

(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2006-122129

(P2006-122129A)

(43) 公開日 平成18年5月18日(2006.5.18)

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

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2004-311311 (P2004-311311)
 (22) 出願日 平成16年10月26日 (2004.10.26)

(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 加川 裕昭
 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
 Fターム(参考) 2H040 BA14 CA11 CA12 CA22 DA12
 DA17 GA02 GA11
 4C061 BB02 CC06 DD03 FF40 JJ06
 LL02 NN01 PP11 WW10

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

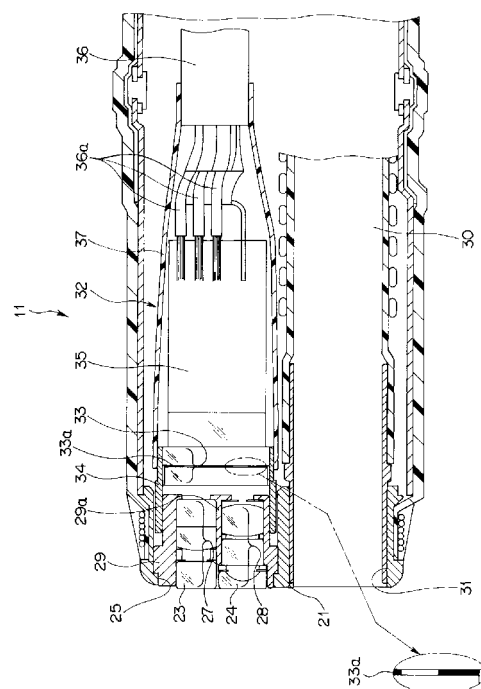
【課題】

例えば気管支などの狭い管腔の臓器にも使用可能な細い挿入部外径で挿入性を損なうことがなく、またシステムを大型することなく異なる観察画像例えば通常観察像と拡大観察像を得ると共に、操作性の良い内視鏡を実現する。

【解決手段】

細長な挿入部先端部11に配置され、かつ被写体の異なる画像としての拡大観察像41および通常観察像42を得るための第1のレンズ群27および第2のレンズ群28と、被写体の観察像をイメージエリア35a上に結像して電気信号に変換する一つの固体撮像素子35とを有し、第1、第2のレンズ群27、28は第1のレンズ枠29内に近接して配置すると共に、固体撮像素子35は第1、第2のレンズ群27、28をそれぞれ介して得られる二つの観察像が結像する位置にイメージエリア35aを配置して、二つの観察像を含む画像信号を得る。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入部の先端部にそれぞれ配設され、かつ被写体の互いに異なる観察像を得るための第 1 の光学系および第 2 の光学系と、被写体の観察像を撮像面上に結像して電気信号に変換する一つの撮像手段とを有し、

前記撮像手段の撮像面は、前記第 1 の光学系および前記第 2 の光学系をそれぞれ介して得られる二つの観察像が結像する位置に配置されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記第 1 の光学系の倍率は、前記第 2 の光学系の倍率よりも高いことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記第 2 の光学系の被写界深度の範囲が、前記第 1 の光学系の被写界深度の範囲を包含することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記第 1 の光学系と前記第 2 の光学系の明るさの比は、所定の範囲に設定されていることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記第 1 の光学系と前記第 2 の光学系の画面サイズの比は、所定の範囲に設定されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記明るさの比は、前記第 2 の光学系に対する前記第 1 の光学系の F ナンバーの比が、1.7 以下であることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記画面サイズの比は、前記第 2 の光学系に対する前記第 1 の光学系の画面サイズの比が、2 倍以下であることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記第 1 の光学系と前記第 2 の光学系の画面サイズは、全画面サイズの 20% 以上であることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記第 1 の光学系と前記第 2 の光学系による前記撮像面上の像面積は、前記撮像面の全面積の 50% 以上であることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、挿入部の先端部に複数の観察用光学系を有する内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、体腔内に細長な挿入部を挿入することにより、体腔内の臓器を観察したり、必要に応じ、処置具チャンネル内に挿入した処置具を用いて各種治療処置のできる光ファイバーを用いた光学式ファイバー内視鏡や、電荷結合素子 (CCD) などの固体撮像素子を用いた電子内視鏡が広く用いられている。

【0003】

このような内視鏡には、例えば特開平 6 - 186485 号公報に記載されているものがある。この公報には体腔内の臓器を微細観察するために、細長な挿入部の先端部に対物光

10

20

30

40

50

学系を前後させるアクチュエータを搭載し、通常観察像とズームした拡大観察像が得られるものが提案されている。

また、特開平 5 - 2 9 7 2 8 8 号公報では、挿入部の先端部に低倍率と高倍率の二つの対物光学系と、二つの固体撮像素子を設けた内視鏡が提案されている。

【 0 0 0 4 】

さらに、特開 2 0 0 1 - 3 4 0 2 8 6 号公報では、挿入部の先端部に設けた二つの対物レンズに対して、一つのイメージファイバ束と、一つの固体撮像素子とを設けて、それぞれを低倍率光学系および高倍率光学系として構成した内視鏡が提案されている。

【特許文献 1】特開平 6 - 1 8 6 4 8 5 号公報

【特許文献 2】特開平 5 - 2 9 7 2 8 8 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 1 - 3 4 0 2 8 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、特開平 6 - 1 8 6 4 8 5 号公報に記載の内視鏡は、通常観察像と拡大観察像を得るため、細長な挿入部の先端部に対物光学系を前後させる圧電アクチュエータを設けた構成であるため、前記挿入部の先端部が太くなってしまい、挿入部の挿入性が悪くなるという問題があった。

【 0 0 0 6 】

また、特開平 5 - 2 9 7 2 8 8 号公報に記載の内視鏡では、挿入部の先端部に二つの固体撮像素子を並列に配置するため、先端部が太くなり、挿入部の挿入性が悪い。さらに、撮像素子が二つある場合、画像処理装置（ＣＣＵ）が二台必要となる。あるいはＣＣＵを 1 台とすると切り替え装置が必要となり、いずれも装置が大型化してしまうという問題があった。

【 0 0 0 7 】

特開平 2 0 0 1 - 3 4 0 2 8 6 号公報に記載の内視鏡では、低倍率光学系にイメージファイバ束を用いるため、通常観察時は接眼レンズを通して直接観察するか、あるいは接眼部にテレビカメラを接続してモニタ観察をする必要がある。直接観察する場合には、術者は接眼レンズと拡大観察用モニタを交互に見なければならず、視線移動が多くなって観察動作が煩雑である。一方、テレビカメラを用いる場合には、テレビカメラ用のＣＣＵが必要となり、システムが大型化するという問題があった。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述した問題に鑑みてなされたものであり、挿入部の挿入性を損なうことなく、またシステムを大型化することもなく、例えば気管支などの狭い管腔の臓器にも使用可能な、異なる観察画像、例えば通常観察像と拡大観察像を得ることができる内視鏡を提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の内視鏡は、挿入部の先端部にそれぞれ配設され、かつ被写体の互いに異なる観察像を得るための第 1 の光学系および第 2 の光学系と、被写体の観察像を撮像面上に結像して電気信号に変換する一つの撮像手段とを有し、前記撮像手段の撮像面は前記第 1 の光学系および前記第 2 の光学系をそれぞれ介して得られる二つの観察像が結像する位置に配置されている。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、挿入部先端部の細径化が図れて挿入性もよく、例えば気管支などの狭い管腔の臓器にも使用可能で、異なる画像、例えば通常観察像と拡大観察像とを同時に同一画面上に表示させて観察することが可能で、さらに接続するシステムが大型することのない内視鏡を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図10は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の内視鏡を示す外観図、図2は内視鏡システムの全体構成図、図3は図1に示す内視鏡挿入部先端部の外観図、図4は挿入部先端部の縦断面図、図5はモニタの表示例を示す説明図、図6は拡大観察光学系および通常観察光学系に関する設定例を示す説明図、図7(a)は図4とは構成が一部異なる撮像部の縦断面図、図7(b)は図7(a)のA-A線断面図、図8(a)は図7(a)と異なる光学系を有する撮像部の縦断面図、図8(b)は図8(a)のB-B線断面図、図9(a)ないし(f)は信号ケーブルの作成例を示す説明図、図10(a)は図9とは異なる処置例を施した信号ケーブル端面の正面図、図10(b)は図10(a)のC-C線断面図である。

【 0 0 1 2 】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の内視鏡1は、細長で可撓性を有する挿入部2と、この挿入部2の基端側に連設される把持部を兼ねる操作部3とを備えて水密に構成されている。前記操作部3の側部にはライトガイド等を内蔵したユニバーサルコード5の先端部が連結されており、このユニバーサルコード5の基端部には図2に示すように画像処理装置6および光源装置7に接続するためのコネクタ5aが設けられている。画像処理装置6には、内視鏡画像を表示するためのモニタ8が接続されている。前記光源装置7は、前記内視鏡1を介して、被写体に適正な照明光を照射できるようになっている。

前記内視鏡1、前記画像処理装置6、前記光源装置7、前記モニタ8および図示しない吸引装置等が主に内視鏡装置40を構成している。

【 0 0 1 3 】

前記内視鏡1の挿入部2は、先端側から観察光学系等を備えた硬質の先端本体部11と、この先端本体部11の基端に隣接して設けられ、湾曲駒が連結されて構成される湾曲自在な湾曲部12と、この湾曲部12の基端に隣接して設けられ、可撓性を有する柔軟な可撓管部13とから構成されている。

前記操作部3の基端部には、フリーズ、リリースなどの画像制御指示などを行うためのリモートスイッチ14が設けられている。また、前記操作部3の他の側部には、湾曲操作レバー15が設けてあり、この湾曲操作レバー15を回動操作することにより前記湾曲部12を湾曲することができるようになっている。

【 0 0 1 4 】

さらに、前記操作部3には、吸引操作を行うための吸引ボタン16と、この吸引ボタン16の基端付近から側部方向に突出し、かつ挿入部2内に設けられた図示しない吸引チャンネルに連通する吸引口金17とが設けられている。

前記吸引口金17は、図示しないチューブを介して吸引装置(不図示)に接続され、前記吸引ボタン16を適宜操作することによって、挿入部2内に設けられた吸引チャンネル(不図示)、および吸引口金17を介して体腔内の体液などを吸引することができるようになっている。さらに、前記操作部3の先端側には、鉗子などの処置具を挿入するための処置具挿入口18が設けられている。この処置具挿入口18は、挿入部2内に設けられた図4に示す処置具挿通チャンネル30に連通している。また、前記処置具挿入口18には、鉗子栓19が着脱自在に取り付けられるようになっている。

【 0 0 1 5 】

図4に示す前記先端本体部11には、照明光学系であるライトガイドを配設するための図示しない孔、および前記処置具挿通チャンネル30を配置するためのチャンネル用孔31が形成されている。

前記処置具挿通チャンネル30の内孔と、前記処置具用開口21とが連通し、前述したようにこの処置具挿通チャンネル30の他端部は、前記操作部3の処置具挿通口18に連通している。

【 0 0 1 6 】

さらに、図 3 に示すように前記挿入部先端本体部 11 の先端面 11a には、処置具が突出する処置具用開口 21 と、被検査部位に向けて照明光が出射される照明用レンズカバー 22, 22 と、観察光学系の前面に配置された観察用レンズカバー 23, 24 とが設けられている。

図 4 に示すように前記先端本体部 11 には、前記観察光学系を配設するための枠用透孔 25 が形成されている。前記枠用透孔 25 は先端側に、観察光学系としての第 1 のレンズ群 27 および第 2 のレンズ群 28 を保持する第 1 のレンズ枠 29 が配設されている。前記第 1 のレンズ枠 29 は、前記観察用レンズカバー 23, 24 を挿入部先端本体部 11 の先端面 11a に沿うように配置している。これらカバー 23, 24 は、前記第 1、第 2 のレンズ群 27、28 を構成している。

10

【0017】

前記第 1、第 2 のレンズ群 27、28 は、前記挿入部 2 の長手方向に各光軸が沿うように第 1 のレンズ枠 29 内に並設されている。さらに第 1、第 2 のレンズ群 27、28 は、第 1 のレンズ枠 29 内にあるレンズ仕切部 29a によって隔てられ、かつ近接して配置されており、各レンズ群の最終端面は、後述の第 3 のレンズ群を介して、後述の固体撮像素子に対向して配置されている。第 1、第 2 のレンズ群 27、28 および固体撮像素子の配置により、二つのレンズ群 27、28 を通った被写体像が、固体撮像素子のイメージエリアの主に異なる領域に結像するようになっている。

内視鏡内蔵物の主要部となる撮像部本体 32 は、第 3 のレンズ群 33 を保持すると共に、前記第 1 のレンズ枠 29 の基端部と嵌合する第 2 のレンズ枠 34 と、第 3 のレンズ群 33 の基端側に配置された固体撮像素子 35 等により構成されている。第 3 のレンズ群 33 においては、例えば複数配置されたカバーガラスやフィルタなどの間に、マスク 33a が介在している。このマスク 33a は、第 1、第 2 のレンズ群 27、28 を通ったそれぞれの被写体像のうち、後述のように所定範囲を遮光するようになっている。

20

【0018】

尚、図 4 には第 3 のレンズ群 33 としてカバーガラス等の平板な光学部材のみを図示しているが、第 1、第 2 のレンズ群 27、28 を通った二つの被写体像の範囲をカバーできる十分な入射瞳径を持ったレンズを配置することもできる。またこの第 3 のレンズ群 33 の位置を調節できるようにすることによって、ピントの調整機能を持たせても良い。また、マスク 33a は除いて、前記画像処理装置 6 の側で電子的にマスキングを施すことも可能である。

30

【0019】

前記固体撮像素子 35 には、複数の同軸線 36a が接続されており、これら同軸線 36a をひとまとめにした信号ケーブル 36 が図 2 に示す前記画像処理装置 6 につながり画像信号の送受がなされるようになっている。前記第 2 のレンズ枠 34 の基端部分から、固体撮像素子 35 および信号ケーブル 36 先端部分にかけては、熱収縮チューブ等の絶縁被覆 37 で覆われている。

【0020】

本実施の形態では、前記第 1、第 2 のレンズ群 27、28 のうち、一方を通常観察用としての低倍率光学系とし、他方を拡大観察用としての高倍率光学系として構成している。これら二つ光学系を経た被写体の各光学像は、マスク 33a により所定範囲に制限されると共に第 3 のレンズ群 33 を介して、通常および拡大観察用の像として一つの固体撮像素子 35 上に結像される。

40

【0021】

第 1 のレンズ枠 29 に共に保持された第 1、第 2 の対物光学系を通った光は、第 2 のレンズ枠 34 に保持された第 3 の光学系 33 を介して一つの固体撮像素子 35 上に結像される。このため第 1 対物光学系および第 3 の光学系 33 の光路長と、第 2 の対物光学系および第 3 の光学系の光路長は、ほぼ同一の光路長となるように設定されかつ配置されている。

【0022】

50

また、通常観察用光学系の被写界深度範囲は、拡大観察光学系の被写界深度範囲を包含するように設定されている。具体的には、拡大観察用光学系の被写界深度を 3 mm ~ 5 mm に設定した場合、通常観察光学系の被写界深度は 2 mm ないし 3 mm ~ 無限大 (∞) に設定される。

【0023】

図 5 に示すように、前記固体撮像素子 35 のイメージエリア (撮像面) 35 a 上に結像した拡大観察画像 41 と通常観察画像 42 は、前記モニタ 8 上に同時に表示される。その他の領域は、第 3 のレンズ群 33 に設けられたマスク 33 a により遮光された遮光領域 43 となっている。

【0024】

図 6 に本実施の形態の内視鏡における、通常および拡大観察光学系の設定に関する構成例を示す。

拡大観察光学系と通常観察光学系は、それぞれ異なる画角、F ナンバーおよびモニタ 8 (またはイメージエリア 35 a) 上の画面サイズを有する。本実施の形態では、二つの画像を一つの固体撮像素子 35 上に結像させているため、二つの光学系の明るさが大きく異なると、各画像のモニタ 8 上の明るさを適正に調整できなくなる。一般に、通常光学系に比べて拡大光学系は光量を必要としており、暗くなる傾向にある。2 つの光学系のそれぞれが必要とする光量のアンバランスから、通常画面がハレーション気味になる一方、拡大画面は明るさ不足で微細観察に支障をきたす虞がある。

【0025】

ここで、図 6 に示すように、拡大観察光学系の F ナンバーを F_a 、通常観察光学系の F ナンバーを F_b 、これらの比 (F_a / F_b) を α とする。尚、F ナンバーは光学系の明るさを表す指標として用いられている。F ナンバーが小さいほど明るく、像面の照度は F ナンバーの自乗に逆比例する。

前述のように二つの光学系を使用した場合に、適正な調光特性を得るため、二つの光学系の F ナンバー比 α が一定以下となるように設定されている。F ナンバー比 α は、(拡大光学系の F ナンバー F_a / 通常光学系の F ナンバー F_b) である。本実施の形態に基づいた具体的な構成例において実測した結果、拡大光学系と通常光学系との F ナンバー比 α をそれぞれ 1.76、1.29、1.41 とし、1.76 では不良、1.29 および 1.41 では良好な調光特性が得られた。この結果から、本構成例の場合には F ナンバー比 α は 1.7 以下であることが好ましい。尚、この F ナンバー比の適正範囲は、前記数値の範囲に限定されるものではなく、調光の方式や被写体の性質、あるいは使用する光学レンズの数や特性によって適切な範囲を選択すればよい。

【0026】

また、調光特性はモニタ 8 上の画面サイズにも影響を受ける。画像処理装置 6 が例えば平均測光方式を採用している場合、二つの光学系の F ナンバー F_a 、 F_b が同一でも、画面サイズに比例して調光レベルが変化する。また、マスク 33 a により遮光される遮光領域 43 が大きくなると、画面全体の平均輝度が低下するため、自動調光が働くと画像部分の輝度レベルが相対的に高くなって、ハレーションが起こりやすくなる。そこで、適正な調光特性を得るため、各画面が一定以上の大きさになるように、例えばマスク 33 a の窓の大きさや光路中の位置が設定されている。

本実施の形態では、図 6 に示すように、全画面 (遮光領域 43、通常観察画像 42、拡大観察画像 41 を含む) サイズ S に対する拡大画面サイズ (拡大観察画像 41 の面積) S_a および通常画面サイズ (通常観察画像 42 の面積) S_b を、それぞれ設定例 1 では 31 % および 14 % に、設定例 2 では 37 % および 25 % に、設定例 3 では 33 % および 33 % とした。設定例 1 では不良な調光特性を得、設定例 2 および設定例 3 では良好な調光特性を得た。この結果から、拡大画面と通常画面のサイズ比 (S_a / S_b) は 2 倍以下であることが望ましい。また、各画面サイズ S_a 、 S_b の割合は全画面サイズ S の 20 % ないし 30 % 以上であることが望ましい。さらに、 $S - (S_a + S_b)$ が遮光領域 43 の面積なので、遮光領域 43 の割合は全画面の 50 % 以下であることが望ましい。言い換えると

10

20

30

40

50

、拡大光学系と通常光学系による撮像面上の像面積は、撮像面の全面積の50%以上であることが望ましい。以上のように、全画面における画像サイズの占有率を所定範囲に設定することによって、適正な観察像を得ている。

【0027】

以上説明したように、本実施の形態では、マスク33aにより二つの観察画像の周囲を適宜遮蔽すると共に、一つの固体撮像素子35のイメージエリア35aの異なる領域に二つの観察画像を結像させて画像信号を得ているので、拡大観察像41と通常観察像42とを同時に一つのモニタ8の画面上に表示させて観察することができる。従って、挿入部先端部11が長くなることがなく、また径の細径化が図れるので挿入性もよく、例えば気管支などの狭い管腔の臓器にも使用可能な細い外径に形成することも可能で、拡大観察画像41と通常観察画像42の比較が容易である。さらに、本内視鏡1は、接続するシステムに、例えば新たなビデオカメラや画像処理装置などを加える必要がなく、通常のビデオスコープと同様に一つのシステムで使用できる。

10

【0028】

また、二つの対物光学系の光は、共通のレンズ枠29、34に保持され、かつ一つの固体撮像素子35上に結像されるために、ほぼ同一の光路長となるように設定されている。この結果、一方の対物光学系、例えば高倍率光学系と固体撮像素子35との間でピント調整を行うことで、他方の対物光学系すなわち低倍率光学系のピントが同時に調整される。

【0029】

また、通常観察光学系の被写界深度範囲は、拡大観察光学系の被写界深度範囲を包含するように設定されている。この設定により、拡大観察している被写体が常に通常観察光学系の被写界深度の範囲内に収まり、拡大部周辺の画像が明瞭に得られるため、オリエンテーションがつけ易くなる。

20

【0030】

さらに拡大観察光学系と通常観察光学系において、両者のFナンバーの比が所定の値以下になるように設定されている。本実施の形態に基づく具体例では、その比が1.7以下となるように設定されている。これにより、一つの固体撮像素子35上に結像する二つの光学系の明るさの差が一定レベル以下、つまり明るさのアンバランスを一定レベル以下に抑えることができる。その結果、モニタ8上の各画像の明るさを適正に調整できるので、通常観察画面ではハレーションが発生する一方で拡大観察画面の明るさが不足するといった状況が起こりにくくなる。

30

【0031】

また、モニタ8における拡大観察画像41と通常観察画像42の画面サイズがそれぞれ所定の値以上の大きさとなるように設定されている。本実施の形態においては、拡大観察画面と通常観察画面のサイズ比は2倍以下、各画面サイズが全画面の20ないし30%以上、遮光領域43が全画面の50%以下の場合に、適正な調光特性を得ることができた。このような設定により、固体撮像素子35上に結像する各画面の大きさを一定レベル以上確保して、モニタ8上の各画像の明るさを適正に調節でき、良好な調光特性を得ることができる。

【0032】

40

尚、前記撮像部本体の変形例として、図7(a)に示す撮像部本体50がある。この撮像部本体50は、図4に示す前記固体撮像素子35に代えて、固体撮像素子51を有している。この固体撮像素子51には、背面側の一方寄りに(図7においては、図に向かって下方に)回路基板52が接続され、前記回路基板52は電子部品のある面を前記固体撮像素子51側に向け(図7においては、図に向かって上方に向け)斜めに配置し、背面側に信号ケーブル53を接続するための空間を確保している。また、前記回路基板52には複数の同軸線53aが接続されており、これら同軸線53aをひとまとめにした前記信号ケーブル53が前記画像処理装置6につながり信号の送受が行われるようになっている。前記第2のレンズ枠34の基端部分から固体撮像素子51、回路基板52を含み、かつ前記信号ケーブル53の先端部分にかけては、熱収縮チューブなどの絶縁被覆54で覆われて

50

いる。前記固体撮像素子 5 1、前記回路基板 5 2、および前記同軸線 5 3 a は、保護用の封止樹脂 5 5 で覆われている。

【 0 0 3 3 】

ここで、前記レンズ枠 3 4 と前記信号ケーブル 5 3 の径の寸法差が仮に大きいと、組み立て時に熱収縮チューブ 5 4 が十分に収縮されず、熱収縮チューブ 5 4 と信号ケーブル 5 3 との間に隙間が生じる場合がある。この状態で、信号ケーブル 5 3 が引っ張られると、熱収縮チューブ 5 4 に対して、図 7 (b) に示すケーブル外皮 5 3 b がずれ、ケーブル外皮 5 3 b と熱収縮チューブ 5 4 との間に隙間が生じて、信号ケーブル 5 3 の屈曲強度が低下することがある。

【 0 0 3 4 】

このため、熱収縮チューブ 5 4 の外側を糸で縛り、信号ケーブル 5 3 との密着性を高める構成も考えられるが、糸縛り部分の外形が太くなってしまい、内視鏡先端本体部の他の内蔵物と干渉することがある。

【 0 0 3 5 】

図 7 (a)、(b) に示す構成では、信号ケーブル 5 3 の総合シールド 5 3 c を束ね、撮像部本体 5 0 の一方向 (図 7 では下側) に引き出して突起 5 3 d を設けている。この突起 5 3 d 上に熱収縮チューブ 5 4 を被覆することにより、ケーブル外皮 5 3 b が熱収縮チューブ 5 4 から外れるのを防ぐことができる。尚、光学系を二つ配置した図 7 の構成に限らず、図 8 (a)、(b) に示す光学径を一つ配置した撮像部本体 5 0 A でも、同様の構成、効果が可能である。この撮像部本体 5 0 A は、観察光学系としての一式のレンズ群 5 6 と、前記レンズ群 5 6 を保持するレンズ枠 5 7 と、前記対物レンズ 5 2 の基端に配設されたカバーガラス 5 8 を保持し、レンズ枠 5 7 の基端部に嵌合するレンズ枠 5 9 とを有している。前記熱収縮チューブ 5 4 は、レンズ枠 5 9 の基端側から前記突起 5 3 d 等を被覆している。その他同じ構成は同じ符号を付して説明を省略する。

【 0 0 3 6 】

前記突起 5 4 b は、例えば図 9 (a) ないし (f) に示す手順で作成し、構成することができる。

図 9 (a) に示すように、信号ケーブル 5 3 端部の外皮 5 3 b を所定の長さ分剥いで、総合シールド 5 3 c と同軸線 5 3 a を露出させる。P T F E、黄線などの内蔵する不要部材を前記外皮 5 3 b のカット端面に合わせて切り取る。次に、図 9 (b) に示すように、総合シールド 5 3 c を三分の二程度残して他は切り取り、残した側に総合シールド 5 3 c を集め、ねじってまとめる。さらに図 9 (c) に示すように、ケーブル外皮 5 3 b をカット端面から四角く例えば 1 m m 平方に切り取りケーブル外皮 5 3 b の端部をコの字状に形成する。露出した部分の総合シールド 5 3 c を再度図 9 (d) のようにねじって根元をまとめる。さらに、ケーブル外皮 5 3 b を露出した同軸線側に 1 m m 程度伸ばす。こうすることで、総合シールド 5 3 c と各同軸線 5 3 a のシールドが接触することを防ぐ。

前記総合シールド 5 3 c を、図 9 (e) のように、ケーブル外皮 5 3 b の切り取り部分の根元から外皮側に 1 8 0 度折り曲げる。さらに、図 9 (f) の点線で示すように、前記総合シールド 5 3 c を素線が見える程度にプレコートする。プレコート作業が短時間ならば外皮 5 3 b が溶けることはない。

【 0 0 3 7 】

続いて、図 9 (g) のように、外皮 5 3 b の表面から 0 . 5 から 1 m m 程度の長さの位置で総合シールド 5 3 c を精密ニッパーを使用して、外皮 5 3 b を傷付けないように切る。乾燥後、同軸線 5 3 a のストリップ、間引き作業などをする。

前記突起 5 4 b は図 7 (a) では下側に設けているが、内視鏡の先端本体部 1 1 内の他の内蔵物と干渉しない任意の位置に設定可能である。

【 0 0 3 8 】

さらに尚、前記信号ケーブルは図 1 0 (a)、(b) に示す構成のものでもよい。図 1 0 (a) に示す信号ケーブル 6 0 は、前記固体撮像素子 5 3 と電氣的に接続される複数の同軸線 6 0 a、これらの同軸線 6 0 a を束ねる芯となる介在糸 6 0 b、前記同軸線 6 0 a

10

20

30

40

50

を電磁遮蔽する総合シールド60c、および前記シールド60cを保護するケーブル外皮60dとから構成されている。

前記信号ケーブル60の先端部において、ケーブル外皮60dよりも長く切り残した介在系60bを複数の同軸線60aの隙間に、治具61を用いて圧入している。この構成により、信号ケーブル60端部近傍の充填率が上がり、総合シールド60cとケーブル外皮60dとの密着性が高まるため、ケーブル外皮60dのずれを防ぐことができる。従って、繰り返し使用による同軸線60aの断線、あるいは半断線を防止でき、適正な画像を長く得られる。また、充填率を上げるだけなので、外皮外周に糸等を巻き付ける場合のように信号ケーブルの外径を太くすることがない。

尚、本実施の形態では、介在系60bを圧入することにより信号ケーブル60の充填率を上げているが、その他の絶縁物を圧入してもよい。 10

【0039】

(第2の実施の形態)

次に、第2の実施の形態を図11および図12により説明する。

図11および図12は第2の実施の形態に係り、図11は本実施の形態における内視鏡のシステムの全体構成図、図12はモニタの表示例を示す説明図である。

【0040】

本実施の形態に係る内視鏡システム70は、個々の内視鏡の識別が可能ないように構成されている。この内視鏡システム70は、図2に示すシステムの内視鏡1、画像処理装置6、および光源装置7に代えて、内視鏡1A、画像処理装置6A、および光源装置7Aを有している。尚、その他、図2と同様の構成は、同じ符号を付して説明を省略する。 20

前記内視鏡1Aは、前記ユニバーサルコード5の端部にコネクタ5aを有している。このコネクタ5aは、画像処理装置6Aと前記光源装置7に接続されると共に、内部には個々の内視鏡を識別するための識別情報(以下、ID情報という)を有するID基板71が設けられている。また前記内視鏡1Aには、前記マスク33aに代えて、前記第1、第2のレンズ群27、28の例えば基端側に図示しないマスクがそれぞれ配置されている。

前記画像処理装置6Aには、ID検知回路72が設けられている。このID検知回路72は、前記ID基板71の持つID情報を検知する。本実施の形態の内視鏡1Aは、図12に示すよう拡大観察画像74と通常観察画像75が前記固体撮像素子35のイメージエリア80上に同時に表示され、その他の領域は、観察光学系に設けられた前述のマスクにより遮光されている。遮光された遮光範囲83が大きいと、画面全体の平均輝度が低下し、調光によって画像部分の輝度レベルが相対的に高くなるので、ハレーションが起こりやすくなる。 30

そこで、本実施の形態の内視鏡では、内視鏡1Aに固有のマスク範囲83に関するID情報をID基板71およびID検知回路72により識別し、調光領域をマスク範囲83の形状に合わせて制御回路73により自動設定するように構成されている。

【0041】

前述したように、本実施の形態では、各内視鏡が持つ固有のマスク範囲に応じて、制御回路73により調光領域が自動設定される。これによって、特殊なマスク形状を持つ内視鏡を使用した場合でも、適正な調光が得られる。 40

【0042】

第2の実施の形態に係る変形例を図13(a)および(b)を用いて説明する。

図13(a)および(b)は本変形例に係り、図13(a)は太いファイバーによるモニタの表示を示す説明図、図13(b)は細いファイバーによるモニタの表示を示す説明図である。

本変形例における内視鏡は、図11に示す内視鏡1Aに代えて、いわゆるファイバービデオスコープ(不図示)を有している。このファイバービデオスコープは、挿入部2内に設けられたイメージガイド(不図示)を通して伝送される内視鏡画像を、操作部3内に設けた固体撮像素子35に結像させて撮像するように構成されている。また、このスコープは、図11の内視鏡と同様にコネクタ5aにID基板71を有している。尚、その他、図 50

1 1 と同様の構成は同じ符号を付して説明および全体構成図を省略する。

こうした前記スコープには、それぞれ同等の固体撮像素子を有する一方で、イメージガイドの径が異なるものがある。図 1 3 (a) には太いイメージガイドを有するスコープの画像が、図 1 3 (b) には細いイメージガイドを有するスコープの画像が、モニタ 8 に表示された例を示している。

【 0 0 4 3 】

前記固体撮像素子のイメージエリア 8 4、8 7 の中央部には、イメージガイドを経た内視鏡画像 8 5、8 8 がそれぞれ表示され、その周辺部は、マスクにより遮光された遮光範囲 8 6、8 9 となっている。

【 0 0 4 4 】

前記遮光範囲 8 6、8 9 の大きさはイメージガイドの太さにより異なるため、同じ被写体を撮像しても画面全体の平均輝度が変化して、調光により画像部分の輝度レベルが変化してしまう。特に、イメージガイドが細い場合、遮光された周辺部の面積が相対的に大きくなり、ハレーションが起こりやすくなる。そこで本変形例では、内視鏡に固有の遮光範囲 8 6、8 9 の寸法に関する情報を前記 I D 基板 7 1 に持たせ、前記 I D 検知回路 7 2 により識別し、調光領域を遮光範囲 8 6、8 9 の寸法に合わせて前記制御回路 7 3 により自動設定するように構成している。

尚、前記イメージエリア 8 4、8 7 の幅を H とし、この幅 H に対する、表示される画像 8 5、8 8 の径の比、例えば 0 . 9 5、0 . 7 とした I D 情報を、I D 基板 7 1 に持たせる。遮光範囲 8 6、8 9 範囲の大きさは、図 1 3 (a) および (b) に示すように 0 . 9 5、0 . 7 の値に反比例している。

【 0 0 4 5 】

このように、本変形例では、内視鏡に固有のイメージガイド径の寸法に対応して、調光領域が制御回路 7 3 により自動設定される。これにより、イメージガイド径の寸法が異なる内視鏡を使用した場合でも、自動的に適正な調光が得られる。

【 0 0 4 6 】

尚、本変形例は、イメージガイドファイバーの断面が微小すなわち本数の少ない極細のファイバースコープや、極細の内視鏡にも適用可能である。I D 情報から画像範囲を得て、この情報に基づいて適正な調光範囲を設定する。

また、ホワイトバランス調整時に遮光範囲を検知し、調光範囲を設定しかつ固定することも可能である。従って、鉗子などの高輝度被写体が観察中に画像に現れても、鉗子を遮光範囲と誤認識して調光がふらつくことを防げる。

【 0 0 4 7 】

I D 情報としては、機種、ファイバー径、調光範囲、あるいはホワイトバランスの情報などが設定可能である。

【 0 0 4 8 】

ところで、内視鏡挿入部の先端本体部の先端部において、レンズカバーを設ける場合、そのレンズカバーは、次のように固定される。図 1 4 および図 1 5 を用いてその固定方法を説明する。

図 1 4 はモニタの表示例を示す説明図であり、図 1 5 は内視鏡挿入部先端のレンズ枠の正面外観図である。

【 0 0 4 9 】

図 1 5 に示す内視鏡 1 B 挿入部先端部には、図 1 に示す内視鏡 1 の図 4 に示す第 1 のレンズ枠 2 9 に代えて、レンズ枠 9 0 を設けている。前記レンズ枠 9 0 の先端面には、大きさの異なる二つの観察用レンズカバー 9 1、9 2 を接着し、さらにレンズ枠 9 0 に設けた複数のツメ 9 0 a をかしめて固定している。このため、前記観察用レンズカバー 9 1 には、その直径方向に沿って、かつ周端部に対向して設けられた 2 つのかしめ用切り欠き部 9 1 a、9 1 a を有している。前記カバー 9 2 も同様に 2 つのかしめ用切り欠き部 9 2 a、9 2 a を有している。これら切り欠き部は前記イメージエリア 3 5 a の縦または横の側辺に沿う方向に配置する。

10

20

30

40

50

【0050】

前記観察用レンズカバー91, 92を通った被写体像は、前記固体撮像素子35のイメージエリア35a上で、例えば図14に示すように結像領域94, 95の範囲に結像する。実際に前記モニタ8上に表示される画像は、イメージエリア35a内の結像領域94, 95のうち、前記マスク33aで遮光されていない領域の観察画像41a, 42aとなる。

【0051】

ここでは、ツメ90aは、結像領域94, 95のうち観察画像に寄与しない範囲、具体的にはイメージエリア35a外および遮光範囲43内に収まる位置に設けられている。

【0052】

以上の構成によって、ツメ90aによる画像のケラレやフレアを発生することなく、観察用レンズカバー91, 92を押さえることができる。

【0053】

尚、図14及び図15では、各レンズカバーに2つツメ部を設けているが、4つ、例えば上述した2つのツメ部を結んだ線に直交する方向にさらに2つのツメ部を設けるようにしてもよい。すなわち、いわゆる上下左右方向にそれぞれツメ部を設けるようにしてもよい。

【0054】

さらに、上述した挿入部の先端本体部内に設けられた固体撮像素子周囲を高周波電流を遮断する遮蔽部材で被覆することが望ましい。その被覆構成を、図16(a)ないし(c)により説明する。

図16(a)は絶縁材質を有する内視鏡挿入部先端の縦断面図、図16(b)は図16(a)の変形例を示す縦断面図であり、図16(c)は図16(a)とは異なる変形例を示す縦断面図である。

【0055】

図16(a)に示すように、挿入部先端部100に設けられた固体撮像素子102の周囲が、8~60MHzの高帯域ラジオ周波数を持つ高周波電流を遮断する遮蔽部材103で被覆する構成となっている。挿入部の先端本体部100に設けられた枠用透孔104には、保持部材105を挿通し配置している。前記保持部材105には、先端部100の先端側から順に長手方向に対物光学系106、前記固体撮像素子102、および前記固体撮像素子102に電氣的に接続される信号線107が配置されている。前記遮蔽部材103が、前記保持部材105の先端から前記固体撮像素子102に接続される信号線107の先端部分に渡って、前記保持部材105の外側を被覆するように設けられている。

【0056】

また前記内視鏡は、前記先端部100に挿通用チャンネル108の開口を有している。この挿通用チャンネル108の開口からは、図示しない操作部の図示しない処置具挿入口から挿通される高周波電流処置具が突出するようになっている。

【0057】

図16(b)に示す変形例では、保持部材105の外側を被覆せず、前記対物光学系106、前記固体撮像素子102および前記信号線107の先端部分を前記遮蔽部材103で直接被覆する構成となっている。

【0058】

図16(c)に示すもう一つの変形例は、先端部100に配置した処置具挿通用チャンネル109のうち、先端から少なくとも信号線107の先端側に対向する範囲を、前記遮蔽部材103と同様に高周波電流を絶縁できる材質で形成している。あるいは、前記同様の範囲について、処置具挿通用チャンネル109の外側を前記遮蔽部材で被覆してもよい。

【0059】

図16(a)ないし(c)の構成により、高帯域ラジオ周波数を持つ高周波電流処置具を内視鏡チャンネルに挿通して使用する際、高周波漏れ電流による画像に対するノイズを

10

20

30

40

50

軽減できる。

【0060】

なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】第1の実施の形態に係る内視鏡を示す外観図

【図2】内視鏡システムの全体構成図

【図3】図1に示す内視鏡挿入部先端部の外観図

【図4】挿入部先端部の縦断面図、

10

【図5】モニタの表示例を示す説明図

【図6】拡大観察光学系および通常観察光学系に関する設定例を示す説明図

【図7】図7(a)は図4とは構成が一部異なる撮像部の縦断面図、図7(b)は図7(a)のA-A線断面図

【図8】図8(a)は図7(a)と異なる光学系を有する撮像部の縦断面図、図8(b)は図8(a)のB-B線断面図

【図9】図9(a)ないし(f)は信号ケーブルの作成例を示す説明図

【図10】図10(a)は図9とは異なる処置例を施した信号ケーブル端面の正面図、図10(b)は図10(a)のC-C線断面図

【図11】第2の実施の形態に係る内視鏡のシステムの全体構成図

20

【図12】モニタの表示例を示す説明図

【図13】第2の実施の形態に係る変形例であり、図13(a)は太いファイバーによるモニタの表示を示す説明図、図13(b)は細いファイバーによるモニタの表示を示す説明図

【図14】第3の実施の形態に係り、モニタの表示例を示す説明図

【図15】内視鏡挿入部先端のレンズ枠の正面外観図である。

【図16】第4の実施の形態に係り、図16(a)は絶縁材質を有する内視鏡挿入部先端の縦断面図、図16(b)は図16(a)の変形例を示す縦断面図であり、図16(c)は図16(a)とは異なる変形例を示す縦断面図

【符号の説明】

30

【0062】

1 ... 内視鏡

2 ... 挿入部

8 ... モニタ

11 ... 先端本体部

22 ... 照明用カバー

23, 24 ... 観察用カバー

25 ... 枠用透孔

27 ... 第1のレンズ群

28 ... 第2のレンズ群

29 ... 第1のレンズ枠

32 ... 撮像部本体

33 ... 第3のレンズ群

33a ... マスク

35 ... 固体撮像素子

41 ... 拡大観察画像

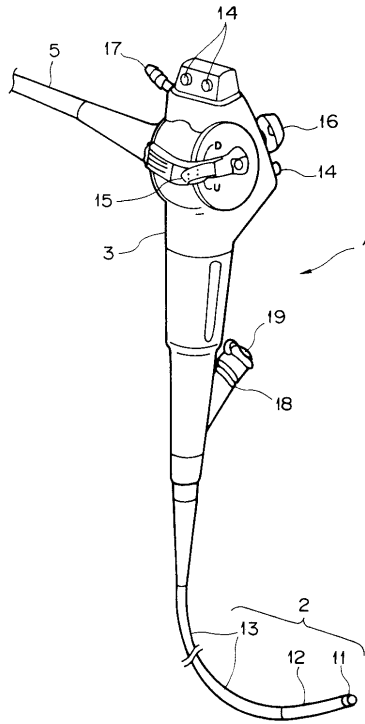
42 ... 通常観察画像

43 ... 遮光範囲

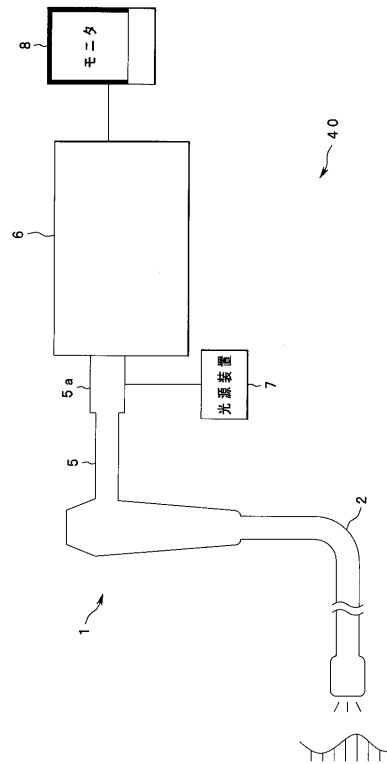
40

代理人 弁理士 伊藤 進

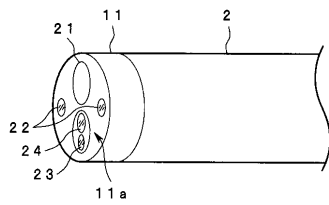
【図 1】



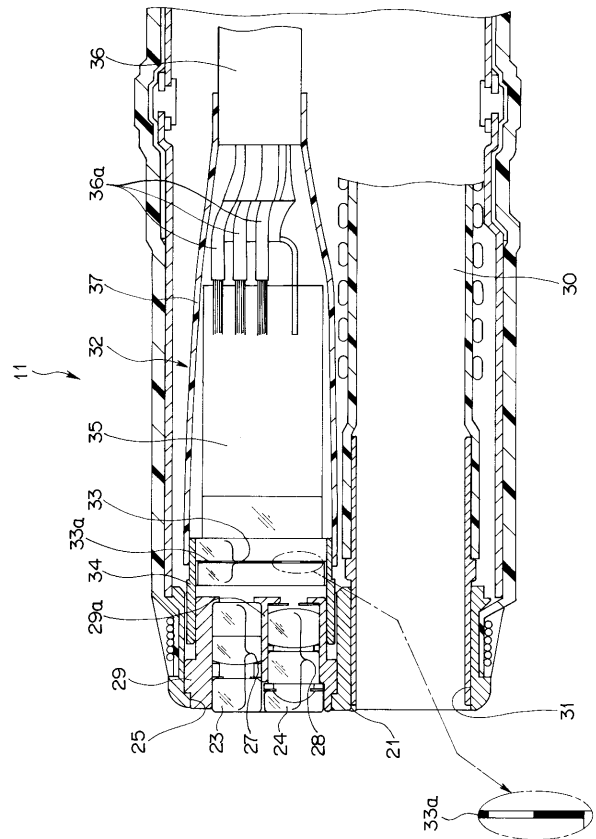
【図 2】



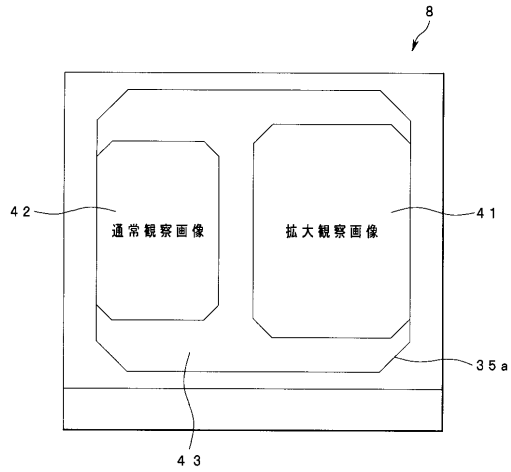
【図 3】



【図 4】



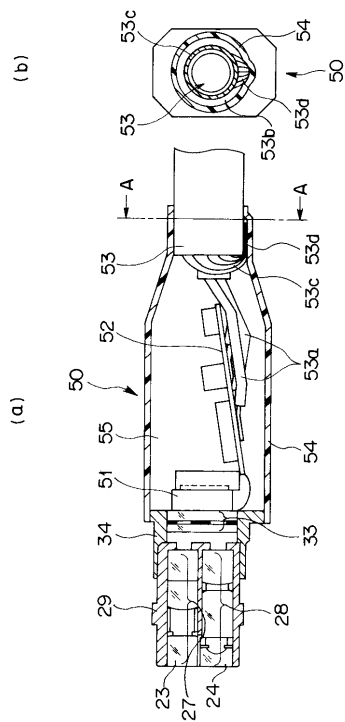
【図 5】



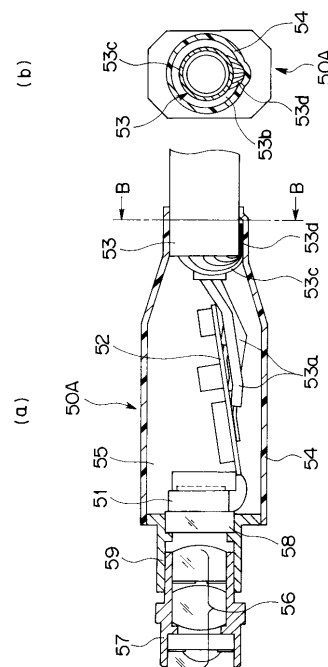
【図 6】

	設定項目	設定例 1	設定例 2	設定例 3	推奨条件
拡大観察光学系	画 角	30°	35°	40°	—
	被写界深度	3mm ~ 5mm	3mm ~ 5mm	3mm ~ 5mm	—
	FナンバーF _a	13.0	12.8	11.1	—
	画面サイズS _a (フル画面比)	31%	37%	33%	33% < S _a
通常観察光学系	画 角	100°	100°	100°	—
	被写界深度	2mm ~ ∞	2mm ~ ∞	3mm ~ ∞	拡大光学系の深度 範囲を包含する
	FナンバーF _b	7.4	9.9	7.9	—
	画面サイズS _b (フル画面比)	14%	25%	33%	20% < S _b
画面サイズ	Fナンバー比 $\alpha = (F_a / F_b)$	1.76	1.29	1.41	$1.2 \leq \alpha \leq 1.7$
	S _a / S _b	2.14	1.50	1.00	$1 \leq (S_a / S_b) \leq 2$
	S _a + S _b (フル画面比)	45%	62%	65%	$50\% \leq (S_a + S_b)$
	調光特性	不良	良好	良好	—

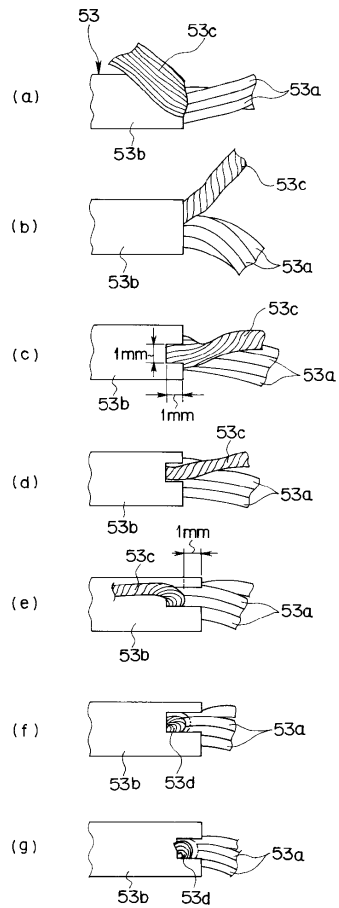
【図 7】



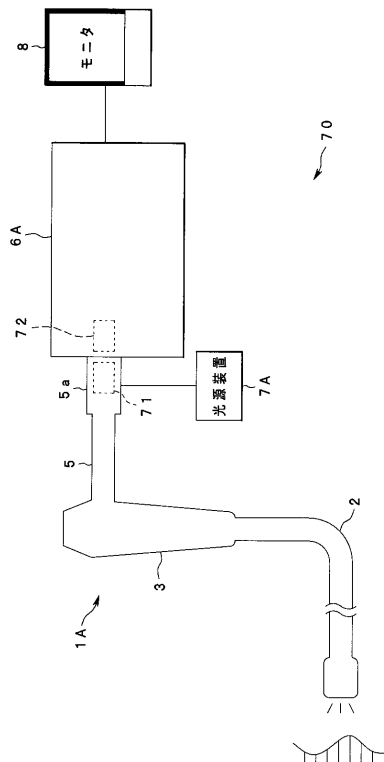
【図 8】



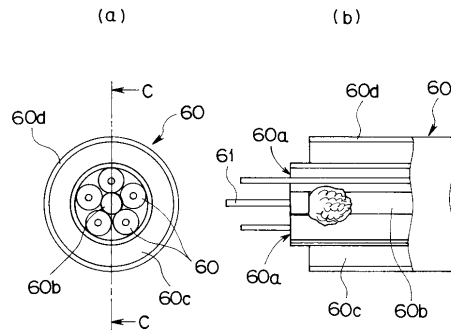
【図 9】



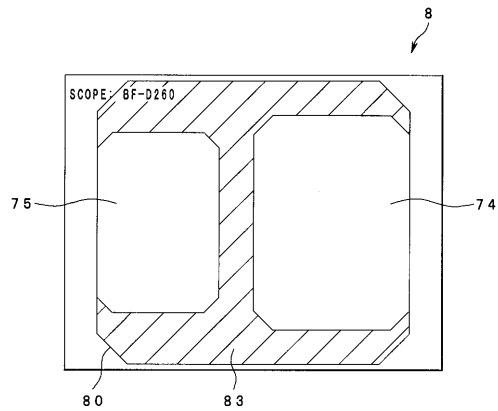
【図 11】



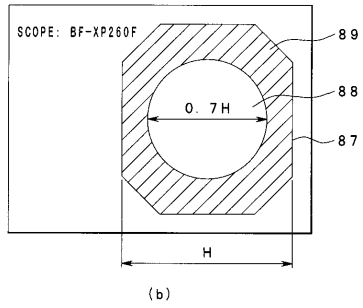
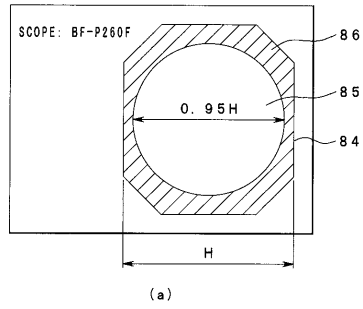
【図 10】



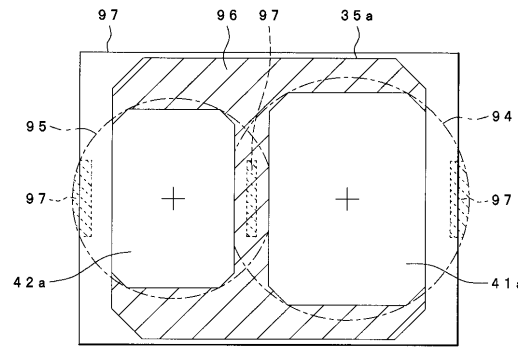
【図 12】



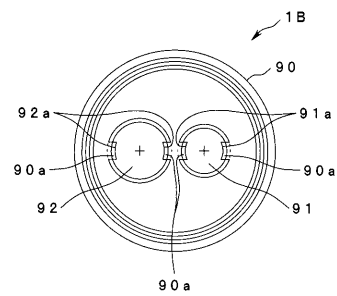
【図 13】



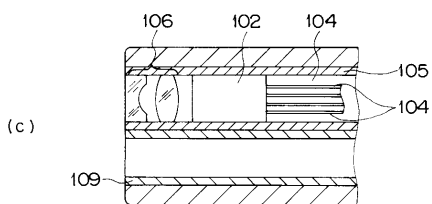
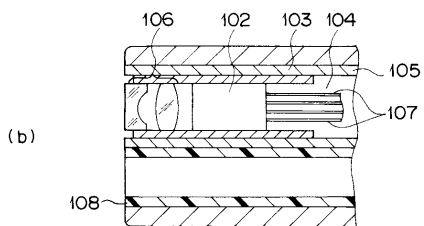
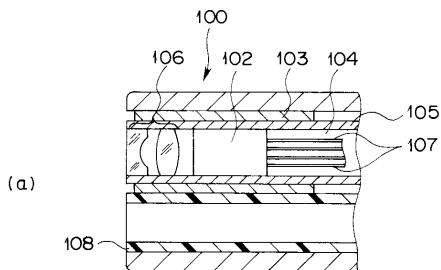
【図 14】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2006122129A	公开(公告)日	2006-05-18
申请号	JP2004311311	申请日	2004-10-26
[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	加川裕昭		
发明人	加川 裕昭		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/26.C A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/045.622 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA14 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/WW10 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/WW10		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

亲切代码：例如但不增加系统的尺寸获得不同观察图像例如普通观察图像和放大观察图像损害插入性的细管插入薄直径也可用器官腔外，如支气管，也，实现具有良好可操作性的内窥镜。一 设置的细长的插入部前端11，以及第一透镜组27和用于获得放大观察图像41和普通观察图像42幅不同的对象的图像，被检体的观察图像的第二透镜组28的和单一的固态能使之转变为成像在图像区域35a中，第一，第二透镜组27和28在接近第一透镜框架的电信号的成像装置35布置29同时，在固态成像装置35是第一，并且通过第二透镜组27和28获得的两个观察图像被设置的图像区域35a中的位置上以形成图像，该图像包括两个观察图像得到一个信号。点域4

