

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4879374号
(P4879374)

(45) 発行日 平成24年2月22日(2012.2.22)

(24) 登録日 平成23年12月9日(2011.12.9)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

請求項の数 9 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2011-539578 (P2011-539578)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成23年3月25日(2011.3.25)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/057358		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02011/145392	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成23年11月24日(2011.11.24)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成23年9月15日(2011.9.15)	(72) 発明者	秋山 大輔
(31) 優先権主張番号	特願2010-115563 (P2010-115563)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成22年5月19日(2010.5.19)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	菅 武志
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	竹腰 聡
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部の先端面から被写体に対して第1の直線偏光方向の照明光を出射するように構成された第1の照明光学系と、

前記照明光により照明された前記被写体からの戻り光を前記先端面に設けられた対物窓から入射するように構成された第1の対物光学系と、

を有し、

前記第1の照明光学系及び前記第1の対物光学系は、前記先端面において、前記第1の照明光学系の光軸と前記第1の対物光学系の光軸とを結ぶ線分と、前記第1の照明光学系から出射された照明光を前記先端面に投影した場合の偏光方向と、が垂直または平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置され、

前記被写体と前記対物窓との間に偏光素子が設けられていない

ことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記先端面から前記被写体に対して照明光を出射するように構成された第2の照明光学系をさらに有し、

前記先端面において、前記第1の照明光学系が前記第1の対物光学系に対して相対的に近い位置に配置され、前記第2の照明光学系が前記第1の対物光学系に対して相対的に遠い位置に配置される

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記先端面から前記被写体に対して照明光を出射するように構成された第 2 の照明光学系をさらに有し、

前記第 2 の照明光学系は、第 2 の直線偏光方向の照明光を前記先端面から前記被写体に対して出射するように構成され、

前記第 2 の照明光学系及び前記第 1 の対物光学系は、前記先端面において、前記第 2 の照明光学系の光軸と前記第 1 の対物光学系の光軸とを結ぶ線分と、前記第 2 の照明光学系から出射された照明光を前記先端面に投影した場合の偏光方向と、が垂直または平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 4】

前記第 2 の直線偏光方向は、前記第 1 の直線偏光方向から 90° 回転した偏光方向である

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記第 1 の照明光学系、前記第 2 の照明光学系、及び、前記第 1 の対物光学系は、前記先端面において、前記第 1 の照明光学系の光軸と前記第 1 の対物光学系の光軸とを結ぶ線分と、前記第 2 の照明光学系の光軸と前記第 1 の対物光学系の光軸とを結ぶ線分と、が直交するような位置関係を有してそれぞれ配置される

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

20

【請求項 6】

前記被写体からの戻り光を前記先端面から入射するように構成された第 2 の対物光学系をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の内視鏡と、

偏光特性を有しない光を前記内視鏡に対して供給する光源装置と、

前記内視鏡により得られた前記被写体の光学像に応じた観察画像を生成するプロセッサと、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

30

【請求項 8】

挿入部の先端面から被写体に対して照明光を出射するように構成された照明光学系と、前記照明光により照明された前記被写体からの戻り光を前記先端面から入射するように構成された対物光学系と、

を有する内視鏡挿入部と、

前記内視鏡挿入部の先端部に装着可能な形状を具備するキャップ部と、

前記キャップ部が前記内視鏡挿入部へ装着された際に前記先端部の先端面に対向して配置される底面と、

前記底面に設けられ、前記照明光学系から出射された照明光を所定の直線偏光方向の照明光に偏光させて前記被写体へ出射するように構成された照明窓と、

40

前記キャップ部が前記内視鏡挿入部へ装着された際に、前記被検体と前記対物光学系との間において、前記被写体からの戻り光を前記対物光学系へ出射可能な位置に合わせて配置されるように前記底面に設けられた対物窓と、

を有する内視鏡用キャップと、を備え、

前記照明窓及び前記対物窓は、前記底面において、前記照明窓の光軸と前記対物窓の光軸とを結ぶ線分と、前記照明窓から出射された照明光を前記底面に投影した場合の偏光方向と、が垂直または平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置され、

前記被写体と前記対物窓との間に偏光素子が設けられていない

ことを特徴とする内視鏡。

【請求項 9】

50

請求項 8 に記載の内視鏡と、
偏光特性を有しない光を前記内視鏡に対して供給する光源装置と、
前記内視鏡により得られた前記被写体の光学像に応じた観察画像を生成するプロセッサと、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡及び内視鏡装置に関し、特に、偏光観察に用いられる内視鏡及び内視鏡装置に関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

工業及び医療等の様々な分野において、光の偏光特性を利用した観察（偏光観察）に関する技術が従来提案されている。

【0003】

例えば US Patent No. 5,406,938 には、被写体へ出射される照明光の偏光特性と、該照明光が該被写体において反射した反射光の偏光特性と、を相互に異ならせる構成（偏光子）を具備した内視鏡が提案されている。

【0004】

また、例えば日本国特開 2007-282965 号公報には、1200nm 以上の近赤外光の分光吸収特性の違いを利用して生体内の特定部位を識別する内視鏡観察装置であって、照明光学系及び撮像光学系のそれぞれに偏光子を設け、さらに、生体で反射して前記撮像光学系中の偏光子に入射する光の偏光方向と、前記撮像光学系中の偏光子の偏光方向とが直交するように構成されたものが提案されている。

20

【0005】

ところで、光が偏光子を 1 回通過する毎に、該光の明るさが略半分になることが広く知られている。

【0006】

そして、US Patent No. 5,406,938 及び日本国特開 2007-282965 号公報によれば、被写体への照明光の出射光路と、該照明光の反射光の入射光路と、を合わせた光路上において、偏光子を少なくとも 2 回通過するような構成がいずれも開示されている。すなわち、US Patent No. 5,406,938 及び日本国特開 2007-282965 号公報に開示された構成によれば、偏光を用いて生体組織の観察を行う場合において、該生体組織を撮像する際の明るさが大幅に減少してしまうため、結果的に、該生体組織の微細構造の観察が困難な画像が生成及び（または）出力されてしまう、という課題が生じている。

30

【0007】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、偏光を用いて生体組織の観察を行う場合に、該生体組織の微細構造を視認し易くすることが可能な内視鏡及び内視鏡装置を提供することを目的としている。

40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様の内視鏡は、挿入部の先端面から被写体に対して第 1 の直線偏光方向の照明光を出射するように構成された第 1 の照明光学系と、前記照明光により照明された前記被写体からの戻り光を前記先端面に設けられた対物窓から入射するように構成された第 1 の対物光学系と、を有し、前記第 1 の照明光学系及び前記第 1 の対物光学系は、前記先端面において、前記第 1 の照明光学系の光軸と前記第 1 の対物光学系の光軸とを結ぶ線分と、前記第 1 の照明光学系から出射された照明光を前記先端面に投影した場合の偏光方向と、が垂直または平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置され、前記被写体と

50

前記対物窓との間に偏光素子が設けられていない。

【0009】

本発明の一態様の内視鏡は、挿入部の先端面から被写体に対して照明光を出射するように構成された照明光学系と、前記照明光により照明された前記被写体からの戻り光を前記先端面から入射するように構成された対物光学系と、を有する内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端部に装着可能な形状を具備するキャップ部と、前記キャップ部が前記内視鏡挿入部へ装着された際に前記先端部の先端面に対向して配置される底面と、前記底面に設けられ、前記照明光学系から出射された照明光を所定の直線偏光方向の照明光に偏光させて前記被写体へ出射するように構成された照明窓と、前記キャップ部が前記内視鏡挿入部へ装着された際に、前記被検体と前記対物光学系との間において、前記被写体からの戻り光を前記対物光学系へ出射可能な位置に合わせて配置されるように前記底面に設けられた対物窓と、を有する内視鏡用キャップと、を備え、前記照明窓及び前記対物窓は、前記底面において、前記照明窓の光軸と前記対物窓の光軸とを結ぶ線分と、前記照明窓から出射された照明光を前記底面に投影した場合の偏光方向と、が垂直または平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置され、前記被写体と前記対物窓との間に偏光素子が設けられていない。

10

【0010】

本発明の一態様の内視鏡装置は、挿入部の先端面から被写体に対して第1の直線偏光方向の照明光を出射するように構成された第1の照明光学系と、前記照明光により照明された前記被写体からの戻り光を前記先端面に設けられた対物窓から入射するように構成された第1の対物光学系と、を有し、前記第1の照明光学系及び前記第1の対物光学系は、前記先端面において、前記第1の照明光学系の光軸と前記第1の対物光学系の光軸とを結ぶ線分と、前記第1の照明光学系から出射された照明光を前記先端面に投影した場合の偏光方向と、が垂直または平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置され、前記被写体と前記対物窓との間に偏光素子が設けられていない内視鏡と、偏光特性を有しない光を前記内視鏡に対して供給する光源装置と、前記内視鏡により得られた前記被写体の光学像に応じた観察画像を生成するプロセッサと、を有する。

20

【0011】

本発明の一態様の内視鏡装置は、挿入部の先端面から被写体に対して照明光を出射するように構成された照明光学系と、前記照明光により照明された前記被写体からの戻り光を前記先端面から入射するように構成された対物光学系と、を有する内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端部に装着可能な形状を具備するキャップ部と、前記キャップ部が前記内視鏡挿入部へ装着された際に前記先端部の先端面に対向して配置される底面と、前記底面に設けられ、前記照明光学系から出射された照明光を所定の直線偏光方向の照明光に偏光させて前記被写体へ出射するように構成された照明窓と、前記キャップ部が前記内視鏡挿入部へ装着された際に、前記被検体と前記対物光学系との間において、前記被写体からの戻り光を前記対物光学系へ出射可能な位置に合わせて配置されるように前記底面に設けられた対物窓と、を有する内視鏡用キャップと、を備え、前記照明窓及び前記対物窓は、前記底面において、前記照明窓の光軸と前記対物窓の光軸とを結ぶ線分と、前記照明窓から出射された照明光を前記底面に投影した場合の偏光方向と、が垂直または平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置され、前記被写体と前記対物窓との間に偏光素子が設けられていない内視鏡と、偏光特性を有しない光を前記内視鏡に対して供給する光源装置と、前記内視鏡により得られた前記被写体の光学像に応じた観察画像を生成するプロセッサと、を有する。

30

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施例に係る内視鏡を備えた内視鏡装置の要部の構成の一例を示す図。

【図2】第1の実施例に係る内視鏡の先端部の具体的な構成例を示す図。

【図3】第1の実施例に係る内視鏡の先端部の先端面に設けられた要部の配置状態を示す図。

50

【図 4】遠点観察における、被写体と内視鏡の先端部との位置関係の一例を示す図。

【図 5 A】照明光が生体組織へ入射する際の入射角度と、該生体組織の表面における該照明光の反射率と、の間の関係の一例を示す図。

【図 5 B】照明光が生体組織へ入射する際の入射角度と、該生体組織の表面における該照明光の透過率と、の間の関係の一例を示す図。

【図 6】近点観察における、被写体と内視鏡の先端部との位置関係の一例を示す図。

【図 7】第 2 の実施例に係る内視鏡の先端部の先端面に設けられた要部の配置状態を示す図。

【図 8】第 3 の実施例に係る内視鏡の先端部の先端面に設けられた要部の配置状態を示す図。

10

【図 9】第 4 の実施例に係る内視鏡の先端部の先端面に設けられた要部の配置状態を示す図。

【図 10】第 4 の実施例の変形例に係る内視鏡の先端部の先端面に設けられた要部の配置状態を示す図。

【図 11】第 5 の実施例に係る内視鏡の先端部の先端面に設けられた要部の配置状態を示す図。

【図 12】第 6 の実施例に係るキャップの底面に設けられた要部の配置状態を示す図。

【図 13】図 12 のキャップを内視鏡の先端部に装着する前の状態を示す図。

【図 14】図 12 のキャップを内視鏡の先端部に装着した後の状態を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0013】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

【0014】

(第 1 の実施例)

図 1 から図 6 は、本発明の第 1 の実施例に係るものである。

【0015】

内視鏡装置 1 は、図 1 に示すように、生体組織である被写体 101 の光学像を撮像して撮像信号を出力する内視鏡 2 と、被写体 101 を照明するための照明光を内視鏡 2 に対して供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 から出力される撮像信号に応じた映像信号を生成して出力するプロセッサ 4 と、プロセッサ 4 から出力される映像信号に応じた画像を表示する

30

モニタ 5 と、プロセッサ 4 から出力される映像信号を記録可能な記録装置 6 と、を有する。

【0016】

内視鏡 2 は、体腔内に挿入される挿入部 21 と、挿入部 21 の後端側に設けられた操作部 22 と、操作部 22 の側部から延出されたユニバーサルコード 23 と、を有して構成されている。また、内視鏡 2 は、ユニバーサルコード 23 の端部に設けられたコネクタ 23A により、光源装置 3 に対して着脱自在に接続することができる。さらに、内視鏡 2 は、コネクタ 23A から延出した信号ケーブル 23B の端部に設けられたコネクタ 23C により、プロセッサ 4 に対して着脱自在に接続することができる。

【0017】

40

内視鏡 2 の挿入部 21 は、硬質の先端部 21A と、先端部 21A の後端に湾曲自在な構造を有して設けられた湾曲部 21B と、湾曲部 21B の後端から操作部 22 の前端までにかけての部分に設けられた可撓管部 21C と、を有して構成されている。

【0018】

内視鏡 2 のうち、コネクタ 23A から先端部 21A までにかけての部分には、光源装置 3 から供給される照明光を先端部 21A に伝送するためのライトガイド 24 が内蔵されている。

【0019】

また、内視鏡 2 の挿入部 21 には、細長の処置具を挿入可能な管路としての処置具チャンネル (図示せず) が内蔵されている。そして、前記処置具チャンネルは、操作部 22 の

50

近傍に形成された開口である処置具挿入口 2 5 と、先端部 2 1 A の先端面に形成された開口である処置具突出口（後述の処置具突出口 2 2 3）と、にそれぞれ連通している。

【0020】

ここで、先端部 2 1 A の内部構成の具体例について説明を行う。

【0021】

図 2 に示すように、先端部 2 1 A の内部には、ライトガイド 2 4 の光出射側の端面が配置されているとともに、照明光学系を構成する構成要素としての、直線偏光子 2 1 1 と、照明レンズ群 2 1 2 と、照明窓 2 1 3 とが設けられている。また、図 2 に示すように、先端部 2 1 A は、ライトガイド 2 4 の光出射側の端面から出射される照明光を直線偏光子 2 1 1 → 照明レンズ群 2 1 2 → 照明窓 2 1 3 の順に通過させるような配置状態を有して構成されている。

10

【0022】

直線偏光子 2 1 1 は、ライトガイド 2 4 の光出射側の端面から出射される照明光の偏光方向を揃えることにより、所定の偏光方向（P 偏光）の照明光を生成して照明レンズ群 2 1 2 へ出射可能な構成を有している。

【0023】

照明レンズ群 2 1 2 は、少なくともロッドレンズ 2 1 2 a を含む複数のレンズからなるとともに、直線偏光子 2 1 1 を通過した照明光を照明窓 2 1 3 へ伝送及び出射可能な構成を有している。

【0024】

20

照明窓 2 1 3 は、凸型レンズにより形成されるとともに、照明レンズ群 2 1 2 を通過した照明光を被写体 1 0 1 へ出射可能な構成を有している。

【0025】

なお、本実施例においては、ロッドレンズ 2 1 2 a の光入射側に直線偏光子 2 1 1 を配置したものに限らず、ロッドレンズ 2 1 2 a の光出射側に直線偏光子 2 1 1 を配置して構成するものであってもよい。

【0026】

そして、図 2 に示すように、ロッドレンズ 2 1 2 a の光入射側に直線偏光子 2 1 1 を配置した場合には、照明レンズ群 2 1 2 を設計する際の自由度を高めることができる。一方、ロッドレンズ 2 1 2 a の光出射側に直線偏光子 2 1 1 を配置した場合には、ロッドレンズ 2 1 2 a の通過に伴う偏光方向の変化を抑制することができるため、直線偏光子 2 1 1 を通過した際の偏光方向（所定の偏光方向）が保持された状態の照明光を被写体 1 0 1 へ出射しやすくすることができる。

30

【0027】

一方、図 2 に示すように、先端部 2 1 A の内部には、対物光学系を構成する構成要素としての、対物窓 2 1 4 と、第 1 対物レンズ群 2 1 5 と、対物絞り 2 1 6 と、第 2 対物レンズ群 2 1 7 と、が設けられている。また、図 2 に示すように、先端部 2 1 A は、被写体 1 0 1 からの戻り光を対物窓 2 1 4 → 第 1 対物レンズ群 2 1 5 → 対物絞り 2 1 6 → 第 2 対物レンズ群 2 1 7 の順に通過させるような配置状態を有して構成されている。

【0028】

40

対物窓 2 1 4 は、凹型レンズにより形成されるとともに、被写体 1 0 1 からの戻り光を第 1 対物レンズ群 2 1 5 へ出射可能な構成を有している。

【0029】

第 1 対物レンズ群 2 1 5 は、対物窓 2 1 4 を通過した戻り光を対物絞り 2 1 6 へ出射可能な構成を有している。

【0030】

対物絞り 2 1 6 は、第 1 対物レンズ群 2 1 5 を通過した戻り光の光量を制限して（低下させて）第 2 対物レンズ群 2 1 7 へ出射可能な構成を有している。

【0031】

第 2 対物レンズ群 2 1 7 は、対物絞り 2 1 6 を通過した戻り光を、第 2 対物レンズ群 2

50

１７の光出射側に配置された撮像素子（図示せず）の撮像面に結像可能な構成を有している。そして、第２対物レンズ群２１７により結像された戻り光の光学像は、前記撮像素子により撮像された後、撮像信号としてプロセッサ４へ出力される。

【００３２】

次に、先端部２１Ａの先端面に配置される各構成要素の配置位置の具体例について説明を行う。

【００３３】

図３に示すように、先端部２１Ａの先端面２２１には、照明窓２１３（の光出射側の面）と、対物窓２１４（の光入射側の面）と、挿入部２１に内蔵された送気送水用の管路（図示せず）を流通する洗浄用の気体及び液体が対物窓２１４（の光入射側の面）へ向けて噴出されるように噴出口（図示せず）が配置されたノズル２２２と、挿入部２１に内蔵された処置具チャンネル（図示せず）に連通する開口として形成された処置具突出口２２３と、が設けられている。

10

【００３４】

ここで、図３に示すように、照明窓２１３（または照明窓２１３を含む照明光学系）の光軸が照明窓２１３の中心Ｃ１を通過するように存在するとし、かつ、対物窓２１４（または対物窓２１４を含む対物光学系）の光軸が対物窓２１４の中心Ｃ２を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓２１３及び対物窓２１４は、照明窓２１３の光軸と対物窓２１４の光軸とを含む面（先端面２２１）において、これら２つの光軸（図３の中心Ｃ１及び中心Ｃ２）を結ぶ線分（図３の破線Ｄ１）と、照明窓２１３から出射された照明光を先端面２２１に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図３の線分Ｐ１）と、が平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

20

【００３５】

湾曲部２１Ｂは、湾曲自在な構造として、例えば、湾曲駒及びワイヤ（いずれも図示せず）等を内部に有し、操作部２２に設けられた湾曲ノブ（図示せず）の操作に応じて、所望の方向に湾曲させることができるような構造を有している。

【００３６】

操作部２２は、任意の一方の手により把持可能な形状等を具備するとともに、該一方の手により把持しながらプロセッサ４等に対する操作指示を行うことが可能な位置に配置された、スコープスイッチ群２２Ａを有して構成されている。

30

【００３７】

ユニバーサルコード２３の信号ケーブル２３Ｂ及びコネクタ２３Ｃには、内視鏡２とプロセッサ４との間における各種信号の送受信を行うための複数の信号線が内蔵されている。

【００３８】

光源装置３は、偏光特性を有しない白色光を発するランプ３１と、ランプ３１から発せられた光が入射される回転フィルタ３２と、回転フィルタ３２を所定方向に定速回転させるための駆動力を供給するモータ３３と、回転フィルタ３２を通過した光を集光してライトガイド２４へ供給する集光レンズ３４と、を有して構成されている。

【００３９】

回転フィルタ３２は、中心を回転軸とした円板形状に形成されている。また、回転フィルタ３２は、赤色の波長帯域の光を透過するＲフィルタ、緑色の波長帯域の光を透過するＧフィルタ、及び、青色の波長帯域の光を透過するＢフィルタを円板形状の周縁部に沿って１つずつ有して構成されている。

40

【００４０】

すなわち、以上に述べたような光源装置３の構成によれば、モータ３３において発生した駆動力が回転フィルタ３２の前記回転軸に対して供給されることにより、前記Ｒフィルタ、前記Ｇフィルタ及び前記Ｂフィルタが順次かつ連続的にランプ３１の光軸上に介挿され、面順次式の照明光としての赤色光、緑色光及び青色光が（集光レンズ３４を経て）ライトガイド２４へ供給される。

50

【 0 0 4 1 】

プロセッサ 4 は、先端部 2 1 A に設けられた撮像素子（図示せず）を駆動するための撮像素子駆動回路 4 1 と、前記撮像素子から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成して出力する信号処理回路 4 2 と、を内蔵している。

【 0 0 4 2 】

続いて、本実施例の作用について説明を行う。

【 0 0 4 3 】

まず、術者等は、内視鏡装置 1 の各部を図 1 に示すように接続した後、該各部の電源を投入する。そして、術者等は、被検者の体内に挿入部 2 1 を挿入してゆくことにより、所望の観察部位における被写体 1 0 1 に先端部 2 1 A を近づける。

10

【 0 0 4 4 】

これにより、先端部 2 1 A から偏光特性を略有しない照明光が出射され、該照明光により被写体 1 0 1 が照明される。そして、被写体 1 0 1 の表面を透過して表層付近の内部において散乱した内部散乱光と、被写体 1 0 1 の表面において反射した表面反射光と、が戻り光として対物窓 2 1 4 に入射される。これに応じ、第 2 対物レンズ群 2 1 7 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前記内部散乱光及び前記表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像がそれぞれ結像され、1 つの光学像を成す。

【 0 0 4 5 】

すなわち、赤色光の内部散乱光及び表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、緑色光の内部散乱光及び表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、青色光の内部散乱光及び表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、をそれぞれ撮像して得られた撮像信号がプロセッサ 4 へ出力される。

20

【 0 0 4 6 】

その後、プロセッサ 4 の信号処理回路 4 2 は、内視鏡 2 から出力される前記撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する。これにより、前記映像信号に応じた、肉眼による観察と略同様の色合いの画像（白色光画像）がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録される。

【 0 0 4 7 】

ここで、挿入部 2 1 の挿入軸方向に相当する先端部 2 1 A の中心軸を基準線と設定し、照明窓 2 1 3 から出射される照明光が被写体 1 0 1 へ入射する際の該中心軸に対する入射角度を θ と設定して以降の説明を進める。

30

【 0 0 4 8 】

前述のように設定した入射角度 θ と、生体組織である被写体 1 0 1 の表面における反射率及び透過率との間には、フレネルの式に基づく、図 5 A 及び図 5 B に示すような関係が成立する。換言すると、図 5 A 及び図 5 B には、照明窓 2 1 3 から出射される照明光の偏光特性の有無及び偏光方向の相異に伴い、生体組織である被写体 1 0 1 の表面における反射率及び透過率の角度特性がそれぞれ異なることが示されている。

【 0 0 4 9 】

一方、本実施例では、照明窓 2 1 3 の光軸と対物窓 2 1 4 の光軸とを含む面（先端面 2 2 1）において、これら 2 つの光軸（図 3 の中心 C 1 及び中心 C 2）を結ぶ線分（図 3 の破線 D 1）と、照明窓 2 1 3 から出射された照明光を先端面 2 2 1 に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図 3 の線分 P 1）と、が平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。すなわち、本実施例によれば、照明窓 2 1 3 から被写体 1 0 1 へ出射される照明光が該照明光の入射面に対して平行な偏光方向である P 偏光の偏光特性を具備するため、図 5 A 及び図 5 B において「P 偏光観察」として示す反射率及び透過率の角度特性が適用される。

40

【 0 0 5 0 】

例えば図 4 に示すような、先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 と被写体 1 0 1 の表面との間の距離が離れている場合（遠点観察の場合）においては、入射角度 θ が相対的に小さな値となる。そのため、遠点観察の場合には、図 5 A 及び図 5 B に示すように、照明窓 2 1 3 が

50

ら出射される照明光の被写体 101 の表面における反射率及び透過率が、偏光特性の有無及び偏光方向の相異によらず、略同じになる。すなわち、遠点観察の場合には、被写体 101 の表面を透過し表層付近の内部において散乱した内部散乱光による光学像と、被写体 101 の表面において反射した表面反射光による光学像との間の強度比が、偏光特性を略有しない光により被写体 101 を照明した場合と、本実施例の照明窓 213 から出射される照明光により被写体 101 を照明した場合とにおいて相互に略同一となる。

【0051】

従って、本実施例によれば、先端部 21A の先端面 221 と被写体 101 の表面との距離が比較的離れている場合（遠点観察の場合）において、偏光特性を略有しない光により被写体 101 を照明して得られるものと略同様の画像を見ながら観察を行うことができる。

10

【0052】

一方、術者等は、遠点観察の場合においてモニタ 5 に表示される白色光画像を見ながら挿入部 21 を操作することにより、例えば、図 6 に示すような位置関係となるまで先端部 21A の先端面 221 を被写体 101 の表面に近づける。

【0053】

そして、図 6 に示すような、先端部 21A の先端面 221 と被写体 101 の表面との間の距離が近接した場合（近点観察の場合）においては、入射角度 θ が相対的に大きな値となる。

【0054】

20

具体的には、例えば、先端部 21A の先端面 221 と被写体 101 の表面との間の距離を数 mm ~ 10 mm まで近接させた場合に、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍の角度にすることができる。なお、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍の角度とするための、先端部 21A の先端面 221 と被写体 101 の表面との間の距離は、中心 C1 及び中心 C2 を結ぶ線分の長さ（中心 C1 と中心 C2 との間の距離）に依存して適宜変化する。

【0055】

そして、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍の角度とした状態において、P 偏光の偏光特性を具備する照明光により被写体 101 が照明されると、図 5B に示すように、被写体 101 の表面を透過し表層付近の内部において散乱した内部散乱光が、偏光特性を略有しない光により被写体 101 を照明した場合に比べて高い強度を有する戻り光として、対物窓 214 に入射される。その一方で、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍の角度とした状態において、P 偏光の偏光特性を具備する照明光により被写体 101 が照明されると、図 5A に示すように、被写体 101 の表面において反射した表面反射光の強度を略 0（あるいは 0）にすることができるため、対物窓 214 に該表面反射光がほとんど（あるいは全く）入射されなくなる。これに応じ、第 2 対物レンズ群 217 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前記表面反射光がほとんど（あるいは完全に）除去された状態の、前記内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像が結像される。

30

【0056】

すなわち、入射角度 θ がブリュースター角 θ_B 近傍の角度になるまで先端部 21A の先端面 221 と被写体 101 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、赤色光の内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像と、緑色光の内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像と、青色光の内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像と、をそれぞれ撮像して得られた撮像信号がプロセッサ 4 へ出力される。

40

【0057】

その後、プロセッサ 4 の信号処理回路 42 は、内視鏡 2 から出力される前記撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する。これにより、入射角度 θ がブリュースター角 θ_B 近傍の角度になるまで先端部 21A の先端面 221 と被写体 101 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、前記映像信号に応じた、被写体 101 の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を視認し易い画像（P 偏光画像）がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録さ

50

れる。

【0058】

なお、本実施例によれば、入射角度 θ とブリュースター角 θ_B とが一致するように、先端部21Aの先端面221と被写体101の表面との間の距離を調整することにより、被写体101の表層付近の内部に存在する微小血管の構造が最も明瞭に可視化された画像（P偏光画像）を得ることができる。

【0059】

以上に述べた本実施例によれば、被写体からの戻り光の入射光路上に偏光子を設けずとも、近点観察においてP偏光画像を得ることができるように構成されている。そのため、本実施例によれば、生体組織の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を観察する際に、従来よりも明るさが向上した、該構造を視認し易い画像を得ることができる。

10

【0060】

また、近点観察においてP偏光画像を得るために従来用いられている構成によれば、例えば、生体組織への照明光の出射光路上と、該照明光の戻り光の入射光路上と、において、クロスニコルとなるように偏光子と検光子とを配置するようなものがある。しかし、このような従来の構成によれば、挿入部の先端面と生体組織の表面とを近接させて観察を行う場合のみならず、例えば前述の遠点観察のような、挿入部の先端面と生体組織の表面とを離間させて観察を行う場合においても、生体組織の偏光特性に依存した光学像しか得ることができない、という問題点が生じている。これに対し、以上に述べた本実施例によれば、挿入部の先端面と生体組織の表面とを近接させて観察を行う場合においては、生体組織の偏光特性に依存した光学像に基づく画像（P偏光画像）を得ることができる一方で、挿入部の先端面と生体組織の表面とを離間させて観察を行う場合においては、生体組織の偏光特性に略依存しない光学像に基づく画像（白色光画像）を得ることができるように構成されている。その結果、以上に述べた本実施例によれば、例えば、P偏光画像を得るための構成を有する装置と、白色光画像を得るための構成を有する装置と、を使い分けるようなことを行わずとも、挿入部の先端面と生体組織の表面との間の距離（観察距離）に応じた適切な観察画像を簡易に得ることができる。

20

【0061】

ところで、近点観察により生体組織の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を観察する際には、生体組織からの表面反射光を除去して視認性を向上させるために、例えば、観察の事前に、挿入部の先端面と生体組織との間を水により埋めておくという手法が従来用いられている。これに対し、以上に述べた本実施例によれば、前述の手法を用いずとも、挿入部の先端面を観察対象の生体組織に近づける操作を行うことにより、生体組織の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を視認し易い画像を得ることができる。その結果、以上に述べた本実施例によれば、前述の手法を用いる際に行われる種々の操作（挿入部の挿抜、及び、観察対象となる部位の変更に伴う水の入れ替え等）が不要となるため、手技に費やされる時間を従来に比べて短縮することができるとともに、近点観察の際に術者及び被験者に課される負担を低減することができる。

30

【0062】

なお、本実施例によれば、ライトガイド24により伝送された照明光の偏光方向を直線偏光子211を用いて揃えるように構成されたものに限らず、例えばレーザー等を光源として用いることにより、予め所定の偏光方向に揃えられた照明光を照明窓213から出射するように構成されるものであってもよい。

40

【0063】

また、以上に述べた本実施例の構成と、例えば、狭帯域光観察及び（または）分光波長推定等の公知の血管構造強調手法と、を組み合わせることで用いることにより、生体組織の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を更に視認し易くすることも可能である。

【0064】

（第2の実施例）

図7は、本発明の第2の実施例に係るものである。

50

【 0 0 6 5 】

なお、本実施例においては、第 1 の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第 1 の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

【 0 0 6 6 】

本実施例においては、第 1 の実施例の所定の偏光方向から 90° 回転した偏光方向（S 偏光）となるように、直線偏光子 2 1 1 の偏光特性が変更されている。

【 0 0 6 7 】

そして、直線偏光子 2 1 1 の偏光特性の変更に応じ、例えば図 7 に示すように、本実施例の照明窓 2 1 3 及び対物窓 2 1 4 は、照明窓 2 1 3（または照明窓 2 1 3 を含む照明光学系）の光軸と対物窓 2 1 4（または対物窓 2 1 4 を含む対物光学系）の光軸とを含む面（先端面 2 2 1）において、これら 2 つの光軸（図 7 の中心 C 1 及び中心 C 2）を結ぶ線分（図 7 の破線 D 2）と、照明窓 2 1 3 から出射された照明光を先端面 2 2 1 に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図 7 の線分 P 2）と、が 90° の角度をなす（直交する）ような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

10

【 0 0 6 8 】

なお、その他の構成については、第 1 の実施例と同様のものを適用可能であるため、詳細な説明を省略する。

【 0 0 6 9 】

続いて、本実施例の作用について説明を行う。

20

【 0 0 7 0 】

まず、術者等は、内視鏡装置 1 の各部を図 1 に示すように接続した後、該各部の電源を投入する。そして、術者等は、被検者の体内に挿入部 2 1 を挿入してゆくことにより、所望の観察部位における被写体 1 0 1 に先端部 2 1 A を近づける。

【 0 0 7 1 】

これにより、先端部 2 1 A から偏光特性を略しない照明光が出射され、該照明光により被写体 1 0 1 が照明される。そして、被写体 1 0 1 の表面を透過して表層付近の内部において散乱した内部散乱光と、被写体 1 0 1 の表面において反射した表面反射光と、が戻り光として対物窓 2 1 4 に入射される。これに応じ、第 2 対物レンズ群 2 1 7 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前記内部散乱光及び前記表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像がそれぞれ結像され、1 つの光学像を成す。

30

【 0 0 7 2 】

すなわち、赤色光の内部散乱光及び表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、緑色光の内部散乱光及び表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、青色光の内部散乱光及び表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、をそれぞれ撮像して得られた撮像信号がプロセッサ 4 へ出力される。

【 0 0 7 3 】

その後、プロセッサ 4 の信号処理回路 4 2 は、内視鏡 2 から出力される前記撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する。これにより、前記映像信号に応じた、肉眼による観察と略同様の色合いの画像（白色光画像）がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録される。

40

【 0 0 7 4 】

ここで、本実施例では、照明窓 2 1 3 の光軸と対物窓 2 1 4 の光軸とを含む面（先端面 2 2 1）において、これら 2 つの光軸（図 7 の中心 C 1 及び中心 C 2）を結ぶ線分（図 7 の破線 D 2）と、照明窓 2 1 3 から出射された照明光を先端面 2 2 1 に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図 7 の線分 P 2）と、が 90° の角度をなす（直交する）ような位置関係を有してそれぞれ配置されている。すなわち、本実施例によれば、照明窓 2 1 3 から被写体 1 0 1 へ出射される照明光が該照明光の入射面に対して垂直な偏光方向である S 偏光の偏光特性を具備するため、図 5 A 及び図 5 B において「S 偏光観察」として示す反射率及び透過率の角度特性が適用される。

50

【 0 0 7 5 】

図 4 に示した遠点観察の場合においては、入射角度 θ が相対的に小さな値となる。そのため、遠点観察の場合には、図 5 A 及び図 5 B に示すように、照明窓 2 1 3 から出射される照明光の被写体 1 0 1 の表面における反射率及び透過率が、偏光特性の有無及び偏光方向の相異によらず、略同じになる。すなわち、遠点観察の場合には、被写体 1 0 1 の表面を透過し表層付近の内部において散乱した内部散乱光による光学像と、被写体 1 0 1 の表面において反射した表面反射光による光学像との間の強度比が、偏光特性を略有しない光により被写体 1 0 1 を照明した場合と、本実施例の照明窓 2 1 3 から出射される照明光により被写体 1 0 1 を照明した場合とにおいて相互に略同一となる。

【 0 0 7 6 】

10

従って、本実施例によれば、先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 と被写体 1 0 1 の表面との距離が比較的離れている場合（遠点観察の場合）において、偏光特性を略有しない光により被写体 1 0 1 を照明して得られるものと略同様の画像を見ながら観察を行うことができる。

【 0 0 7 7 】

一方、図 6 に示したように、近点観察の場合（先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を数 mm ~ 1 0 mm まで近接させた場合）には、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍またはそれ以上の角度にすることができる。

【 0 0 7 8 】

そして、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍またはそれ以上の角度とした状態において、S 偏光の偏光特性を具備する照明光により被写体 1 0 1 が照明されると、図 5 A に示すように、被写体 1 0 1 の表面において反射した表面反射光が、偏光特性を略有しない光により被写体 1 0 1 を照明した場合に比べて高い強度を有する戻り光として、対物窓 2 1 4 に入射される。その一方で、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍またはそれ以上の角度とした状態において、S 偏光の偏光特性を具備する照明光により被写体 1 0 1 が照明されると、図 5 B に示すように、表層付近の内部において散乱した内部散乱光の強度を、偏光特性を略有しない光により被写体 1 0 1 を照明した場合に比べて低くすることができるため、対物窓 2 1 4 に該内部散乱光がほとんど入射されなくなる。これに応じ、第 2 対物レンズ群 2 1 7 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前記内部散乱光がほとんど除去された状態の、前記表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像が結像される。

20

30

【 0 0 7 9 】

すなわち、入射角度 θ がブリュースター角 θ_B 近傍またはそれ以上の角度になるまで先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、赤色光の表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、緑色光の表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、青色光の表面反射光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、をそれぞれ撮像して得られた撮像信号がプロセッサ 4 へ出力される。

【 0 0 8 0 】

その後、プロセッサ 4 の信号処理回路 4 2 は、内視鏡 2 から出力される前記撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する。これにより、入射角度 θ がブリュースター角 θ_B 近傍またはそれ以上の角度になるまで先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、前記映像信号に応じた、被写体 1 0 1 の表面に存在する微細な凹凸構造を視認し易い画像（S 偏光画像）がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録される。

40

【 0 0 8 1 】

以上に述べた本実施例によれば、挿入部の先端面と生体組織の表面とを近接させて観察を行う場合においては、生体組織の偏光特性に依存した光学像に基づく画像（S 偏光画像）を得ることができる一方で、挿入部の先端面と生体組織の表面とを離間させて観察を行う場合においては、生体組織の偏光特性に略依存しない光学像に基づく画像（白色光画像）を得ることができるように構成されている。その結果、以上に述べた本実施例によれば

50

、例えば、S 偏光画像を得るための構成を有する装置と、白色光画像を得るための構成を有する装置と、を使い分けるようなことを行わずとも、挿入部の先端面と生体組織の表面との間の距離（観察距離）に応じた適切な観察画像を簡易に得ることができる。

【 0 0 8 2 】

ところで、近点観察により生体組織の表面に存在する微細な凹凸構造を観察する際には、生体組織からの内部散乱光を除去して視認性を向上させるために、例えば、観察の事前に対象部位に酢酸または色素等を散布しておくという手法が従来用いられている。これに対し、以上に述べた本実施例によれば、前述の手法を用いずとも、挿入部の先端面を観察対象の生体組織に近づける操作を行うことにより、生体組織の表面に存在する微細な凹凸構造を視認し易い画像を得ることができる。その結果、以上に述べた本実施例によれば、前述の手法を用いる際に行われる薬剤散布等の処置が不要となるため、手技に費やされる時間を従来に比べて短縮することができるとともに、近点観察の際に術者及び被験者に課される負担を低減することができる。

10

【 0 0 8 3 】

（第 3 の実施例）

図 8 は、本発明の第 3 の実施例に係るものである。

【 0 0 8 4 】

なお、本実施例においては、第 1 及び第 2 の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第 1 及び第 2 の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

20

【 0 0 8 5 】

図 8 に示すように、本実施例の先端面 2 2 1 A には、照明窓 2 1 3（の光出射側の面）と、対物窓 2 1 4（の光入射側の面）と、ノズル 2 2 2 と、処置具突出口 2 2 3 と、照明窓 2 2 4（の光出射側の面）と、が設けられている。

【 0 0 8 6 】

照明窓 2 2 4 は、凸型レンズにより形成されるとともに、偏光特性を有しない照明光を被写体 1 0 1 へ出射可能な構成を有している。具体的には、このような構成は、第 1 の実施例において示した構成に対し、例えば、照明窓 2 2 4 へ照明光を伝送するためのライトガイドを別に設ける、ライトガイド 2 4 を照明窓 2 2 4 側へ分岐させる、または、R G B 光（白色光）を発する L E D 等の光源を照明窓 2 2 4 の光入射側に配置する、といったような構成を適宜選択して追加することにより実現可能である。

30

【 0 0 8 7 】

ここで、図 8 に示すように、照明窓 2 1 3（または照明窓 2 1 3 を含む照明光学系）の光軸が照明窓 2 1 3 の中心 C 1 を通過するように存在するとし、かつ、対物窓 2 1 4（または対物窓 2 1 4 を含む対物光学系）の光軸が対物窓 2 1 4 の中心 C 2 を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓 2 1 3 及び対物窓 2 1 4 は、照明窓 2 1 3 の光軸と対物窓 2 1 4 の光軸とを含む面（先端面 2 2 1 A）において、これら 2 つの光軸（図 8 の中心 C 1 及び中心 C 2）を結ぶ線分（図 8 の破線 D 3）と、照明窓 2 1 3 から出射された照明光を先端面 2 2 1 A に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図 8 の線分 P 3）と、が平行になるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

40

【 0 0 8 8 】

さらに、図 8 に示すように、照明窓 2 2 4（または照明窓 2 2 4 を含む照明光学系）の光軸が照明窓 2 2 4 の中心 C 3 を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓 2 1 3、対物窓 2 1 4 及び照明窓 2 2 4 は、先端面 2 2 1 A において、中心 C 1 と中心 C 2 との間の距離が中心 C 2 と中心 C 3 との間の距離に比べて短くなるような位置関係を有するようにそれぞれ配置されている。

【 0 0 8 9 】

すなわち、本実施例の先端面 2 2 1 A においては、偏光方向が所定の方法に揃えられた照明光を出射するための照明窓 2 1 3 が対物窓 2 1 4 に対して相対的に近い位置に配置され、偏光特性を有しない照明光を出射するための照明窓 2 2 4 が対物窓 2 1 4 に対して相

50

対的に遠い位置に配置されている。

【 0 0 9 0 】

なお、その他の構成については、第 1 の実施例と同様のものを適用可能であるため、詳細な説明を省略する。

【 0 0 9 1 】

続いて、本実施例の作用について説明を行う。

【 0 0 9 2 】

まず、術者等は、内視鏡装置 1 の各部を図 1 に示すように接続した後、該各部の電源を投入する。そして、術者等は、被検者の体内に挿入部 2 1 を挿入してゆくことにより、所望の観察部位における被写体 1 0 1 に先端部 2 1 A を近づける。なお、本実施例においては、照明窓 2 1 3 及び照明窓 2 2 4 から同時に照明光が出射されるものとする。

10

【 0 0 9 3 】

一方、本実施例によれば、図 4 に示した遠点観察の場合において、例えば、照明窓 2 2 4 からの出射光量の総和に対して照明窓 2 1 3 からの出射光量の総和が半分以下になるように、照明窓 2 1 3 及び照明窓 2 2 4 から同時に照明光が出射される。

【 0 0 9 4 】

そして、遠点観察の場合において、照明窓 2 1 3 及び照明窓 2 2 4 から同時に射出される照明光の出射光量を前述のようにそれぞれ調整することにより、照明窓 2 1 3 から射出される照明光の偏光特性が緩和されるため、第 1 の実施例に比べて更に偏光特性が低下した照明光により被写体 1 0 1 を照明することができる。これに応じ、図 4 に示した遠点観察の場合においては、肉眼による観察と略同様の色合いを有するとともに、第 1 の実施例に比べて高画質な画像（白色光画像）がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録される。

20

【 0 0 9 5 】

一方、図 6 に示したように、近点観察の場合（先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 A と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を数 mm ~ 10 mm まで近接させた場合）には、入射角度 θ をブリースター角 θ_B 近傍の角度にすることができる。そのため、近点観察の場合においては、照明窓 2 1 3 から射出される P 偏光の偏光特性を具備する照明光により、被写体 1 0 1 のうちの対物窓 2 1 4 から近い側の局所領域が照明される。また、近点観察の場合においては、照明窓 2 2 4 から射出される偏光特性を有しない照明光により、被写体 1 0 1

30

【 0 0 9 6 】

ここで、本実施例によれば、前述したように、照明窓 2 1 3 を対物窓 2 1 4 に近接させて配置し、かつ、照明窓 2 2 4 を対物窓 2 1 4 から離間させて配置している。そのため、本実施例の構成を用いて近点観察を行う場合には、被写体 1 0 1 の表層付近の内部において散乱した内部散乱光が戻り光として対物窓 2 1 4 に入射される一方で、被写体 1 0 1 の表面において反射した表面反射光、及び、照明窓 2 2 4 から被写体 1 0 1 へ射出された照明光の反射光については、いずれも対物窓 2 1 4 にほとんど入射されない。これに応じ、第 2 対物レンズ群 2 1 7 の光射出側に配置された撮像素子の撮像面には、前記表面反射光と、照明窓 2 2 4 から被写体 1 0 1 へ射出された照明光の反射光と、がそれぞれほとんど除去された状態の、前記内部散乱光に応じた被写体 1 0 1 の光学像が結像される。

40

【 0 0 9 7 】

すなわち、入射角度 θ がブリースター角 θ_B 近傍の角度になるまで先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 A と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、赤色光の内部散乱光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、緑色光の内部散乱光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、青色光の内部散乱光に応じた被写体 1 0 1 の光学像と、をそれぞれ撮像して得られた撮像信号がプロセッサ 4 へ出力される。

【 0 0 9 8 】

その後、プロセッサ 4 の信号処理回路 4 2 は、内視鏡 2 から出力される前記撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する

50

。これにより、入射角度 θ がプリースター角 θ_B 近傍の角度になるまで先端部21Aの先端面221Aと被写体101の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、前記映像信号に応じた、被写体101の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を視認し易い画像（P偏光画像）がモニタ5に表示されるとともに記録装置6に記録される。

【0099】

以上に述べた本実施例によれば、第1の実施例において述べたものと同様の効果を発揮することができるとともに、遠点観察において取得される観察画像の画質が向上する、という更なる効果を発揮することもできる。

【0100】

（第4の実施例）

図9及び図10は、本発明の第4の実施例に係るものである。

【0101】

なお、本実施例においては、第1～第3の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第1～第3の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

【0102】

図9に示すように、本実施例の先端面221Bには、照明窓213（の光出射側の面）と、対物窓214（の光入射側の面）と、ノズル222と、処置具突出口223と、照明窓225（の光出射側の面）と、が設けられている。

【0103】

照明窓225は、凸型レンズにより形成されるとともに、照明窓213から出射される照明光の偏光方向に対して90°回転した偏光方向の照明光を被写体101へ出射可能な構成を有している。具体的には、このような構成は、例えば、第1の実施例において示した構成を2つ組み合わせることで実現可能である。

【0104】

ここで、図9に示すように、照明窓213（または照明窓213を含む照明光学系）の光軸が照明窓213の中心C1を通過するように存在するとし、かつ、対物窓214（または対物窓214を含む対物光学系）の光軸が対物窓214の中心C2を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓213及び対物窓214は、照明窓213の光軸と対物窓214の光軸とを含む面（先端面221B）において、これら2つの光軸（図9の中心C1及び中心C2）を結ぶ線分（図9の破線D4）と、照明窓213から出射された照明光を先端面221Bに投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図9の線分P4）と、が平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。そして、このような構成により、第1の実施例と同様に、P偏光の偏光特性を具備する照明光が照明窓213から出射される。

【0105】

また、図9に示すように、照明窓225（または照明窓225を含む照明光学系）の光軸が照明窓225の中心C4を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓225及び対物窓214は、対物窓214の光軸と照明窓225の光軸とを含む面（先端面221B）において、これら2つの光軸（図9の中心C2及び中心C4）を結ぶ線分（図9の破線D5）と、照明窓225から出射された照明光を先端面221Bに投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図9の線分P5）と、が平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。そして、このような構成により、P偏光の偏光特性を具備する照明光が照明窓225から出射される。

【0106】

さらに、図9に示すように、本実施例の照明窓213、対物窓214及び照明窓225は、先端面221Bにおいて、中心C1と中心C2との間の距離が中心C2と中心C4との間の距離に比べて短くなり、さらに、中心C1及び中心C2を結ぶ線分（図9の破線D4）と、中心C2及び中心C4を結ぶ線分（図9の破線D5）とが90°の角度をなす（

10

20

30

40

50

直交する) ような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

【0107】

すなわち、本実施例の先端面221Bにおいては、偏光方向が所定の方向に揃えられた照明光を出射するための照明窓213が対物窓214に対して相対的に近い位置に配置され、該所定の方向から90°回転した偏光方向の照明光を出射するための照明窓225が対物窓214に対して相対的に遠い位置に配置されている。

【0108】

なお、その他の構成については、第1の実施例と同様のものを適用可能であるため、詳細な説明を省略する。

【0109】

続いて、本実施例の作用について説明を行う。

【0110】

まず、術者等は、内視鏡装置1の各部を図1に示すように接続した後、該各部の電源を投入する。そして、術者等は、被検者の体内に挿入部21を挿入してゆくことにより、所望の観察部位における被写体101に先端部21Aを近づける。なお、本実施例においては、照明窓213及び照明窓225から同時に照明光が出射されるものとする。

【0111】

一方、本実施例によれば、図4に示した遠点観察の場合において、例えば、一方の照明窓からの出射光量の総和に対する他方の照明窓からの出射光量の総和が-50%~+50%の範囲に入るように、照明窓213及び照明窓225から同時に照明光が出射される。(これにより、一方の照明窓からの出射光量の総和を100と仮定した場合に、他方の照明窓からの出射光量の総和が50~150の範囲内となるように照明光が出射される。)

そして、遠点観察の場合において、照明窓213及び照明窓225から同時に射出される照明光の出射光量を前述のようにそれぞれ調整することにより、2つの照明窓からそれぞれ射出される照明光の偏光特性が相互に緩和されるため、第1の実施例及び第3の実施例に比べて更に偏光特性が低下した照明光により被写体101を照明することができる。これに応じ、図4に示した遠点観察の場合においては、肉眼による観察と略同様の色合いを有するとともに、第1の実施例及び第3の実施例に比べて高画質な画像(白色光画像)がモニタ5に表示されるとともに記録装置6に記録される。

【0112】

一方、図6に示したように、近点観察の場合(先端部21Aの先端面221Bと被写体101の表面との間の距離を数mm~10mmまで近接させた場合)には、入射角度 θ をブリースター角 θ_B 近傍の角度にすることができる。そのため、近点観察の場合においては、照明窓213及び照明窓225からそれぞれ射出されるP偏光の照明光により、被写体101のうちの対物窓214から近い側の局所領域が照明される。

【0113】

ここで、本実施例の構成を用いて近点観察を行う場合には、被写体101の表層付近の内部において散乱した内部散乱光が戻り光として対物窓214に入射される一方で、被写体101の表面において反射した表面反射光については対物窓214にほとんど(あるいは全く)入射されない。これに応じ、第2対物レンズ群217の光射出側に配置された撮像素子の撮像面には、前記表面反射光がほとんど(あるいは完全に)除去された状態の、前記内部散乱光に応じた被写体101の光学像が結像される。

【0114】

すなわち、入射角度 θ がブリースター角 θ_B 近傍の角度になるまで先端部21Aの先端面221Bと被写体101の表面との間の距離を近づけた場合(近点観察の場合)においては、赤色光の内部散乱光に応じた被写体101の光学像と、緑色光の内部散乱光に応じた被写体101の光学像と、青色光の内部散乱光に応じた被写体101の光学像と、をそれぞれ撮像して得られた撮像信号がプロセッサ4へ出力される。

【0115】

その後、プロセッサ4の信号処理回路42は、内視鏡2から出力される前記撮像信号に

10

20

30

40

50

対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する。これにより、入射角度 θ がブリースター角 θ_B 近傍の角度になるまで先端部 2 1 A の先端面 2 2 1 B と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、前記映像信号に応じた、被写体 1 0 1 の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を視認し易い画像（P 偏光画像）がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録される。

【0 1 1 6】

なお、本実施例によれば、前述のように構成されるものに限らず、例えば、照明窓 2 1 3 から出射される照明光の偏光方向、及び、照明窓 2 2 5 から出射される照明光の偏光方向が、それぞれ前述の構成から 90° 回転するように構成されるものであってもよい。そして、このような構成を備えることにより、遠点観察においては前述したものと同様の画像（白色光画像）を得ることができるとともに、近点観察においては、第 2 の実施例と同様に、被写体 1 0 1 の表面に存在する微細な凹凸構造を視認し易い画像（S 偏光画像）を得ることができる。

【0 1 1 7】

また、本実施例によれば、照明窓 2 1 3 及び照明窓 2 2 5 から同時に出射される照明光の出射光量が前述のようにそれぞれ調整される限りにおいては、遠点観察において得られる画像の画質を所定の水準以上に保つことができる。そのため、本実施例の先端面 2 2 1 B によれば、例えば図 1 0 に示すように、中心 C 1 及び中心 C 2 を結ぶ線分（図 1 0 の破線 D 4）と、中心 C 2 及び中心 C 4 を結ぶ線分（図 1 0 の破線 D 5）とが 90° 以外の（ 90° から若干ずれた）角度をなすような位置関係を有してそれぞれ配置されるものであってもよい。

【0 1 1 8】

以上に述べた本実施例によれば、第 1 の実施例において述べたものと同様の効果を発揮することができるとともに、近点観察において取得される観察画像の明るさが向上する、という更なる効果を発揮することもできる。

【0 1 1 9】

（第 5 の実施例）

図 1 1 は、本発明の第 5 の実施例に係るものである。

【0 1 2 0】

なお、本実施例においては、第 1 ～ 第 4 の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第 1 ～ 第 4 の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

【0 1 2 1】

図 1 1 に示すように、本実施例の先端面 2 2 1 C には、照明窓 2 1 3（の光出射側の面）と、対物窓 2 1 4（の光入射側の面）と、ノズル 2 2 2 と、処置具突出口 2 2 3 と、照明窓 2 2 6 と、対物窓 2 2 7 と、が設けられている。

【0 1 2 2】

照明窓 2 2 6 は、凸型レンズにより形成されるとともに、照明窓 2 1 3 から出射される照明光の偏光方向と同じ偏光方向（P 偏光）の照明光を被写体 1 0 1 へ出射可能な構成を有している。具体的には、このような構成は、例えば、第 1 の実施例において示した構成を用いることにより実現可能である。

【0 1 2 3】

ここで、図 1 1 に示すように、照明窓 2 1 3（または照明窓 2 1 3 を含む照明光学系）の光軸が照明窓 2 1 3 の中心 C 1 を通過するように存在するとし、かつ、対物窓 2 1 4（または対物窓 2 1 4 を含む対物光学系）の光軸が対物窓 2 1 4 の中心 C 2 を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓 2 1 3 及び対物窓 2 1 4 は、照明窓 2 1 3 の光軸と対物窓 2 1 4 の光軸とを含む面（先端面 2 2 1 C）において、これら 2 つの光軸（図 1 1 の中心 C 1 及び中心 C 2）を結ぶ線分（図 1 1 の破線 D 6）と、照明窓 2 1 3 から出射された照明光を先端面 2 2 1 C に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（

図 1 1 の線分 P 6) と、が平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

【 0 1 2 4 】

また、図 1 1 に示すように、照明窓 2 2 6 (または照明窓 2 2 6 を含む照明光学系) の光軸が照明窓 2 2 6 の中心 C 5 を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓 2 2 6 及び対物窓 2 1 4 は、照明窓 2 2 6 の光軸と対物窓 2 1 4 の光軸とを含む面 (先端面 2 2 1 C) において、これら 2 つの光軸 (図 1 1 の中心 C 2 及び中心 C 5) を結ぶ線分 (図 1 1 の破線 D 7) と、照明窓 2 2 6 から出射された照明光を先端面 2 2 1 C に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分 (図 1 1 の線分 P 7) と、が平行となるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

【 0 1 2 5 】

凹型レンズにより形成される対物窓 2 2 7 の光出射側には、第 1 の実施例の図 2 の説明において述べたものと同様の配置状態を有するように複数の対物レンズ群及び対物絞りが設けられているとともに、直線偏光子 2 1 1 の偏光方向に対してクロスニコルとなるように検光子 (図示せず) が設けられている。なお、前記検光子の偏光方向は、例えば、図 1 1 の線分 P 8 として示される方向となる。

【 0 1 2 6 】

さらに、対物窓 2 2 7 の光出射側には、前記検光子を通過した光に応じた光学像を撮像して撮像信号をプロセッサ 4 に出力可能な撮像素子 (図示せず) が設けられている。

【 0 1 2 7 】

なお、その他の構成については、第 1 の実施例と同様のものを適用可能であるため、詳細な説明を省略する。

【 0 1 2 8 】

続いて、本実施例の作用について説明を行う。

【 0 1 2 9 】

まず、術者等は、内視鏡装置 1 の各部を図 1 に示すように接続した後、該各部の電源を投入する。そして、術者等は、被検者の体内に挿入部 2 1 を挿入してゆくことにより、所望の観察部位における被写体 1 0 1 に先端部 2 1 A を近づける。なお、本実施例においては、照明窓 2 1 3 及び照明窓 2 2 6 から同時に照明光が出射されるものとする。

【 0 1 3 0 】

ここで、図 4 に示した遠点観察の場合には、第 1 の実施例において説明したように、先端部 2 1 A から出射される各照明光の被写体 1 0 1 の表面における反射率及び透過率が、偏光特性の有無及び偏光方向の相異によらず、略同じになる。そのため、第 2 対物レンズ群 2 1 7 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、第 1 の実施例と同様に、偏光特性を略有しない光により被写体 1 0 1 を照明して得られるものと略同等の被写体 1 0 1 の光学像が結像される。一方、対物窓 2 2 7 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前述の検光子を通過した戻り光に応じた光学像が結像される。

【 0 1 3 1 】

また、近点観察の場合には、P 偏光の照明光により被写体 1 0 1 が照明されるため、被写体 1 0 1 の表層付近の内部において散乱した内部散乱光が戻り光として対物窓 2 1 4 及び対物窓 2 2 7 にそれぞれ入射される。これに応じ、第 2 対物レンズ群 2 1 7 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前記内部散乱光に応じた被写体 1 0 1 の光学像が結像される。一方、対物窓 2 2 7 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前述の検光子を通過した前記内部散乱光に応じた被写体 1 0 1 の光学像が結像される。

【 0 1 3 2 】

プロセッサ 4 の信号処理回路 4 2 は、第 2 対物レンズ群 2 1 7 の光出射側に配置された撮像素子、及び、対物窓 2 2 7 の光出射側に配置された撮像素子からそれぞれ出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する。これにより、遠点観察の場合においては、前記映像信号に応じた、肉眼による観察と略同様の色合いの画像 (白色光画像) と、被写体 1 0 1 の表層付近の内部に存在する癌等の病変部位を特定し易い画像と、がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に

10

20

30

40

50

記録される。また、近点観察の場合においては、前記映像信号に応じた、被写体 101 の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を視認し易い画像（P 偏光画像）と、被写体 101 の表層付近の内部に存在する癌等の病変部位を特定し易い画像と、がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録される。なお、これら 2 つの画像は、それぞれ別々に生成されるものであってもよく、または、画像合成処理により適宜合成されるものであってもよい。

【0133】

以上に述べた本実施例によれば、第 1 の実施例において述べたものと同様の効果を発揮することができるとともに、遠点観察から近点観察にかけて所見の診断等を行う際に有益な情報が一度に多く得られる、という更なる効果を発揮することもできる。

【0134】

（第 6 の実施例）

図 12 ～ 図 14 は、本発明の第 6 の実施例に係るものである。

【0135】

なお、本実施例においては、第 1 ～ 第 5 の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第 1 ～ 第 5 の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。また、本実施例においては、第 3 の実施例の先端面 221A が先端部 21A に設けられているとともに、ライトガイド 24 の光出射側に直線偏光子 211 が設けられていない内視鏡 2 を例に挙げて説明を行うものとする。

【0136】

本実施例のキャップ 301 は、先端部 21A に挿嵌可能な形状を有して構成されている。具体的には、本実施例のキャップ 301 は、図 12 ～ 図 14 に示すように、先端部 21A へ装着された際に先端面 221A に対向して配置される底面 302 を備えた略円筒形状を有して構成されている。

【0137】

キャップ 301 の底面 302 には、例えば図 12 に示すように、照明窓 213 の形状に合わせて形成された照明窓 303 と、対物窓 214 の形状に合わせて形成された対物窓 304 と、処置具突出口 223 の形状に合わせて形成された処置具窓 305 と、照明窓 224 の形状に合わせて形成された照明窓 306 と、が設けられている。

【0138】

照明窓 303 は、照明窓 213 を通過した照明光を所定の偏光方向（P 偏光）に揃えることが可能な偏光フィルタを有して構成されている。そのため、照明窓 303 を通過した照明光は、前記所定の偏光方向（P 偏光）の照明光として被写体 101 へ出射される。

【0139】

対物窓 304 は、キャップ 301 が先端部 21A に挿嵌された際に、被写体 101 からの戻り光を対物窓 214 へ出射可能な構成を有している。

【0140】

照明窓 306 は、キャップ 301 が先端部 21A に挿嵌された際に、照明窓 224 を通過した照明光を被写体 101 へ出射可能な構成を有している。

【0141】

なお、本実施例の対物窓 304 及び照明窓 306 は、例えば、透明な平板ガラス等の光学部材により形成されるものであってもよく、または、底面 302 に孔をあけて形成されるものであってもよい。

【0142】

一方、キャップ 301 の底面 302 に設けられた各部は、先端面 221A に設けられた各部と同様の位置関係を有するように配置されている。すなわち、図 12 に示すように、照明窓 213 の光軸が照明窓 303 の中心 C6 を通過するように存在するとし、かつ、対物窓 214 の光軸が対物窓 304 の中心 C7 を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓 303 及び対物窓 304 は、照明窓 213 の光軸と対物窓 214 の光軸とを含む面（底面 302）において、これら 2 つの光軸（図 12 の中心 C6 及び中心 C7）を

10

20

30

40

50

結ぶ線分（図１２の破線Ｄ８）と、照明窓２１３及び照明窓３０３を経て出射された照明光を底面３０２に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図１２の線分Ｐ９）と、が平行になるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

【０１４３】

さらに、図１２に示すように、照明窓２２４の光軸が照明窓３０６の中心Ｃ８を通過するように存在するとした場合、本実施例の照明窓３０３、対物窓３０４及び照明窓３０６は、底面３０２において、中心Ｃ６と中心Ｃ７との間の距離が中心Ｃ７と中心Ｃ８との間の距離に比べて短くなるような位置関係を有してそれぞれ配置されている。

【０１４４】

すなわち、本実施例の底面３０２においては、偏光方向が所定の方向に揃えられた照明光を出射するための照明窓３０３が対物窓３０４に対して相対的に近い位置に配置され、偏光特性を有しない照明光を出射するための照明窓３０６が対物窓３０４に対して相対的に遠い位置に配置されている。

10

【０１４５】

なお、その他の構成については、第１の実施例または第３の実施例のいずれかと同様のものを適用可能であるため、詳細な説明を省略する。

【０１４６】

続いて、本実施例の作用について説明を行う。

【０１４７】

まず、術者等は、内視鏡装置１の各部を図１に示すように接続した後、該各部の電源を投入する。これと前後して、術者等は、図１３に示すように、底面３０２に設けられた各部と先端面２２１Ａに設けられた各部との位置関係を合わせながら、キャップ３０１を先端部２１Ａに挿嵌する。このような操作により、例えば図１４に示すような状態として、キャップ３０１が先端部２１Ａに装着される。

20

【０１４８】

そして、キャップ３０１を先端部２１Ａに装着した状態の挿入部２１を被検者の体内に挿入してゆくことにより、所望の観察部位における被写体１０１に先端部２１Ａを近づける。なお、本実施例においては、照明窓２１３及び照明窓２２４から同時に照明光が出射されるものとする。

【０１４９】

30

一方、本実施例によれば、図４に示した遠点観察の場合において、例えば、照明窓２２４からの出射光量の総和に対して照明窓２１３からの出射光量の総和が半分以下になるように、照明窓２１３及び照明窓２２４から同時に照明光が出射される。

【０１５０】

そして、遠点観察の場合において、照明窓２１３及び照明窓２２４から同時に射出される照明光の出射光量を前述のようにそれぞれ調整することにより、照明窓３０３から射出される照明光の偏光特性が緩和されるため、第３の実施例と略同様の照明光により被写体１０１を照明することができる。これに応じ、図４に示した遠点観察の場合においては、肉眼による観察と略同様の色合いを有するとともに、第３の実施例と略同程度の画質の画像（白色光画像）がモニタ５に表示されるとともに記録装置６に記録される。

40

【０１５１】

一方、図６に示したように、近点観察の場合（キャップ３０１の底面３０２と被写体１０１の表面との間の距離を数mm～10mmまで近接させた場合）には、入射角度 θ をブリュースター角 θ_B 近傍の角度にすることができる。そのため、近点観察の場合においては、照明窓３０３から射出されるP偏光の偏光特性を具備する照明光により、被写体１０１のうちの対物窓３０４から近い側の局所領域が照明される。また、近点観察の場合においては、照明窓３０６から射出される偏光特性を有しない照明光により、被写体１０１のうちの対物窓３０４から遠い側の局所領域が照明される。

【０１５２】

ここで、本実施例によれば、前述したように、照明窓３０３を対物窓３０４に近接させ

50

て配置し、かつ、照明窓 306 を対物窓 304 から離間させて配置している。そのため、本実施例の構成を用いて近点観察を行う場合には、被写体 101 の表層付近の内部において散乱した内部散乱光が戻り光として対物窓 304 に入射される一方で、被写体 101 の表面において反射した表面反射光、及び、照明窓 306 から被写体 101 へ出射された照明光の反射光については、いずれも対物窓 304 にほとんど入射されない。これに応じ、第 2 対物レンズ群 217 の光出射側に配置された撮像素子の撮像面には、前記表面反射光と、照明窓 306 から被写体 101 へ出射された照明光の反射光と、がそれぞれほとんど除去された状態の、前記内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像が結像される。

【0153】

すなわち、入射角度 θ がプリースター角 θ_B 近傍の角度になるまでキャップ 301 の底面 302 と被写体 101 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、赤色光の内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像と、緑色光の内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像と、青色光の内部散乱光に応じた被写体 101 の光学像と、をそれぞれ撮像して得られた撮像信号がプロセッサ 4 へ出力される。

【0154】

その後、プロセッサ 4 の信号処理回路 42 は、内視鏡 2 から出力される前記撮像信号に対して信号処理を施すことにより映像信号を生成してモニタ 5 及び記録装置 6 へ出力する。これにより、入射角度 θ がプリースター角 θ_B 近傍の角度になるまでキャップ 301 の底面 302 と被写体 101 の表面との間の距離を近づけた場合（近点観察の場合）においては、前記映像信号に応じた、被写体 101 の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を視認し易い画像（P 偏光画像）がモニタ 5 に表示されるとともに記録装置 6 に記録される。

【0155】

以上に述べた本実施例によれば、被写体への照明光の出射光路と、該照明光に応じた戻り光の入射光路と、のいずれにも偏光子が設けられていない内視鏡を用いた場合であっても、生体組織の表層付近の内部に存在する微小血管の構造を視認し易い画像を得ることができ、その結果、第 3 の実施例において述べたものと略同様の効果を発揮することができる。

【0156】

なお、本実施例によれば、生体組織の表面に存在する微細な凹凸構造を視認し易い画像を得る目的において、第 2 の実施例の構成を照明窓 303 及び対物窓 304 の配置に係る位置関係に適用するものであってもよい。具体的には、本実施例の照明窓 303 及び対物窓 304 は、照明窓 213 の光軸と対物窓 214 の光軸とを含む面（底面 302）において、これら 2 つの光軸（図 12 の中心 C6 及び中心 C7）を結ぶ線分（図 12 の破線 D8）と、照明窓 213 及び照明窓 303 を経て出射された照明光を底面 302 に投影した場合の該照明光の偏光方向に相当する線分（図 12 の線分 P9）と、が 90° の角度をなす（直交する）ような位置関係を有してそれぞれ配置されるものであってもよい。

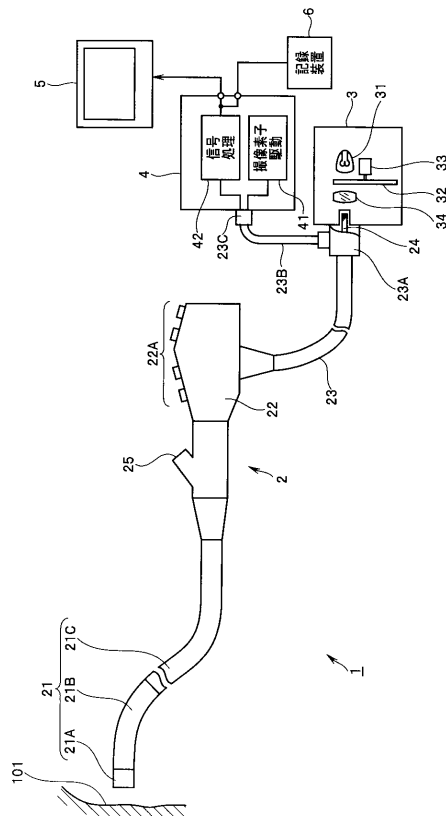
【0157】

なお、本発明は、上述した各実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

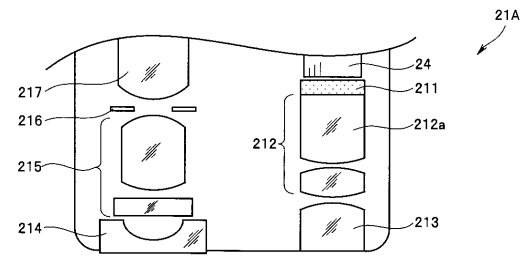
【0158】

本出願は、2010 年 5 月 19 日に日本国に出願された特願 2010 - 115563 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

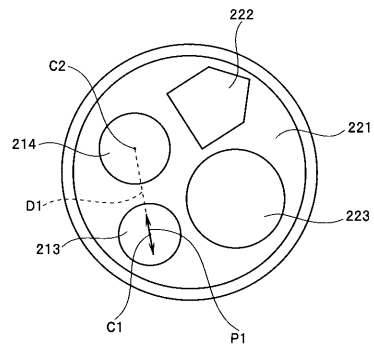
【図 1】



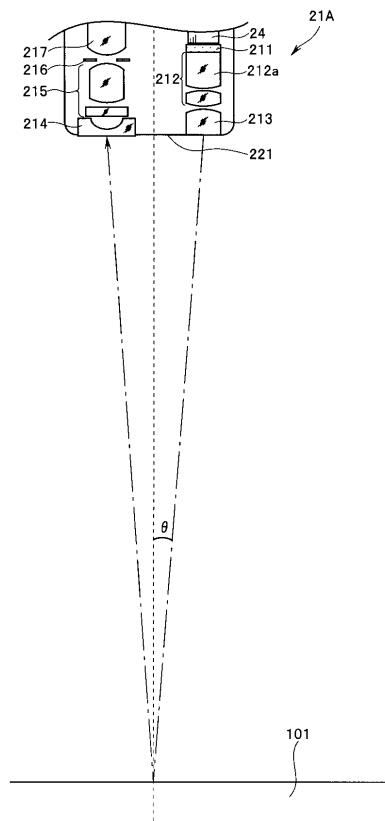
【図 2】



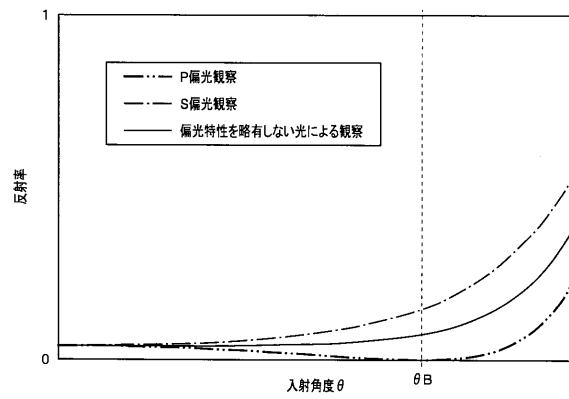
【図 3】



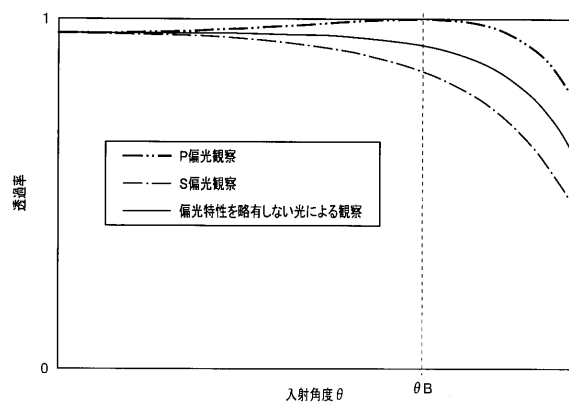
【図 4】



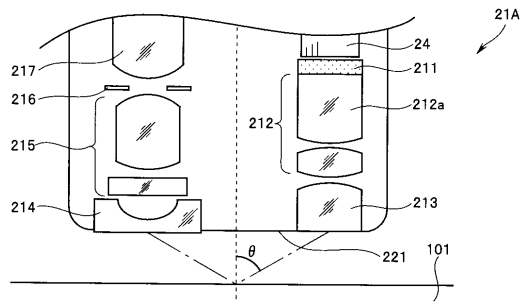
【図 5 A】



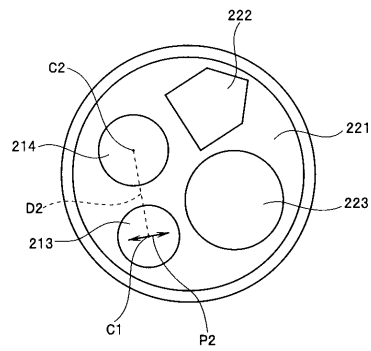
【図 5 B】



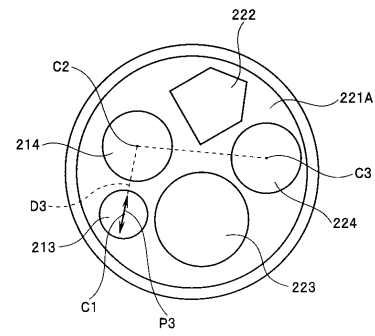
【図 6】



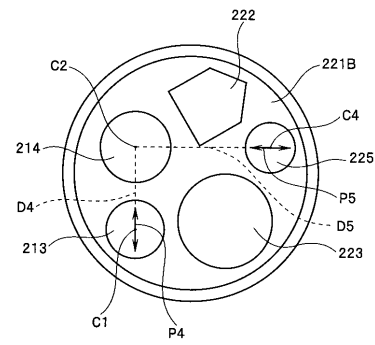
【図 7】



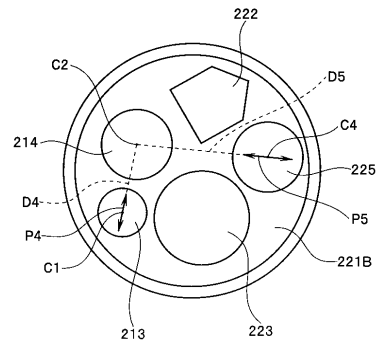
【図 8】



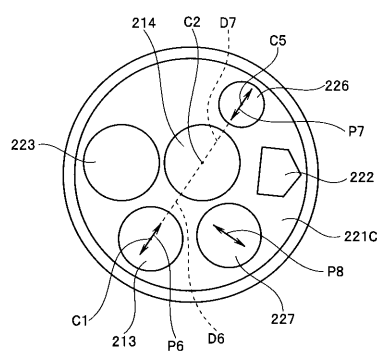
【図 9】



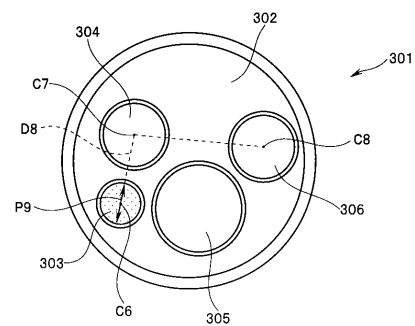
【図 10】



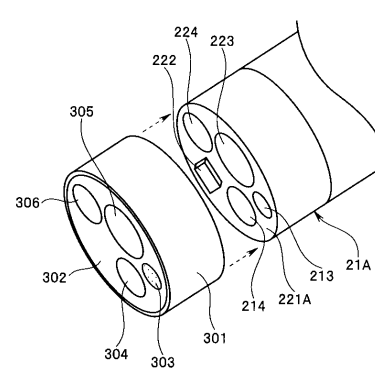
【図 11】



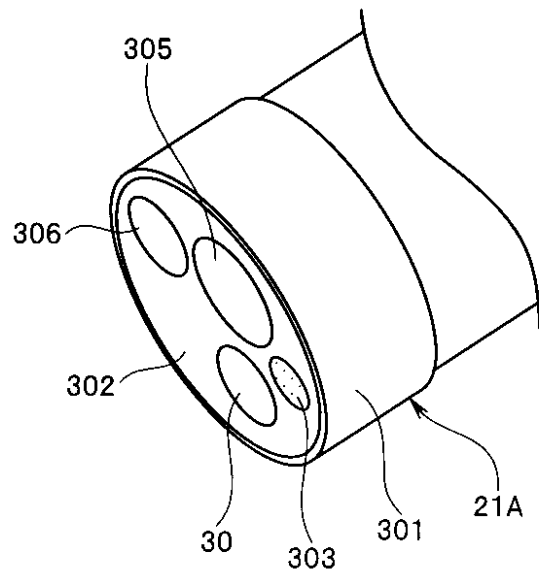
【図 12】



【図 13】



【図14】



フロントページの続き

(72)発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 藤田 年彦

(56)参考文献 特表2003-527915(JP,A)

特開2003-047588(JP,A)

特表2009-525830(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4879374B2	公开(公告)日	2012-02-22
申请号	JP2011539578	申请日	2011-03-25
[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		
当前申请(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	秋山大輔 菅武志 竹腰聡 後野和弘		
发明人	秋山 大輔 菅 武志 竹腰 聡 後野 和弘		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0646 A61B1/00096 A61B1/00186 G02B23/2423		
FI分类号	A61B1/00.300.Y		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010115563 2010-05-19 JP		
其他公开文献	JPWO2011145392A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的内窥镜包括：第一照明光学系统，被配置为从插入部分的远端表面向对象发射第一线性偏振方向的照明光；第二照明光学系统，被配置为照射用照明光照射的对象其中，第一照明光学系统和第一物镜光学系统被布置成使得第一照明光学系统和第一物镜光学系统被布置成使得第一照明光学系统连接光学系统的光轴和第一物镜光学系统的光轴的线段和当从第一照明光学系统发射的照明光投射到前端面上时的偏振方向是垂直或平行的如图1所示。

【 图 1 】

