

(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2019-208936

(P2019-208936A)

(43) 公開日 令和1年12月12日(2019.12.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 1	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/26 B	
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 18 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2018-108279 (P2018-108279)	(71) 出願人	000004112
(22) 出願日	平成30年6月6日(2018.6.6)		株式会社ニコン
			東京都港区港南二丁目15番3号
		(72) 発明者	佐藤 憲司
			東京都品川区港南二丁目15番3号 株式
			会社ニコン内
		(72) 発明者	内川 清
			東京都品川区港南二丁目15番3号 株式
			会社ニコン内
		(72) 発明者	齋藤 直洋
			東京都品川区港南二丁目15番3号 株式
			会社ニコン内
		(72) 発明者	藤井 透
			東京都品川区港南二丁目15番3号 株式
			会社ニコン内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 観察装置、内視鏡装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

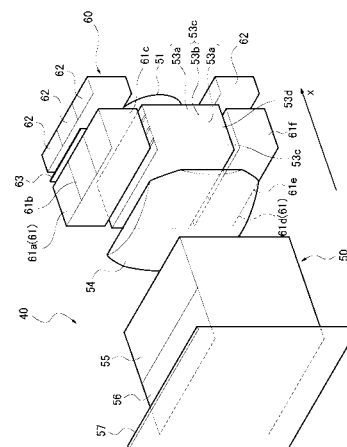
【課題】装置全体の小型化を実現でき、軟性内視鏡への適用を可能とする観察装置、内視鏡装置及び内視鏡システムを提供する。

【解決手段】観察装置40は、対象物に照射される光であってそれぞれ異なる偏光状態を有する光を生成する複数の偏光生成部60と、対象物からの光を検出する検出部50と、を備え、複数の偏光生成部60が検出部50の周囲に配置されている。従って、従来の装置のように回転位相差板を回転させる構成を設けることなく、偏光生成部60が互いに異なる偏光状態を有する光を対象物に照射することができる。更に、検出部50が対象物からの光の偏光状態を観察するので、対象物からの戻り光を偏光状態を保ったまま内視鏡装置外に取り出す必要がない。よって装置全体の小型化を実現できる。

【選択図】図4

【図4】

TSZ 30283



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象物に照射される光であってそれぞれ異なる偏光状態を有する光を生成する複数の偏光生成部と、
前記対象物からの光を検出する検出部と、
を備え、

前記複数の偏光生成部が前記検出部の周囲に配置されている観察装置。

【請求項 2】

円偏光を生成する前記偏光生成部を含む少なくとも 4 つの前記偏光生成部を有する請求項 1 に記載の観察装置。

10

【請求項 3】

円偏光を生成する前記偏光生成部は、入射する光の偏光状態を変換して出射させる偏光変換素子として 1 / 4 波長板を有する請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

前記複数の偏光生成部のそれぞれは、入射する光の偏光状態を変換して出射させる偏光変換素子と、前記偏光変換素子の前記対象物側に配置されて前記偏光変換素子から出射する光を発散する発散光学素子とを有する請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の観察装置。

【請求項 5】

前記発散光学素子から出射される光の半画角が 15 度以内である請求項 4 に記載の観察装置。

20

【請求項 6】

前記複数の偏光生成部には、狭帯域で偏光状態が解消された光が入射される請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の観察装置。

【請求項 7】

前記検出部による前記対象物の検出範囲は、前記複数の偏光生成部により生成された光の前記対象物の照射範囲の少なくとも一部である請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の観察装置。

【請求項 8】

前記検出部は撮像素子を有し、

前記検出部の光軸方向から見て、前記複数の偏光生成部の少なくとも一つの少なくとも一部が前記撮像素子に重複するように、前記複数の偏光生成部が配置されている請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の観察装置。

30

【請求項 9】

前記複数の偏光生成部は、前記検出部を挟んで二群に分けられて配置されている請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の観察装置。

【請求項 10】

前記複数の偏光生成部は、前記検出部の光軸に対して一方の側に配置されている請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の観察装置。

【請求項 11】

前記複数の偏光生成部は、前記検出部の周囲に環状に配置されている請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の観察装置。

40

【請求項 12】

前記複数の偏光生成部及び前記検出部は、同一の管部材内に配置されている請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載の観察装置。

【請求項 13】

被検体の体腔内に挿入される管部材を有する挿入部と、

前記挿入部の先端部を操作する操作部とを有し、

前記請求項 1 ~ 12 のいずれかに記載の前記観察装置が前記挿入部の前記先端部に配置されている内視鏡装置。

【請求項 14】

50

前記挿入部は、前記観察装置の前記複数の偏光生成部に光を導く光ファイバを有する請求項 1 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 5】

前記観察装置の前記検出部により検出された光に関する情報を前記挿入部を介して前記内視鏡装置の外部に送信する請求項 1 3 または 1 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 4 または 1 5 に記載の前記内視鏡装置と、

前記内視鏡装置の前記光ファイバに光を供給する光源とを有する内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、観察装置、内視鏡装置及び内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

偏光した光を使用し、消化器、特に、胃壁の偏光異方性を持つ粘膜層から戻る戻り光の非偏光の光の割合、すなわち戻り光の偏光度に基づいて粘膜層の厚みを算出することにより、胃壁の粘膜層の厚さの変化を検出し、これにより、がんの浸潤度を診断できる可能性があることが知られている。（特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0003】

【特許文献 1】特許第 5 5 0 1 1 5 5 号公報

【0004】

しかしながら、上述の特許文献 1 に開示された技術では、偏光撮像系を構成する偏光照射部及び撮像部にそれぞれ回転位相差板を用いており、偏光状態を変更するためにこの回転位相差板を回転駆動させる必要がある。従って、偏光撮像系の大型化が避けられない。

【発明の概要】

【0005】

本発明の観察装置は、対象物に照射される光であってそれぞれ異なる偏光状態を有する光を生成する複数の偏光生成部と、対象物からの光を検出する検出部とを備え、複数の偏光生成部が検出部の周囲に配置されている。

30

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1】第一の実施の形態である観察装置が適用される内視鏡装置の要部を示す斜視図である。

【図 2】第一の実施の形態である観察装置が適用される内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 3】第一の実施の形態である観察装置を示す断面図である。

【図 4】第一の実施の形態である観察装置を示す斜視図である。

【図 5】第一の実施の形態である観察装置を示す斜視図である。

40

【図 6】第一の実施の形態に係る内視鏡装置の挿入部の先端部の概略構成を示す図である。

【図 7】第一の実施の形態である観察装置における、偏光照明部から出射する光の偏光状態の関係を示す図である。

【図 8】第二の実施の形態である観察装置を示す斜視図である。

【図 9】第三の実施の形態である観察装置を示す斜視図である。

【図 10】第三の実施の形態である観察装置を示す斜視図である。

【図 11】第四の実施の形態に係る内視鏡装置の要部を示す斜視図である。

【図 12】第四の実施の形態に係る内視鏡装置の挿入部の先端部を示す斜視図である。

【図 13】図 12 の A - A 線に沿った矢視断面図である。

50

【発明を実施するための形態】**【0007】**

以下、実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0008】**(第一の実施の形態)**

図1及び図2を参照して、第一の実施の形態である観察装置が適用される内視鏡装置及び内視鏡システムについて説明する。

【0009】

図1は第一の実施の形態である観察装置が適用される内視鏡装置の要部を示す斜視図であり、図2は第一の実施の形態である観察装置が適用される内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

10

【0010】

これらの図において、本実施の形態に係る内視鏡システム1は、内視鏡装置10および本体部20を有する。

【0011】

内視鏡装置10は、人体等の被検体の体腔内に挿入部11の先端部12が挿入され、被検体内の粘膜内面等の対象物に光を照射する。また、内視鏡装置10は、対象物からの戻り光を撮像し、対象物像の画像信号を取得する。

【0012】

本体部20は、内視鏡装置10の先端部12から照射される光を発生する光源26を有し、内視鏡装置10が取得した画像信号に対して各種画像処理を行う。

20

【0013】

図1に示すように、内視鏡装置10は、挿入部11、操作部13、および、コネクタ部14を有する。挿入部11は、可撓性(つまり軟性)を有する管部材11aを有し、細長形状を有する。操作部13は、挿入部11の先端部12が行う湾曲操作や観察操作を操作する。コネクタ部14は、内視鏡装置10を本体部20に着脱自在に接続する。

【0014】

図2に示すように、本体部20は、制御部21と、記憶部22と、画像処理部23と、検出部ドライバ24と、光源ドライバ25と、光源26と、集光レンズ27と、ディスプレイコントローラ28と、入力インタフェース(I/F)29とを有する。本体部20は、光学コネクタ30及び電気コネクタ31により内視鏡装置10に接続されている。

30

【0015】

制御部21はCPU等の演算素子を有し、記憶部22に格納されている図略の制御用プログラムが起動時に読み出されてこの制御部21において実行される。これにより、制御部21は、画像処理部23、検出部ドライバ24、光源ドライバ25、ディスプレイコントローラ28及び入力インタフェース29を含む内視鏡システム1全体の制御を行う。

【0016】

記憶部22はハードディスクドライブ等の大容量記憶媒体及びROM、RAM等の半導体記憶媒体を備える。この記憶部22には上述の制御用プログラムが格納されているとともに、制御部21の制御動作時に必要とされる各種データが一時的に格納される。また、記憶部22には、画像処理部23によって処理がされた画像データが格納される。

40

【0017】

画像処理部23は、内視鏡装置10の検出部50により撮像された対象物像の画像信号を取得し、この画像信号に対して各種画像処理を行う。画像処理部23は、画像処理結果をディスプレイコントローラ28に出力する。検出部50及び画像処理部23により行われる画像処理の詳細については後述する。

【0018】

検出部ドライバ24は、検出部50に対して、この検出部50を駆動する信号を発生して検出部50に供給する。

【0019】

50

光源 26 は内視鏡装置 10 の先端部 12 から照射される光を発生するものであり、光源ドライバ 25 により駆動される。本実施の形態に係る光源 26 は狭帯域でかつ空間的コヒーレンスが低く、スペックルが除去された光を発生する。光源 26 が発生する光の波長帯域は目的に応じて 350 nm から 850 nm の間で 1 波長または複数波長を選択し、その帯域幅は 5 nm 以下、好ましくは 3 nm 程度とされる。帯域幅の関係で、このような光源 26 はレーザー光源から構成されることが好ましいが、LED 光源にバンドパスフィルタを付加したものであっても同様に狭帯域な光を発生することができる。

【0020】

光源 26 が発生する光の波長帯域及び帯域幅は、検出部 50 のイメージセンサ 57 上にどの程度の本数及び幅の干渉縞を発生させるかによって定められることが好ましい。

10

【0021】

光源 26 により発生された光は、集光レンズ 27 により一定幅の光束に収束され、光学コネクタ 30 を介して内視鏡装置 10 の光ファイバ 15 内に導光される。

【0022】

ここで、本実施の形態に係る内視鏡システム 1 の本体部 20 には光源 26 が 1 つのみ設けられる。一方、後述するように、光ファイバ 15 は観察装置 40 の偏光生成部 60 の個数に等しい 6 本設けられている。このため、光源 26 と集光レンズ 27 との間には切替部 26a が設けられている。この切替部 26a は、光源 26 からの光をいずれか一本の光ファイバ 15 内に導光する。また、切替部 26a は、それ以外の光ファイバ 15 への光を遮断する。

20

【0023】

ディスプレイコントローラ 28 は、画像処理部 23 からの出力である画像信号を、本体部 20 の外に設けられたディスプレイ 32 の画面に表示させるためのディスプレイ駆動信号を発生し、これをディスプレイ 32 に供給する。

【0024】

入力インタフェース 29 は、本体部 20 の外に設けられたキーボード等の入力装置 33 からの操作入力信号を受け入れ、これを制御部 21 に供給する。

【0025】

そして、本実施の形態である観察装置 40 は、図 3 及び図 6 に示すように、内視鏡装置 10 の挿入部 11 の先端部 12 に設けられている。

30

【0026】

以下、図 3 ~ 図 7 を参照して、本実施の形態である観察装置 40 について説明する。なお、以下の説明では主に光学素子及び光路について説明を行う関係で、図 3 ~ 図 7 においては検出部 50 と本体部 20 とを結ぶ電気回路や内視鏡装置 10 の被覆等他の構成についての詳細な説明は省略する。

【0027】

本実施の形態である観察装置 40 は、対象物からの光を検出する検出部 50 と、この検出部 50 の周囲に配置され、それぞれ異なる偏光状態を有する光を生成して対象物に照射する 6 つの偏光生成部 60 とを有する。これら検出部 50 及び偏光生成部 60 は、図 3 及び図 6 に示すように、内視鏡装置 10 の挿入部 11 の管部材 11a 内に収納されている。

40

【0028】

なお、図 3 以降において図示するように、検出部 50 の光軸方向に x 軸を取っている。そして、x 軸の正方向を対象物に向かう方向とする。

【0029】

検出部 50 は、図 3 に示すように、前群レンズ 51、絞り 52、偏光分離部 53、結像レンズ 54、偏光板 55、保護ガラス 56 及びイメージセンサ 57 を有する。前群レンズ 51 は、検出部 50 において対象物側（図 3 において右端）に配置されている。絞り 52 は円環状に形成され、前群レンズ 51 の出射側に配置されている。偏光分離部 53 には絞り 52 から出射される光が入射される。結像レンズ 54 は、偏光分離部 53 から出射される光の干渉縞を後述するイメージセンサ 57 の撮像面 57a 上に結像させる後群レンズで

50

ある。検光子である偏光板 5 5 及び保護ガラス 5 6 は、イメージセンサ 5 7 の撮像面 5 7 a の前方（図 6 において右方）に順に配置されている。イメージセンサ 5 7 は、撮像素子であり、その撮像面 5 7 a に結像された干渉縞を撮像する。

【0030】

検出部 5 0 は、後に詳述する 6 つの偏光生成部 6 0 による対象物の照明範囲の共通部分の少なくとも一部をその検出範囲とするように設計されており、より好ましくは、6 つの偏光生成部 6 0 による全照明範囲よりも撮像範囲が広くなるように設定されている。あるいは、検出部 5 0 の検出範囲に応じて、この検出範囲を偏光生成部 6 0 による対象物の照明範囲の共通部分の少なくとも一部とするように偏光生成部 6 0 を設計してもよい。検出部 5 0 の検出範囲に生成した偏光が照射されるように、複数の偏光生成部 6 0 のそれぞれの出射角度を設定してもよい。この場合、複数の偏光生成部 6 0 のそれぞれの配置状態を調整してもよい。このように偏光生成部 6 0 による対象物の照明範囲と検出部 5 0 の検出範囲とを設定することで、対象物からの戻り光を検出部 5 0 により確実に検出することができる。

10

【0031】

本実施の形態における偏光分離部 5 3 は、2 枚のサバル板 5 3 c と、これらサバル板 5 3 c の間に配置された 1 / 2 波長板 5 3 d とを有する。本実施の形態におけるサバル板 5 3 c は、複屈折性を有する一軸性結晶からなる 2 枚の平行平板 5 3 a（例えば YVO₄）と、これら平行平板 5 3 a の間に配置された 1 / 2 波長板 5 3 b とを有する。

【0032】

20

サバル板 5 3 c は、複屈折性を有する一対の平行平板 5 3 a を、その光軸が 90° 異なるように貼り合わせてなる。そして、このサバル板 5 3 c に入射する光が異なる偏光状態が重なり合った光であった場合、異なる偏光状態の光を分離して出射させる。

【0033】

偏光分離部 5 3 から出射された光は結像レンズ 5 4 により収束され、偏光板 5 5 及び保護ガラス 5 6 を通してイメージセンサ 5 7 の撮像面 5 7 a 上で結像する。そして、異なる偏光状態の光がこの撮像面 5 7 a 上で干渉して干渉縞を形成する。

【0034】

イメージセンサ 5 7 は、その撮像面 5 7 a 上に結像した光を撮像し、その結果を画像信号として出力する。本実施の形態におけるイメージセンサ 5 7 は、上述のように撮像面 5 7 a 上に形成される干渉縞を撮像するため、微細な干渉縞が撮像可能な解像度を有している。撮像面 5 7 a 上に形成される干渉縞の本数及び幅は、既に説明したように、光源 2 6 が発生する光の波長帯域及び帯域幅に依存する。

30

【0035】

次に、偏光生成部 6 0 は、図 4 及び図 5 に示すように、1 枚の偏光板（偏光変換素子）6 1 a ~ 6 1 f と、この偏光板 6 1 a ~ 6 1 f の出射側に配置された平凹レンズ（発散光学素子）6 2 とを有する。また、一部の偏光板 6 1 a、6 1 b と平凹レンズ 6 2 との間には 1 / 4 波長板（偏光光学素子）6 3 が配置されている。1 / 4 波長板 6 3 が配置されている場合、1 枚の偏光板 6 1 a、6 1 b、1 / 4 波長板 6 3 及び平凹レンズ 6 2 により偏光生成部 6 0 が構成される。なお、以下の説明及び図示において、偏光板 6 1 a ~ 6 1 f の位置を特定せずに一般的に示す場合は、符号 6 1 により代表して説明する。

40

【0036】

図 4 及び図 5 に示すように、本実施の形態の観察装置 4 0 では、6 つの偏光生成部 6 0 は二群に分けられて検出部 5 0 の周囲に配置されている。より詳細には、3 つの偏光生成部 6 0 が偏光分離部 5 3 の図中上方に配置され、3 つの偏光生成部 6 0 が偏光分離部 5 3 の図中下方に配置されている。また、6 つの偏光生成部 6 0 は、検出部 5 0 の光軸方向である x 軸に直交する同一面内に配置されている。

【0037】

また、図 4 及び図 5 に示すように、x 軸に沿って見た場合、複数の偏光生成部 6 0 のそれぞれの一部がイメージセンサ 5 7 の一部と重複している。これにより、検出部 5 0 の光

50

軸方向から見た本実施の形態の観察装置 40 の外径をよりコンパクトにすることができる。この結果、観察装置 40 全体の小型化に寄与することができる。複数の偏光生成部 60 のうちの少なくとも一つの少なくとも一部が、検出部 50 の光軸方向にイメージセンサ 57 に重複するように配置されていればよい。

【0038】

本実施の形態において 6 つの偏光生成部 60 は、それぞれ異なる偏光状態を有する光を対象物に照射する。この点について以下詳細に説明する。

【0039】

光の偏光状態はストークスベクトルで記述することができ、このストークスベクトルは次式のように、4 行 1 列のストークス行列で書き表すことができる。

【数 1】

$$S = \begin{bmatrix} s_0 \\ s_1 \\ s_2 \\ s_3 \end{bmatrix}$$

ここに、ストークス行列の各成分は、 s_0 が光強度、 s_1 が $x - y$ 直線偏光、 s_2 が 45° 直線偏光、 s_3 が円偏光である。 s_0 は強度を表すため正の値を取る。 $s_1 = s_0$ とは 0° 直線偏光であることを意味し、 $s_1 = -s_0$ は 90° 直線偏光であることを意味する。また、 $s_2 = s_0$ は 45° 直線偏光であることを意味し、 $s_2 = -s_0$ は -45° 直線偏光であることを意味する。さらに、 $s_3 = s_0$ は右回り円偏光であることを意味し、 $s_3 = -s_0$ は左回り円偏光であることを意味する。

【0040】

本実施の形態におけるそれぞれの偏光生成部 60、より詳細には偏光板 61a ~ 61f 及び $1/4$ 波長板 63 のそれぞれの組み合わせは、 $s_1 = \pm 1$ 、 $s_2 = \pm 1$ 、 $s_3 = \pm 1$ の 6 種類の偏光状態のいずれか一つの偏光状態を有する光を生成するように設定されている。

【0041】

具体的には、本実施の形態における 6 つの偏光生成部 60 では、図 7 に示すように、各々の偏光生成部 60 から出射される光のストークス成分がそれぞれ図示する成分となるように、偏光板 61a ~ 61f が選択され、また、 $1/4$ 波長板 63 の配置位置が定められている。

【0042】

各々の偏光生成部 60 から出射される光の偏光状態をどのように異ならせるか、言い換えればどのようなストークス成分を有する光を出射させるかは任意に決定可能である。

【0043】

ここで、ストークス成分 s_1 は角度による偏光状態の変化が他の成分 s_2 、 s_3 よりも小さいので、ストークス成分 $s_1 = +1$ を有する光を照射する偏光板 61c 及びストークス成分 $s_1 = -1$ を有する光を照射する偏光板 61f が離れて配置されても問題ない。

【0044】

加えて、ストークス成分 $s_3 = \pm 1$ を有する光を照射する偏光板 61a、61b 及び $1/4$ 波長板 63 については、これら偏光板 61a、61b の出射側に配置される $1/4$ 波長板 63 を共通化でき、また、 $1/4$ 波長板 63 を保持する図略のホルダを共通化できる観点から、これら偏光板 61a、61b を隣り合わせに配置するメリットがある。

【0045】

レンズ 62 は、偏光板 61 及び $1/4$ 波長板 63 から出射される光を発散し、対象物の所定の領域を照明する平凹レンズである。ここで、平凹レンズ 62 から出射される光の半画角が 15 度以内となるように、平凹レンズ 62 の光学設計がなされている。これは、半画角が 15 度以内であれば、偏光生成部 60 から照射された光の偏光状態は大きく変化しないからである。また、後に詳述する光ファイバ 15 の開口数 (NA: numerical apertu

10

20

30

40

50

re) を考慮しても、この光ファイバ 15 から出射する光の半画角も 15 度以内とされる。

【0046】

偏光生成部 60 に用いられる発散光学素子としての平凹レンズは、同様に光の発散効果を有する他の光学素子、例えばボールレンズと比較して、偏光性能が良いことから、本実施の形態の偏光生成部 60 として好適である。

【0047】

偏光生成部 60 には、図 3 及び図 6 で詳細に示すように、内視鏡装置 10 の光ファイバ 15 により光が導光される。光ファイバ 15 は、図 3 に示すように、内視鏡装置 10 の挿入部 11 の管部材 11a 内を挿入部 11 の長手方向に沿って延び、この挿入部 11 の先端部 12 にまで至ってその出射端 15a が偏光板 61 の入射端 (図 3 において左端) 近傍に配置されている。

10

【0048】

この光ファイバ 15 は、光源 26 からの光の偏光状態を解消して (偏光スクランブルして) 偏光生成部 60 まで導光するものであり、本実施の形態では、図 6 に示すように、コア 15b の断面が略正方形でクラッド 15c の断面外形が略円形のマルチモード光ファイバである。このような構成の光ファイバ 15 は、偏光板 61 の入射面に偏光解消された安定な光を供給でき、したがって偏光板 61 を通過した偏光状態は空間的及び時間的に安定な光強度を保つことができる。

【0049】

本実施の形態では、内視鏡装置 10 に偏光生成部 60 と同数、つまり 6 本の光ファイバ 15 が設けられており (図 3 では 2 本のみ図示している)、これら光ファイバ 15 には単一の光源 26 から共通に光が導光される。従って、偏光生成部 60 からは、時分割的に偏光状態の異なる光が対象物に照射されることになる。

20

【0050】

なお、本実施の形態である観察装置 40 を構成する各要素は、高温環境下における滅菌処理を行っても高い偏光計測精度が維持できるような材料で形成されている。具体的には、1/2 波長板 53b、53d 及び 1/4 波長板 63 は水晶から構成されている。また、平凹レンズ 62 は光学ガラスから構成されている。さらに、偏光板 61 は無機材料またはワイヤーグリッドから構成されている。そして、サバール板 53c を構成する平行平板 53a は YVO_4 から構成されている。

30

【0051】

ここに、滅菌処理のオートクレーブは、一例として 115 で 30 分間、121 で 20 分間、126 で 15 分間、134 で 10 分間のいずれかの条件で行われる。

【0052】

次に、本実施の形態である観察装置 40 を用いた内視鏡システム 1 によるストークス成分 $s_0 \sim s_3$ の測定方法の原理について説明する (K. Oka and N. Saito, "Snapshot complete imaging polarimeter using Savart plates", SPIE 6295-9, 1 (2006) 参照)。

【0053】

イメージセンサ 57 により撮像された光の強度分布を $I(x, y)$ とする。測定光に含まれるストークス成分の 2 次元分布をそれぞれ $s_0(x, y)$ 、 $s_1(x, y)$ 、 $s_2(x, y)$ 、 $s_3(x, y)$ とすると、これらストークス成分の 2 次元分布を用いて光強度分布を表すと次式のようになる。

40

【数 2】

$$I(x, y) = \frac{1}{2} S_0(x, y) + \frac{1}{2} S_2(x, y) \cos[2\pi U_2 y] - \frac{1}{4} \{ S_{13}(x, y) \cos\{2\pi(U_1 - U_2)y - \arg[S_{13}(x, y)]\} + \frac{1}{4} \{ S_{13}(x, y) \cos\{2\pi(U_1 + U_2)y + \arg[S_{13}(x, y)]\} \},$$

ここで

$$S_{13}(\sigma) = S_1(\sigma) + iS_3(\sigma),$$

ここに、 $\arg$ は複素数の偏角を示す関数であり、 U_1 及び U_2 は、それぞれ 2 枚のサバール板 53c により導入される空間キャリア周波数である。

50

【 0 0 5 4 】

上式における $s_0(x, y)$ 、 $s_2(x, y)$ 及び $s_{13}(x, y)$ は、これら（特に $s_{13}(x, y)$ については実数成分及び虚数成分）がそれぞれ異なる 4 つの空間キャリア周波数 $f_y = 0$ 、 U_2 、 $U_2 - U_1$ 、 $U_2 + U_1$ を有することから、光強度分布 $I(x, y)$ を空間周波数フィルタリングすることにより得られる。そして、これらストークス成分の 2 次元分布は、抽出された成分の振幅及び位相から得ることができる。この際、空間周波数フィルタリング及び振幅、位相の変調は、ストークス成分の 2 次元分布の変調に適した形にされたフーリエ変換技術により一度に行うことができる。

【 0 0 5 5 】

そこで、内視鏡システム 1 の画像処理部 23 は、検出部 50 から出力される画像信号の強度の 2 次元分布を取得し、この強度の 2 次元分布をフーリエ変換することで、対象物からの戻り光の偏光状態、具体的にはストークス成分 $s_0 \sim s_3$ の 2 次元分布を得る。

10

【 0 0 5 6 】

そして、このストークス成分 $s_0 \sim s_3$ の 2 次元分布を用いて、対象物の偏光度を求めることができ、この偏光度に基づいて対象物の粘膜層の厚みを算出し、これにより、がんの浸潤度を診断することができる。

【 0 0 5 7 】

対象物への入射光のストークス行列を $S = (s_0, s_1, s_2, s_3)$ とし、この対象物からの戻り光のストークス行列を $S' = (s'_0, s'_1, s'_2, s'_3)$ とすると、これらストークス行列の関係は 4 行 4 列のミュラー行列 M により表される。すなわち、

20

【 数 3 】

$$\begin{bmatrix} s'_0 \\ s'_1 \\ s'_2 \\ s'_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_0 \\ s_1 \\ s_2 \\ s_3 \end{bmatrix}$$

【 0 0 5 8 】

ここで、ミュラー行列 M の全 16 の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ の各要素と偏光の物理的特性との厳密な対応は難しいが、おおまかな関係としては、要素 m_{00} は輝度を表し、全 16 の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ は偏光度を表し、要素 m_{01} 、 m_{02} 、 m_{10} 及び m_{20} は二色性（直線複吸収）を表し、要素 m_{03} 及び m_{30} は円二色性（円複吸収）を表し、要素 m_{11} 、 m_{12} 、 m_{21} 及び m_{22} は旋光性（円複屈折）を表し、要素 $m_{11} \sim m_{13}$ 、 $m_{21} \sim m_{23}$ 及び $m_{31} \sim m_{33}$ は複屈折性（直線複屈折）を表すものである。

30

【 0 0 5 9 】

既に説明したように、本実施の形態である観察装置 40 によれば、6 種類の互いに偏光状態の異なる光、言い換えれば、互いに異なるストークス成分（このストークス成分は全て既知である）を有するストークス行列（これを $S_1 \sim S_6$ と置く）により表される光を対象物に入射し、それぞれの光が反射して得られる対象物からの戻り光のストークス成分が検出可能である（このストークス成分からなるストークス行列を $S'_1 \sim S'_6$ と置く）。そして、対象物のミュラー行列 M は同一であるので、これらストークス行列 $S_1 \sim S_6$ 、 $S'_1 \sim S'_6$ からミュラー行列 M の各成分を求めることができる。

40

【 0 0 6 0 】

すなわち、本実施の形態である観察装置 40 において、6 つの偏光生成部 60 のうち 4 つを用いた場合、4 つの行列式を解くことでミュラー行列 M の各成分は一意に定まる。また、6 つの偏光生成部 60 を全て用いれば、最小二乗法を用いてミュラー行列 M の各成分を求めることができる。

【 0 0 6 1 】

そして、戻り光のストークス行列 $S' = (s'_0, s'_1, s'_2, s'_3)$ のストークス成分の 2 次元分布がわかっているので、対象物のミュラー行列 M の各成分の 2 次元分布も求めることができる。これにより、対象物の偏光度の 2 次元分布を求めることができる。そして、この偏光度の 2 次元分布に基づいて対象物の粘膜層の厚みの 2 次元分布を算

50

出し、これにより、がんの浸潤度を診断することができる。

【0062】

以上のように構成された本実施の形態である観察装置40は、対象物からの光を検出する検出部50と、この検出部50の周囲に配置され、それぞれ異なる偏光状態を有する光を生成する6つの偏光生成部60とを有する。

【0063】

従って、従来の装置のように回転位相差板を回転させる構成を設けることなく、偏光生成部60が互いに異なる偏光状態を有する光を対象物に照射することができる。更に、検出部50が対象物からの光の偏光状態を観察するので、対象物からの戻り光を偏光状態を保ったままで内視鏡装置外に取り出す必要がない。

10

【0064】

従来の装置では、人体の外側に設置した偏光照射部からの偏光を、この偏光状態を維持したまま人体内部に誘導し、また、人体内部からの戻り光の偏光状態を維持したまま撮像部に取り出す必要があった。このため、従来の装置では偏光撮像系を腹腔鏡、つまり硬性内視鏡に適用することとなり、人体内部に挿入される部分が軟性の軟性内視鏡に適用することが困難であった。

【0065】

本実施の形態である観察装置40では、装置全体の小型化を実現でき、軟性内視鏡への適用を可能とする観察装置40を提供することができる。

【0066】

20

また、偏光生成部60は、入射する光の偏光状態を変換して出射させる偏光板61と、この偏光板61の対象物側に配置されて偏光板61から出射する光を拡散する発散レンズ62とを有する。このため、この偏光板61に入射する光の光軸とのなす角度を一定に抑制することができる。

【0067】

一般的に、偏光板61に入射する光が光軸に対してなす角度が大きくなると偏光板61の性能が変化してしまうので、この角度を一定に抑制することが好ましい。ここで、仮に、発散レンズ62の対象物側に偏光板61を配置すると、発散レンズ62により発散された光が光軸となす角度が大きくなり、この状態で偏光板61に入射すると、所望の性能を維持することが難しくなる。

30

【0068】

本実施の形態である観察装置40によれば、発散レンズ62を偏光板61の対象物側に配置しているので、偏光板61の性能を一定に維持することが可能となる。

【0069】

(第二の実施の形態)

第一の実施の形態である観察装置40では、偏光生成部60が偏光分離部53の上下にそれぞれ二群に分けられて配置されていたが、偏光生成部60の配置はこの第一の実施の形態に限定されない。

【0070】

図8は、第二の実施の形態である観察装置40を示す斜視図である。以下の説明において、第一の実施の形態と同一の構成要素については同一の符号を付して、その説明を簡略化する。

40

【0071】

図8に示すように、本実施の形態である観察装置40では、6つの偏光生成部60の全てが一群にまとめられて検出部50の周囲の一箇所に配置されている。より具体的には、6つの偏光生成部60は、検出部50の光軸に対して一方の側に配置されており、図示の例では、偏光分離部53の図中上方にまとめられて配置されている。

【0072】

図8に示す本実施の形態である観察装置40によっても、第一の実施の形態と同一の作用及び効果を得ることができる。

50

【 0 0 7 3 】

(第三の実施の形態)

図 9 及び図 1 0 は、それぞれ第三の実施の形態である観察装置 4 0 を示す斜視図である。

【 0 0 7 4 】

図 9 及び図 1 0 に示すように、本実施の形態である観察装置 4 0 では、6 つの偏光生成部 6 0 が検出部 5 0 の周囲に環状に配置されている。より具体的には、6 つの偏光生成部 6 0 は、偏光分離部 5 3 の周囲に環状に配置されており、検出部 5 0 の光軸の周りにそれぞれ等間隔を置いて配置されている。

【 0 0 7 5 】

図 9 及び図 1 0 に示す本実施の形態である観察装置 4 0 によっても、第一の実施の形態と同一の作用及び効果を得ることができる。

【 0 0 7 6 】

特に、本実施の形態である観察装置 4 0 によれば、隣り合う偏光生成部 6 0 が生成して対象物に照射される光の角度の差を小さくすることができる。これにより、角度があることにより生じる偏光状態の変化を極力抑制した光を生成することができる。この結果、検出部 5 0 による光の検出の精度をより向上することができる。

【 0 0 7 7 】

(第四の実施の形態)

図 1 1 は第四の実施の形態に係る内視鏡装置の要部を示す斜視図、図 1 2 は第四の実施の形態に係る内視鏡装置の挿入部の先端部を示す斜視図、図 1 3 は図 1 2 の A - A 線に沿った矢視断面図である。

【 0 0 7 8 】

本実施の形態は、上述した第一～第三の実施の形態である観察装置 4 0 を、いわゆる親子式内視鏡に適用したものである。親子式内視鏡とは、親内視鏡となる通常サイズの内視鏡装置のワーキングチャンネルに、子内視鏡である細径の内視鏡を挿通させたものである（例えば特開 2 0 1 0 - 6 3 7 7 2 号公報参照）。

【 0 0 7 9 】

図 1 1 に示すように、本実施の形態に係る親子式内視鏡装置 1 0 0 は、親内視鏡装置 1 1 0 と子内視鏡装置 1 2 0 とを有する。親内視鏡装置 1 1 0 は、第一の実施の形態に係る内視鏡装置 1 0 と同様に、挿入部 1 1 1、操作部 1 1 3、およびコネクタ部 1 1 4 を有する。

【 0 0 8 0 】

親内視鏡装置 1 1 0 の挿入部 1 1 1 の内部にはワーキングチャンネル 1 1 5 が形成されている。ワーキングチャンネル 1 1 5 は、挿入部 1 1 1 内部に形成された中空筒状の通路である。このワーキングチャンネル 1 1 5 は、操作部 1 1 3 に形成された開口 1 1 3 a から、挿入部 1 1 1 の先端部 1 1 2 にまで至っている。ワーキングチャンネル 1 1 5 は、一般的に、鉗子等の処置具を親内視鏡装置 1 1 0 の先端部 1 1 2 にまで導くために用いられる。

【 0 0 8 1 】

子内視鏡装置 1 2 0 も、第一の実施の形態に係る内視鏡装置 1 0 と同様に、挿入部 1 2 1、操作部 1 2 3、およびコネクタ部 1 2 4 を有する。子内視鏡装置 1 2 0 の挿入部 1 2 1 は親内視鏡装置 1 1 0 のワーキングチャンネル 1 1 5 内に挿通されている。

【 0 0 8 2 】

図 1 2 及び図 1 3 に示すように、親内視鏡装置 1 1 0 の先端部 1 1 2 には、照明部 1 1 6、撮像部 1 1 7、およびノズル 1 1 8 が設けられている。照明部 1 1 6 は、対象物に光を照射する。撮像部 1 1 7 は、照明部 1 1 6 による光が照射された対象物からの光を撮像する。ノズル 1 1 8 は、対象物に水等を噴射する。上述したワーキングチャンネル 1 1 5 の開口 1 1 5 a はこの親内視鏡装置 1 1 0 の先端部 1 1 2 に形成されている。

【 0 0 8 3 】

本実施の形態である観察装置 140 は、第一～第三の実施の形態である観察装置 40 のいずれかと略同一の構成を有する。観察装置 140 は、第一の実施の形態に係る内視鏡装置 10 と同様に子内視鏡装置 120 の先端部 122 に設けられ、親内視鏡装置 110 の先端部 112 にまで至っている。なお、図 12 では、観察装置 140 の配置状態を明確に図示するために、観察装置 140 がワーキングチャンネル 115 の開口 115a から外方に突出するように図示されている。しかし、観察装置 140 により対象物を観察する際は、図 13 に示すように、観察装置 140 はワーキングチャンネル 115 内に収納されている。

【0084】

従って、本実施の形態である観察装置 140 によっても、第一～第三の実施の形態と同一の作用及び効果を得ることができる。特に、本実施の形態によれば、既存の内視鏡装置（親内視鏡装置 110）を用いて、対象物の偏光観察を容易に行うことができる。

【0085】

以上、図面を参照して、実施の形態を詳述してきたが、具体的な構成は、この実施の形態及び実施例に限らず、その要旨を逸脱しない程度の設計の変更は、本開示に含まれる。

【0086】

一例として、上述の実施の形態である観察装置 40 には 6 つの偏光生成部 60 を設けたが、これに代えて、入射光のストークス成分のうち $s_1 = \pm 1$ 、 $s_2 = 1$ 、 $s_3 = 1$ をそれぞれ生成する 4 つの偏光生成部 60 を設けてもよい。そして、これら 4 つの偏光生成部 60 のうち、1 つの偏光生成部 60 は 1/4 波長板 63 を有する。

【0087】

また、本実施の形態に係る内視鏡システム 1 の本体部 20 には単一の光源 26 が設けられていたが、偏光生成部 60 と同数の光源 26、すなわち上述の実施の形態では 6 つの光源 26 を設けてもよい。この場合、光源ドライバ 25 が光源 26 を順次点灯させてもよいし、内視鏡システム 1 の操作者が適宜点灯させる光源 26 を切り替えてもよい。あるいは、6 つの光源 26 を同時に点灯させてもよいが、この際、切替部 26a により 1 本を除く光ファイバ 15 への光を遮断する。また、6 つの光源 26 を設ける場合、光ファイバ 15 を光源 26 の数と同数設け、各光源 26 と各偏光生成部 60 とを光ファイバ 15 を介して 1 対 1 で接続してもよい。また、光源 26 を本体部 20 に設けることに代えて、複数の偏光生成部 60 のそれぞれの偏光板 61 の対象物側と反対側に LED 等の光源を配置してもよい。すなわち、複数の光源を検出部の周囲に配置してもよい。この場合、光源を偏光板 61 に接触するように配置してもよく、偏光板 61 から間隔をおいて偏光板 61 に近接して配置してもよい。光源と光源ドライバ 25 とを配線を介して接続し、配線を挿入部 11 内に通してもよい。また、光ファイバ 15 を不要とすることができる。

【0088】

さらに、複数の偏光生成部 60 には光源 26 から順に光が切り替えられて入射されているが、各々の偏光生成部 60 に周波数時分割した光を入射させてもよい。但し、あまり時分割の周期が長いと対象物の偏光度が変化してしまう可能性があるので、時分割の周期は人間が視認できない程度のものであることが望ましい。

【0089】

また、偏光生成部 60 の配置位置は上述の各実施の形態に限定されず、検出部 50 の周囲に配置されていればよい。但し、イメージセンサ 57 の撮像面 57a は通常矩形に形成されているので、観察装置 40 全体の小型化を考慮すると、上述の実施の形態のように検出部 50 の上下に、あるいは環状に偏光生成部 60 を配置することが好ましい。

【0090】

さらに、上述の実施の形態における偏光生成部 60 において、偏光板 61 及び発散レンズ 62、さらには 1/4 波長板 63 を互いに接着させて一体化してもよい。この場合、一部の偏光板 61（上述の実施の形態では 61c～61f）の対象物側には 1/4 波長板 63 が設けられていない。そこで、1/4 波長板 63 の分だけ偏光板 61c～61f の厚みを加えれば、それぞれの偏光生成部 60 の光路長を等しくすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 1 】

同様に、光ファイバ 1 5 の出射端 1 5 a と偏光板 6 1 とを接着してもよい。

【 0 0 9 2 】

また、偏光生成部 6 0 の偏光変換素子は、観察装置 4 0 の小型化という観点からすると、この偏光変換素子により得られる偏光状態が変化しない、つまりパッシブな偏光変換素子であることが好ましい。この観点から、上述の実施の形態では偏光板 6 1 を用いている。しかし、対象物に光を照射する時点だけ偏光状態が変化しなければ足りるので、例えば液晶素子を電気駆動して偏光状態を所定の状態に維持したものの偏光変換素子として用いることができる。

【 0 0 9 3 】

更に、観察装置 4 0 を内視鏡装置 1 0 および内視鏡システム 1 に用いた例を示したが、これに代えて、観察装置 4 0 を顕微鏡に用いてもよい。この場合、顕微鏡の対物レンズとなる前群レンズ 5 1 の周囲に偏光板 6 1、発散レンズ 6 2、および、1 / 4 波長板 6 3 の少なくとも一つが配置される。また、対物レンズとなる前群レンズ 5 1 の周囲に、上記したように複数の光源を配置してもよい。

10

【 符号の説明 】

【 0 0 9 4 】

1 内視鏡システム
 1 0 内視鏡装置
 1 1 挿入部
 1 1 a 管部材
 1 2 先端部
 1 5 光ファイバ
 2 0 本体部
 2 6 光源
 4 0、1 4 0 観察装置
 5 0 検出部
 5 1 前群レンズ
 5 3 偏光分離部
 5 4 結像レンズ
 5 5 偏光板
 5 6 保護ガラス
 5 7 イメージセンサ
 5 7 a 撮像面
 6 0 偏光生成部
 6 1、6 1 a ~ 6 1 f 偏光板
 6 2 発散レンズ
 6 3 1 / 4 波長板

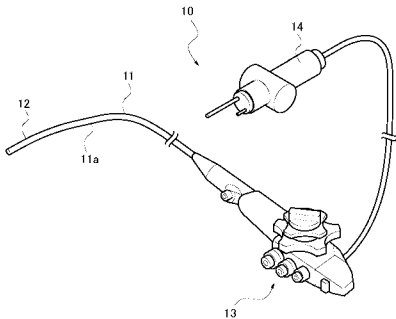
20

30

【図 1】

【図1】

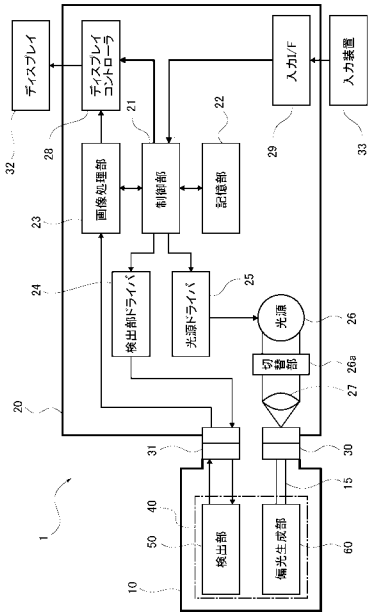
TSZ 30283



【図 2】

【図2】

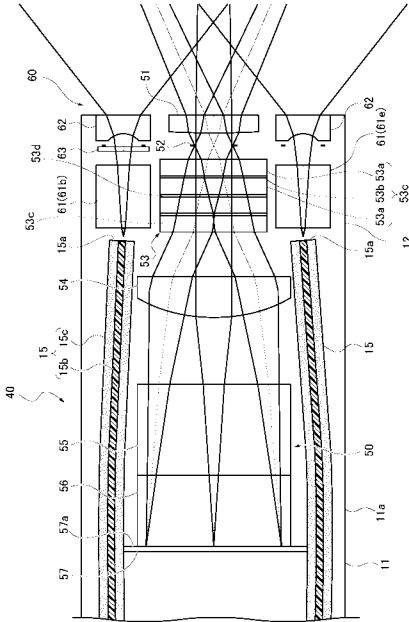
TSZ 30283



【図 3】

【図3】

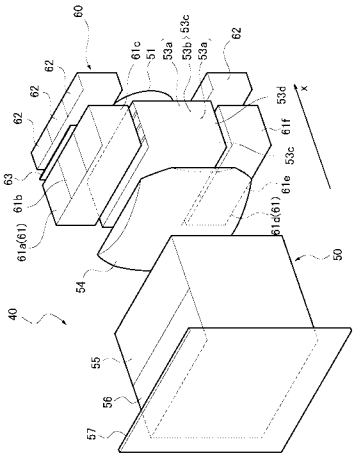
TSZ 30283



【図 4】

【図4】

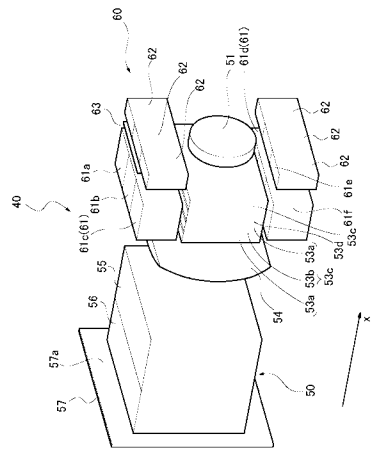
TSZ 30283



【図 5】

【図5】

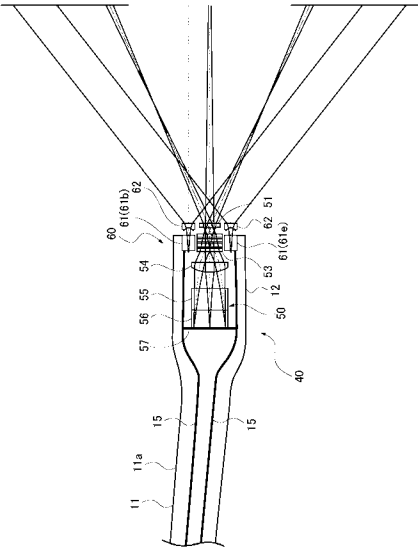
TSZ 30283



【図 6】

【図6】

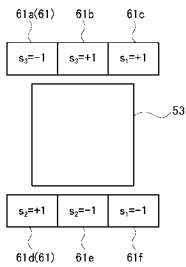
TSZ 30283



【図 7】

【図7】

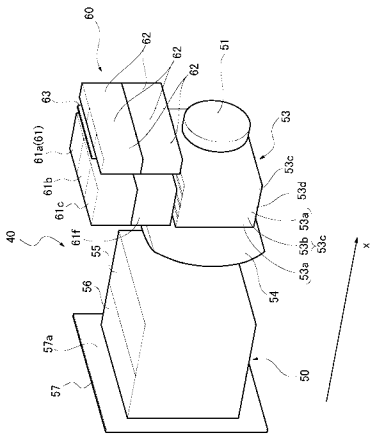
TSZ 30283



【図 8】

【図8】

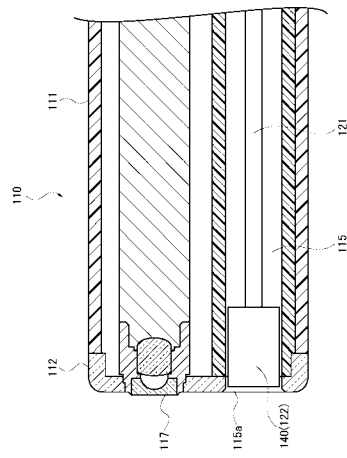
TSZ 30283



【図 13】

【図13】

TSZ 30283



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 23/24

C

F ターム(参考) 2H040 BA11 BA23 CA04 CA11 CA22 GA02 GA11
4C161 AA01 CC06 DD03 FF40 LL02 NN09 PP11

专利名称(译)	观察装置，内窥镜装置以及内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019208936A	公开(公告)日	2019-12-12
申请号	JP2018108279	申请日	2018-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社尼康		
申请(专利权)人(译)	尼康公司		
[标]发明人	佐藤 憲司 内川 清 齋藤 直洋 藤井 透		
发明人	佐藤 憲司 内川 清 齋藤 直洋 藤井 透		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.521 A61B1/00.731 A61B1/00.513 G02B23/24.B G02B23/26.B G02B23/24.C		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN09 4C161/PP11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种观察装置，其能够实现装置整体的小型化，并且能够应用于软内窥镜，内窥镜装置以及内窥镜系统。解决方案：观察装置40包括：多个用于产生光束的偏振光产生单元60。在被照射到物体上时，偏振状态彼此不同的光束。检测单元50，用于检测来自被摄体的光。其中，多个偏振光产生单元60布置在检测单元50周围。因此，多个偏振光产生单元60可以用具有彼此不同的偏振态的光束照射物体，而无需提供用于旋转光束的结构。旋转相位差板作为常规装置。此外，通过检测单元50观察到来自物体的光的偏振态，这不需要在保持其偏振态的同时将从物体返回的光提取到内窥镜设备的外部。因此，可以实现整个设备的小型化。图4：

【图4】

TSZ 30283

