

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6250257号
(P6250257)

(45) 発行日 平成29年12月20日 (2017.12.20)

(24) 登録日 平成29年12月1日 (2017.12.1)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 2
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B
H O 4 N 5/232 (2006.01)	H O 4 N 5/232
H O 4 N 7/18 (2006.01)	H O 4 N 7/18 M
請求項の数 4 (全 13 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号 特願2017-554421 (P2017-554421)
 (86) (22) 出願日 平成29年5月23日 (2017.5.23)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/019205
 審査請求日 平成29年10月16日 (2017.10.16)
 (31) 優先権主張番号 特願2016-126629 (P2016-126629)
 (32) 優先日 平成28年6月27日 (2016.6.27)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100123962
 弁理士 斎藤 圭介
 (74) 代理人 100120204
 弁理士 平山 巖
 (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
 審査官 磯野 光司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

平面視用の2D観察と立体視用の3D観察を切り替えられる機能を有する内視鏡装置において、

3D観察時には、当該内視鏡装置の撮像素子で得られた撮像信号に対して撮像光学系の歪み補正処理を行う画像処理部を有し、

前記画像処理部は、以下の条件式(1)を満足する画像処理を行うことを特徴とする内視鏡装置。

$$0.1 < B/A < 0.8、かつ、A < 0 \quad (1)$$

ここで、

Aは、2D観察時の最大像高の歪み補正率、

Bは、3D観察時の最大像高の歪み補正率、

である。

【請求項2】

以下の条件式(2)を満足することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

$$0.6 < D/C < 1、かつ、100度 < C \quad (2)$$

ここで、

Cは、2D観察時の最大画角、

Dは、3D観察時の最大画角、

である。

【請求項 3】

前記画像処理部は、以下の式(3)に従って、ディストーションを低減することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

$$Y = E \times X^3 + F \times X^2 + G \times X + H \quad (3)$$

Xの最大値において、 $0.4 < Y < 0.8$ であり、

Xは、画像処理前の像高、

Yは、(画像処理前の像高) / (画像処理後の像高)、

E、F、G、Hは、係数、

である。

【請求項 4】

以下の条件式(4)を満足することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

$$-0.7 < B < -0.1 \quad (4)$$

ここで、

Bは、3D観察時の最大像高のディストーション、

である。

【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ある。

【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(スクリーニングと精査)、及び、処置(治療)が行われる。このように、内視鏡は、体腔内の様々な部位の診断(スクリーニングと精査)、及び、処置(治療)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。

【0004】

このような、立体感のある3D観察と、平面視用の2D観察とを切り替えることができる内視鏡装置が、例えば、特許文献1、2に提案されている。

【0005】

また、3D観察において、歪み補正(ディストーション補正)を行う立体撮像システムが、特許文献3に提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2015-220643号公報

【特許文献2】特許第5818265号公報

【特許文献3】特開2003-52057号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

観察者は、2D観察では広角な範囲を観察できる。これに対して、3D観察では、観察者の疲労を低減し、正しい奥行き表示ができることが望ましい。

【0008】

特許文献1から3は、いずれも2D観察と3D観察とを良好に両立させることは困難である。

【0009】

10

20

30

40

50

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、2D観察と3D観察とをいずれも良好に観察できる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】

【0010】

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装置は、平面視用の2D観察と立体視用の3D観察を切り替えられる機能を有する内視鏡装置において、3D観察時には、内視鏡装置の撮像素子で得られた撮像信号に対して撮像光学系のディストーションを低減する処理を行う画像処理部を有し、画像処理部は、以下の条件式(1)を満足する画像処理を行うことを特徴とする。

$$0.1 < B/A < 0.8、かつ、A < 0 \quad (1)$$

ここで、

Aは、2D観察時の最大像高のディストーション、

Bは、3D観察時の最大像高のディストーション、

である。

【発明の効果】

【0011】

本発明は、2D観察と3D観察とをいずれも良好に観察できる内視鏡装置を提供できるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【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3】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4】正方格子を物体とした場合の、補正していない状態の観察像を示す図である。

【図5】実施例1、2における補正式の特性を示す図である。

【図6】実施例1において、補正した状態の観察像を示す図である。

【図7】実施例3、4、5における補正式の特性を示す図である。

【図8】実施例4において、補正した状態の観察像を示す図である。

【図9】実施例に係る内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【図10】実施例に係る内視鏡装置のレンズ断面構成を示す図である。

【0013】

以下に、実施形態に係る内視鏡装置を図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施形態により、この発明が限定されるものではない。

【0014】

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形態の内視鏡装置1は、撮像装置として撮像素子12(図2参照)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部4と、画像処理部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。

【0015】

電子内視鏡2は、撮像素子12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、画像処理部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。

【0016】

図2は、実施形態に係る内視鏡装置1の被写体空間を説明する図である。本実施形態の内視鏡装置1は、右眼用光学系11Rと、左眼用光学系11Lとの2つの光学系を有して

10

20

30

40

50

いる。2つの光学系の詳細な構成は、後述する。

【0017】

被写体空間30において、被写体OB1は、右眼用光学系11Rと左眼用光学系11Lとにより、それぞれ右眼像、左眼像が撮像素子12の撮像面に結像される。画像処理部4は、撮像素子12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、画像処理部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。

【0018】

図2において、右目用光学系11Rの光軸と最も物体側のレンズ面が交差する点と被写体OB1とを結ぶ直線と、左目用光学系11Lの光軸と最も物体側のレンズ面が交差する点と被写体OB1とを結ぶ直線とがなす角度 α を内向角とする。

10

【0019】

図3は、本実施形態における被写体像OB1'の再生について説明する図である。再生空間40において、画像処理部4からの信号に基づいて、モニタ5のモニタ面5aに、右眼用画像と左眼用画像とが表示される。

【0020】

図3は、被写体像OB1'が、モニタ5のモニタ面5a上に表示されている場合を示す。観察者の右眼ERの視線と被写体像OB1'とを結ぶ直線と、左眼ELの視線と被写体像OB1'とを結ぶ直線とがなす角度 β を輻輳角とする。

【0021】

図2、図3を比較してわかるように、平面物体を観察した場合でも、3D観察では、中心部が手前に凸として出っ張り、周辺部は置く側へ引っ込むように見える。例えば、周辺部の被写体(物体)OB2は、モニタ面5aの周辺に表示される被写体像OB2'として、モニタ面5aよりも奥方向に再生される。

20

【0022】

内視鏡装置1は、平面視用の2D観察と立体視用の3D観察を切り替えられる機能を有する内視鏡装置において、3D観察時には、撮像光学系のディストーションを低減する画像処理部4を有し、画像処理部4は、以下の条件式(1)を満足する画像処理を行うことを特徴とする。

$$0.1 < B/A < 0.8、かつ、A < 0 \quad (1)$$

ここで、

Aは、2D観察時の最大像高のディストーション、

Bは、3D観察時の最大像高のディストーション、

である。

30

【0023】

ここで、例えば消化器、気管支、膀胱等を観察対象とする内視鏡装置では、スクリーニング、精査、処置の使い方がある。

【0024】

図4は、正方格子を物体とした場合の、補正していない状態の観察像を示す図である。

スクリーニングにおいては、広画角の視野で、病変を見落とさないことが重要となる。そのためには、図4に示すように、大きな負のディストーションを有する光学系を使うことが一般的である。また、スクリーニングでは物体距離が遠くなる場合があるため、3D観察では十分な立体感を得られない場合がある。よって、スクリーニングでは広角の2D観察で、広角な範囲を観察する必要がある。

40

【0025】

次に、精査、処置においては、病変に近接して観察するため、必要な立体感を得られる。よって、3D観察を使えるようにすることが必要である。しかしながら、大きな負のディストーションを有する光学系の画像で3D観察を行うと、図2、3に示すように、3D再生空間が変形し、奥行き表示にズレが生じてしまう、また、画像周辺では上下ズレが発生し、観察者に疲労が発生してしまうことがある。

【0026】

50

このため、本実施形態では、画像処理部 4 では、3 D 観察時には画像処理にて光学系のディストーション（図 4）を低減する。画像処理部 4 は、以下の条件式（1）を満足する画像処理を行う。

$$0.1 < B / A < 0.8、かつ、A < 0 \quad (1)$$

ここで、

A は、2 D 観察時の最大像高のディストーション、

B は、3 D 観察時の最大像高のディストーション、

である。

【0027】

条件式（1）の上限値を下回ることによって、奥行き表示にズレが生じないようにでき、また、画像周辺において上下ズレが減少し、観察者の疲労を低減できる。

10

【0028】

条件式（1）の下限値を上回ることによって、負のディストーションを少し残す構成としている。これにより、広い画角の視野を確保しやすくなり、かつ、補正量を小さくできるため、画像処理による周辺部分の画質劣化を最低限にすることができる。また、内視鏡先端部から挿出している処置具 13（図 2 参照）がモニタ 5 より奥側に再生できる。このため、観察者は寄り目になることなく、疲労を低減できる。例えば、負のディストーションを完全に補正すると、3 D 再生空間の変形がなくなるため、処理具の再生位置がモニタより前になり、疲労が発生する。本実施形態は、負のディストーションを少し残すことにより、この問題を回避している。

20

【0029】

また、本実施形態の好ましい態様によれば、以下の条件式（2）を満足することが望ましい。

$$0.6 < D / C \quad 1、かつ、100度 < C \quad (2)$$

ここで、

C は、2 D 観察時の最大画角、

D は、3 D 観察時の最大画角、

である。

【0030】

条件式（2）の上限値を下回ることによって、3 D 観察の画角を狭く設定し、光学系のディストーション量を低減している。これにより、画像処理による補正量を小さくすることができ、画像処理による周辺部分の画質劣化を最小限にできる。

30

【0031】

条件式（2）の下限値を上回ることによって、3 D 観察で必要な視野範囲を確保できる。

【0032】

また、本実施形態の好ましい態様によれば、画像処理部 4 は、以下の式（3）に従って、ディストーションを低減することが望ましい。

$$Y = E \times X^3 + F \times X^2 + G \times X + H \quad (3)$$

X の最大値において、 $0.4 < Y < 0.8$ であり、

X は、画像処理前の像高、

Y は、（画像処理前の像高） / （画像処理後の像高）、

E、F、G、H は、係数、

である。

40

【0033】

パラメータ Y を 0.8 以下にすることで、奥行き表示のズレを低減し、観察者の疲労を低減できる。

【0034】

パラメータ Y の下限値を 0.4 以上にすることで、画像処理による周辺部分の画質劣化を最小限にして、観察者が許容できるレベルにしている。すなわち、画像処理により画像中心から周辺方向に画像を拡大し、その拡大量は画像周辺部になるほど大きい。よって、

50

画像周辺部では大きく拡大されるため、観察者は画像がボケていると認識する。また、画像ノイズも周辺方向のみに引き伸ばされるので、ノイズが楕円形状になり、画像品位が低下する。本実施形態では、これらの課題を対策している。

【0035】

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

$$-0.7 < B < -0.1 \quad (4)$$

ここで、

Bは、3D観察時の最大像高のディストーション、
である。

10

【0036】

条件式(4)の下限値を上回ること、奥行き表示にズレが生じないようにでき、また、画像周辺において上下ズレが減少し、観察者の疲労を低減できる。

【0037】

条件式(4)の上限値を下回ること、視野範囲と周辺部分の画質を確保できる。また、内視鏡先端部から挿出している処置具13がモニタ5より奥側に再生できる。このため、観察者は寄り目になることなく、疲労を低減できる。

【0038】

(対物光学系)

初めに、後述する実施例1から実施例5に共通する対物光学系について説明する。

20

【0039】

図9は、実施例に係る撮像装置の概略構成を示す図である。図10は、本実施例に係る撮像装置のレンズ断面構成を示す図である。

【0040】

図9、10に示すように本実施例は、互いに視差を有する2つの光学像を生成する、第1の光学系LNS1と、第2の光学系LNS2と、を有する。それぞれの光学系は、物体側から順に、像側に凹面を向けた平凹負レンズL1と、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズL2と、平行平板F1と、明るさ絞りSと、両凸正レンズL3と、フレア絞りFSと、両凸正レンズL4と、像側に凸面を向けた負メニスカスレンズL5と、平行平板F2と、平行平板CGと、撮像素子IMGと、から構成される。AX1、AX2は、それぞれ光軸である。

30

【0041】

第1のレンズL1は、第1の光学系LNS1(例えば、従光学系)と第2の光学系LNS2(例えば、主光学系)とに対して一体の部材で構成されている。正レンズL4と、負メニスカスレンズL5と、は接合されている。平行平板F2と、平行平板CGと、撮像素子IMGと、は接合されている。Iは、像面(撮像面)である。

【0042】

第1の光学系LNS1のレンズ構成と、第2の光学系LNS2のレンズ構成と、は同一である。

【0043】

以下に、本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、ndは各レンズのd線の屈折率、dは各レンズのアッペ数である。また、Sは明るさ絞り、FSはフレア絞りである。

40

【0044】

数値実施例1

単位 mm

面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.2500	1.88815	40.76

50

2	0.5920	0.5700			
3	-4.5711	0.8554	1.85504	23.78	
4	-3.3786	0.1100			
5		0.4000	1.49557	75.00	
6		0.1000			
7(S)		0.1016			
8	7.9475	0.7436	1.83932	37.16	
9	-1.8802	0.3135			
10(FS)		0.0000			
11	1.3149	0.7438	1.69979	55.53	10
12	-0.8298	0.3347	1.93429	18.90	
13	-5.6819	0.2635			
14		0.5000	1.51825	64.14	
15		0.3500	1.50700	63.26	

撮像面

全系焦点距離 f 1 0.4249

視差 1 mm

【 0 0 4 5 】 20

以下、撮像装置の実施例 1 から実施例 5 について説明する。なお、以下の 5 つの実施例では、上述した対物光学系を共通して使用する。

【 0 0 4 6 】

補正式の内容

補正式 Y

実施例 1、2

$$A \quad Y = -1.1583X^3 - 1.1544X^2 - 0.0069X + 1.0021$$

実施例 3、4、5

$$B \quad Y = -5.1946X^3 - 0.186X^2 - 0.2106X + 1.0081 \quad 30$$

【 0 0 4 7 】

以下、各実施例の値を示す。DT は、ディストーションを示す。像高の単位は、mm である。

	DT	DT	DT	画角(度)	画角(度)	画角(度)	補正式	
	2D 観察	3D 観察(補正後)		2D 観察	3D 観察時	3D 観察時		
	A	B	B / A	C	D	D / C	Y	
実施例 1	-84.8%	-45.7%	0.54	163.7	134.9	0.82	A	40
実施例 2	-84.8%	-62.3%	0.73	163.7	150.8	0.92	A	
実施例 3	-84.8%	-10.0%	0.12	163.7	99.98	0.61	B	
実施例 4	-84.8%	-28.6%	0.34	163.7	134.9	0.82	B	
実施例 5	-84.8%	-67.1%	0.79	163.7	163.7	1.00	B	

計算データ

2D 観察	3D 観察	3D 観察	3D 観察	3D 観察	3D 観察
像高	像高	像高	像高	DT	画角
	補正前	補正後	逆倍率	補正前	補正前

50

			Y	H		
実施例 1	0.43	0.4	0.54	0.7407407	-59.80%	134.9
実施例 2	0.43	0.42	0.593	0.7082631	-73.30%	150.8
実施例 3	0.43	0.33	0.45	0.7333333	-34.00%	99.98
実施例 4	0.43	0.4	0.71	0.5633803	-59.80%	134.9
実施例 5	0.43	0.43	0.93	0.4623656	-84.80%	163.7

【0048】

3D観察のディストーション(DT)値Bの計算式を以下に示す。

DT補正前のディストーション定義

$$\left(\frac{|I'|}{Y} - |I| \right) / |I| = H \quad (AA)$$

ここで、

Iは、物体面における物体高、

I'は、撮像面(CCD面)における像高、

Hは、前記物体(物体高I)を撮影したときの、横倍率、

である。

【0049】

また、DT補正後のディストーション定義を以下に示す。

$$\left(\frac{|I'|}{Y} - |I| \right) / |I| = B \quad (BB)$$

ここで、

Iは、物体面における物体高、

I'は、撮像面(CCD面)における像高、

Hは、前記物体(物体高I)を撮影したときの、横倍率、

Yは、補正前像高/補正後像高、

である。

そして、上記式(AA)と式(BB)より、次式を得られる。

$$|I'| = (H + 1) \times |I|$$

$$B = (H + 1) / Y - 1$$

【0050】

図5は、補正式Aの特性を示す。図6は、実施例1、2における観察像を示す。図4と図6とを比較してわかるように、実施例1、2ではディストーションが低減されている。実施例1、2は、内視鏡先端を水中に入れた際のディストーション低減量と同等としている。

【0051】

図7は、補正式Bの特性を示す。図8は、実施例3、4、5における観察像を示す。図4と図8とを比較してわかるように、実施例3、4、5ではディストーションが大きく低減されている。

【0052】

また、ディストーションを低減する画像処理の補正式については、観察者に違和感の無いディストーションであること、観察者が使用する場面(空気中と水中の2つの場面)で問題が出ないことが望ましい。

【0053】

実施例1では、被写体と撮像光学系(対物光学系)の間の空間を水(屈折率1.33)に浸した場合の画像と同じになるように、ディストーション補正式を作成している。観察者は水中観察を行う場合があり、その画像に慣れているため、違和感のない画像となる。

【0054】

また、補正式を適用している場合に、水中観察を行うと、ディストーションが0になり、正の逆ディストーションが発生しないようにしている。また、補正式の係数を電子内視鏡2の中に保存しておく。画像処理部4はその係数を読み取り、補正式を計算する。このように構成することで、電子内視鏡毎に最適な補正式を適用でき、かつ、電子内視鏡内部

10

20

30

40

50

に係数のみを保存するので、必要な記憶領域を小さくすることができ、内視鏡のコスト低減も可能となる。

【 0 0 5 5 】

なお、上述の内視鏡装置は、複数の構成を同時に満足してもよい。このようにすることが、良好な内視鏡装置を得る上で好ましい。また、好ましい構成の組み合わせは任意である。また、各条件式について、より限定した条件式の数値範囲の上限値あるいは下限値のみを限定しても構わない。

【 0 0 5 6 】

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。例えば、本発明をズーム光学系に適用する場合には、各状態で光学ディストーションが異なる為、各状態に応じてディストーション補正を変えれば良い。また、レンズを偏心させた偏心光学系に適用しても良い。この場合、光学系のディストーションは回転非対称となる為、画像処理部4でのディストーション補正は、式(3)の回転対称な式を適用するのではなく、回転非対称な式を適用すれば良い。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 5 7 】

以上のように、本発明は、2D観察と3D観察とをいずれも良好に観察できる内視鏡装置に有用である。

【符号の説明】

【 0 0 5 8 】

- 1 内視鏡装置
- 2 電子内視鏡
- 3 光源装置
- 4 画像処理部
- 5 モニタ
- 5 a モニタ面
- 1 0 先端硬性部
- 1 1 R 右眼用光学系
- 1 1 L 左眼用光学系
- 1 2 撮像素子
- 1 3 処置具
- 2 1 挿入部
- 2 2 操作部
- 2 3 ユニバーサルコード
- 2 4 コネクタ部
- 2 5 接続コード
- 2 6 電気コネクタ部
- 3 0 被写体空間
- 4 0 再生空間
- E R 右眼
- E L 左眼
- S 明るさ絞り
- F S フレア絞り
- A X 1、A X 2 光軸
- L N S 1 第1の光学系
- L N S 2 第2の光学系
- I M G 撮像素子
- I 像面(撮像面)

10

20

30

40

50

- L 1 ~ L 5 レンズ
- F 1、F 2、C G 平行平板
- O B 1 被写体
- O B 1 ' 被写体像
- O B 2 被写体 (物体)
- O B 2 ' 被写体像

【要約】

2 D 観察と 3 D 観察とをいずれも良好に観察できる内視鏡装置を提供すること。

平面視用の 2 D 観察と立体視用の 3 D 観察を切り替えられる機能を有する内視鏡装置 1 において、3 D 観察時には、撮像光学系のディストーションを低減する画像処理部 4 を有し、画像処理部 4 は、以下の条件式 (1) を満足する画像処理を行うことを特徴とする内視鏡装置である。

10

$$0.1 < B / A < 0.8、かつ、A < 0 \quad (1)$$

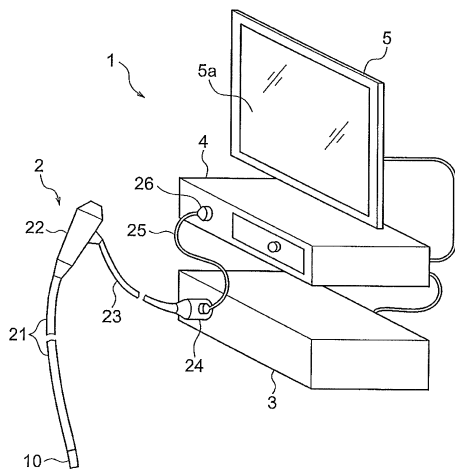
ここで、

A は、2 D 観察時の最大像高のディストーション、

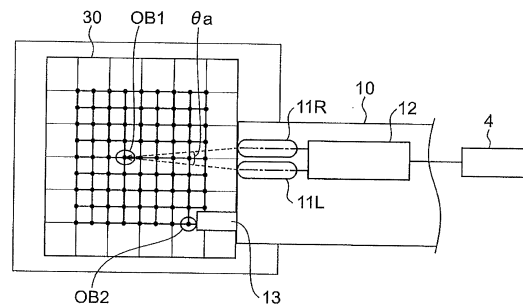
B は、3 D 観察時の最大像高のディストーション、

である。

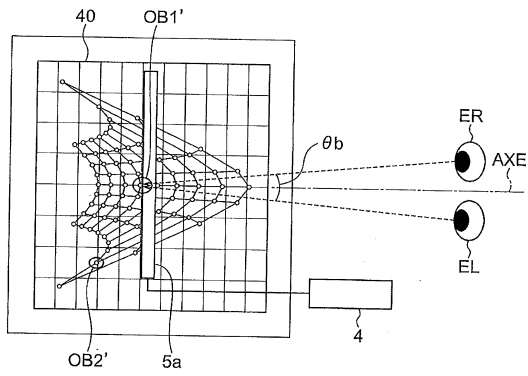
【図 1】



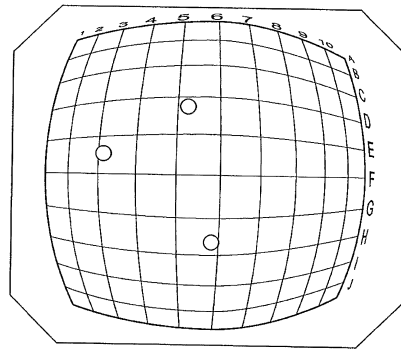
【図 2】



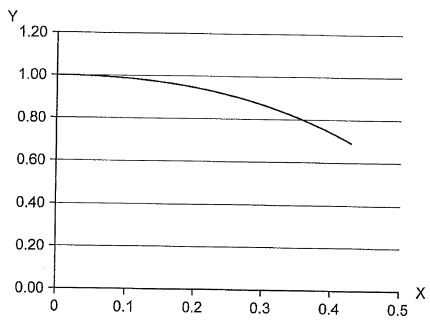
【図3】



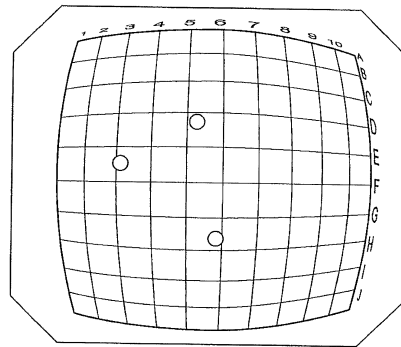
【図4】



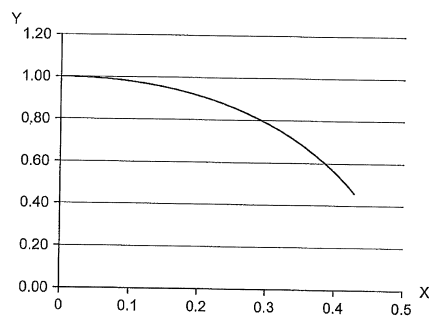
【図5】



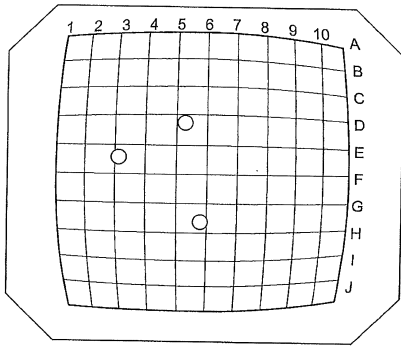
【図6】



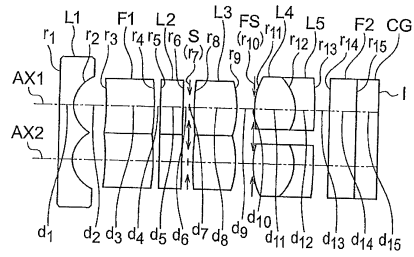
【図7】



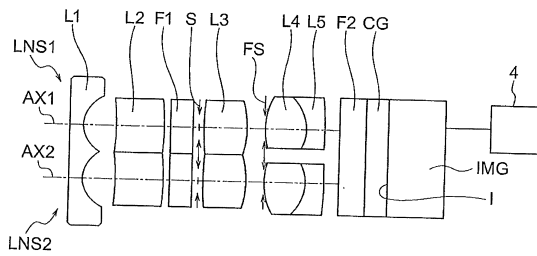
【 図 8 】



【 図 10 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
G 0 2 B 13/00 (2006.01) G 0 2 B 13/00

(56) 参考文献 特開 2 0 1 5 - 2 2 0 6 4 3 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 5 2 0 5 7 (J P , A)
特開平 0 8 - 0 5 6 8 9 1 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 0 6 2 2 9 9 (U S , A 1)

(58) 調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
G 0 6 T 1 / 0 0 - 1 / 4 0
G 0 6 T 3 / 0 0 - 5 / 5 0
G 0 6 T 9 / 0 0 - 9 / 4 0
H 0 4 N 5 / 2 3 2
H 0 4 N 7 / 1 8
G 0 2 B 1 3 / 0 0
J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)
医中誌 W E B

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP6250257B1	公开(公告)日	2017-12-20
申请号	JP2017554421	申请日	2017-05-23
[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		
当前申请(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 A61B1/045 G02B23/24 H04N5/232 H04N7/18 G02B13/00		
FI分类号	A61B1/00.522 A61B1/045.610 G02B23/24.B H04N5/232 H04N7/18.M G02B13/00		
代理人(译)	斋藤圭介 平山岩		
优先权	2016126629 2016-06-27 JP		
其他公开文献	JPWO2018003349A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(EN) 提供了一种能够出色地观察2D观察和3D观察的内窥镜装置。在具有在平面观察的2D观察和立体观察的3D观察之间切换的功能的内窥镜装置1中，在3D观察时，图像处理单元4具有用于减少成像光学系统的畸变的图像处理单元4和图像处理单元4。是一种内窥镜装置，其特征在于，进行满足以下条件式(1)的图像处理。 $0.1 < B / A < 0.8$ 和 $A < 0$ (1) 哪里 A是2D观察期间的最大图像高度失真，B是3D观察期间最大图像高度的变形，是的。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B1)	(11) 特許番号 特許第6250257号 (P6250257)
(45) 発行日 平成29年12月20日(2017.12.20)	(24) 登録日 平成29年12月1日(2017.12.1)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 2	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
H 0 4 N 5/232 (2006.01)	H 0 4 N 5/232 M	
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18	
	請求項の数 4 (全 13 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2017-554421(P2017-554421)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社	
(86) (22) 出願日 平成29年5月23日(2017.5.23)	東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2017/019205	(74) 代理人 100123962 弁理士 斎藤 圭介	
審査請求日 平成29年10月16日(2017.10.16)	(74) 代理人 100120204 弁理士 平山 巖	
(31) 優先権主張番号 特願2016-126629(P2016-126629)	(72) 発明者 菅 武志 東京都八王子市石川町2-9-51番地 オリ ンパス株式会社内	
(32) 優先日 平成28年6月27日(2016.6.27)	審査官 磯野 光司	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		
早期審査対象出願		
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置		最終頁に続く