(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
2019年8月15日(15.08.2019)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2019/155665 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 8/12 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)
G02B 5/00 (2006.01)
G02B 13/00 (2006.01)
G02B 13/04 (2006.01)
G02B 23/26 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2018/032387

(22) 国際出願日： 2018年8月31日(31.08.2018)

(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 2018-022489 2018年2月9日(09.02.2018) JP

(71) 出願人: オリンパス株式会社 (**OLYMPUS CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町２９５１番地 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 五十嵐 勉 (**IGARASHI Tsutomu**); 〒1928507 東京都八王子市石川町２９５１番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

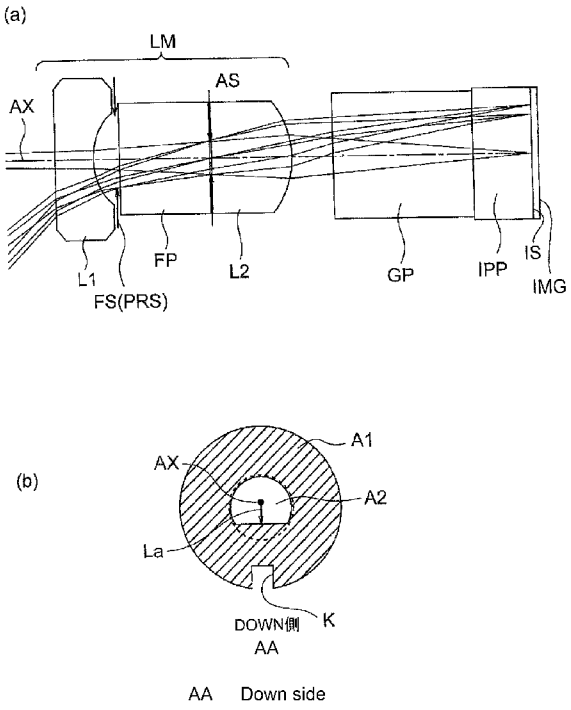
(74) 代理人: 斎藤圭介 (**SAITO Keisuke**); 〒1010051 東京都千代田区神田神保町１－４１－３ 駿河台下ＭＫビル６階 Tokyo (JP).

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,

WO 2019/155665 A1

(54) **Title:** ENDOSCOPE IMAGING OPTICAL SYSTEM AND ENDOSCOPE DEVICE

(54) 発明の名称： 内視鏡撮像光学系及び内視鏡装置



(57) **Abstract:** Provided are an endoscope imaging optical system and endoscope device that achieve diameter reduction and reduce the brightness saturation of a fixed structure image. This endoscope imaging optical system has an intra-field-of-view structure blocking a part of the field of view of a subject space and is characterized by comprising a brightness stop AS and a peripheral light reduction stop PRS and in that the peripheral light reduction stop PRS is disposed at a position along the optical axis direction that satisfies conditional expression (1) and is an opening part that: blocks a light beam such that, with a first direction being the direction to the side of the peripheral light reduction stop PRS where the intra-field-of-view structure is present and a second direction being the direction to the side of the peripheral light reduction stop PRS where the intra-field-of-view structure is not present, conditional expression (2) is satisfied such that the amount of peripheral light reduction in the first direction is larger than the amount of peripheral light reduction in the second direction, which is different from the first direction; and does not block the effective light beam or reduces the amount by which the effective light beam is blocked such that the amount of peripheral light reduction in the second direction is smaller than the amount of peripheral light reduction in the first direction.

[続葉有]

KN, KP, KR, KW, 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, 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, ST, 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:

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：細径化を達成し、かつ固定構造物像の明るさ飽和を低減する内視鏡撮像光学系及び内視鏡装置を提供すること。 被写体空間に対して視野の一部を遮る視野内構造物を有する内視鏡撮像光学系であって、内視鏡撮像光学系は、明るさ絞りＡＳと、周辺減光絞りＰＲＳと、を有し、周辺減光絞りＰＲＳは、条件式（１）を満足する光軸方向の位置に配置され、周辺減光絞りＰＲＳにおいて、視野内構造物が存在する側を第１方位とし、視野内構造物が存在しない側を第２方位としたとき、周辺減光絞りＰＲＳは、第１方位における周辺減光量は、第１方位と異なる第２方位における周辺減光量よりも大きくなるように条件式（２）を満足するよう光束を遮る開口部であり、第２方位における周辺減光量は、第１方位における周辺減光量よりも小さくなるように、有効光束を遮らないか、または、有効光束を遮る量を少なくする開口部であることを特徴とする。

明　細　書

発明の名称 ： 内視鏡撮像光学系及び内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡撮像光学系、主に、医療用超音波内視鏡の撮像光学系及び内視鏡装置に関する。

背景技術

[0002] 超音波内視鏡は、内視鏡の挿入部先端に超音波振動子を配設している。そして、挿入部を消化器や気管支等の体腔内に挿入する。これにより、超音波内視鏡では、超音波画像観察下において、診断や処置を行なう。

[0003] さらに、超音波内視鏡は、光学画像を用いて観察目標とする臓器まで挿入することで、目標部位の光学画像も観察する。このように、一般的に、超音波内視鏡では、超音波画像と光学画像の２種類の画像を生成、取得する。

[0004] 通常の可視光による光学画像では、臓器の表面情報が得られる。しかしながら、臓器深部の情報は得られない。超音波画像では臓器深部を含めた断層画像が得られ、臓器深部から組織採取するような用途で有用である。特に、気管支鏡においては、超音波画像下で気管支内から光学画像で把握し難いリンパ節を生検して組織採取することで、癌転移の診断に用いられる。

[0005] 臓器の超音波画像を得るには、超音波を臓器まで伝達させる。このため、振動子と臓器の間に空気を挟まないようにする必要がある。このため、振動子を臓器に直接接触させること、または、振動子と臓器の間に注水したバルーンを挟むこと、により超音波を臓器まで伝達させる。

[0006] このような事情から、超音波内視鏡では、臓器と接触をさせやすい構造、また、バルーン取り付けに対応し易い構造として、挿入部の最も先端側に振動子を配置するのが一般的である。

[0007] よって、超音波内視鏡の光学系は、超音波振動子を挿入部の最も先端に配置する前提で設計する必要がある。ここで、超音波内視鏡において、光学画像を取得する光学系は、振動子よりも後退した位置に配置するのが一般的で

ある。

[0008] 上述した超音波内視鏡の構造に関する制約の下に、挿入部の挿入方向が見やすいこと、及び超音波振動子が画像化する部位や生検針を刺す目標部位を視認できること、が光学画像には求められる。

[0009] 下記の特許文献１、２、３には、超音波内視鏡の光学画像に関連する技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0010] 特許文献1：特開２０１６－１２９５７６号公報

特許文献2：特開２００９－１７９６４号公報

特許文献3：特開平１０－２５８０５８号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0011] 超音波内視鏡は、光学画像の観察において、先端に配置された振動子が光学画像に映り込んでしまう。このため、振動子は、臓器の光学観察における障害物となる。従って、光学画像の視野方向を、挿入部に対して数十度傾けて斜視化するのが一般的である。光学画像内に振動子像を映りこませない場合は、斜視角を大きくとることとなる。

[0012] 斜視角を大きくとると、超音波内視鏡の挿入方向の角度と視野方向の角度との差が増大する。角度差が増大すると、超音波内視鏡の挿入性が悪化してしまう。また、観察者にとって、振動子表面の臓器やバルーン接触部が見えないことにより、臓器等に対する振動子当て付けの位置決めの操作性が悪化する。

[0013] 特許文献１は、光学系に製造ばらつきがある場合でも、常に適度なサイズで光学画像内に振動子像の一部を映りこませる電子マスク処理を開示している。振動子像を光学画像内に映しこむと、照明光学系に近接した振動子が高照度照明される。振動子の高照度照明による画像明るさの飽和が課題となる

。特許文献１は、この課題に対して何ら対応していない。

[0014] 特許文献２は、光学画像のフレアと、照明光吸収による振動子の発熱を課題とする。この課題の対策として、照明光学系側において、配光レンズと振動子の間に突起状の遮光部を設けている。しかしながら、この構造では、突起状の遮光部付近に、粘液等の汚物が溜まりやすく、内視鏡の洗浄、内視鏡の消毒性の観点からみても望ましくない。また、突起状の遮光部が配光レンズに近接しているため、遮光部が高照度で照明される。このため、遮光部自身が新たなフレアの発生源となる可能性がある。また、内視鏡の構成において、遮光部は、構造的に付加されている。このことで、内視鏡を細径化する要求の達成が困難となる。

[0015] 特許文献３は、光学画像のフレアの低減を課題とする。この課題の対策として、照明光学系側において、先端構造における照明用レンズの配置構成を開示している。ここで、内視鏡の先端部におけるレンズを配置する位置の自由度は、先端部の径の大きさと関係する。内視鏡の径が大きければ、先端部におけるレンズを配置する位置の自由度が増加する。内視鏡の径が小さければ、先端部におけるレンズを配置する位置の自由度が減少する。よって、特許文献３に開示された構成では、フレアの低減と内視鏡の細径化との両立が困難である。

[0016] 以上のように、光学画像内に振動子像を映りこませる前提で、内視鏡を細径化した際に、振動子像の明るさの飽和を低減するような構成は、特許文献１、２、３には全く開示されていない。

[0017] 本発明は、このような課題に鑑みてなされたものであって、光学画像内に振動子像のような固定構造物像（視野内構造物像）を有する内視鏡撮像光学系であって、細径化を達成し、かつ固定構造物像の明るさ飽和を低減する内視鏡撮像光学系及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0018] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の少なくとも幾つかの実施形態に係る内視鏡撮像光学系は、

被写体空間に対して視野の一部を遮る視野内構造物を有する内視鏡撮像光学系であって、

内視鏡撮像光学系は、

明るさ絞りと、

周辺減光絞りと、を有し、

周辺減光絞りは、以下の条件式（１）を満足する光軸方向の位置に配置され、

周辺減光絞りにおいて、視野内構造物が存在する側を第１方位とし、視野内構造物が存在しない側を第２方位としたとき、

周辺減光絞りは、第１方位における周辺減光量は、第１方位と異なる第２方位の周辺減光量よりも大きくなるように以下の条件式（２）を満足するよう光束を遮る開口部であり、

第２方位における周辺減光量は、第１方位における周辺減光量よりも小さくなるように、有効光束を遮らないか、または、有効光束を遮る量を少なくする開口部であることを特徴とする。

０．５＜｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜＜５　　（１）

－１．２＜（Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＜０．６　　（２）

Ｈｃｈは、周辺減光絞りの位置での第１方位における像高の主光線高、

Ｈａｘｍは、周辺減光絞りの位置での軸上マージナル光線高、

Ｌａは、周辺減光絞りの第１方位における光軸から開口端までの距離、

である。

[0019] また、本発明の少なくとも幾つかの実施形態に係る内視鏡装置は、上述の内視鏡撮像光学系を有することを特徴とする。

発明の効果

[0020] 本発明によれば、光学画像内に振動子像のような視野内構造物像（固定構造物像）を有する内視鏡撮像光学系であって、細径化を達成し、かつ視野内構造物像（固定構造物像）の明るさ飽和を低減する内視鏡撮像光学系及び内視鏡装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]実施形態における、（ａ）は内視鏡撮像光学系のレンズ断面図であり、（ｂ）は周辺減光絞りの正面図である。

[図2]実施例１における、（ａ）は内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、（ｃ）は周辺光量比を示す図である。

[図3]実施例２における、（ａ）は内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、（ｂ）、（ｃ）は周辺減光絞りの正面図、（ｄ）は周辺光量比を示す図である。

[図4]実施例３における、（ａ）は内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、（ｃ）は周辺光量比を示す図である。

[図5]実施例４における、（ａ）は内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、（ｃ）は周辺光量比を示す図である。

[図6]実施例５における、（ａ）は内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、（ｃ）は周辺光量比を示す図である。

[図7]（ａ）は実施形態Ａの内視鏡装置を示す図、（ｂ）は実施形態Ｂの内視鏡装置を示す図である。

[図8]実施形態Ａにおける、（ａ）は内視鏡装置の先端部の斜視構成を示す図、（ｂ）は主な機能ブロックを示す図、（ｃ）は画面形状を示す図である。

[図9]実施形態Ｂにおける、（ａ）は内視鏡装置の先端部の斜視構成を示す図、（ｂ）は主な機能ブロックを示す図、（ｃ）は画面形状を示す図である。

[図10]超音波内視鏡の先端部における照明レンズの構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、実施形態に係る内視鏡撮像光学系と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。

[0023] （実施形態Ａ）

図７（ａ）、図８（ａ）、（ｂ）、（ｃ）に基づいて、実施形態Ａに係る内視鏡装置に関して説明する。

図７（ａ）は実施形態Ａの内視鏡装置を示す図である。図８（ａ）は実施

形態Ａにおける内視鏡装置の先端部の斜視構成を示す図、図８（ｂ）は実施形態Ａにおける主な機能ブロックを示す図、図８（ｃ）は実施形態Ａにおける画面形状を示す図である。尚、本実施形態は、超音波観察機能のシステム構成には関係しないため、超音波観察機能に関するシステム構成については図７での図示、及び、説明を省略する。但し、超音波振動子モジュールは光学画像の被写体として関係するため、図８を用いて説明する。

[0024] 図７（ａ）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７（ａ）に示すように本実施形態の内視鏡装置１は、撮像装置として固体撮像素子ＩＭＧ（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の固体撮像素子ＩＭＧに対する信号処理を行う画像処理装置４と、画像処理装置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。

[0025] 電子内視鏡２は、固体撮像素子ＩＭＧを内蔵した細長で可撓性を有する挿入部２１と、挿入部２１の後端に形成された太幅の操作部２２と、先端硬性部１０と、操作部２２の側部から延出されたユニバーサルコード２３とから構成されている。ユニバーサルコード２３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２４が設けられている。コネクタ部２４側に延出した接続コード２５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２６が設けられている。

[0026] 実施形態Ａに係る内視鏡装置は、撮像光学系ＯＰ１を内視鏡先端に配置した所謂ビデオスコープ構造を有する。この場合、撮像光学系ＯＰ１は被写体像を直接固体撮像素子ＩＭＧ（図１（ａ）参照）に結像するので、対物光学系であるとも言える。なお、以下、固体撮像素子ＩＭＧに結像する光学系を撮像光学系という。

[0027] 図８（ａ）は、実施形態Ａに係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。先端部２１１は、超音波振動子７を保持する超音波

振動子モジュール２１４と、照明光を集光して外部に出射する照明レンズＬＬ、および、撮像光学系の一部をなし、外部からの光を取り込む撮像光学系ＯＰ１を有する内視鏡モジュール２１５と、を備える。内視鏡モジュール２１５には、挿入部２１内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部２１の先端から処置具を突出させる処置具突出口２１５ｃが形成されている。処置具用挿通路は、処置具突出口２１５ｃに連なる端部近傍が、挿入部２１の長手軸に対して傾斜し、処置具が処置具突出口２１５ｃから長手軸に対して傾斜した方向に突出するように設けられている。ここでいう長手軸とは、挿入部２１の長手方向に沿った軸である。

[0028] 照明光学系ＬＬから出射した照明光が、近接する超音波振動子７に照射される。超音波振動子７からの反射、散乱光が撮像光学系ＯＰ１に入射し、撮像される。

[0029] 通常は、超音波振動子７を画面方位のＤｏｗｎ側に配置する。よって、超音波振動子７を画面に映りこませる場合、図８（ｃ）に示すように、画面のＤｏｗｎ側に超音波振動子を映りこませる。尚、視野形状は八角形としている。そして、超音波振動子７方位の垂直像高ＩＨｖと最大像高ＩＨは異なる。好ましくは、ＩＨｖ＜ＩＨの関係が望ましい。

[0030] そして、図８（ｃ）のＤｏｗｎ側に映り込ませた超音波振動子７は、照明光により高照度で照明されて、明るさが飽和し易い。このため、Ｄｏｗｎ側を周辺減光すべき方位とする。

[0031] （実施形態Ｂ）

図７（ｂ）、図９（ａ）、（ｂ）、（ｃ）に基づいて、実施形態Ｂに係る内視鏡装置に関して説明する。

図７（ｂ）は実施形態Ｂの内視鏡装置を示す図である。図９（ａ）は実施形態Ｂにおける内視鏡装置の先端部の斜視構成を示す図、図９（ｂ）は実施形態Ｂにおける主な機能ブロックを示す図、図９（ｃ）は実施形態Ｂにおける画面形状を示す図である。なお、上述の実施形態Ａと同じ構成には、同一の符号を付し、重複する説明は、省略する。

[0032] 本実施形態の内視鏡装置では、対物光学系ＯＰ２の光学像を、挿入部２１内をイメージガイドファイバーＩＧ（図５（ａ）、図６（ａ）参照）で内視鏡撮像光学系ＯＰ１まで像伝送する。つまり、内視鏡装置は、挿入部２１内が所謂ファイバースコープ構造を有する。イメージガイドファイバーＩＧで伝送した光学像を、操作部２２に配置した撮像光学系ＯＰ１により固体撮像素子ＩＭＧにリレーする構成である。

[0033] 照明光学系ＬＬから、出射した照明光が近接する超音波振動子７に照射される。そして、照射された光の超音波振動子７からの反射、散乱光がファイバースコープ構造の対物光学系ＯＰ２に入射する。入射した光は、イメージガイドファイバーＩＧにより伝達され、固体撮像素子ＩＭＧにて撮像される。

[0034] 図９（ａ）は、実施形態Ｂに係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

超音波振動子７を画面方位のＤｏｗｎ側に配置するのは、実施形態Ａと同じである。よって、超音波振動子７を画面に映りこませる場合、図９（ｃ）に示すように、画面のＤｏｗｎ側に超音波振動子７を映りこませる。尚、視野形状は、固体撮像素子ＩＭＧの実施形態Ａのような八角形画面内に円形のイメージガイドファイバー像を投影する。このため、視野範囲は、円形形状とする。円形形状の視野であるため、超音波振動子７の方位の垂直像高ＩＨｖと最大像高ＩＨは等しい。

[0035] 実施形態Ａと同じように、図９（ｃ）のＤｏｗｎ側に映り込ませた超音波振動子７が、照明光により高照度で照明されて、明るさが飽和し易い。このため、Ｄｏｗｎ側を周辺減光すべき方位とする。

[0036] （超音波振動子を画像に映りこませる比率）

超音波振動子７を画像領域に映りこませる比率について説明する。超音波振動子７は、画像領域に映りこませる量が多過ぎると、臓器側の視野範囲が狭まる点が課題となる。また、反対に、映りこませる量が少なすぎると、超音波振動子７と臓器やバルーンの接触部が、観察者に見えているのか把握し

づらい点が課題となる。

[0037] よって、垂直方向の画面サイズに対する超音波振動子７を映りこませる比率は、３％～３０％の範囲内にすることが望ましい。さらに好ましくは、５～１５％程度が望ましい。但し、この比率値は、光学系の光学仕様だけで定まるわけでない。内視鏡先端の超音波振動子７と、光学系（撮像光学系、照明光学系）のレイアウトが大きく影響する。さらに、光学系のレイアウトは、内視鏡の細径化の影響を大きく受ける。よって、このような比率の広い範囲に対して、光学設計側で周辺減光を最適化することが望ましい。

[0038]（実施形態）

次に、上述の内視鏡が有する内視鏡撮像光学系に関して説明する。図１（ａ）は実施形態における内視鏡撮像光学系ＯＰ１のレンズ断面図であり、図１（ｂ）は周辺減光絞りＰＲＳの正面図である。

[0039] 実施形態に係る内視鏡撮像光学系は、被写体空間に対して視野の一部を遮る視野内構造物を有する内視鏡撮像光学系であって、

内視鏡撮像光学系は、

明るさ絞りと、

周辺減光絞りと、を有し、

周辺減光絞りは、以下の条件式（１）を満足する光軸方向の位置に配置され、

周辺減光絞りにおいて、視野内構造物が存在する側を第１方位とし、視野内構造物が存在しない側を第２方位としたとき、

周辺減光絞りは、第１方位における周辺減光量が、第１方位と異なる第２方位のおける周辺減光量よりも大きくなるように以下の条件式（２）を満足するよう光束を遮る開口部であり、

第２方位における周辺減光量は、第１方位における周辺減光量よりも小さくなるように、有効光束を遮らないか、または、有効光束を遮る量を少なくする開口部であることを特徴とする。

０．５＜｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜＜５　　（１）

－１．２＜（Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＜０．６　　（２）

Ｈｃｈは、周辺減光絞りの位置での第１方位における像高の主光線高、

Ｈａｘｍは、周辺減光絞りの位置での軸上マージナル光線高、

Ｌａは、周辺減光絞りの第１方位における光軸から開口端までの距離、

である。

[0040] 本実施形態では、周辺減光絞りＰＲＳを減光したい振動子方位のＤｏｗｎ光束側を直線状にカットしている。これにより、観察画像において、明るさが飽和し易い超音波振動子７の方位のみを減光した像面照度分布を作成できる。

[0041] 周辺減光絞りＰＲＳの開口部形状は一般的な円形開口ではなく、所謂Ｄカットのような特定方位のみカット特性を有するものとする。図１（ｂ）において、円形の点線は、有効光束を示す。斜線部は、遮光部Ａ１である。また、開口部をＡ２で示す。

[0042] 条件式（１）は、軸上マージナル光線高Ｈａｘｍと主光線高Ｈｃｈの比率｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜を規定している。減光分布において、減光が始まる像高や減光の傾きを制御できるための条件である。

[0043] ｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜の小さい明るさ絞りＡＳ付近では、減光が始まる像高が低く、なだらかな減光特性となる。尚、明るさ絞りＡＳ面ではＨｃｈがほぼ０で｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜が０の場合は、像面に照度分布を作ることはできない。

[0044] ｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜が大きい明るさ絞りＡＳから離れた場所では、減光が始まる像高が高く、急峻な減光特性となる。尚、像面（撮像面）ＩＳではＨａｘｍがほぼ０である。｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜が∞の場合は、所謂視野マスクの作用と同じシャープなカット特性となり、減光ではなく遮光となる。

[0045] 垂直方向の画面サイズに対して超音波振動子を映りこませる比率の多様性に対し、条件式（１）を満足する位置に周辺減光絞りＰＲＳの光軸方向位置を選択することで、周辺減光特性を最適化できる。

[0046] 周辺減光絞りＰＲＳは、薄板絞りや光学部材の遮光膜で実装可能である。

条件式（１）の下限値を下回る場合、減光が始まる像高が低すぎて、臓器側を観察する有効視野が減光され、かつ、その影響で超音波振動子像の減光特性を強められないため、望ましくない。

[0047] 条件式（１）の上限値を上回る場合、減光が始まる像高が高すぎて、超音波振動子像で減光できない部分が生じ易いので望ましくない。また、超音波振動子像範囲内で急峻過ぎる明るさ変動を生じることで観察者に違和感を生じさせるため、望ましくない。

[0048] 条件式（２）は、（Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜の適切な範囲を規定している。

（Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜の値により、周辺減光の度合を制御できる。

[0049] 条件式（１）の範囲で定めた周辺減光絞りＰＲＳ位置での、Ｈｃｈ、Ｈａｘｍが先行して定まる。このため、周辺減光絞りＰＲＳの光軸ＡＸから開口端の距離Ｌａを条件式（２）の範囲で定めればよい。

[0050] 主光線高Ｈｃｈで、開口部Ａ２を直線状にカットする場合、光束面積の略半分をカットすることとなり、該当する像高での周辺光量を略半減できる。Ｌａ＝Ｈｃｈとすれば、主光線高で周辺減光絞りＰＲＳの特定方位開口を定めたこととなる。条件式（２）においては、（Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＝０が、この場合に該当する。

[0051] （Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＞０は、主光線高より高い位置でのカットとなる。そして、光束面積の半分未満のカットとなり、周辺減光が弱まる。

[0052] （Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＞１は、周辺減光がほぼ発生しない状態となる。

（Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＜０は、主光線高より低い位置でのカットとなる。そして、光束面積の半分を超えたカットとなり、周辺減光が強まる。

[0053] （Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＜－１は、周辺光量がほぼ０となり

、厳密には視野けられの状態となる。但し、内視鏡の細径化を優先するときは、照明光学系と超音波振動子をより近接させねばならず、その際の超音波振動子飽和対策として周辺減光度合を高めねばならない場合がある。よって、－１よりさらに小さくする条件も有り得る。

[0054] 条件式（２）の下限値を下回る場合、周辺減光の度合が強すぎて、許容しがたい視野けられが生じるので望ましくない。

[0055] 条件式（２）の上限値を上回る場合、周辺減光の度合が弱すぎて、明るさの飽和対策として機能しないため、望ましくない。

[0056] また、本実施形態の好ましい態様によれば、以下の条件式（３）、（４）を満足することが望ましい。

０．６＜Ｉｒｅｆ　　（３）

Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆ＜０．７　　（４）

ここで、

Ｉｒｅｆは、周辺減光絞りにより有効光束を遮らない場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比、

Ｉｃｕｔは、周辺減光絞りにより有効光束を遮る場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比、

である。

[0057] 条件式（３）は、Ｉｒｅｆの適切な範囲を規定している。

内視鏡撮像光学系では、一般的に周辺減光絞りＰＲＳ以外の要因により周辺光量比が変動する。例えば、フレア絞りＦＳの有害光カットに伴うビネッティング、及び、ディストーション特性に起因する周辺光量変動が存在する。

[0058] Ｉｒｅｆは、これら周辺減光絞り以外の要因による周辺光量比を示すものである。Ｉｒｅｆが１なら周辺光量比は低下せず、１未満では周辺光量比が低下する。周辺減光機能を除いた像面内での照度分布は均一に近い方が望ましい。Ｉｒｅｆは１に近い方が望ましい。少なくとも条件式（３）の下限値を上回るのが望ましい。

[0059] 条件式（３）の下限値を下回る場合、周辺減光絞りＰＲＳの影響を受けない方位でも視野周辺が暗くなるため、望ましくない。

[0060] 条件式（４）は、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆの適切な範囲を規定している。

Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆが１の場合、周辺減光作用が無いこととなる。Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆが１未満では第１方位の像高端でその比率に応じた周辺減光状態が得られる。

[0061] 周辺減光機能を有意に機能させるためには、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆは１より有意に小さい必要があり、少なくとも条件式（４）の上限値を下回るのが望ましい。

[0062] 条件式（４）の上限値を上回る場合、周辺減光が有意に機能するとは言えず、望ましくない。

[0063] また、本実施形態の好ましい態様によれば、周辺減光絞りの開口部形状は、円形状の第１方位側のみの円弧の一部を直線状にカットした開口部形状であることが望ましい。

[0064] 超音波振動子方位のみ周辺減光し、他方位を減光しないようにするには、周辺減光絞りの超音波振動子方位側の開口部のみを狭めればよい。一例として、開口部形状を所謂Ｄカット状としてもよく、その場合は、直線開口部分のＬａが条件式（２）を満足すればよい。

[0065] また、本実施形態の好ましい態様によれば、固体撮像素子を有し、周辺減光絞りと、周辺減光絞りを含む鏡枠と、の少なくとも一方は、固体撮像素子に対して回転しない位置決め形状を有し、固体撮像素子の画像方位を基準として、第１方位側を減光する開口部形状の方位が予め定められていることが望ましい。

[0066] 超音波振動子の方位と減光方位を合せる必要がある。周辺減光絞りは、固体撮像素子に対して回転しない位置決め形状、例えば切欠き構成Ｋ（図１（ｂ））を有することで組立時の回転方位調整が不要となり望ましい。

[0067] また、本実施形態の好ましい態様によれば、固体撮像素子を有し、周辺減光絞りと、周辺減光絞りを含む鏡枠と、の少なくとも一方は、固体撮像素子

に対して回転調整可能な形状であり、固体撮像素子の画像方位を基準として、第１方位側を減光できるよう回転方向を調整できることが望ましい。

[0068] 超音波振動子方位と減光方位を合せる必要がある。軸対称で回転可能な部品は部品加工がし易いメリットがある。特に、内視鏡を細径化する際は、部品が小さくなり、加工精度やコストとのトレードオフを考慮する必要がある。よって、本実施形態の構成で回転調整を行う方がメリットが大きい場合、回転調整を行う設計が望ましい。

[0069] また、本実施形態の好ましい態様によれば、固体撮像素子を有し、周辺減光絞りは、固体撮像素子の撮像面と明るさ絞りの間に配置することが望ましい。

[0070] 固体撮像素子が画面と被写体空間の方位関係を定める基準となる。よって、固体撮像素子との方位合せが必要な部品は、固定構造か調整構造かに関わらず、固体撮像素子に近い側に配置するのが望ましい。回転調整無しで固定する設計では、固体撮像素子から離れた位置で固定することに伴う位置精度の悪化が課題となる。また、回転調整を有する場合でも、固体撮像素子から離れた位置では回転軸ずれ精度の悪化が課題となってしまう。

[0071] また、本実施形態に係る内視鏡装置によれば、上述の内視鏡撮像光学系を有することを特徴とする。これにより、光学画像内に超音波振動子像のような固定構造物像（視野内構造物像）を有する内視鏡光学系であって、細径化を達成し、かつ固定構造物像の明るさ飽和を低減する内視鏡装置を提供することができる。

[0072] 以下に、内視鏡光学系の実施例を、図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施例によりこの発明が限定されるものではない。

以下、実施例について説明する。内視鏡光学系の実施例は全て気管支用超音波内視鏡を想定したものであり。光学画像の画質よりも細径化を優先する。

[0073] 以下、実施例１、２、３におけるレンズ断面図には、軸上像と最大像高（ＩＨ）、及び、垂直像高（ＩＨｖ）に到達する光線を表示している。実施例

１、２、３は、上述した実施形態Ａに係る内視鏡装置に好適である。

また、実施例４、５におけるレンズ断面図には、軸上像と最大像高（ＩＨ，垂直像高ＩＨｖと同じ）に到達する光線を表示している。実施例４、５は、上述した実施形態Ｂに係る内視鏡装置に好適である。

[0074]（実施例１）

図２（ａ）は実施例１における内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、図２（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、図２（ｃ）は周辺光量比を示す図である。なお、ＬＭはレンズモジュールを示す。

[0075] 実施例１の内視鏡撮像光学系ＯＰ１は、物体側から順に、像側に凹面を向けた平凹負レンズＬ１と、フレア絞りＦＳ（周辺減光絞りＰＲＳ）と、フィルタ平板ＦＰと、明るさ絞りＡＳと、像面に凸面を向けた平凸正レンズＬ２を有する。さらに、像側に、枠固定用光学平板ＧＰと、撮像素子封止用光学平板ＩＰＰと、撮像素子ＩＭＧと、を有する。枠固定用光学平板ＧＰと、撮像素子封止用光学平板ＩＰＰとは接合されている。

[0076] 本実施例は、内視鏡先端に搭載するため、非常に小型化（像高ＩＨ＝０．２４２）したものである。最も径の大きい平凹負レンズＬ１の外径はφ０．８ｍｍである。

[0077] 平凹負レンズＬ１とフィルタ平板ＦＰの間に厚み０．０３ｍｍの薄板からなるフレア絞りＦＳ（周辺減光絞りＰＲＳ）を配する。フレア絞りＦＳ（周辺減光絞りＰＲＳ）の物体側面における｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜は１．９７である。

[0078] 図２（ｂ）は、フレア絞りＦＳ（周辺減光絞りＰＲＳ）の正面図である。斜線を付した遮光部Ａ１と、開口部Ａ２と、を有する。開口部Ａ２は、超音波振動子７側が直線状にカットされている。このように、周辺減光機能を持たせるように、Ｄカット状の開口部形状を持たせ、超音波振動子の方位側から入射した光束を、Ｄカットの直線部で選択的に周辺減光する。

[0079] フレア絞りＦＳ（周辺減光絞りＰＲＳ）の開口寸法は、円形部はφ０．３ｍｍ、Ｄカット直線部は光軸ＡＸから０．０９５ｍｍ（Ｌａ）である。

垂直像高（ＩＨｖ＝０．１９６ｍｍ）における超音波振動子方位の周辺光量比は、

Ｉｒｅｆ＝０．９５８、Ｉｃｕｔ＝０．４１０、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆ＝０．４２８、

周辺減光開始像高は０．０９８ｍｍ、

垂直画面サイズに対する減光範囲の長さ比率は２５％［（ＩＨｖ－０．０９８）／（２×ＩＨｖ）］、である。

[0080] 図２（ｃ）は、本実施例の周辺光量比を示す図である。破線は、周辺減光絞りにより光束を遮らない場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｒｅｆ）、点線は、周辺減光絞りにより光束を遮る場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｃｕｔ）、実線は、Ｉｃｕｔと Ｉｒｅｆとの比である。

[0081] 垂直方向の画面サイズに対する超音波振動子を映りこませる比率に対して、この減光範囲の長さ比率が大きければ、超音波振動子像全体に減光特性を付与できる。

[0082] 超音波振動子７の方位以外は、相対的に大きな円状の開口部を有するので、周辺減光作用を受けない。但し、平凹負レンズＬ１の凹面の外側の平面部の不要光をカットできるため、フレア絞りＦＳ機能を維持できる。

[0083] このように、フレア絞りＦＳの開口部をＤカット状とすることで、フレア絞りＦＳ機能を維持したままで、周辺減光絞りＰＲＳにもなりえる。絞り部材一つだけで、フレア絞り機能と周辺減光機能を両立できるメリットを有する。

[0084]（実施例２）

図３（ａ）は、実施例２における内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、図３（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、図３（ｃ）は周辺光量比を示す図である。なお、ＬＭはレンズモジュールを示す。

[0085] 本実施例のレンズ断面構成は、上述の実施例１のレンズ断面構成と基本的

に同じである。本実施例においては、周辺減光絞りＰＲＳが、実施例１とは異なる。周辺減光絞りＰＲＳは、枠固定用光学平板ＧＰの物体側面に遮光膜として形成されている。

[0086] 周辺減光絞りＰＲＳが形成された面における｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜は１．１９である。

[0087] 枠固定用光学平板ＧＰの部材の物体側の表面に開口部を有する遮光膜を形成して、周辺減光絞りＰＲＳとして機能させる。光学表面への開口部付き遮光膜を形成する手法として、クロム蒸着で遮光膜を形成後、フォトエッチングにより開口部を形成する手法が使用できる。また、インクジェット法等の精密印刷技術により遮光部を直接形成することもできる。尚、周辺減光絞りＰＲＳを薄板絞り部材として枠固定用光学平板ＧＰとは別部材とし製作し、枠固定用光学平板ＧＰの物体側面に貼り合わせても良い。

[0088] 本実施例では、図３（ｂ）に示すように、周辺減光絞りＰＲＳの開口部形状をＤカット状とした構成と、図３（ｃ）に示すように円弧状の構成との２種類である。図３（ｂ）の構成は、枠固定用光学平板ＧＰの外径端側不要光の輪帯状カット機能を含める構成である。図３（ｃ）の構成は、外径端側不要光のカット機能を含めない構成である。

[0089] 周辺減光絞りＰＲＳにＤカット状の開口部形状を持たせた場合、実施例１と同様に、超音波振動子の方位側から入射した光束を、Ｄカットの直線部で選択的に周辺減光する。超音波振動子の方位以外は、相対的に大きな円状の開口部を有するので、周辺減光作用を受けない。尚、円状の開口部の外側遮光部は主に明るさ絞りＡＳより像側での不要光カットに寄与する。例えば、レンズや撮像素子からの反射光、散乱光である。

[0090] フレア絞りＦＳの円開口寸法は、円形部はφ０．３ｍｍである。

周辺減光絞りＰＲＳのＤカットもしくは円弧直線部は光軸から０．１１５ｍｍ（Ｌａ）である。

垂直像高（ＩＨｖ＝０．１９６ｍｍ）における振動子方位の周辺光量比は、

Ｉｒｅｆ＝０．９５８、Ｉｃｕｔ＝０．５５９、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆ＝０．５８３、

周辺減光開始像高は０．０７ｍｍ、

垂直画面サイズに対する減光範囲の長さ比率は３２％［（ＩＨｖ－０．０７）／（２×ＩＨｖ）］、である。

[0091] 本実施例では、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆを実施例１よりも大きくし、減光度合を実施例１よりも弱めている。

[0092] 図３（ｄ）は、本実施例の周辺光量比を示す図である。破線は、周辺減光絞りにより光束を遮らない場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｒｅｆ）、点線は、周辺減光絞りにより光束を遮る場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｃｕｔ）、実線は、Ｉｃｕｔと Ｉｒｅｆとの比である。

[0093] 実施例１よりも減光範囲が広いので、超音波振動子を映りこませる比率が大きい場合に対応できる。実施例１との対比で、減光範囲は広いので、減光度合は弱く、緩やかな減光特性である。

[0094] 明るさ絞りＡＳより像側での不要光カットの必要性が低い場合は、周辺減光絞りＰＲＳの開口部形状を円弧状として、枠固定用光学平板ＧＰの光透過面積をＤカット版より増加させるのがよい。枠固定用光学平板ＧＰと撮像素子封止用光学平板ＩＰＰを紫外線硬化型接着剤で接着する場合、枠固定用光学平板ＧＰの紫外線透過面積が大きくなるメリットがある。

[0095]（実施例３）

図４（ａ）は、実施例３における内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、図４（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、図４（ｃ）は周辺光量比を示す図である。なお、ＬＭはレンズモジュールを示す。

[0096] 本実施例のレンズ断面構成は、上述の実施例２のレンズ断面構成と基本的に同じである。本実施例は、実施例１、２のレンズデータから、枠固定用光学平板ＧＰの厚み、平凸正レンズＬ２と枠固定用光学平板ＧＰの空気間隔を変更したものである。

[0097] 実施例２と同じく、枠固定用光学平板ＧＰの物体側面に周辺減光絞りＰＲＳを配している。枠固定用光学平板ＧＰの厚みを変えることで、実施例２に対して｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜の値を変更した。実施例２の｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜＝１．１９に対し、実施例３では｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜＝２．９２である。

[0098] フレア絞りＦＳの円開口寸法は、円形部はφ０．３ｍｍである。

周辺減光絞りＰＲＳのＤカット部は光軸ＡＸから０．１２ｍｍ（Ｌａ）である。

垂直像高（ＩＨｖ＝０．１９６ｍｍ）における超音波振動子方位の周辺光量比は、

Ｉｒｅｆ＝０．９５３、Ｉｃｕｔ＝０．２５８、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆ＝０．２７１である。Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆは実施例１、２よりも小さく、減光度合を強めている。

周辺減光開始像高は０．０９８ｍｍ、

垂直画面サイズに対する減光範囲の長さ比率は２５％［（ＩＨｖ－０．０９８）／（２×ＩＨｖ）］、である。

[0099] 図４（ｃ）は、本実施例の周辺光量比を示す図である。破線は、周辺減光絞りにより光束を遮らない場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｒｅｆ）、点線は、周辺減光絞りにより光束を遮る場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｃｕｔ）、実線は、Ｉｃｕｔと Ｉｒｅｆとの比である。

[0100] 減光範囲は実施例１と同等であるが、減光度合は強く、実施例１より急峻な減光特性を有する。このように、本実施例は、実施例２、３のように、構造的にはほぼ同じ状態を維持したままで、光学面間隔の変更のみにより｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜を変更できる。したがって、条件式（１）の範囲内にて、さらなる減光分布の最適設計が可能である。

[0101] （実施例４）

図５（ａ）は実施例４における内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、図５（

ｂ）は周辺減光絞りの正面図、図５（ｃ）は周辺光量比を示す図である。なお、ＬＭはレンズモジュールを示す。

[0102] 本実施例は、物体側から順に、イメージガイドファイバーＩＧと、カバーガラスＣＧと、ローパスフィルターＬＰＦと、像側に凸面を向けた平凸正レンズＬ１と、両凸正レンズＬ２と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズＬ３と、両凸正レンズＬ４と、明るさ絞りＡＳと、フィルタ平板ＦＰと、物体側に凸面を向けた平凸正レンズＬ５と、物体側に凹面を向けた平凹負レンズＬ６と、周辺減光絞りＰＲＳと、を有する。さらに、枠固定用光学平板ＧＰと、撮像素子封止用光学平板ＩＰＰと、固体撮像素子ＩＭＧと、を有する。

[0103] ここで、両凸正レンズＬ２と、負メニスカスレンズＬ３とは接合されている。

[0104] 本実施例は、内視鏡の操作部に搭載する撮像光学系で、挿入部の細径化には関与しないため、実施形態Ａよりも大きい光学系である。カバーガラスＣＧの外径はφ４．４ｍｍである。

[0105] イメージガイドファイバーＩＧにより、イメージガイドファイバーＩＧ端面像を撮像素子ＩＭＧにリレーする光学系である。近軸横倍率は－１．１８倍である。イメージガイドファイバーＩＧ側がテレセントリックであり、対物光学系のような画角という概念は持たない。

[0106] イメージガイドファイバーＩＧのファイバー網目構造周期と撮像素子ＩＭＧの画素によりモアレが発生するため、光学ローパスフィルターＬＰＦを有する。

[0107] 本実施例で、条件式（１）を満足する光学面は、イメージガイドファイバーＩＧ側でカバーガラスＣＧの両面、像側でレンズモジュールＬＭの最終面、もしくは、枠固定用光学平板ＧＰの両面である。

[0108] 本実施例では、レンズモジュールＬＭの最終面に周辺減光絞りＰＲＳを配する。この面における｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜は０．５２である。｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜が小さめなので、緩やかな減光分布を生成する。

[0109] 周辺減光絞りＰＲＳのＤカット部は、光軸ＡＸから０．２９ｍｍ（Ｌａ）である。

垂直像高（ＩＨｖ＝０．２７ｍｍ）における超音波振動子方位の周辺光量比は、

Ｉｒｅｆ＝０．９９１、Ｉｃｕｔ＝０．６９１、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆ＝０．６９７である。Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆは、本願の実施例で最も大きく、減光度合は弱めである。

周辺減光開始像高は０．０２ｍｍ、

垂直画面サイズに対する減光範囲の長さ比率は４６％［（ＩＨｖ－０．０２）／（２×ＩＨｖ）］、である。

[0110] 図５（ｃ）は、本実施例の周辺光量比を示す図である。破線は、周辺減光絞りにより光束を遮らない場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｒｅｆ）、点線は、周辺減光絞りにより光束を遮る場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｃｕｔ）、実線は、Ｉｃｕｔと Ｉｒｅｆとの比である。

減光範囲は本願の実施例で最も広い。減光度合が弱いことと合せて、本願の実施例では最も緩やかな減光特性を有する。

[0111]（実施例５）

図６（ａ）は実施例５における内視鏡撮像光学系のレンズ断面図、図６（ｂ）は周辺減光絞りの正面図、図６（ｃ）は周辺光量比を示す図である。なお、ＬＭはレンズモジュールを示す。

[0112] 本実施例のレンズ断面構成は、上述の実施例４のレンズ断面構成と基本的に同じである。

[0113] 実施例４と同じレンズデータで、周辺減光絞りＰＲＳを枠固定用光学平板ＧＰの像側面に変更したものである。この面における｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜は４．５８である。｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜が大きめなので、比較的急峻な減光分布を生成する。

[0114] 周辺減光絞りＰＲＳのＤカット部は、光軸ＡＸから０．１９ｍｍ（Ｌａ）

である。

垂直像高（ＩＨｖ＝０．２７ｍｍ）における振動子方位の周辺光量比は、

Ｉｒｅｆ＝０．９９１、Ｉｃｕｔ＝０．００７、Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆ＝０．００８である。

周辺減光開始像高は０．１５ｍｍ、

垂直画面サイズに対する減光範囲の長さ比率は２２％［（ＩＨｖ－０．１５）／（２×ＩＨｖ）］、である。

[0115] Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆは本願の実施例で最も小さく、垂直像高端で周辺光量がほぼ０となる。

[0116] 図６（ｃ）は、本実施例の周辺光量比を示す図である。破線は、周辺減光絞りにより光束を遮らない場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｒｅｆ）、点線は、周辺減光絞りにより光束を遮る場合の第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比（Ｉｃｕｔ）、実線は、Ｉｃｕｔと Ｉｒｅｆとの比である。

[0117] 減光範囲は本願の実施例で最も狭く、減光度合が強いことと合せて、実施例の中では最も急峻な減光特性を有する。

[0118] 以下に、上記各実施例の数値データを示す。記号は、ｒは各面の曲率半径、ｄは各光学部材の肉厚または空気間隔、ｎｅは各光学部材のｅ線に対する屈折率、νｅは各光学部材のｅ線に対するアッベ数、ｆｔは内視鏡対物光学系の全系の焦点距離、ＦＮＯ．はＦナンバー、ＤＯは物体距離、ＩＨは最大像高、ＩＨｖは垂直方向の像高、ωは最大像高方位の半画角、βは近軸横倍率、を表している。また、ｒ、ｄ、ｆｔ、ＤＯ、ＩＨ、ＩＨｖの単位はｍｍである。ωの単位は°（度）である。丸印は条件式（１）を満たすことを示す。

＜数値実施例１、２＞

面データ

面番号	ｒ	ｄ	ｎｅ	νｅ	Ｈａｘｍ	Ｈｃｈ	|Ｈｃｈ/Ｈａｘｍ|

1	∞	0.20	1.76820	70.28	0.0379	-0.1972	5.20	
2	0.300	0.10			0.0386	-0.1185	3.07	○
3	∞	0.03			0.0490	-0.0964	1.97	○例１
4	∞	0.45	1.51500	73.57	0.0522	-0.0877	1.68	○
5	∞	0.01			0.0839	-0.0029	0.03	
6(AS)	∞	0.41	1.88815	40.52	0.0850	0	0	
7	-0.427	0.21			0.1074	0.0609	0.57	○
8	∞	0.70	1.51825	63.93	0.0791	0.0943	1.19	○例２
9	∞	0.30	1.51825	63.93	0.0210	0.1655	7.89	
10(IS)	∞							

各種データ

ｆｔ	0.333
ＦＮＯ.	4.24
ＤＯ	6.5
ＩＨ	0.242
ＩＨｖ	0.196
２ω	91.3

[0119] ＜数値実施例３＞

面データ

面番号	r	d	ne	νe	Haxm	Hch	|Hch/Haxm|	
1	∞	0.20	1.76820	70.28	0.0379	-0.1972	5.20	
2	0.300	0.10			0.0386	-0.1185	3.07	○
3	∞	0.03			0.0490	-0.0964	1.97	○
4	∞	0.45	1.51500	73.57	0.0522	-0.0877	1.68	○
5	∞	0.01			0.0839	-0.0029	0.03	
6(AS)	∞	0.41	1.88815	40.52	0.0850	0	0	

7	-0.427	0.47			0.1074	0.0610	0.57	○
8	∞	0.30	1.51825	63.93	0.0462	0.1349	2.92	○例３
9	∞	0.30	1.51825	63.93	0.0210	0.1655	7.89	
10(IS)	∞							

各種データ

ｆｔ	0.333
ＦＮＯ.	4.24
ＤＯ	6.5
ＩＨ	0.242
ＩＨｖ	0.196
２ω	91.3

[0120] ＜数値実施例４、５＞

面データ

面番号	r	d	ne	νe	Haxm	Hch	|Hch/Haxm|	
1	∞	0.40	1.51825	63.93	0.1553	-0.2299	1.48	○
2	∞	1.00			0.2223	-0.2299	1.03	○
3	∞	1.68	1.55098	45.49	0.4812	-0.2297	0.48	
4	∞	0.70			0.7563	-0.2296	0.30	
5	∞	0.65	1.88815	40.52	0.9376	-0.2295	0.24	
6	-5.470	0.08			1.0120	-0.2294	0.23	
7	7.242	1.30	1.59143	60.88	1.0334	-0.2261	0.22	
8	-2.526	0.50	1.85504	23.59	1.0335	-0.1808	0.17	
9	-11.281	0.18			1.0757	-0.1707	0.16	
10	7.543	3.06	1.73234	54.45	1.0865	-0.1616	0.15	
11	-7.543	0.65			0.9661	-0.0457	0.05	
12(AS)	∞	0.03			0.8450	0	0	

13	∞	0.30	1.52300	66.30	0.8399	0.0021	0.00	
14	∞	0.56			0.8066	0.0159	0.02	
15	3.853	1.90	1.88815	40.52	0.7005	0.0553	0.08	
16	∞	0.13			0.3755	0.1129	0.30	
17	-2.762	0.50	1.88815	40.52	0.3374	0.1202	0.36	
18	∞	0.73			0.2779	0.1458	0.52	○例４
19	∞	0.45	1.51825	63.93	0.1176	0.2162	1.84	○
20	∞	0.40	1.51825	63.93	0.0534	0.2447	4.58	○例５
21(IS)	∞							

各種データ

ｆｔ	2.39
ＦＮＯ.	2.354
ＤＯ	0.6
ＩＨ	0.27
ＩＨｖ	0.27
β	-1.18

[0121] 各実施例の条件式対応値を以下に示す。

実施例番号	1	2	3	4	5
Hch	-0.0964	0.0943	0.1349	0.1458	0.2447
Haxm	0.0490	0.0791	0.0462	0.2779	0.0534
La	0.095	0.115	0.120	0.290	0.190
|Hch/Haxm|	1.97	1.19	2.92	0.52	4.58
(La-|Hch|)/|Haxm|	-0.03	0.26	-0.32	0.52	-1.02
Iref	0.958	0.958	0.953	0.991	0.991
Icut	0.410	0.559	0.258	0.691	0.007

Icut/Iref	0.428	0.583	0.271	0.697	0.008

[0122] 図１０は、超音波内視鏡の先端部における照明レンズの構成を示す図である。図１０に上述の撮像光学系を組み合わせると望ましい照明レンズ構成を示す。実施例に係る撮像光学系を有する超音波内視鏡３００は、細径化と先端部長短縮のため、超音波振動子と照明レンズが２ｍｍ以下まで近接する。照明の近接に伴い、超音波振動子が高照度となり易い。

[0123] 各実施例における撮像側周辺減光による超音波振動子の明るさ飽和対策は、照明側での明るさ飽和対策を制限するものではなく、両立可能である。

[0124] 数値例を以下に示す。

照明レンズのデータは、平凸レンズＬＬ、外径φ０．７５ｍｍ、中肉０．６２ｍｍ、凸面Ｒ０．６３９ｍｍ、ｎｅは１．８８８１５である。

ライトガイドファイバーＬＧのデータは、端面の有効径φ０．５５５ｍｍ、照明レンズ軸に対する偏心０．０７ｍｍ（振動子側）である。

[0125] 平凸レンズＬＬ（照明光学系の最も物体側のレンズ）に対してライトガイドファイバーＬＧを超音波振動子ＵＳ側に偏心させることで、超音波振動子ＵＳ側の照明強度を低減できる。この際、超音波振動子とは反対側（臓器観察側）の照明出射強度は無偏心に対して強まる方向となる。

[0126] 自動調光が機能している場合、画面上で大面積の臓器観察側の照明強度が強まることで、内視鏡光源は光量を低下するよう調光する。さらに超音波振動子側の照明強度が光学設計的に弱まることと合せて、より好適に超音波振動子の明るさ飽和を改善できる。

[0127] 本発明は、その趣旨を逸脱しない範囲で、様々な変形例をとることができる。

[0128] 尚、内視鏡先端の固定構造物でその付近を観察する必要が生じるものは、超音波内視鏡に限らない。例えば、なんらかの処置機能を内視鏡先端部に一体化した内視鏡では、処置機能部を常に視認できる撮像光学系が必要である。また、臓器に近接させて拡大観察や光学計測を行う近接光学系を内視鏡先

端部に設ける場合、近接光学系の計測部位を俯瞰して視認できる撮像光学系が近接光学系とは別に必要である。固定構造物が、超音波振動子、処置機能部、近接光学系構成部等、いずれの場合においても、固定構造物像の明るさ飽和課題は同様であり、本発明の構成を用いることで明るさ飽和を改善できる。

産業上の利用可能性

[0129] 以上のように、本発明は、細径化を達成し、かつ固定構造物像の明るさ飽和を低減する内視鏡撮像光学系、及び内視鏡装置を提供すること。

符号の説明

[0130] Ｌ１　レンズ

Ｌ２　レンズ

ＦＰ　フィルタ平板

ＧＰ　枠固定用光学平板

ＩＰＰ　撮像素子封止用光学平板

ＩＳ　撮像面

ＦＳ　フレア絞り

ＰＲＳ　周辺減光絞り

ＡＳ　明るさ絞り

ＩＧ　イメージガイドファイバー

ＩＭＧ　固体撮像素子

ＯＰ１　撮像光学系

ＯＰ２　対物光学系

ＡＸ　光軸

ＬＭ　レンズモジュール

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

7　超音波振動子

請求の範囲

[請求項1] 被写体空間に対して視野の一部を遮る視野内構造物を有する内視鏡撮像光学系であって、

前記内視鏡撮像光学系は、

明るさ絞りと、

周辺減光絞りと、を有し、

前記周辺減光絞りは、以下の条件式（１）を満足する光軸方向の位置に配置され、

前記周辺減光絞りにおいて、前記視野内構造物が存在する側を第１方位とし、前記視野内構造物が存在しない側を第２方位としたとき、

前記周辺減光絞りは、

前記第１方位における周辺減光量は、前記第１方位と異なる前記第２方位における周辺減光量よりも大きくなるように以下の条件式（２）を満足するよう光束を遮る開口部であり、

前記第２方位における周辺減光量は、前記第１方位における周辺減光量よりも小さくなるように、有効光束を遮らないか、または、有効光束を遮る量を少なくする開口部であることを特徴とする内視鏡撮像光学系。

０．５＜｜Ｈｃｈ／Ｈａｘｍ｜＜５ （１）

－１．２＜（Ｌａ－｜Ｈｃｈ｜）／｜Ｈａｘｍ｜＜０．６ （２）

Ｈｃｈは、前記周辺減光絞りの位置での第１方位における像高の主光線高、

Ｈａｘｍは、前記周辺減光絞りの位置での軸上マージナル光線高、

Ｌａは、前記周辺減光絞りの第１方位における光軸から開口端までの距離、

である。

[請求項2] 以下の条件式（３）、（４）を満足することを特徴とする請求項１

に記載の内視鏡撮像
光学系。

０．６＜Ｉｒｅｆ　　（３）

Ｉｃｕｔ／Ｉｒｅｆ＜０．７　　（４）

ここで、

Ｉｒｅｆは、前記周辺減光絞りにより有効光束を遮らない場合の前記第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比、

Ｉｃｕｔは、前記周辺減光絞りにより有効光束を遮る場合の前記第１方位の像高における周辺光量と中心光量との比、

である。

[請求項3] 前記周辺減光絞りの開口部形状は、円形状の前記第１方位側のみの円弧の一部を直線状にカットした開口部形状であることを特徴とする請求項１に記載の内視鏡撮像光学系。

[請求項4] 固体撮像素子を有し、

前記周辺減光絞りと、前記周辺減光絞りを含む鏡枠と、の少なくとも一方は、前記固体撮像素子に対して回転しない位置決め形状を有し、

前記固体撮像素子の画像方位を基準として、前記第１方位側を減光する開口部形状の方位が予め定められていることを特徴とする請求項１に記載の内視鏡撮像光学系。

[請求項5] 固体撮像素子を有し、

前記周辺減光絞りと、前記周辺減光絞りを含む鏡枠と、の少なくとも一方は、前記固体撮像素子に対して回転調整可能な形状であり、

前記固体撮像素子の画像方位を基準として、前記第１方位側を減光できるよう回転方向の調整ができることを特徴とする請求項１に記載の内視鏡撮像光学系。

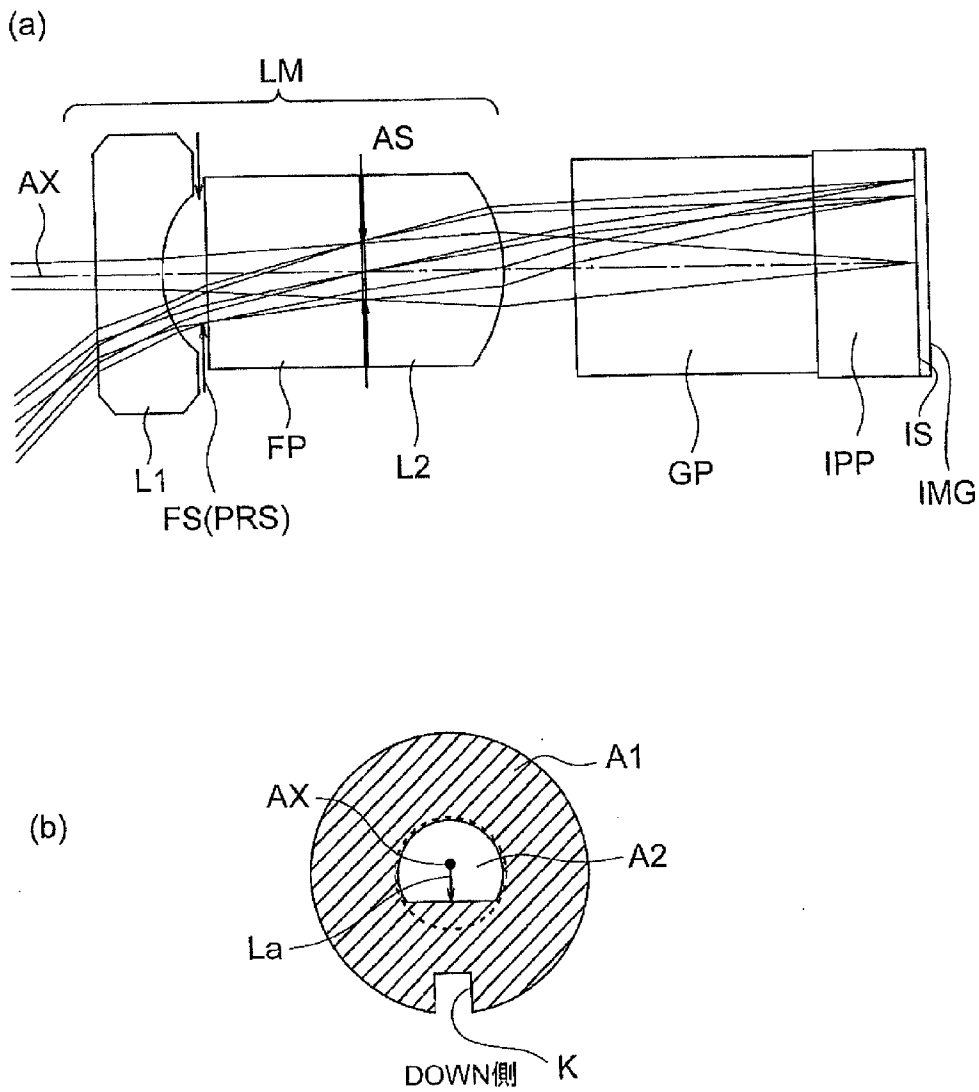
[請求項6] 固体撮像素子を有し、

前記周辺減光絞りは、前記固体撮像素子の撮像面と前記明るさ絞り

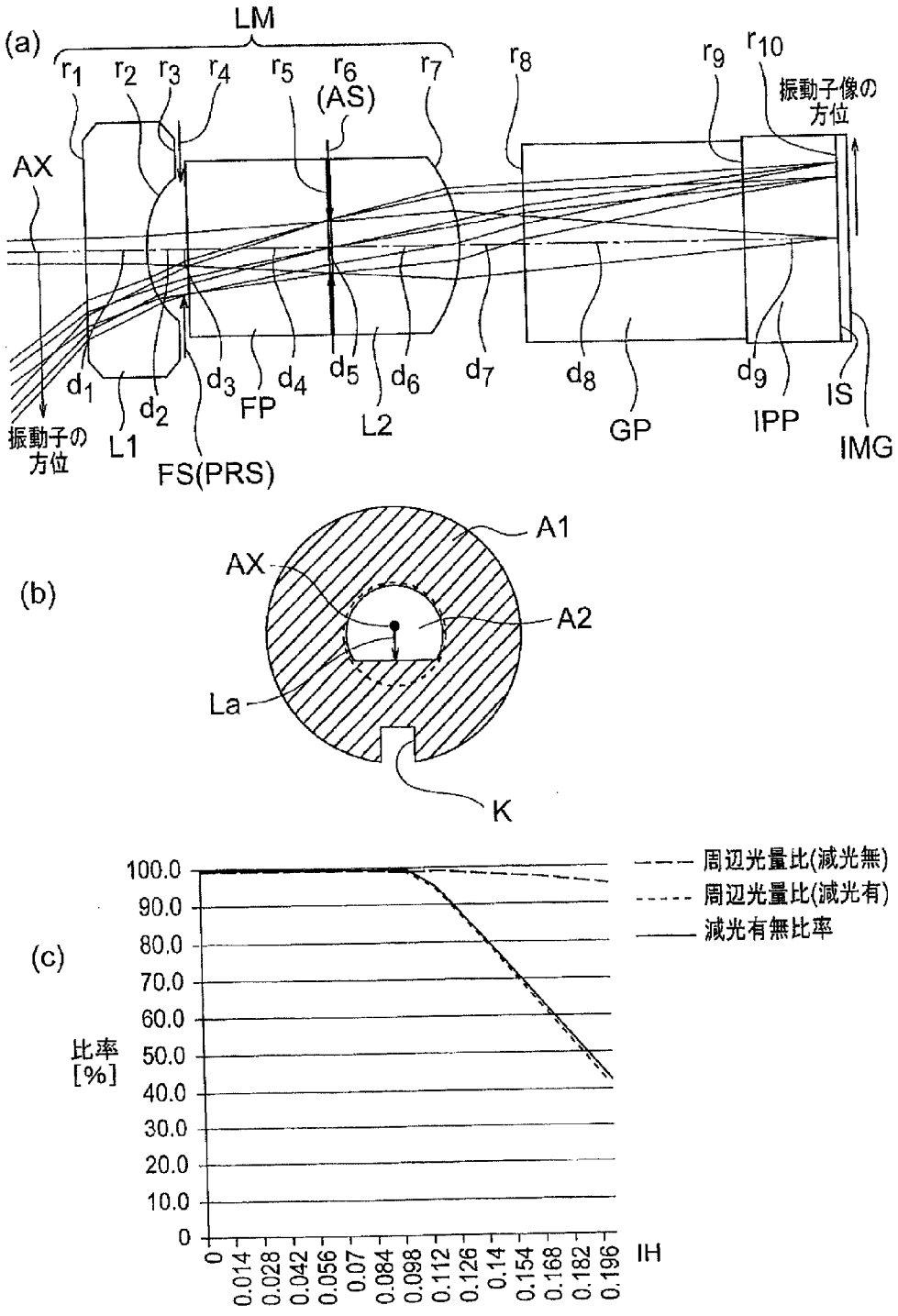
の間に配置することを特徴とする請求項１に記載の内視鏡撮像光学系。

[請求項7] 請求項１から６の何れか１項に記載の前記内視鏡撮像光学系を有することを特徴とする内視鏡装置。

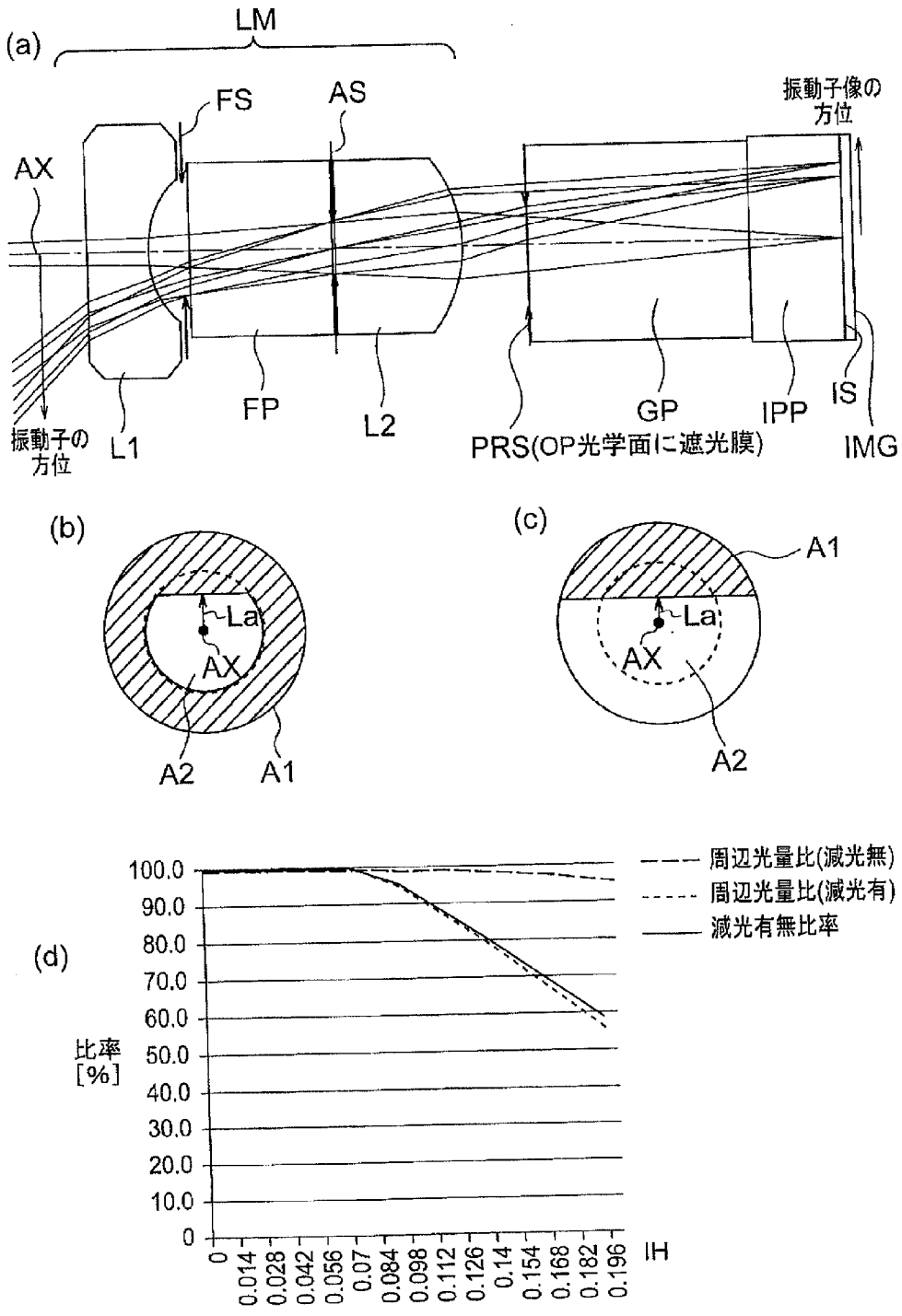
[図1]



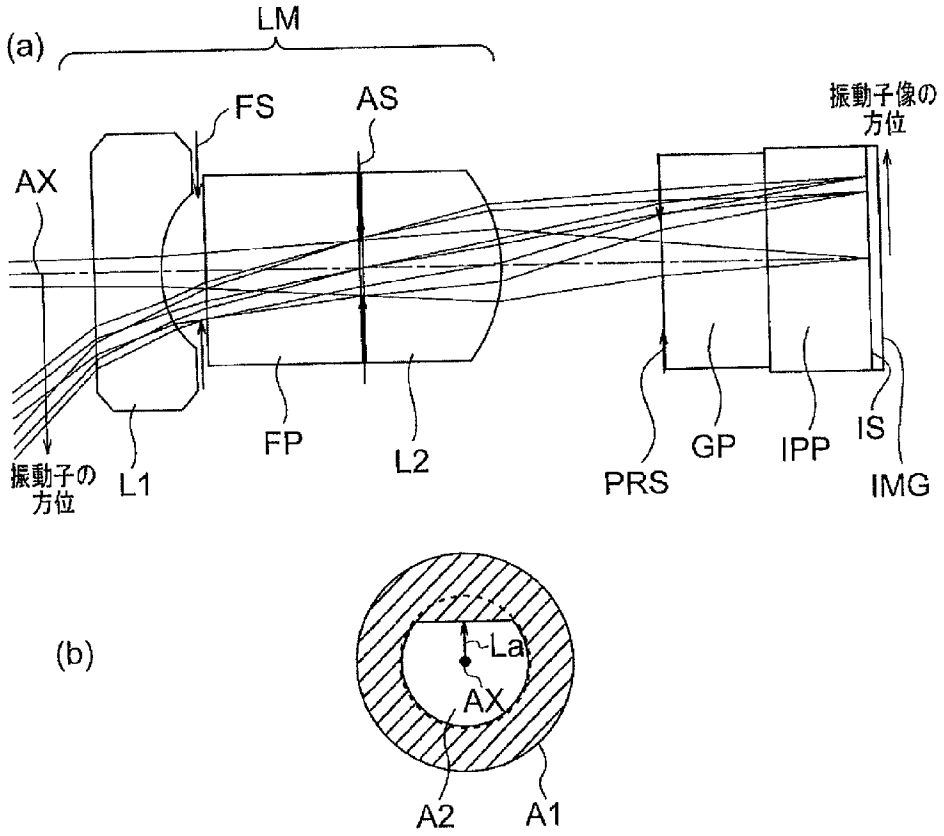
[図2]


(a)
LM
r1 r2 r3 r4 r5 r6 (AS) r7 r8 r9 r10
振動子像の方位
AX
d1 d2 d3 FP d4 d5 d6 d7 d8 d9 IS
振動子の方位
L1
FS(PRS)
L2
GP
IPP
IMG
(b)
A1
AX
A2
La
K
(c)
周辺光量比(減光無)
周辺光量比(減光有)
減光有無比率
比率[%]
100.0
90.0
80.0
70.0
60.0
50.0
40.0
30.0
20.0
10.0
0
0 0.014 0.028 0.042 0.056 0.07 0.084 0.098 0.112 0.126 0.14 0.154 0.168 0.182 0.196
IH

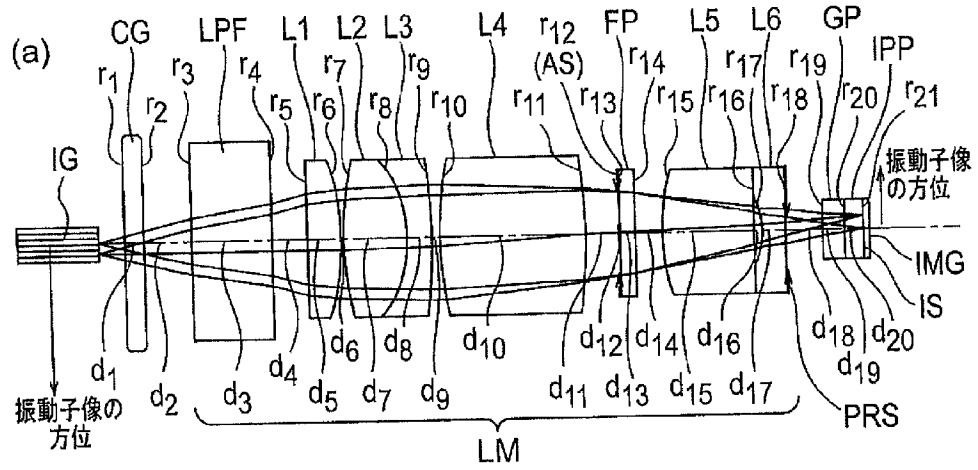
[図3]

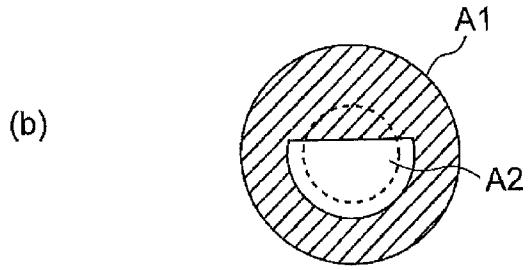

(a)
LM
FS
AS
AX
振動子像の方位
振動子の方位
L1
FP
L2
PRS(OP光学面に遮光膜)
GP
IPP
IS
IMG
(b)
La
AX
A2
A1
(c)
A1
La
AX
A2
(d)
周辺光量比(減光無)
周辺光量比(減光有)
減光有無比率
比率[%]
100.0
90.0
80.0
70.0
60.0
50.0
40.0
30.0
20.0
10.0
0
0
0.014
0.028
0.042
0.056
0.07
0.084
0.098
0.112
0.126
0.14
0.154
0.168
0.182
0.196
IH

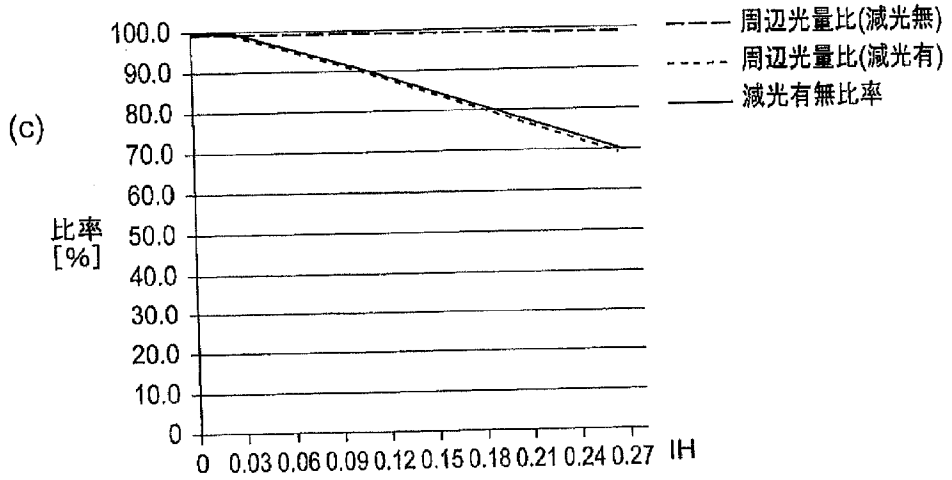
[図4]


(a)
LM
FS
AS
AX
振動子像の
方位
振動子の
方位
L1
FP
L2
PRS
GP
IPP
IS
IMG
(b)
La
AX
A2
A1
(c)
周辺光量比(減光無)
周辺光量比(減光有)
減光有無比率
比率
[%]
100.0
90.0
80.0
70.0
60.0
50.0
40.0
30.0
20.0
10.0
0
0
0.014
0.028
0.042
0.056
0.07
0.084
0.098
0.112
0.126
0.14
0.154
0.168
0.182
0.196
IH

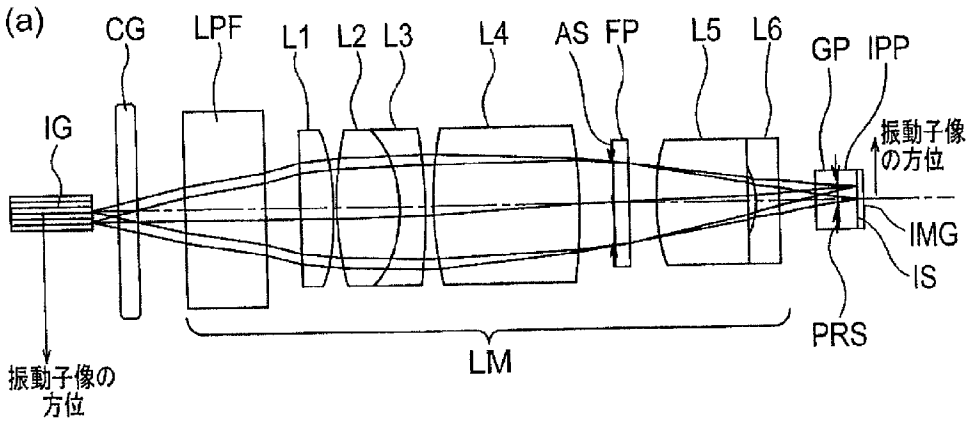
[図5]

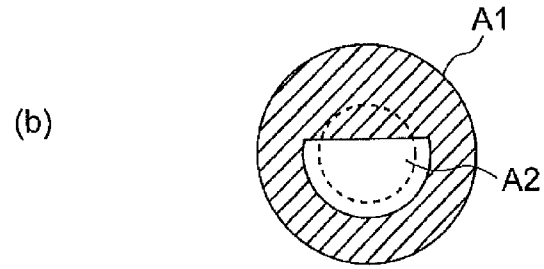

(a)
CG
LPF
L1
L2
L3
L4
FP
L5
L6
GP
IPP
IG
振動子像の方位
IMG
IS
PRS
LM
振動子像の方位

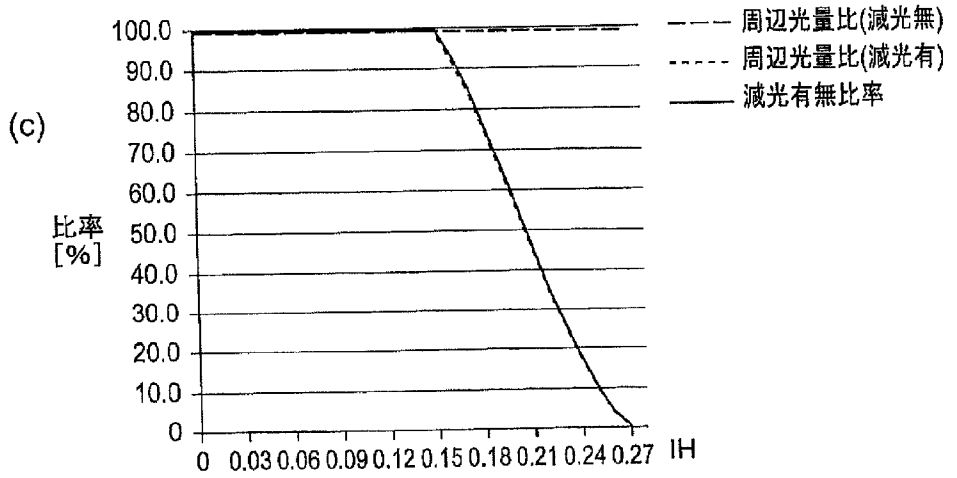

(b)
A1
A2


(c)
比率 [%]
100.0
90.0
80.0
70.0
60.0
50.0
40.0
30.0
20.0
10.0
0
0 0.03 0.06 0.09 0.12 0.15 0.18 0.21 0.24 0.27 IH
周辺光量比(減光無)
周辺光量比(減光有)
減光有無比率

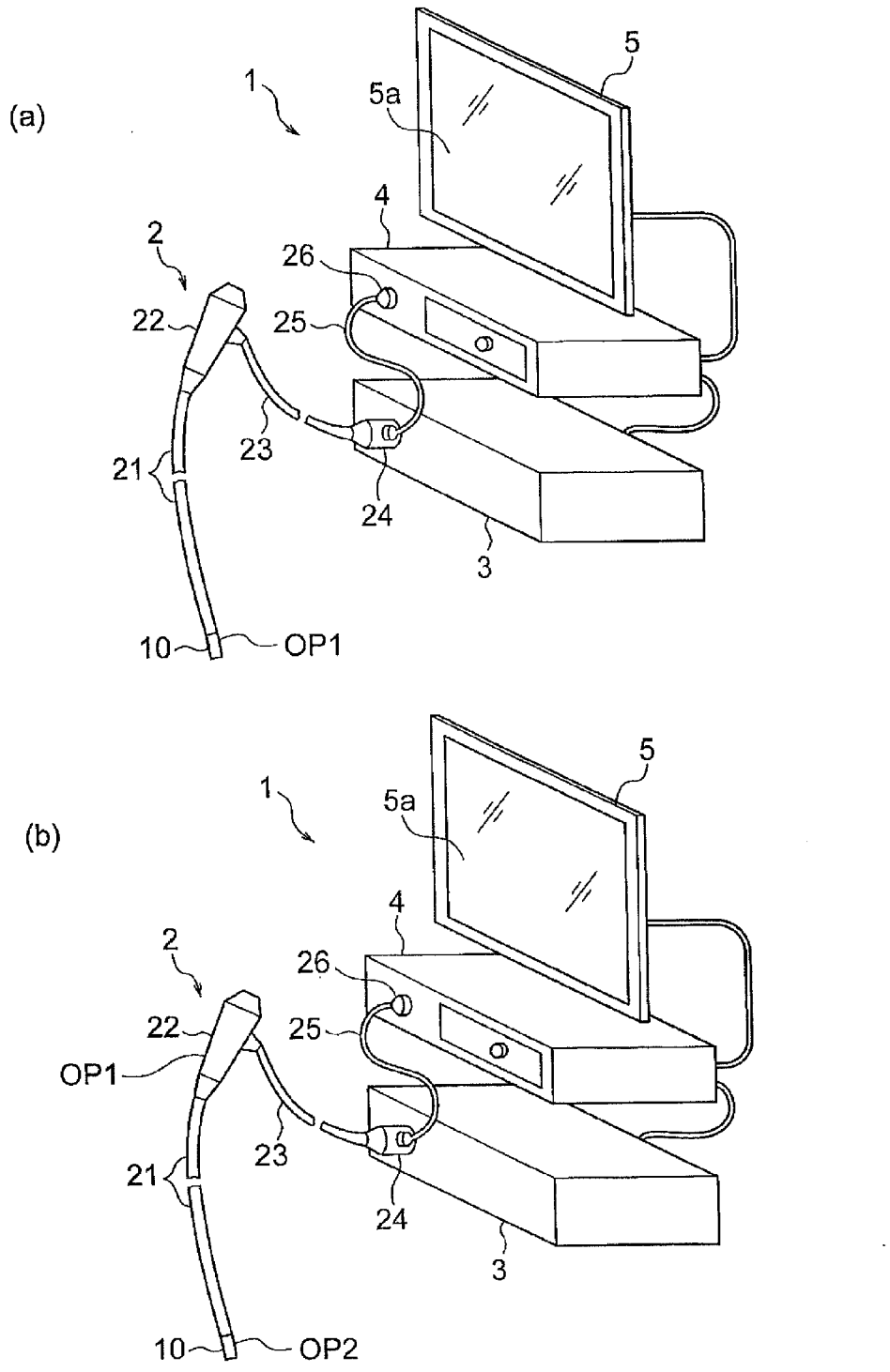
[図6]


(a)
CG
LPF
L1
L2
L3
L4
AS
FP
L5
L6
GP
IPP
IG
振動子像の方位
IMG
IS
PRS
LM
振動子像の方位


(b)
A1
A2

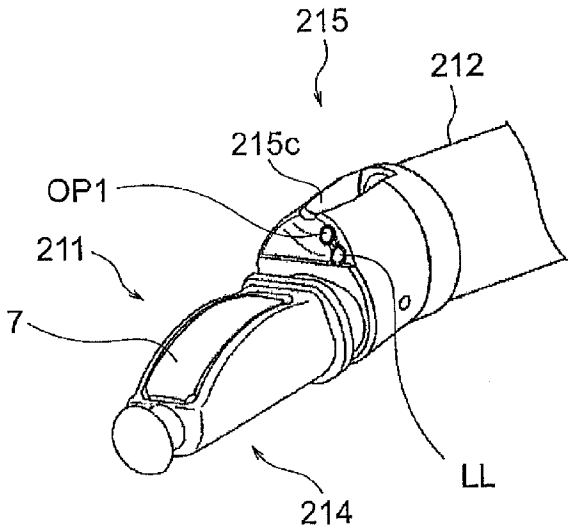

(c)
比率[%]
100.0
90.0
80.0
70.0
60.0
50.0
40.0
30.0
20.0
10.0
0
0 0.03 0.06 0.09 0.12 0.15 0.18 0.21 0.24 0.27
IH
周辺光量比(減光無)
周辺光量比(減光有)
減光有無比率

[図7]

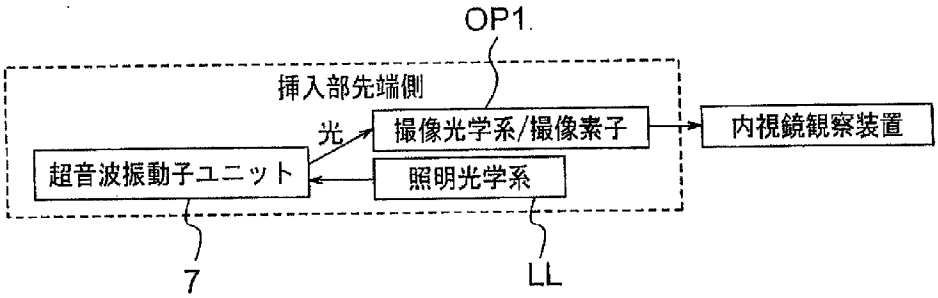

(a)
1
5
5a
4
2
26
22
25
23
21
24
3
10
OP1
(b)
1
5
5a
4
2
26
22
25
OP1
23
21
24
3
10
OP2

[図8]

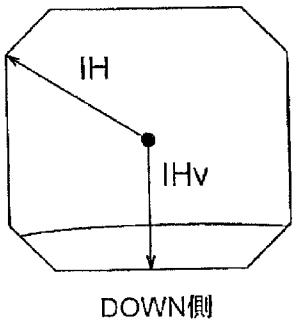
(a)


215
212
215c
OP1
211
7
LL
214

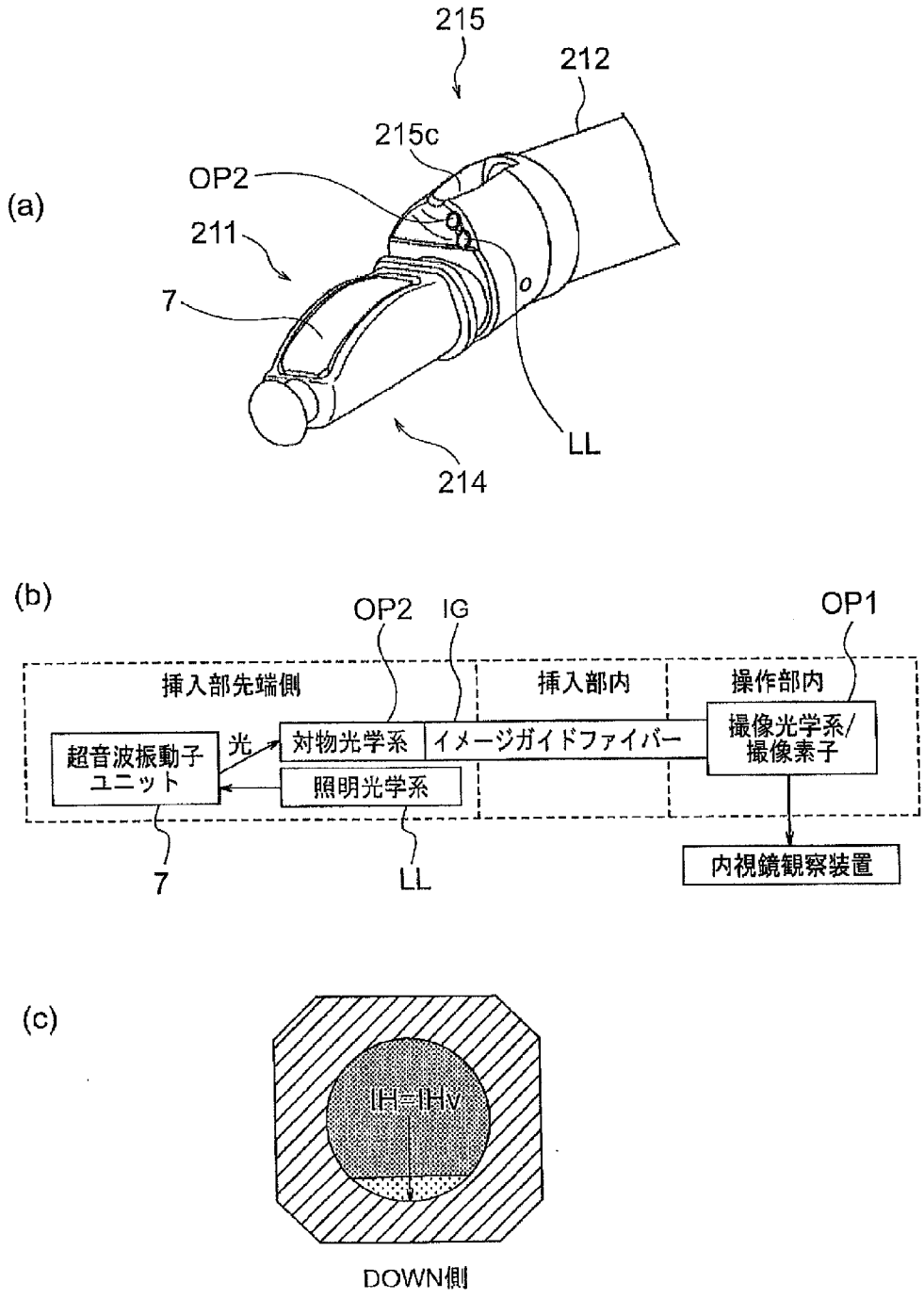
(b)


OP1
挿入部先端側
光
撮像光学系/撮像素子
内視鏡観察装置
超音波振動子ユニット
照明光学系
7
LL

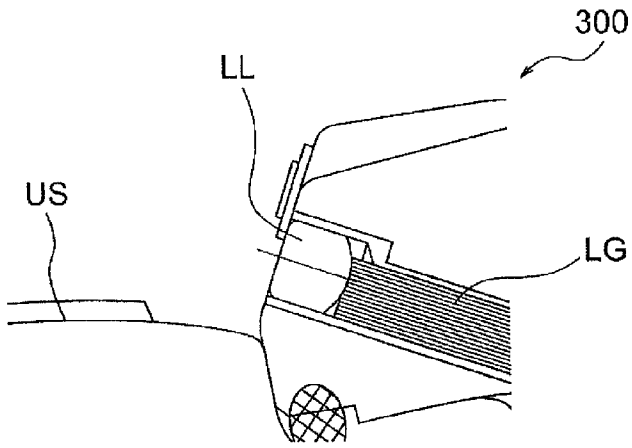
(c)


IH
IHv
DOWN側

[図9]


(a)
215
212
215c
OP2
211
7
LL
214
(b)
OP2
IG
OP1
挿入部先端側
挿入部内
操作部内
超音波振動子ユニット
光
対物光学系
イメージガイドファイバー
撮像光学系/撮像素子
照明光学系
7
LL
内視鏡観察装置
(c)
IH-IHv
DOWN側

[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/032387

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B8/12(2006.01)i, A61B8/14(2006.01)i, G02B5/00(2006.01)i, G02B13/00(2006.01)i, G02B13/04(2006.01)i, G02B23/26(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)
Int.Cl. A61B1/00, A61B8/12, A61B8/14, G02B5/00, G02B13/00, G02B13/04, G02B23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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.
A	JP 10-258058 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 29 September 1998, entire text, all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 3-275028 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 05 December 1991, page 3, upper left column, line 20 to page 3, lower right column, line 2 (Family: none)	1-7

☐ 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 November 2018 (14.11.2018)	Date of mailing of the international search report 27 November 2018 (27.11.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／０３２３８７

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, A61B8/12(2006.01)i, A61B8/14(2006.01)i, G02B5/00(2006.01)i, G02B13/00(2006.01)i, G02B13/04(2006.01)i, G02B23/26(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, A61B8/12, A61B8/14, G02B5/00, G02B13/00, G02B13/04, G02B23/26

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	１９７１－２０１８年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１８年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１８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
A	JP 10-258058 A（オリンパス光学工業株式会社）1998.09.29, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-7
A	JP 3-275028 A（オリンパス光学工業株式会社）1991.12.05, 第３頁左上欄第２０行目－第３頁目右下欄第２行目（ファミリーなし）	1-7

☐　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
１４．１１．２０１８	２７．１１．２０１８

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　４０７７
伊藤　昭治
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２