

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02016/157623

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年10月6日 (2016. 10. 6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	2 H 0 5 9
G 0 2 B 13/04 (2006.01)	G 0 2 B 13/04 D	2 H 0 8 7
G 0 3 B 35/08 (2006.01)	G 0 3 B 35/08	4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号 特願2016-556043 (P2016-556043)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/083872	(74) 代理人 100123962 弁理士 斎藤 圭介
(22) 国際出願日 平成27年12月2日 (2015. 12. 2)	(74) 代理人 100120204 弁理士 平山 巖
(11) 特許番号 特許第6072392号 (P6072392)	(72) 発明者 菅 武志 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
(45) 特許公報発行日 平成29年2月1日 (2017. 2. 1)	Fターム (参考) 2H040 BA15 CA23 2H059 AA18
(31) 優先権主張番号 特願2015-69627 (P2015-69627)	
(32) 優先日 平成27年3月30日 (2015. 3. 30)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

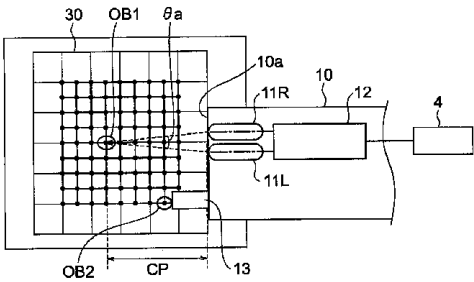
(57) 【要約】

近接観察においても見やすく立体感のある観察ができる内視鏡装置を提供する。

左眼用と右眼用との画像をそれぞれ結像する光学系 11R、11Lと、左眼用と右眼用との視差画像を取得する撮像素子12と、視差画像の信号を処理してモニタに表示可能な立体画像を作成する画像処理装置4と、を有する内視鏡装置1において、以下の条件式(1)を満足する。

$$0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7、かつ \quad CP \geq 10 \dots (1)$$

ここで、CPは、モニタ面の画面中心において、左眼用と右眼用との視差画像の左右シフト量が0になる時の、光学系の最も物体側の面から被写体までの距離 (mm)、Dtlは、最大像高での長さのディストーション、である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

左眼用と右眼用との画像をそれぞれ結像する光学系と、
 左眼用と右眼用との視差画像を取得する撮像素子と、
 前記視差画像の信号を処理してモニタに表示可能な立体画像を作成する画像処理装置と、
 を有する内視鏡装置において、

以下の条件式 (1) を満足することを特徴とする内視鏡装置。

$$0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7、かつ \quad CP \geq 10 \quad \dots (1)$$

ここで、

CP は、前記モニタ面の画面中心において、左眼用と右眼用との前記視差画像の左右シフト量が 0 になる時の、前記光学系の最も物体側の面から被写体までの距離 (mm)、

Dtl は、最大像高での長さのディストーション、
 である。

【請求項 2】

少なくとも 2 つの光学系焦点を切り替える手段と、

遠点側の被写体に焦点を合わせた場合、条件式 (1) を満足し、近点側の被写体に焦点を合わせた場合、前記 CP の値を遠点側の被写体に焦点を合わせた時の CP の値より小さい値に切り替える手段と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関するもので、立体表示可能な像を撮像する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、医療用分野及び工業用分野で広く使用されている装置である。医療用分野においては、体腔内に挿入された内視鏡により、体腔内の様々な部位の画像が得られる。この画像を用いて観察部位の診断が行われる。このように、内視鏡は、体腔内の様々な部位の観察と診断に利用されている。

【0003】

内視鏡による観察では、視差のある複数の像を撮像し、それにより複数の画像を融合して画像の立体表示 (3D 表示) が行われるようになってきている。このような、立体感のある観察を行う内視鏡は、例えば、特許文献 1、2 に提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開第 2013 / 108500 号

【特許文献 2】特開 2012 - 245056 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

立体内視鏡は、被写体を立体的に映し出すので、観察者はより正確な処置を行うことができる。また、観察者は、立体的な被写体像をモニタにより観察する。モニタによる立体的な被写体像の観察において、左右の眼球の視線の中心軸をそれぞれ結ぶ線分が交差する角度を輻輳角とする。輻輳角は、被写体像がモニタ面よりも観察者に近い側の空間に表示されるほど大きくなる。

【0006】

内視鏡で近接した被写体を観察する場合、輻輳角は大きくなる。観察者がモニタにより

10

20

30

40

50

、輻輳角が大きくなり、見かけ上 3D モニタの画面よりも手前側（観察者側）に物体が表示されると、観察者の疲労が大きくなってしまふ。特許文献 1、2 では、近接した被写体を立体的に観察する時に生ずる観察者の眼の疲労に関しては、考慮されていない。このように、輻輳角が大きくなると、観察者の眼の疲労を生じ、円滑な作業を妨げてしまうという問題を生ずる。

【0007】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、近接観察においても見やすく立体感のある観察ができる内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

10

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、左眼用と右眼用との画像をそれぞれ結像する光学系と、

左眼用と右眼用との視差画像を取得する撮像素子と、

視差画像の信号を処理してモニタに表示可能な立体画像を作成する画像処理装置と、を有する内視鏡装置において、

以下の条件式（1）を満足することを特徴とする。

$$0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7、かつ \quad CP \geq 10 \quad \dots (1)$$

ここで、

CP は、モニタ面の画面中心において、左眼用と右眼用との視差画像の左右シフト量が 0 になる時の、光学系の最も物体側の面から被写体までの距離（mm）、

20

Dtl は、最大像高での長さのディストーション、である。

【発明の効果】

【0009】

本発明の一実施形態に係る内視鏡装置は、近接観察において見やすく立体感のある観察ができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図 1】本発明の実施形態に係る内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【図 2A】第 1 実施形態に係る内視鏡装置の被写体空間を説明する図である。

30

【図 2B】第 1 実施形態に係る内視鏡装置の再生空間を説明する図である。

【図 2C】モニタ面におけるシフト量を示す図である。

【図 3A】ディストーションを説明するための被写体空間を示す図である。

【図 3B】ディストーションを説明するための再生空間を示す図である。

【図 4】第 1 実施形態における光学系の断面構成を示す図である。

【図 5A】第 2 実施形態に係る内視鏡装置の被写体空間を説明する図である。

【図 5B】第 2 実施形態に係る内視鏡装置の再生空間を説明する図である。

【図 5C】第 2 実施形態に係る内視鏡装置の再生空間を説明する他の図である。

【図 6】第 2 実施形態における光学系の断面構成を示す図である。

【図 7】ディストーションを説明する図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本実施形態に係る内視鏡装置について、図面を用いて、このような構成をとった理由と作用を説明する。なお、以下の実施形態によりこの発明が限定されるものではない。

【0012】

図 1 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の概略構成を示す図である。

図 1 に示すように本実施の形態の内視鏡装置 1 は、撮像装置として撮像素子 12（図 2A 参照）を内蔵した電子内視鏡 2 と、電子内視鏡 2 に照明光を供給する光源を有する光源装置 3 と、電子内視鏡 2 の撮像素子 12 に対する信号処理を行う画像処理装置 4 と、画像

50

処理装置 4 を経て出力される映像信号による内視鏡画像を表示するモニタ 5 とで構成されている。

【 0 0 1 3 】

電子内視鏡 2 は、撮像素子 1 2 を内蔵した細長で可撓性を有する挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の後端に形成された太幅の操作部 2 2 と、先端硬性部 1 0 と、操作部 2 2 の側部から延出されたユニバーサルコード 2 3 とから構成されている。ユニバーサルコード 2 3 の端部には、光源装置 3 に着脱自在に接続可能なコネクタ部 2 4 が設けられている。コネクタ部 2 4 側に延出した接続コード 2 5 の端部には、画像処理装置 4 に着脱自在に接続可能な電気コネクタ部 2 6 が設けられている。

【 0 0 1 4 】

(第 1 実施形態)

図 2 A は、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡装置の先端硬性部 1 0 近傍を示す図である。本実施形態の内視鏡装置は、右眼用光学系 1 1 R と、左眼用光学系 1 1 L との 2 つの光学系を有している。2 つの光学系の詳細な構成は、後述する。

【 0 0 1 5 】

被写体空間 3 0 において、被写体 O B は、右眼用光学系 1 1 R と左眼用光学系 1 1 L とにより、それぞれ右眼像、左眼像が撮像素子 1 2 の撮像面に結像される。画像処理装置 4 は、撮像素子 1 2 からの出力信号に対して、後述する画像処理を行う。そして、画像処理装置 4 は、画像処理された右眼用画像の信号と、左眼用画像の信号をモニタ 5 へ出力する。

【 0 0 1 6 】

図 2 A において、右目用光学系 1 1 R の光軸と最も物体側のレンズ面が交差する点と被写体 O B とを結ぶ直線と、左目用光学系 1 1 L の光軸と最も物体側のレンズ面が交差する点と被写体 O B とを結ぶ直線とがなす角度 θa を内向角とする。

【 0 0 1 7 】

図 2 B は、第 1 実施形態における被写体像 O B ' の再生について説明する図である。再生空間 4 0 において、画像処理装置 4 からの信号に基づいて、モニタ 5 のモニタ面 5 a に、右眼用画像と左眼用画像とが表示される。

【 0 0 1 8 】

図 2 B は、被写体像 O B ' が、モニタ 5 のモニタ面 5 a 上に表示されている場合を示す。観察者の右眼 E R の視線と被写体像 O B ' とを結ぶ直線と、左眼 E L の視線と被写体像 O B ' とを結ぶ直線とがなす角度 θb を輻輳角とする。

【 0 0 1 9 】

本実施形態は、左眼用と右眼用との画像をそれぞれ結像する光学系 1 1 R、1 1 L と、左眼用と右眼用との視差画像を取得する撮像素子 1 2 と、視差画像の信号を処理してモニタ 5 に表示可能な立体画像を作成する画像処理装置 4 と、を有する内視鏡装置 1 である。

そして、以下の条件式 (1) を満足することが望ましい。

$$0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7、かつ \quad CP \geq 10 \quad \dots (1)$$

ここで、

CP は、モニタ面の画面中心において、左眼用と右眼用との視差画像の左右シフト量が 0 になる時の、光学系 1 1 R、1 1 L の最も物体側の面から被写体 O B までの距離 (mm)、

Dtl は、最大像高での長さのディストーション、である。

【 0 0 2 0 】

ここで、被写体像が立体的に見える理由について説明する。図 2 C は、モニタ面 5 a を正面から見た構成を示している。右眼用画像 7 R と左眼用画像 7 L とは、シフト量 S h の間隔をあけて表示されている。また、最大像高 I max は、モニタ面 5 a の中心 C から、有効表示領域内の最も離れた位置までの長さで示される。

【 0 0 2 1 】

10

20

30

40

50

シフト量 S_h がゼロの場合は、右眼用画像 7 R と左眼用画像 7 L とが一致する。これにより、観察者は、被写体像 $O B'$ をモニタ面 5 a 上に存在するように認識する。これに対して、図 2 C に示すように、右眼用画像 7 R と左眼用画像 7 L とが、シフト量 S_h だけ間隔をあけて表示されている場合、観察者は、被写体像 $O B'$ をモニタ面 5 a よりも奥方向に存在するように認識する。

【 0 0 2 2 】

このように、モニタ面 5 a 上に表示される右眼用画像 7 R と左眼用画像 7 L とのシフト量 S_h を変えることで、被写体像 $O B'$ が存在する位置をモニタ面 5 a 上、モニタ面 5 a よりも奥側空間、モニタ面 5 a よりも手前側空間のいずれかに設定することができる。これにより、観察者は、立体的な被写体像 $O B'$ を観察できる。シフト量 S_h の制御は、画像処理装置 4 により行われる。

10

【 0 0 2 3 】

さらに、本実施形態における被写体像 $O B'$ の見え方と、ディストーションとの関係について説明する。図 7 は、本実施形態におけるディストーションを説明する図である。

ディストーションは以下の式 (A) で定義される。

$$(| I' | - | \beta \times I |) / | \beta \times I | \quad (A)$$

ここで、

I は、物体面における物体高、

I' は、モニタ面における像高、

β は、横倍率、

である。

20

【 0 0 2 4 】

図 7 では、簡単のため、右眼用光学系 1 1 R と左眼用光学系 1 1 L とを一つにして、光学系 1 1 として示している。物体高 I の被写体は、光学系 1 1 により撮像素子 1 2 の撮像面上に結像される。そして、撮像素子 1 2 からの画像信号は、画像処理装置 4 により、所定の処理が行われる。そして、モニタ 5 のモニタ面 5 a に被写体像が表示される。ディストーションとは、光学系 1 1 と画像処理装置 4 とを含んだ系におけるディストーションである。即ち、物体面を基準としたとき、最終的に評価像面であるモニタ面 5 a に表示される像におけるディストーションである。

【 0 0 2 5 】

30

上述したように、右眼用画像 7 R と左眼用画像 7 L とのモニタ面 5 a におけるシフト量 S_h を変えることで、被写体像 $O B'$ の位置を、観察者から見て奥行き方向に設定できる。

【 0 0 2 6 】

さらに、ディストーションにより、被写体像 $O B'$ の立体感がさらに強調されて認識できることを説明する。

【 0 0 2 7 】

被写体 b は、右眼用光学系 1 1 R により、右眼用撮像素子 1 2 R の撮像面に像 $b R$ として結像される。また、被写体 b は、左眼用光学系 1 1 L により、左眼用撮像素子 1 2 L の撮像面に像 $b L$ として結像される。

40

【 0 0 2 8 】

右眼用撮像素子 1 2 R と左眼用撮像素子 1 2 L からの信号は、画像処理装置 4 に出力される。そして、図 3 B に示すように、画像処理装置 4 からの信号に基づいて、モニタ面 5 a に被写体 a の像 a' が表示される。観察者は、像 a' がモニタ面 5 a 上に位置するように認識する。

【 0 0 2 9 】

また、画像処理装置 4 からの信号に基づいて、モニタ面 5 a に被写体 b の 2 つの像 $b R'$ 、 $b L'$ が表示される。観察者は、2 つの像 $b R'$ 、 $b L'$ を融合して、像 b' がモニタ面 5 a から距離 H だけ奥行きに位置するように認識する。

【 0 0 3 0 】

50

ここで、光学系 11 からモニタ面 5a までに至る系においてディストーションが存在すると、モニタ面 5a における 2 つの像 bR' 、 bL' のそれぞれの位置がさらにずれることとなる。ディストーションは、モニタ面 5a の中心領域よりも周辺領域において大きくなる。このため、像高が大きいモニタ面 5a の周辺領域において、像 b' は、モニタ面 5a よりもさらに奥側に位置するように認識される。

【0031】

光学系及び画像処理装置を含めた内視鏡装置に負のディストーション、いわゆる樽型のディストーションが存在すると、モニタ 5 の画面中心に対して、画面周辺では、再生空間が観察者にとって奥方向に存在することになる。換言すると、負の樽型のディストーションにより、平面を観察した場合でも、モニタ面においては、観察者に向かって凸面を向けたお椀状の被写体像として再生される。

10

【0032】

図 2B に戻り、説明を続ける。モニタ面 5a 上に、被写体像 $OB1'$ が再生されている。そして、負のディストーションにより、モニタ面 5a の周辺に表示される被写体像 $OB2'$ は、モニタ面 5a よりも奥方向に再生される。このため、被写体像 $OB2'$ を観察するときの輻輳角 θb を小さくすることができるため、観察者は、疲労することなく融像できる。

【0033】

上述したように、本実施形態では、条件式 (1) を満足することが望ましい。

$$0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7, \text{ かつ } CP \geq 10 \dots (1)$$

20

【0034】

本実施形態では、 $CP \times (1 + Dtl)$ の上限値を下回ることによって、被写体空間における深度内全域、即ち図 2B における被写体像 $OB1'$ よりも奥方向の被写体像をモニタ面 5a より奥に再生できる。さらに、モニタ面 5a の画面周辺領域に見える被写体像 $OB2'$ もモニタ面 5a よりも奥方向に再生できる。このため、観察者はモニタ面 5a の全域において、疲労することなく融像できる。例えば、内視鏡内を挿通している処置具は、モニタ面 5a の周辺部において近接する被写体として観察される。本実施形態では、モニタ面 5a において、処置具に視線を合わせた場合でも、疲労なく融像できる。

また、 $CP \times (1 + Dtl)$ の下限値を上回ることによって、再生空間の奥行きを制限できる。このため、被写界深度の全域、例えば、再生空間 7 ~ 100 mm における被写体像を一度に融像することができる。

30

【0035】

本実施形態では、近接観察での疲労を低減するために、近接深度境界をモニタ面 5a 上に再生し、深度内全域をモニタ面 5a より奥に再生している。単焦点光学系での近接深度境界は、3 mm ~ 8 mm 程度である。このため、 CP 値も 3 mm ~ 8 mm に設定することが望ましい。

【0036】

また、処置具の見え方による疲労低減を行うためには、光学系の最も物体側のレンズ面から 3 mm の距離において、最大の観察視野に位置する被写体は、モニタ面よりも奥に再生することが望ましい。

40

【0037】

このように、従来技術においては、被写体が近接している場合、モニタ面 5a よりも手前側に被写体像を再生する。換言すると、近点深度境界では、輻輳角が大きくなる。このため、観察者の眼の疲労が大きくなってしまふ。

【0038】

これに対して、本実施形態では、内向角 θa と輻輳角 θb とは異なっている。特に、内向角 $\theta a > \text{輻輳角 } \theta b$ であることが望ましい。このため、本実施形態は、内向角 θa の自由度が大きい。なお、本実施形態における輻輳角 θb は、観察者とモニタ面 5a との距離と、観察者の眼の眼幅とにより決まる値である。

【0039】

50

条件式 (1) に代えて、以下の条件式 (1') を満足することが好ましい。

$$0.4 < CP \times (1 + Dtl) < 5.6、かつ \quad CP \geq 8 \quad \dots (1')$$

【 0 0 4 0 】

次に、本実施形態における右眼用光学系 1 1 R、左眼用光学系 1 1 L の数値実施例を説明する。右眼用光学系 1 1 R と左眼用光学系 1 1 L とは、同じ構成の光学系である。このため、一方の光学系の数値例を示して説明する。

【 0 0 4 1 】

ここで、図 4 は、右眼用光学系 1 1 R、左眼用光学系 1 1 L の断面構成を示す図である。

物体側から順に、平凹の負レンズ L 1 と、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズ L 2 と、平行平板 L 3 と、明るさ絞り S と、両凸正レンズ L 4 と、両凸正レンズ L 5 と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズ L 6 と、フィルタ F と、カバーガラス C G とで構成されている。ここで、正レンズ L 5 と負レンズ L 6 とは接合されている。また、フィルタ F とカバーガラス C G の間隔 d 1 4 は接着層である。

また、平行平板 L 3 は、赤外吸収フィルタであり、その物体側に、Y A G レーザカットのコーティング、像側に L D レーザカットのコーティングを施している。

【 0 0 4 2 】

光軸 A X 1 と光軸 A X 2 との間隔 P は視差に対応し、1 mm である。図 4 において、軸上光束と、軸外光束 (画角 1 0 0 度、像高 0 . 4 2 9) を記載している。

【 0 0 4 3 】

以下に、上記実施例の数値データを示す。記号は、r は各レンズ面の曲率半径、d は各レンズ面間の間隔、n d は各レンズの d 線の屈折率、v d は各レンズのアッベ数である。

【 0 0 4 4 】

数値実施例 1

単位 m m

面 データ

面 番号	r	d	nd	v d
1	∞	0.325	1.88815	40.76
2	0.7696	0.741		
3	-5.9424	1.112	1.85504	23.78
4	-4.3921	0.1438		
5	∞	0.52	1.49557	75
6	∞	0.13		
7(明るさ絞り)	∞	0.1321		
8	10.3317	0.9666	1.83932	37.16
9	-2.4443	0.4076		
10	1.7094	0.9669	1.69979	55.53
11	-1.0787	0.4351	1.93429	18.9
12	-7.3865	0.3426		
13	∞	0.65	1.51825	64.14
14	∞	0.013	1.515	64
15	∞	0.455	1.507	63.26
像面	∞			

【 0 0 4 5 】

(第 2 実施形態)

次に、本発明の第 2 実施形態に係る内視鏡装置について説明する。上記第 1 実施形態と同じ部分には同一の符号を付し、重複する説明は、省略する。

【 0 0 4 6 】

図 5 A は、本実施形態の内視鏡装置の概略構成を示す図である。

少なくとも 2 つの光学系焦点を切り替える手段であるレンズ駆動部 6 と、

遠点側の被写体に焦点を合わせた場合、条件式 (1) を満足し、近点側の被写体に焦点を合わせた場合、C P の値を遠点側の被写体に焦点を合わせた時の C P の値 (C P 1) より小さい値 (C P 2) に切り替える手段である C P 値変更部 8 と、を有する。

【 0 0 4 7 】

本実施形態では、レンズ駆動部 6 により、遠点側焦点と、近点側焦点とを切替えることができる。そして、遠点側焦点の場合、 $C P \times (1 + D t l) = 0 . 5 2$ に設定している。図 5 B は、遠点側焦点の状態における、再生空間 4 0 を示す図である。被写体 O B 1 は、モニタ面 5 a 上に被写体像 O B 1 ' として、観察される。また、被写体空間の周辺に存在する被写体 O B 2 (最も物体側のレンズ面からの距離は 2 mm に設定) は、再生空間において、被写体像 O B 2 ' として、モニタ面 5 a よりも奥側に存在するように観察される。このため、再生空間における輻輳角 θb を小さくすることができる。これにより、観察者は、疲労することなく、立体像を観察できる。

【 0 0 4 8 】

また、本実施形態では、近点側焦点の場合、レンズ駆動部 6 により、右眼用光学系 1 1 R、左眼用光学系 1 1 L 内のレンズを駆動する。これにより、遠点側焦点から近点側焦点へ切替えることができる。尚、切り替えによって、光学系のディストーションは変動しない構成となっている。

【 0 0 4 9 】

近点側焦点の場合、C P 値変更部により、C P 値を 2 . 5 mm と短くする。図 5 C は、近点側焦点の状態における、再生空間 4 0 を示す図である。図 5 C からわかるように、被写界深度の全域 (2 . 5 mm ~ 5 mm) における被写体を、モニタ面 5 a よりも奥行方向に再生するので、観察者は疲労なく融像できる。

【 0 0 5 0 】

また、近点側焦点の状態では、 $C P \times (1 + D t l) = 0 . 3 2 5$ と、0 . 3 以上である。よって、深度全域を疲労なく融像できる。尚、近点側焦点では、元々深度幅が狭いため、0 . 3 以下になった場合でも融像は可能である。

【 0 0 5 1 】

以下、本実施形態の数値例を示す。

ここで、図 6 は、右眼用光学系 1 1 R、左眼用光学系 1 1 L の断面構成を示す図である。

物体側から順に、平凹の負レンズ L 1 と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズ L 2 と、物体側に凸面を向けた正メニスカスレンズ L 3 と、明るさ絞り S と、両凸正レンズ L 4 と、平行平板 L 5 と、両凸正レンズ L 6 と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズ L 7 と、フィルタ F と、カバーガラス C G とから構成されている。ここで、正レンズ L 6 と負レンズ L 7 とは接合されている。また、フィルタ F とカバーガラス C G の間隔 d 1 6 は接着層である。

【 0 0 5 2 】

光軸 A X 1 と光軸 A X 2 との間隔 P は視差に対応し、1 mm である。図 6 において、軸上光束と、軸外光束 (画角 1 6 6 度、像高 0 . 4 2 9) を記載している。

【 0 0 5 3 】

遠点側焦点から近点側焦点へ切替える場合、レンズ駆動部 6 により、レンズ L 3 が光軸に沿って、撮像素子 1 2 側へ移動する。これにより、近点側へ焦点を移動できる。

< 遠点側焦点 >

被写界深度 5 mm ~ 1 0 0 mm、

画角 1 6 6 度、

左眼用光学系と右眼用光学系の視差 1 mm

(C P 値が 4 mm での内向角 θa は 1 4 . 3 度)、

最大像高での長さのディストーションは - 0 . 8 7、

10

20

30

40

50

C P 値は 4 m m、

$$C P \times (1 + D t l) = 0.52$$

< 近点側焦点 >

被写界深度 2.5 m m ~ 5 m m、

画角 166 度、

左眼用光学系と右眼用光学系の視差の視差 1 m m

(C P 値が 2.5 m m での内向角は 22.6 度)、

最大像高での長さのディストーションは - 0.87、

C P 値は 2.5 m m、

$$C P \times (1 + D t l) = 0.325$$

10

【0054】

数値実施例 2

単位 m m

面データ

面番号	r	d	nd	v d
1	∞	0.25	1.88815	40.76
2	0.592	0.6331		
3	-0.9641	0.49	1.85504	23.78
4	-1.1345	0.3899		
5	2.11	0.3917	1.58482	40.75
6	12.2107	0.3598		
7(明るさ絞り)	∞	0.061		
8	22.4495	0.5905	1.57124	56.36
9	-1.9442	0.05		
10	∞	0.4	1.49557	75
11	∞	0.0656		
12	1.3335	0.7598	1.69979	55.53
13	-0.8346	0.2798	1.93429	18.9
14	-3.6567	0.252		
15	∞	0.5	1.51825	64.14
16	∞	0.01	1.515	64
17	∞	0.35	1.507	63.26
像面	∞			

20

30

【0055】

以下、第 1 実施形態、第 2 実施形態に係る内視鏡装置系における条件式 (1) の数値を示す。視距離は、最適視距離を用いている。最適視距離とは、視力 1.0 の人が解像度 1920 × 1080 を見るものとして、画面を構成する各画素 (ピクセル) が識別できる限界距離をいう。実施例 2 については、遠点側に焦点を合わせた場合について記載する。また、D t l については、実施例 1 と実施例 2 の光学系のディストーション値を記載する。

40

(モニタ 5 の大きさが 26 インチの場合)

観察者がモニタを見る視距離 = 1 m、

観察者の眼幅 = 65 m m、とする。

この時、輻輳角 $\theta b = 3.7$ 度となる。

被写体が近点側の深度境界にある場合

50

	視差	DtI	光学系の最も物体側の面 からの物体距離	内向角 θa	輻輳角 θb
実施例1	1	-0.34	7.0	8.2	3.7
実施例2	1	-0.87	5.0	11.4	3.0

被写体がモニタ面上に再生される場合

	光学系の最も物体側の面 からの物体距離=CP	内向角 θa	輻輳角 θb	CP × (1+DtI)
実施例1	7.0	8.2	3.7	4.6
実施例2	4.0	14.3	3.7	0.5

10

【0056】

(モニタ5の大きさが32インチの場合)

観察者がモニタを見る視距離 = 1.3m、

観察者の眼幅 = 65mm、とする。

この時、輻輳角 θb = 2.9度となる。

被写体が近点側の深度境界にある場合

	視差	DtI	光学系の最も物体側の面 からの物体距離	内向角 θa	輻輳角 θb
実施例1	1	-0.34	7.0	8.2	2.9
実施例2	1	-0.87	5.0	11.4	2.3

20

被写体がモニタ面上に再生される場合

	光学系の最も物体側の面 からの物体距離=CP	内向角 θa	輻輳角 θb	CP × (1+DtI)
実施例1	7.0	8.2	2.9	4.6
実施例2	4.0	14.3	2.9	0.5

30

【0057】

以上、本発明の種々の実施形態について説明したが、本発明は、これらの実施形態のみに限られるものではなく、その趣旨を逸脱しない範囲で、これら実施形態の構成を適宜組合せて構成した実施形態も本発明の範疇となるものである。

【0058】

例えば、3つ以上の光学系を有し、その内、任意の2つの光学系を選択することで、左眼用と右目用の画像を作成しても良い。また、実施例2の変形として、焦点位置の変動とともに画角が変わるような変倍光学系に適用しても良い。

【産業上の利用可能性】

【0059】

以上のように、本発明は、小型で、かつ良好な光学性能を有する内視鏡装置に有用である。

40

【符号の説明】

【0060】

- 1 内視鏡装置
- 2 電子内視鏡
- 3 光源装置
- 4 画像処理装置
- 5 モニタ
- 5a モニタ面
- 6 レンズ駆動部

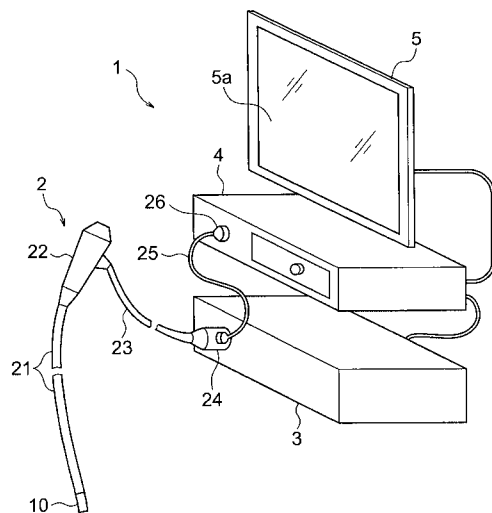
50

7 R 右眼用画像
 7 L 左眼用画像
 8 CP 値変更部
 10 先端硬性部
 11 R 右眼用光学系
 11 L 左眼用光学系
 12 撮像素子
 13 処置具
 21 挿入部
 22 操作部
 23 ユニバーサルコード
 24 コネクタ部
 25 接続コード
 26 電気コネクタ部
 30 被写体空間
 40 再生空間
 Sh シフト量
 I m a x 最大像高
 E R 右眼
 E L 左眼
 S 明るさ絞り
 C モニタ面中心
 A X 1、A X 2 光軸

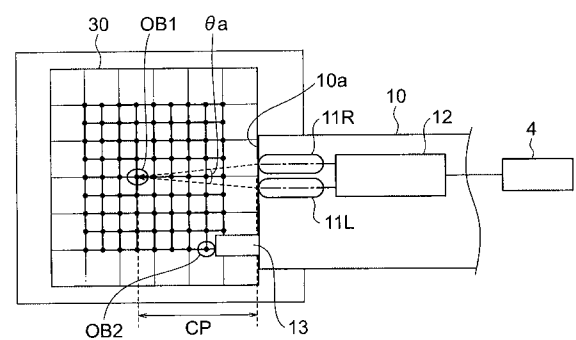
10

20

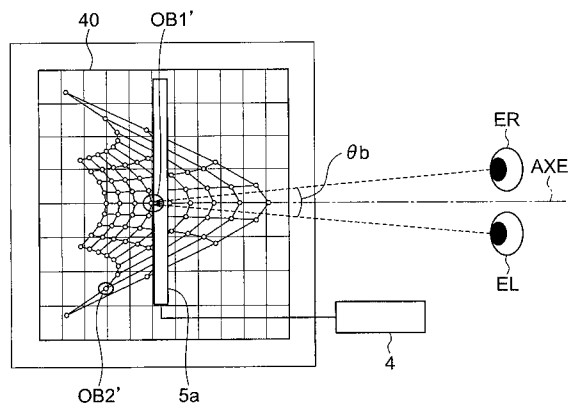
【図 1】



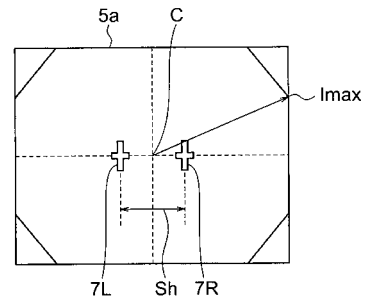
【図 2 A】



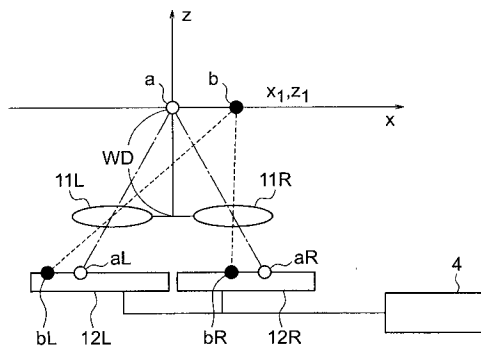
【図 2 B】



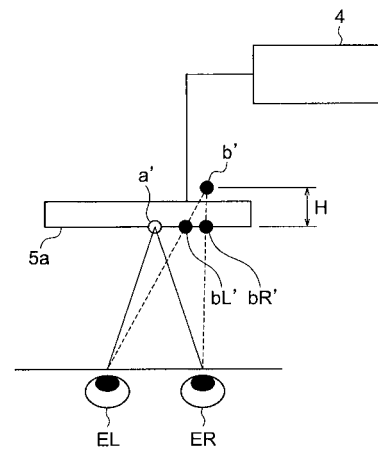
【図 2 C】



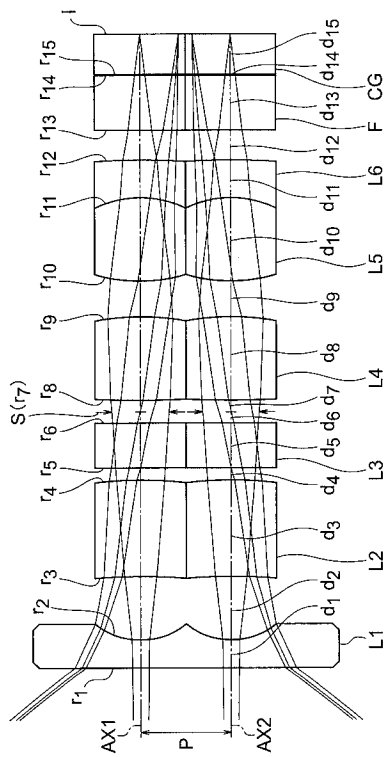
【図 3 A】



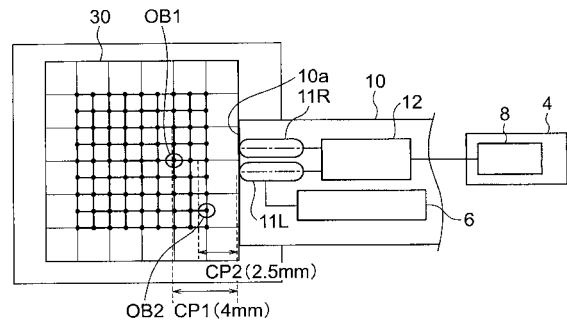
【図 3 B】



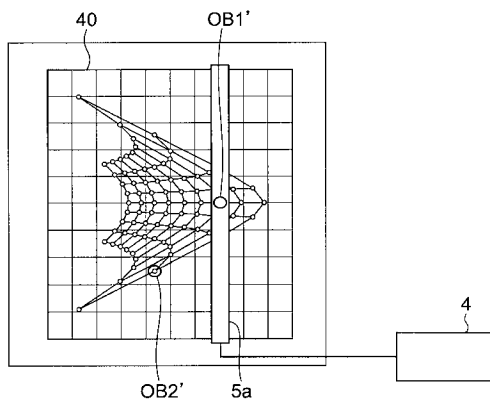
【図 4】



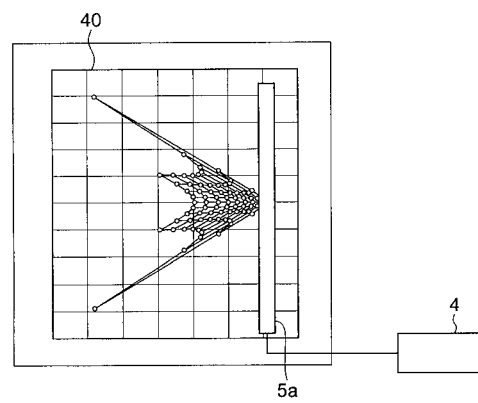
【図 5 A】



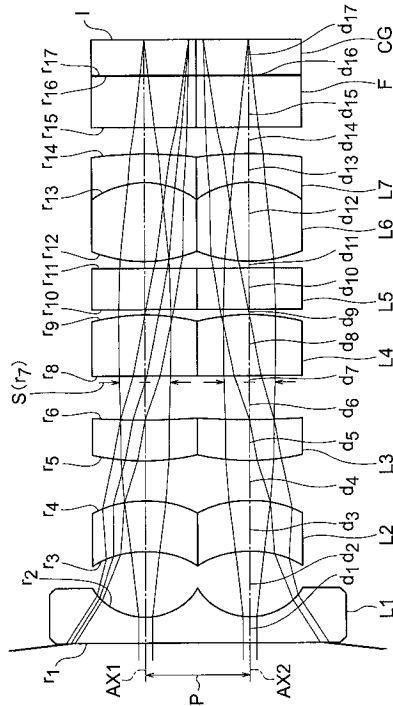
【図 5 B】



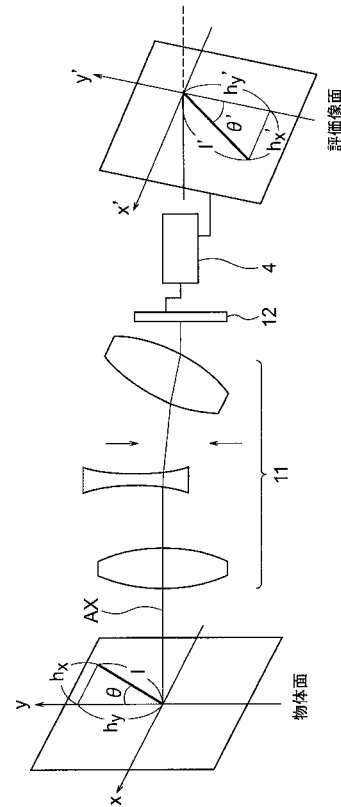
【図 5 C】



【図 6】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成28年9月7日(2016.9.7)

【手続補正 1】

【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】

左眼用と右眼用の像をそれぞれ結像する光学系と、
 前記 2 つの像を撮像して左眼用と右眼用の画像を生成する撮像素子と、
 前記撮像素子からの画像信号を処理してモニタに表示可能な立体画像を作成する画像処理装置と、を有する内視鏡装置において、

以下の条件式 (1) を満足することを特徴とする内視鏡装置。

$$0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7、かつ \quad CP \geq 10 \quad \dots (1)$$

ここで、

CP は、前記モニタ面の画面中心において、前記左眼用画像と前記右眼用画像の左右シフト量が 0 になる時の、前記光学系の最も物体側の面から被写体までの距離 (mm)、

Dtl は、最大像高での長さのディストーション、である。

【請求項 2】

少なくとも 2 つの光学系焦点を切り替える手段と、

遠点側の被写体に焦点を合わせた場合、条件式 (1) を満足し、近点側の被写体に焦点を合わせた場合、前記 CP の値を遠点側の被写体に焦点を合わせた時の CP の値より小さい値に切り替える手段と、

を有す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 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、左眼用と右眼用の像をそれぞれ結像する光学系と、

2つの像を撮像して左眼用と右眼用の画像を生成する撮像素子と、

撮像素子からの画像信号を処理してモニタに表示可能な立体画像を作成する画像処理装置と、を有する内視鏡装置において、

以下の条件式(1)を満足することを特徴とする。

$$0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7、かつ \quad CP \geq 1.0 \quad \dots (1)$$

ここで、

CPは、モニタ面の画面中心において、左眼用画像と右眼用画像の左右シフト量が0になる時の、光学系の最も物体側の面から被写体までの距離(mm)、

Dtlは、最大像高での長さのディストーション、である。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083872

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B13/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G03B35/08(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)

A61B1/00-1/32, G02B13/04, G02B23/24-23/26, G03B35/00

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-309930 A (Olympus Corp.), 04 November 2004 (04.11.2004), paragraph [0038] & US 2004/0263613 A1 paragraph [0057]	1, 2
A	JP 08-056891 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 March 1996 (05.03.1996), paragraph [0026] (Family: none)	1, 2

☒ 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
16 February 2016 (16.02.16)Date of mailing of the international search report
23 February 2016 (23.02.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083872

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/108500 A1 (Olympus Medical Systems Corp., Olympus Corp.), 25 July 2013 (25.07.2013), paragraphs [0020] to [0025] & US 2014/0177043 A1 paragraphs [0033] to [0041] & EP 2806301 A1 & CN 103782215 A	1,2
A	JP 2007-068876 A (Olympus Medical Systems Corp.), 22 March 2007 (22.03.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1,2

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 3 8 7 2									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B13/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G03B35/08(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. A61B1/00-1/32, G02B13/04, G02B23/24-23/26, G03B35/00											
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>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016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	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016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) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)											
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									
A	JP 2004-309930 A (オリンパス株式会社) 2004.11.04, 段落 0038 & US 2004/0263613 A1, 段落 0057	1, 2									
A	JP 08-056891 A (オリンパス光学工業株式会社) 1996.03.05, 段落 0026 (ファミリーなし)	1, 2									
☒ 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。											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> 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 </td> </tr> </table>				* 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						
* 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 16.02.2016		国際調査報告の発送日 23.02.2016									
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) 島田 保	2Q 4004 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 3 8 7 2
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	WO 2013/108500 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社、オリンパス株式会社) 2013. 07. 25, 段落 0020-0025 & US 2014/0177043 A1, 段落 0033-0041 & EP 2806301 A1 & CN 103782215 A	1, 2
A	JP 2007-068876 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007. 03. 22, 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2

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, ST, 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, 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

F ターム(参考) 2H087 KA10 LA03 PA04 PA05 PA18 PB05 PB06 QA01 QA07 QA18
QA22 QA25 QA37 QA41 QA45 RA32 RA42 RA43
4C161 BB06 FF40

(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	JPWO2016157623A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016556043	申请日	2015-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	菅武志		
发明人	菅 武志		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B13/04 G03B35/08		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/00193 A61B1/05 G02B13/04 G02B23/2415 G02B23/243 G03B15/14 G03B35/08 A61B1/04 G02B23/24 G03B35/00		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B13/04.D G03B35/08		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/CA23 2H059/AA18 2H087/KA10 2H087/LA03 2H087/PA04 2H087/PA05 2H087/PA18 2H087/PB05 2H087/PB06 2H087/QA01 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA22 2H087/QA25 2H087/QA37 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA32 2H087/RA42 2H087/RA43 4C161/BB06 4C161/FF40		
代理人(译)	斋藤圭介 平山岩		
优先权	2015069627 2015-03-30 JP		
其他公开文献	JP6072392B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(ZH) 提供了一种内窥镜装置，该内窥镜装置即使在近距离观察时也易于观察并且具有立体效果。光学系统11R和11L分别形成用于左眼和右眼的图像，图像传感器12获得用于左眼和右眼的视差图像，并且监视视差图像的信号。在包括产生可以显示在其中的立体图像的图像处理装置4的内窥镜装置1中，满足以下条件表达式(1)。 $0.3 < CP \times (1 + Dtl) < 7$ ， $CP \leq 10 \dots (1)$ 在此，CP是在监视器表面的屏幕中央，当左眼和右眼的视差图像的左右偏移量为0时，从光学系统最靠近物体侧的表面到被摄体的距离(mm)。)，Dtl是最大图像高度处的长度失真。

