

(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2012-213440

(P2012-213440A)

(43) 公開日 平成24年11月8日(2012.11.8)

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

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-79256 (P2011-79256)  
(22) 出願日 平成23年3月31日 (2011. 3. 31)

(71) 出願人 306037311  
富士フイルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74) 代理人 100075281  
弁理士 小林 和憲  
(72) 発明者 北野 亮  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内  
Fターム(参考) 2H040 BA03 BA04 BA05 CA12 CA22  
CA24 CA25 DA12 GA02  
4C161 BB02 BB04 BB05 CC06 DD03  
FF40 JJ06 LL02 LL08 NN01  
PP06 PP12 RR06 RR17 RR26

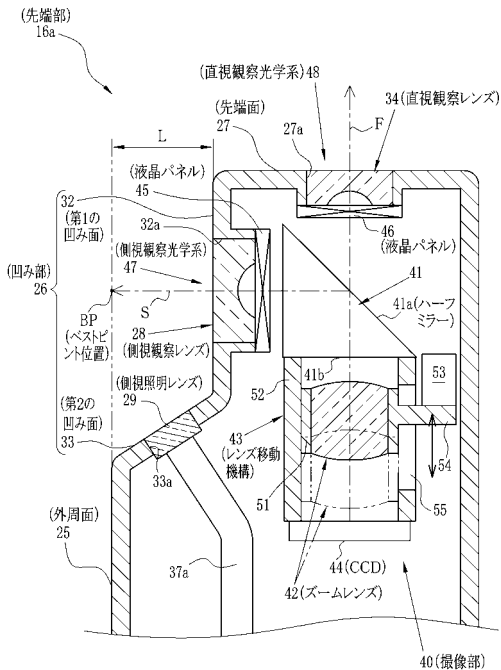
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】被検体の表面に容易にピントを合わせることが可能であり、且つ先端部の小径化を図ることができる。

【解決手段】電子内視鏡に設けられた先端部16aには、凹み部26と、先端面27とが形成されている。先端部16aは、側視観察光学系47及び直視観察光学系48を備える。側視観察光学系47は、側視観察レンズ28、プリズム41、ズームレンズ42からなる。側視観察レンズ28からの入射光はプリズム41のハーフミラー41aで反射する。ズームレンズ42及びCCD44は、プリズム41の出射面41b側に位置する。側視観察光学系47は、通常観察及び拡大観察の間で焦点距離が切り換えられる。側視方向Sにおける側視観察レンズ28の表面の位置と、外周面25の延長線上の位置との間に所定距離Lを有する。側視観察光学系47による拡大観察時、ベストピント位置BPが、外周面25の延長線上に一致するように距離Lが設定されている。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部の先端部に形成され、前記先端部の外周面の一部を切り欠いた凹み部と、

前記凹み部に設けられ、挿入方向と直交する側視方向からの像光を取り込んで観察を行うための側視観察光学系と、

前記側視観察光学系の焦点距離を、通常観察及び拡大観察の間で可変させる焦点可変手段と、

前記側視観察光学系により取り込まれた観察範囲の像光が結像される撮像素子と、  
を備えた電子内視鏡において、

前記側視観察光学系は、拡大観察時のベストピント位置が、前記側視方向における前記外周面の延長線上に一致することを特徴とする電子内視鏡。

**【請求項 2】**

前記側視観察光学系の観察範囲に照明光を照射するための側視照明光学系を備え、

前記凹み部は、前記側視方向と直交する第 1 の凹み面と、前記外周面と前記第 1 の凹み面に囲まれ、先端側に向かって傾斜する第 2 の凹み面とから形成され、

前記側視観察光学系は、前記第 1 の凹み面から露呈する位置に設けられ、

前記側視照明光学系は、前記第 2 の凹み面から露呈する位置に設けられることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡。

**【請求項 3】**

前記側視観察光学系は、

前記側視方向からの像光を取り込む側視観察レンズと、

前記側視観察レンズによる前記側視方向からの入射光を直交する方向へ反射させて前記撮像素子に結像させる光路変換部材とを備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 項記載の電子内視鏡。

**【請求項 4】**

前記先端部の先端側に形成され、前記凹み部の先端と連続し、挿入方向と直交する先端面と、

挿入方向と平行な直視方向からの像光を取り込むための直視観察光学系とを備え、

前記直視観察光学系は、前記先端面から露呈する位置に設けられる直視観察レンズから構成され、

前記光路変換部材は、ハーフミラーであり、前記直視観察レンズにより取り込まれた前記直視方向からの入射光を透過させて前記撮像素子に結像させることを特徴とする請求項 3 記載の電子内視鏡。

**【請求項 5】**

前記直視観察光学系及び前記側視観察光学系のいずれか一方に入射される入射光を透過させ、他方に入射される入射光を遮断する切り換え手段を備えることを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡。

**【請求項 6】**

前記切り換え手段は、前記直視観察光学系及び前記側視観察光学系にそれぞれ設けられ、入射光を遮断する遮光状態と、入射光を透過させる透過状態との間で切り換えられる液晶パネルであることを特徴とする請求項 5 記載の電子内視鏡。

**【請求項 7】**

前記焦点可変手段は、前記側視観察レンズ及び前記光路変換部材とともに前記側視観察光学系を構成するズームレンズと、前記ズームレンズを光軸方向に沿って移動させるズームレンズ移動手段とからなることを特徴とする請求項 3 ないし 6 いずれか 1 項記載の電子内視鏡。

**【請求項 8】**

前記ズームレンズは、前記光路変換部材と、前記撮像素子との間に配置されることを特徴とする請求項 7 項記載の電子内視鏡。

10

20

30

40

50

## 【請求項 9】

前記先端面に設けられ、前記直視観察光学系による観察範囲を照明するための直視照明光学系を備えていることを特徴とする請求項 4 ないし 9 いずれか 1 項記載の電子内視鏡。

## 【請求項 10】

前記側視観察光学系は、通常観察時の被写界深度の範囲内に、前記側視方向における前記外周面の延長線上が位置することを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の電子内視鏡。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

10

本発明は、挿入方向と直交する側視方向の被検体内を観察する電子内視鏡に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行われている。電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端部に、被検体内の像光を取り込むための観察光学系と、観察光学系により取り込んだ像光が結像される撮像素子とを備えている。観察光学系は、挿入部の挿入方向と平行な直視方向からの像光を取り込むために、挿入部先端面から露呈するように配されることが一般的である。

## 【0003】

従来より、観察光学系の焦点距離を可変する機構を備え、通常観察及び拡大観察の間で焦点距離を切り換える電子内視鏡がある（例えば、特許文献 1）。このような電子内視鏡では、挿入部の先端面が被検体の表面に近接しているときに、拡大観察用の焦点距離に切り換えると、観察光学系の被写界深度が狭くなり、被検体の表面にピントを合わせることが難しくなる。

20

## 【0004】

そこで、特許文献 1 では、挿入部の先端部に装着され、観察光学系と、被検体の表面との間に所定距離を置くフードを使用する電子内視鏡が記載されており、このフードの先端面の位置が、観察光学系のベストピント位置に一致するように形成されているため、フードの先端面が被検体の表面に接することで、観察光学系のピントを被検体の表面に合わせやすくなっている。

30

## 【0005】

一方、食道などの内径が小さい管内では、挿入部の先端部の向きを変えることが難しいため、挿入部の挿入方向と直交する径方向（側視方向）を観察可能な電子内視鏡を使用する（特許文献 2～5）。さらに、特許文献 2，3 記載の電子内視鏡では、側視方向と直視方向の両方を観察可能な構成であり、挿入部を被検体内に挿入させたとき、先ず直視方向の観察を行い、異常部位が発見された場合、側視方向を観察する観察光学系を異常部位に近づけて側視方向の観察を行う。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

40

【特許文献 1】特開平 11 - 342104 号公報

【特許文献 2】特開 2010 - 12079 号公報

【特許文献 3】特開昭 61 - 261713 号公報

【特許文献 4】特開平 10 - 311954 号公報

【特許文献 5】特開平 3 - 269407 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

しかしながら、上記特許文献 2～5 記載の内視鏡では、側視方向を観察する観察光学系で拡大観察を行う場合、被検体の表面に近付き過ぎると、ピントを合わせることが困難に

50

なるという問題がある。そこで、上記特許文献 1 のように、観察光学系と被検体の表面との間に所定距離を置くフードを設けることが考えられるが、上記特許文献 2 ~ 5 のように側視方向を観察する内視鏡に上記特許文献 1 のようなフードを設けた場合、フードの厚みのために先端部の外径が大きくなり、さらに側視方向において所定距離を置くことも考慮すると、フードの径方向の寸法が大きくなり、先端部の小型化を妨げることになる。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、被検体の表面に容易にピントを合わせることが可能であり、且つ先端部の小径化を図ることを可能とする電子内視鏡を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

【 0 0 0 9 】

本発明の電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端部に形成され、前記先端部の外周面の一部を切り欠いた凹み部と、前記凹み部に設けられ、挿入方向と直交する側視方向からの像光を取り込んで観察を行うための側視観察光学系と、前記側視観察光学系の焦点距離を、通常観察及び拡大観察の間で可変させる焦点可変手段と、前記側視観察光学系により取り込まれた観察範囲の像光が結像される撮像素子と、を備えた電子内視鏡において、前記側視観察光学系は、拡大観察時のベストピント位置が、前記側視方向における前記外周面の延長線上に一致することの特徴とする。

【 0 0 1 0 】

前記側視観察光学系の観察範囲に照明光を照射するための側視照明光学系を備え、前記凹み部は、前記側視方向と直交する第 1 の凹み面と、前記外周面と前記第 1 の凹み面に囲まれ、先端側に向かって傾斜する第 2 の凹み面とから形成され、前記側視観察光学系は、前記第 1 の凹み面から露呈する位置に設けられ、前記側視照明光学系は、前記第 2 の凹み面から露呈する位置に設けられることが好ましい。

20

【 0 0 1 1 】

前記側視観察光学系は、前記側視方向からの像光を取り込む側視観察レンズと、前記側視観察レンズによる前記側視方向からの入射光を直交する方向へ反射させて前記撮像素子に結像させる光路変換部材とを備えることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

前記先端部の先端側に形成され、前記凹み部の先端と連続し、挿入方向と直交する先端面と、挿入方向と平行な直視方向からの像光を取り込むための直視観察光学系とを備え、前記直視観察光学系は、前記先端面から露呈する位置に設けられる直視観察レンズから構成され、前記光路変換部材は、ハーフミラーであり、前記直視観察レンズにより取り込まれた前記直視方向からの入射光を透過させて前記撮像素子に結像させることが好ましい。

30

【 0 0 1 3 】

前記直視観察光学系及び前記側視観察光学系のいずれか一方に入射される入射光を透過させ、他方に入射される入射光を遮断する切り換え手段を備えることが好ましい。前記切り換え手段は、前記直視観察光学系及び前記側視観察光学系にそれぞれ設けられ、入射光を遮断する遮光状態と、入射光を透過させる透過状態との間で切り換えられる液晶パネルであることが好ましい。

40

【 0 0 1 4 】

前記焦点可変手段は、前記側視観察レンズ及び前記光路変換部材とともに前記側視観察光学系を構成するズームレンズと、前記ズームレンズを光軸方向に沿って移動させるズームレンズ移動手段とからなることが好ましい。前記ズームレンズは、前記光路変換部材と、前記撮像素子との間に配置されることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

前記先端面に設けられ、前記直視観察光学系による観察範囲を照明するための直視照明光学系を備えていることが好ましい。また、前記側視観察光学系は、通常観察時の被写界深度の範囲内に、前記側視方向における前記外周面の延長線上が位置することが好ましい。

50

## 【発明の効果】

## 【0016】

本発明によれば、側視観察光学系を使用して拡大観察を行うときのベストピント位置が、側視方向における先端部外周面の延長線上に一致するので、被検体の表面に容易にピントを合わせることが可能であり、且つ先端部の小径化を図ることができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0017】

【図1】電子内視鏡システムの外觀斜視図である。

【図2】電子内視鏡の先端部の構成を示す斜視図である。

【図3】側視観察光学系及び直視観察光学系に沿って切断した先端部の断面図である。

【図4】電子内視鏡システムの電氣的構成の概要を示すブロック図である。

【図5】電子内視鏡の使用時の状態を説明する説明図である。

【図6】本発明の第2実施形態の構成を示す断面図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0018】

図1に示すように、電子内視鏡システム10は、電子内視鏡11、プロセッサ装置12、光源装置13、送気・送水装置14、及び送液装置15などから構成されている。送気・送水装置14は、光源装置13に内蔵され、エアーの送気を行う周知の送気装置（ポンプなど）14aと、光源装置13の外部に設けられ、洗浄水を貯留する洗浄水タンク14bから構成されている。電子内視鏡11は、被検体内に挿入される挿入部16と、挿入部16の基端部分に連設された手元操作部17と、プロセッサ装置12及び光源装置13に接続されるコネクタ18と、手元操作部17とコネクタ18との間を繋ぐユニバーサルコード19とを有する。

## 【0019】

挿入部16は、その先端に設けられ、被検体内撮像用の撮像素子としてのCCD型イメージセンサ（図3参照。以下、CCDという）44等が内蔵された先端部16aと、先端部16aの基端に連設された湾曲自在な湾曲部16bと、湾曲部16bの基端に連設された可撓性を有する可撓管部16cとからなる。

## 【0020】

コネクタ18は複合タイプのコネクタであり、プロセッサ装置12、及び光源装置13、送気・送水装置14がそれぞれ接続される。また、コネクタ18には、連結チューブ20を介して送液装置15が接続される。手元操作部17には、湾曲部16bを上下左右に湾曲させるためのアングルノブ21や、送気・送水ノズル36（図2参照）からエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタン22といった操作部材が設けられている。また、手元操作部17には、鉗子チャンネル（図示せず）に電気メス等の処置具を挿入するための鉗子入口23が設けられている。

## 【0021】

プロセッサ装置12は、光源装置13と電氣的に接続され、電子内視鏡システム10の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置12は、ユニバーサルコード19や挿入部16内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡11に給電を行い、後述するCCD44、液晶パネル45、46などの駆動を制御する。また、プロセッサ装置12は、伝送ケーブルを介してCCD44から出力された撮像信号を取得し、各種画像処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置12で生成された画像データは、プロセッサ装置12にケーブル接続されたモニタ24に観察画像として表示される。

## 【0022】

図2に示すように、先端部16aは、円柱形状の外周面25の一部を切り欠いた凹み部26と、先端側に位置する先端面27とが形成されている。

## 【0023】

凹み部26には、後述する側視観察光学系47を構成する側視観察レンズ28と、側視照明光学系としての側視照明レンズ29と、鉗子出口30と、ウォータージェット噴射口

10

20

30

40

50

３１とが設けられている。側視観察レンズ２８は、挿入部１６の挿入方向と直交する側視方向Ｓに沿って光軸が配されている。

【００２４】

凹み部２６は、側視方向Ｓと直交する平面状の第１の凹み面３２と、外周面２５と第１の凹み面３２に囲まれ、先端側に向かって傾斜する平面状の第２の凹み面３３とから形成される。側視観察レンズ２８は、第１の凹み面３２に形成された貫通孔３２ａから露呈する位置に取り付けられており、且つ光入射面となる表面が第１の凹み面３２と同一面上に位置し、側視方向Ｓからの像光を取り込む。

【００２５】

側視照明レンズ２９は、第２の凹み面３３に形成された貫通孔３３ａから露呈する位置に取り付けられ、側視照明レンズ２９の奥には、後述するライトガイド３７ａの出射端面している。側視照明レンズ２９は、ライトガイド３７ａによって導かれた照明光を側視観察光学系４７が像光を取り込む観察範囲に向かって照射する。

【００２６】

また、第２の凹み面３３には、鉗子出口３０及びウォータージェット噴射口３１が設けられている。鉗子出口３０は、鉗子管路（図示せず）を介して手元操作部１７の鉗子入口２３に連通している。鉗子入口２３から挿入された各種処置具は、鉗子管路に導かれ、鉗子出口３０から先端を突出して処置を行うことができる。

【００２７】

ウォータージェット噴射口３１は、洗浄水や薬液などの液体を観察対象に向けて噴射するために設けられており、挿入部１６、手元操作部１７及びユニバーサルコード１９内に配設されたウォータージェット管路（図示せず）に連通している。ウォータージェット管路は、連結チューブ２０を介して送液装置１５に接続される。ウォータージェット噴射口３１は、第２の凹み面３３と直交する方向に沿って形成されており、送液装置１５から連結チューブ２０を介してウォータージェット管路へ送り込まれた液体を被検体内へ直接吹き付けることができる。

【００２８】

先端面２７は、凹み部２６の第１の凹み面３２と先端と連続し、挿入方向と直交する平面状に形成されている。先端面２７には、後述する直視観察光学系４８を構成する直視観察レンズ３４、直視照明光学系としての直視照明レンズ３５ａ、３５ｂ、送気・送水ノズル３６とが設けられている。直視観察レンズ３４は、挿入方向と平行な直視方向Ｆに沿って光軸が配される。先端面２７は、直視方向Ｆと直交する。

【００２９】

直視観察レンズ３４は、先端面２７に形成された貫通孔２７ａから露呈する位置に取り付けられ、且つ光入射面となる表面が先端面２７と同一面上に位置し、直視方向Ｆからの被検体内の像光を取り込む。

【００３０】

直視照明レンズ３５ａ、３５ｂは、直視観察レンズ３４を挟んで対称な位置に配されており、直視照明レンズ３５ａ、３５ｂの奥には、ライトガイド３７ｂ、３７ｃ（図４参照）の出射端が配置されている。直視照明レンズ３５ａ、３５ｂは、ライトガイド３７ｂ、３７ｃによって導かれた照明光を直視観察光学系４８が像光を取り込む観察範囲に向かって照射する。

【００３１】

ライトガイド３７ａ～３７ｃは、多数の光ファイバー（例えば、石英からなる）を束ねており、外周面にチューブを被覆して形成されたものである。ライトガイド３７ａ～３７ｃは、挿入部１６、手元操作部１７、ユニバーサルコード１９、及びコネクタ１８の内部を通して光源装置１３からの照明光を側視照明レンズ２９、直視照明レンズ３５ａ、３５ｂにそれぞれ導く。

【００３２】

送気・送水ノズル３６は、送気・送水装置１３から供給されたエアーや洗浄水を直視観

10

20

30

40

50

察レンズ 3 4 に向けて噴射して、直視観察レンズ 3 4 に付着した汚れなどを洗い流すことができる。

【0033】

図 3 に示すように、先端部 1 6 a には、撮像部 4 0 が組み込まれている。撮像部 4 0 は、側視観察レンズ 2 8、直視観察レンズ 3 4、プリズム 4 1（光路変換部材）、ズームレンズ 4 2、レンズ移動機構 4 3、CCD 4 4、液晶パネル 4 5、4 6 とを備える。

【0034】

この撮像部 4 0 は、側視観察光学系 4 7 及び直視観察光学系 4 8 を兼ねる構成となっている。プリズム 4 1 及びズームレンズ 4 2 は側視観察光学系 4 7 及び直視観察光学系 4 8 の両方に共通な構成となっており、すなわち、側視観察光学系 4 7 は、側視観察レンズ 2 8、プリズム 4 1、ズームレンズ 4 2 から構成され、直視観察光学系 4 8 は、直視観察レンズ 3 4、プリズム 4 1、ズームレンズ 4 2 から構成される。

【0035】

プリズム 4 1 は、45°直角二等辺三角形のプリズムであり、直角と対向する斜面に入射光を透過及び反射させるハーフミラー 4 1 a が形成されている。このプリズム 4 1 は、側視観察レンズ 2 8 の光軸の延長上と直視観察レンズ 3 4 の光軸の延長上とが交差する位置にハーフミラー 4 1 a の位置を合わせ、側視観察レンズ 2 8 及び直視観察レンズ 3 4 の光軸に対してハーフミラー 4 1 a が 45°の交差角度で交差して配されている。このプリズム 4 1 では、直視観察レンズ 3 4 の光軸の延長上に射出面 4 1 b が位置する。これにより、側視観察レンズ 2 8 からの入射光はハーフミラー 4 1 a で反射し、直視観察レンズ 3 4 からの入射光は、ハーフミラー 4 1 a を透過して射出面 4 1 b から射出する。

【0036】

CCD 4 4 は、プリズム 4 1 の射出面 4 1 b 側、且つ直視観察レンズ 3 4 の光軸の延長上に位置している。この CCD 4 4 は、側視方向 S と平行、且つ直視方向 F と直交に配置されている。ズームレンズ 4 2 は、プリズム 4 1 の射出面 4 1 b 側、且つプリズム 4 1 及び CCD 4 4 の間に位置し、プリズム 4 1 及び CCD 4 4 に対して光軸の位置を合わせて配されている。直視観察レンズ 3 4 からの入射光がハーフミラー 4 1 a を透過した透過光、あるいは側視観察レンズ 2 8 からの入射光がハーフミラー 4 1 a を反射した反射光は、ズームレンズ 4 2 を経て CCD 4 4 の受光面（図示せず）に結像され、撮像信号に変換される。

【0037】

液晶パネル 4 5 は、側視観察レンズ 2 8 の背後、且つ側視観察レンズ 2 8 と中心位置を合わせて固定されている。液晶パネル 4 6 は、直視観察レンズ 3 4 の背後、且つ直視観察レンズ 3 4 と中心位置を合わせて固定されている。

【0038】

観察光学系の切り換え手段としての液晶パネル 4 5、4 6 は、後述する液晶ドライバ 6 3 によって駆動制御され、側視観察レンズ 2 8 及び直視観察レンズ 3 4 に入射した光を透過させる透過状態、及び入射光を遮断する遮光状態にそれぞれ切り換えられる。なお、液晶パネル 4 5、4 6 は、例えば印加電圧によって透過光量が制御され、上述した透過状態のときは、液晶パネル 4 5、4 6 の全面が最も光透過率の高い状態となり、遮光状態のときは、液晶パネル 4 5、4 6 の全面が最も光透過率の低い状態となる。

【0039】

撮像部 4 0 では、被検体の撮像を行う際、側視観察光学系 4 7 及び直視観察光学系 4 8 のいずれか一方を使用するために、液晶パネル 4 5、4 6 のいずれか一方を透過状態とし、他方を遮光状態とする。すなわち、液晶パネル 4 5 を透過状態、且つ液晶パネル 4 6 を遮光状態としたときは、側視観察光学系 4 7 が使用可能な状態となり、液晶パネル 4 5 を遮光状態、液晶パネル 4 6 を透過状態としたときは、直視観察光学系 4 8 が使用可能な状態となる。

【0040】

ズームレンズ 4 2 及びレンズ移動機構 4 3 は焦点可変手段を構成し、レンズ移動機構 4

10

20

30

40

50

3がズームレンズ42を光軸方向に沿って進退移動させることにより、側視観察光学系47及び直視観察光学系48の焦点距離が可変する。このレンズ移動機構43は、ズームレンズ42を保持するレンズ保持部材としての移動筒51と、移動筒51をガイドするガイド部材としての固定筒52と、アクチュエータ53とからなる。固定筒52は、先端部16aの内部に固定され、軸方向がズームレンズ42の光軸と平行に配されている。なお、固定筒52の後端部には、CCD44が固定されている。

#### 【0041】

移動筒51の外周面は、固定筒52の内周面とスライド自在に嵌合する。これにより、ズームレンズ42を光軸方向にガイドする。移動筒51には、接続部54が一体に設けられている。この接続部54は、固定筒52に形成されたスリット55を通して固定筒52の外部に突出する。アクチュエータ53は、接続部54を介して移動筒51に接続されている。アクチュエータ53としては、例えばソレノイドが用いられる。アクチュエータ53の駆動によって、移動筒51とともにズームレンズ42を進退移動させることができる。

10

#### 【0042】

レンズ移動機構43では、後述するアクチュエータドライバ64によりアクチュエータ53が駆動制御される。これにより、側視観察光学系47及び直視観察光学系48は、アクチュエータ53の駆動でズームレンズ42が進退移動することにより、通常観察と、通常観察よりも焦点距離が長い拡大観察との間で、焦点距離を可変させることができる。以下では、通常観察時のズームレンズ42の位置を通常観察位置(図3の2点鎖線で示す位置)、拡大観察時のズームレンズ42の位置を拡大観察位置(図3の実線で示す位置)と称する。

20

#### 【0043】

先端部16aでは、上述したように側視観察レンズ28の表面が、第1の凹み面32と同一面上に位置している。すなわち、側視方向Sにおける側視観察レンズ28の表面の位置と、外周面25の延長線上の位置との間には、凹み部26の凹み量に等しい所定距離Lを有する。この所定距離Lは、側視観察光学系47を使用して拡大観察を行うとき、すなわちズームレンズ42が拡大観察位置にあるとき、側視観察光学系47のベストピント位置BPが、側視方向Sにおける外周面25の延長線上に一致するように設定されている。

#### 【0044】

一方、ズームレンズ42が通常観察位置にあるときには、側視観察光学系47のベストピント位置は側視方向Sにおける外周面25の延長線上に一致していないが、側視観察光学系47の被写界深度の範囲内に、側視方向Sにおける外周面25の延長線上が位置するように、上記の所定距離Lが設定されている。

30

#### 【0045】

また、側視観察レンズ28及び側視照明レンズ29は、互いに異なる面である第1の凹み面32及び第2の凹み面32から露呈するように設けられているため、側視照明レンズ29が照明光を照射する照明方向は、側視観察光学系47が像光を取り込む側視方向Sに対して交差する。

#### 【0046】

図4は、電子内視鏡システム10の電氣的構成の概略を示す。電子内視鏡11には、撮像部40の他に、AFE61、撮像制御部62、液晶ドライバ63、アクチュエータドライバ64を備えている。CCD44は、上述したように受光面に結像された被検体内の像を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として出力する。出力された撮像信号はAFE61に送られる。AFE61は、AFE61は、相関二重サンプリング(CDS)回路、自動ゲイン調節(AGC)回路、A/D変換器など(いずれも図示は省略)から構成されている。CDSは、CCD44が出力する撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD44を駆動することによって生じるノイズを除去する。AGCは、CDSによってノイズが除去された撮像信号を増幅する。

40

#### 【0047】

50

撮像制御部 6 2 は、電子内視鏡 1 1 とプロセッサ装置 1 2 とが接続されたとき、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 6 9 に接続され、コントローラ 6 9 から指示がなされたときに C C D 4 4 に対して駆動信号を送る。C C D 4 4 は、撮像制御部 6 2 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 6 1 に出力する。

【 0 0 4 8 】

プロセッサ装置 1 2 は、デジタル信号処理回路 ( D S P ) 6 5 、デジタル画像処理回路 ( D I P ) 6 6 、表示制御回路 6 7 、 V R A M 6 8 、コントローラ 6 9 、操作部 7 0 等を備える。

【 0 0 4 9 】

コントローラ 6 9 は、プロセッサ装置 1 2 全体の動作を統括的に制御する。D S P 6 5 は、電子内視鏡 1 1 の A F E 6 1 から出力された撮像信号に対し、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、画像データを生成する。D S P 6 5 で生成された画像データは、D I P 6 6 の作業メモリに入力される。また、D S P 6 5 は、例えば生成した画像データの各画素の輝度を平均した平均輝度値等、照明光量の自動制御 ( A L C 制御 ) に必要な A L C 制御用データを生成し、コントローラ 6 9 に入力する。

【 0 0 5 0 】

D I P 6 6 は、D S P 6 5 で生成された画像データに対して、電子変倍、色強調処理、エッジ強調処理等の各種画像処理を施す。D I P 6 6 で各種画像処理が施された画像データは、観察画像として V R A M 6 8 に一時的に記憶された後、表示制御回路 6 7 に入力される。表示制御回路 6 7 は、V R A M 6 8 から観察画像を選択して取得し、モニタ 2 4 上に表示する。

【 0 0 5 1 】

操作部 7 0 は、プロセッサ装置 1 2 の筐体に設けられる操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスからなる。コントローラ 6 9 は、操作部 7 0 や電子内視鏡 1 1 の手元操作部 1 7 からの操作信号に応じて、電子内視鏡システム 1 0 の各部を動作させる。

【 0 0 5 2 】

光源装置 1 3 は、光源 7 1 、集光レンズ 7 2 、光源制御部 7 3 、光ファイバ 7 4 などを備えている。光源 7 1 としては、キセノン管などの白色光源からなり、光源 7 1 から供給される白色光は集光レンズ 7 2 等を介して光ファイバ 7 4 に導光される。光ファイバ 7 4 は、コネクタ 1 8 を介して電子内視鏡 1 1 のライトガイド 3 7 a ~ 3 7 c に接続される。このため、光源 7 1 が発光した白色光は、ライトガイド 3 7 a ~ 3 7 c に導かれ、照明レンズ 2 9 , 3 5 a , 3 5 b に入射する。そして、照明レンズ 2 9 , 3 5 a , 3 5 b により照明光として被検体内に照射される。光源制御部 7 3 は、プロセッサ装置 1 2 のコントローラ 6 9 から入力される調節信号や同期信号にしたがって光源 7 1 の点灯 / 消灯のタイミングを調節する。

【 0 0 5 3 】

液晶ドライバ 6 3 、及びアクチュエータドライバ 6 4 は、電子内視鏡 1 1 とプロセッサ装置 1 2 とが接続されたとき、A F E 6 1 、撮像制御部 6 2 とともに、コントローラ 6 9 に接続される。液晶ドライバ 6 3 は、コントローラ 6 9 から観察光学系の切り換え指示がなされたときに、液晶パネル 4 5 , 4 6 を駆動制御して透過状態及び遮光状態の切り換えを行う。

【 0 0 5 4 】

アクチュエータドライバ 6 4 は、コントローラ 6 9 からズームレンズ 4 2 の移動指示がなされたときに、アクチュエータ 5 3 を駆動制御してズームレンズ 4 2 を通常観察位置または拡大観察位置に移動させる。

【 0 0 5 5 】

上記構成の作用について、図 5 を参照して説明する。図 5 ( A ) に示すように、被検体内に挿入部 1 6 を挿入し、電子内視鏡 1 1 での観察を行う際、初期状態では、撮像部 4 0

10

20

30

40

50

は直視観察光学系 48 が使用可能、且つ通常観察可能（ズームレンズ 42 が通常観察位置）な状態となっている。この状態で通常観察を行い、被検体内を撮像した観察画像がモニタ 24 上に表示される。

【0056】

直視観察光学系 48 を使用して直視方向 F の通常観察を行っているときに、被検体内に病変部などの異常部位 X（図 5（B）参照）が発見された場合、術者は、直視観察光学系 48 が使用可能な状態から、側視観察光学系 47 が使用可能な状態に切り換える操作を操作部 70 により行う。コントローラ 69 は、操作部 70 の操作に応じて、液晶ドライバ 63 を制御して液晶パネル 45 を透過状態、且つ液晶パネル 46 を遮光状態に切り換える。

【0057】

これにより、撮像部 40 は、側視観察光学系 47 が使用可能な状態となる。上述したように、撮像部 40 では、側視観察光学系 47 を使用して通常観察を行うときの被写界深度の範囲内に、側視方向 S における外周面 25 の延長線上が位置するように所定距離 L が設定されているので、外周面 25 と密着する被検体の表面にピントを合わせることが可能となっている。そして、この状態で側視観察光学系 47 を使用して側視方向 S の通常観察を行い、異常部位 X の位置に側視観察光学系 47 による観察範囲、すなわち側視方向 S から側視観察レンズ 28 に像光が入射する位置を合わせることができる。

【0058】

異常部位についてさらに精細な観察画像を見たい場合、術者は通常観察から拡大観察に切り換える操作を操作部 70 により行う。コントローラ 69 は、操作部 70 の操作に応じて、アクチュエータドライバ 64 を制御してズームレンズ 42 を通常観察位置から拡大観察位置に移動させる。これにより、側視観察光学系 47 は拡大観察が可能な状態になる。図 5（B）に示すように、撮像部 40 は、拡大観察時の側視観察光学系 47 のベストピント位置 BP が、側視方向 S における外周面 25 の延長線上に一致するように所定距離 L が設定されているので、外周面 25 を被検体の表面に密着させた場合、被検体の表面に側視観察光学系 47 のベストピント位置を一致させることができる。さらに、電子内視鏡 11 では、被検体の表面との間に所定距離を置くフードなどを先端部 16a に設ける必要が無いので、先端部 16a の小径化を図ることができる。また、撮像部 40 は、側視観察光学系 47 及び直視観察光学系 48 から取り込まれる被検体の像光を、共通のプリズム 41 を用いて 1 つの CCD 44 に結像させる構成であることから、部品点数を減少させて先端部 16a のさらなる小型化を図ることができる。なお、側視照明レンズ 29 が照明光を照射する照明方向は、側視観察光学系 47 が像光を取り込む側視方向 S に対して交差するため、側視観察光学系 47 と被検体との距離に関係なく、被検体に照明光を照射して側視観察光学系 47 の観察範囲を明るくすることができる。

【0059】

なお、上記第 1 実施形態では、撮像部 40 が直視観察光学系 48 を使用可能な状態から、側視観察光学系 47 を使用可能な状態に切り換わったときに、ズームレンズ 42 が通常観察位置の状態を維持しているが、本発明はこれに限るものではなく、撮像部 40 が直視観察光学系 48 を使用可能な状態から、側視観察光学系 47 を使用可能な状態に切り換わったときに、液晶パネル 45、46 の切り換えに連動してズームレンズ 42 を通常観察位置から拡大観察位置に移動させ、拡大観察に切り換える構成としてもよい。

【0060】

上記第 1 実施形態においては、側視観察光学系 47 及び直視観察光学系 48 を切り換える切り換え手段として液晶パネル 45、46 を設けているが、これに限るものではなく、入射光を遮光する遮光板、及びこの遮光板を移動させる移動機構を側視観察光学系及び直視観察光学系にそれぞれ設け、側視観察光学系及び直視観察光学系のいずれか一方のみを遮光する構成としてもよい。あるいは、複数の絞り板からなり、閉じ状態と開放状態との間で切り換えられる絞り機構を側視観察光学系及び直視観察光学系にそれぞれ設けてもよい。また、上記第 1 実施形態では、側視観察光学系 47 を構成する光路変換部材としてハーフミラー 41a が形成されたプリズム 41 を用いているが、これに限らず、板状のハー

10

20

30

40

50

フミラーでもよい。

【0061】

また、上記第1実施形態では、プリズム41とCCD44との間にズームレンズ42を配置しているが、本発明はこれに限らず、例えば側視観察レンズ28とプリズム41との間にズームレンズ42を配置してもよく、ズームレンズ42の移動により側視観察光学系47の焦点距離が可変する配置であればよい。さらにまた、上記第1実施形態では、側視観察光学系47及び直視観察光学系48の両方を備えた先端部16aの構成を示しているが、本発明はこれに限るものではなく、直視観察光学系48を省略し、側視観察光学系47のみを備える構成でもよく、この場合、例えば、上記第1実施形態の構成から直視観察レンズ34、直視照明レンズ35a、35b、送気・送水ノズル36、ライトガイド37a、37bを省略した構成にしてもよい。また、直視観察光学系48を省略し、側視観察光学系47のみを備える構成では、光路変換部材としては、ハーフミラーに限定せず、例えば全反射するミラーが形成されたプリズム、又は板状のミラーなど、側視方向Sからの入射光をCCD44へ入射させる方向へ反射させる部材であればよい。

10

【0062】

上記第1実施形態では、共通のプリズムを用いて1つのCCD44に被検体の像光を結像させ、側視観察光学系47及び直視観察光学系48を兼用する撮像部40が先端部に組み込まれる構成としているが、先端部としては上記の構成に限定されるものではなく、図6に示す電子内視鏡の先端部80のように、側視観察光学系81及び直視観察光学系82をそれぞれ独立して設け、異なるCCD83、84に被検体の像光を結像させる構成としてもよい。

20

【0063】

この第2実施形態の電子内視鏡では、先端部80は、円柱形状の外周面85の一部を切り欠いた凹み部86と、先端側に位置する先端面87とが形成されている。凹み部86には、側視観察光学系81を構成する側視観察レンズ88と、側視照明光学系としての側視照明レンズ89とが設けられている。側視観察レンズ88は、側視方向Sに沿って光軸が配されている。

【0064】

凹み部86は、上記第1の実施形態の凹み部26と同様に、第1及び第2の凹み面32、33とから形成されている。側視観察レンズ88は、第1の凹み面32に形成された貫通孔32aから露呈する位置に取り付けられており、且つ光入射面となる表面が第1の凹み面32と同一面上に位置し、側視方向Sからの像光を取り込む。側視照明レンズ89は、第2の凹み面33に形成された貫通孔33aから露呈する位置に取り付けられ、ライトガイド37aによって導かれた照明光を側視観察光学系81の観察範囲に向かって照射する。

30

【0065】

先端面87は、凹み部86の第1の凹み面32と先端と連続し、挿入方向と直交する平面状に形成されている。先端面27には、直視観察光学系82を構成する直視観察レンズ90が設けられている。直視観察レンズ90は、挿入方向と平行な直視方向Fに沿って光軸が配される。直視観察レンズ90は、先端面87に形成された貫通孔87aから露呈する位置に取り付けられ、且つ光入射面となる表面が先端面87と同一面上に位置し、直視方向Fからの被検体内の像光を取り込む。なお、先端部80には、上記の他に、詳しくは図示しないが上記第1実施形態の先端部16aと同様の鉗子出口、ウォータージェット噴射口、送気・送水ノズル、直視照明レンズなどが設けられている。

40

【0066】

側視観察光学系81は、側視観察レンズ88、ズームレンズ91から構成され、直視観察光学系82は、直視観察レンズ90から構成される。ズームレンズ91は、レンズ移動機構92とともに側視観察光学系81の焦点距離を可変させる焦点可変手段を構成し、通常観察位置及び拡大観察位置の間で移動する。レンズ移動機構92は、上記第1実施形態のレンズ移動機構43と同様に、レンズ保持部材、ガイド部材、アクチュエータなどから

50

なる。レンズ移動機構 9 2 のアクチュエータには、アクチュエータドライバ（図示せず）が接続され、プロセッサ装置 1 2 のコントローラ 6 9 から指示がなされたとき、アクチュエータドライバはアクチュエータを駆動制御してズームレンズ 9 1 を通常観察位置または拡大観察位置に移動させる。

【 0 0 6 7 】

先端部 8 0 では、上記第 1 実施形態の先端部 1 6 a と同様に、側視方向における側視観察レンズ 8 8 の表面の位置と、外周面 8 5 の延長線上の位置との間には、凹み部 8 6 の凹み量に等しい所定距離  $L$  を有する。この所定距離  $L$  は、ズームレンズ 9 1 が拡大観察位置にあるとき、側視観察光学系 8 1 のベストピント位置  $B P$  が側視方向  $S$  における外周面 8 5 の延長線上に一致するように設定されている。一方、ズームレンズ 9 1 が通常観察位置にあるときには、被写界深度の範囲内に側視方向  $S$  における外周面 8 5 の延長線上が位置するように、所定距離  $L$  が設定されている。

【 0 0 6 8 】

ズームレンズ 9 1 の背後には、側視観察用の  $C C D$  8 3 が配され、直視観察レンズ 9 0 の背後には、直視観察用の  $C C D$  8 4 が配される。 $C C D$  8 3 , 8 4 は、先端部 8 0 の内部に固定される。側視観察光学系 8 1 からの入射光は  $C C D$  8 3 の受光面に、直視観察光学系 8 2 からの入射光は  $C C D$  8 4 の受光面にそれぞれ入射する。 $C C D$  8 3 , 8 4 には、撮像制御部 9 3、 $A F E$ （図示せず）が接続される。

【 0 0 6 9 】

本実施形態では、側視観察光学系 8 1 及び直視観察光学系 8 2 のいずれか一方に切り換える切り換え手段として撮像制御部 9 3 が機能する。すなわち、コントローラ 6 9 から指示がなされたとき、撮像制御部 9 3 は、 $C C D$  8 3 , 8 4 のいずれか一方のみに対して駆動信号を送る。駆動信号が送られた  $C C D$  8 3 , 8 4 の一方は、撮像制御部 9 3 からの駆動信号に基づき撮像信号を  $A F E$  に出力する。これにより、側視観察光学系 8 1 及び直視観察光学系 8 2 のうちいずれか一方から取り込んだ像光を観察画像として得ることができる。

【 0 0 7 0 】

先端部 8 0 では、通常観察時の側視観察光学系 8 1 の被写界深度の範囲内に、側視方向  $S$  における外周面 8 5 の延長線上が位置するように所定距離  $L$  が設定されているので、上記第 1 実施形態と同様に、被検体の表面にピントを合わせることが可能となっている。さらに、拡大観察時の側視観察光学系 8 1 のベストピント位置が、側視方向  $S$  における外周面 8 5 の延長線上に一致するように所定距離  $L$  が設定されているので、上記第 1 実施形態と同様に被検体の表面に側視観察光学系 8 1 のベストピント位置を合わせることができる。

【 0 0 7 1 】

上記第 2 実施形態では、側視観察光学系 8 1 及び直視観察光学系 8 2 の両方を備えた先端部 8 0 の構成を示しているが、本発明はこれに限るものではなく、側視観察光学系 8 1 のみを備える構成でもよく、この場合、例えば、上記第 1 実施形態の構成から直視観察光学系 8 2 及び直視観察用の  $C C D$  8 4 を省略した構成としてもよい。

【 0 0 7 2 】

なお、上記各実施形態では、レンズ保持部材、ガイド部材、アクチュエータを備えるレンズ移動機構を備えているが、これに限らず、例えば回転駆動を直進駆動に変換してズームレンズを進退させるカム部材、カム部材を回転駆動する駆動源としてのステッピングモータなどを備えた構成でもよい。また、上記各実施形態においては、レンズ移動機構のアクチュエータとしてソレノイドを用いているが、これに限らず、例えば圧電素子を用いた圧電アクチュエータなど、ズームレンズを進退移動させることが可能なアクチュエータであればよい。

【 0 0 7 3 】

上記各実施形態では、焦点可変手段としてズームレンズとレンズ移動機構からなる構成を用いているが、これに限らず、側視観察光学系の焦点距離を通常観察及び拡大観察の間

10

20

30

40

50

で可変させる構成であればよく、例えばＣＣＤを光軸方向に移動させて側視観察光学系の焦点距離を可変させる構成を用いてもよい。また、上記各実施形態では、側視観察光学系又は直視観察光学系で取り込んだ被検体内の像光を撮像する撮像素子としてＣＣＤを用いているが、ＣＣＤに限らず、ＣＭＯＳでもよい。

【符号の説明】

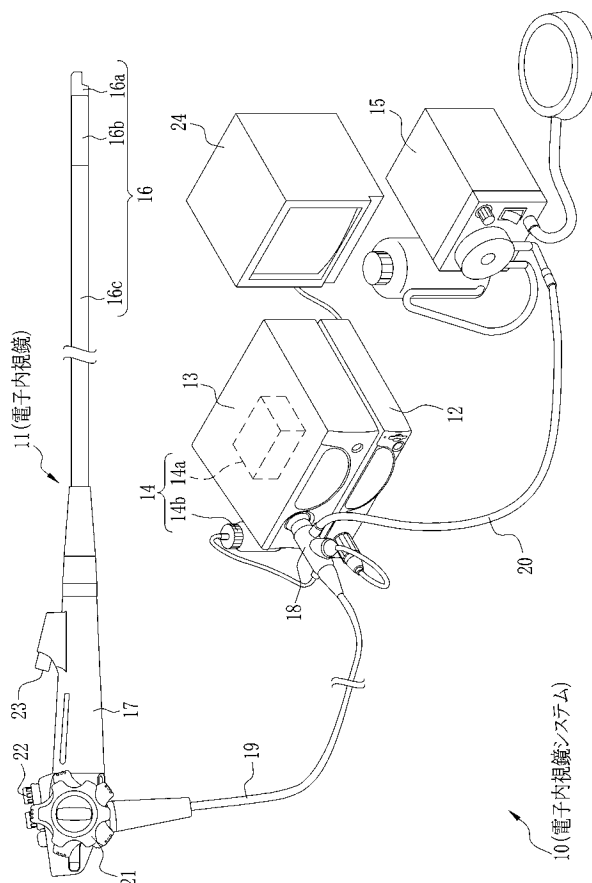
【 0 0 7 4 】

- 1 0 電子内視鏡システム
- 1 1 電子内視鏡
- 1 6 挿入部
- 1 6 a , 8 0 先端部
- 2 5 , 8 5 外周面
- 2 6 , 8 6 凹み部
- 2 8 , 8 8 側視観察レンズ
- 2 9 , 8 9 側視照明レンズ
- 3 2 第 1 の凹み面
- 3 3 第 2 の凹み面
- 3 4 , 9 0 直視観察レンズ
- 4 1 プリズム
- 4 2 , 9 1 ズームレンズ
- 4 3 , 9 2 レンズ移動機構
- 4 4 , 8 3 , 8 4 ＣＣＤ
- 4 7 , 8 1 側視観察光学系
- 4 8 , 8 2 直視観察光学系

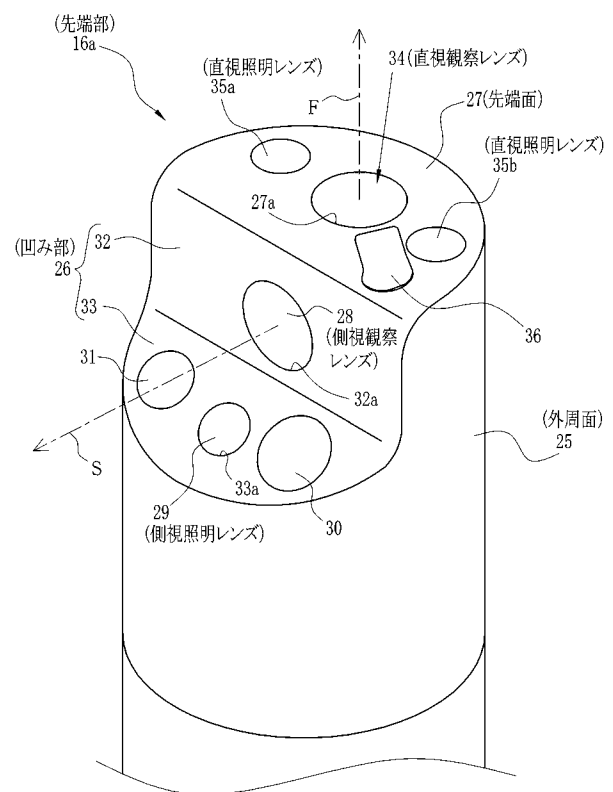
10

20

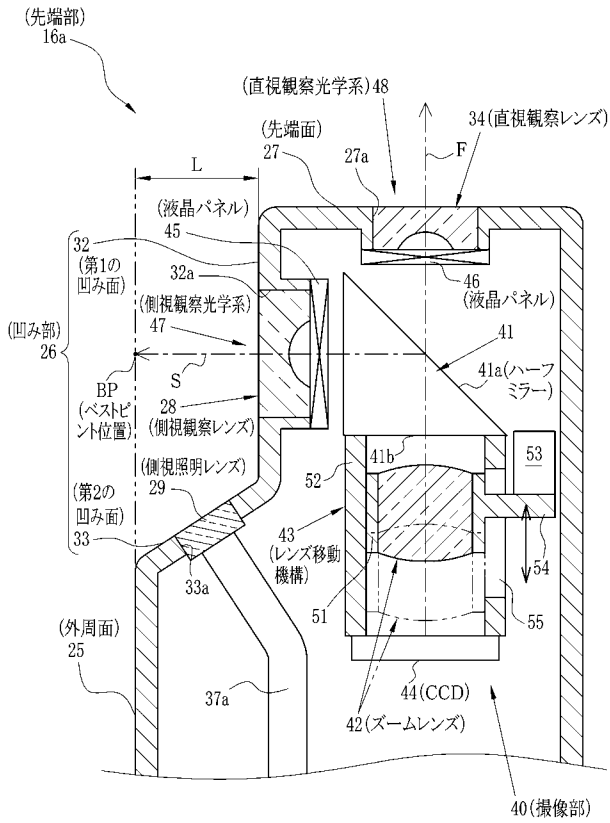
【 図 1 】



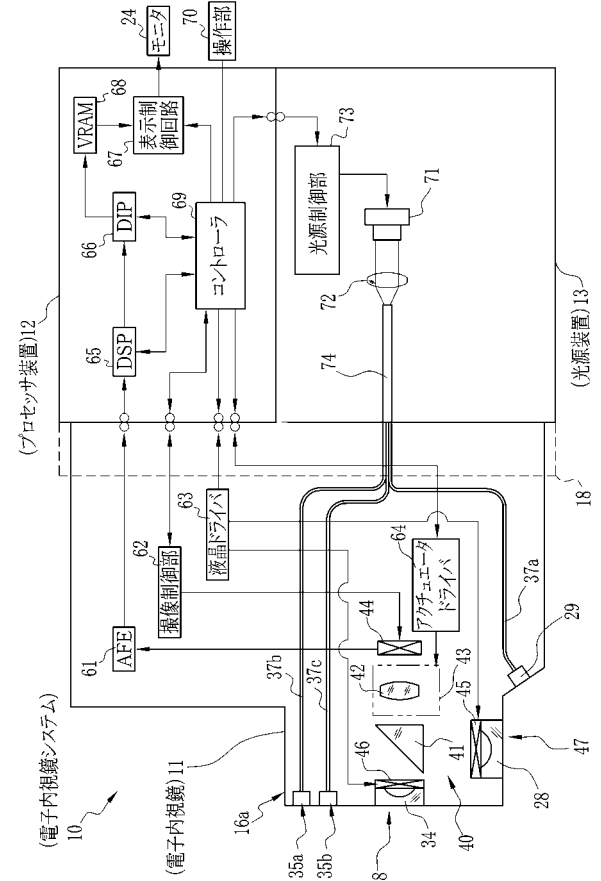
【 図 2 】



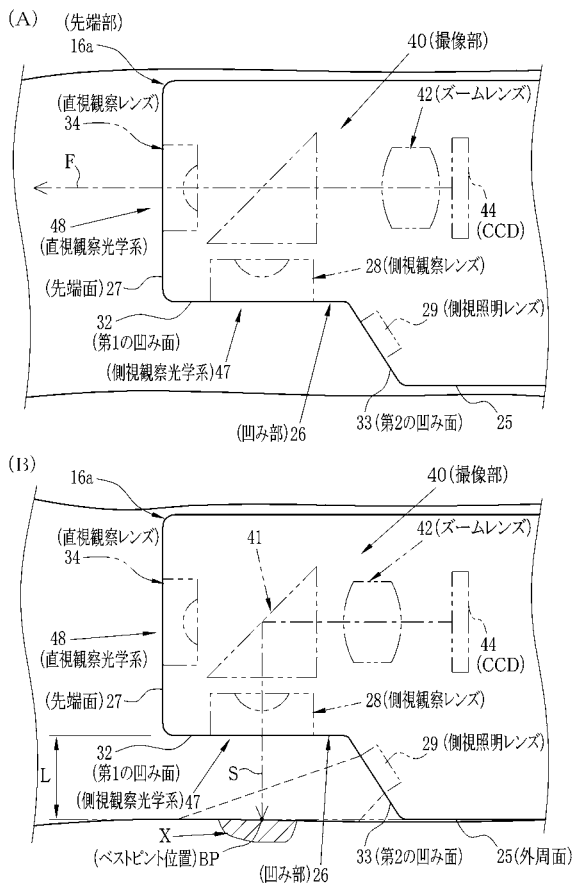
【図 3】



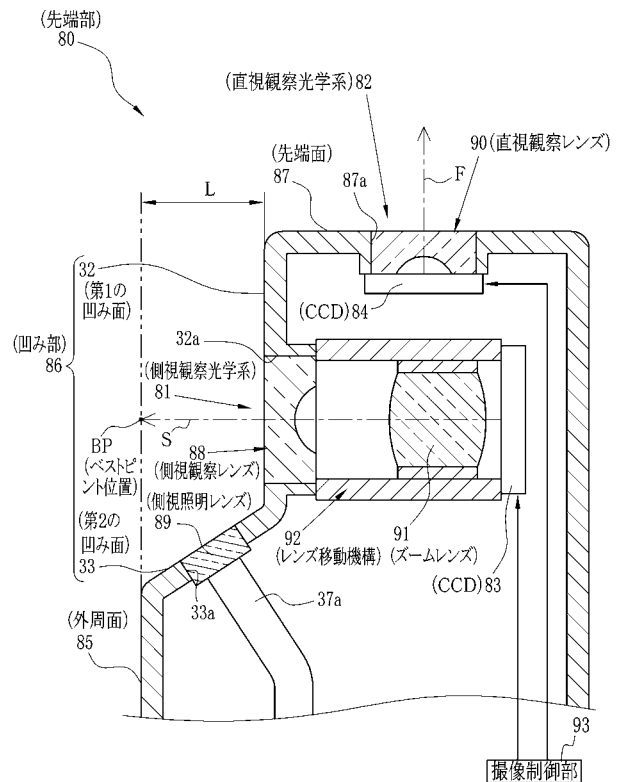
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012213440A</a>	公开(公告)日	2012-11-08
申请号	JP2011079256	申请日	2011-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	北野亮		
发明人	北野 亮		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00181 A61B1/00096 A61B1/00177 A61B1/00188 A61B1/0623		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G02B23/26.C A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/05 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA04 2H040/BA05 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/CA24 2H040/CA25 2H040/DA12 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP06 4C161/PP12 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5318142B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

电子内窥镜的远端部分形成有切口部分和远端表面。远端部分设有侧视和前视捕获光学系统。侧视捕获光学系统具有侧视物镜，具有半镜面的棱镜和变焦距透镜。从侧视物镜入射到半反射镜表面上的光被反射，以通过变焦距透镜入射到CCD上。移动变焦距透镜允许侧视捕获光学系统从正常观察切换到放大观察，反之亦然。在放大观察中，最佳聚焦位置位于远端部分的外圆周表面的面向切除部分的延伸部分上。

