

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5698476号
(P5698476)

(45) 発行日 平成27年4月8日(2015.4.8)

(24) 登録日 平成27年2月20日(2015.2.20)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 6 2 A
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 E
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
			G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 16 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2010-177298 (P2010-177298)
 (22) 出願日 平成22年8月6日(2010.8.6)
 (65) 公開番号 特開2012-34823 (P2012-34823A)
 (43) 公開日 平成24年2月23日(2012.2.23)
 審査請求日 平成25年6月14日(2013.6.14)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100104710
 弁理士 竹腰 昇
 (74) 代理人 100124682
 弁理士 黒田 泰
 (74) 代理人 100090479
 弁理士 井上 一
 (72) 発明者 森田 恵仁
 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

審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムの作動方法及び撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光学系と撮像素子を介して被写体を撮像する撮像部と、
 前記撮像部により取得された前記被写体の観察状態を判定する観察状態判定部と、
 前記観察状態判定部によって判定された前記観察状態に基づいて、前記光学系に含まれる絞りの状態を制御する絞り制御部と、

を含み、

前記絞り制御部は、

前記観察状態が第1の観察状態であると判定された場合には、前記光学系の絞りによる回折限界により決まる解像度が、前記撮像素子により決まる解像度と同等以上になるように絞り状態を制御し、

前記観察状態が第2の観察状態であると判定された場合には、前記第1の観察状態での絞り状態に比べて、絞りを絞ることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

請求項1において、

前記観察状態判定部は、

前記被写体と前記撮像部との相対的な動きを表す動き情報を検出する動き検出部をさらに含み、

前記観察状態判定部は、

前記動き情報の検出結果に基づいて、前記被写体の前記観察状態を判定することを特徴

とする内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 2 において、
前記観察状態判定部は、
検出された前記動き情報により表される動き量が所与の基準値よりも大きい場合、前記被写体の前記観察状態を前記第 2 の観察状態と判定することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 2 において、
前記動き検出部は、
前記撮像部により第 1 のタイミングで取得された画像信号と、第 2 のタイミングにより取得された画像信号とに基づいて、前記動き情報を検出することを特徴とする内視鏡システム

10

【請求項 5】

請求項 1 において、
被写体に対して照射光を照射する光源と、
前記光源の射出光量を制御する光量制御部と、
をさらに含み、
前記光量制御部は、
前記観察状態が前記第 2 の観察状態であると判定された場合は、前記観察状態が前記第 1 の観察状態であると判定された場合に比べて、前記光源の照射光量を大きくすることを特徴とする内視鏡システム。

20

【請求項 6】

請求項 1 において、
前記撮像部で取得された画像信号に対してノイズ低減処理を施すノイズ低減部をさらに含み、
前記ノイズ低減部は、
前記観察状態が前記第 2 の観察状態であると判定された場合には、前記観察状態が前記第 1 の観察状態であると判定された場合に比べて、前記ノイズ低減処理を強化する画像処理を行うことを特徴とする内視鏡システム。

30

【請求項 7】

請求項 1 において、
前記撮像素子を制御する制御部をさらに含み、
前記制御部は、
前記観察状態が前記第 2 の観察状態であると判定された場合には、前記観察状態が前記第 1 の観察状態であると判定された場合に比べて、前記撮像素子の 1 フレームあたりの露光時間を長くすることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 8】

請求項 1 において、
前記観察状態判定部は、
前記撮像部から見た被写体の形状を示す形状情報を検出する形状検出部をさらに含み、
前記観察状態判定部は、
前記形状情報の検出結果に基づいて、前記被写体の前記観察状態を判定することを特徴とする内視鏡システム。

40

【請求項 9】

請求項 8 において、
前記観察状態判定部は、
検出された前記形状情報が示す形状を推定し、検出された前記形状情報により表される形状が平面であると推定した場合には、前記被写体の前記観察状態を前記第 1 の観察状態と判定することを特徴とする内視鏡システム。

50

【請求項 10】

請求項 9 において、
前記観察状態判定部は、

前記撮像部により取得された前記画像信号における画像内の中央部の領域である中央領域の特徴量と、前記画像内の周辺部の領域である周辺領域の特徴量とに基づいて、検出された前記形状情報により表される形状が平面であるか否かを推定することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 11】

請求項 1 において、
前記観察状態判定部は、

前記被写体を撮像する際に、前記撮像部が前記被写体に対して正対しているか否かを検出する正対有無検出部をさらに含み、

前記観察状態判定部は、

前記正対有無検出部による検出結果に基づいて、前記被写体の前記観察状態を判定することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 12】

請求項 11 において、
前記観察状態判定部は、

前記正対有無検出部により、前記被写体を撮像する際に前記撮像部が前記被写体に対して正対していることが検出された場合には、前記被写体の前記観察状態を前記第 1 の観察状態と判定することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 13】

請求項 11 において、
前記正対有無検出部は、

前記撮像部と前記被写体との間の距離を表す距離情報を取得する距離情報取得部を含み、

前記正対有無検出部は、

前記距離情報により表される距離が所与の閾値よりも小さい場合には、前記撮像部が前記被写体に対して正対していると判定することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 14】

請求項 1 において、
前記観察状態判定部は、

前記撮像部により取得された画像信号に基づいて、前記被写体の前記観察状態を判定することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 15】

光学系と撮像素子を介して被写体を撮像し、
撮像した前記被写体の観察状態を判定し、

前記観察状態が第 1 の観察状態であると判定された場合には、前記光学系の絞りによる回折限界により決まる解像度が、前記撮像素子により決まる解像度と同等以上になるように絞り状態を制御し、

前記観察状態が第 2 の観察状態であると判定された場合には、前記第 1 の観察状態での絞り状態に比べて、絞りを絞ることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【請求項 16】

光学系と撮像素子を介して被写体を撮像する撮像部と、

前記撮像部により取得された前記被写体の観察状態を判定する観察状態判定部と、

前記観察状態判定部によって判定された前記観察状態に基づいて、前記光学系に含まれる絞りの状態を制御する絞り制御部と、

を含み、

前記絞り制御部は、

前記観察状態が第 1 の観察状態であると判定された場合には、前記光学系の絞りによる

10

20

30

40

50

回折限界により決まる解像度が、前記撮像素子により決まる解像度と同等以上になるように絞り状態を制御し、

前記観察状態が第2の観察状態であると判定された場合には、前記第1の観察状態での絞り状態に比べて、絞りを絞ることを特徴とする撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム、内視鏡システムの作動方法及び撮像装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡のような撮像装置においては、ドクターの診断に支障をきたさないようにするために、体腔内で撮像される画像はパンフォーカスの画像が求められる。しかし、内視鏡の場合、対象となる被写体は平面とは限らず、大腸や気管支等の管腔状の被写体をなしている。このため、内視鏡では比較的絞り値（以降、Fナンバーとも記す）が大きい光学系を使用して被写界深度を深くすることでこのような性能を達成している。

【0003】

一方、近年、内視鏡システムにおいても100万画を超える高画素の撮像素子が使用される方向に進んでいる。しかし、内視鏡システムの場合、先端部に設ける撮像素子の大きさには制約があり、画素数を増やすためには、画素ピッチ（1画素の縦横の寸法）を小さくしなくてはならない。そのため、光学系の被写界深度は、許容錯乱円の大きさによって決定されるが、高画素の撮像素子では画素ピッチと共に許容錯乱円が小さくなるため、撮像装置の被写界深度は狭くなる。このような場合には光学系の絞り値を増大させることで被写界深度を維持することが考えられるが、光学系が暗くなりノイズが増加することで画質が劣化する。また、絞り値が大きくなると回折の影響も大きくなり、結像性能が劣化することで撮像素子を高画素化しても高い解像力の画像が得られないという問題が発生する。

【0004】

上記問題を抱える可変絞りを備えた内視鏡システムに対して被写界深度と光量の両立を図る例が特許文献1に示されている。特許文献1は、フォーカス機能と絞り動作とを適切に連動させることにより、被写界深度の範囲を無駄なく観察できるものである。

【0005】

また絞り値に基づく解像度の変化を抑える例としては、特許文献2に示されている。この例では光学系の絞り値を小さくした場合は輪郭強調を弱め、光学系の絞り値を大きくした場合は輪郭強調を強める事で、絞り値に依存せずに一定の解像度を得ようというものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平6-342122号公報

【特許文献2】特開平8-181909号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1の手法は、フォーカス機能を持った光学系が最遠点の明るさを一定とするよう絞りを調整することで、被写界深度内の範囲を無駄なく観察することができるが、近点側にフォーカスを合わせた場合、絞りを絞るため、本来撮像素子が持つ解像度を得る事ができなくなる。さらには、そもそもフォーカス機能のない内視鏡システムにはこの手法は適用できない。

【0008】

特許文献2の手法は、上記回折の影響が無視できないFナンバーで撮像された撮像画像

10

20

30

40

50

に対して適用する事である程度の解像度回復は可能であるがそもそも高周波成分に十分なエネルギーを持っていないために、高周波を極端に持ち上げる処理となりノイズが増大してしまうという課題が発生する。

【0009】

本発明の幾つかの態様によれば、観察状態を自動的に判定することで、被写界深度と解像度のどちらを優先した絞り制御等を行うか判断する内視鏡システム、制御方法及び撮像装置等を提供できる。

【0010】

また、本発明の幾つかの態様によれば、実用的な被写界深度を得る為にFナンバーを大きくすることで回折の影響からその錯乱円が目標とする許容錯乱円以下に収まらない画素ピッチの撮像素子を用いた場合であっても、本来撮像素子が持つ解像度の画像を撮像できる可変絞りを有する内視鏡システム、制御方法及び撮像装置等を提供できる。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の一態様は、光学系と撮像素子を介して被写体を撮像する撮像部と、前記撮像部により取得された前記被写体の観察状態を判定する観察状態判定部と、前記観察状態判定部によって判定された前記観察状態に基づいて、前記光学系に含まれる絞りの状態を制御する絞り制御部と、を含み、前記絞り制御部は、前記観察状態が第1の観察状態であると判定された場合には、前記光学系の絞りによる回折限界により決まる解像度が、前記撮像素子により決まる解像度と同等以上になるように絞り状態を制御し、前記観察状態が第2の観察状態であると判定された場合には、前記第1の観察状態での絞り状態に比べて、絞りを絞る内視鏡システムに関係する。

【0012】

本発明の一態様では、観察状態を例えば自動的に判定した上で、判定した観察状態に基づいて、絞りの制御を行う。従って、例えば実用的な被写界深度を得る為にFナンバーを大きくすることで回折の影響からその錯乱円が目標とする許容錯乱円以下に収まらない画素ピッチの撮像素子などを用いた場合であっても、撮像素子が本来持つ解像度の画像を撮像できる可変絞りを実現できる。

【0013】

本発明の他の態様は、光学系と撮像素子を介して被写体を撮像し、撮像した前記被写体の観察状態を判定し、前記観察状態が第1の観察状態であると判定された場合には、前記光学系の絞りによる回折限界により決まる解像度が、前記撮像素子により決まる解像度と同等以上になるように絞り状態を制御し、前記観察状態が第2の観察状態であると判定された場合には、前記第1の観察状態での絞り状態に比べて、絞りを絞る制御方法に関係する。

【0014】

本発明の他の態様は、光学系と撮像素子を介して被写体を撮像する撮像部と、前記撮像部により取得された前記被写体の観察状態を判定する観察状態判定部と、前記観察状態判定部によって判定された前記観察状態に基づいて、前記光学系に含まれる絞りの状態を制御する絞り制御部と、を含み、前記絞り制御部は、前記観察状態が第1の観察状態であると判定された場合には、前記光学系の絞りによる回折限界により決まる解像度が、前記撮像素子により決まる解像度と同等以上になるように絞り状態を制御し、前記観察状態が第2の観察状態であると判定された場合には、前記第1の観察状態での絞り状態に比べて、絞りを絞る撮像装置に関係する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1(A)は回折限界を考慮しないときの光の収束の例、図1(B)は回折限界を考慮したときの光の収束の例。

【図2】エアリーディスク径dとFナンバーの値Fの関係図。

【図3】被写界深度の説明図。

10

20

30

40

50

【図4】許容錯乱円の大きさ $K \cdot P$ よりもエアリーディスク径 d が小さい場合の例。

【図5】図5(A)は被写界深度の遠点の説明図、図5(B)は被写界深度の近点の説明図。

【図6】許容錯乱円の大きさ $K \cdot P$ よりもエアリーディスク径 d が大きい場合の例。

【図7】図7(A)は被写界深度の遠点の説明図、図7(B)は被写界深度の近点の説明図。

【図8】第1の観察モード(診察状態)と第2の観察モード(探索状態)の関係図。

【図9】Fナンバーの値 F と許容錯乱円の大きさの関係図。

【図10】被写界深度幅とFナンバーの値 F の関係図。

【図11】被写界深度幅 D を実現するためのFナンバーの値 F の説明図。

10

【図12】本実施形態のシステム構成例。

【図13】LED光源を用いた光源部の構成例。

【図14】回転フィルタの構成例。

【図15】色フィルタの分光特性。

【図16】画像処理部の構成例。

【図17】観察状態判定部の構成例。

【図18】制御部の構成例。

【図19】図19(A)~図19(C)は動き情報とF値の関係の例を示す図。

【図20】観察状態判定部の他の構成例。

【図21】図21(A)は周縁部が中心部よりも明るい場合の説明図、図21(B)は中心部が周縁部よりも明るい場合の説明図。

20

【図22】図22(A)は管空状の被写体を撮像する場合の説明図、図22(B)は被写体に正対した場合の説明図。

【図23】観察状態判定部の他の構成例。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【0017】

30

1. 本実施形態の手法

【0018】

まず、回折限界とエアリーディスクについて説明する。光は波動としての性質を持つため回折現象があり、そのため光が1点に収束したとしても(焦点が合っていたとしても)、図1(A)のように無限小の点に収まるということはなく、図1(B)のようにある程度の大きさを持つことになる。この限界のことを回折限界と呼び、収束点の大きさのことをエアリーディスクと呼ぶ。図1(B)において、 d はエアリーディスク径を表す。エアリーディスク径 d はFナンバーを大きくするほど(絞りを絞るほど)大きくなり、図2に示すような関係になる。

【0019】

40

続いて被写界深度について図3を用いて詳細に説明する。ここで右向きの矢印は正の値のベクトルを表し、左向きの矢印は負の値のベクトルを表している。まず光学系の後側焦点位置から $X B'$ の位置に画素ピッチ(1画素の縦横の寸法)が P の撮像素子を配置した場合を考える。この時、撮像素子の撮像面上で光学系の結像性能が最も良くなる被写体の位置(フォーカス位置)は、光学系の前側焦点位置から $X B$ の位置として表される。 $X B$ は以下のニュートンの結像式から $X B'$ が決まると一義的に算出される。ここで f は光学系の焦点距離である。

【0020】

$$X B \cdot X B' = -f^2 \quad \dots \dots (1)$$

【0021】

50

被写体を X B から X N の位置まで移動させると、その時の像面位置 X N ' は撮像面から光学系と反対方向に移動する。しかし撮像面における錯乱円の直径が、撮像装置の分解能 K ・ P (ただし K はフィルタ配列や補間処理によって決まる係数) より小さい場合、X N の物体はピントが合っていると見なすことができる。この時の分解能 K ・ P を許容錯乱円とする。

【 0 0 2 2 】

撮像面における錯乱円の直径が K ・ P 以下になる範囲を近点側の被写界深度と定義し、錯乱円の直径が K ・ P と一致する被写体の位置を近点と呼ぶことにする。今後は近点の位置を、前側焦点位置から X N の位置として表す。遠点側も被写界深度の定義は同様であり、遠点側で錯乱円の直径が K ・ P と一致する被写体の位置を遠点と呼ぶ。今後は遠点の位置を、前側焦点位置から X F の位置として表す。

10

【 0 0 2 3 】

被写体が近点にある時の撮像面における錯乱円の直径は、光学系の開口数 $NA' = \sin(u')$ (ここで u' は図 3 に示す撮像面へ入射する光線と光軸のなす角) を用いて、錯乱円の直径 $= 2(XN' - XB') \cdot NA'$ と近似することができる。近点で錯乱円の直径は K ・ P に一致するため、下式 (2) が成り立つ。

【 0 0 2 4 】

$$2(XN' - XB') \cdot NA' = K \cdot P \quad \dots \dots (2)$$

【 0 0 2 5 】

F ナンバーと開口数の関係式である下式 (3) を用いて上式 (2) を変形すると、下式 (4) となる。ここで F は光学系の F ナンバーである。

20

【数 1】

$$F = \frac{1}{2NA'} \quad \dots \dots (3)$$

【 0 0 2 6 】

$$XN' - XB' = K \cdot P \cdot F \quad \dots \dots (4)$$

【 0 0 2 7 】

さらに (1) 式で示したニュートンの式を用いて (4) 式を変形すると、(5) 式に示す近点側の被写界深度の関係式が成立する。

30

【数 2】

$$\frac{1}{XB} - \frac{1}{XN} = \frac{K \cdot P \cdot F}{f^2} \quad \dots \dots (5)$$

【 0 0 2 8 】

近点側と同様の方法で遠点側の被写界深度の関係式を算出すると以下の (6) 式のようになる。

【数 3】

$$\frac{1}{XF} - \frac{1}{XB} = \frac{K \cdot P \cdot F}{f^2} \quad \dots \dots (6)$$

40

【 0 0 2 9 】

上式 (5) 、(6) はさらに以下のように変形でき、これらを用いて近点の位置 X N 及び遠点の位置 X F を算出できる。

【数 4】

$$XN = \frac{f^2 \cdot XB}{f^2 - KPF \cdot XB} \quad \dots \dots (7)$$

【数5】

$$XF = \frac{f^2 \cdot XB}{f^2 + KPF \cdot XB} \dots \dots (8)$$

【0030】

上式(7)、(8)は光学系の焦点距離 f 、Fナンバー F 、係数 K 、フォーカス位置 X 、 B が一定の場合、撮像装置の分解能 $K \cdot P$ が小さくなるに従って近点及び遠点がフォーカス位置に近づき、被写界深度の幅が狭くなることを示している。

【0031】

逆に撮像装置の分解能 $K \cdot P$ の K 、或いはFナンバー F を大きく設定すれば、被写界深度の幅は広くできる事を示している。本実施形態においては、 K は一定であり、 F を変化させることで被写界深度を変化させる手法について考える。

10

【0032】

次に、許容錯乱円とエアリーディスクの関係について説明する。図4に示すように許容錯乱円の大きさ $K \cdot P$ よりも、エアリーディスク径 d が小さい場合は、図5(A)及び図5(B)に示すように、被写界深度は上述の考え方によって求めることができる。

【0033】

一方、図6に示すように許容錯乱円の大きさ $K \cdot P$ よりも、エアリーディスク径 d が大きい場合は、被写界深度は $K \cdot P$ ではなく d によって決められる。図から明らかのように錯乱円の大きさは d 以上になるため、焦点が合っている状態であっても、 $K \cdot P$ 以下になることがないからである。つまり、このときの許容錯乱円の大きさは $K \cdot P$ ではなく d になると言ってもよい。

20

【0034】

許容錯乱円が大きくなるため、分解能は低くなる(解像度が落ちる)ことになるが、図7(A)、図7(B)に示すように、被写界深度は広くすることが可能になる。

【0035】

本出願人は、ドクターが内視鏡先端を動かして病変を探索している状態(探索状態)では、 $K \cdot P$ よりも d を大きく設定するとともに、ドクターが内視鏡先端を静止させて注目領域を診察している状態(診察状態)では、 $K \cdot P$ よりも d を小さく設定する。それにより、撮像装置の能力を最大限生かした解像度の画像を取得しつつ、パンフォーカス(被写界深度が広い状態)を実現する手法を提案している。

30

【0036】

具体的には、探索状態においては、Fナンバーを大きくし(絞りを絞り)、あえて回折限界による影響を大きくすることで、解像度は低下するが被写界深度を広くするモードを実現している。また、診察状態においては、Fナンバーを小さくし、回折限界による影響を受けない状態にすることで、被写界深度は狭いが、撮像装置により決められる高解像度の画像を取得するモードを実現している。

【0037】

探索状態及び診察状態を表したものが図8である。例えば $d = K \cdot P$ となる点を境に、探索状態か診察状態かが決定される。

40

【0038】

パンフォーカスを実現するに当たって、探索状態を利用することの利点についてさらに説明する。

【0039】

探索状態と診察状態の境界でのFナンバーを F' としたとき、Fナンバーと許容錯乱円の関係は図9に示したようになる。 F が F' よりも小さい場合には、許容錯乱円の大きさは $K \cdot P$ で一定である。また、 F が F' よりも大きい場合には、許容錯乱円の大きさは d で決まるが、図8に示したように d は F が大きくなるに従い大きくなる性質を持つため、図9のように探索状態では F が大きくなるに従い許容錯乱円も大きくなる。

【0040】

50

上述したように被写界深度はFナンバーが大きくなるほど広がる性質があり、また、許容錯乱円が大きくなるほど広がる。つまり、被写界深度とFナンバーの関係を図示すると図10のようになる。FがF'よりも小さい(診察状態)の場合には、Fが大きくなるに従い、Fナンバーの増大の影響で、ある傾きS1で被写界深度も大きくなる。そしてFがF'よりも大きい(探索状態)の場合には、Fナンバーの増大の影響と、許容錯乱円の増大の影響の両方を受けるために、 $S2 > S1$ となる傾きS2で被写界深度は大きくなる。

【0041】

よって回折限界の影響を受けないモード(診察状態)のみを用いた場合に比べ、Fナンバーの増大に対する被写界深度の増大率を大きくすることが可能になる。そのため、ある被写界深度が必要になったとき、診察状態のみを用いた場合に比べ、小さいFナンバーでその被写界深度を実現することが可能になる。これを図示したものが図11である。被写界深度Dが必要なとき、診察状態のみを用いた場合はFナンバーをF2にする必要があるが、探索状態を用いれば、 $F1 < F2$ となるF1を用いて実現できる。

10

【0042】

つまり、同じ被写界深度Dを実現する際に、小さいFナンバーを用いることができるため、より明るい画像を得ることが可能になる。これは、内視鏡システムにおける狭帯域光観察(例えばNB I等)など、元々の光量が少なく、暗い画像になりがちなシステムにおいては特に効果を発揮することになる。

【0043】

2. 第1の実施形態

【0044】

図12は第1の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示すブロック図である。本実施形態の内視鏡システムは光源部100と撮像部200とプロセッサ部300と表示部400と外部I/F部500を含む。

20

【0045】

光源部100は白色光源101と、光源絞り102と、光源絞り102を駆動させる光源絞り駆動部103と、複数の分光透過率を持った回転色フィルタ104と、回転色フィルタ104を駆動させる回転駆動部105と、回転色フィルタ104からの分光特性を持った光をライトガイドファイバ201の入射端面に集光させる集光レンズ106を含む。

30

【0046】

光源絞り駆動部103は、プロセッサ部300の制御部330からの制御信号に基づき光源絞り102の開閉を行うことで光量の調整を行う。ここで光源部100は、例えば図13に示すように、白色光源101と、光源絞り102の代わりに、LED光源107と、LED駆動部108を備えた構成としてもよい。LED駆動部108は、プロセッサ部300の制御部330からの制御信号に基づきLED光源107の光量を調整する。

【0047】

回転色フィルタ104は例えば図14に示すように三原色の赤の色フィルタ601と緑の色フィルタ602と青の色フィルタ603と回転モータ803とから構成されている。これら3つの色フィルタの分光特性は図15に示した通りである。

40

【0048】

回転駆動部105はプロセッサ部300の制御部330からの制御信号に基づき撮像素子206の撮像期間と同期して回転色フィルタ104を所定回転数で回転させる。例えば色フィルタを1秒間に20回転させると、各色フィルタは60分の1秒間隔で入射白色光を横切る事になり、撮像素子206は60分の1秒間隔で3原色の各色光(R或いはG或いはB)での反射光の画像信号の撮像と転送を完了することになる。ここで撮像素子206はモノクロ用とする。つまりR画像信号、G画像信号、B画像信号が60分の1秒間隔で面順次で撮像される内視鏡システムの例となる。

【0049】

撮像部200は例えば体腔への挿入を可能にするため細長くかつ湾曲可能に形成されて

50

いる。撮像部 200 には、光源部 100 で集光された光を導くためのライトガイドファイバ 201 と、該ライトガイドファイバ 201 により先端まで導かれてきた光を拡散させて観察対象に照射する照明レンズ 202 と、観察対象から戻る反射光を集光する対物レンズ 203 と、可変絞り 204 と、制御部 330 の制御に基づき可変絞り 204 を開閉する対物絞り駆動部 205 と、集光した反射光を検出するための撮像素子 206 と、撮像素子 206 からの光電変換されたアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換部 207 と、を備えている。ここで上記撮像素子 206 は前記した通りモノクロ単板撮像素子とし、CCD や CMOS 等が利用できる。

【0050】

プロセッサ部 300 は画像処理部 310 と、観察状態判定部 320 と、制御部 330 とから構成される。A/D 変換部 207 でデジタルに変換された画像信号は、画像処理部 310 に転送される。画像処理部 310 で処理された画像信号は、観察状態判定部 320 と表示部 400 に転送される。観察状態判定部 320 は、画像信号から検出した観察状態情報を制御部 330 に転送する。制御部 330 は、光源絞り駆動部 103 と、回転駆動部 105 と、対物絞り駆動部 205 と、撮像素子 206 と、画像処理部 310 と、外部 I/F 部 500 に接続されていて、これらを制御するようになっている。

10

【0051】

表示部 400 は CRT や液晶モニタ等の動画表示可能な表示装置である。

【0052】

外部 I/F 部 500 は、この撮像装置に対するユーザーからの入力等を行うためのインターフェースであり、電源のオン/オフを行うための電源スイッチ、撮影操作を開始するためのシャッターボタン、撮影モードやその他各種のモードを切り換えるためのモード切換ボタンなどを含んで構成されている。そして、この外部 I/F 部 500 は、入力された情報を制御部 330 へ転送するようになっている。

20

【0053】

次に、画像処理部 310 について図 16 を用いて説明する。画像処理部 310 は、前処理部 311 と、ノイズ低減部 312 と、同時化部 313 と、後処理部 314 を備えている。A/D 変換部 207 は、前処理部 311 に接続されている。前処理部 311 は、ノイズ低減部 312 に接続されている。ノイズ低減部 312 は、同時化部 313 に接続されている。同時化部 313 は、後処理部 314 と観察状態判定部 320 に接続されている。後処理部 314 は、表示部 400 に接続されている。制御部 330 は、前処理部 311 と、ノイズ低減部 312 と、同時化部 313 と、後処理部 314 とに接続されていて、これらを制御するようになっている。

30

【0054】

前処理部 311 は、A/D 変換部 207 で変換されて入力されるデジタル画像信号に対して、制御部 330 に予め保存されている OB クランプ値、ゲイン補正值、WB 係数値を用いて、OB クランプ処理、ゲイン補正処理、WB 補正処理を行う。前処理を施された画像信号はノイズ低減部 312 へ転送される。

【0055】

ノイズ低減部 312 は、制御部 330 の制御信号に基づき、前処理部で処理された画像信号に対してローパスフィルタを作用させる。このローパスフィルタは、制御部 330 からノイズ低減処理を強化する制御信号が転送された場合、高周波のノイズをよりカットする方向に作用する。ノイズ低減処理を行われた画像信号は、同時化部 313 へ転送される。

40

【0056】

同時化部 313 は、ノイズ低減部 312 でノイズ低減処理を施された画像信号に対して、制御部 330 の制御信号に基づき、面順次の R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号を同時化する。同時化処理した画像信号は、後処理部 314 と観察状態判定部 320 へ転送される。

【0057】

50

後処理部 3 1 4 は、制御部 3 3 0 に予め保存されている階調変換係数、色変換係数、輪郭強調係数を用いて、階調変換処理、色処理、輪郭強調処理を行う。後処理を施された画像信号は表示部 4 0 0 へ転送される。

【 0 0 5 8 】

次に、観察状態判定部 3 2 0 について図 1 7 を用いて説明する。観察状態判定部 3 2 0 は、明るさ検出部 3 2 1 と、記憶部 3 2 2 と、動き検出部 3 2 3 を備えている。画像処理部 3 1 0 は、明るさ検出部 3 2 1 と、記憶部 3 2 2 と、動き検出部 3 2 3 とに接続されている。明るさ検出部 3 2 1 は、制御部 3 3 0 に接続され、画像信号の明るさ情報を転送する。記憶部 3 2 2 は、動き検出部 3 2 3 に接続され、画像処理部 3 1 0 から入力された画像信号より過去の画像信号を動き検出部 3 2 3 に転送する。動き検出部 3 2 3 は、制御部 3 3 0 に接続され、画像信号の動き情報を転送する。

10

【 0 0 5 9 】

明るさ検出部 3 2 1 は、画像処理部 3 1 0 から入力された画像信号の明るさ情報を検出する。ここでは例えば、画像信号全体の輝度平均値を明るさ情報とする。また、明るさ情報は画像全体の輝度平均値に限らず、画像中心部の輝度平均値としても良いし、時間的に連続した画像信号の輝度の平均値としても良い。検出された明るさ情報は制御部 3 3 0 に転送される。

【 0 0 6 0 】

記憶部 3 2 2 は、画像処理部 3 1 0 から転送された画像信号（以降、現画像信号とも記す）を記憶し、現画像信号より過去の画像信号を動き検出部に出力する。具体的には、現画像信号は R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号の色信号で構成され、各色信号は 6 0 分の 1 秒間隔で順次更新される。例えば、現画像信号で R 画像信号が更新された場合、現画像信号の直前に R 画像信号が更新された画像信号（以降、過去画像信号とも記す）を動き検出部 3 2 3 に転送する。G 画像信号と B 画像信号も同様の処理を行う。

20

【 0 0 6 1 】

動き検出部 3 2 3 は、画像処理部 3 1 0 から転送された現画像信号と記憶部 3 2 2 に記憶された過去画像信号との間における被写体の動きを検出する。具体的には、現画像信号で更新された色信号と、同色の過去画像信号の色信号とを比較することにより、被写体の動きを算出する。また、動き検出に用いられる画像信号は R 画像信号、G 画像信号及び B 画像信号のうちの更新されたものに限定されるわけではない。R G B から輝度信号を求め、輝度信号に基づいて動き検出を行ってもよい。

30

【 0 0 6 2 】

動き検出には、例えば、現画像信号の R 画像信号が更新された場合、現画像信号の R 画像信号をブロックに分割し、ブロックごとに過去画像信号の R 画像信号から、動きを検出する手法が用いられる。この手法では、現画像信号の分割されたブロックの中の注目ブロックに対して、過去画像信号の探索範囲内で、この注目ブロックとの差異が最も小さい位置を特定する。この特定された位置によって、注目ブロックに対する、ブロックを単位とした被写体の移動方向および移動量を表すベクトル（以降、動きベクトルと記す）が定まる。

【 0 0 6 3 】

つまり、探索範囲内の全ベクトルに対してブロック単位の差分絶対値またはその差分絶対値に相応する類似度評価値を計算し、計算された差分絶対値または類似度評価値に基づいて、注目ブロックとの差異が最も小さい位置が決定され、注目ブロックの動きベクトルが定まる。ブロックサイズには、例えば、 16×16 、 16×8 、 8×16 、 8×8 画素のサイズが規定される。各ブロックの動きベクトルは絶対値を算出し、全ブロックの総和を動き情報として制御部 3 3 0 に転送する。

40

【 0 0 6 4 】

次に、制御部 3 3 0 について図 1 8 を用いて説明する。制御部 3 3 0 は、対物絞り制御部 3 3 1、光源絞り制御部 3 3 2、選択部 3 3 3 を備える。観察状態判定部 3 2 0 は、対物絞り制御部 3 3 1 と光源絞り制御部 3 3 2 に接続されている。対物絞り制御部 3 3 1 は

50

、光源絞り制御部 3 3 2 と、対物絞り駆動部 2 0 5 に接続されている。光源絞り制御部 3 3 2 は、光源絞り駆動部 1 0 3 と選択部 3 3 3 に接続されている。外部 I / F 部 5 0 0 は、選択部 3 3 3 に接続されている。選択部 3 3 3 は、前処理部 3 1 1 と、ノイズ低減部 3 1 2 と、撮像素子 2 0 6 とに接続されている。また、図示していないが、制御部 3 3 0 は、画像処理部 3 1 0 で行う各処理に対して制御を行う。また、回転駆動部 1 0 5 の回転タイミングに合わせて撮像素子 2 0 6 からの画像取得を行う同期信号を発生する。

【 0 0 6 5 】

対物絞り制御部 3 3 1 は、観察状態判定部 3 2 0 で検出された動き情報に基づき、可変対物絞り 2 0 4 の絞り量を制御する信号を対物絞り駆動部 2 0 5 に転送する。具体的には、図 1 9 (A) に示すように動き情報が閾値 M ' より小さい場合には絞りを開けてレンズ開口を大きくし、その許容錯乱円を撮像素子 2 0 6 の限界解像度が得られる状態 F ' に設定する。これにより被写界深度は狭く限定されるが焦点位置では撮像素子の性能をフル活用した高解像度の画像を得ることができる。一方、動き情報が M ' より大きい場合には絞りを絞ってレンズ開口を小さくし、実用的な解像度と被写界深度が得られる許容錯乱円の大きさに設定する。ここで実用的な解像度とは撮像素子 2 0 6 の限界解像度は得られないが例えば 1 世代前の古い製造プロセスで作成された撮像素子相当の解像度という意味である。また、動き情報に対する F ナンバーの関係の例としては図 1 9 (B)、(C) を用いてもよい。動き情報に応じて設定された絞り値は F x と表記する。設定された絞り値 F x は光源絞り制御部 3 3 2 と、対物絞り駆動部 2 0 5 に転送される。

【 0 0 6 6 】

光源絞り制御部 3 3 2 は、観察状態判定部 3 2 0 で検出された明るさ情報と、対物絞りの制御信号とに基づき、光源絞り 1 0 2 の絞り量を制御する信号を光源絞り駆動部 1 0 3 に転送する。具体的には、外部から予め入力された所望の明るさを Y a、検出された明るさ情報を Y b、対物絞り制御部 3 3 1 で設定された対物絞り値を F x、現在の対物絞り値を F y、現在の光源絞り値を F z、設定する光源絞り値を F l と表記すると、以下の式 (9) で F l を設定できる。

$$Fl = Fz \cdot \sqrt{\frac{Yb}{Ya}} \cdot \frac{Fy}{Fx} \quad \dots \dots (9)$$

【 0 0 6 7 】

設定された光源絞り値 F l は光源絞り駆動部 1 0 3 に転送される。また、設定された光源絞り値 F l が、光源絞り 1 0 2 の開口限界を超えている場合、選択部 3 3 3 に制御信号が転送される。

【 0 0 6 8 】

選択部 3 3 3 は、光源絞り制御部 3 3 2 からの制御信号が転送された場合のみ、外部 I / F 部 5 0 0 の信号に基づき、撮像素子のフレームレートを変更、またはノイズ低減処理の強化のどちらを行うかを選択する。具体的には、まず、外部 I / F 部 5 0 0 により、モード切替ボタンによるユーザーからのモード切替要求に基づき、フレームレート変換を行うか否かが設定される。ユーザー要求によりフレームレート変換モードが設定された場合は、撮像素子にフレームレートを下げる制御信号を転送する。一方、フレームレート変換モードが設定されていない場合は、前処理部 3 1 1 に、ゲイン補正量を上げる制御信号を、ノイズ低減部 3 1 2 にノイズ低減処理を強化する制御信号を転送する。

【 0 0 6 9 】

フレームレートを下げることで、1 フレームあたりの撮像画像の露光時間が長くなり、明るい画像を得ることが可能となる。また、ゲイン補正量を上げることで、明るい画像が得られる。つまり、被写界深度を深くするために絞りを絞ることで、暗くなってしまった画像に対して、光源絞りをあける以外の方法で、明るさ補正を行うことができる。

【 0 0 7 0 】

以上のように、第 1 の実施形態によれば、複数の観察状態を自動で検出することにより

10

20

30

40

50

、ドクターがわずらわしい操作をすることなく、各観察状態において高画質な画像を得ることができ、目的に応じて最適な観察が可能となる。

【 0 0 7 1 】

特に撮像素子の微細化に伴い画素ピッチに対して光学系の絞りに基づく回折限界の影響により撮像素子本来の解像度が得られないような場合でも、被写界深度が広く低解像度な状態（探索状態）と、被写界深度が狭く高解像度な状態（診察状態）を切り替える事で本来撮像素子が持つ最大解像度の画像で観察する事ができるようになる。

【 0 0 7 2 】

また、変形例としては、動き検出ではなく、血管構造や病変部を初めとする注目領域を検出することで、観察状態の判定を行ってもよい。つまり、撮像された画像内に、特定の血管構造や病変部があると判断されたか否かで、探索状態か診察状態かを判定する。注目領域が検出された場合には、ユーザー（ドクター）は検出された注目領域を診察するものと判断し、診察状態に対応する絞り等の制御を行う。また、注目領域が検出されない場合には、注目領域を探索している状態であると判断し、探索状態に対応する絞り制御等を行う。この際、注目領域を検出するために、N B I（Narrow Band Imaging）等に代表される特殊光観察を行ってもよい。

【 0 0 7 3 】

以上の本実施形態では、内視鏡システムは、図 1 2 に示したように、撮像部 2 0 0 と観察状態を判定する観察状態判定部 3 2 0 と、観察状態に基づいて絞り状態を制御する絞り制御部（図 1 8 における対物絞り制御部 3 3 1 と光源絞り制御部 3 3 2 に相当。LED光源の場合はLED駆動部 1 0 8 を制御する制御部 3 3 0 に相当）を含む。撮像部 2 0 0 は光学系と撮像素子 2 0 6 を介して被写体を撮像する。観察状態判定部 3 2 0 は被写体の観察状態を判定する。

【 0 0 7 4 】

これにより、観察状態を自動的に判定した上で、観察状態に応じた絞り状態を選択することが可能になる。そのため、ユーザーによるモード切替等の煩わしい作業を軽減することができる。具体的には、第 1 の観察状態（具体的には例えば診察状態）では、回折限界の影響を受けないようにすることで、被写界深度幅は狭いが、撮像素子の能力をフルに発揮する解像度の画像を取得可能な、F ナンバーの小さい状態を設定できる。また、第 2 の観察状態（例えば探索状態）では、第 1 の観察状態に比べて絞りを絞ることで、あえて回折限界の影響を大きくすることになり、解像度は落ちるものの被写界深度幅を広くすることが可能な、F ナンバーの大きい状態を設定できる。

【 0 0 7 5 】

また、観察状態判定部 3 2 0 は、図 1 7 に示したように、被写体と撮像部 2 0 0 との相対的な動きを表す動き情報を検出する動き検出部 3 2 3 を含み、動き情報の検出結果に基づいて被写体の観察状態を判定してもよい。

【 0 0 7 6 】

これにより、動き情報を用いて観察状態を判定することが可能になる。動き情報とは被写体と撮像部 2 0 0 との相対的な動きを表すものであり、動きとしては撮像部 2 0 0 が静止して被写体が動いているケース、被写体が静止して撮像部 2 0 0 が動いているケース、撮像部 2 0 0 と被写体の両方が動いているケースの全てが考え得る。

【 0 0 7 7 】

また、観察状態判定部 3 2 0 は、動き情報により表される動き量が所与の基準値よりも大きい場合に、被写体の観察状態を第 2 の観察状態であると判定してもよい。

【 0 0 7 8 】

これにより、動き量が大きい場合を第 2 の観察状態であると判定することが可能になる。第 2 の観察状態とは、具体的には例えば探索状態であり、病変部のサーチ等の目的で撮像部 2 0 0 を大きく動かしているケースなどが想定される。その場合、広い範囲にピントが合っている画像を提供することが望ましいため、上述したように、絞りを絞る制御を行うことになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

また、動き検出部 3 2 3 は、撮像部 2 0 0 により第 1 のタイミングで撮像された画像信号と、第 2 のタイミングで撮像された画像信号とに基づいて、動き情報を検出してよい。

【 0 0 8 0 】

これにより、画像情報を用いて動き情報を検出することが可能になる。具体的には、異なるタイミングである第 1 のタイミングと第 2 のタイミングで取得された、異なる 2 つの画像信号に基づいて動き情報を検出する。さらに具体的には、例えば、上述したように、第 1 のタイミングにおける画像信号と、第 2 のタイミングにおける画像信号との間の動きベクトルを求めて、求めた動きベクトルを動き情報とすればよい。ただし、動き情報の検出は、動きベクトルを求める手法に限定されるものではない。

10

【 0 0 8 1 】

また、内視鏡システムは、被写体を照射する光源（例えば図 1 2 における白色光源 1 0 1 や、図 1 3 における L E D 光源 1 0 7 ）と、光源の射出光量を制御する光量制御部（例えば、図 1 8 における光源絞り 1 0 2 や、図 1 3 における L E D 駆動部 1 0 8 を制御する制御部 3 3 0 ）を含む。光量制御部は、観察状態が第 2 の観察状態であると判定された場合には、第 1 の観察状態であると判定された場合に比べて、光量を大きくしてもよい。

【 0 0 8 2 】

これにより、光量の制御を行うことが可能になる。第 2 の観察状態においては、上述したように、第 1 の観察状態に比べて絞りを絞る制御を行う。そのため、画像全体が暗くなり、視認性が低下する。この問題に対応するために、第 2 の観察状態においては、光源の光量自体を大きくし、画像が暗くなることを回避している。

20

【 0 0 8 3 】

また、内視鏡システムは、図 1 6 に示したように、画像信号に対してノイズ低減処理を施すノイズ低減部 3 1 2 を含んでもよい。ノイズ低減部 3 1 2 は、観察状態が第 2 の観察状態であると判定された場合には、第 1 の観察状態であると判定された場合に比べて、ノイズ低減処理を強化する画像処理を行ってもよい。

【 0 0 8 4 】

これにより、第 2 の観察状態において、強いノイズ低減処理を行うことが可能になる。第 2 の観察状態においては、上述したように絞りを絞るため画像が暗くなる。そのため、光源絞り制御部 3 3 2 により、光源絞り 1 0 2 を開いたりすることで光量を増加させる。また、光量の増加でも不十分な場合には、ゲインアップ処理を施すことで画像を明るくすることが考えられる。しかし、ゲインアップ処理によりノイズ量も増大してしまうため、適切なノイズ低減処理を行う必要がある。以上の理由により、第 2 の観察状態においては、第 1 の観察状態に比べてノイズ低減処理を強化するとよい。第 2 の観察状態（探索状態）では、回折限界の影響を受けることで、解像度が低下しており、高周波成分の信号が落ちているため、高周波成分はノイズである可能性が高く、高周波成分を低減したとしても、画質の劣化は少ないと考えられる。

30

【 0 0 8 5 】

また、内視鏡システムは、図 1 2 に示したように、制御部 3 3 0 を含み、制御部 3 3 0 は撮像素子 2 0 6 の制御も行う。そして、制御部 3 3 0 は、第 2 の観察状態であると判定された場合には、第 1 の観察状態であると判定された場合に比べて、撮像素子 2 0 6 の 1 フレームあたりの露光時間を長くしてもよい。

40

【 0 0 8 6 】

これにより、撮像素子 2 0 6 の 1 フレームあたりの露光時間を制御することが可能になる。ここで露光時間とは、撮像素子（例えば C C D により構成される）の電化蓄積時間のことである。具体的には、フレームレートを下げる制御を行うことになり、これにより、画像信号が暗くなりがちな第 2 の観察状態においても、明るい画像信号を提供することができる。ただし、フレームレートを下げることで、動画性能は低下することになる。よって本実施形態では上述したように、フレームレートを下げる制御を行ってもよいか否かを

50

、ユーザーの判断にゆだねることにしている。

【0087】

また、観察状態判定部320は、撮像部200により取得された画像信号に基づいて、被写体の観察状態を判定してもよい。

【0088】

これにより、画像信号に基づいた、観察状態の判定が可能になる。具体的には例えば、上述したように、画像信号(異なる2つのタイミングで取得された画像信号)に基づいて動き情報を検出し、検出した動き情報から観察状態を判定するケース等が想定される。

【0089】

また、本実施形態は、被写体を撮像し、撮像した被写体の観察状態を判定し、観察状態が第1の観察状態(診察状態)であると判定された場合には、光学系の絞りによる回折限界により決まる解像度が、撮像素子206により決まる解像度と同等以上になるように絞り状態を制御するとともに、第2の観察状態(探索状態)であると判定された場合には、第1の観察状態に比べて絞りを絞る制御方法であってもよい。

【0090】

これにより、内視鏡システムにとどまらず、制御方法にも本実施形態の手法を適用し、上述の効果をj得ることが可能になる。

【0091】

また、本実施形態は内視鏡システムに限定されるものではなく、撮像装置に用いられてもよい。具体的には、撮像部と、被写体の観察状態を判定する観察状態判定部と、観察状態に基づいて絞りの状態を制御する絞り制御部とを含む撮像装置である。そして絞り制御部は、第1の観察状態であると判定された場合には、絞りを開き、撮像素子の能力をフルに発揮した解像度を実現する絞り状態を選択する。また、第2の観察状態であると判定された場合には、第1の観察状態であると判定された場合に比べて、絞りを絞る。

【0092】

これにより、内視鏡システムにとどまらず、一般的な撮像装置にも本実施形態の手法を適用し、上述の効果をj得ることが可能になる。

【0093】

3. 第2の実施形態

【0094】

第2の実施の形態は、第1の実施例の構成と観察状態判定部320が異なる。

【0095】

観察状態判定部320について図20を用いて説明する。観察状態判定部320は、明るさ検出部321と、形状検出部325を備えている。画像処理部310は、明るさ検出部321と、形状検出部325とに接続されている。形状検出部325は、制御部330に接続され、被写体の形状情報を転送する。

【0096】

本実施の形態における形状検出部325の詳細について説明する。具体的には、まず、画像処理部310から出力された画像に対して、図21(A)、図21(B)のように領域1及び領域2を設定する。ここでは画像の中心からの距離 r が $0 < r < r_0$ となる領域を領域1、 $r_0 < r$ となる領域を領域2と設定している。 r_0 は画像中心部と周辺部を区別する定数として、外部から予め入力されるものとする。さらに、領域1及び領域2の平均輝度 L_1 と L_2 を算出する。ここで被写体の各形状における平均輝度 L_1 と L_2 の関係を図21(A)、図21(B)及び図22(A)、図22(B)を用いて説明する。図22(A)、図22(B)の太線は被写体である生体の形状を表し、破線は撮像部200の視野角を示している。さらに図示しない撮像部近傍に設けられた照明部によってほぼ視野角と重なる範囲が照明されている。

【0097】

図22(A)に示すように撮像部200は管空状の被写体の中を移動している場合(探索状態)では、画像の中心付近に位置する被写体は画像の周辺部に位置する被写体に比べ

10

20

30

40

50

て撮像部から非常に遠方に位置する。この結果、図 2 2 (A) に示すように画像の周辺部である領域 2 が中心部である領域 1 に比べて明るい画像となる。また、図 2 2 (B) に示すように撮像部 2 0 0 が被写体の壁面にほぼ正対する場合（診察状態）では、注目部が画像の中心付近に位置するように調整される。この場合は、画像の中心と周辺で撮像部から被写体までの距離の変動があまり大きくないため、照明の配光や光学系のケラレの影響などにより一般的に図 2 2 (B) に示すように画像の中心部が周辺部に比べて明るい画像となる。形状情報 L は以下の式 (1 0) で算出する。

【 0 0 9 8 】

$$L = L 2 / L 1 \cdot \cdot \cdot \cdot (1 0)$$

【 0 0 9 9 】

形状情報 L は、制御部 3 3 0 に転送される。なお、本実施の形態では画像信号の輝度を特徴量として使用したが、輝度以外の特徴量を用いてもよい。例えば、入力された画像信号に対して既存の周波数分解を行い、その周波数特性から形状情報を検出してもよい。

【 0 1 0 0 】

制御部 3 3 0 では、第 1 の実施例の動き情報を、形状情報に置きかえて処理が行われる。

【 0 1 0 1 】

以上のように、第 2 の実施形態によれば、被写体の形状を自動で検出することにより、ドクターが注目部に対して正対して観察している場合には高画質な画像を得ることができ、管腔状の被写体の中を移動している場合には、高深度な画像を得ることができるため目的に応じて最適な観察が可能となる。

【 0 1 0 2 】

また、上述の処理では、図 2 2 (A)、図 2 2 (B) に示したように、被写体に正対しているか否かを判断するために形状情報を用いていた。つまり、内視鏡システムは、図 2 3 に示すように、正対しているか否かを判定する正対有無検出部 3 2 6 を有すれば足り、形状情報を取得する手法に限定されない。具体的には例えば、被写体との距離を測定する測距部（一例としては赤外線アクティブセンサ等）を撮像部 2 0 0 に取り付けることで、距離情報取得部 3 2 7 において被写体との距離情報を取得してもよい。図 2 2 (A) のように、被写体に正対していない場合には距離情報により表される距離は大きくなり、図 2 2 (B) のように、被写体に正対している場合には距離は小さくなる。これは、被写体との距離に関して、所与の閾値を設けて、閾値との比較を行うことで判定できる。

【 0 1 0 3 】

以上の本実施形態では、観察状態判定部 3 2 0 は、図 2 0 に示すように、撮像部 2 0 0 から見た被写体の形状を示す形状情報を検出する形状検出部 3 2 5 を含む。そして、観察状態判定部 3 2 0 は、形状情報に基づいて被写体の観察状態を判定する。具体的には例えば、形状情報が示す形状が平面であると推定された場合には、観察状態を第 1 の観察状態であると判定してもよい。

【 0 1 0 4 】

これにより、被写体の形状情報に基づいて観察状態を判定することが可能になる。形状情報とは例えば、図 2 2 (A)、図 2 2 (B) のようなケースにおける、撮像部 2 0 0 から見た注目部の形状を表す情報のことである。図 2 2 (A) では、注目部は、管空状の形状を構成する一部であるし、図 2 2 (B) では注目部は平面状である。このうち図 2 2 (B) のようなケースでは、注目部を注視している診察状態であると考えられるため、形状情報が示す形状が平面であると推定された場合には、第 1 の観察状態であると判定する。

【 0 1 0 5 】

また、観察状態判定部 3 2 0 は、画像信号の中央領域と周辺領域の特徴量に基づいて、形状情報が示す形状が平面であるか否かを推定してもよい。

【 0 1 0 6 】

これにより、画像情報の特徴量を用いて、形状情報が示す形状の推定を行うことが可能になる。具体的には例えば、図 2 1 (A)、図 2 1 (B) に示したように、中央領域の輝

10

20

30

40

50

度情報（明るさ情報）と、周辺領域の輝度情報との比から形状を推定してもよい。図 2 2（A）に示すように管空状の対象を観察しているときは図 2 1（A）のように中央領域が暗く、周辺領域が明るくなる。それに対して、図 2 2（B）のように平面状の対象を観察しているときは図 2 1（B）のように中央領域が明るく、周辺領域が暗くなる。よって上述した式（10）から形状を推定することができる。

【0107】

また、観察状態判定部 3 2 0 は、図 2 3 に示したように、撮像部 2 0 0 が被写体に対して正対しているか否かを検出する正対有無検出部 3 2 6 を含んでもよい。正対有無検出部 3 2 6 の検出結果に基づいて、被写体の観察状態を判定する。そして、被写体に対して正対していることが検出された場合には、被写体の観察状態を第 1 の観察状態であると判定する。

10

【0108】

これにより、被写体に対して正対しているか否かを判定できれば、形状を判定しなくとも観察状態を判定することが可能になる。具体的には図 2 2（A）、図 2 2（B）に示したような違いを検出できればよい。そして被写体に対して正対していることが検出された場合（図 2 2（B）のケース）には、ユーザーは被写体を注視している（診察している）状態であると考え、第 1 の観察状態であると判定する。

【0109】

また、正対有無検出部 3 2 6 は、図 2 3 に示したように、撮像部 2 0 0 と被写体との間の距離を表す距離情報を取得する距離情報取得部 3 2 7 を含んでもよい。正対有無検出部 3 2 6 は、距離情報により表される距離が所与の閾値よりも小さい場合に、撮像部 2 0 0 が被写体に対して正対していると判定する。

20

【0110】

これにより、距離情報を用いて正対しているか否かを判定することが可能になる。具体的には図 2 2（A）に示したように、正対していない場合には距離は大きくなり、図 2 2（B）に示したように、正対している場合には距離が小さくなる。よって、適切な閾値を設定し、閾値判断を行うことで、正対しているか否かを距離情報から判定することができる。

【0111】

以上、本発明を適用した 2 つの実施の形態 1 ~ 2 およびその変形例について説明したが、本発明は、各実施の形態 1 ~ 2 やその変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記した各実施の形態 1 ~ 2 や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、各実施の形態 1 ~ 2 や変形例に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施の形態や変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。

30

【符号の説明】

【0112】

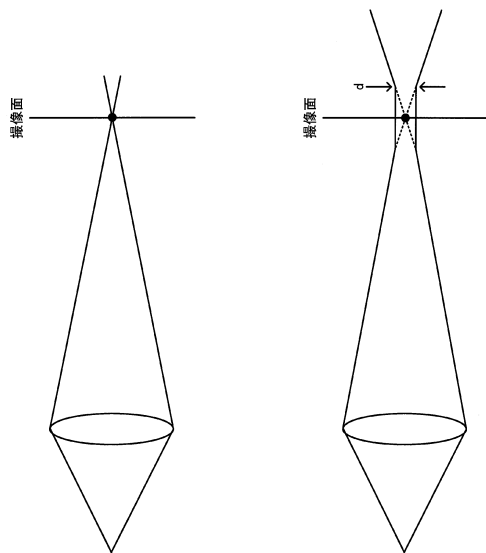
1 0 0 光源部、1 0 1 白色光源、1 0 2 光源絞り、1 0 3 光源絞り駆動部、
 1 0 4 回転色フィルタ、1 0 5 回転駆動部、1 0 6 集光レンズ、
 1 0 7 LED 光源、1 0 8 LED 駆動部、2 0 0 撮像部、
 2 0 1 ライトガイドファイバ、2 0 2 照明レンズ、2 0 3 対物レンズ、
 2 0 4 可変絞り、2 0 5 対物絞り駆動部、2 0 6 撮像素子、
 2 0 7 A / D 変換部、3 0 0 プロセッサ部、3 1 0 画像処理部、
 3 1 1 前処理部、3 1 2 ノイズ低減部、3 1 3 同時化部、
 3 1 4 後処理部、3 2 0 観察状態判定部、3 2 1 明るさ検出部、
 3 2 2 記憶部、3 2 3 動き検出部、3 2 5 形状検出部、
 3 2 6 正対有無検出部、3 2 7 距離情報取得部、3 3 0 制御部、
 3 3 1 対物絞り制御部、3 3 2 光源絞り制御部、3 3 3 選択部、

40

50

4 0 0 表示部、5 0 0 外部 I / F 部、
6 0 1 色フィルタ、6 0 2 色フィルタ、6 0 3 色フィルタ、8 0 3 回転モータ

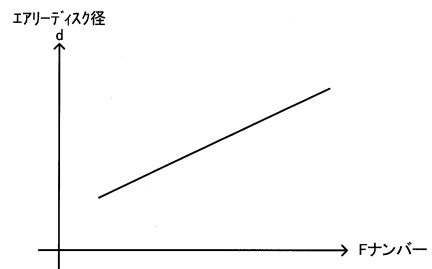
【図 1】



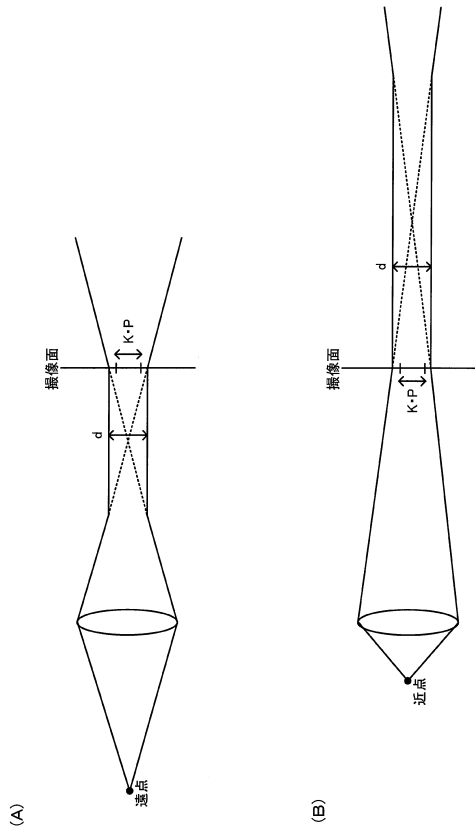
(A)

(B)

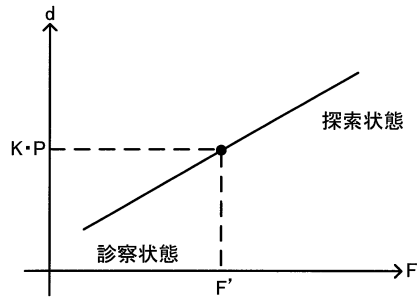
【図 2】



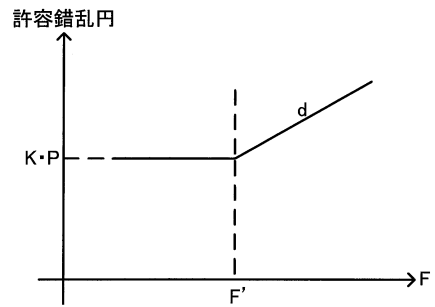
【図7】



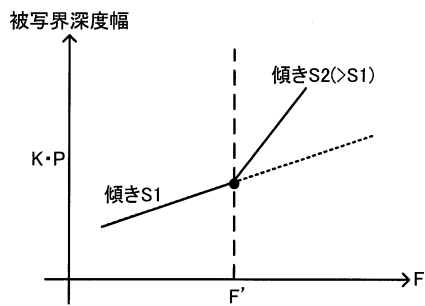
【図8】



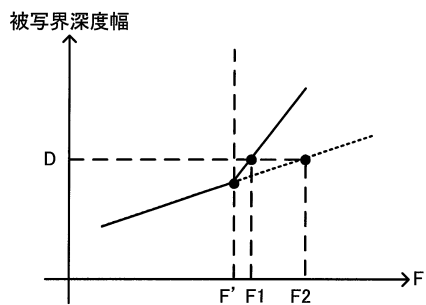
【図9】



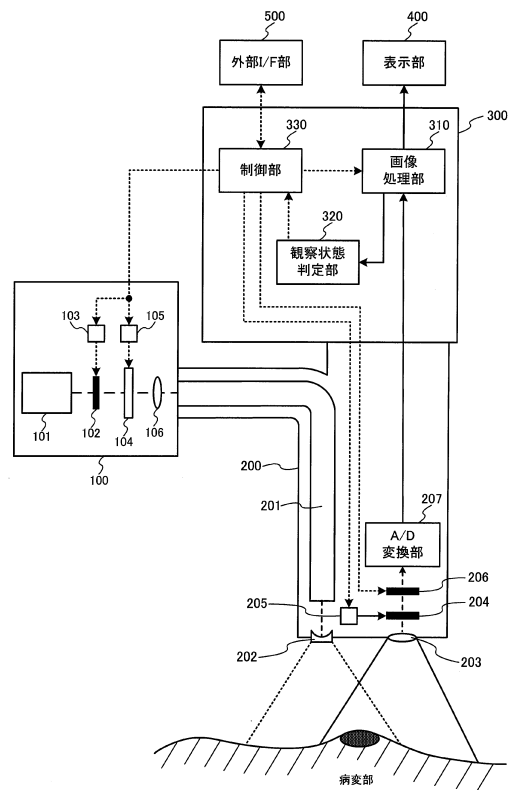
【図10】



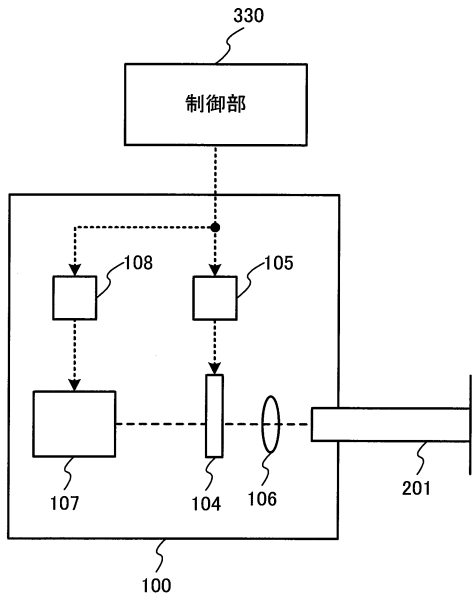
【図11】



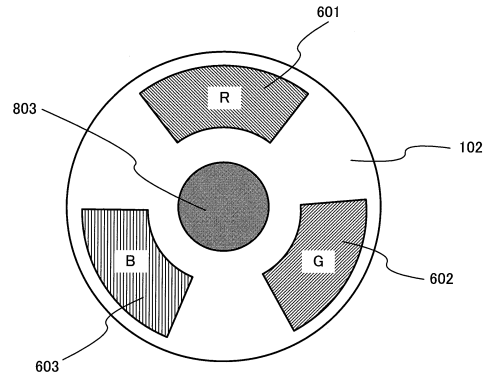
【図12】



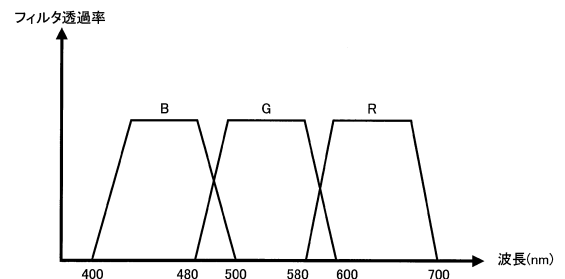
【図13】



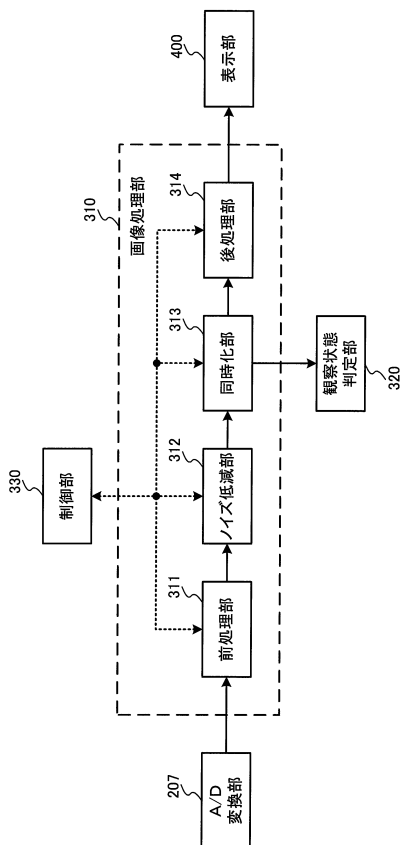
【図14】



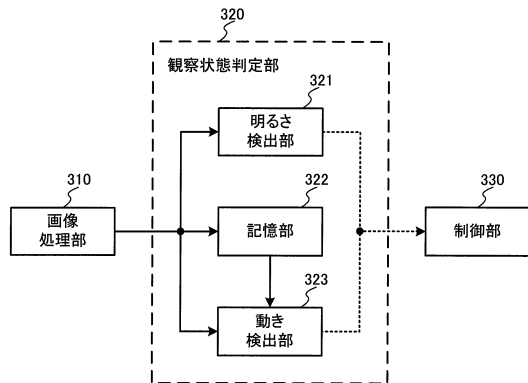
【図15】



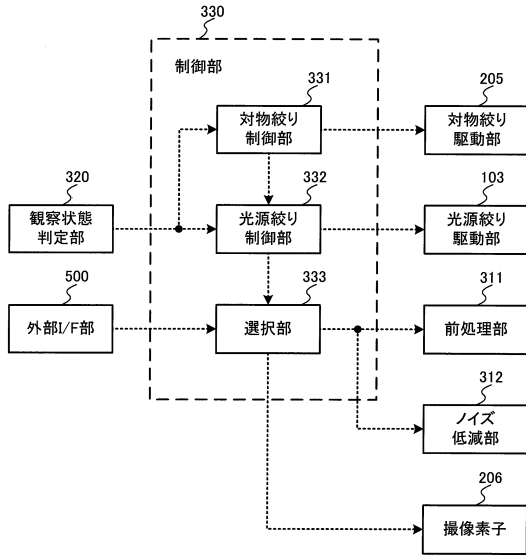
【図16】



【図17】

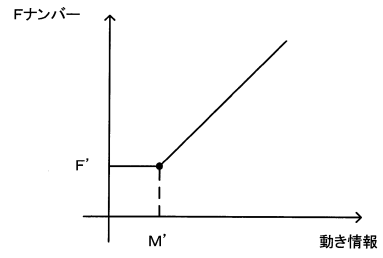


【図18】

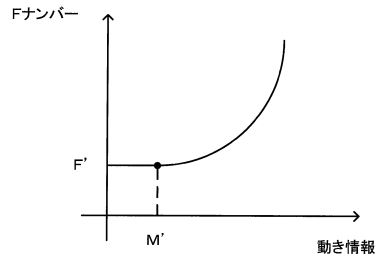


【図19】

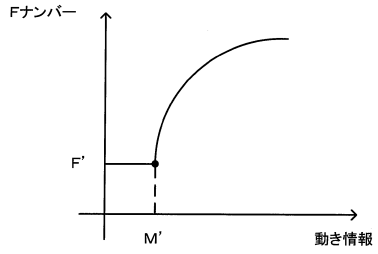
(A)



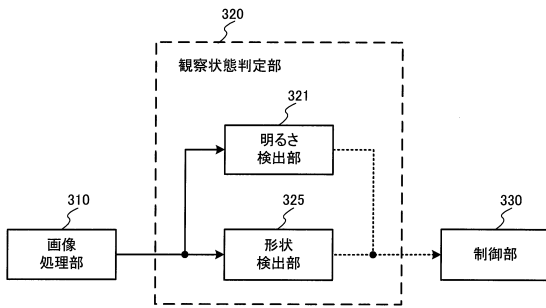
(B)



(C)

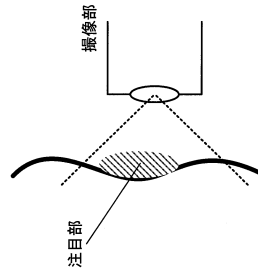


【図20】

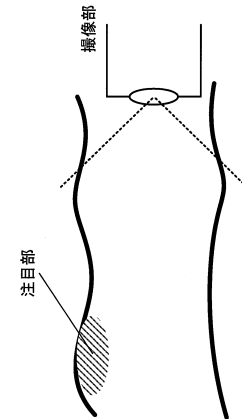


【図22】

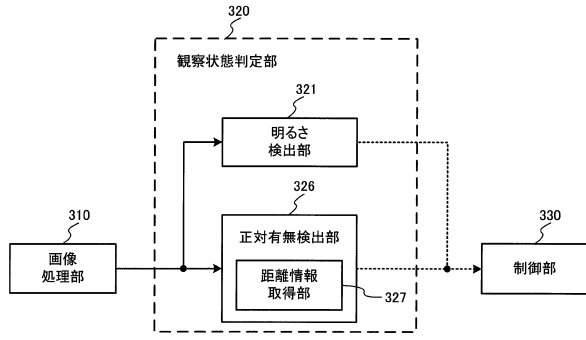
(B)



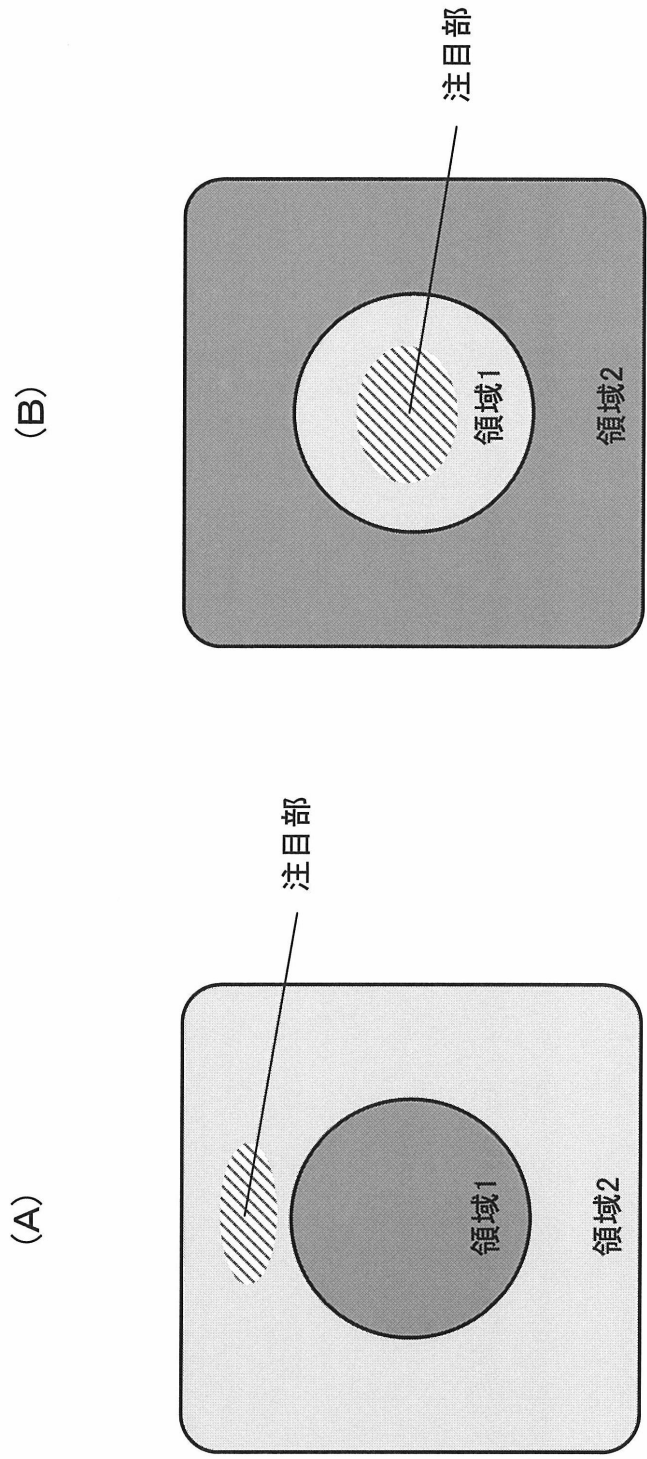
(A)



【図23】



【図 21】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-225427(JP,A)
特開2000-197604(JP,A)
特開2003-134393(JP,A)
特開2002-131832(JP,A)
特開2011-193983(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的操作方法和成像装置		
公开(公告)号	JP5698476B2	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	JP2010177298	申请日	2010-08-06
[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	森田惠仁		
发明人	森田 惠仁		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	H04N5/23216 A61B1/00009 A61B1/00188 A61B1/04 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/00.300.E A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.731 A61B1/045.611 A61B1/045.615 A61B1/045.618 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA04 4C061/AA07 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR24 4C061/TT01 4C161/AA04 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR24 4C161/TT01		
代理人(译)	黑田靖 井上 一		
其他公开文献	JP2012034823A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过自动确定，提供一种内窥镜系统，控制方法和用于确定是否任一字段和分辨率优先的深度的孔径控制的成像设备的观看状态。观察状态确定单元确定由成像单元获取的对象的观察状态，确定由成像单元获取的对象的观察条件的观察状态确定单元，并且光圈控制单元基于由状态确定单元320确定的观察状态来控制包括在光学系统中的光圈的状态。光圈控制单元确定观察状态是第一观察状态在它是由光学系统的光圈的衍射极限所确定的分辨率的情况下，通过使得由图像拾取器件206所确定的分辨率和更高的当量，观察状态被确定为第二观察状态控制状态孔径与第一观察状态下的膜片状态相比，膜片变窄。 .The 12

$$\frac{1}{XF} - \frac{1}{XB} = \frac{K \cdot P \cdot F}{f^2} \dots \dots (6)$$