

(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2009-276371

(P2009-276371A)

(43) 公開日 平成21年11月26日(2009.11.26)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	2 H 0 8 7
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	
G 0 2 B 13/00 (2006.01)	G 0 2 B 13/00	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2008-124544 (P2008-124544)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成20年5月12日 (2008.5.12)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100097777
			弁理士 荏澤 弘
		(74) 代理人	100088041
			弁理士 阿部 龍吉
		(74) 代理人	100092495
			弁理士 蛭川 昌信
		(74) 代理人	100095120
			弁理士 内田 亘彦
		(74) 代理人	100095980
			弁理士 菅井 英雄
		(74) 代理人	100094787
			弁理士 青木 健二

最終頁に続く

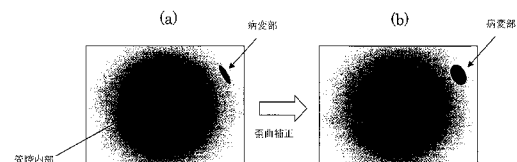
(54) 【発明の名称】 内視鏡用画像装置

(57) 【要約】

【課題】光学系の観察画角や大きさを考慮しつつ、特に画面周辺部分が観察しやすい内視鏡用画像装置。

【解決手段】物体の光学像を結像する光学系と、結像された光学像を電気信号に変換して画像データを取得する撮像素子と、撮像素子によって取得した光学像の位置を移動、変換する画像処理手段を有し、画像処理手段により放射方向の倍率が同心方向の倍率とは独立的に変換可能であり、等角度物体における物体の倍率を画面中心部よりも画面周辺部の方を大きくした内視鏡用画像装置。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体の光学像を結像する光学系と、結像された光学像を電気信号に変換して画像データを取得する撮像素子と、撮像素子によって取得した光学像の位置を移動、変換する画像処理手段を有し、

前記画像処理手段により放射方向の倍率が同心方向の倍率とは独立的に変換可能であり、等角度物体における物体の倍率を画面中心部よりも画面周辺部の方を大きくしたことを特徴とする内視鏡用画像装置。

【請求項 2】

物体の光学像を結像する光学系と、結像された光学像を電気信号に変換して画像データを取得する撮像素子と、撮像素子によって取得した光学像の位置を移動、変換する画像処理手段を有し、

前記画像処理手段により放射方向の倍率が同心方向の倍率とは独立的に変換可能であり、放射方向の倍率を手動操作で変更できるようにしたことを特徴とする内視鏡用画像装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 において、前記光学系は次の条件式を満たすことを特徴とする内視鏡用画像装置。

$$70^\circ < \theta < 150^\circ \quad \dots (1)$$

ただし、 θ は光学系の最大半画角である。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 において、前記光学系は次の条件式を満たすことを特徴とする内視鏡用画像装置。

$$0.5 < I_h / (f \cdot \theta) < 1.2 \quad \dots (2)$$

ただし、 f は光学系の焦点距離、 θ は光学系の最大半画角（単位はラジアン）、 I_h は光学系の最大実像高である。

【請求項 5】

請求項 1 又は 2 において、中心に対する周辺の倍率は次の条件式を満たすことを特徴とする内視鏡用画像装置。

$$0.5 < \text{max} / \text{center} < 6.0 \quad \dots (3)$$

ただし、 center 、 max は等角度物体における像面での大きさであり、 center が画面中央部での大きさ、 max は画面内での最大値である。

【請求項 6】

請求項 1 又は 2 において、倍率が変化しない画角は以下の条件式を満たすことを特徴とする内視鏡用画像装置。

$$30^\circ < \text{fix} < 90^\circ \quad \dots (4)$$

ただし、 fix は倍率が変化しない画角である。

【請求項 7】

請求項 1 又は 2 において、画素の最大移動量は以下の条件式を満たすことを特徴とする内視鏡用画像装置。

$$0 < \Delta I_h / I_h < 0.5 \quad \dots (5)$$

ただし、 ΔI_h は画面内における画素の最大移動量、 I_h は最大像高である。

【請求項 8】

請求項 1 又は 2 において、前記光学系による入力画角が連続している範囲において、画像処理による座標変換は 1 つの関数多項式を用いていることを特徴とする内視鏡画像装置。

【請求項 9】

請求項 1 又は 2 において、光学像の座標変換は関数多項式を用い、そのパラメータは予め装置に保持していることを特徴とする内視鏡画像装置。

【請求項 10】

請求項 1 又は 2 において、最大画角での光学像情報は座標変換前後で保持されることを特

10

20

30

40

50

徴とする内視鏡画像装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 又は 2 において、少なくとも最大画角の 0.9 倍での光学像情報が座標変換前後で保持されることを特徴とする内視鏡画像装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 又は 2 において、前記光学系は等角度物体に対して中心部に対して周辺部の倍率の方が小さくなるような歪み特性を持っていることを特徴とする内視鏡画像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用画像装置に関するものであり、例えば生体内部や敷設管内部等を観察に利用することができる内視鏡装置用画像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。特に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得られる画像によって、観察部位の診断に利用されている。ところが、体腔内は複雑な形状であることが多く、特に管腔形状の場合には、管腔部分に襞や隆起物があると、内視鏡先端を屈曲させて観察方向を変えても見えない個所が出てきてしまう。例えば、大腸は大きな襞があるため、襞裏は見え難くなっており全領域を観察するのは困難となっている。

【0003】

そこで、広角の光学系を備えることによって、観察範囲を増やす方法をとることが考えられる。これにより、先端を少し屈曲させることにより観察が可能になってくる。

【0004】

ところが、広角の光学系では一般的に歪曲収差が発生しやすく、画面周辺の物体は縮小して潰れて見えてしまう。この歪曲収差を光学設計で補正することは可能ではあるが、レンズ枚数やレンズ径が大きくなってしまい、内視鏡のような非常に小型な装置に使うには不向きであり、限界があった。

【0005】

そこで、画像処理によって歪曲収差を補正する方法が特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3 で提案されている。

【0006】

また、歪み補正量を変化させるものとして特許文献 4 のものがある。

【特許文献 1】特開 2005 - 110207 号公報

【特許文献 2】特開 2007 - 38856 号公報

【特許文献 3】特開 2007 - 124088 号公報

【特許文献 4】特開平 11 - 275444 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、これらの先行例には以下のような課題があった。

【0008】

特許文献 1 のものでは、画面周辺部の見え方に着目しているが、歪曲収差のコントロールを主にレンズで行っている。また、画像処理で歪曲を変化させているが、中心部分を大きく、周辺部分を小さくする方向に補正しているので、画像処理による周辺部分の見える改善には着目していなかった。そのため、具体的なレンズデータはないが、この構成だと光学系が大型化するのは避けられず、内視鏡に使うには小型化を達成できない構成であった。

【0009】

特許文献 2 のものも同様に、画面周辺部に着目しているが、具体的なレンズや画像処理

10

20

30

40

50

への記述はなく、実現性は不明であった。

【0010】

なお、特許文献1、特許文献2のものは用途が車載用であり、歪曲を車載の使用状況に対して最適化しているので、内視鏡へそのまま使用することは難しかった。

【0011】

特許文献3のものは、画像処理による歪曲補正を内視鏡に適用しているが、目的は被写体検出のための画像補正であり、レンズの歪曲収差を補正しているだけに留まっていた。それゆえ、周辺部分の最適な見えについては考慮されていなかった。

【0012】

特許文献4のものは、歪曲収差補正の有無を切り替えスイッチで変えられるようにしているが、カメラでの使用を想定していた。そのため、内視鏡で使用するような歪曲収差が大きい広角系では、補正の有無で画像が非常に変化してしまい、逆に観察し難くなってしまっていた。

【0013】

これらの先行例は、歪曲収差をコントロールしているが、生体内部の複雑な形状をどのように観察するかといった観点はなく、内視鏡観察に最適な歪曲構成については述べられていなかった。

【0014】

本発明は従来技術の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、光学系の観察画角や大きさを考慮しつつ、特に画面周辺部分が観察しやすい内視鏡用画像装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記課題を解決するために本発明の第1の発明の内視鏡用画像装置は、物体の光学像を結像する光学系と、結像された光学像を電気信号に変換して画像データを取得する撮像素子と、撮像素子によって取得した光学像の位置を移動、変換する画像処理手段を有し、

前記画像処理手段により放射方向の倍率が同心方向の倍率とは独立的に変換可能であり、等角度物体における物体の倍率を画面中心部よりも画面周辺部の方を大きくする構成とする。

【0016】

以下、第1の発明において、このような構成をとった理由と作用を説明する。

【0017】

医療用内視鏡の観察において、臓器は複雑な形状をしていることが多く、大腸の襞裏等は病変の見逃しが避けられない。そのため、内視鏡の進行方向に対して、側方、後方も観察できるように画角を増やすことが考えられる。しかしながら、画角を大きくすると光学設計上、歪曲収差が発生してしまい、画面周辺部分は極端に歪んでしまう。そのため、画角を大きくしただけでは病変を認識することができず、見逃しの可能性は効果的に減らない可能性がある。

【0018】

そこで、本発明では、内視鏡装置に画像処理による歪曲収差補正機能を搭載し、それにより歪み補正を行う。

【0019】

ところが、広角光学系を搭載した内視鏡では、従来の方法をそのまま適用しても、本発明の目的を達成することは難しい。例えば、従来、一般的な理想像高 $f \cdot \tan$ を目標値にして歪曲補正する方法があった。しかしながら、画角が 90° になった場合、理想像高は になってしまい、適切な目標値にはならない。さらに、 90° 以上の場合、その目標値も定義できない。そのため、理想像高を基準にするような補正方法は本発明に使用する光学系には不適切である。

【0020】

このように、内視鏡では観察している物体は平面ではなく、立体物である管腔なので、

10

20

30

40

50

その観察状況に応じて最適な歪曲補正を行う必要がある。また、管腔観察の際、画面中心は遠方若しくは照明光が届かないために注視することは少なく、主に画面周辺を見ていることが多い。また、画面の周辺部は進行方向に対して垂直な面を観察しているのではなく、管腔壁面である側方面を観察していることになる。

【００２１】

そのため、本発明では、観察物体面を球内面とし、その内壁面に配置した微小な円を想定することにより、歪曲補正を最適化する。すなわち、等角度物体における放射方向の倍率を、画面中心よりも周辺で大きくなるようにして、図２に示すように仮想球面上での等角度物体を表す円を画面中心でも周辺でも略同じになるように装置を構成する。これにより、画面周辺での歪曲が補正され、さらに注視している周辺部分をより拡大して見ることができ、そのため、図１に歪曲の補正の前（ａ）と後（ｂ）の画面を示すように、管腔内での病変部の観察が見やすくなり、その結果、見落としを軽減することが可能になってくる。

10

【００２２】

また、本発明の第２の発明の内視鏡用画像装置は、物体の光学像を結像する光学系と、結像された光学像を電気信号に変換して画像データを取得する撮像素子と、撮像素子によって取得した光学像の位置を移動、変換する画像処理手段を有し、

前記画像処理手段により放射方向の倍率が同心方向の倍率とは独立的に変換可能であり、放射方向の倍率を手動操作で変更できる構成とする。

20

【００２３】

以下、第２の発明において、このような構成をとった理由と作用を説明する。

【００２４】

内視鏡観察の際、必ずしも視野方向に対して物体面を垂直に観察できるとは限らない。狭い空間を観察するとき等光学装置の物理的な配置により、視野方向に対して斜めに観察することは避けられない。このように斜めに観察すると、正対したときに対して歪んで見えてしまう。光学系で発生する樽型の歪曲収差と合わせると、歪みはますます大きくなってしまう。この物体の観察角度による歪みは、操作や物体の形状に依存しているので、単純に光学系の歪曲収差を補正しただけでは解決できなかった。

【００２５】

そこで、第２の発明では、画像処理による歪曲補正量を手動操作で変更できるように構成する。歪曲収差をユーザーがコントロールすることにより、物体の観察角度による歪みを状況に応じて補正することが可能になり、適切な観察が可能になってくる。

30

【００２６】

本発明の第１～第２の発明の効果を最大限発揮するためには、光学系の画角が重要である。そのため、以下の条件式（１）を満たすのがよい。

【００２７】

$$70^{\circ} \leq \theta \leq 150^{\circ} \quad \dots (1)$$

ただし、 θ は光学系の最大半画角である。

【００２８】

この条件式（１）の上限の 150° を越えると、画像処理で歪曲補正を行っても光学系が大きくなりすぎて内視鏡では使用が難しくなってしまう、下限の 70° を越えると、観察範囲が狭すぎて歪曲補正をしても見落とし防止の効果が十分に発揮できない。

40

【００２９】

なお好ましくは、次の条件式を満たすのがよい。

【００３０】

$$80^{\circ} \leq \theta \leq 120^{\circ} \quad \dots (1-1)$$

また、広角の光学系では一般的に歪曲収差は樽型になり周辺部分がつぶれてしまう。そのため、画像処理では引き延ばす方向に歪曲補正を行うので、拡大処理による画像劣化が避けられない。したがって、光学系である程度歪曲収差をコントロールしておく必要がある。よって、次の条件式（２）を満たすのがよい。

50

【 0 0 3 1 】

$$0.5 \leq I_h / (f \cdot \theta) \leq 1.2 \quad \dots (2)$$

ただし、 f は光学系の焦点距離、 θ は光学系の最大半画角（単位はラジアン）、 I_h は光学系の最大実像高である。

【 0 0 3 2 】

この条件式（２）の上限の 1.2 を越えると、光学系の歪曲収差を補正しすぎて、レンズの構成枚数が増えたり光学系が大型化してしまい、下限の 0.5 を越えると、画像処理による補正量が大きくなりすぎて画像が劣化してしまう。

【 0 0 3 3 】

なお好ましくは、次の条件式を満たすのがよい。

10

【 0 0 3 4 】

$$0.65 \leq I_h / (f \cdot \theta) \leq 0.95 \quad \dots (2-1)$$

また、中心に対する周辺の倍率は次の条件式（３）を満たすのがよい。

【 0 0 3 5 】

$$0.5 \leq \text{max} / \text{center} \leq 6.0 \quad \dots (3)$$

ただし、 center 、 max は等角度物体における像面での大きさであり、 center が画面中央部での大きさ、 max は画面内での最大値である。

【 0 0 3 6 】

この条件式（３）の上限の 6.0 を越えると、表示サイズが大きくなりすぎて画像が劣化してしまい、下限の 0.5 を越えると、表示サイズが小さすぎて見難くなってしまう。

20

【 0 0 3 7 】

なお好ましくは、次の条件式を満たすのがよい。

【 0 0 3 8 】

$$0.8 \leq \text{max} / \text{center} \leq 4.0 \quad \dots (3-1)$$

なお好ましくは、次の条件式を満たすのがよい。

【 0 0 3 9 】

$$1.0 \leq \text{max} / \text{center} \leq 3.0 \quad \dots (3-2)$$

また、本発明では周辺部分を拡大する構成であるが、同じディスプレイサイズ内に全ての情報を収めるには元画像に対して中心部分を縮小しなければならない。一方、単純な管腔を観察する際、画角 90° で壁面を見るので物体距離は最も近くなり、周辺部分の倍率は自然と大きくなっていく。このように、倍率は物体の形状にも依存するので、その境界の画角を適切に設定しないと画像は全体として見難くなってしまう。そこで、その境界である、倍率が変化しない画角は次の条件式（４）を満たすのがよい。

30

【 0 0 4 0 】

$$30^\circ \leq \text{fix} \leq 90^\circ \quad \dots (4)$$

ただし、 fix は倍率が変化しない画角である。

【 0 0 4 1 】

この条件式（４）の上限の 90° を越えると、周辺部分が過剰に大きくなりすぎてしまい、下限の 30° を越えると、中心部分が過剰に小さくなってしまう。

【 0 0 4 2 】

なお好ましくは、次の条件式を満たすのがよい。

40

【 0 0 4 3 】

$$40^\circ \leq \text{fix} \leq 80^\circ \quad \dots (4-1)$$

また、画像処理による歪曲補正は個々の画素を移動する処理なので、画素の最大移動量は回路規模に依存して限界がある。したがって、移動量は光学系の歪曲収差と回路設計とでバランスをとる必要がある。したがって、次の条件式（５）を満たすのがよい。

【 0 0 4 4 】

$$0 < \Delta / I_h \leq 0.5 \quad \dots (5)$$

ただし、 Δ は画面内における画素の最大移動量、 I_h は最大像高である。

【 0 0 4 5 】

50

この条件式(5)の上限の0.5を越えると、回路構成が膨大になるか、処理が遅延してしまい観察に支障が生じてしまい、下限の0になると、補正量が小さくなりすぎて画面周辺部が歪みでつぶれて見えてしまう。

【0046】

なお好ましくは、次の条件式を満たすのがよい。

【0047】

$$0.05 \leq I_h \leq 0.35 \quad \dots (5-1)$$

また、画像処理による座標変換の際、光学系で得られる画像情報の内、中間部分をカットする構成も考えられるが、観察できない部分が生じるのは好ましくはない。そのため、座標変換時には画角の情報は連続的に表示するのが好ましい。そのため、光学系の入力において、画角が連続している範囲を変換する際、1つの関数多項式による変換をするのが好ましい。これにより変換後も連続性が保たれる。

【0048】

また、歪曲補正による座標変換は個々の光学系の歪曲収差に依存している。そのため、変換パラメータは光学系と一緒に保持するのが好ましい。また、情報は装置に内蔵されているメモリー等に保存されているのが望ましい。

【0049】

また、樽型の歪曲収差を補正する際、周辺を拡大する方向に伸ばすので、最周辺の光学像の情報は画面外に出てしまう場合がある。最周辺がカットされると、実質観察画角が減ってしまうので望ましくない。そのため、最大画角での光学像情報は変換前後で保持されているのが好ましい。

【0050】

また、画面の形状が円形でなく例えば矩形の場合、最大画角の対角位置を固定してしまうと、画面形状が変換後に歪んでしまい欠損部分が生じてしまう。そのため、それを緩和するため、最大画角の少なくとも0.9倍での光学像情報を保持するように変換してもよい。

【0051】

また、広角光学系を構成するためには一般的にレトロフォーカスタイプになる。そのため、パワー配分が明るさ絞りに対して物体側に負パワーが多く配置され、像側に正パワーが配置される。このような配置になると、光学系で発生する歪曲収差を小さくするのは難しくなってくる。この歪曲収差を補正するためには構成枚数を多くしたり、非球面レンズを使用する必要があるが、大型化したりコストアップしてしまう。そのため、光学系はある程度の歪曲収差を残しておいた方が望ましい。すなわち、等角度物体に対して、像の倍率は中心部よりも周辺部の方が小さくなるような光学特性を持たせるのがよい。

【発明の効果】

【0052】

本発明により、物体が複雑な形状でも観察しやすい内視鏡用画像装置を得ることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0053】

以下、本発明の内視鏡用画像装置を実施例に基づいて説明する。

【0054】

(実施例1)

図3に示す内視鏡システム1は、内視鏡観察装置2と、この内視鏡観察装置2により得られた医療用画像としての内視鏡画像に対して画像処理を行うパーソナルコンピュータ等により構成される医療用画像処理装置(以下、単に画像処理装置と略記)3と、この画像処理装置3により画像処理された画像を表示する表示モニタ4とから構成される。

【0055】

内視鏡観察装置2は、体腔内に挿入される内視鏡6と、この内視鏡6に照明光を供給する光源装置7と、内視鏡6の撮像手段に対する信号処理を行うカメラコントロールユニッ

10

20

30

40

50

ト（ＣＣＵと略記）８と、このＣＣＵ８から出力される映像信号が入力されることにより、撮像素子１６で撮影した内視鏡画像を表示するモニタ９とを有する。

【００５６】

内視鏡６は、体腔内に挿入される挿入部１１と、この挿入部１１の後端に設けられた操作部１２とを有する。また、挿入部１１内には照明光を伝送するライトガイド１３が挿通されている。

【００５７】

このライトガイド１３の後端は、光源装置７に接続される。そして、この光源装置７から供給される照明光をライトガイド１３により転送し、挿入部１１の先端部１４に設けた照明窓に取り付けられた先端面から伝送した照明光を出射し、患部等の被写体を照明する。

10

【００５８】

照明窓に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ１５と、この対物レンズ１５の結像位置に配置された固体撮像素子としての例えば電荷結合素子（ＣＣＤと略記）１６とによる撮像装置１７が設けてある。そして、このＣＣＤ１６の撮像面に結像された光学像は、このＣＣＤ１６により光電変換される。

【００５９】

ＣＣＤ１６は、信号線を介してＣＣＵ８と接続され、このＣＣＵ８からＣＣＤ駆動信号が印加されることにより、ＣＣＤ１６は光電変換した画像信号を出力する。この画像信号は、ＣＣＵ８内の映像処理回路により信号処理され、映像信号に変換される。この映像信号はモニタ９に出力され、モニタ９の表示面には内視鏡画像が表示される。この映像信号は、画像処理装置３にも入力される。

20

【００６０】

画像処理装置３は、内視鏡観察装置２から入力される内視鏡画像に対応する映像信号が入力される画像入力部２１と、この画像入力部２１から入力された画像データに対する画像処理を行う中央演算処理装置としてのＣＰＵ２２と、このＣＰＵ２２により画像処理を実行させる処理プログラム（制御プログラム）を記憶する処理プログラム記憶部２３とを有する。

【００６１】

また、この画像処理装置３は、画像入力部２１から入力される画像データ等を記憶する画像記憶部２４と、ＣＰＵ２２により処理された情報等を記憶する情報記憶部２５と、ＣＰＵ２２により処理された画像データ及び情報等を記憶装置インターフェース２６を介して記憶する記憶装置としてのハードディスク２７と、ＣＰＵ２２により処理された画像データ等を表示するための表示処理を行う表示処理部２８と、ユーザが画像処理のパラメータ等のデータ入力や指示操作を行うキーボード等からなる入力操作部２９とを有する。そして、この表示処理部２８により生成された映像信号は、表示モニタ４に表示され、この表示モニタ４の表示面には画像処理された処理画像が表示される。

30

【００６２】

なお、画像入力部２１、ＣＰＵ２２、処理プログラム記憶部２３、画像記憶部２４、情報記憶部２５、記憶装置インターフェース２６、表示処理部２８、入力操作部２９は、データバス３０を介して互いに接続されている。

40

【００６３】

本実施例においては、図４に示すように、例えば大腸３１のような管状部位（管状器官）に直視型の内視鏡６の挿入部１１が挿入され、先端部１４の撮像装置１７により撮像される。なお、本実施例の対物レンズ１５は次のように構成される。

【００６４】

図６は、対物レンズ１５のレンズ断面図であり、物体側から順に、物体側に凸の第１負メニスカスレンズＬ１、物体側が平面の第２負レンズＬ２、平行平板Ｐ１、平行平板Ｐ２、明るさ絞りＳ、両凸の第３正レンズＬ３、両凹の第４負レンズＬ４、両凸の第５正レンズＬ５、両凸の第６正レンズＬ６、像側に凸の第７負メニスカスレンズＬ７、平行平

50

面板 P 3、平行平面板 P 4 から構成されている。また、第 3 正レンズ L 3 と第 4 負レンズ L 4、第 6 正レンズ L 6 と第 7 負レンズ L 7、平行平面板 P 3 と平行平面板 P 4 はそれぞれ接合されている。また、本実施例の仕様は、焦点距離 0.865 mm、最大像高 1.31 mm であり、半画角 108.6° の広角の光学系である。

【0065】

この実施例のレンズ系の数値データは後記するが、物体側から数えた光学面の面番号を“N o”で示してあり、曲率半径は“r”で、面間隔又は空気間隔は“d”で、d 線の屈折率は“nd”で、アッベ数は“vd”でそれぞれ示してある。曲率半径及び面間隔は mm 単位である。

【0066】

なお、図 6 では、面番号“N o”が 1、2、3、・・・の光学面は r_1 、 r_2 、 r_3 、・・・で、面番号 N o 1 と 2、2 と 3、3 と 4、・・・の間の面間隔又は空気間隔は d_1 、 d_2 、 d_3 、・・・で示してある。

【0067】

次に、内視鏡システム 1 の作用について説明を行う。まず、ユーザは、内視鏡システム 1 が有する各部の電源を投入した後、被検体の体腔内に内視鏡 6 の挿入部 11 を挿入する。

【0068】

そして、ユーザにより挿入部 11 が被検体の体腔内に挿入されると、例えば、その体腔内に存在する生体組織等である被写体の像が、先端部 14 に設けられた撮像部 17 により撮像される。そして、撮像部 17 により撮像された被写体の像は、撮像信号として C C U 8 に対して出力される。

【0069】

C C U 8 は、図示しない信号処理回路において、撮像部 17 の撮像素子 16 から出力される撮像信号に対して信号処理を行うことにより、その撮像信号を二次元画像の映像信号として変換して出力する。そして、モニタ 9 は、C C U 8 から出力される映像信号に基づき、撮像部 17 により撮像された被写体の像を、二次元画像として表示する。また、C C U 8 は、撮像部 17 の撮像素子 16 から出力される撮像信号に対して信号処理を行うことにより得られた二次元画像の映像信号を、医療用画像処理装置 3 に対して出力する。

【0070】

医療用画像処理装置 3 に対して出力された二次元画像の映像信号は、画像入力部 21 において A / D 変換された後、C P U 22 に入力される。C P U 22 は、画像入力部 21 から出力される二次元画像に対し、歪曲収差補正を行う。

【0071】

歪補正処理部 32 は、図 5 に示すように、歪補正後の補正画像の位置（補間位置という。（X，Y））と、これに対応した歪補正前の元の画像の位置（X'，Y'）を生成する補間座標生成部 33 と、歪補正処理部 32 の前段ブロックの回路からの画像データの一部を一時的に格納しておくバッファメモリとしての内部メモリ部 34 と、その内部メモリ部 34 に対する書き込み及び読み出しの制御を行うメモリ制御部 35 と、変換した歪補正前の画像位置の座標（X'，Y'）に従って画像処理をしてデータの歪補正をする補間演算部 36 と、を有して構成されている。

【0072】

補間座標生成部 33 は、座標（X，Y）に対して所定の歪補正式を適用して変換した補正前の座標（X'，Y'）を出力する。本実施例では、下記の関数式で変換する。

【0073】

$$X' = (m \cdot X) \cdot (1 + a \cdot Z^2 + b \cdot Z^4 + c \cdot Z^6)$$

$$Y' = (m \cdot Y) \cdot (1 + a \cdot Z^2 + b \cdot Z^4 + c \cdot Z^6)$$

ただし、 $Z^2 = (m \cdot X)^2 + (m \cdot Y)^2$

m，a，b，c はパラメータである。

【0074】

10

20

30

40

50

本実施例では、Zの最大値が1になるようにX, Yは正規化され、各係数を $m = 1.74103$ 、 $a = -0.25250$ 、 $b = 0.03235$ 、 $c = 0.00169$ に設定している。また、最大像高位置が変換前後で固定になるように設定している。

【0075】

図7にこの実施例1における画角に対する像高比の特性を示す。歪曲補正がされていない状態、すなわち光学系のみ歪曲特性では画角が大きくなるにつれて像高比の変化が少なくなつてゆき、物体がつぶれて見えている。上記の歪曲補正を行うことにより、画面中心部分に対して画面周辺部分の倍率が拡張され、歪みが改善されて観察しやすくなる。

【0076】

また、入力操作部29には歪曲補正のコントロールボタンが配設されている。内視鏡6には予め複数の歪曲補正のパラメータがメモリに登録され、保存されている。ユーザーは、そのボタンを押すことにより、保存されているパラメータが呼び出され段階的に歪曲度合いを変化させることができる。これにより、モニタ4には、画面周辺の歪曲が補正された画像が表示される。

【0077】

(実施例2)

実施例2は、実施例1と同様の構成で、歪曲パラメータを変えたものである。

【0078】

本実施例では、各係数を $m = 1.19568$ 、 $a = 0.13243$ 、 $b = -0.42603$ 、 $c = 0.17871$ に設定している。

【0079】

図8にこの実施例2における画角に対する像高比の特性を示す(曲線の意味は図7と同じ)。

【0080】

(実施例3)

実施例3は、実施例1と同様の構成で、歪曲パラメータを変えたものである。

【0081】

本実施例では、各係数を $m = 1.91587$ 、 $a = -0.44743$ 、 $b = 0.15274$ 、 $c = -0.01816$ に設定している。

【0082】

図9にこの実施例3における画角に対する像高比の特性を示す(曲線の意味は図7と同じ)。

【0083】

(実施例4)

実施例4は、実施例1と同様の構成で、対物レンズ15の光学パラメータを変えたものである。

【0084】

図10は、この実施例の対物レンズ15のレンズ断面図であり、物体側から順に、物体側に凸の第1負メニスカスレンズL1、物体側が平面の第2負レンズL2、両凸の第3正レンズL3、明るさ絞りS、平行平板P1、両凸の第4正レンズL4、平行平板P2、平行平板P3、平行平板P4から構成されている。また、平行平板P3と平行平板P4は接合されている。明るさ絞りSは平行平板P1の前面上に位置している。また、本実施例の仕様は、焦点距離0.698mm、最大像高1.04mmであり、半画角106.0°の広角の光学系である。

【0085】

この実施例のレンズ系の数値データは後記するが、物体側から数えた光学面の面番号を“N_o”で示してあり、曲率半径は“r”で、面間隔又は空気間隔は“d”で、d線の屈折率は“n_d”で、アッペ数は“v_d”でそれぞれ示してある。曲率半径及び面間隔はmm単位である。

【0086】

10

20

30

40

50

なお、図 10 では、面番号“N o”が 1、2、3、・・・の光学面は r_1 、 r_2 、 r_3 、・・・で、面番号 N o 1 と 2、2 と 3、3 と 4、・・・の間の面間隔又は空気間隔は d_1 、 d_2 、 d_3 、・・・で示してある。

光学系と歪曲パラメータを変えたものである。

【0087】

本実施例では、各係数を $m = 1.32694$ 、 $a = 0.43797$ 、 $b = -0.71164$ 、 $c = 0.21812$ に設定している。

【0088】

図 11 にこの実施例 4 における画角に対する像高比の特性を示す（曲線の意味は図 7 と同じ）。

10

【0089】

（実施例 5）

実施例 5 は、実施例 4 と同様の構成で、歪曲パラメータを変えたものである。

【0090】

本実施例では、各係数を $m = 2.23601$ 、 $a = -0.31206$ 、 $b = 0.06487$ 、 $c = -0.00491$ に設定している。

【0091】

図 12 にこの実施例 5 における画角に対する像高比の特性を示す（曲線の意味は図 7 と同じ）。

20

【0092】

次に、上記実施例 1～5 で用いている対物レンズ 15 の数値データを示す。実施例 2～3 は実施例 1 と同じであり、実施例 5 は実施例 4 と同じであるので、実施例 1 と実施例 4 の数値データを示す。

【0093】

（実施例 1）

N o	r	d	n d	v d
1	7.8797	0.813	1.88300	40.76
2	2.1240	1.283		
3		0.400	1.56883	56.36
4	1.4928	0.700		
5		0.620	1.51400	75.00
6		0.030		
7		0.400	1.52287	59.89
8		1.363		
9（絞り）		0.170		
10	3.6072	1.291	1.88300	40.76
11	-2.0000	0.418	1.72151	29.23
12	2.0933	0.319		
13	2.7967	1.252	1.56883	56.36
14	-3.0527	0.566		
15	2.4330	1.072	1.51633	64.14
16	-2.1514	0.500	1.84666	23.78
17	-16.5531	0.648		
18		1.130	1.51633	64.14
19		1.230	1.51633	64.14

30

40

20

焦点距離 0.865

F N O . 7.50

半画角 108.6°

50

【 0 0 9 4 】

(実 施 例 2)

N o	r	d	n d	v d	
1	6.3338	0.695	1.88300	40.78	
2	1.8420	1.032			
3		0.450	1.88300	40.78	
4	1.2952	1.123			
5	2.2201	2.282	1.64769	33.79	
6	-2.6039	0.190			10
7 (絞 り)		0.795	1.51400	75.00	
8		0.100			
9	2.7732	1.725	1.71999	50.22	
10	-5.1958	0.150			
11		0.400	1.88300	40.78	
12		0.200			
13		0.800	1.88300	40.78	
14		0.500	1.48749	70.21	
15					
焦点距離	0.698				20
F N O .	4.75				
半画角	106.0 °				。

【 0 0 9 5 】

上記実施例の光学系は半画角 9 0 ° を超える魚眼レンズであるが、それよりも画角が狭い広角の光学系で使用しても構わない。また、上記実施例における光学系の第 2 負レンズは物体側に凸のメニスカス形状でも構わない。

【 0 0 9 6 】

また、歪曲補正を行う関数式は、どのような定義であってもよく、8 次式、1 0 次式・・・を用いても構わない。

【 0 0 9 7 】

また、ユーザー補正による歪曲補正のレベルは、有段階でも無段階でも構わない。また、ユーザーが操作する方式は、ボタンやボリュームつまみであってもよく、また、操作のためのスイッチは画像処理装置 3 にあっても、内視鏡 6 にあってもよい。

【 0 0 9 8 】

また、一般的に C C D 等の撮像素子は矩形であるので、そこに放射方向の変位を加えた場合、視野範囲は矩形を保つことができない。すなわち、図 1 3 (a) に示すように、矩形のラインが歪んでしまい、視野が糸巻き形状になってしまう。視野が矩形にならないので、欠損部分が生じているように見え、観察者にとって見づらくなってしまう。

【 0 0 9 9 】

そこで、図 1 3 (b) に示すように、歪曲補正しても欠損部分が生じないように、通常モードで予め拡大表示しておいてもよい。このようにしておけば、歪曲補正時に欠損部分が生じないようにすることができる。また、このとき通常モードに必要な画角が表示されるように、光学系の画角を大きく設計しておくのが望ましい。

【 0 1 0 0 】

また、各実施例における条件式 (1) ~ (5) の値は次の通りである。

【 0 1 0 1 】

	実施例 1	実施例 2	実施例 3	実施例 4	実施例 5	
(1)	108.6	108.6	108.6	106	106	
(2) $I h / (f \cdot)$	0.795	0.795	0.795	0.780	0.780	
(3) max / center	1.971	1.087	2.696	2.373	3.585	50

(4)	fix	58	58	43	76	57
(5)	/ I h	0.215	0.105	0.184	0.250	0.284

また、本発明では次のように構成してもよい。

【 0 1 0 2 】

(1) 光学系と、撮像範囲を照明する照明手段と、光学像を電気信号に変換して画像データを取得する撮像素子と、撮像素子によって取得した光学像の位置を移動、変換する画像処理手段を有し、

画像処理手段により放射方向の倍率が同心方向の倍率とは独立的に変換可能であり、等角度物体における物体の倍率を画面中心部よりも画面周辺部の方を大きくしたことを特徴とする内視鏡用画像装置。

10

【 0 1 0 3 】

(2) 光学系と、撮像範囲を照明する照明手段と、光学像を電気信号に変換して画像データを取得する撮像素子と、撮像素子によって取得した光学像の位置を移動、変換する画像処理手段を有し、

画像処理手段により放射方向の倍率が同心方向の倍率とは独立的に変換可能であり、放射方向の倍率を手動操作で変更できるスイッチ手段を有することを特徴とする内視鏡用画像装置。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 4 】

【 図 1 】 本発明の内視鏡用画像装置による歪曲の補正の前 (a) と後 (b) の画面の例を示す図である。

20

【 図 2 】 等角度物体を説明するための図である。

【 図 3 】 本発明の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 内視鏡による大腸観察の例を示す図である。

【 図 5 】 歪補正処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 実施例 1 ~ 3 に使用される対物レンズの断面図である。

【 図 7 】 実施例 1 における画角に対する像高比の特性を示す図である。

【 図 8 】 実施例 2 における画角に対する像高比の特性を示す図である。

【 図 9 】 実施例 3 における画角に対する像高比の特性を示す図である。

【 図 1 0 】 実施例 4 ~ 5 に使用される対物レンズの断面図である。

30

【 図 1 1 】 実施例 4 における画角に対する像高比の特性を示す図である。

【 図 1 2 】 実施例 5 における画角に対する像高比の特性を示す図である。

【 図 1 3 】 本発明に基づき視野範囲を矩形に保つために予め拡大表示しておく例を説明するための図である。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 5 】

1 ... 内視鏡システム

2 ... 内視鏡観察装置

3 ... 医療用画像処理装置

4 ... 表示モニタ

40

6 ... 内視鏡

7 ... 光源装置

8 ... カメラコントロールユニット (C C U)

9 ... モニタ

1 1 ... 挿入部

1 2 ... 操作部

1 3 ... ライトガイド

1 4 ... 先端部

1 5 ... 対物レンズ

1 6 ... 電荷結合素子 (撮像素子)

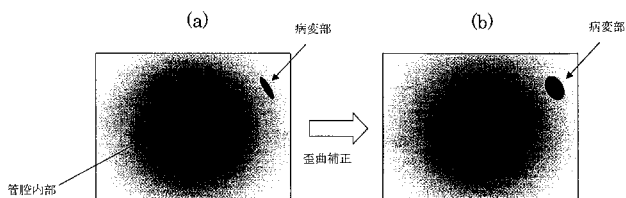
50

- 1 7 ... 撮像装置
- 2 1 ... 画像入力部
- 2 2 ... C P U
- 2 3 ... 処理プログラム記憶部
- 2 4 ... 画像記憶部
- 2 5 ... 情報記憶部
- 2 6 ... 記憶装置インターフェース
- 2 7 ... ハードディスク
- 2 8 ... 表示処理部
- 2 9 ... 入力操作部
- 3 0 ... データバス
- 3 1 ... 大腸
- 3 2 ... 歪補正処理部
- 3 3 ... 補間座標生成部
- 3 4 ... 内部メモリ部
- 3 5 ... メモリ制御部
- 3 6 ... 補間演算部
- L 1 ~ L 7 ... 第 1 レンズ ~ 第 7 レンズ
- P 1 ~ P 4 ... 平行平板
- S ... 明るさ絞り

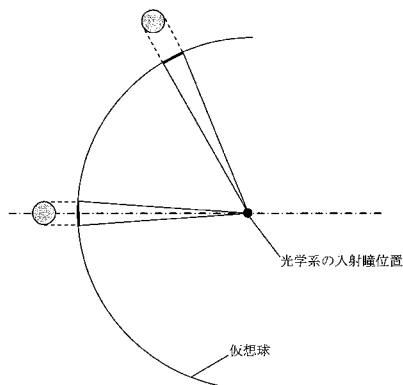
10

20

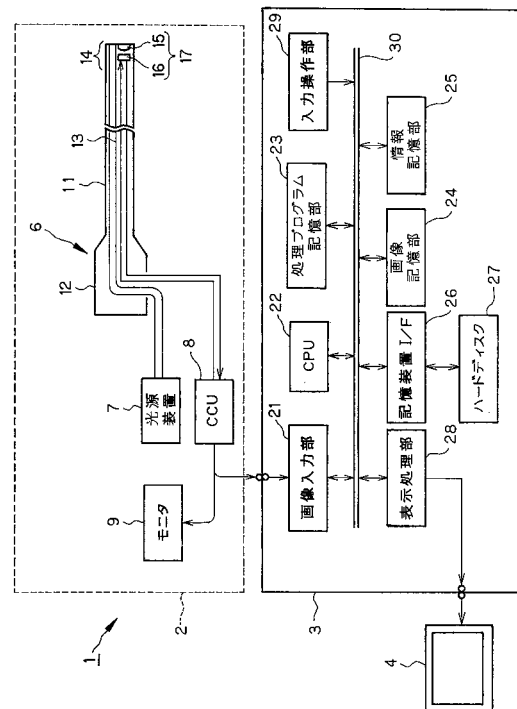
【 図 1 】



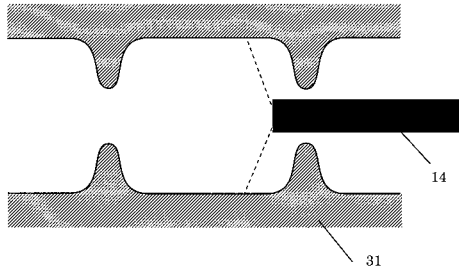
【 図 2 】



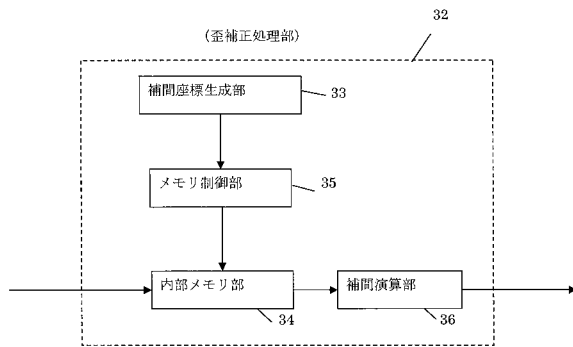
【 図 3 】



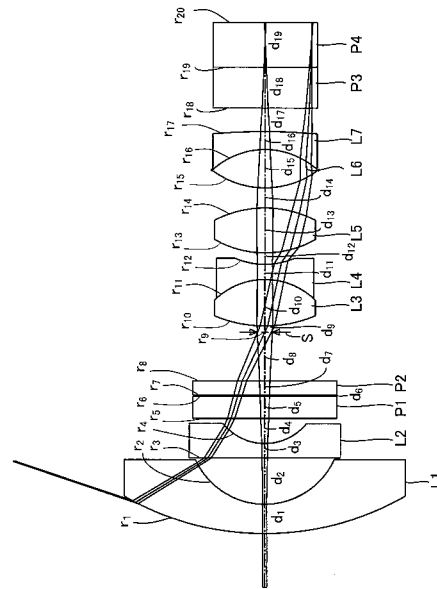
【図 4】



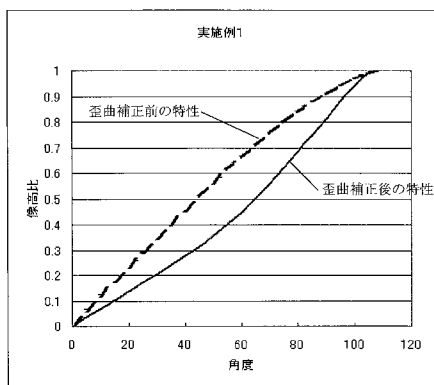
【図 5】



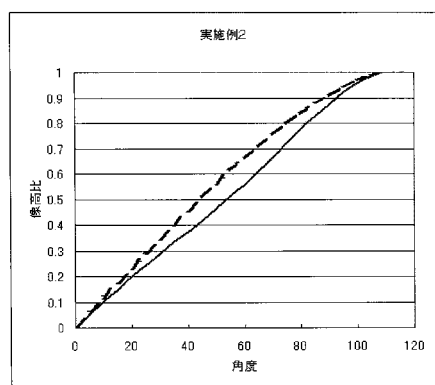
【図 6】



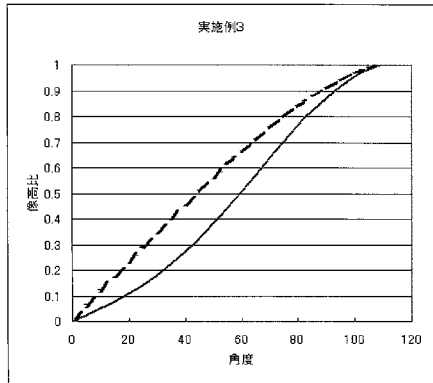
【図 7】



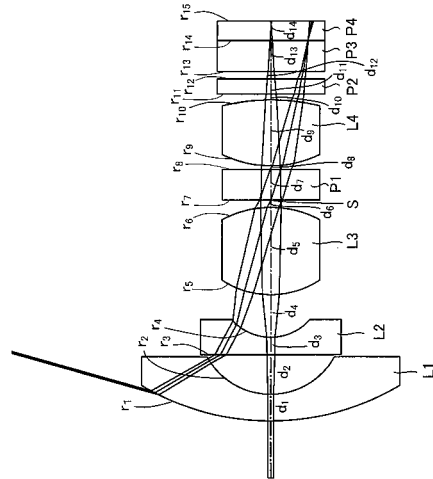
【図 8】



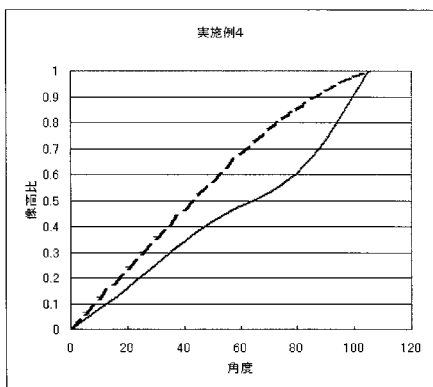
【図 9】



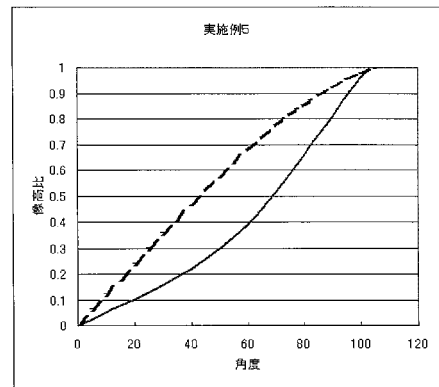
【図 10】



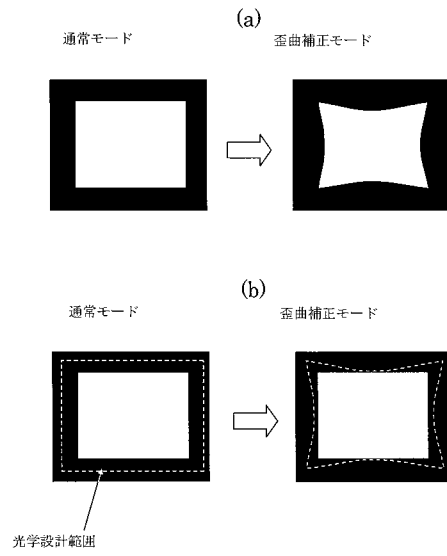
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(74)代理人 100091971

弁理士 米澤 明

(72)発明者 加茂 裕二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA02 CA22 GA02 GA06 GA10

2H087 KA10 LA01 PA04 PA05 PA17 PA19 PB04 PB07 QA02 QA07

QA17 QA22 QA25 QA34 QA37 QA41 QA45 QA46 RA32 RA42

4C061 BB02 CC06 FF40 FF45 FF46 LL02 PP11 TT20 UU03

专利名称(译)	内窥镜成像装置		
公开(公告)号	JP2009276371A	公开(公告)日	2009-11-26
申请号	JP2008124544	申请日	2008-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	加茂裕二		
发明人	加茂 裕二		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 G02B13/00		
CPC分类号	G02B23/243 A61B1/00096		
FI分类号	G02B23/24.B A61B1/00.300.T A61B1/04.372 G02B23/26.C G02B13/00 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA02 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H087/KA10 2H087/LA01 2H087/PA04 2H087/PA05 2H087/PA17 2H087/PA19 2H087/PB04 2H087/PB07 2H087/QA02 2H087/QA07 2H087/QA17 2H087/QA22 2H087/QA25 2H087/QA34 2H087/QA37 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/QA46 2H087/RA32 2H087/RA42 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF45 4C061/FF46 4C061/LL02 4C061/PP11 4C061/TT20 4C061/UU03 2H087/LA03 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/LL02 4C161/PP11 4C161/TT20 4C161/UU03		
代理人(译)	青木健二 米泽 明		
其他公开文献	JP5198138B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于内窥镜的图像设备，其确保更容易观看，尤其是在屏幕的周边部分，同时考虑视图的观察角度和光学系统的尺寸。解决方案：用于内窥镜的图像装置包括适于形成物体的光学图像的光学系统;图像拾取装置，适于将形成的光学图像转换成电信号以获得图像数据;图像处理装置，适于移动和变换由图像拾取装置获取的光学图像的位置。辐射方向放大率可由图像处理装置变换，与同心方向放大率无关，并且共形物体的放大率在周边部分处比在屏幕的中心部分处高。

