

(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
2016年8月25日(25.08.2016)



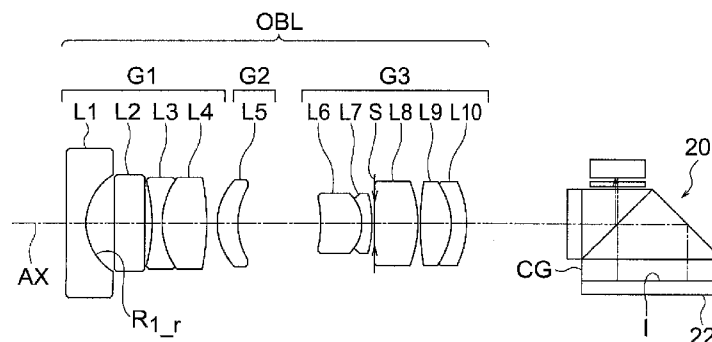
(10) 国際公開番号

WO 2016/132639 A1

- (51) 国際特許分類:
G02B 23/24 (2006.01) *G02B 13/04* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 17/04* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) *G02B 5/04* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/085050
- (22) 国際出願日: 2015年12月15日(15.12.2015)
- (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 2015-028436 2015年2月17日(17.02.2015) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 片倉正弘(KATAKURA Masahiro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 斎藤圭介, 外(SAITO Keisuke et al.); 〒1010051 東京都千代田区神田神保町1-4-1-3 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, 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, 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:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡システム



(57) Abstract: Provided is an endoscope system capable of increasing the depth and acquiring a high-quality image with desirably corrected aberration. The endoscope system includes an objective optical system OBL; a light path splitter 20 for splitting a subject image acquired by the objective optical system OBL into two optical images with mutually different points of focus; an imaging element 22 for acquiring the optical images; and an image synthesizing unit 23c for generating a synthesized image by selecting an image with relatively high contrast in a prescribed region from the two acquired optical images. The objective optical system OBL has a first negative lens L1 nearest to an object. The endoscope system satisfies the following conditional expressions (1) and (2): $3 < D_{\text{diff}} / \text{im\_pitch} < 100 \dots (1)$ $0.005 < D_{\text{diff}} / R_{1\_r} < 1.0 \dots (2)$ Where D_{diff} represents an equivalent air length of the difference in the light path length between the two optical images; im_pitch represents a pixel pitch in the imaging element 22; and R_{1_r} represents a curvature radius on the image plane of the first negative lens L1.

(57) 要約: 被深度が拡大され、良好に収差が補正された高画質な画像を取得できる内視鏡システムを提供する。対物光学系OBLと、対物光学系OBLで得られた被写体像を2つのピントの異なる光学像に分割する光路分割手段20と、光学像を取得する撮像素子22と取得した2つの光学像を相対的にコントラストが高い画像を所定領域において選択し、合成画像を生成する画像合成処理部23cと、を有し、対物光学系OBLは、最も物体側に負の第1レンズL1を有し、以下の条件式(1)、(2)を満足する。 $3 < D_{\text{diff}} / \text{im\_pitch} < 100 \dots (1)$ $0.005 < D_{\text{diff}} / R_{1\_r} < 1.0 \dots (2)$ ここで、 D_{diff} は、2つの光学像における光路長差の空気換算長、 im_pitch は、撮像素子22の画素ピッチ、 R_{1_r} は、負の第1レンズL1の像側面における曲率半径、である。

WO 2016/132639 A1

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡システム、特に被写界深度内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 一般に、内視鏡システムを始め、撮像素子を備えた機器において、撮像素子の高画素化に伴い、被写界深度が狭くなることが知られている。すなわち、撮像素子において、画素数を増やすために画素ピッチ（１画素の縦横の寸法）を小さくすると、これに伴って許容錯乱円も小さくなるため、撮像装置の被写界深度が狭くなる。

[0003] 被写界深度を拡大するために、例えば、特許文献１には、自画像を分割して結像させ、取得した画像を画像処理で合成し深度を拡大する構成が開示されている。また、例えば、特許文献２には、自画像を分割して結像させ、取得した画像を画像処理で合成し深度を拡大する構成が開示されている。この構成では、１つの撮像素子を用いて画像を取得することができるため、コスト面でも優れている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献１：特許第４２２６２３５号公報

特許文献２：特許第５５９３００４号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献１の構成は、撮像素子が複数必要となり、コストがかかりすぎるため好ましくない。また、特許文献２の構成は、中心領域及び周辺領域における画像に関して、対物光学系の好適な条件を規定していない。このため、中心領域から周辺領域にかけて、十分な収差補正がされず、良好な画像を得ることが困難な場合がある。

[0006] 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、被深度が拡大され、良好に収差が補正された高画質な画像を取得できる内視鏡システムを提供することである。

課題を解決するための手段

[0007] 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。

本発明に係る内視鏡システムの一態様は、

対物光学系と、

対物光学系で得られた被写体像を2つのピントの異なる光学像に分割する光路分割手段と、

光学像を取得する撮像素子と、

取得した2つの光学像を相対的にコントラストが高い画像を所定領域において選択し、合成画像を生成する画像合成処理部と、を有し、

対物光学系は、最も物体側に負の第1レンズを有し、

以下の条件式(1)、(2)を満足することを特徴とする。

$$3 < D_{\text{diff}} / i_{\text{m\_pitch}} < 100 \quad \dots (1)$$

$$0.005 < D_{\text{diff}} / R_{1\_r} < 1.0 \quad \dots (2)$$

ここで、

D_{diff} は、2つの光学像における光路長差の空気換算長、

$i_{\text{m\_pitch}}$ は、撮像素子の画素ピッチ、

R_{1_r} は、負の第1レンズの像側面における曲率半径、

である。

発明の効果

[0008] 本発明の一実施形態に係る内視鏡システムは、被深度が拡大され、良好に収差が補正された高画質な画像を取得できるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]本発明の一実施形態に係る内視鏡システムが有する対物光学系、光路分割手段及び撮像素子の断面構成を示す図である。

[図2]本発明の実施例1に係る内視鏡システムが有する対物光学系、光路分割手段及び撮像素子の断面構成を示す図であり、(a)は通常観察状態における断面図、(b)は近接観察状態における断面図である。

[図3](a)、(b)、(c)、(d)は、それぞれ実施例1の通常観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)及び倍率色収差(CC)を示し、(e)、(f)、(g)、(h)は、それぞれ近接観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)及び倍率色収差(CC)を示す収差図である。

[図4]本発明の実施例2に係る内視鏡システムが有する対物光学系、光路分割手段及び撮像素子の断面構成を示す図であり、(a)は通常観察状態における断面図、(b)は近接観察状態における断面図である。

[図5](a)、(b)、(c)、(d)は、それぞれ実施例2の通常観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)及び倍率色収差(CC)を示し、(e)、(f)、(g)、(h)は、それぞれ近接観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)及び倍率色収差(CC)を示す収差図である。

[図6]本発明の実施例3に係る内視鏡システムが有する対物光学系、光路分割手段及び撮像素子の断面構成を示す図であり、(a)は通常観察状態における断面図、(b)は近接観察状態における断面図である。

[図7](a)、(b)、(c)、(d)は、それぞれ実施例3の通常観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)及び倍率色収差(CC)を示し、(e)、(f)、(g)、(h)は、それぞれ近接観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)及び倍率色収差(CC)を示す収差図である。

[図8]本発明の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す機能ブロック図である。

[図9]本発明の実施形態に係る内視鏡システムが有する光路分割手段と撮像素子との概略構成図である。

[図10]本発明の実施形態に係る内視鏡システムが有する撮像素子の概略構成図である。

[図11]本発明の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、2つの光学像を合成する場合の流れを示すフローチャートである。

[図12]本発明の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、ビームスプリッタにより奇数回の反射後に撮像素子に結像される場合の結像状態を示す図である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、本実施形態に係る内視鏡システムについて、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。

[0011] 本実施形態に係る内視鏡システムは、対物光学系と、対物光学系で得られた被写体像を2つのピントの異なる光学像に分割する光路分割手段と、光学像を取得する撮像素子と、取得した2つの光学像を相対的にコントラストが高い画像を所定領域において選択し、合成画像を生成する画像合成処理部と、を有し、対物光学系は、最も物体側に負の第1レンズを有し、以下の条件式(1)、(2)を満足する。

$$3 < D_{\text{diff}} / i_{\text{m\_pitch}} < 100 \quad \cdots (1)$$

$$0.005 < D_{\text{diff}} / R1_{\text{r}} < 1.0 \quad \cdots (2)$$

ここで、

D_{diff} は、2つの光学像における光路長差の空気換算長、

$i_{\text{m\_pitch}}$ は、撮像素子の画素ピッチ、

$R1_{\text{r}}$ は、負の第1レンズの像側面における曲率半径、

である。

[0012] 2つのピントの異なる光学像を取得し合成画像を生成することで、被写界深度の広い画像を得ることが可能になる。光路を分割するにはプリズムユニットなどの光学部材を配置する必要がある。このため、対物光学系の最終面から結像位置までの距離(FB)を通常の光学系に比べて長くする必要があ

る。

[0013] 対物光学系の第1レンズに負屈折力を有するレンズを用いることで、少ないレンズ構成枚数で、長いF Bを得ることができるため好ましい。

[0014] 条件式(1)は、2つのピントの異なる光学像の適切なピント差を規定している。条件式(1)を満足する場合、適切なピント差を維持できる。このため、被写界深度を広げつつ、良好な画像を取得できる。

[0015] 条件式(1)の上限値を上回ると、2つの光学像のピント差が大きくなりすぎてしまう。このため、2つの光学像の合成画像を生成しても、ピントが合わない被写体距離が存在してしまうため、好ましくない。

条件式(1)の下限値を下回ると、2つの光学像のピント差が小さくなりすぎる。このため、被写界深度を広げる効果が低減するので、好ましくない。

[0016] 条件式(2)は、2つの光学像のピント差と負の第1レンズとの適切な関係を規定している。

条件式(2)の上限値を上回ると、負の第1レンズで発生する軸外収差の発生量が大きくなる。このため、画像周辺での画質が劣化してしまうため、好ましくない。

条件式(2)の下限値を下回ると、負の第1レンズのパワー(屈折力)が小さくなりすぎる。このため、必要なF Bを得ることができず、好ましくない。

[0017] なお、条件式(1)に代えて、以下の条件式(1)'を満たすことが望ましい。

$$20 < D_{\text{diff}} / i_{\text{m\_pitch}} < 60 \quad \dots (1)'$$

さらに、条件式(1)に代えて、以下の条件式(1)''を満たすことが望ましい。

$$25 < D_{\text{diff}} / i_{\text{m\_pitch}} < 45 \quad \dots (1)''$$

[0018] なお、条件式(2)に代えて、以下の条件式(2)'を満たすことが望ましい。

$$0.020 < D_{\text{diff}} / R1_r < 0.1 \quad \dots (2)'$$

さらに、条件式(2)に代えて、以下の条件式(2)''を満たすことが望ましい。

$$0.025 < D_{\text{diff}} / R1_r < 0.045 \quad \dots (2)''$$

[0019] また、本発明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。

$$-0.05 < D_{\text{diff}} / R1_f < 0.05 \quad \dots (3)$$

$$-1.0 < D_{\text{diff}} / FL_{L01} < -0.005 \quad \dots (4)$$

ここで、

D_{diff} は、2つの光学像における光路長差の空気換算長、

$R1_f$ は、負の第1レンズの物点側面における曲率半径、

FL_{L01} は、第1レンズの焦点距離、

である。

なお、 FL_{L01} の焦点距離は、e線における焦点距離である。

[0020] 条件式(3)、(4)は、それぞれ2つの光学像のピント差と、負の第1レンズとの適切な関係を規定している。

条件式(3)の上限値を上回ると、または下限値を下回ると、レンズの第1面の曲率半径が小さくなりすぎてしまい、水切れが悪くなる。これにより、水滴が付いたような部分的にピントがボケた画像になってしまうため、好ましくない。

[0021] 条件式(4)の下限値を下回ると、負の第1レンズで発生する軸外収差の発生量が大きくなる。このため、周辺領域での画質が劣化してしまうため、好ましくない。

条件式(4)の上限値を上回ると、負の第1レンズのパワーが小さくなりすぎてしまう。これにより、必要なF_Bを得ることができないため、好ましくない。

[0022] なお、条件式(3)に代えて、以下の条件式(3)'を満たすことが望ましい。

$$-0.005 < D_{\text{diff}} / R1\_f < 0.005 \quad \dots (3)'$$

さらに、条件式(3)に代えて、以下の条件式(3)''を満たすことが望ましい。

$$-0.001 < D_{\text{diff}} / R1\_f < 0.001 \quad \dots (3)''$$

[0023] なお、条件式(4)に代えて、以下の条件式(4)'を満たすことが望ましい。

$$-0.8 < D_{\text{diff}} / FL\_L01 < -0.02 \quad \dots (4)'$$

さらに、条件式(4)に代えて、以下の条件式(4)''を満たすことが望ましい。

$$-0.4 < D_{\text{diff}} / FL\_L01 < -0.03 \quad \dots (4)''$$

[0024] また、本発明の好ましい態様によれば、

以下の条件式(5)、(6)を満足することが望ましい。

$$0.01 < D_{\text{diff}} / fw < 2.0 \quad \dots (5)$$

$$0.002 < D_{\text{diff}} / FB < 0.05 \quad \dots (6)$$

ここで、

D_{diff} は、2つの光学像における光路長差の空気換算長、

fw は、対物光学系の焦点距離、

FB は、対物光学系の最終レンズから結像位置までの空気換算長、

である。

[0025] 条件式(5)は、2つのピントの異なる光学像のピント差と対物光学系の焦点距離との適切な関係を規定している。

条件式(5)を満足する場合、2つの画像は、適切なピント差である。このため、被写界深度を広げつつ、良好な画像を取得できる。

条件式(5)の上限値を上回ると、2つの画像のピント差が大きくなりすぎる。これにより、2つの光学像の合成画像を生成しても、ピントがボケしてしまう被写体の距離が存在するため好ましくない。

条件式(5)の下限値を下回ると、2つの画像のピント差が少なすぎる。これにより、被写界深度を広げる効果が少ないため、好ましくない。

[0026] 条件式（６）は、光学像のピント差とＦＢとの適切な比を規定している。

条件式（６）の上限値を上回ると、ＦＢが短くなりすぎる。このため、光路を分割する光学素子を配置する空間的なスペースが無くなるため、好ましくない。

条件式（６）の下限値を下回ると、ＦＢが著しく長くなりすぎる。この結果、第１レンズの屈折力を著しく大きくする必要があり、主に軸外の収差が発生してしまうため好ましくない。

[0027] なお、条件式（５）に代えて、以下の条件式（５）'を満たすことが望ましい。

$$0.03 < D_{\text{diff}} / f_w < 1.0 \quad \dots (5)'$$

さらに、条件式（５）に代えて、以下の条件式（５）"を満たすことが望ましい。

$$0.045 < D_{\text{diff}} / f_w < 0.75 \quad \dots (5)''$$

[0028] なお、条件式（６）に代えて、以下の条件式（６）'を満たすことが望ましい。

$$0.005 < D_{\text{diff}} / FB < 0.02 \quad \dots (6)'$$

さらに、条件式（６）に代えて、以下の条件式（６）"を満たすことが望ましい。

$$0.008 < D_{\text{diff}} / FB < 0.014 \quad \dots (6)''$$

[0029] また、本発明の好ましい態様によれば、

対物光学系は、対物光学系内部のレンズを駆動することにより、通常観察と近接観察とが可能であり、以下の条件式（７）を満足することが望ましい。

$$1.01 < \omega(w) / \omega(t) < 2.0 \quad \dots (7)$$

ここで、

$\omega(w)$ は、対物光学系の通常観察時の半画角、

$\omega(t)$ は、対物光学系の近接観察時の半画角、

である。

[0030] 条件式(7)は、対物光学系の画角の変化の適切な比を規定している。

条件式(7)を満足する場合、2つのピントの異なる光学像において、被写界深度を広げながらも、さらに通常観察と近接観察が可能になる。特に、近接観察では倍率が大きくなるため被写界深度が小さくなる傾向にある。ここで、後述する画像合成技術を用いることで、近接観察において、被写界深度が小さくなることを低減できる。

[0031] 条件式(7)の下限値を下回ると、近接観察ができない。このため、本実施形態のような技術は必要なくなってしまう。

条件式(7)の上限値を上回ると、画角の変化が大きすぎる。このため、レンズ径が肥大化してしまい、患者のQOL(Quality Of Life)を低下させてしまい好ましくない。

[0032] なお、条件式(7)に代えて、以下の条件式(7)'を満たすことが望ましい。

$$1. \quad 0.2 < \omega(w)/\omega(t) < 1.5 \quad \dots (7)'$$

さらに、条件式(7)に代えて、以下の条件式(7)''を満たすことが望ましい。

$$1. \quad 0.3 < \omega(w)/\omega(t) < 1.1 \quad \dots (7)''$$

[0033] (実施例1)

次に、実施例1に係る内視鏡システムが有する対物光学系について説明する。

図2(a)、(b)は、対物光学系の断面構成を示す図である。ここで、図2(a)は、通常観察状態(遠距離物点)における対物光学系の断面構成を示す図である。図2(b)は、近接観察状態(近距離物点)における対物光学系の断面構成を示す図である。

[0034] 本実施例に係る対物光学系は、物体側から順に、負の屈折力の第1レンズ群G1と、正の屈折力の第2レンズ群G2と、正の屈折力の第3レンズ群G3とから構成されている。また、明るさ絞りSは、第3レンズ群G3内に配置されている。第2レンズ群G2は、光軸AX上を像側に移動して、通常観

察状態から近接観察状態への変化に伴う焦点位置の変化を補正する。

[0035] 第1レンズ群G1は、平凹負レンズL1と、平行平板L2と、両凹負レンズL3と、両凸正レンズL4とからなる。ここで、負レンズL3と正レンズL4とは接合されている。

第2レンズ群G2は、物体側に凸面を向けた正メニスカスレンズL5からなる。

第3レンズ群G3は、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズL6と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズL7と、開口絞りSと、平凸正レンズL8と、両凸正レンズL9と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズL10とからなる。ここで、正メニスカスレンズL6と負メニスカスレンズL7とは接合されている。正レンズL9と負メニスカスレンズL10とは接合されている。

[0036] 第3レンズ群G3の像側に、光路分割部20を配置している。光学系中のプリズムでは、光路が折り曲げられる。光路分割部20に関しては、後述する。なお、平行平板L2は、特定の波長、例えばYAGレーザーの1060nm、半導体レーザーの810nm、あるいは赤外域をカットするためのコーティングが施されたフィルターである。

[0037] 図3(a)、(b)、(c)、(d)は、本実施例の通常観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)、倍率色収差(CC)を示す。

図3(e)、(f)、(g)、(h)は、本実施例の近接観察状態における球面収差(SA)、非点収差(AS)、歪曲収差(DT)、倍率色収差(CC)を示す。

これら、諸収差図は、656.27nm(C線)、587.56nm(d線)、及び435.84nm(g線)の各波長について示されている。また、各図中、「 ω 」は半画角を示す。以下、収差図に関しては、同様である。

[0038] (実施例2)

実施例 2 に係る内視鏡システムが有する対物光学系について説明する。

図 4 (a)、(b) は、対物光学系の断面構成を示す図である。ここで、図 4 (a) は、対物光学系の、通常観察状態（遠距離物点）における断面図、図 4 (b) は近接観察状態（近距離物点）における断面図である。

[0039] 本実施例に係る対物光学系は、物体側から順に、負の屈折力の第 1 レンズ群 G 1 と、正の屈折力の第 2 レンズ群 G 2 と、正の屈折力の第 3 レンズ群 G 3 とから構成されている。また、明るさ絞り S は、第 3 レンズ群 G 3 内に配置されている。第 2 レンズ群 G 2 は、光軸 A X 上を像側に移動して、通常観察状態から近接観察状態への変化に伴う焦点位置の変化を補正する。

[0040] 第 1 レンズ群 G 1 は、平凹負レンズ L 1 と、平行平板 L 2 と、両凹負レンズ L 3 と、両凸正レンズ L 4 とからなる。

第 2 レンズ群 G 2 は、物体側に凸面を向けた正メニスカスレンズ L 5 とからなる。

第 3 レンズ群 G 3 は、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズ L 6 と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズ L 7 と、開口絞り S と、平凸正レンズ L 8 と、両凸正レンズ L 9 と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズ L 10 とからなる。ここで、正メニスカスレンズ L 6 と負メニスカスレンズ L 7 とは接合されている。正レンズ L 9 と負メニスカスレンズ L 10 とは接合されている。

[0041] 第 3 レンズ群 G 3 の像側に、光路分割部 20 を配置している。光学系中のプリズムでは、光路が折り曲げられる。光路分割部 20 に関しては、後述する。なお、平行平板 L 2 は、特定の波長、例えば YAG レーザーの 1060 nm、半導体レーザーの 810 nm、あるいは赤外域をカットするためのコーティングが施されたフィルターである。

[0042] 図 5 (a)、(b)、(c)、(d) は、本実施例の通常観察状態における球面収差 (SA)、非点収差 (AS)、歪曲収差 (DT)、倍率色収差 (CC) を示す。

図 5 (e)、(f)、(g)、(h) は、本実施例の近接観察状態におけ

る球面収差（S A）、非点収差（A S）、歪曲収差（D T）、倍率色収差（C C）を示す。

[0043] （実施例 3）

実施例 3 に係る内視鏡システムが有する対物光学系について説明する。

図 6（a）、（b）は、対物光学系の断面構成を示す図である。ここで、図 6（a）は、対物光学系の、通常観察状態（遠距離物点）における断面図、図 6（b）は近接観察状態（近距離物点）における断面図である。

[0044] 本実施例に係る対物光学系は、物体側から順に、負の屈折力の第 1 レンズ群 G 1 と、正の屈折力の第 2 レンズ群 G 2 と、正の屈折力の第 3 レンズ群 G 3 とから構成されている。また、明るさ絞り S は、第 3 レンズ群 G 3 内に配置されている。第 2 レンズ群 G 2 は、光軸 A X 上を像側に移動して、通常観察状態から近接観察状態への変化に伴う焦点位置の変化を補正する。

[0045] 第 1 レンズ群 G 1 は、平凹負レンズ L 1 と、平行平板 L 2 と、両凹負レンズ L 3 と、両凸正レンズ L 4 とからなる。ここで、負レンズ L 3 と正レンズ L 4 とは接合されている。

第 2 レンズ群 G 2 は、物体側に凸面を向けた正メニスカスレンズ L 5 からなる。

第 3 レンズ群 G 3 は、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズ L 6 と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズ L 7 と、開口絞り S と、両凸正レンズ L 8 と、両凸正レンズ L 9 と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズ L 10 とからなる。ここで、正メニスカスレンズ L 6 と負メニスカスレンズ L 7 とは接合されている。正レンズ L 9 と負メニスカスレンズ L 10 とは接合されている。

[0046] 第 3 レンズ群 G 3 の像側に、光路分割部 20 を配置している。光学系中のプリズムでは、光路が折り曲げられる。光路分割部 20 に関しては、後述する。なお、平行平板 L 2 は、特定の波長、例えば Y A G レーザーの 1060 nm、半導体レーザーの 810 nm、あるいは赤外域をカットするためのコーティングが施されたフィルターである。

[0047] 図7 (a)、(b)、(c)、(d)は、本実施例の通常観察状態における球面収差 (S A)、非点収差 (A S)、歪曲収差 (D T)、倍率色収差 (C C)を示す。

図7 (e)、(f)、(g)、(h)は、本実施例の近接観察状態における球面収差 (S A)、非点収差 (A S)、歪曲収差 (D T)、倍率色収差 (C C)を示す。

[0048] 以下に、上記各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、 ν_d は各レンズのアッベ数、 FNO はFナンバー、 ω は半画角である。

[0049] 数値実施例1

単位 mm

面データ

面番号	r	d	n_d	ν_d
1	∞	0.44	1.88300	40.76
2	1.277	0.62		
3	∞	0.66	1.51800	75.00
4	∞	0.15		
5	-3.765	0.22	1.88300	40.76
6	1.867	0.95	1.84666	23.78
7	-5.648	可変		
8	1.479	0.44	1.48749	70.23
9	1.634	可変		
10	-3.521	0.90	1.64769	33.79
11	-0.998	0.22	1.88300	40.76
12	-2.573	0.06		
13(絞り)	∞	0.00		
14	∞	0.93	1.48749	70.23

15	-2.659	0.06		
16	5.794	0.67	1.48749	70.23
17	-1.567	0.33	1.92286	18.90
18	-2.318	3.94		
19(結像面)	∞			

ズームデータ

	通常観察	近接観察
焦点距離	0.73	0.73
F N O.	3.58	3.52
画角 2ω	136.30	133.76
d7	0.22	1.12
d9	1.78	0.88

各群焦点距離

f1=-1.29 f2=16.55 f3=2.51

[0050] 数値実施例 2

単位 m m

面データ

面番号	r	d	nd	ν d
1	∞	0.41	1.88300	40.76
2	1.148	0.52		
3	∞	0.62	1.00000	65.13
4	∞	0.21		
5	-5.040	0.21	1.88300	40.76

6	1.370	0.78	1.84666	23.78
7	-10.799	可変		
8	1.394	0.41	1.48749	70.23
9	1.623	可変		
10	-4.845	0.83	1.64769	33.79
11	-0.940	0.21	1.88300	40.76
12	-2.618	0.06		
13(絞り)	∞	0.00		
14	∞	0.87	1.48749	70.23
15	-2.246	0.06		
16	5.696	0.67	1.48749	70.23
17	-1.477	0.31	1.92286	18.90
18	-2.201	3.62		
19(結像面)	∞			

ズームデータ

	通常観察	近接観察
焦点距離	0.71	0.71
F N O.	3.54	3.49
画角 2ω	144.97	141.76
d7	0.21	0.75
d9	1.32	0.78

各群焦点距離

f1=-1.05 f2=12.66 f3=2.30

単位 mm

面データ

面番号	r	d	nd	νd
1	∞	0.41	1.88300	40.76
2	1.187	0.52		
3	∞	0.60	1.51800	75.00
4	∞	0.13		
5	-10.716	0.42	1.88300	40.76
6	1.435	0.79	1.84666	23.78
7	-25.907	可変		
8	1.280	0.52	1.48749	70.23
9	1.504	可変		
10	-6.016	0.91	1.64769	33.79
11	-0.915	0.31	1.88300	40.76
12	-3.148	0.06		
13(絞り)	∞	0.00		
14	43.657	1.00	1.48749	70.23
15	-2.302	0.03		
16	3.834	0.91	1.48749	70.23
17	-1.454	0.31	1.92286	18.90
18	-2.191	3.22		
19(結像面)	∞			

ズームデータ

	通常観察	近接観察
焦点距離	0.72	0.72
F N O.	3.58	3.52

画角 2ω	144.52	141.51
--------------	--------	--------

d7	0.26	0.79
----	------	------

d9	1.08	0.55
----	------	------

各群焦点距離

f1=-1.16 f2=10.01 f3=2.21

[0052] 以下、実施例 1、実施例 2、実施例 3 に係る対物光学系における条件式 (1) ~ (7) の数値を示す。

条件式	実施例 1	実施例 2	実施例 3
(1) D_{diff}/im_pitch	3.333	25.000	100.000
(2) $D_{\text{diff}}/R1\_r$	0.008	0.044	0.084
(3) $D_{\text{diff}}/R1\_f$	0.000	0.000	0.000
(4) D_{diff}/FL_L01	-0.007	-0.039	-0.075
(5) D_{diff}/fw	0.0136	0.0702	0.1386
(6) D_{diff}/FB	0.003	0.014	0.031
(7) $\omega(w)/\omega(t)$	1.019	1.024	1.015

パラメータ	実施例 1	実施例 2	実施例 3
D_{diff}	0.01	0.05	0.1
im_pitch	0.003	0.002	0.001
$R1\_r$	1.2771	1.1482	1.1868
$R1\_f$	∞	∞	∞
FL_L01	-1.4379	-1.2928	-1.3363
fw	0.7328	0.7126	0.7214
FB	3.94	3.6196	3.225

$\omega(w)$	68.558	73.325	63.371
$\omega(t)$	67.26	71.638	62.406

[0053] (内視鏡システムの実施形態)

次に、上述の対物光学系を有する内視鏡システムについて説明する。

図8は、内視鏡システム10の機能ブロック図である。図9は、光路分割部20の概略構成を示す図である。

[0054] 上述した各実施例の対物光学系OBLを射出した光は、光路分割部20に入射する。

[0055] 光路分割部20は、被写体像をピントの異なる2つの光学像に分割する偏光ビームスプリッタ21、2つの光学像を撮像して2つの画像を取得する撮像素子22を有する。

[0056] 偏光ビームスプリッタ21は、図9に示すように、第1プリズム21b、第2プリズム21e、ミラー21c、及び $\lambda/4$ 板21dを備えている。第1プリズム21b及び第2プリズム21eは共に光軸に対して45度の斜度であるビームスプリット面を有する。

[0057] 第1プリズム21bのビームスプリット面には偏光分離膜21fが形成されている。そして、第1プリズム21b及び第2プリズム21eは、互いのビームスプリット面を偏光分離膜21fを介して当接させて偏光ビームスプリッタ21を構成している。

[0058] また、ミラー21cは、第1プリズム21bの端面近傍に $\lambda/4$ 板21dを介して設けられている。第2プリズム21eの端面には、カバーガラスCGを介して撮像素子22が取り付けられている。

[0059] 対物光学系OBLからの被写体像は、第1プリズム21bにおいてそのビームスプリット面に設けられた偏光分離膜21fによりP偏光成分（透過光）とS偏光成分（反射光）とに分離され、反射光側の光学像と透過光側の光学像との2つの光学像に分離される。

[0060] S偏光成分の光学像は、偏光分離膜21fで撮像素子22に対して対面側

に反射されA光路を通り、 $\lambda/4$ 板21dを透過後、ミラー21cで反射され、撮像素子22側に折り返される。折り返された光学像は、 $\lambda/4$ 板21dを再び透過する事で偏光方向が 90° 回転し、偏光分離膜21fを透過して撮像素子22に結像される。

[0061] P偏光成分の光学像は、偏光分離膜21fを透過してB光路を通り、撮像素子22に向かって垂直に折り返す第2プリズム21eのビームスプリット面と反対側に設けられたミラー面によって反射され、撮像素子22に結像される。この際、A光路とB光路で、例えば、数十 μm 程度の所定の光路差を生じさせるように、プリズム硝路を設定しておき、ピントが異なる2つの光学像を撮像素子22の受光面に結像させる。

[0062] すなわち、第1プリズム21b及び第2プリズム21eを、被写体像をピント位置が異なる2つの光学像に分離できるように、第1プリズム21bにおける撮像素子22に至る透過光側の光路長（硝路長）に対して反射光側の光路長が短く（小さく）なるように配置する。

[0063] 撮像素子22は、図10に示すように、ピント位置が異なる2つの光学像を各々個別に受光して撮像するために、撮像素子22の全画素領域の中に、2つの受光領域（有効画素領域）22a、22bが設けられている。

[0064] 受光領域22a、22bは、2つの光学像を撮像するために、これらの光学像の結像面と各々一致するように配置されている。そして、撮像素子22において、受光領域22aは受光領域22bに対してそのピント位置が相対的に近点側にシフトしており（ずれており）、受光領域22bは受光領域22aに対してそのピント位置が相対的に遠点側にシフトしている。これにより、ピントが異なる2つの光学像を撮像素子22の受光面に結像させるように構成されている。

[0065] なお、第1プリズム21bと第2プリズム21eにおける両者の硝材の屈折率を異ならせることにより、撮像素子22に至る光路長を変えて受光領域22a、22bに対するピント位置を相対的にずらすようにしても良い。

[0066] また、受光領域22a、22bの周囲には、2つに分割された光学像の幾

何的なズレを補正するための補正画素領域 22c が設けられている。補正画素領域 22c 内において製造上の誤差を抑え、後述する画像補正処理部 23b (図 8) にて画像処理による補正を行なうことで、上記した光学像の幾何学的なズレを解消するようになっている。

[0067] 上述の各実施例の第 2 レンズ群 G 2 は、フォーカシングレンズであり、光軸の方向における 2 つの位置に選択的に移動可能である。不図示のアクチュエータにより、第 2 レンズ群 G 2 は、2 つの位置間で一方の位置から他方の位置、他方の位置から一方の位置に移動するように駆動される。

[0068] 第 2 レンズ群 G 2 を、前方側（物体側）の位置に設定した状態においては遠方観察（通常観察）する場合の観察領域の被写体にピントが合うように設定される。また、第 2 レンズ群 G 2 を後方側の位置に設定した状態においては近接観察（拡大観察）する場合の観察領域の被写体にピントが合うように設定されている。

[0069] なお、本実施形態のように、偏光ビームスプリッタ 21 を適用して偏光分離をする場合、分離する光の偏光状態が円偏光でないと分離した像の明るさに差が生じてしまう。規則的な明るさの差異は画像処理での補正が比較的容易であるが、局所的に且つ観察条件で明るさの差異が生じた場合、補正しきれなくなり、合成画像に明るさムラが生じてしまう場合がある。

[0070] 内視鏡で観察する被写体は、合成画像の比較的視野周辺部で明るさムラが生じてしまう可能性がある。尚、この偏光状態が崩れた明るさムラは、被写体が比較的飽和気味の明るさ分布であると顕著に生じる。

[0071] 視野の周辺部において、内視鏡では比較的近接して被写体像の血管走行や粘膜構造を見る事が多く、ユーザーにとって非常に煩わしい画像になる可能性が高い。

そこで、例えば、図 9 に示すように、この偏光状態が崩れた状態を円偏光に戻す様に $\lambda/4$ 板 21a を、光路分割部 20 の偏光分離膜 21f より物体側に配置することが好ましい。

[0072] なお、上述のような偏光ビームスプリッタの代わりに、入射光を強度分割

するハーフミラーを用いることもできる。

[0073] 次に、図8を参照して、取得した2つの画像の合成に関して説明する。

[0074] 画像プロセッサ23は、撮像素子22により撮像されたピント位置が異なる2つの光学像に係る画像を各々読み出す画像読出部23aと、画像読出部23aにより読み出された2つの画像に対する画像補正を行う画像補正処理部23bと、補正された2つの画像を合成する画像合成処理を行う画像合成処理部23cとを有する。

[0075] 画像補正処理部23bは、撮像素子22の受光領域22a、22bにそれぞれ結像される2つの光学像に係る画像に対し、互いのピント以外の差異が略同一となるように補正する。すなわち、2つの画像の各光学像における相対的な位置、角度及び倍率が略同一となるように2つの画像に対して補正を行う。

[0076] 被写体像を2つに分離して撮像素子22に各々結像させる場合、幾何的な差異が生じる場合がある。すなわち、撮像素子22の受光領域22a、22bにそれぞれ結像される各々の光学像は、相対的に倍率ズレ、位置ズレ、角度すなわち回転方向のズレ等が発生する場合がある。

[0077] これらの差異を製造時などにおいて、完全に解消することは困難であるが、それらのズレ量が大きくなると、合成画像が2重画像となったり、不自然な明るさムラ等を生じたりする。このため、画像補正処理部23bにて上述した幾何的な差異、明るさ差異を補正する。

[0078] 2つの画像間における明るさの差異を補正する場合、2つの像または画像のうち輝度の低い方の像または画像、もしくは2つの像または画像の相対的に同一位置における輝度の低い方を基準にして補正を行うことが望ましい。

[0079] 画像合成処理部23cは、画像補正処理部23bにより補正された2つの画像間の対応する所定領域において、相対的にコントラストが高い画像を選択して合成画像を生成する。つまり、2つの画像における空間的に同一の画素領域それぞれにおけるコントラストを比較し、相対的にコントラストが高い方の画素領域を選択することにより、2つの画像から合成された1つの画

像としての合成画像を生成する。

[0080] なお、2つの画像の同一の画素領域におけるコントラスト差が小さい又は略同一である場合は、その画素領域に所定の重み付けして加算する合成画像処理により、合成画像を生成する。

[0081] また、画像プロセッサ23は、画像合成処理部23cにより合成された1つの画像に対して、色マトリクス処理、輪郭強調、ガンマ補正等の後段画像処理を行う。画像出力部23dは、後段画像処理された画像を出力する。画像出力部23dから出力される画像は画像表示部24に出力される。

[0082] また、撮像素子22に至る近点光路と遠点光路とに応じて、第1プリズム21bと第2プリズム21eとを異なる硝材で構成し、屈折率を異ならせることにより、相対的にピント位置をずらしても良い。

[0083] これにより、ピントの異なる2つの光学像に係る画像を取得し、これら画像を画像合成処理部23cで合成して合成被写界深度を得ることができる。内視鏡検査で広い範囲を俯瞰してスクリーニングする際には遠方観察が適しており、病変の詳細を観察したり、診断したりする際には、近接観察が適している。

[0084] このような構成をとる事で、より多画素化した撮像素子を使用しても解像力を落とすことなく被写界深度を拡大する事が可能となる。更にフォーカシング機構があるので自在に観察範囲を切り替えて高画質の内視鏡観察や診断を行うことができる。

[0085] 次に本実施形態において、2つの光学像を合成する場合の流れを図11のフローチャートに従って説明する。

[0086] ステップS101において、撮像素子22において取得された、ピントの異なる遠点像に係る画像と近点像に係る画像とが、画像補正処理部23bにおいて、遠近2画像の補正処理が行なわれる。すなわち、予め設定された補正パラメータに従って、2つの画像の各光学像における相対的な位置、角度及び倍率が略同一となるように2つの画像に対して補正を行い、補正後の画像を画像合成処理部23cに出力する。なお、必要に応じて2画像の明るさ

や色の差異を補正してもよい。

[0087] ステップS 1 0 2において、補正処理が行なわれた2つの画像が画像合成処理部2 3 cにて合成される。この際、遠近2画像の各々対応する画素領域において、コントラスト値が各々算出され、比較される。

[0088] ステップS 1 0 3において、比較されたコントラスト値に差があるか否か判断し、コントラストに差がある場合、ステップS 1 0 5に進み、コントラスト値の高い領域を選択して合成される。

[0089] ここで、比較するコントラスト値の差が小さい乃至はほぼ同じである場合には、遠近2画像のどちらを選択するか処理上の不安定要因となる。例えば、ノイズ等の信号の揺らぎがあると、合成画像に不連続領域が生じたり、本来は解像している被写体像がボケてしまうといった不具合を生じさせたりする。

[0090] そこで、ステップS 1 0 4に進み、重み付けを行う。ステップS 1 0 4において、コントラスト比較を行なう画素領域において、2画像でコントラスト値がほぼ同一である場合には、重み付けを行い、次のステップS 1 0 5で重み付けを行った画像の加算処理を行う事で、画像選択の不安定さを解消している。

[0091] このように、本実施形態によれば、近接観察及び遠方観察の何れにおいても、ノイズ等によって合成画像において不連続領域が発生したり、光学像がぼけたりすることを防止しながら、被写界深度を拡大させた画像を取得することができる。

[0092] また、2つの画像は、同一の撮像素子により撮像されているので、撮像素子を複数備えるものに比して、製造コストを低減し、装置を大型化することなく被写界深度を拡大させた画像を取得することができる。

[0093] また、所望する被写界深度を得られ、解像力の劣化を防止できる。

[0094] なお、上述した図9の偏光ビームスプリッタ2 1の場合には、1回、つまり奇数回の反射後に撮像素子2 2に光学像が結像される。このため、何れか一方の画像が図1 2のような結像状態（鏡像）となり、画像プロセッサ2 3

において鏡像を反転させて像方向を一致させる画像処理が施される。

[0095] 光学的な偶数回の反射による鏡像の補正は、対物光学系の大型化やプリズムのコスト高となる場合があるので、奇数回の反射による鏡像の補正は、画像補正処理部 23 b にて鏡像反転により行なうことが好ましい。

[0096] なお、撮像素子 22 が、内視鏡長手方向に長尺な形状となっている場合には、画像表示部 24 のアスペクト比を考慮して合成画像を適宜回転させることが好ましい。

[0097] 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。

産業上の利用可能性

[0098] 以上のように、本発明は、被深度が拡大され、良好に収差が補正された高画質な画像を取得できる内視鏡システムに有用である。

符号の説明

- [0099]
- 10 内視鏡システム
 - 20 光路分割部
 - 21 偏光ビームスプリッタ
 - 21 a $\lambda/4$ 板
 - 21 b 第1プリズム
 - 21 c ミラー
 - 21 d $\lambda/4$ 板
 - 21 e 第2プリズム
 - 21 f 偏光分離膜
 - 22 撮像素子
 - 22 a、22 b 受光領域
 - 22 c 補正画素領域
 - 23 画像プロセッサ

2 3 a 画像読出部
2 3 b 画像補正処理部
2 3 c 画像合成処理部
2 3 d 画像出力部
2 4 画像表示部
C G カバーガラス
O B L 対物光学系
G 1 第1レンズ群
G 2 第2レンズ群
G 3 第3レンズ群
S 明るさ絞り

請求の範囲

[請求項1]

対物光学系と、
 前記対物光学系で得られた被写体像を2つのピントの異なる光学像に分割する光路分割手段と、
 前記光学像を取得する撮像素子と、
 取得した2つの光学像を相対的にコントラストが高い画像を所定領域において選択し、合成画像を生成する画像合成処理部と、を有し、
 前記対物光学系は、最も物体側に負の第1レンズを有し、
 以下の条件式(1)、(2)を満足することを特徴とする内視鏡システム。

$$3 < D_{\text{diff}} / i m_{\text{pitch}} < 100 \quad \dots (1)$$

$$0.005 < D_{\text{diff}} / R1_r < 1.0 \quad \dots (2)$$

ここで、

D_{diff} は、前記2つの光学像における光路長差の空気換算長、

$i m_{\text{pitch}}$ は、前記撮像素子の画素ピッチ、

$R1_r$ は、負の前記第1レンズの像側面における曲率半径、

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に記載の内視鏡システム

$$-0.05 < D_{\text{diff}} / R1_f < 0.05 \quad \dots (3)$$

$$-1.0 < D_{\text{diff}} / FL_{L01} < -0.005 \quad \dots (4)$$

ここで、

D_{diff} は、前記2つの光学像における光路長差の空気換算長、

$R1_f$ は、負の前記第1レンズの物点側面における曲率半径、

FL_{L01} は、前記第1レンズの焦点距離、

である。

[請求項3]

以下の条件式(5)、(6)を満足することを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡システム。

$$0.01 < D_{\text{diff}} / f_w < 2.0 \quad \dots (5)$$

$$0.002 < D_{\text{diff}} / F_B < 0.05 \quad \dots (6)$$

ここで、

D_{diff} は、前記2つの光学像における光路長差の空気換算長、

f_w は、前記対物光学系の焦点距離、

F_B は、前記対物光学系の最終レンズから結像位置までの空気換算長、

である。

[請求項4] 前記対物光学系は、前記対物光学系内部のレンズを駆動することにより、通常観察と近接観察とが可能であり、以下の条件式(7)を満足することを特徴とする請求項1、2または3に記載の内視鏡システム。

$$1.01 < \omega(w) / \omega(t) < 2.0 \quad \dots (7)$$

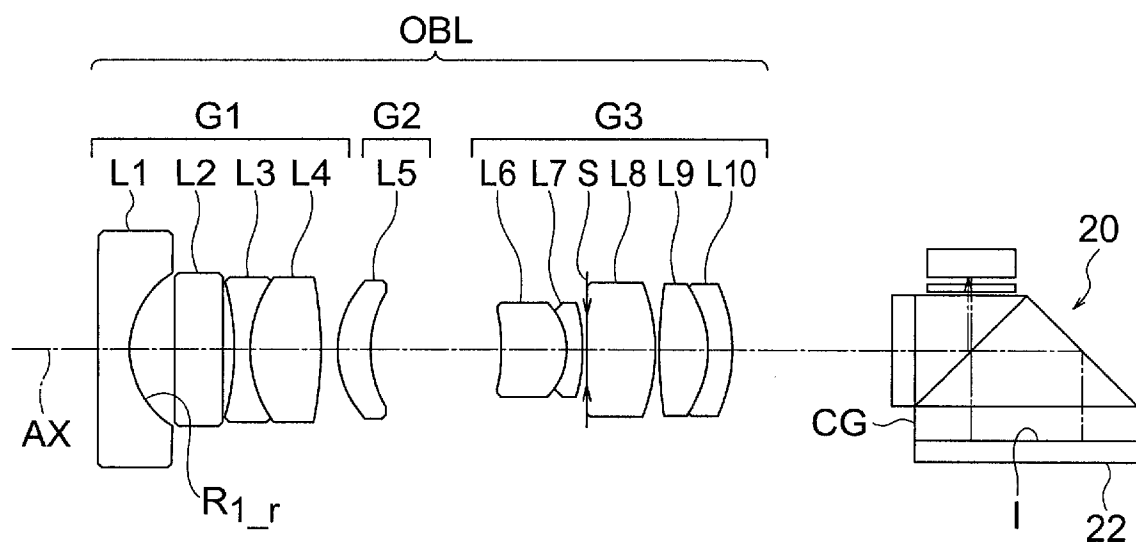
ここで、

$\omega(w)$ は、前記対物光学系の通常観察時の半画角、

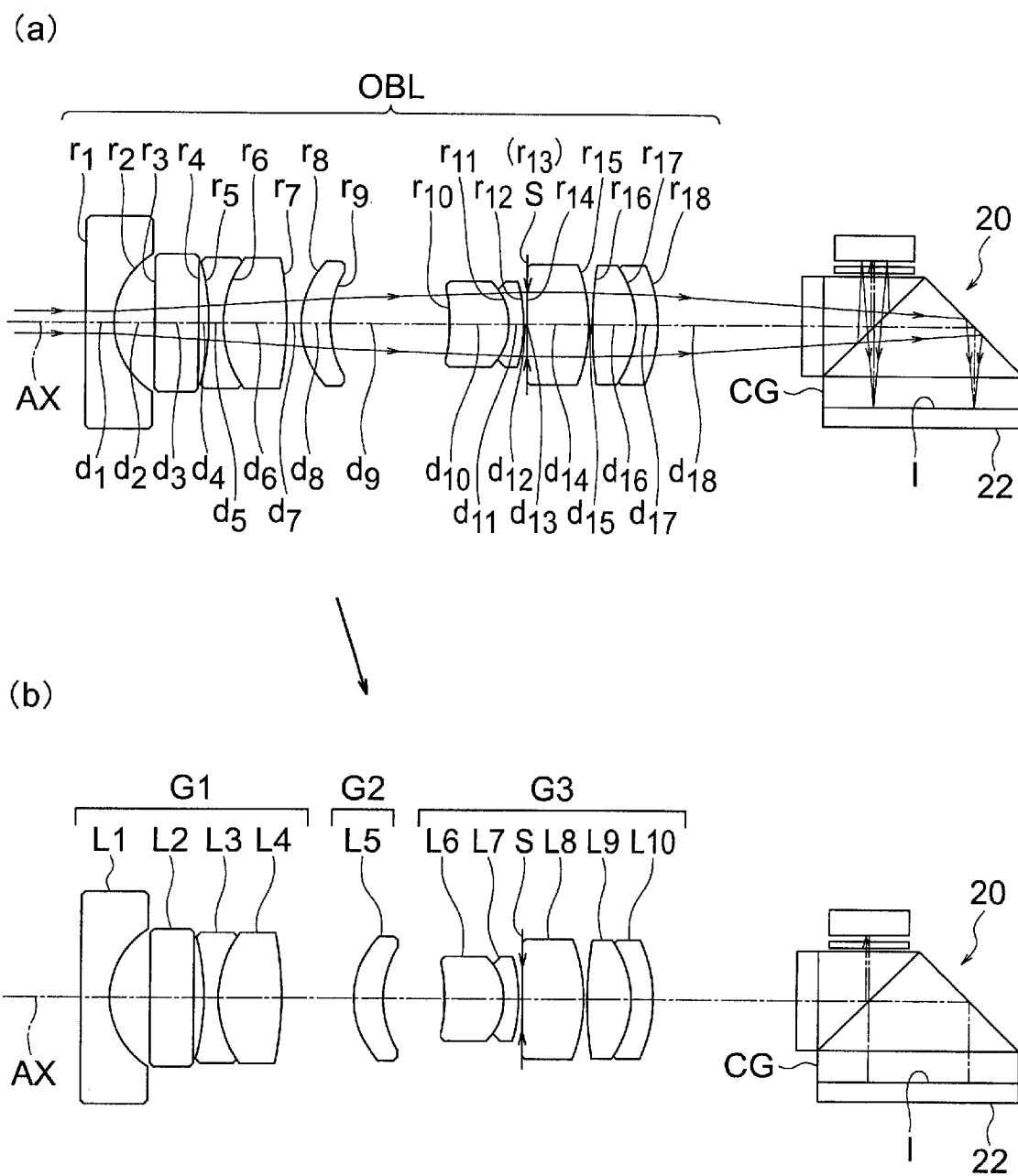
$\omega(t)$ は、前記対物光学系の近接観察時の半画角、

である。

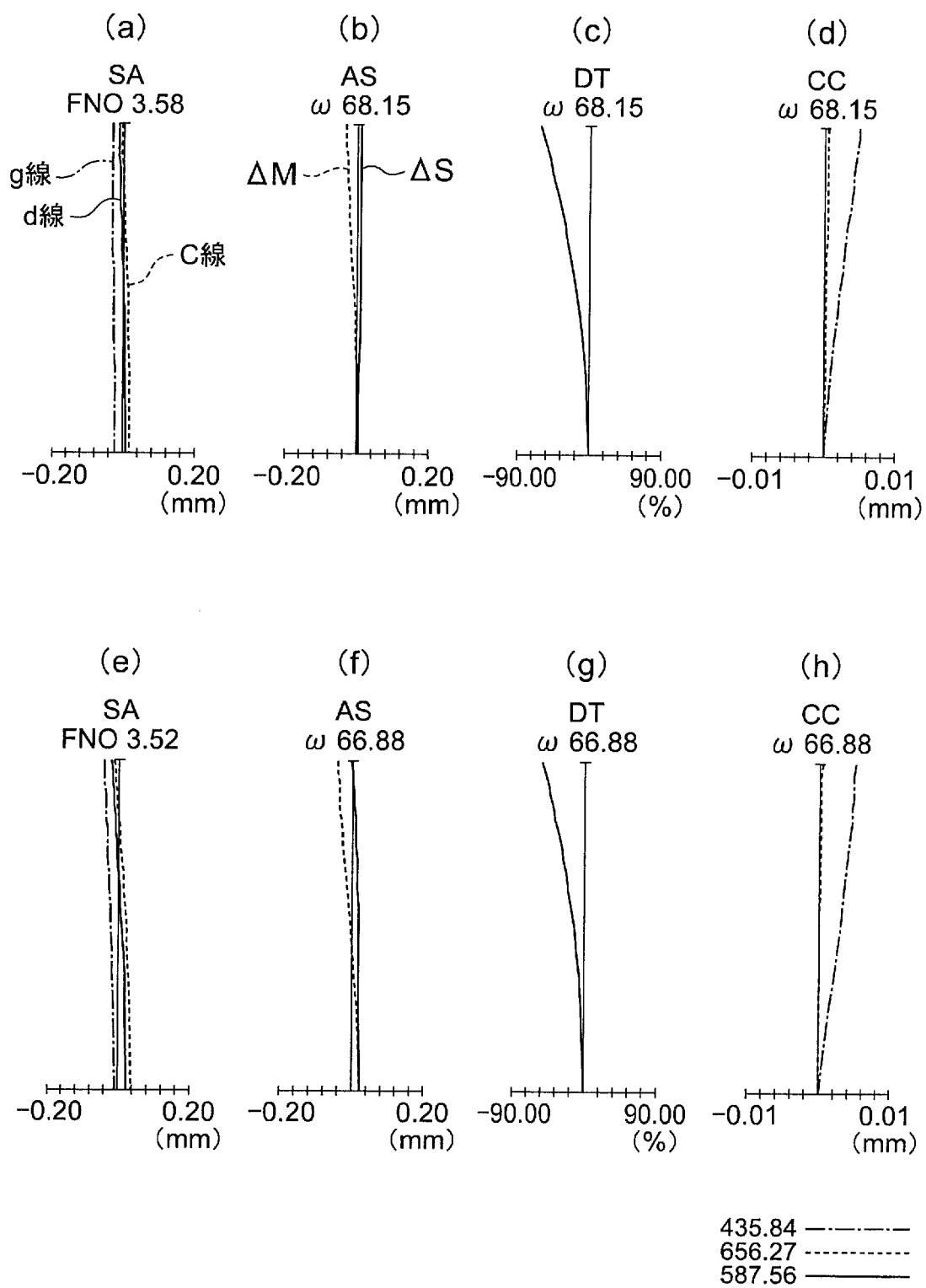
[図1]



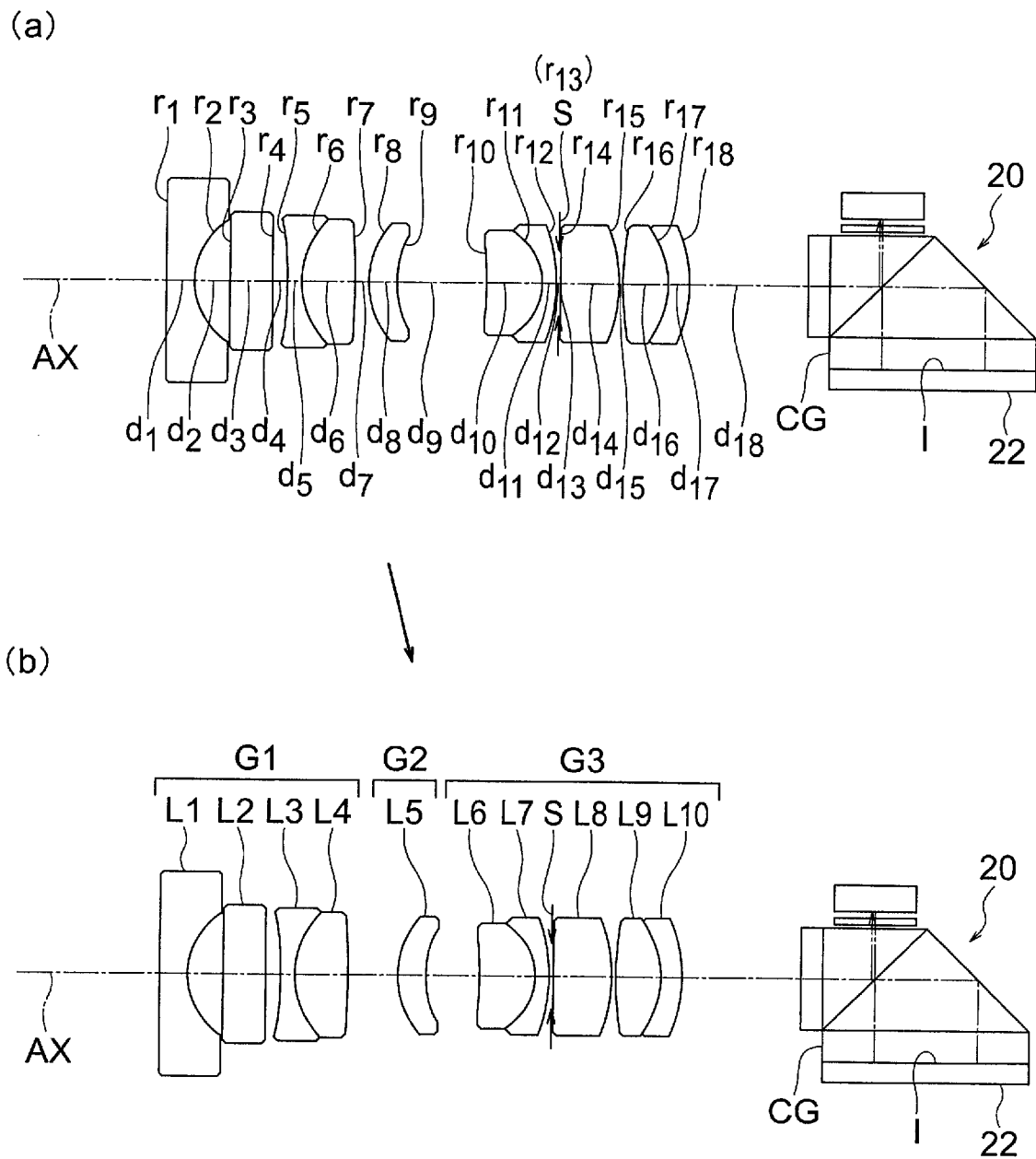
[図2]



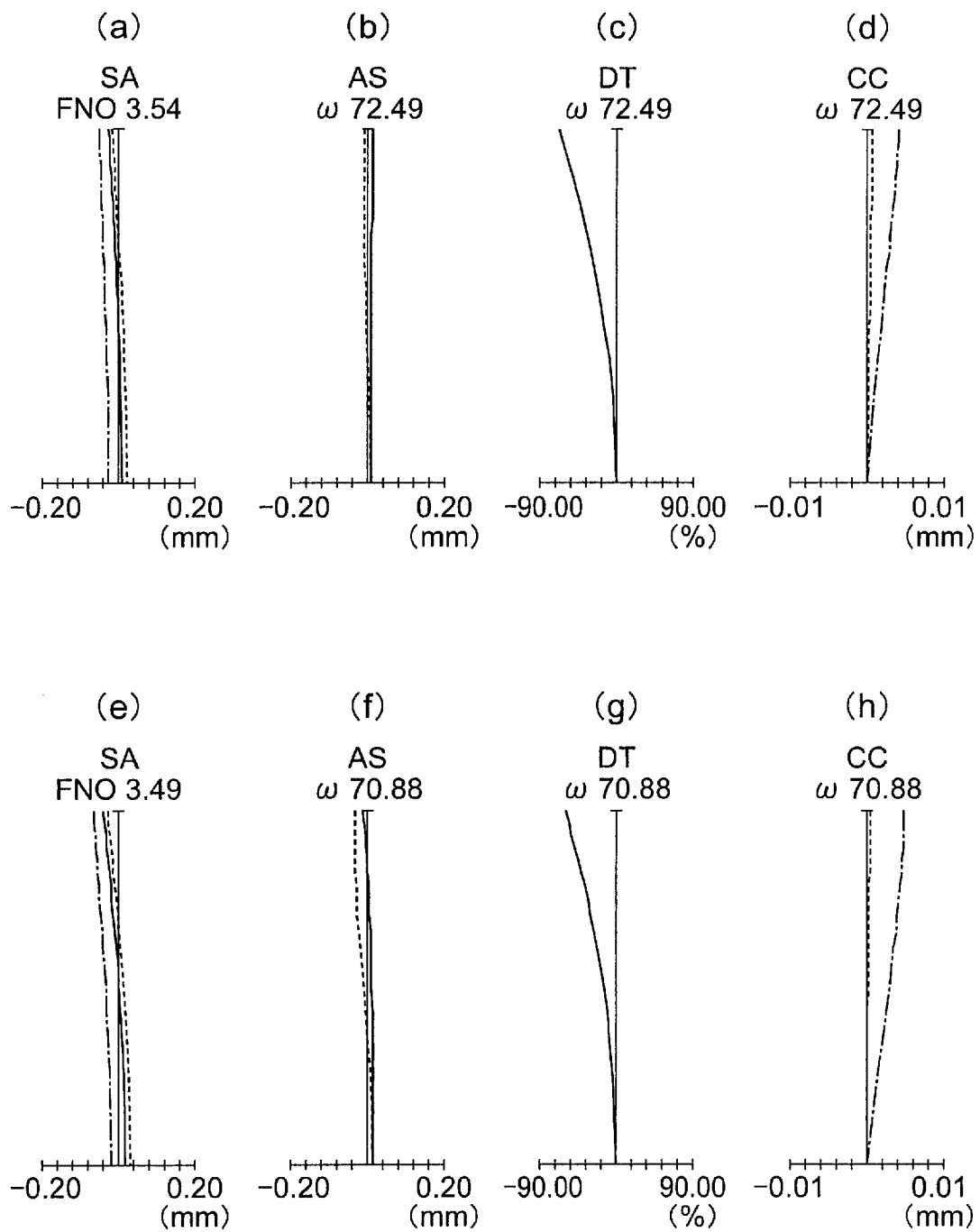
[図3]



[図4]

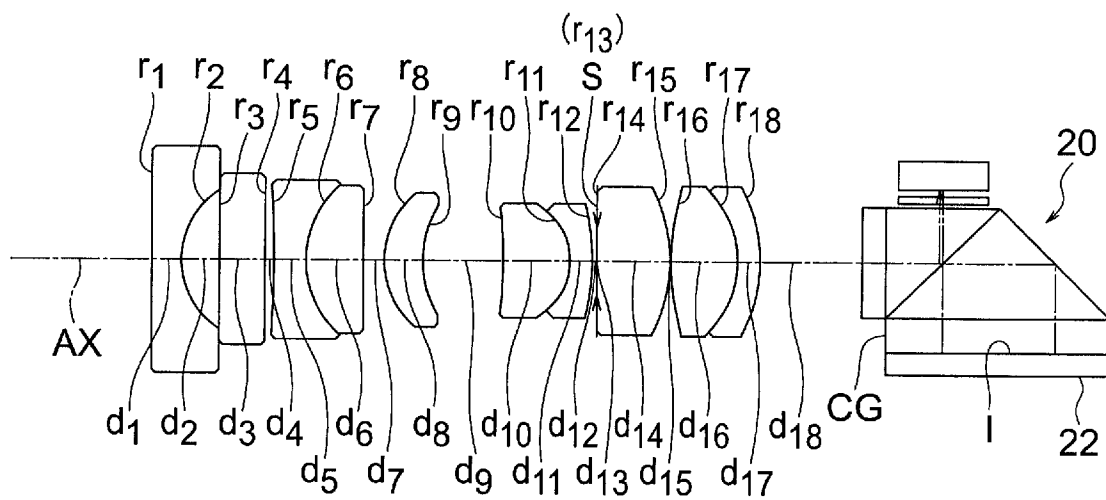


[図5]

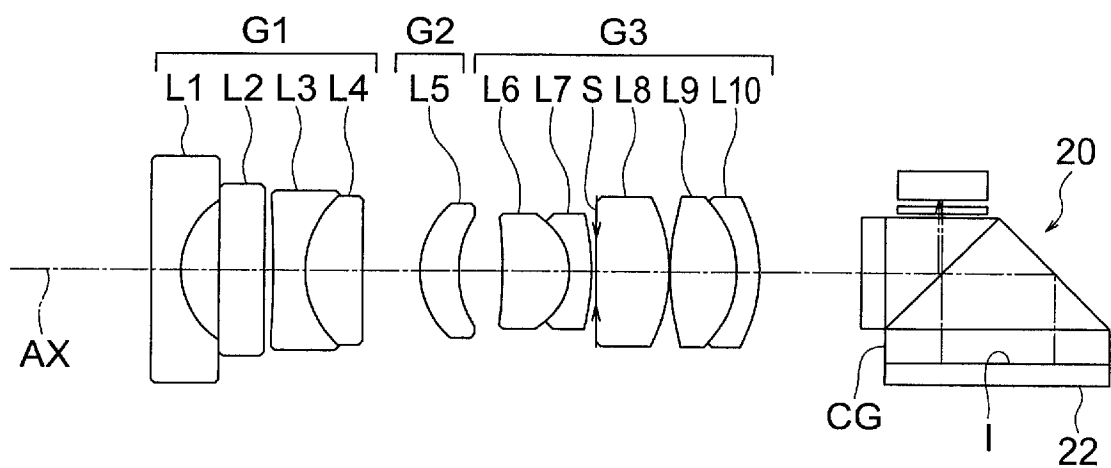


[図6]

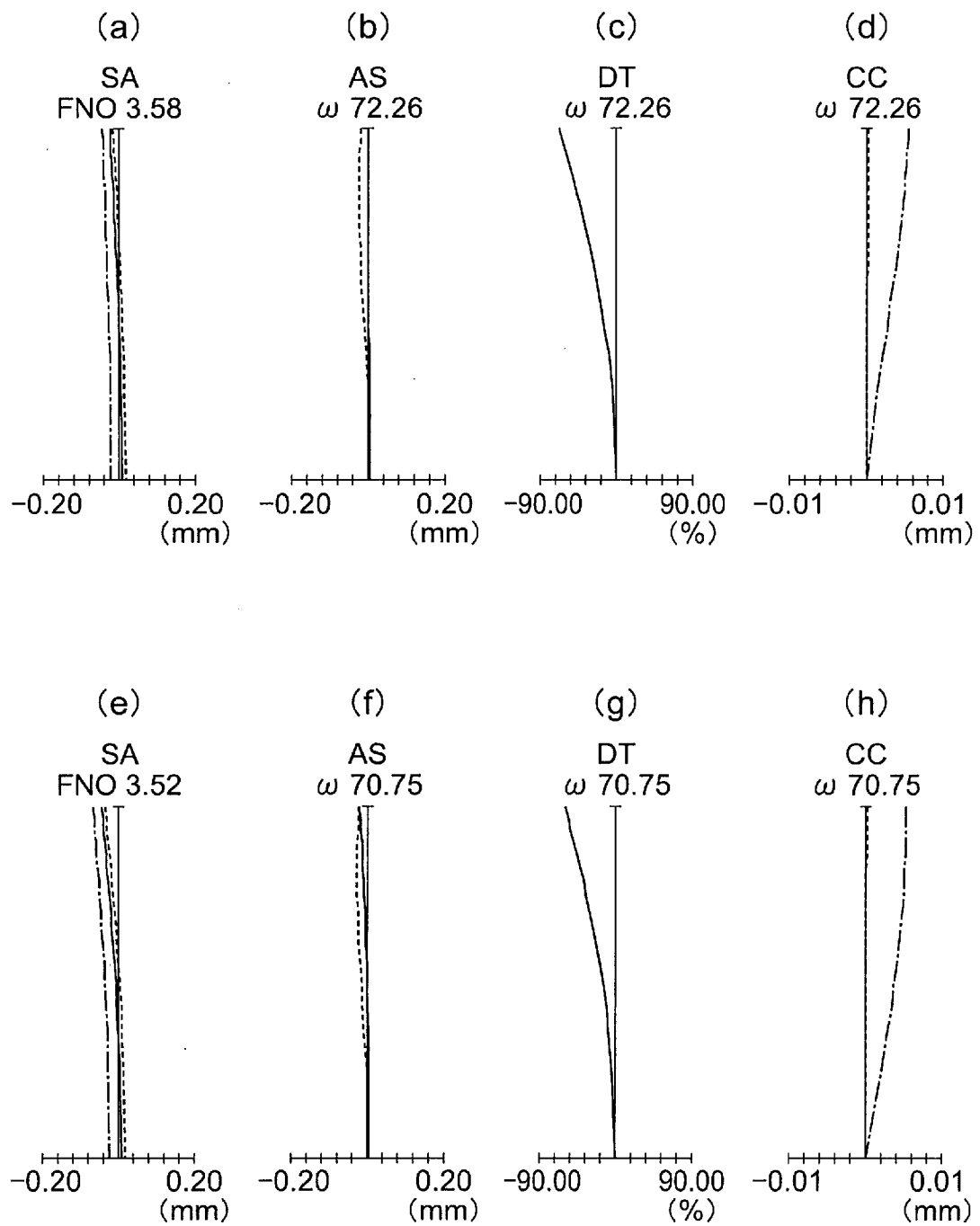
(a)



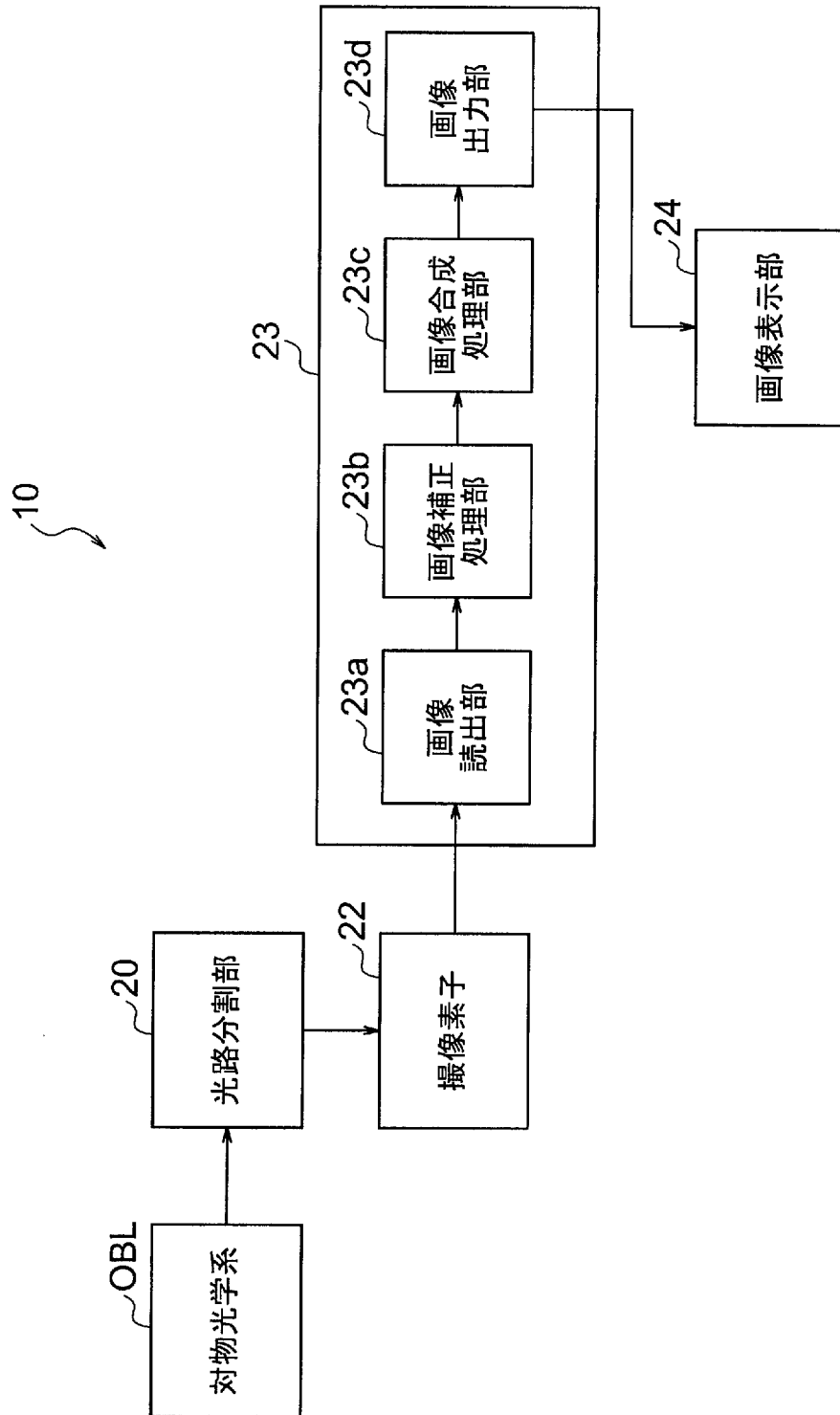
(b)



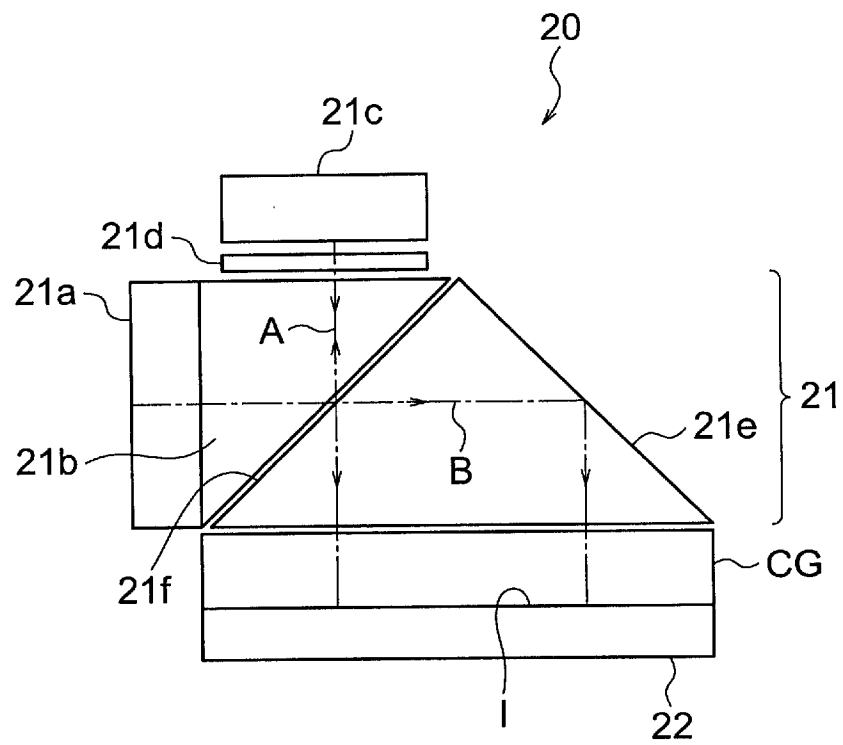
[図7]



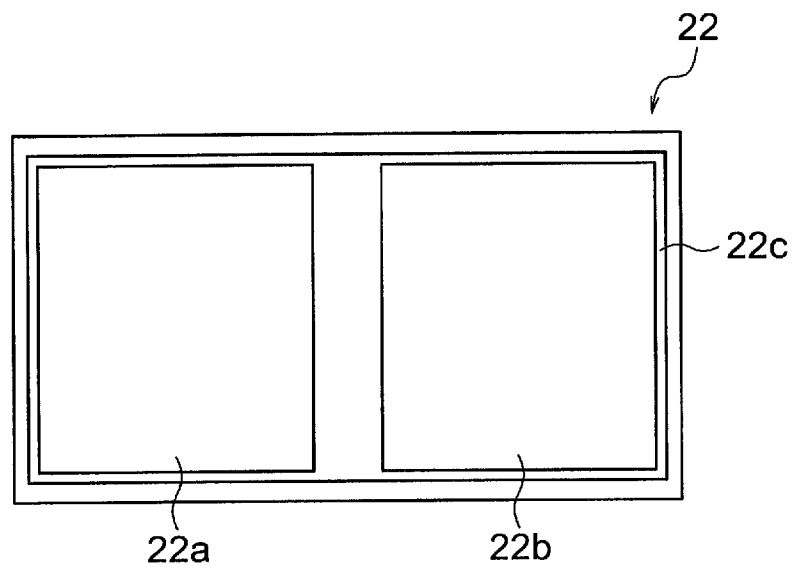
[図8]



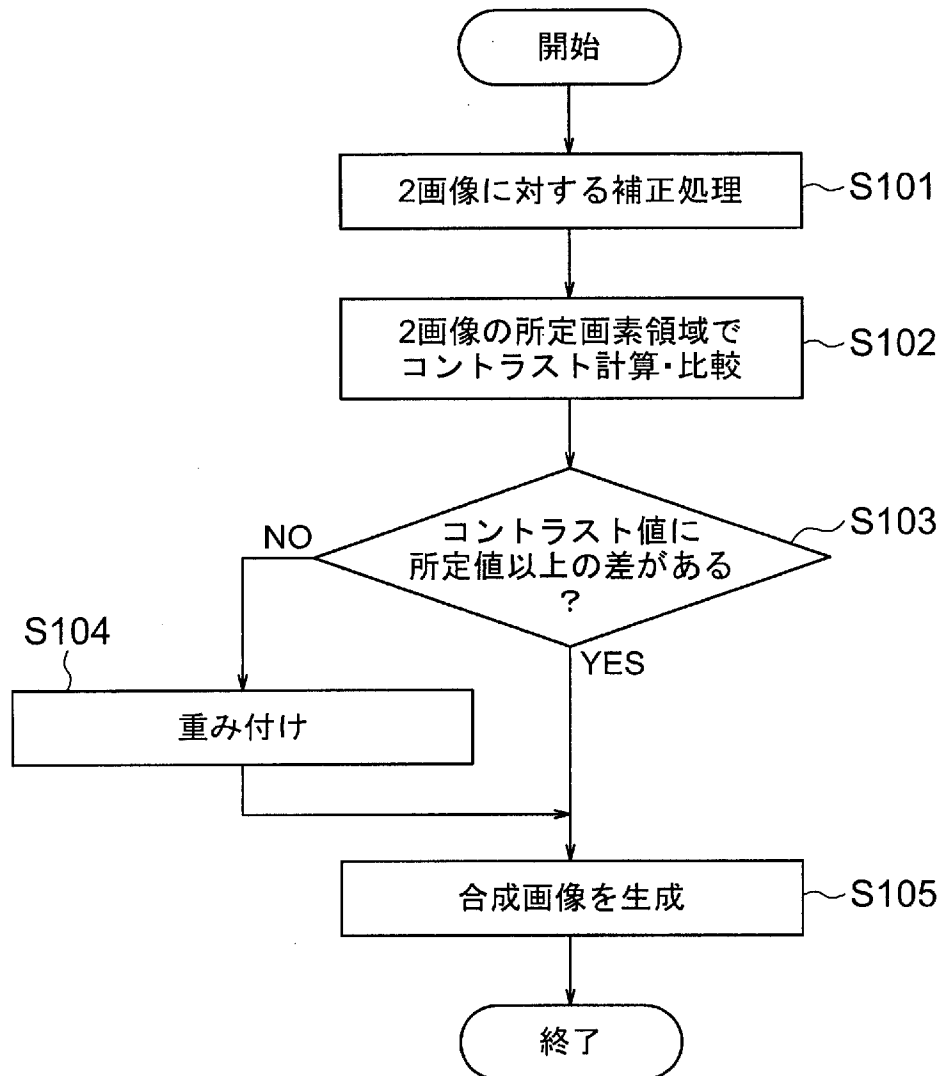
[図9]



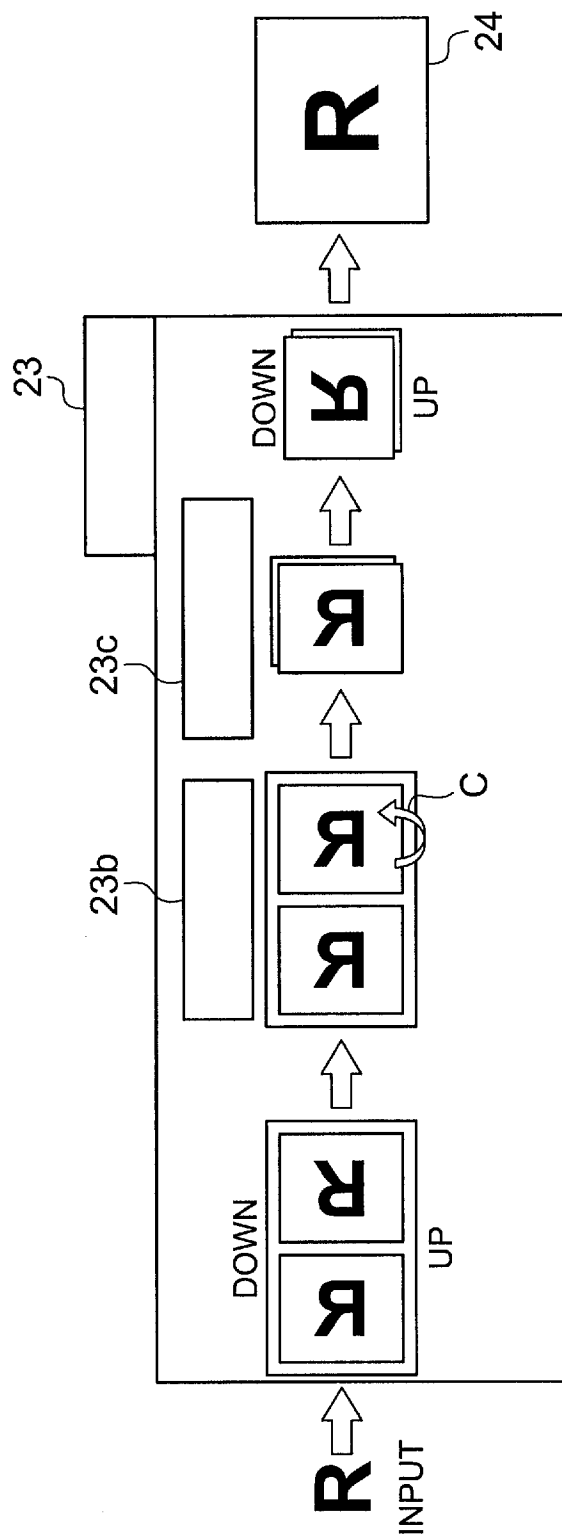
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/085050

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G02B23/24(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B13/04(2006.01)i, G02B17/04(2006.01)i, G02B5/04(2006.01)n

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)

G02B23/24, A61B1/00, A61B1/04, G02B13/04, G02B17/04, G02B5/04

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5593004 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 17 September 2014 (17.09.2014), paragraphs [0006] to [0095]; fig. 1 to 7C & US 2014/0176692 A1 paragraphs [0008] to [0134]; fig. 1 to 7C & WO 2014/002740 A1 & EP 2868254 A1 & CN 104219990 A	1-4
A	WO 2013/061819 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 02 May 2013 (02.05.2013), paragraphs [0006] to [0095]; fig. 1 to 3 & US 2013/0271587 A1 paragraphs [0010] to [0226]; fig. 1 to 3 & EP 2668891 A1 & CN 103415240 A	1-4

☐ 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
19 February 2016 (19.02.16)

Date of mailing of the international search report
15 March 2016 (15.03.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. G02B23/24(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B13/04(2006.01)i, G02B17/04(2006.01)i, G02B5/04(2006.01)n

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. G02B23/24, A61B1/00, A61B1/04, G02B13/04, G02B17/04, G02B5/04

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	1971-2016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）

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 5593004 B2（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2014.09.17, [0006]-[0095], 図 1-7C & US 2014/0176692 A1 [0008]-[0134], FIGS. 1-7C & WO 2014/002740 A1 & EP 2868254 A1 & CN 104219990 A	1-4

☑ 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

19.02.2016

国際調査報告の発送日

15.03.2016

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）

井 亀 論

2 V

5 3 6 2

電話番号 03-3581-1101 内線 3271

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 2013/061819 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.05.02, [0006]-[0095], 図 1-3 & US 2013/0271587 A1 [0010]-[0226], FIGS. 1-3 & EP 2668891 A1 & CN 103415240 A	1-4