

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2004-248832
(P2004-248832A)

(43) 公開日 平成16年9月9日(2004.9.9)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00
A61B 1/04
G02B 23/26

F I

A61B 1/00 300Y
A61B 1/04 372
G02B 23/26 A

テーマコード (参考)

2H040
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2003-41607 (P2003-41607)
(22) 出願日 平成15年2月19日 (2003.2.19)

(71) 出願人 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 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 条井 一裕
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
Fターム(参考) 2H040 CA08 CA23 CA26 DA36 DA53
4C061 CC06 FF40 FF47 JJ06 LL02

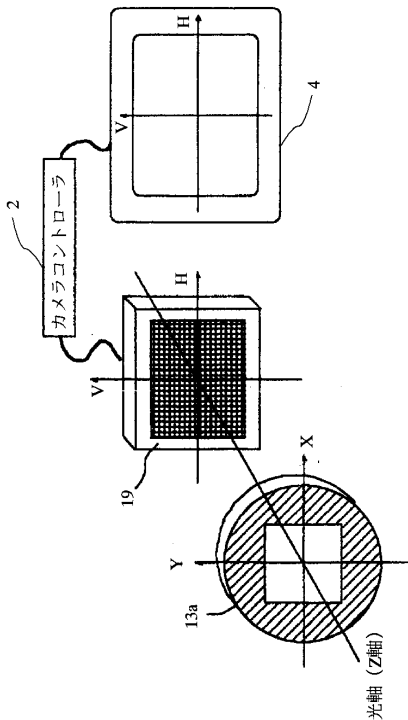
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡光学系に配置した光位相変調部材に応じた復元処理手段が搭載されていない信号処理装置に、光位相変調部材を有した内視鏡を接続しても、被写界深度の拡大、ならびに高解像の画像を生成する。

【解決手段】レンズ枠に固定されている瞳変調素子13aと撮像素子枠に固定されている固体撮像素子19の光軸(Z軸)周りの回転位置関係が、前記瞳変調素子13aのX軸と前記固体撮像素子19の画素配列の水平(走査)方向が平行で、且つ、前記瞳変調素子13aのY軸と固体撮像素子19の画素配列の垂直(走査方向と直交)方向が平行になるように、レンズ枠と撮像素子枠を位置決めする。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

固体撮像素子と、

前記固体撮像素子に被写体像を結像する対物光学系と、前記対物光学系に設けられ、光軸を軸として非対称な光学的伝達関数を有する光位相変調部材と、前記固体撮像素子からの映像信号を表示するモニタとを有する内視鏡装置において、前記光位相変調部材が有する前記光学的伝達関数の特性が最も低くなる方向と、前記モニタの表示分解能が最も低くなる方向とを略一致させたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記モニタの表示分解能が最も低くなる方向を、前記モニタの略対角方向としたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。 10

【請求項 3】

前記モニタの表示分解能が最も低くなる方向を、前記固体撮像素子の画素ピッチが最も大きくなる方向としたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光位相変調部材を有する対物光学系の前記光学的伝達関数のレスポンスは、前記光位相変調部材を持たない場合の対物光学系の被写界深度よりも広い物体距離にわたって、前記固体撮像素子のナイキスト周波数までレスポンスが 0.2 以上あることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

点像の前記固体撮像素子受光面上の面積が最も小さくなる物体距離において、前記光位相変調部材を有する内視鏡の対物光学系の前記点像の固体撮像素子受光面上の面積 W は、前記固体撮像素子の画素ピッチを P としたときに、 20

$$W \leq 36 \times P^2$$

を満たすことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光位相変調部材は、前記対物光学系の光軸を Z 軸としたときに互いに直交する 2 軸を X 、 Y としたとき、

$$\exp\{i \times \alpha (X^3 + Y^3)\} \quad (\text{但し、}|X| \leq 1、|Y| \leq 1)$$

の位相の変換を行うものであり、前記係数 α は 8 以下であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。 30

【請求項 7】

対物光学系の光学像を固体撮像素子にて撮像する複数種の内視鏡と、前記固体撮像素子からの信号をモニタに表示可能な映像信号に変換する複数の信号処理装置を、組み合わせて接続使用される内視鏡装置において、

少なくとも 1 つの内視鏡の対物光学系は、光位相変調部材を有し、

前記光位相変調部材は、光軸を軸として非対称な光学的伝達関数を有し、かつ、物体距離に応じた光学的伝達関数の変化が、前記光位相変調部材を持たない対物光学系よりも小さくなるように作用するよう配置され、

前記光位相変調部材の光学的伝達関数特性が最も低くなる方向と、前記電子内視鏡システムにおけるモニタ表示分解能が最も低くなる方向を略一致させ、 40

前記光位相変調部材を有する前記内視鏡に対し、前記光位相変調部材を有さない内視鏡と同一の信号処理装置が接続されることを特徴とした内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、仕様や用途の異なる複数種の内視鏡を接続し、被写体の画像をモニタで観察するための内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

内視鏡は、周知の通り、直接目視できない生体内等を観察することができ、医療分野を中心に診断、治療に広く使用されている。そして、近年、被写体像をCCD等の固体撮像素子によって電気信号に変換し、モニタにて観察可能とした電子内視鏡が普及している。

【0003】

このような内視鏡は、観察する部位に応じて種々の内視鏡が用いられる。内視鏡は、光源装置や信号処理回路を含むカメラコントローラ（信号処理装置）等に接続されて使用される。また、信号処理回路には、画質向上や被写体の強調を目的とした画像処理回路が搭載されており、コントラスト改善のために、例えば、次に示すような、対称な2次元デジタルフィルタが用いられている。この次に示すマトリックスは、中心画素とその周囲の画素の値に対する係数を決定するものである。

10

【0004】

```
- 1   - 5   - 1
- 5   25   - 5
- 1   - 5   - 1
```

一方、内視鏡光学系には、光学系の簡易さ、操作性の良さから、固定焦点光学系が一般的に用いられ、その観察部位に応じて必要な被写界深度が得られるように設計されている。しかし、固定焦点光学系で被写界深度を広くすると光学系のFナンバーを大きくする必要があり、明るさが低下するといった問題が生じる。

さらに、光の回折限界の理由から被写界深度の拡大には限界がある。

これに対し、光学系の被写界深度を拡大する手法は、例えば、米国特許5,748,371号や「Edward R. Dowski, Jr., W. Thomas Cathey, "Extended depth of field through wave-front coding", Appl. Opt. Vol. 34, 1859-1866 (1995)」等が開示されている。

20

図21は、従来例による拡大被写界深度光学系の構成を概略的に示す図である。

【0005】

この手法による装置は、図21に示されるように、CCD等の撮像手段104と、物体101の像を撮像手段104の受光面に結像させるレンズ系103である光学系の瞳位置に配置されたキュービック位相変調マスク102と、撮像手段104からの画像データに基づいて画像を構築する画像処理装置105とを有している。

30

【0006】

キュービック位相変調マスク102は、一方の面は平面で、他方の面は図22に示されるように $Z = A(X^3 + Y^3)$ で表される形状をなしている。図22は、このキュービック位相変調マスクの外観形状を説明するための図である。Aは、任意の係数である。すなわち、一方の面は、XY平面上の平面であり、他方の面は、XY平面に直交するZ軸方向に上記の式を満たす三次元曲面である。図22は、X及びYが-1から+1の範囲における三次元曲面の状態を説明するための図である。従って、三次元曲面形状は、係数Aに応じて変化する。

【0007】

キュービック位相変調マスク102は、これを通過する光の位相に $P(X, Y) = \exp(j\alpha(X^3 + Y^3))$ のずれを与える。ここで、係数 α は、20よりも十分に大きな値が好ましく、これにより光学的伝達関数（以下、OTFともいう。）のレスポンスは0.2以下となり、回転非対称な収差（ボケ）による点像の大きさは、撮像手段104の画素に比べ十分に大きくなる。

40

【0008】

このようなキュービック位相変調マスク102を持たない通常の光学系の場合、物体101が合焦位置からずれるに従って光学的伝達関数のレスポンスの様子は、図23から図24へ変化し、物体101がさらにずれると図24から図25へと変化する。

【0009】

図23は通常の光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数（OTF）の

50

レスポンスを示すグラフである。図 2 4 は通常の光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフである。図 2 5 は通常の光学系において物体が焦点位置から図 2 4 のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフである。

【 0 0 1 0 】

これに対してキュービック位相変調マスク 1 0 2 を持つ拡大被写界深度光学系の場合、同じずれに対する OTF のレスポンスはそれぞれ図 2 6 ~ 図 2 8 に示されるようになり、合焦位置においても OTF のレスポンスに低下が見られるが、合焦位置からのずれに対する変化は少ない。

【 0 0 1 1 】

図 2 6 は拡大被写界深度光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフである。図 2 7 は拡大被写界深度光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数 (OTF) の強度分布を示すグラフである。図 2 8 は拡大被写界深度光学系において物体が焦点位置から図 2 7 のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフである。

【 0 0 1 2 】

この光学系によって結像された画像は、画像処理装置 1 0 5 によって、図 2 9 に示されるキュービック位相変調マスク 1 0 2 の OTF 特性の逆フィルタによる処理が行われることによって、図 2 2 ~ 図 2 4 に示される OTF に対してそれぞれ図 3 0 ~ 図 3 2 に示される OTF のレスポンスが得られる。

【 0 0 1 3 】

図 2 9 は拡大被写界深度光学系において光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して行なわれる処理の逆フィルタの特性を示すグラフである。図 3 0 は図 2 6 の光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して図 2 9 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフである。図 3 1 は図 2 7 の光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して図 2 9 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフである。図 3 2 は図 2 8 の光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して図 2 9 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフである。

【 0 0 1 4 】

図 2 9 ~ 図 3 2 に示される OTF のレスポンスは、いずれも、通常の光学系の合焦時の OTF のレスポンスに近い形を有している。その逆フィルタとして、例えば次に示すような非対称な 2 次元デジタルフィルタが用いられる。次に示すマトリックスは、中心画素とその周囲の画素の値に対する係数を決定するものである。

【 0 0 1 5 】

4 0 0	- 3 0 0	- 4 0	- 2 0	- 2 0
- 3 0 0	2 2 5	3 0	1 5	1 5
- 4 0	3 0	4	2	2
- 2 0	1 5	2	1	1
- 2 0	1 5	2	1	1

次に、実際の画像で説明する。通常の光学系では、物体の焦点位置からずれるにつれて、焦点ずれによるボケが生じてくる。

【 0 0 1 6 】

これに対して、拡大被写界深度光学系を用いた場合、焦点位置をずらしたときの画像処理前の画像はボケてはいるが、焦点位置をずらしたそれぞれの画像においてボケ方が変化しない。そして、これらの画像に対し、前述の逆フィルタ (図 2 9) による画像処理を行うと、通常の光学系の焦点ずれがしていない画像と同等の画像が得られ、被写界深度が拡大できる。

【 0 0 1 7 】

さらに、これを内視鏡に応用したものが、特開 2 0 0 0 - 5 1 2 7 号公報の明細書に開示されている。開示された内視鏡システムは、図 3 3 に示すように、複数種の内視鏡を接続し、被写体の画像をモニタ 1 1 6 で観察するための内視鏡システムである。

【 0 0 1 8 】

この内視鏡システムは、図 3 3 に示すように、固体撮像素子 1 1 4 と、その固体撮像素子 1 1 4 の受光面上に被写体の像を結像する対物光学系 1 1 2 とを有する内視鏡 1 1 1 と、内視鏡 1 1 1 で得られた画像信号を処理して映像信号を出力するカメラコントローラ（信号処理装置）1 1 7 と、観察用の照明光を発生する光源装置 1 1 8 と、カメラコントローラ 1 1 7 からの映像信号を表示するモニタ 1 1 6 とを備えている。

【 0 0 1 9 】

複数種の内視鏡の内、少なくとも 1 つの内視鏡 1 1 1 は、光学系 1 1 2 の中にキュービック位相変調マスク等のような光位相変調部材 1 1 3 を有する。さらに、内視鏡 1 1 1 は、撮像装置 1 1 4 の出力側に内視鏡の光位相変調部材 1 1 3 に対応した光学的伝達関数復元手段 1 1 5 を備えている。

【 0 0 2 0 】

また、カメラコントローラ 1 1 7 は、図 3 4 に示すように、接続された内視鏡 1 1 1 からの画像信号をデジタル信号に変換する A / D 変換部 1 2 1 と、前記デジタル信号を映像信号に変換する信号変換部 1 2 2 と、信号変換部 1 2 2 からの映像信号を信号処理する画像処理回路 1 2 3 と、前記画像処理回路 1 2 3 で信号処理された映像信号をモニタ 4 で表示可能なアナログ信号に変換する D / A 変換部 1 2 4 とで構成されている。

【 0 0 2 1 】

光学的伝達関数復元手段 1 1 5 は、光学系 1 1 2 内の光位相変調部材 1 1 3 の逆フィルタに相当する復元手段を含んでいる必要がある。光学的伝達関数復元手段 1 1 5 は、図 3 3 に示されるように内視鏡 1 1 1 内部に設けられても良いし、内視鏡 1 1 1 が接続されかつモニタ 1 1 6 に映像を表示するカメラコントローラ（信号処理装置）1 1 7 内に設けられても良い。これによれば、光位相変調部材 1 1 3 の種類や有無に関わらず、様々な内視鏡を接続しても、被写界深度の拡大や、高解像の画像を生成することができる。

【 0 0 2 2 】

【 特許文献 1 】

米国特許 5 , 7 4 8 , 3 7 1 号

【 0 0 2 3 】

【 特許文献 2 】

特開 2 0 0 0 - 5 1 2 7 号公報

【 0 0 2 4 】

【 非特許文献 1 】

Edward R. Dowski, Jr., W. Thomas Cathey, "Extended depth of field through wave-front coding", Appl. Opt. Vol. 34, 1859 - 1866 (1995)

【 0 0 2 5 】

【 発明が解決しようとする課題 】

米国特許 5 , 7 4 8 , 3 7 1 号や、特開 2 0 0 0 - 5 1 2 7 号公報等々に示されるように、光学系に光位相変調部材 1 1 3 を用いて、被写界深度を拡大する技術を内視鏡に適用する場合、光位相変調部材 1 1 3 による光学的伝達関数の悪化を復元し、高解像の画像を得るための光学的伝達関数復元手段 1 1 5 が必要になるため、光位相変調部材 1 1 3 に一対一に合った復元手段が、カメラコントローラ（信号処理装置）1 1 7 内の画像処理回路、もしくは内視鏡 1 1 1 内部に搭載されている必要がある。

【 0 0 2 6 】

しかしながら、現状の一般的な内視鏡システムにおけるカメラコントローラ内の画像処理回路においては、撮像光学系を介して得られた画像の光学的伝達関数のレスポンスに対し

10

20

30

40

50

、特定の周波数帯域を強調することによって画像の見えを調整する画像処理回路は搭載されているものの、例えば被写界深度拡大を目的とした、内視鏡光学系内に搭載した光位相変調部材に応じた復元手段は有していないため、前記内視鏡光学系内に光位相変調部材を有する内視鏡を接続すると、解像した画像を得ることができず、互換性を確保できない。

【0027】

また、互換性を確保するために、内視鏡内部に光学的伝達関数復元手段を設ける場合、画像信号をデジタル信号に変換するA/D変換部と、デジタル信号化された画像信号を映像信号に変換する信号変換部と、光学的伝達関数復元のための画像処理部と、再び映像信号から画像信号に信号変換するための信号変換部、D/A変換部が内視鏡内部に必要となるが、前記回路は複雑であり回路規模も大きくなるため、内視鏡本体の肥大化を招き、操作性が悪くなるという欠点が生じる。 10

【0028】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡光学系に配置した光位相変調部材に応じた復元処理手段が搭載されていない信号処理装置に、光位相変調部材を有した内視鏡を接続しても、被写界深度の拡大、ならびに高解像の画像を生成できる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0029】

【課題を解決するための手段】

本発明の請求項1の内視鏡装置は、固体撮像素子と、前記固体撮像素子に被写体像を結像する対物光学系と、前記対物光学系に設けられ、光軸を軸として非対称な光学的伝達関数を有する光位相変調部材と、前記固体撮像素子からの映像信号を表示するモニタとを有する内視鏡装置において、前記光位相変調部材が有する前記光学的伝達関数の特性が最も低くなる方向と、前記モニタの表示分解能が最も低くなる方向とを略一致させて構成される。 20

【0030】

本発明の請求項7の内視鏡装置は、対物光学系の光学像を固体撮像素子にて撮像する複数種の内視鏡と、前記固体撮像素子からの信号をモニタに表示可能な映像信号に変換する複数の信号処理装置を、組み合わせて接続使用される内視鏡装置において、少なくとも1つの内視鏡の対物光学系は、光位相変調部材を有し、前記光位相変調部材は、光軸を軸として非対称な光学的伝達関数を有し、かつ、物体距離に応じた光学的伝達関数の変化が、前記光位相変調部材を持たない対物光学系よりも小さくなるように作用するように配置され、前記光位相変調部材の光学的伝達関数特性が最も低くなる方向と、前記電子内視鏡システムにおけるモニタ表示分解能が最も低くなる方向を略一致させ、前記光位相変調部材を有する前記内視鏡に対し、前記光位相変調部材を有さない内視鏡と同一の信号処理装置が接続させて構成される。 30

【0031】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0032】

第1の実施の形態：

図1ないし図18は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡システムの概略の構成を示す構成図、図2は図1の光位相変調部材を含む撮像ユニットの構成を説明するための図、図3は図2の明るさ絞りを配置した瞳変調素子の構造を説明するための概略説明図、図4は図3の瞳変調素子と固体撮像素子の光軸に対する回転位置の関係を示す概略説明図、図5は図2の瞳変調素子を含む撮像ユニットの物体距離71mmのときに得られる点像のシミュレーション結果を説明するための図、図6は図2の瞳変調素子を含む撮像ユニットの物体距離13.5mmのときに得られる点像のシミュレーション結果を説明するための図、図7は図2の瞳変調素子を含む撮像ユニットの物体距離7.2mmのときに得られる点像のシミュレーション結果を説明するための図、図8は図2の瞳変調素子を含む撮像ユニットの物体距離4mmのときに得られる点像のシミュレーション結果を説明する 40 50

ための図、図 9 は図 2 の瞳変調素子を含む撮像ユニットの各物体距離の光学的伝達関数のレスポンスのシミュレーション結果を説明するための図、図 10 は図 2 の瞳変調素子を含む撮像ユニットの物体距離 13.5 mm のときの瞳変調素子 X 軸方向及び対角方向の光学的伝達関数のレスポンスのシミュレーション結果を説明するための図、図 11 は通常の光学系における図 2 の撮像ユニットの物体距離 71 mm のときに得られる点像のシミュレーション結果を説明するための図、図 12 は通常の光学系における図 2 の撮像ユニットの物体距離 13.5 mm のときに得られる点像のシミュレーション結果を説明するための図、図 13 は通常の光学系における図 2 の撮像ユニットの物体距離 7.2 mm のときに得られる点像のシミュレーション結果を説明するための図、図 14 は通常の光学系における図 2 の撮像ユニットの物体距離 4 mm のときに得られる点像のシミュレーション結果を説明するための図、図 15 は通常の光学系における図 2 の撮像ユニットの各物体距離についての光学的伝達関数のレスポンスのシミュレーション結果を説明するための図、図 16 は図 2 のレンズ枠、平凹レンズ及び両凸レンズで構成される部材の第 1 の変形例を示す図、図 17 は図 2 のレンズ枠、平凹レンズ及び両凸レンズで構成される部材の第 2 の変形例を示す図、図 18 は図 2 のレンズ枠、平凹レンズ及び両凸レンズで構成される部材の第 3 の変形例を示す図である。

10

20

30

40

50

【0033】

(構成)

図 1 に示すように、固体撮像素子 19 と、前記固体撮像素子 19 の受光面上に被写体の像を結像する対物光学系 32 とで構成される撮像ユニット 31 を設けた内視鏡 1 と、内視鏡 1 で得られた画像信号を処理して映像信号を出力するカメラコントローラ (信号処理装置) 2 と、カメラコントローラ 2 からの映像信号を表示するモニタ 4 と、観察用の照明光を発生する光源装置 3 とを備えている。

【0034】

そして、本発明の内視鏡システムでは、複数の種類の内視鏡 1 を接続することができるようになっており、複数の種類の内視鏡 1 のうち、少なくとも 1 つの内視鏡 1 は、その対物光学系 32 内に光位相変調部材 (光位相変調マスク) 13 が設けられている。

【0035】

撮像ユニット 31 は、図 2 に示すように、固体撮像素子 19 と固体撮像素子 19 の受光面上に被写体像を結像する対物光学系 32 で構成される。本実施の形態で用いられる固体撮像素子 19 は、例えば、画素ピッチが 7 μ m のものが用いられる。

【0036】

対物光学系 32 は、レンズ枠 21 に接着固定される平凹レンズ 11、両凸レンズ 12 と、レンズ枠 22 に接着固定される瞳変調素子 13a、平レンズ 14、接合レンズ 15、平レンズ 16 とで構成される。

【0037】

レンズ枠 22 に組みつけられる各レンズは、適当なレンズ間隔が得られるよう、各レンズの間に間隔環 25、26 が配置されている。固体撮像素子 19 は平レンズ 17、及び受光面を保護するカバーガラス 18 とともに撮像素子枠 23 に接着固定されている。レンズ枠 21、22 は、両凸レンズ 12 と光位相変調部材としての瞳変調素子 13a の面間隔を保つように突き当てられ、かつ、各レンズ枠が保持するレンズの光軸が一致するよう嵌合し、かつ、光軸周りに回転可能に構成されている。

【0038】

さらに、レンズ枠 22 と撮像素子枠 23 は、各枠が保持するレンズの光軸ならびに固体撮像素子 19 の受光面中心が一致するよう嵌合し、かつ、平レンズ 16 と平レンズ 17 の面間隔を調整できるように光軸方向に摺動し、かつ、光軸周りに回転可能となるよう構成されている。

【0039】

図 3 は光が入射する方向から見たときの瞳変調素子 13a と明るさ絞り 24 の外観を示す図である。入射光に垂直な X-Y 平面に平行に明るさ絞り 24 が設けられ、明るさ絞り 24

の開口部を通して入射した光が瞳変調素子 1 3 a に入射する。また、光が入射する方向から見て明るさ絞り 2 4 の背面の位置に、光位相変調部材 1 3 として瞳変調素子 1 3 a が配置されている。

【0040】

光位相変調部材 1 3 として用いた瞳変調素子 1 3 a は、例えば屈折率 1.523 の光学的に透明なガラスで形成されており、広い被写界深度にわたって光学的伝達関数が略一定となる変換手段である。該瞳変調素子 1 3 a は、図 3 に示すように、対物光学系 3 2 の光軸を Z 軸としたときに、Z 軸と直行する面内に X、Y 軸を座標とし、 $Z = A(X^3 + Y^3)$ の形状をした自由曲面を有していて、本実施の形態では $A = 0.051$ とする。

【0041】

図 2 に示される前記撮像ユニット 3 1 のレンズデータを表 1 に示す。この光学系の焦点距離は 1.61 mm、F ナンバーは 8.722 であり、明るさ絞り 2 4 は第 6 面に、瞳変調素子 1 3 a の自由曲面部は第 7 面に相当する。

【0042】

【表 1】

面番号	曲率半径	面間隔	屈折率	アッペ数
1	∞	0.460000	1.833	40.78
2	1.00900	0.570000		
3	∞	0.180000		
4	5.90800	2.120000	1.773	49.60
5	-2.00000	0.100000		
6	∞ (絞り)	0.020000		
7	∞	0.400000	1.523	59.89
8	∞	0.610000		
9	∞	0.620000	1.514	75.00
10	∞	0.160000		
11	5.77200	1.300000	1.697	55.53
12	-1.44400	0.280000	1.847	23.78
13	-5.02000	0.100000		
14	∞	0.400000	1.523	59.89
15	∞	0.820000		
16	∞	0.000000		
17	∞	1.000000	1.516	64.15
18	∞	1.250000	1.523	59.89
19	∞	0.001549		
20	∞	0.000000		

明るさ絞り 2 4 は、図 3 に示すように、正方形の開口を有するものであり、その正方形の形状は一辺 0.408 mm である。また、瞳変調素子 1 3 a の X 軸と、明るさ絞り 2 4 の正方形開口の一辺は平行となるよう配置されている。

【0043】

次に、撮像ユニット 3 1 の組立方法について説明する。

まず、レンズ枠 2 1 にレンズ 1 1、1 2 を接着固定する。また、レンズ枠 2 2 に、明るさ絞り 2 4 を貼り付けた瞳変調素子を接着固定し、さらに、レンズ 1 4、間隔環 2 5、レンズ 1 5、間隔環 2 6、レンズ 1 6 の順でレンズ枠 2 2 に挿入し接着固定する。また、撮像素子枠 2 3 にはレンズ 1 7、カバーガラス 1 8、固体撮像素子 1 9 を接着固定する。図示しないが、固体撮像素子には電気信号を伝達するケーブルが半田付けされており、カメラコントローラ 2 に接続される。

【0044】

次に、図 4 に示すように、レンズ枠 2 2 に固定されている瞳変調素子 1 3 a と撮像素子枠

10

20

30

40

50

23に固定されている固体撮像素子19の光軸（Z軸）周りの回転位置関係が、前記瞳変調素子13aのX軸と前記固体撮像素子19の画素配列の水平（走査）方向（以降、H方向とする）が平行で、且つ、前記瞳変調素子13aのY軸と固体撮像素子19の画素配列の垂直（走査方向と直交）方向（以降、V方向とする）が平行になるように、レンズ枠22と撮像素子枠23を位置決めする。さらに、光軸周りに回転位置決めした前記レンズ枠22と前記撮像素子枠23は、レンズ枠21、22で構成される対物光学系32と前記撮像素子枠とのピント位置が適正となるように、平レンズ16と平レンズ17間の面間隔が調整された位置で接着固定される。

【0045】

次に、レンズ枠22にレンズ枠21を組付け、光軸周りにレンズ枠21を回転させることで、撮像ユニット31の光学系のばらつきで発生する偏角が最小となるように調整し、接着固定する。固体撮像素子19は、カメラコントローラ2を経由して、モニタ4に接続されている。 10

【0046】

カメラコントローラ2は、接続された内視鏡1からの画像信号をデジタル信号に変換するA/D変換器（図示せず）と、前記デジタル信号を映像信号に変換する信号変換部（図示せず）と、前記映像信号をモニタ4で表示可能なアナログ信号に変換するD/A変換器（図示せず）とで構成されている。

【0047】

（作用）

前記形状の瞳変調素子13aは、波長587.6nmの平行光に対し、 $\exp\{i \times 2.414(X^3 + Y^3)/0.2043\}$ の位相変調を行う。 20

【0048】

観察する被写体は、前記瞳変調素子13aを含む対物光学系を通して、前記画素ピッチ7μmの固体撮像素子19上の受光面に結像し、固体撮像素子19によって電気信号（画像信号）に変換される。前記電気信号はカメラコントローラ2内のA/D変換器にてデジタル信号に変換され、信号変換部にて映像信号に変換される。前記映像信号は、D/A変換器によってモニタ4に表示可能なアナログ信号に変換され、モニタ4に被写体が映し出される。

【0049】

ここで、固体撮像素子19上のH方向、V方向は、それぞれ、モニタ4の水平（走査）方向（以降、H方向）、垂直（走査方向と直交）方向（以降、V方向）と一致するようにカメラコントローラ2により信号処理される。瞳変調素子13aのX軸方向、Y軸方向は前述したように固体撮像素子19のH方向、V方向と一致しているため、それぞれ、モニタ4のH方向、V方向とも一致する。 30

【0050】

前記撮像ユニット31に対し、物体距離13.5mmの位置での固体撮像素子19の受光面上での点像強度分布関数（PSF）の面積がもっとも小さくなるようにピント調整を行った。

【0051】

物体距離を7.1mm、13.5mm、7.2mm、4mmとしたときの固体撮像素子19の受光面上での点像、および各物体距離での光軸上の光学的伝達関数のレスポンスについて、光学シミュレーションソフトCode-V（商品名）を用いて計算をおこなった。この結果、各物体距離における固体撮像素子受光面上での点像の面積は、それぞれ1辺を22μm、14μm、20μm、31μmとした正方形の領域内の大きさの点像として得られた。 40

【0052】

前記点像について固体撮像素子受光面をXY平面とし、各画素における光の強度（パーセント）をZ軸とした結果を図5～8に示す。また、各物体距離における光軸上で、且つ瞳変調素子X軸方向の光学的伝達関数のレスポンスの計算結果を図9に示す。また、物体距 50

離 13.5 mm の時の、光軸上で、且つ、瞳変調素子 X 軸方向及び、対角方向の光学的伝達関数のレスポンスの計算結果を図 10 に示す。

【0053】

図 5 ~ 8 において、XY 平面は固体撮像素子受光面に相当し、Z 軸は光の強度である。図 9 において、A は物体距離 71 mm、B は物体距離 13.5 mm、C は物体距離 7.2 mm、D は物体距離 4 mm の時の光学的伝達関数のレスポンスである。図 10 において、B は瞳変調素子 X 軸方向、E は瞳変調素子の XY 軸を軸とする XY 平面内で第 1 象限及び第 3 象限を通る対角方向、F は瞳変調素子 XY 軸を軸とする XY 平面内で第 2 象限及び第 4 象限を通る対角方向の光学的伝達関数のレスポンスである。

【0054】

なお、ここでは瞳変調素子 X 軸方向の計算結果のみについて示したが、瞳変調素子 Y 軸方向については X 軸方向と同一の結果が得られるため、割愛した。

【0055】

物体距離が 13.5 mm の場合の点像は、一辺が 14 μ m の正方領域、つまり画素ピッチ 7 μ m の固体撮像素子の一辺が 2 画素分、面積にして 4 画素分に相当する、図 6 に示される光の強度分布を持つ点像として得られる。

【0056】

また、物体距離が 71 mm、7.2 mm、4 mm の場合の点像は、それぞれ一辺が 22 μ m、20 μ m、31 μ m つまり、一辺が 3.1 画素分、2.9 画素分、4.4 画素分に相当する正方領域に、図 5、7 ~ 9 に示される光の強度分布として得られる。

【0057】

さらに、画素ピッチ 7 μ m の固体撮像素子 19 では、ナイキスト周波数は 71 ラインペア/mm となるが、図 9 に示したように、物体距離が 4 mm の位置におけるナイキスト周波数での光学的伝達関数のレスポンスが 0.2 以上あり、解像していることがわかる。

【0058】

また、図 10 に示すように、瞳変調素子 X 軸方向に比べ、対角方向では特に高周波領域でレスポンスが 0.1 程度低下することがわかる。

【0059】

比較例として、図 2 の撮像ユニット 31 で瞳変調素子 13a の代わりに同材質の平行平板を用いた通常の光学系の場合について説明する。前記通常の光学系のレンズデータは表 1 の第 7 面の形状を自由曲面から平面に変更したものである。

【0060】

前記の瞳変調素子 13a が配置された撮像ユニット 31 の場合と同様に、物体距離 13.5 mm の位置での固体撮像素子受光面上の点像 (PSF) の面積がもっとも小さくなるように調整を行った。このときの物体距離を 71 mm、13.5 mm、7.2 mm、4 mm としたときの固体撮像素子 19 の受光面上での点像、および各物体距離での光軸上の光学的伝達関数のレスポンスについて、光学シミュレーションソフト Code-V (商品名) を用いて計算をおこなった。

【0061】

この結果、各物体距離における固体撮像素子受光面上での点像の面積は、それぞれ一辺を 16 μ m、1 μ m、14 μ m、36 μ m とした正方形の領域内の大きさの点像として得られた。前記点像について固体撮像素子受光面を XY 平面とし、各画素における光の強度 (パーセント) を Z 軸とした結果を図 11 ~ 14 に示す。また、各物体距離での光軸上の光学的伝達関数のレスポンスの計算結果を図 15 に示す。

【0062】

図 15 において、A は物体距離 71 mm、B は物体距離 13.5 mm、C は物体距離 7.2 mm、D は物体距離 4 mm の時の光学的伝達関数のレスポンスである。

【0063】

物体距離が 13.5 mm の場合の点像は、一辺が 1 μ m の正方領域、つまり画素ピッチ 7 μ m の固体撮像素子 11 の一辺が 1 画素分、面積にして 1 画素分に相当する、図 12 に示

10

20

30

40

50

される光の強度分布を持つ点像として得られる。また、物体距離が 7.1 mm、7.2 mm、4 mm の場合の点像は、それぞれ 1 辺が 1.6 μ m、1.4 μ m、3.6 μ m、つまり、一辺が 2.3 画素分、2 画素分、5.1 画素分に相当する正方領域に、図 11、図 13、14 に示される光の強度分布を持つ点像として得られる。さらに、図 15 に示したように、ナイキスト周波数での光学的伝達関数のレスポンスが 0.2 以上となるのは物体距離が 7.2 mm 以上 7.1 mm 未満のときであることがわかる。

【0064】

(効果)

前述したように、瞳変調素子 13a を含まない通常の内視鏡の場合、物体距離 7.2 mm より近接すると、ナイキスト周波数における光学的伝達関数のレスポンスが 0.2 より下回るため解像しない。 10

【0065】

これに対し、本実施の形態における瞳変調素子 13a を含む内視鏡の場合、物体距離 4 mm でもナイキスト周波数における光学的伝達関数のレスポンスが 0.2 を上回っているため、解像することがわかる。さらに、前記瞳変調素子 13a による位相変調量 a は 2.4 $\times 10^{-4}$ と十分小さな値に設定されているため、前記光学的伝達関数のレスポンスが 0.2 以上となる被写界深度内において瞳変調素子 13a によって発生する非対称な収差(ボケ)は最大でも数画素程度となり非対称な収差はモニタ 4 上で認識できないレベルとなる。このことから、被写界深度が拡大されていることがわかる。

【0066】

さらに、本実施の形態における瞳変調素子 13a の X 軸方向、Y 軸方向は、それぞれモニタ 4 の H 方向、V 方向と一致しているため、モニタ 4 上の H 方向、V 方向は光学的伝達関数のレスポンスが比較的高くなり、モニタ 4 上の対角方向は光学的伝達関数のレスポンスが比較的低く表示される。人間の視覚の特性上、水平、垂直方向の分解能に比べ、対角方向の分解能は低いことが知られており、本実施の形態では、光学的伝達関数のレスポンスが比較的高い方向が視覚上の水平、垂直方向に、比較的低い方向が視覚上の対角方向に位置することとなるため、対角方向の光学的伝達関数のレスポンスの低下は視認しにくくなり、見かけ上の解像感の低下を防ぐことができる。 20

【0067】

ここで、本実施の形態では、瞳変調素子 13a の X 軸方向と Y 軸方向を、それぞれモニタ 4 の H 方向、V 方向と一致するよう配置したが、これに限ったものではなく、モニタ 4 の対角方向と、瞳変調素子 13a の対角方向が一致すれば、瞳変調素子 13a の X 軸方向、Y 軸方向が、それぞれモニタ 4 の V 方向、H 方向と一致させても同様の効果が得られることは言及するまでもない。 30

【0068】

本実施の形態では固体撮像素子の画素ピッチを 7 μ m のものとしたが、これに限ったものではなく、固体撮像素子受光面上での点像の面積がもっとも小さくなるピント位置における点像の大きさが、一辺を画素ピッチの 2 画素分、面積にして 4 画素分となるように明るさ絞り 24 の開口寸法、および瞳変調素子 13a の形状を調整することで、同様の被写界深度の拡大が可能となる。 40

【0069】

また、本実施の形態では固体撮像素子受光面上の点像の面積がもっとも小さくなるピント位置における点像の大きさを、一辺が固体撮像素子の画素ピッチの 2 画素分、面積にして 4 画素分となるように調整したが、点像の大きさを、一辺が画素ピッチの 6 画素分、面積にして 36 画素分となるようにした場合、瞳変調素子の変調係数 α は 7.243 で、物体距離 4 mm における光学的伝達関数のレスポンスが 0.2 以上となり、かつ物体距離 4 mm における点像の大きさも一辺が 8 画素程度であるために、同様の被写界深度の拡大が可能となる。

【0070】

本実施の形態では瞳変調素子 13a にガラス材料を用いているが、樹脂材料を用いても良 50

い。また、本実施の形態では瞳変調素子 13a は光学的に透明なガラスが用いられているが、特定の波長のみ透過する光学フィルタ材料を用いても良い。また、本実施の形態での瞳変調素子 13a の形状は X 軸方向、Y 軸方向の光学的伝達関数の変換量を同一としているが、X 軸方向、Y 軸力向で変換量が異なる構成にしても良い。例えば、明るさ絞り 24 の開口形状を長方形に設定しても良いし、瞳変調素子 13a の自由曲面の形状を X 軸方向、Y 軸方向で異なる係数を使用しても良い。また、前記明るさ絞り 24 は円形としても同様の効果が得られる。この場合は、明るさ絞り 24 と瞳変調素子 13a との光軸に対する回転方向調整が必要なくなるという効果がある。また、明るさ絞り 24 は瞳変調素子 13a と別体でなくとも良く、瞳変調素子 13a に蒸着等により直接形成されていても良い。

【0071】

10

本実施の形態では、光軸周りにレンズ枠 21 を回転させることで、撮像ユニット 31 の光学系のばらつきで発生する偏角が最小となるように調整を行っているが、撮像ユニット 31 で発生する偏角が大きい場合に対応できるよう、レンズ 11、12 を含むレンズ枠の構成を図 16 ~ 18 に示したような構成としても良い。

【0072】

図 16 は、レンズ枠 21 とレンズ 11 の間にスペーサ 27 を挿入し、レンズ枠 21 の軸とレンズ 11 の軸を傾けて構成したものである。図 17 は、レンズ枠 21a のレンズ 11 の挿入部と、レンズ 12 の挿入部との軸をずらして構成したものである。図 18 は、レンズ枠 21b のレンズ 11 の挿入部が、レンズ 11 の外径より大きく加工されており、レンズ 11 の軸をレンズ枠 21b の軸に対しずらして配置、固定して構成したものである。

20

【0073】

上記図 16 ~ 18 に示した構成では、レンズ枠 22 と撮像素子枠 23 とで発生する光学系のばらつきによる偏角が大きくても、レンズ 11、12 が接着固定されたレンズ枠部材の光軸が比較的大きく偏芯して構成されているため、撮像ユニット 31 の偏角調整を行うことができる。

【0074】

第 2 の実施の形態：

本実施の形態は、基本的な構成は第 1 の実施の形態と同じであり、瞳変調素子と固体撮像素子の光軸周りの回転位置関係が異なる。以下、相違点に重点をおいて説明する。

【0075】

30

図 19 に本発明の内視鏡システムの第 2 の実施の形態を示す瞳変調素子と固体撮像素子の光軸に対する回転位置の関係を示す概略図、図 20 に固体撮像素子の画素ピッチを示す概略図を示している。

【0076】

本実施の形態の撮像ユニットでは、図 19 に示すように、レンズ枠 22 に固定されている瞳変調素子 13a と撮像素子枠 23 に固定されている固体撮像素子 19 の光軸 (Z 軸) 周りの回転位置関係が、前記瞳変調素子 13a の X 軸と前記固体撮像素子 19 の画素配列の H 方向が略 45 度の角度を成し、且つ、前記瞳変調素子 13a の Y 軸と固体撮像素子 19 の画素配列の V 方向が略 45 度の角度を成すように、レンズ枠 22 と撮像素子枠 23 を位置決めされている。

40

【0077】

(作用)

図 20 に示すように、格子状に画素が配列されている固体撮像素子では、V 方向、及び H 方向の画素ピッチに対し、斜め方向の画素ピッチが小さくなる。つまり、V 方向、および H 方向と比較し、斜め方向の方が固体撮像素子の分解能が高いことになる。

【0078】

本実施の形態では、瞳変調素子 13a の X 軸方向、Y 軸方向は、固体撮像素子 19 の斜め方向と一致し、かつ瞳変調素子 13a の対角方向は、固体撮像素子 19 の H 方向、V 方向と一致する。

【0079】

50

(効果)

瞳変調素子 1 3 a の光学的伝達関数のレスポンスが比較的高い X 軸方向、Y 軸方向は、固体撮像素子 1 9 の分解能が比較的高い斜め方向と一致しており、且つ、瞳変調素子 1 3 a の光学的伝達関数のレスポンスが比較的低い対角方向が、固体撮像素子 1 9 の分解能が比較的低い V 方向、H 方向と一致しているため、瞳変調素子 1 3 a で発生する光軸回りの光学的伝達関数のレスポンス変化の影響を最小限とすることが可能となる。

【0080】

本実施の形態では固体撮像素子の画素配列が格子状のもので説明したが、これに限らず、ハニカム配列の固体撮像素子を用いても同様の効果を得ることが可能である。ハニカム配列の場合は、斜め方向よりも、H 方向、及び V 方向の方が、画素ピッチが小さいため、斜め方向と比較して H 方向、V 方向の分解能が高くなる。このため、瞳変調素子の X 軸方向、Y 軸方向は、分解能の比較的高い H 方向、V 方向と一致するように配置すれば良い。

10

【0081】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0082】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、内視鏡光学系に配置した光位相変調部材に応じた復元処理手段が搭載されていない信号処理装置に、光位相変調部材を有した内視鏡を接続しても、被写界深度の拡大、ならびに高解像の画像を生成できるという効果がある。

20

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムの概略の構成を示す構成図

【図 2】第 1 の実施の形態を示す光位相変調部材を含む撮像ユニットの断面図

【図 3】第 1 の実施の形態を示す明るさ絞りを配置した瞳変調素子の概略図

【図 4】第 1 の実施の形態を示す瞳変調素子と固体撮像素子の光軸周りの位置関係を示す概略図

【図 5】第 1 の実施の形態を示す瞳変調素子を含む撮像ユニットでの物体距離 7 1 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図

【図 6】第 1 の実施の形態を示す瞳変調素子を含む撮像ユニットでの物体距離 1 3 . 5 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図

30

【図 7】第 1 の実施の形態を示す瞳変調素子を含む撮像ユニットでの物体距離 7 . 2 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図

【図 8】第 1 の実施の形態を示す瞳変調素子を含む撮像ユニットでの物体距離 4 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図

【図 9】第 1 の実施の形態を示す瞳変調素子を含む撮像ユニットでの各物体距離における光学的伝達関数のレスポンスのシミュレーション結果の図

【図 10】第 1 の実施の形態を示す瞳変調素子を含む撮像ユニットでの物体距離 1 3 . 5 mm における光学的伝達関数のレスポンスのシミュレーション結果の図

【図 11】通常対物光学系における撮像ユニットでの物体距離 7 1 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図

40

【図 12】通常対物光学系における撮像ユニットでの物体距離 1 3 . 5 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図である。

【図 13】通常対物光学系における撮像ユニットでの物体距離 7 . 2 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図

【図 14】通常対物光学系における撮像ユニットでの物体距離 4 mm の時に得られる点像のシミュレーション結果の図

【図 15】通常対物光学系における撮像ユニットでの各物体距離における光学的伝達関数のレスポンスのシミュレーション結果の図

【図 16】第 1 の実施の形態のレンズ枠 2 1、平凹レンズ 1 1 及び両凸レンズ 1 2 で構成される部材の 1 の変形例の断面図

50

【図 1 7】第 1 の実施の形態のレンズ枠 2 1、平凹レンズ 1 1 及び両凸レンズ 1 2 で構成される部材のその第 2 の変形例の断面図

【図 1 8】第 1 の実施の形態のレンズ枠 2 1、平凹レンズ 1 1 及び両凸レンズ 1 2 で構成される部材のその第 3 の変形例の断面図

【図 1 9】本発明の第 2 の実施の形態に係る瞳変調素子と固体撮像素子の光軸に対する回転位置の関係を示す概略図

【図 2 0】第 2 の実施の形態を示す固体撮像素子の画素ピッチを示す概略図

【図 2 1】従来例による拡大被写界深度光学系の構成を概略的に示す図

【図 2 2】従来例によるキュービック位相変調マスクの外観形状を説明するための図

【図 2 3】通常の光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ 10

【図 2 4】通常の光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ

【図 2 5】通常の光学系において物体が焦点位置から図 2 4 のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ

【図 2 6】拡大被写界深度光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ

【図 2 7】拡大被写界深度光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数 (OTF) の強度分布を示すグラフ

【図 2 8】拡大被写界深度光学系において物体が焦点位置から図 2 7 のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ 20

【図 2 9】拡大被写界深度光学系において光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して行なわれる処理の逆フィルタの特性を示すグラフ

【図 3 0】図 2 6 の光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して図 2 9 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ

【図 3 1】図 2 7 の光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して図 2 9 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ

【図 3 2】図 2 8 の光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスに対して図 2 9 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数 (OTF) のレスポンスを示すグラフ 30

【図 3 3】複数種の内視鏡を接続し、被写体の画像をモニタで観察するための従来の内視鏡システムの概略の構成を示す構成図

【図 3 4】図 3 3 の従来のカメラコントローラの構成を示すブロック図

【符号の説明】

1 ... 内視鏡

2 ... カメラコントローラ (信号処理装置)

3 ... 光源装置

4 ... モニタ

1 1 ... 平凹レンズ

1 2 ... 両凸レンズ

1 3 ... 光位相変調部材

1 3 a ... 瞳変調素子

1 4 , 1 6 , 1 7 ... 平レンズ

1 5 ... 接合レンズ

1 8 ... カバーガラス

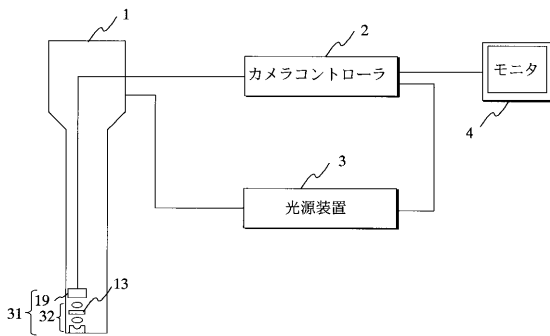
1 9 ... 固体撮像素子

2 1 , 2 2 ... レンズ枠

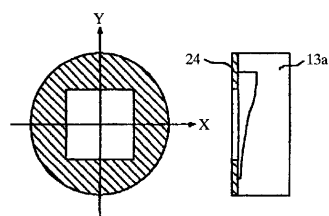
2 3 ... 撮像素子枠

- 2 4 ... 明るさ絞り
 2 5 , 2 6 ... 間隔環
 3 1 ... 撮像ユニット
 3 2 ... 対物光学系

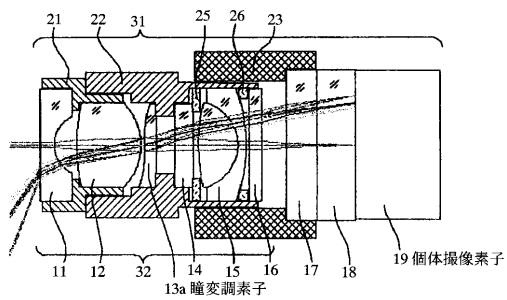
【図 1】



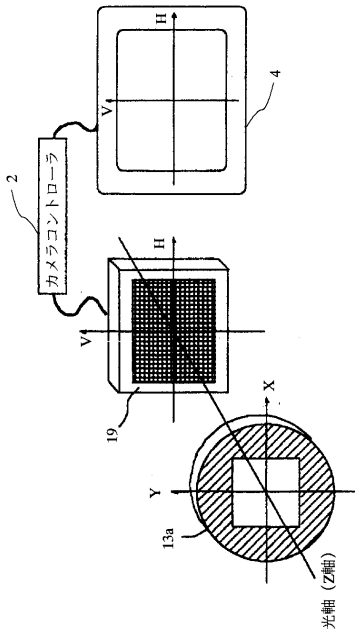
【図 3】



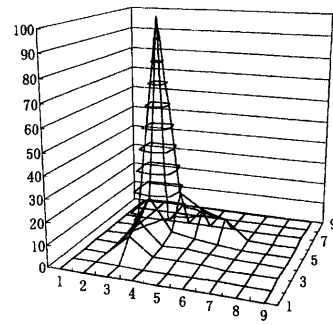
【図 2】



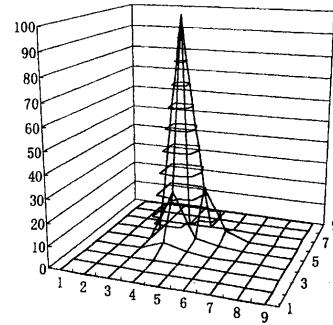
【図 4】



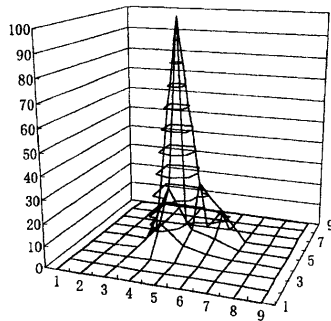
【図 5】



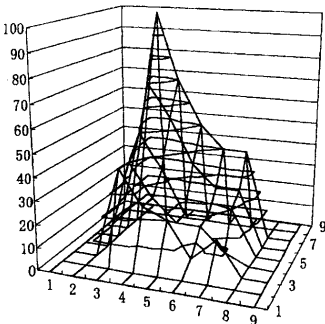
【図 6】



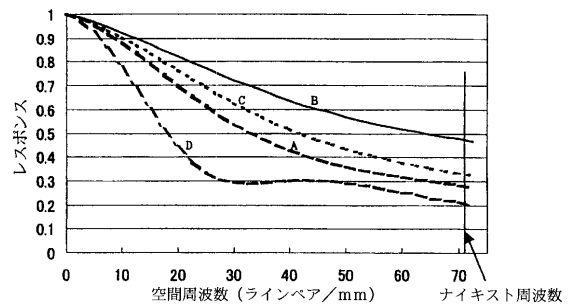
【図 7】



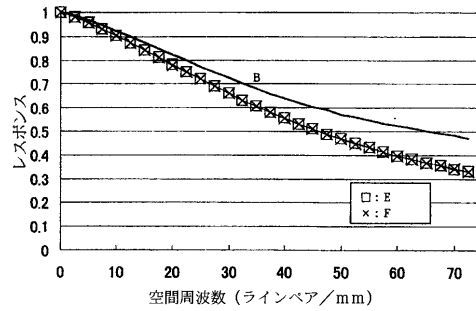
【図 8】



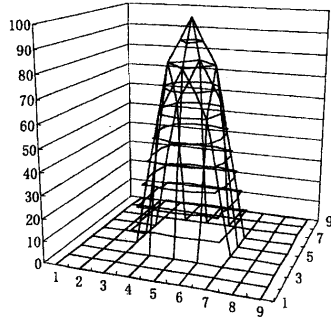
【図 9】



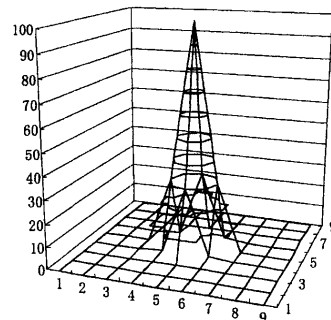
【図 10】



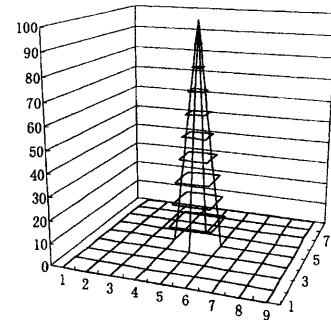
【図 1 1】



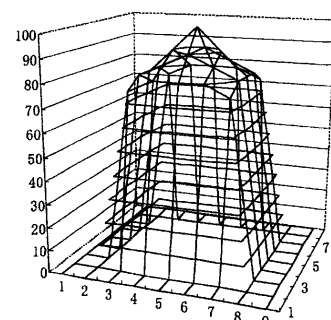
【図 1 3】



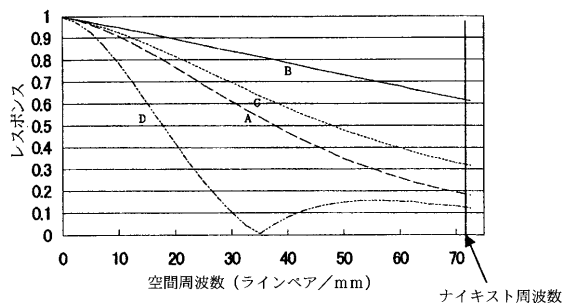
【図 1 2】



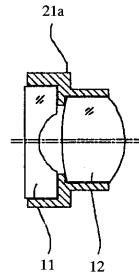
【図 1 4】



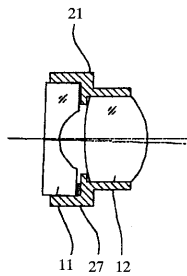
【図 1 5】



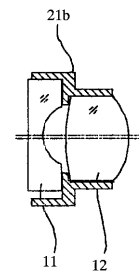
【図 1 7】



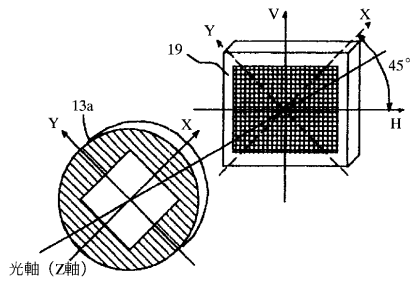
【図 1 6】



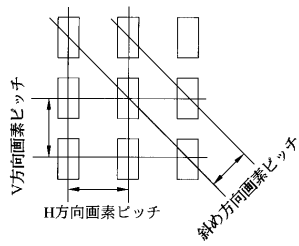
【図 1 8】



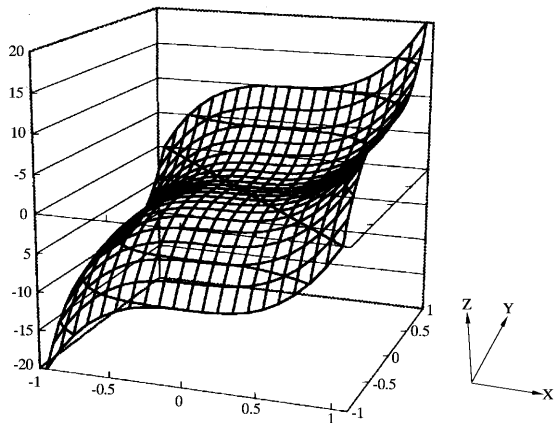
【図 19】



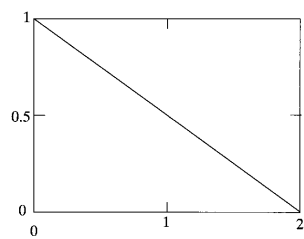
【図 20】



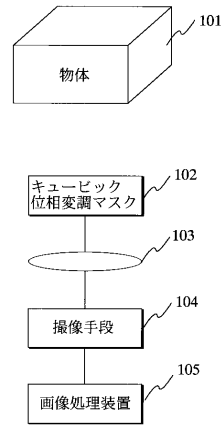
【図 22】



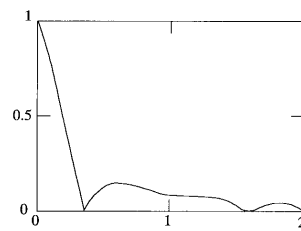
【図 23】



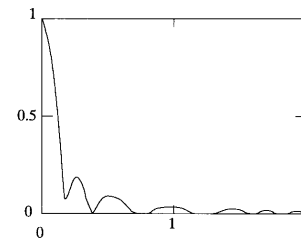
【図 21】



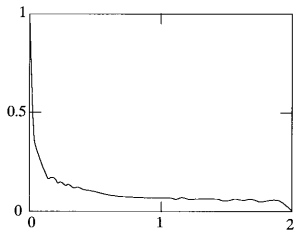
【図 24】



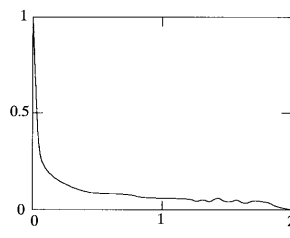
【図 25】



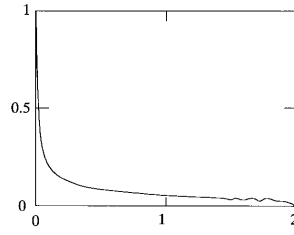
【図 26】



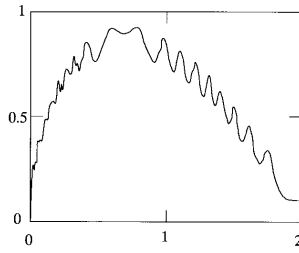
【図 28】



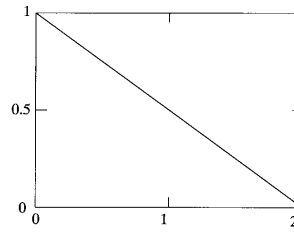
【図 27】



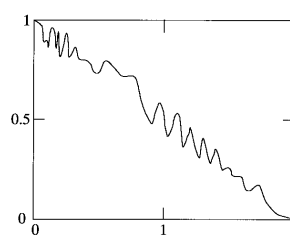
【図 29】



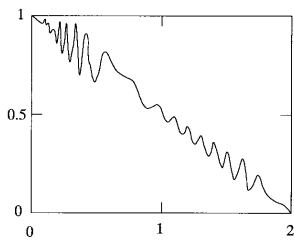
【図 30】



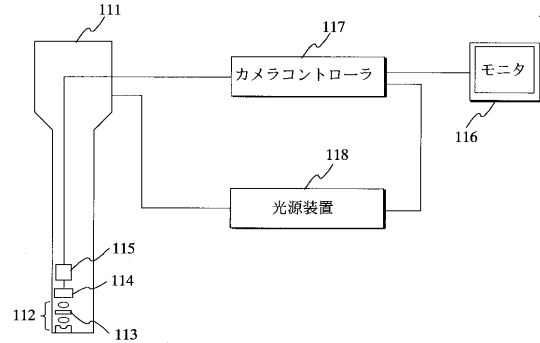
【図 32】



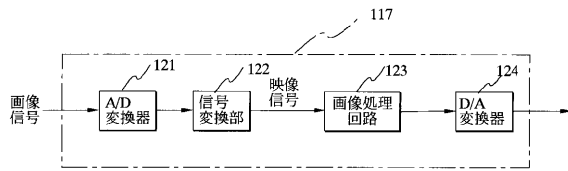
【図 31】



【図 33】



【 図 3 4 】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004248832A	公开(公告)日	2004-09-09
申请号	JP2003041607	申请日	2003-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	条井一裕		
发明人	条井 一裕		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 G02B23/26.A A61B1/00.731 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA08 2H040/CA23 2H040/CA26 2H040/DA36 2H040/DA53 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/JJ06 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4358531B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：将具有光学相位调制构件的内窥镜连接到信号处理装置，该信号处理装置未配备有与布置在内窥镜光学系统中的光学相位调制构件相对应的恢复处理装置，并提供视野。增加深度并生成高分辨率图像。解决方案：固定在镜头框架上的光瞳调制元件13a和固定在成像元件框架上的固态成像元件19绕光轴（Z轴）的旋转位置关系由光瞳调制元件13a的X轴确定。并且，固态成像装置19的像素阵列的水平（扫描）方向是平行的，并且光瞳调制元件13a的Y轴与固态成像装置19的像素阵列的垂直（垂直于扫描方向）的方向是平行的。如上所述，镜头框架和图像拾取装置框架被定位。[选择图]图4

