

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4500096号
(P4500096)

(45) 発行日 平成22年7月14日 (2010. 7. 14)

(24) 登録日 平成22年4月23日 (2010. 4. 23)

| | |
|---------------------------------|----------------------|
| (51) Int. Cl. | F I |
| A 6 1 B 1/00 (2006. 01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y |
| G 0 2 B 23/24 (2006. 01) | G 0 2 B 23/24 A |
| G 0 2 B 23/26 (2006. 01) | G 0 2 B 23/26 C |

請求項の数 8 (全 12 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2004-132073 (P2004-132073) | (73) 特許権者 | 000000376 |
| (22) 出願日 | 平成16年4月27日 (2004. 4. 27) | | オリンパス株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2005-312554 (P2005-312554A) | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 |
| (43) 公開日 | 平成17年11月10日 (2005. 11. 10) | (74) 代理人 | 100076233 |
| 審査請求日 | 平成19年2月21日 (2007. 2. 21) | | 弁理士 伊藤 進 |
| | | (72) 発明者 | 森山 宏樹 |
| | | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内 |
| | | 審査官 | 井上 香緒梨 |
| | | (56) 参考文献 | 特開平01-279219 (JP, A) |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の視野角を有し、被検体を撮影したときに、第1の挿入部の第1の先端部の先端面から最短合焦点が第1の距離に設定された第1の観察光学系を具備する第1の内視鏡と、

前記第1の視野角よりも、広い第2の視野角を有し、前記第1の内視鏡が撮影した同一の前記被検体を撮影したときに、第2の挿入部の第2の先端部の先端面から最短合焦点が第2の距離に設定された第2の観察光学系を具備する第2の内視鏡と、

を備え、

前記第1の内視鏡が撮影したときのモニタ画面に表示される前記被検体の大きさと、前記第2の内視鏡が撮影したときの前記モニタ画面に表示される前記被検体の大きさと、が略同一となるように、前記第1の距離よりも前記第2の距離を短くしたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

単焦点である第1の視野角を有し、被検体を撮影したときに、第1の挿入部の第1の先端部の先端面から第1の最短合焦点距離が設定された第1の観察光学系を具備する第1の内視鏡と、

単焦点である前記第1の視野角よりも広い第2の視野角を有し、前記第1の内視鏡が撮影した同一の前記被検体を撮影したときに、第2の挿入部の第2の先端部の先端面から第2の最短合焦点距離が設定された第2の観察光学系を具備する第2の内視鏡と、

を備え、

前記第 1 の内視鏡が撮影したときのモニタ画面に表示される前記被検体の大きさと、前記第 2 の内視鏡が撮影したときの前記モニタ画面に表示される前記被検体の大きさと、が略同一となるように、前記第 1 の最短合焦点距離よりも前記第 2 の最短合焦点距離を短くしたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 2 の距離は、前記第 2 の内視鏡の前記第 2 の挿入部の前記第 2 の先端面に入射する入射光を制限することによって、前記第 1 の距離よりも短くされることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 2 の最短合焦点距離は、前記第 2 の内視鏡の前記第 2 の挿入部の前記第 2 の先端面に入射する入射光を制限することによって、前記第 1 の最短合焦点距離よりも短くされることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記入射光は、前記第 2 の観察光学系の絞りを前記第 1 の観察光学系を含む光学系の絞りよりも絞ることによって、制限されることを特徴とする請求項 3、または請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記入射光は、前記第 2 の観察光学系のレンズ径を前記第 1 の観察光学系のレンズ径より小さくすることによって、制限されることを特徴とする請求項 3、または請求項 4 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

第 1 の視野角を有し、第 1 の挿入部の第 1 の先端部の先端面から被写界深度の最近点までの第 1 の距離が設定された第 1 の観察光学系を具備する第 1 の内視鏡と、

前記第 1 の視野角よりも、広い第 2 の視野角を有し、第 2 の挿入部の第 2 の先端部の先端面から被写界深度の最近点までの第 2 の距離が設定された第 2 の観察光学系を具備する第 2 の内視鏡と、

を備え、

前記第 1 の内視鏡が前記第 1 の距離の位置で撮影したときのモニタ画面に表示される被検体の大きさと、前記第 2 の内視鏡が前記第 2 の距離の位置で撮影したときの前記モニタ画面に表示される前記被検体の大きさと、が略同一となるように、前記第 1 の距離よりも前記第 2 の距離を短くしたことを特徴とする内視鏡システム。

30

【請求項 8】

前記第 1 の内視鏡、および前記第 2 の内視鏡は、同一の外部機器に接続可能であることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に関し、特に、視野角の異なる 2 つの内視鏡を含む内視鏡システムに関する。

【背景技術】

40

【0002】

従来より、内視鏡は、医療分野等で広く利用されている。内視鏡は、体腔内に細長い挿入部を挿入することによって、体腔内の臓器等を観察したり、必要に応じて処置具挿通チャンネル内に挿入した処置具を用いて各種処置をすることができる。挿入部の先端には、湾曲部が設けられ、内視鏡の操作部を操作することによって、先端部の観察窓の観察方向を変更させることができる。

【0003】

従来の内視鏡の視野角は、例えば 140 度であり、術者は、その視野角の観察画像によって体腔内を観察するが、体腔内を観察中に、視野範囲外の部位を観察したいときは、湾曲部を湾曲させることによって視野範囲外の部位を観察することができる。

50

【 0 0 0 4 】

一方、より広い範囲を観察できるように、視野角をより広くした内視鏡も提案されている。例えば大腸内を観察する際、大腸の壁の裏側等は、湾曲部を湾曲させるだけでは、所望の観察画像を得られない場合がある。この内視鏡は、その広い視野範囲によって、観察又は処置の必要な部位を発見し易いというメリットがある（例えば、特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特開平 4 - 1 0 2 4 3 2 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、広角の内視鏡において、レンズの焦点距離が従来の視野角の内視鏡と同じ焦点距離に設定すると、モニタ画面に映し出される被検部位が従来の視野角の内視鏡に比べ各段に小さく見えてしまう。また、モニタ画面の周辺部に映し出される被検部位は、特に、小さく見える。従って、通常の視野角の内視鏡と広角の内視鏡を使うユーザは、通常の視野角の内視鏡を使用したときと広角の内視鏡を使用したときで、モニタ画面に映し出される被検部位の大きさが夫々異なる。

【 0 0 0 6 】

さらに、ユーザは、従来の内視鏡を使用した後に、広角の内視鏡の先端を被検部位に近づけて、モニタ画面に映し出される従来の内視鏡を使用したときの被検部位の大きさと相違を極力小さくする大きさまで被検部位を観察しようとする、被検部位の撮像位置は、広角の内視鏡の近点側の被写界深度を超えてしまう。そのため、広角の内視鏡によって撮像される被検部位は、ピントが合わされず、暈けた画像がモニタ画面に映し出されてしまう。

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明は、通常の視野角の内視鏡及び広角の内視鏡を使用する際、ユーザがモニタ画面に映し出される被検部位の大きさの相違を極力小さくすることができる内視鏡システムの提供を目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡システムは、第 1 の視野角を有し、被検体を撮影したときに、第 1 の挿入部の第 1 の先端部の先端面から最短合焦点が第 1 の距離に設定された第 1 の観察光学系を具備する第 1 の内視鏡と、

前記第 1 の視野角よりも、広い第 2 の視野角を有し、前記第 1 の内視鏡が撮影した同一の前記被検体を撮影したときに、第 2 の挿入部の第 2 の先端部の先端面から最短合焦点が第 2 の距離に設定された第 2 の観察光学系を具備する第 2 の内視鏡と、を備え、前記第 1 の内視鏡が撮影したときのモニタ画面に表示される前記被検体の大きさと、前記第 2 の内視鏡が撮影したときの前記モニタ画面に表示される前記被検体の大きさと、が略同一となるように、前記第 1 の距離よりも前記第 2 の距離を短くしている。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明の内視鏡システムによれば、通常の視野角の内視鏡及び広角の内視鏡を使用する際、ユーザがモニタ画面に映し出される被検部位の大きさの相違を極力小さくすることができる内視鏡システムの提供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】

【 0 0 1 0 】

（第 1 の実施の形態）

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

まず図 1 に基づき、本実施の形態に係わる内視鏡システム 1 の構成を説明する。図 1 は本発明の実施の形態に係る内視鏡システム 1 を概略的に示した説明図である。図 1 で示すように、第 1 の内視鏡 1 a 及び第 2 の内視鏡 1 b（以下、特に区別しない場合は、内視鏡 1 a , 1 b と記載する。）には、湾曲操作や管路系の制御を行う操作部 2 と、その基端側

10

20

30

40

50

が操作部 2 に接続されて体腔内に挿入される挿入部 3 と、コネクタ部 4 を有するユニバーサルコード 3 a とを有する。内視鏡 1 a , 1 b は、コネクタ部 4 を介して、光源装置 5 、信号処理装置としてのプロセッサ 1 1 等の外部機器に所定のコネクタを介して接続されるようになっている。プロセッサ 1 1 は、モニタ 7 に接続されている。なお、前記第 1 の内視鏡 1 a と第 2 の内視鏡 1 b は、プロセッサ 1 1 と光源装置 5 へ必要に応じてコネクタなどを用いて接続されるか、または、前記プロセッサ 1 1 と光源装置 5 にコネクタにより夫々が常時接続される。

【 0 0 1 1 】

可撓性を有する可撓管部 8 と、その可撓管部 8 の先端側に設けられた湾曲部 9 と、その湾曲部 9 の先端側に設けられた先端部 1 0 が設けられている。先端部 1 0 には、体腔内の部位を撮像するための固体撮像素子 2 2 (図 3 参照) が内蔵されている。

10

【 0 0 1 2 】

先端部 1 0 内に設けられた固体撮像素子 2 2 によって撮像された体腔内の部位の画像信号は、ユニバーサルコード 3 a を介してプロセッサ 1 1 へ伝送される。プロセッサ 1 1 は、後述するように、伝送された画像信号を処理した信号に基づいて接続された表示手段であるモニタ 7 のモニタ画面 7 a 上に、撮像された部位の観察画像を表示させる。

【 0 0 1 3 】

操作部 2 には、湾曲部 9 を遠隔的に湾曲させるための操作ノブ (図示せず) が配設されている。その操作ノブを操作することによって、挿入部 3 内に挿通された操作ワイヤ (図示せず) による引っ張り作用及び弛緩作用が生じ、その結果、湾曲部 9 は 4 方向に湾曲可能となっている。

20

【 0 0 1 4 】

次に、図 2 及び図 3 を参照しながら、内視鏡 1 a , 1 b の先端部 1 0 の構成について詳細に説明する。図 2 は、内視鏡 1 a , 1 b の先端部 1 0 の先端面 1 0 a の正面図、図 3 は、内視鏡 1 a , 1 b の先端部 1 0 を長手軸方向に切断した断面図である。

【 0 0 1 5 】

図 2 に示すように、前記先端部 1 0 の先端面 1 0 a には、観察用光学部材 (以下、観察窓と称す。) 1 5 と、その観察窓 1 5 の周囲に略等間隔に配置された 3 つの照明用光学部材 (以下、照明窓と称す。) 1 6 a , 1 6 b , 1 6 c と、処置具チャンネル開口 1 7 と、前記観察窓 1 5 に対して送水送気する送水送気ノズル 1 8 と、前方送水開口 1 9 とが設けられている。

30

【 0 0 1 6 】

図 3 に示すように、先端部 1 0 は、先端キャップ 1 0 b と円筒形状の外装 1 0 c とからなり、内部の構成は、前記先端キャップ 1 0 b の先端面 1 0 a に設けられた観察窓 1 5 から先端部 1 0 の内部に向かって、複数の光学レンズからなる、視野角 の観察光学系 2 1 が配置されている。この観察光学系 2 1 の結像位置には、固体撮像素子 2 2 が配置されている。この固体撮像素子 2 2 の後方には、固体撮像素子 2 2 を駆動制御したり、光電変換生成された撮像信号を取り込む回路機能を有する回路基板 2 3 が接続されている。この回路基板 2 3 は、後述する C D S 回路 3 5 及びアナログ / デジタル変換回路 3 6 を有し、信号ケーブル 2 4 が接続される。この信号ケーブル 2 4 の基端は、前記プロセッサ 1 1 に接続されている。

40

【 0 0 1 7 】

前記先端キャップ 1 0 b の先端面 1 0 a に設けられた処置具チャンネル開口 1 7 は、略円筒形状に形成された処置具挿通筒 2 5 を介して、処置具チャンネル 2 6 に連通している。

【 0 0 1 8 】

図 2 に戻って、前記先端部 1 0 の先端面 1 0 a に設けられている照明窓 1 6 a ~ 1 6 c は、夫々に図示していない照明レンズを有している。各照明レンズの基端からは、光源装置 5 に接続されるライトガイドバンドルが内視鏡 1 の内部に挿通される。また、照明窓 1 6 a ~ 1 6 c 及び照明レンズは、照明光学系を構成し、照明部材であるライトガイドバン

50

ドルからの照明光が通過する。なお、照明部材としては、内視鏡 1 a , 1 b の先端に発光素子としてのダイオードを用いても良い。

【 0 0 1 9 】

更に、前記送水送気ノズル 1 8 と前記前方送水開口 1 9 には、図示していないが、各々送水送気チャンネルと前方送気チャンネルが連通されている。

【 0 0 2 0 】

このような構成の先端部 1 0 を夫々有する内視鏡 1 a 、 1 b を用いた、本発明に係る内視鏡システム 1 について図 4 を用いて説明する。図 4 は、本発明に係る内視鏡システムの主な構成を示すブロック構成図である。

【 0 0 2 1 】

この内視鏡システム 1 は、第 1 の内視鏡 1 a 、第 2 の内視鏡 1 b 、前記プロセッサ 1 1 、モニタ 7 及び光源装置 5 (図 1 参照) からなっている。なお、第 1 の内視鏡 1 a と第 2 の内視鏡 1 b から観察部位に投射する照明光を生成する光源装置 5 を図 4 には、図示していない。

【 0 0 2 2 】

前記第 1 の内視鏡 1 a は、主に視野角 (例えば、約 1 4 0 度) 1 の複数のレンズからなる第 1 の観察光学系 2 1 a と、この第 1 の観察光学系 2 1 a の結像位置に配置され、観察部位を撮像する第 1 の固体撮像素子 (以下、第 1 の C C D と称する) 2 2 a と、この第 1 の C C D 2 2 a により生成された撮像信号の相関二重サンプリング処理を行う C D S 回路 3 5 、この C D S 回路 3 5 において処理されたアナログ撮像信号をデジタル撮像信号に変換するアナログ / デジタル変換回路 (以下、A / D 回路と称する) 3 6 からなっている。なお、第 1 の内視鏡 1 a と第 2 の内視鏡 1 b は、同一の外部機器としてのプロセッサ 1 1 と光源装置 5 の少なくともいずれかに接続可能となっている。

【 0 0 2 3 】

本実施の形態の視野角 1 の観察光学系 2 1 は、単焦点の観察光学系 2 1 として、以下に説明する。

第 2 の内視鏡 1 b は、主に第 1 の内視鏡 1 a の単焦点レンズ群である第 1 の観察光学系 2 1 a よりも大きい視野角 (例えば、約 1 7 0 度) 2 ($1 < 2$) の複数のレンズからなり、単焦点レンズ群である第 2 の観察光学系 2 1 b と、この第 2 の観察光学系 2 1 b の結像位置に配置され、観察部位を撮像する第 2 の固体撮像素子 (以下、第 2 の C C D と称する) 2 2 b と、この第 2 の C C D 2 2 b により生成された撮像信号の相関二重サンプリング処理を行う C D S 回路 3 5 、この C D S 回路 3 5 において処理されたアナログ撮像信号をデジタル撮像信号に変換するアナログ / デジタル変換回路 (以下、A / D 回路と称する) 3 6 からなっている。

【 0 0 2 4 】

前記プロセッサ 1 1 は、分離処理回路 (以下、S / P 回路と称する) 4 1 、デジタル信号処理回路 (以下、D S P 回路と称する) 4 2 、文字情報重畳回路 4 3 、文字情報入力回路 4 4 、デジタル / アナログ信号変換回路 (以下、D / A 回路と称する) 4 5 、画像表示信号回路 4 6 、基準信号発生回路 (以下、S S G と称する) 4 7 、タイミング信号発生回路 (以下、T / G 回路と称する) 4 8 及び表示画像切換入力回路 4 9 から構成される。

【 0 0 2 5 】

前記 S / P 回路 4 1 は、前記第 1 の内視鏡 1 a の A / D 回路 3 6 からのデジタル撮像信号、又は前記第 2 の内視鏡 1 b の A / D 回路 3 6 からのデジタル撮像信号の輝度信号と色信号等を分離処理する。前記 D S P 4 2 は、前記 S / P 回路 4 1 において分離された輝度信号と色信号に対して、所定のデジタル信号処理を行うと共に、ホワイトバランス、補正などの補正処理を行い、デジタル内視鏡画像信号を生成する。

【 0 0 2 6 】

文字情報重畳回路 4 3 は、D S P 回路 4 2 において信号処理されたデジタル内視鏡画像信号に、例えば、患者の氏名、年齢、性別、内視鏡観察日時などの患者情報を示す文字情報信号を重畳させる。この文字情報重畳回路 4 3 において、重畳される文字情報信号は、

10

20

30

40

50

文字情報入力回路 44 において、キーボード（図示しない）から術者により入力された患者情報により生成される。この文字情報重畳回路 43 において、文字情報が重畳されたデジタル内視鏡画像信号は、前記 D/A 回路 45 において、アナログ内視鏡画像信号に変換されて画像表示信号回路 46 へ出力される。なお、文字情報重畳回路 43 において、生成された文字情報信号が重畳されたデジタル内視鏡画像信号は、プロセッサ 13 に着脱可能に設けたメモリ 30 に記録する。

【0027】

前記画像表示信号回路 46 は、前記 D/A 回路 36 から供給されたアナログ内視鏡画像信号を基に、モニタ 7 に観察映像と患者情報を表示するための映像信号に変換生成する。この画像表示信号回路 46 は、前記表示画像切換入力回路 49 からの制御信号により、前記モニタ 7 に表示させる観察映像と患者情報の表示位置などが変更設定される。前記表示画像切換入力回路 49 には、図示していないが、術者がモニタ 7 に表示させる観察映像、患者情報の表示位置等の表示切換入力指示が可能となっている。

【0028】

前記 SSG 回路 47 は、前記 S/P 回路 41、DSP 回路 42、文字情報重畳回路 43、D/A 回路 45 及び画像表示信号回路 46 の駆動を制御する基準信号を生成出力する。前記 T/G 回路 48 は、前記 SSG 回路 47 からの基準信号により、前記第 1 の内視鏡 1a と第 2 の内視鏡 1b のそれぞれの第 1 の CCD 22a と第 2 の CCD 22b の駆動制御のタイミング信号を生成する。

【0029】

次に、図 5 及び図 6 を用いて、第 1 の内視鏡 1a と第 2 の内視鏡 1b について説明する。図 5 は、第 1 の内視鏡 1a の先端部 10 を長手軸方向に切断した断面図である。図 6 は、第 2 の内視鏡 1b の先端部 10 を長手軸方向に切断した断面図である。

【0030】

図 5 に示すように、第 1 の内視鏡 1a の第 1 の観察光学系 21a は、所定の被写界深度 F1 を有する。被写界深度 F1 は、複数のレンズ群からなる第 1 の観察光学系 21a の構成と、その第 1 の観察光学系 21a に設けられる絞りの値によって決定される。例えば、光学系に設けられた絞りの値を小さくすれば、被写界深度 F1 は深くなり、術者は、第 1 の観察光学系 21a をより被検部位 20 まで近づけても、被検部位 20 を焦点のあった状態で観察することができる。被写界深度 F1 の中で、最も第 1 の観察光学系 21a に近い位置 F1a（被写界深度の最近点の位置）まで、第 1 の内視鏡 1a の先端部を近づけても、被検部位 20 を観ることができる。以下、第 1 の観察光学系 21a の先端面 15a から被写界深度 F1 の最近点 F1a までの距離を、第 1 の距離とする最短合焦距離 L1 という。従って、第 1 の内視鏡 1a は、被写界深度 F1 の範囲内の視野角 1 の角度内において、被写体を合焦して撮像可能である。

【0031】

次に、図 6 に示すように、第 2 の内視鏡 1b は、第 1 の内視鏡 1a の第 1 の観察光学系 21a の構成と、視野角 1 よりも広角な視野角 2 を有する第 2 の観察光学系 21b を先端部 10 の内部に有する。第 2 の内視鏡 1b の第 2 の観察光学系 21b は、所定の被写界深度 F2 を有する。被写界深度 F2 は、複数のレンズ群からなる第 2 の観察光学系 21b の構成と、その観察光学系 21b に設けられる絞りの値によって決定される。例えば、観察光学系に設けられた絞りの値を小さくすれば、被写界深度 F2 は深くなり、術者は、観察光学系 21b をより被検部位 20 まで近づけても、被検部位 20 を焦点のあった状態で観察することができる。被写界深度 F2 の中で、最も第 2 の観察光学系 21b に近い位置（被写界深度の最近点の位置）F2a まで、第 2 の内視鏡 1b の先端部 10 を近づけても、被検部位 20 を観ることができる。以下、観察光学系 21b の先端面 15b から被写界深度の最近点の位置 F2a までの距離を、第 2 の距離とする最短合焦距離 L2 という。この第 2 の観察光学系 21b は、第 1 の内視鏡 1a の最短合焦距離 L1 よりも短い所定の最短合焦距離 L2（ $L1 > L2$ ）において被検部位 20 を観察できるように被写界深度の最近点が設定されている。つまり、第 2 の内視鏡 1b は、第 1 の内視鏡 1a よりも、その

先端部 10 の先端面 10a から近い距離において、被検部位 20 を合焦できる。なお、第 2 の内視鏡 1b は、被写界深度 F2 の深さ範囲内の視野角 2 の角度内において、被写体を合焦して撮像可能である。つまり、第 2 の内視鏡 1b の被写界深度 F2 は、第 1 の内視鏡 1a の被写界深度 F1 よりも深い ($F2 > F1$)。

【0032】

以下、図 5 と図 6 を用いて、第 1 の内視鏡 1a と第 2 の内視鏡 1b を使用した場合に、内視鏡システム 1 のモニタ 7 (図 1 参照) のモニタ画面 7a が表示する被検部位 20 について説明する。

【0033】

図 5 に示す、第 1 の内視鏡 1a は、最短合焦距離 L1 の位置における被検部位 20 を撮像した場合、図 5 中の 2 つの放射破線 LR1 で示す、第 1 の内視鏡 1a の視野角 1 内の視野範囲がモニタ画面 7a に表示される。図 5 に示すように、第 1 の内視鏡 1a の視野方向に直交する平面 P1 内において、被検部位 20 は、被検部位 20 の第 1 の内視鏡 1a の視野方向に直交する方向における大きさである長さ La を有する。従って、モニタ画面 7a 上は、第 1 の内視鏡 1a の視野方向に直交する平面 P1 の断面において、被検部位 20 の長さ La と、被検部位 20 の端部から第 1 の内視鏡 1a の視野角 1 の視野範囲と縁部までの長さ Lb と、被検部位 20 の他の端部から第 1 の内視鏡 1a の視野角 1 の視野範囲の縁部までの長さ Lc の範囲が表示される。

【0034】

図 6 に示す、視野角 2 の第 2 の内視鏡 1b の視野範囲においても、上述の第 1 の内視鏡 1a と同じように、第 2 の内視鏡 1b は、最短合焦距離 L2 の位置における被検部位 20 を撮像した場合、図 6 中の 2 つの放射破線 LR2 で示す、第 2 の内視鏡 1b の視野角 2 内の視野範囲がモニタ画面 7a に表示される。図 6 に示すように、第 2 の内視鏡 1b の視野方向に直交する平面 P2 内において、被検部位 20 は、被検部位 20 の第 2 の内視鏡 1b の視野方向に直交する方向における大きさである長さ La を有する。従って、モニタ画面 7a 上は、第 2 の内視鏡 1b の視野方向に直交する平面 P2 の断面において、被検部位 20 の長さ La と、被検部位 20 の端部から第 2 の内視鏡 1b の視野角 2 の視野範囲と縁部までの長さ Ld と、被検部位 20 の他の端部から第 2 の内視鏡 1b の視野角 2 の視野範囲の縁部までの長さ Le の範囲が表示される。

【0035】

図 7 から図 9 を用いて、さらに詳しく第 1 の内視鏡 1a の最短合焦距離 L1 におけるモニタ画面 7a が表示する被検部位 20 の大きさと第 2 の内視鏡 1b の最短合焦距離 L2 におけるモニタ画面 7a が表示する被検部位 20 の大きさについて説明する。図 7 は、第 1 の内視鏡 1a によって、最短合焦距離 L1 において撮影された被検部位 20 がモニタ 7 (図 1 参照) のモニタ画面 7a に表示されている状態を説明するための図である。図 8 は、第 2 の内視鏡 1b によって、最短合焦距離 L1 において撮影された被検部位 20 が、モニタ画面 7a に表示されている状態を説明するための図である。図 9 は、第 2 の内視鏡 1b によって、最短合焦距離 L2 において撮像された被検部位 20 がモニタ画面 7a に表示されている状態を説明するための図である。

【0036】

図 7 及び図 8 に示すように、通常の視野角 1 を有する第 1 の内視鏡 1a と広角な視野角 2 を有する第 2 の内視鏡 1b とを最短合焦距離 L1 と同じ位置にて被検部位 20 を夫々撮影した場合、被検部位 20 は、異なった大きさにモニタ画面 7a 上に表示されてしまう。つまり、第 2 の内視鏡 1b の第 2 の観察光学系 21b の視野角が第 1 の内視鏡 1a の第 1 の観察光学系 21a の視野角 1 よりも広角な視野角 2 であるため、モニタ画面 7a 上に表示される被検部位 20 は、第 1 の内視鏡 1a によってモニタ画面 7a 上に表示される被検部位 20 の大きさよりも相当に小さく表示されてしまう。図 7 において、モニタ画面 7a の縦方向における第 1 の内視鏡 1a によって撮影された被検部位 20 は、その縦方向の長さ比率が ($L_a / (L_b + L_a + L_c)$) である。これに対して、同様に、図 8 において、第 2 の内視鏡 1b によって撮影された被検部位 20 は、その縦方向の長さの比

率が $(L_a / (L_d + L_a + L_c))$ となる。つまり、第2の内視鏡1bが使用されて被検部位20が観察されると、第1の内視鏡1aが使用されたときに比べて被検部位20は、圧縮されたようにモニタ画面7a上に表示されてしまう。

【0037】

そこで、図9に示すように、第2の内視鏡1bの最短合焦距離 L_2 を第1の内視鏡1aの最短合焦距離 L_1 よりも短くし($L_1 > L_2$)、かつ第2の内視鏡1bの最短焦点距離 L_2 にて被検部位20を観察したときに、上述した比率が、第1の内視鏡1aの最短合焦距離 L_1 にて被検部位20を観察したときの比率と略同じになるように最短合焦距離 L_2 に設定する。つまり、第1の内視鏡1aと第2の内視鏡1bは、被検部位20を合焦できる、異なる最短合焦距離 L_1 、 L_2 が設定される。詳しくは、第2の内視鏡1bの先端部10の先端面10aから被検部位20が合焦される最短距離は、第1の内視鏡1aの先端部10の先端面10aから被検部位20が合焦される最短距離よりも短い距離に設定される。

10

【0038】

図9に示すように、第2の内視鏡1bによって撮影される被検部位20の縦方向の長さ L_a は、第1の内視鏡1aによってモニタ画面7aに表示される被検部位20の縦方向の長さ L_a と略同等なる。従って、第2の内視鏡1bによって撮影される被検部位20は、第1の内視鏡1aによって撮影され、モニタ画面7aに表示される被検部位20の外形の大きさと略同じ大きさがモニタ画面7aに表示される。

【0039】

20

なお、この第2の内視鏡1bの最短合焦距離 L_2 を第1の内視鏡1aの最短合焦距離 L_1 よりも短くする方法には、第2の内視鏡1bの入射光量を制限することによって、被写界深度の範囲を深くする設定方法、第2の内視鏡1bの第2の観察光学系21bを構成するの複合レンズの設定を変える方法などがある。第2の内視鏡1bの入射光量を制限する方法には、第2の内視鏡1bの第2の観察光学系21bを含む光学系についての絞り第1の内視鏡1aの第1の観察光学系21aを含む光学系についての絞りよりも更に絞る方法と、第2の観察光学系21bのレンズ径を第1の観察光学系21aのレンズ径よりも小さくする方法がある。

【0040】

また、前述の第2の内視鏡1bの入射光量が制限されることによって、CCD22bの受光面が受光する光量が低下する。その対策として、通常の視野角 θ_1 を有する第1の内視鏡1aの照明窓16a、16b、16cからの照明光よりも第2の内視鏡1bの照明窓16a、16b、16cからの照明光の光量を増やしたり、第2の内視鏡1bの第2のCCD22bに第1の内視鏡1aの第1のCCD22aよりも画素数の多い高画素CCD22bを用いたり、第2の内視鏡1bの第2のCCD22bを第1の内視鏡1aの第1のCCD22aと同じ画素数であって、受光する面積の小さなCCD22bを用いたりしても良い。これらの対策をとることによって、モニタ画面7aに表示される被検部位20の観察に必要な所定の明るさが確保される。なお、第2の内視鏡1bには、照明光量を増やし、所定の画素CCD22bを用いたり、受光する面積の小さなCCD22bを用いるなど複合的に組み合わせても良い。

30

40

【0041】

よって、第2の内視鏡1bによって撮像された被検部位20の観察映像は、第1の内視鏡1aによって撮像された被検部位20の観察映像との大きさの相違を極力少なくしてモニタ画面7aに表示される。

【0042】

従って、術者は、第2の内視鏡1bを使用して被検部位20を観察しても、第1の内視鏡1aを使用したときの被検部位20の大きさの相違を極力小さくした状態で被検部位20をモニタ画面7aにて目視することが出来る。

【0043】

以上説明したように、本発明の内視鏡システム1によれば、視野角 θ_2 を有する第2の

50

観察光学系 2 1 b を備える第 2 の内視鏡 1 b の最短合焦距離 L_2 は、視野角 1 を有する第 1 の観察光学系 2 1 a を備える第 1 の内視鏡 1 a の最短合焦距離 L_1 よりも短い距離に設定されることによって、術者は、第 1 の内視鏡 1 a を使用した後、第 2 の内視鏡 1 b を使用した場合において、モニタ画面 7 a に表示される被検部位の大きさの違いを極力小さくすることができるため違和感が解消される。

【 0 0 4 4 】

なお、光学的に拡大する機能を有する観察光学系を採用する場合には、最も広角にした状態において、上述のように被写界深度を設定すれば良い。つまり、第 2 の内視鏡 1 b は、第 1 の内視鏡 1 a の第 1 の視野角よりも、広角である第 2 の視野角に可変できる第 2 の観察光学系を有する内視鏡であって、第 2 の内視鏡 1 b の第 2 の観察光学系 2 1 b が最も広角の状態における被写界深度 F_2 の最近点 $F_2 a$ から先端面 1 5 b までの距離が第 1 の内視鏡 1 a の第 1 の観察光学系 2 1 a の被写界深度 F_2 の最近点 $F_2 a$ から先端面 1 5 a までの距離よりも短い被写界深度 F_2 が設定されている。言い換えれば、第 2 の内視鏡 1 b の最短合焦距離 L_2 は、第 1 の内視鏡 1 a の最短合焦距離 L_1 よりも短い距離に設定されている。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 5 】

【図 1】本発明に係る内視鏡システムを概略的に示した説明図である。

【図 2】内視鏡の先端部の先端面の正面図である。

【図 3】内視鏡の先端部を長手軸方向に切断した断面図である。

【図 4】本発明に係る内視鏡システムの構成のブロック構成図である。

【図 5】第 1 の内視鏡の先端部を長手軸方向に切断した断面図である。

【図 6】第 2 の内視鏡の先端部を長手軸方向に切断した断面図である。

【図 7】第 1 の内視鏡によって、最短合焦距離の面位置において撮影された被検部位がモニタ画面に表示されている状態を説明する図である。

【図 8】第 2 の内視鏡によって、最短合焦距離の面位置において撮影された被検部位がモニタ画面に表示されている状態を説明する図である。

【図 9】第 2 の内視鏡によって、最短合焦距離の面位置において撮像された被検部位がモニタ画面に表示されている状態を説明する図である。

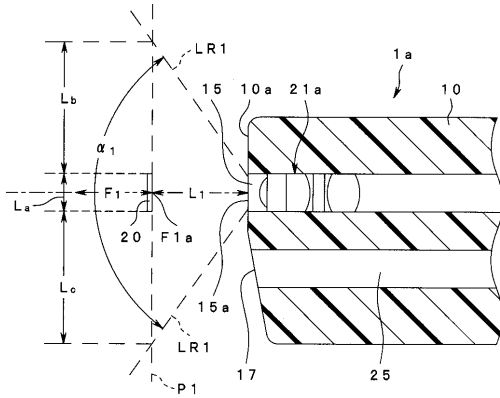
【符号の説明】

【 0 0 4 6 】

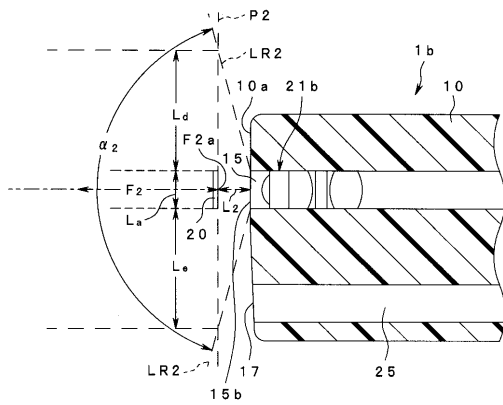
1 ... 内視鏡システム、1 a ... 第 1 の内視鏡、1 b ... 第 2 の内視鏡、2 ... 操作部、3 a ... ユニバーサルコード、3 ... 挿入部、4 ... コネクタ部、5 ... 光源装置、7 ... モニタ、7 a ... モニタ画面、8 ... 可撓管部、9 ... 湾曲部、10 ... 先端部、10 a ... 先端面、10 b ... 先端キャップ、10 c ... 外装、11 ... プロセッサ、15 ... 観察窓、16 a , 16 b , 16 c ... 照明窓、17 ... 処置具チャンネル開口、18 ... 送水送気ノズル、19 ... 前方送水開口、20 ... 被検部位、21 ... 観察光学系、21 a ... 第 1 の観察光学系、21 b ... 第 2 の観察光学系、22 , 22 a , 22 b ... 固体撮像素子、23 ... 回路基板、24 ... 信号ケーブル、25 ... 処置具挿通筒、26 ... 処置具チャンネル、30 ... メモリ、35 ... CDS 回路、36 ... デジタル変換回路、41 ... 分離処理回路、42 ... デジタル信号処理回路、43 ... 文字情報重畳回路、44 ... 文字情報入力回路、45 ... デジタル/アナログ信号変換回路、46 ... 画像表示信号回路、47 ... 基準信号発生回路、48 ... タイミング信号発生回路、49 ... 表示画像切換入力回路

代理人 弁理士 伊 藤 進

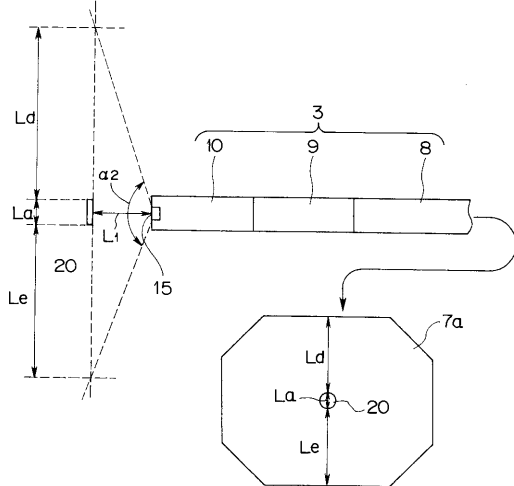
【図 5】



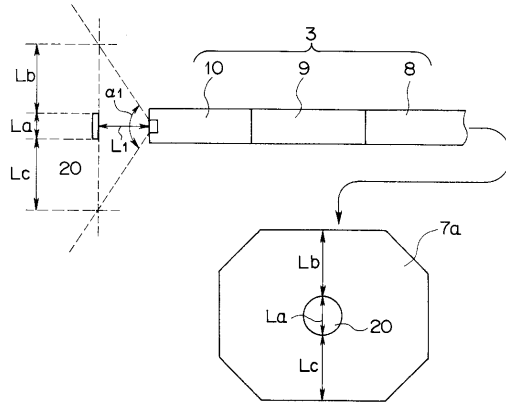
【図 6】



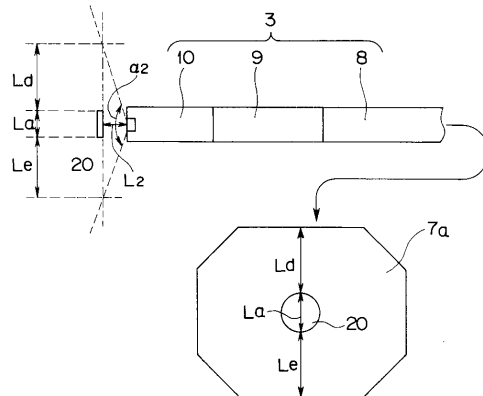
【図 8】



【図 7】



【図 9】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 1 / 0 0

G 0 2 B 2 3 / 2 4

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜和内窥镜系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP4500096B2 | 公开(公告)日 | 2010-07-14 |
| 申请号 | JP2004132073 | 申请日 | 2004-04-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯公司 | | |
| [标]发明人 | 森山宏樹 | | |
| 发明人 | 森山 宏樹 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/005 | | |
| CPC分类号 | A61B1/00188 A61B1/00096 A61B1/0051 A61B1/042 G02B23/2423 G02B23/243 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/26.C A61B1/00.731 A61B1/05 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA14 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/FF40 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C161/BB02 4C161/FF40 4C161/JJ06 4C161/JJ17 | | |
| 代理人(译) | 伊藤 进 | | |
| 其他公开文献 | JP2005312554A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：为了提供内窥镜系统，当使用具有正常可见角度的内窥镜和广角内窥镜时，允许用户尽可能地减少投影在监视器屏幕上的对象部位的尺寸差异。解决方案：该内窥镜系统设置有第一内窥镜和第二内窥镜，第一内窥镜具有第一可见角度的第一观察光学系统，第二内窥镜具有第二可见角度大于第一可见角度的第二照射光学系统。该系统布置成使得从第二内窥镜的插入部分的第二远端表面到第二观察光学系统的最短聚焦点的第二距离短于距远端的第一远端表面的第一距离。第一内窥镜的末端到第一观察光学系统的最短聚焦点。Z

【图3】

