

(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2019-195643

(P2019-195643A)

(43) 公開日 令和1年11月14日(2019.11.14)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 3	2 F 1 1 2
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	2 H 1 4 8
G 0 2 B 5/20 (2006.01)	G 0 2 B 5/20 1 0 1	2 H 2 4 9
G 0 2 B 5/18 (2006.01)	G 0 2 B 5/18	4 C 1 6 1
審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 20 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2019-118121 (P2019-118121)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	令和1年6月26日(2019.6.26)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(62) 分割の表示	特願2015-224841 (P2015-224841) の分割	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
原出願日	平成27年11月17日(2015.11.17)	(74) 代理人	100170069 弁理士 大原 一樹
		(74) 代理人	100128635 弁理士 松村 潔
		(74) 代理人	100140992 弁理士 松浦 憲政
		(72) 発明者	園田 慎一郎 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
		最終頁に続く	

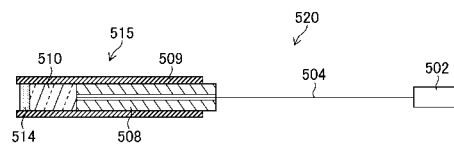
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体までの距離や露光条件が変化しても正確な計測を行うことができる内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システムは、レーザ光を出射するレーザ光源502と、出射されたレーザ光を平行な光束にして出射するコリメータ510と、記コリメータが出射した光束から複数のスポット光を生成する1次回折格子であって、複数のスポット光として1次元方向に一定の周期を持った複数のスポット光を生成する回折格子514と、複数のスポット光により被検体に形成される複数の回折スポットの画像を撮像素子を介して取得する撮像部と、取得した画像に基づいて、複数の回折スポットの間隔を測定する測定部と、測定した複数の回折スポットの間隔に基づいて被検体までの距離を算出する算出部と、を備える計測装置を備える内視鏡システム。

【選択図】 図14



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

レーザ光を出射するレーザ光源と、
前記出射されたレーザ光を平行な光束にして出射するコリメータと、
前記コリメータが出射した光束から複数のスポット光を生成する 1 次回折格子であって、
前記複数のスポット光として 1 次元方向に一定の周期を持った複数のスポット光を生成する回折格子と、

前記複数のスポット光により被検体に形成される複数の回折スポットの画像を撮像素子を介して取得する撮像部と、

前記取得した画像に基づいて、前記撮像素子の結像面における前記複数の回折スポットの間隔を測定する測定部と、

前記測定した前記複数の回折スポットの間隔に基づいて前記被検体までの距離を算出する算出部と、を備える計測装置を備える内視鏡システムであって、

前記被検体内に挿入される挿入部であって、先端硬質部と、前記先端硬質部の基端側に接続された湾曲部と、前記湾曲部の基端側に接続された軟性部とを有する挿入部と、前記挿入部の基端側に接続された操作部と、を有する内視鏡を備え、

前記回折格子と、前記複数の回折スポットの光学像を前記撮像素子に結像させる撮像レンズと、が前記先端硬質部の先端側端面に設けられる、内視鏡システム。

【請求項 2】

前記算出部は、あらかじめ記憶された、前記結像面における前記複数の回折スポットの間隔と前記被検体までの距離との関係に基づいて前記被検体までの距離を算出する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記あらかじめ記憶された関係は前記結像面における前記複数の回折スポットの像高に応じて異なる、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記あらかじめ記憶された関係においては、前記複数の回折スポットの像高が高いほど、前記結像面における前記複数の回折スポットの同一の間隔に対応する前記被検体までの距離が長い請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記撮像素子は 2 次元配列された複数の受光素子からなる複数の画素と、前記複数の画素上に配設された複数のフィルタ色のカラーフィルタと、を備えるカラー撮像素子であり、

前記測定部は、前記複数のフィルタ色のうち前記レーザ光の波長に対する感度が最も高いフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像に基づいて前記複数の回折スポットの間隔を測定する、

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記算出部は、前記算出した前記被検体までの距離に基づいて前記被検体の 2 次元情報または 3 次元情報を算出する請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記レーザ光を前記レーザ光源から前記コリメータまで導光する光ファイバーであって、前記レーザ光をシングル横モードで伝搬させる光ファイバーを備える、請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記コリメータは、屈折率が光軸で最も高く半径方向外側に向かうにつれて減少するグレーデッドインデックス型レンズである請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記回折格子と前記コリメータとの接合体を備えるモジュールが前記先端硬質部に設け

10

20

30

40

50

られる、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記先端硬質部で開口する鉗子口に連通する管路が前記挿入部に設けられており、前記モジュールは前記管路に挿抜可能に挿通される、請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

照明光を照射する照明光源と、前記照明光の照度を制御する制御部と、を有し、

前記制御部は、前記撮像部により前記複数の回折スポットの画像を取得する計測モードでは、前記照明光を前記被検体に照射して前記被検体を観察する通常観察モードよりも前記照明光の照度を下げる請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに係り、特にレーザ光を用いて被検体を計測する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡等の計測装置の分野では、レーザ光を用いて被検体までの距離を計測したり、被検体の形状情報を算出したりすることが行われている。例えば特許文献 1 では、レーザ光をスポット状の計測光として被観察物体に照射し、被観察物体上でそのスポット光がどの点に位置するかを測定し、この測定結果と予め測定しておいた基準値とを比較することで、被観察物体の 2 次元情報あるいは 3 次元情報を算出する計測用内視鏡装置が記載されている。

20

【0003】

また特許文献 2 には、格子状のマスクパターンを用いてステレオ計測を行う内視鏡システムが記載されている。この技術では、レーザ光をガイドするレーザガイドの先端に、レーザで格子パターンを照射する投影手段としてのマスク手段を設け、計測対象に格子パターンをレーザで照射する。そしてこの格子パターンを左右画像のマッチングに使用してステレオ計測を行う。

【0004】

さらに、特許文献 3 には、被検物に明暗パターンが投影された縞画像を用いて被検物の計測を行う内視鏡装置が記載されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許 3 8 5 3 9 5 4 号公報

【特許文献 2】特許 4 3 5 8 4 9 4 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 1 2 - 2 3 9 8 3 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

特許文献 1 に記載の技術で被観察物体の形状情報を算出するには、被観察物体上でのスポット光の大きさを正確に知る必要がある。しかしながら、被観察物体までの距離が変化したり、被観察物体の表面状態や撮像系の露出条件が変化したりするとスポット光の大きさが異なって観測されてしまうため、このような条件の変化によらずに正確な測定を行うことは困難であった。

【0007】

また特許文献 2 に記載の技術では、マスクとレーザガイドとの間にコリメータレンズが存在しないため、マスクを透過し発散したレーザ光でマスクパターンが投影される。したがって被検体までの距離が遠くなるほどマスクパターンが暗く投影されることになり、距離によってマスクパターンの輝度が大きく変化してしまうため、距離によらずに正確な測

50

定を行うことは困難であった。また特許文献 3 に記載の技術では、マスクパターンをレンズで投影するためレンズの被写界深度内にしかマスクが結像しない。被写界深度を深くするにはレンズの F 値を大きくする必要があり、このため高輝度な照明光源が必要となる。

【 0 0 0 8 】

このように、従来の技術では被検体までの距離や露光条件によらずに正確な計測を行うことが困難であった。

【 0 0 0 9 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、被検体までの距離や露光条件が変化しても正確な計測を行うことができる計測装置、内視鏡システム、及び計測方法を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上述した目的を達成するため、本発明の第 1 の態様に係る計測装置は、レーザ光を出射するレーザ光源と、出射されたレーザ光を平行な光束にして出射するコリメータと、コリメータが出射した光束から複数のスポット光を生成する回折格子と、複数のスポット光により被検体に形成される複数の回折スポットの画像を撮像素子を介して取得する撮像部と、取得した画像に基づいて、撮像素子の結像面における複数の回折スポットの間隔を測定する測定部と、測定した複数の回折スポットの間隔に基づいて被検体までの距離を算出する算出部と、を備える。

20

【 0 0 1 1 】

第 1 の態様によれば、コリメータから出射された平行な光束から、回折格子により複数のスポット光が形成されるので、被検体までの距離によってスポット光の大きさが変わることがない。また複数の回折スポットの間隔を測定するので、露光条件の変化に起因してスポット光の大きさが変化しても、回折スポット同士の間隔を測定することで測定精度を維持できる。このように第 1 の態様に係る計測装置では、被検体までの距離や露光条件が変化しても正確な計測を行うことができる。

【 0 0 1 2 】

第 2 の態様に係る計測装置は第 1 の態様において、算出部は、あらかじめ記憶された、結像面における複数の回折スポットの間隔と被検体までの距離との関係に基づいて被検体までの距離を算出する。第 2 の態様は、複数の回折スポットの間隔から被検体までの距離を算出する手法の一態様を規定するものである。

30

【 0 0 1 3 】

第 3 の態様に係る計測装置は第 2 の態様において、あらかじめ記憶された関係は結像面における複数の回折スポットの像高に応じて異なる。複数の回折スポットの画像を取得する場合、撮像レンズの画角等によっては結像面における回折スポットの像高（撮像面の中心からの距離）によって回折スポットの間隔が変化するが、第 3 の態様では、このような場合でも正確な計測を行うことができる。

【 0 0 1 4 】

第 4 の態様に係る計測装置は第 3 の態様において、あらかじめ記憶された関係においては、複数の回折スポットの像高が高いほど、結像面における複数の回折スポットの同一の間隔に対応する被検体までの距離が長い。第 4 の態様は、結像面における回折スポットの間隔（撮像素子の画素数に対応）と被検体までの距離との関係が回折スポットの像高に応じてどのように異なるのか、についての一態様を規定するものである。

40

【 0 0 1 5 】

第 5 の態様に係る計測装置は第 1 から第 4 の態様のいずれか 1 つにおいて、回折格子は、複数のスポット光として 2 次元方向に周期を持った複数のスポット光を生成する回折格子である。第 5 の態様によれば、2 次元方向に周期を持った複数のスポット光が生成されるので、異なる方向について計測を行うためにスポット光の方向を変化させる必要がなく、迅速かつ容易に計測を行うことができる。なお第 5 の態様では、2 次元方向に周期を持った複数のスポット光を生成するのに単一の回折格子を用いるようにしてもよいし、複数

50

の回折格子を組み合わせるようにしてもよい。

【 0 0 1 6 】

第 6 の態様に係る計測装置は第 1 から第 5 の態様のいずれか 1 つにおいて、撮像素子は 2 次元配列された複数の受光素子からなる複数の画素と、複数の画素上に配設された複数のフィルタ色のカラーフィルタと、を備えるカラー撮像素子であり、測定部は、複数のフィルタ色のうちレーザ光の波長に対する感度が最も高いフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像に基づいて複数の回折スポットの間隔を測定する。第 6 の態様によれば、カラーフィルタの複数のフィルタ色のうちレーザ光の波長に対する感度が最も高いフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像に基づいて複数の回折スポットの間隔を測定するので、回折スポットが鮮明な画像を取得することができ、これにより正確な計測を行うことができる。

10

【 0 0 1 7 】

第 7 の態様に係る計測装置は第 1 から第 6 の態様のいずれか 1 つにおいて、算出部は、算出した被検体までの距離に基づいて被検体の 2 次元情報または 3 次元情報を算出する。第 7 の態様によれば、正確な計測の結果に基づき、被検体の 2 次元または 3 次元の形状や大きさ等の情報を正確に算出することができる。

【 0 0 1 8 】

第 8 の態様に係る計測装置は第 1 から第 7 の態様のいずれか 1 つにおいて、レーザ光をレーザ光源からコリメータまで導光する光ファイバーであって、レーザ光をシングル横モードで伝搬させる光ファイバーを備える。第 8 の態様によれば、光ファイバーがレーザ光をシングル横モードで伝搬させるので、径が小さく鮮明な回折スポットを形成することができ、これにより正確な計測を行うことができる。

20

【 0 0 1 9 】

第 9 の態様に係る計測装置は第 1 から第 8 の態様のいずれか 1 つにおいて、コリメータは、屈折率が光軸で最も高く半径方向外側に向かうにつれて減少するグレーデッドインデックス型レンズである。第 9 の態様によれば、コリメータがグレーデッドインデックス型レンズ (Graded Index レンズ) なので、レーザ光を出射するモジュールを小型化 (細径化) することができる。

【 0 0 2 0 】

上述した目的を達成するため、本発明の第 1 0 の態様に係る内視鏡システムは、第 1 から第 9 の態様のいずれか 1 つに記載の計測装置を備える。第 1 0 の態様に係る内視鏡システムでは、第 1 から第 9 の態様のいずれか 1 つに係る計測装置を備えるので、被検体までの距離や露光条件が変化しても正確な計測を行うことができる。

30

【 0 0 2 1 】

第 1 1 の態様に係る内視鏡システムは第 1 0 の態様において、被検体内に挿入される挿入部であって、先端硬質部と、先端硬質部の基端側に接続された湾曲部と、湾曲部の基端側に接続された軟性部とを有する挿入部と、挿入部の基端側に接続された操作部と、を有する内視鏡を備え、回折格子と、複数の回折スポットの光学像を撮像素子に結像させる撮像レンズと、が先端硬質部の先端側端面に設けられる。第 1 1 の態様は、内視鏡の先端硬質部の構成の一態様を規定するものである。

40

【 0 0 2 2 】

第 1 2 の態様に係る内視鏡システムは第 1 1 の態様において、回折格子とコリメータとの接合体を備えるモジュールが先端硬質部に設けられる。第 1 2 の態様は、回折格子とコリメータとの接合体を備えるモジュールの配置の一態様を規定するものである。

【 0 0 2 3 】

第 1 3 の態様に係る内視鏡システムは第 1 2 の態様において、先端硬質部で開口する鉗子口に連通する管路が挿入部に設けられており、モジュールは管路に挿抜可能に挿通される。第 1 3 の態様によれば、鉗子口に連通する管路を利用してモジュールを挿通することができるので、装置を小型化することができる。

【 0 0 2 4 】

50

第 14 の態様に係る内視鏡システムは第 10 から第 13 の態様のいずれか 1 つにおいて、照明光を照射する照明光源と、照明光の照度を制御する制御部と、を有し、制御部は、撮像部により複数の回折スポットの画像を取得する計測モードでは、照明光を被検体に照射して被検体を観察する通常観察モードよりも照明光の照度を下げる。回折スポットを撮像する際の照明光の照度が高すぎると、得られた画像において回折スポットが不鮮明になり計測精度に影響する場合があるが、第 13 の態様では、制御部は、撮像部により複数の回折スポットを撮像する計測モードでは、照明光を被検体に照射して被検体を観察する通常観察モードよりも照明光の照度を下げるので、回折スポットが鮮明な画像を撮像することができ、これにより正確な計測を行うことができる。なお第 13 の態様において、回折スポットを撮像する際に照明光の照度をどの程度下げるかは被検体の種類や大きさ、明るさ等に応じて設定してよく、必要に応じ照明光を消灯してもよい。

10

【0025】

上述した目的を達成するため、本発明の第 15 の態様に係る計測方法は、レーザ光を出射するレーザ光源と、出射されたレーザ光を平行な光束にして出射するコリメータと、コリメータが出射した光束から複数のスポット光を生成する回折格子と、を備える計測装置を用いた計測方法であって、複数のスポット光により被検体に形成される複数の回折スポットの画像を取得する撮像工程と、取得した画像に基づいて複数の回折スポットの間隔を測定する測定工程と、測定した複数の回折スポットの間隔に基づいて被検体までの距離を算出する算出工程と、を備える。第 15 の態様によれば、第 1 の態様と同様に、被検体までの距離や露光条件が変化しても正確な計測を行うことができる。

20

【発明の効果】

【0026】

以上説明したように、本発明の計測装置、内視鏡システム、及び計測方法によれば、被検体までの距離や露光条件が変化しても正確な計測を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 2】図 2 は、本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

30

【図 3】図 3 は、先端硬質部の先端側端面の構成を示す図である。

【図 4】図 4 は、レーザモジュールの構成を示す図である。

【図 5】図 5 は、2 次元回折格子を示す図である。

【図 6】図 6 は、レーザ光源モジュールを示す断面図である。

【図 7】図 7 は、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入した様子を示す図である。

【図 8】図 8 は、2 次元回折スポットを示す図である。

【図 9】図 9 は、計測処理の流れを示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、被検体に 2 次元回折スポットが形成された様子を示す図である。

【図 11】図 11 は、波長とカラーフィルタの感度との関係を示す図である。

【図 12】図 12 は、回折スポットの方向及び距離を示す図である。

40

【図 13】図 13 は、本発明の第 2 の実施形態における 1 次元回折格子を示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明の第 2 の実施形態におけるレーザモジュールを示す図である。

。

【図 15】図 15 は、本発明の第 2 の実施形態における 1 次元回折スポットを示す図である。

【図 16】図 16 は、本発明の第 2 の実施形態における被検体に 1 次元回折スポットが形成された様子を示す図である。

【図 17】図 17 は、本発明の第 3 の実施形態におけるレーザモジュールを示す図である。

。

【図 18】図 18 は、本発明の第 3 の実施形態における回折格子を示す図である。

50

【図 19】図 19 は、本発明の第 3 の実施形態における回折格子を示す他の図である。

【図 20】図 20 は、本発明の第 4 の実施形態におけるレーザモジュールを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下、添付図面を参照しつつ、本発明に係る計測装置、内視鏡システム、及び計測方法の実施形態について、詳細に説明する。

【0029】

< 第 1 の実施形態 >

図 1 は、第 1 の実施形態に係る内視鏡システム 10（計測装置、内視鏡システム）を示す外観図であり、図 2 は内視鏡システム 10 の要部構成を示すブロック図である。図 1，2 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡本体 110（内視鏡）、内視鏡プロセッサ 200、光源装置 300、及びモニタ 400 から構成される内視鏡装置 100 を含んでいる。

【0030】

< 内視鏡本体の構成 >

内視鏡本体 110 は、手元操作部 102 と、この手元操作部 102 に連設される挿入部 104 とを備える。術者は手元操作部 102 を把持して操作し、挿入部 104 を被検体の体内に挿入して観察を行う。挿入部 104 は、手元操作部 102 側から順に、軟性部 112、湾曲部 114、先端硬質部 116 で構成されている。先端硬質部 116 には、撮像光学系 130（撮像部）、照明部 123、鉗子口 126、レーザモジュール 500 等が設けられる（図 1～3（a），4 参照）。

【0031】

観察や処置の際には、操作部 208（図 2 参照）の操作により、照明部 123 の照明用レンズ 123A，123B から可視光・赤外光のいずれか、または両方を照射することができる。また、操作部 208 の操作により図示せぬ送水ノズルから洗浄水が放出されて、撮像光学系 130 の撮像レンズ 132 や、照明用レンズ 123A，123B を洗浄することができる。先端硬質部 116 で開口する鉗子口 126 には不図示の管路が連通しており、この管路に腫瘍摘出や切除のための図示せぬ処置具が挿通されて、適宜進退して被検体に必要な処置を施せるようになっている。

【0032】

図 1～図 3（a）に示すように、先端硬質部 116 の先端側端面 116A には撮像レンズ 132 が配設されており、この撮像レンズ 132 の奥に CMOS（Complementary MOS）型の撮像素子 134（カラー撮像素子）、駆動回路 136、AFE（Analog Front End）138 が配設されて、画像信号を出力するようになっている。撮像素子 134 はカラー撮像素子であり、所定のパターン配列（ベイヤー配列、G ストライプ R / G 完全市松、X - Trans（登録商標）配列、ハニカム配列等）でマトリクス状（2 次元状）に配置された複数の受光素子により構成される複数の画素を備え、各画素はマイクロレンズ、赤（R）、緑（G）、または青（B）のカラーフィルタ及び光電変換部（フォトダイオード等）を含んでいる。撮像光学系 130 は、赤，緑，青の 3 色の画素信号からカラー画像を生成することもできるし、赤，緑，青のうち任意の 1 色または 2 色の画素信号から画像を生成することもできる。

【0033】

なお本実施形態では撮像素子 134 が CMOS 型の撮像素子である場合について説明するが、撮像素子 134 は CCD（Charge Coupled Device）型でもよい。

【0034】

被検体の画像や回折スポット（後述）の光学像は撮像レンズ 132 により撮像素子 134 の受光面（結像面）に結像されて電気信号に変換され、不図示の信号ケーブルを介して内視鏡プロセッサ 200 に出力されて映像信号に変換される。これにより、内視鏡プロセッサ 200 に接続されたモニタ 400 に観察画像や回折スポットの撮影画像（図 10 参照

）が表示される。

【0035】

また、先端硬質部116の先端側端面116Aには、撮像レンズ132に隣接して照明部123の照明用レンズ123A（可視光用）、123B（赤外光用）が設けられている。照明用レンズ123A、123Bの奥には、後述するライトガイド170の射出端が配設され、このライトガイド170が挿入部104、手元操作部102、及びユニバーサルケーブル106に挿通され、ライトガイド170の入射端がライトガイドコネクタ108内に配置される。

【0036】

先端側端面116Aには、さらにレーザモジュール500のレーザヘッド506が設けられて、回折格子512を介して複数のスポット光が照射される。レーザモジュール500の構成は後述する。なお本実施形態では、図3（a）に示すようにレーザヘッド506が鉗子口126とは別に設けられる場合について説明しているが、本発明に係る計測装置及び内視鏡システムにおいては、図3（b）に示すように、先端硬質部116で開口する鉗子口126に連通する管路（不図示）にレーザヘッド506を挿抜可能に挿通するようにしてもよい。この場合、レーザヘッド506専用の管路を設ける必要がなく、鉗子口126に連通する管路を他の処置具と共用することができる。

【0037】

<レーザモジュールの構成>

図2及び図4に示すように、レーザモジュール500はレーザ光源モジュール502（レーザ光源）と、光ファイバー504と、レーザヘッド506（モジュール）とを備える。光ファイバー504はフェルール（ferrule）508に挿入されて接着剤で接着され、端面が研磨される。フェルール508の先端側にGRIN（Graded Index）レンズ510（コリメータ）が装着され、GRINレンズ510の先端側に回折格子512が装着されて接合体を形成する。フェルール508は光ファイバー504を保持、接続するための部材であり、中心部には光ファイバー504を挿通するための穴が軸方向（図4の左右方向）に空けられている。フェルール508、GRINレンズ510、及び回折格子512はハウジング509に収納され、レーザヘッド506を構成する。

【0038】

このように構成されたレーザモジュール500は挿入部104に装着される。具体的には図2に示すように、レーザ光源モジュール502は手元操作部102部分に設けられ、レーザヘッド506が先端硬質部116に設けられて、光ファイバー504がレーザ光をレーザ光源モジュール502からレーザヘッド506まで導光する。なおレーザ光源モジュール502を光源装置300内に設け、レーザ光を光ファイバー504により先端硬質部116まで導光するようにしてもよい。

【0039】

レーザ光源モジュール502は、図示せぬ電源から電力が供給されて可視波長域のレーザ光を出射するVLD（Visible Laser Diode）と、VLDから出射されたレーザ光を集光する集光レンズ503とを備えるピグテール型モジュール（TOSA；Transmitter Optical Sub Assembly）である（図6参照）。レーザ光はCPU210の制御により必要に応じて出射することができ、スポット光の照射による距離計測や被検体の2次元、3次元情報取得を行う場合のみレーザ光を出射させることで、非出射時には通常の内視鏡と同様に使用することができる。

【0040】

本実施形態において、VLDが出射するレーザ光は半導体レーザによる波長670nmの赤色レーザ光とすることができる。ただし本発明におけるレーザ光の波長はこの態様に限定されるものではない。集光レンズ503で集光されたレーザ光は、光ファイバー504によりGRINレンズ510まで導光される。この光ファイバー504はレーザ光をシングル横モードで伝搬させる光ファイバーであり、径が小さく鮮明な回折スポット（図8、10参照）を形成することができるので、正確な計測を行うことができる。なお光ファ

10

20

30

40

50

イバー 504 の途中に中継コネクタを設けてもよい。

【0041】

G R I N レンズ 510 は、屈折率が光軸で最も高く半径方向外側に向かうにつれて減少する円筒型のグレーデッドインデックス型レンズ（ラジアル型）であり、光ファイバー 504 により導光されて入射したレーザ光を平行な光束にして出射するコリメータとして機能する。G R I N レンズ 510 から出射される光束の広がり G R I N レンズ 510 の長さを調節することで調節でき、平行な光束のレーザ光を出射させるには $(\lambda / 4)$ ピッチ（ λ はレーザ光の波長）程度にすればよい。

【0042】

G R I N レンズ 510 の先端側には回折格子 512 が装着されている。回折格子 512 は、正面図である図 5（a）及び側面図である図 5（b）に示すように突起 512 A が 2 次元方向に周期 P1 を持って形成されており、これにより 2 次元方向に周期を持った複数のスポット光が生成されて（図 8，図 10 参照）、図 4 の左側方向に照射される。スポット光の照射方向は、レーザ光の波長 λ と突起 512 A の周期 P1 とに依存して定まる。なお本実施形態では突起 512 A が水平・垂直方向に 5 個ずつ、計 25 個が正方形の格子点に形成されており、回折スポットも水平・垂直方向に 5 個ずつ、計 25 個が正方形の格子点に形成される場合（図 8，10 参照）について説明するが、本発明において回折格子に形成される突起の数や配置はこのような態様に限定されるものではない。突起の数や配置は、想定される計測距離や被検体の大きさ、計測精度等を考慮して決めることができる。また突起の形状も、突起 512 A のような円形に限定されるものではなく、長方形等他の形状であってもよい。

【0043】

< 光源装置の構成 >

図 2 に示すように、光源装置 300 は、照明用の光源 310（照明光源）、絞り 330、集光レンズ 340、及び光源制御部 350（制御部）等から構成されており、照明光（可視光または赤外光）をライトガイド 170 に入射させる。光源 310 は、可視光源 310 A（照明光源）及び赤外光源 310 B（照明光源）を備えており、可視光及び赤外線的一方または両方を照射可能である。可視光源 310 A 及び赤外光源 310 B による照明光の照度は、光源制御部 350（制御部）により制御され、後述するように、回折スポットを撮像する際に必要に応じて照明光の照度を下げたり、照明を停止したりすることができるようにになっている。

【0044】

ライトガイドコネクタ 108（図 1 参照）を光源装置 300 に連結することで、光源装置 300 から照射された照明光がライトガイド 170 を介して照明用レンズ 123 A、123 B に伝送され、照明用レンズ 123 A、123 B から観察範囲に照射される。

【0045】

< 内視鏡プロセッサの構成 >

次に、図 2 に基づき内視鏡プロセッサ 200 の構成を説明する。内視鏡プロセッサ 200 は、内視鏡装置 100 から出力される画像信号を画像入力コントローラ 202 を介して入力し、画像処理部 204（測定部、算出部）で必要な画像処理を行ってビデオ出力部 206 を介して出力する。これによりモニタ 400 に観察画像が表示される。これらの処理は C P U（Central Processing Unit；中央処理装置）210（測定部、算出部、制御部）の制御下で行われる。画像処理部 204 では、ホワイトバランス調整等の画像処理の他、モニタ 400 に表示する画像の切替や重畳表示、電子ズーム処理、操作モードに応じた画像の表示・切替、画像信号からの特定成分（例えば輝度信号）の抽出等を行う。また画像処理部 204 では、回折スポットの間隔の測定や、測定した間隔に基づく被検体までの距離の算出、及び算出した距離に基づく被検体の 2 次元情報または 3 次元情報の算出が行われる（後述）。メモリ 212 には、C P U 210 や画像処理部 204 が行う処理に必要な情報、例えば撮像素子 134 の結像面における複数の回折スポットの間隔と被検体までの距離（先端硬質部 116 の先端側端面 116 A から被検体までの距離）との関係があら

10

20

30

40

50

はじめ記憶されている。

【0046】

また、内視鏡プロセッサ200は操作部208を備えている。操作部208は図示せぬ操作モード設定・切替スイッチや送水指示ボタン等を備えており、また可視光・赤外光の照射を操作することができる。

【0047】

< 内視鏡装置による観察 >

図7は内視鏡装置100の挿入部104を被検体内に挿入した状態を示す図であり、撮像光学系130を介して観察画像を取得する様子を示している。図7中、参照符号IAは撮影範囲を示し、参照符号tmは腫瘍(図7中黒色で隆起している部分)を示す。

10

【0048】

< 被検体までの距離と回折スポットの間隔 >

図8(a)、(b)は被検体までの距離と回折スポットとの関係を示す図である。図8(a)は被検体までの距離が遠い場合の回折スポットDS1(間隔D1)を示しており、図8(b)は図8(a)よりも被検体までの距離が近い場合の回折スポットDS1(間隔D2(< D1))を示している。レーザヘッド506から照射されるスポット光は一定の角度で出射されるので、回折スポットDS1の間隔はレーザヘッド506の端面からの距離に応じて変化する。したがって間隔を測定しこれに基づいて距離を算出することができる。

20

【0049】

本実施形態ではコリメータ(GRINレンズ510)から出射される平行光から回折格子(回折格子512)によりスポット光を生成するので、光回折の原理により回折格子の1つの突起に対応するスポット光は一定の角度で出射され、光の広がり小さい。このため被検体までの距離が変化しても回折スポットDS1の大きさはほとんど変わらず、また被検体までの距離が変化しても回折スポットDS1の輝度はほとんど変化しない。このような回折スポットDS1の間隔を測定するので、仮に露光条件の変化に起因して回折スポットDS1の大きさが変化しても、回折スポットDS1同士の間隔を測定することで測定精度を維持できる。このように、第1の実施形態に係る内視鏡システム10では、被検体までの距離や露光条件が変化しても正確な計測を行うことができる。

30

【0050】

< 計測処理の流れ >

次に、内視鏡システム10による被検体の計測処理について説明する。図9は計測処理の流れを示すフローチャートである。

40

【0051】

< 回折スポットの撮像 >

まず、図7のように挿入部104を被検体内に挿入し、レーザモジュール500から被検体(腫瘍tmの部分)に複数のスポット光を照射して、図10に示すように複数の回折スポットDS1を形成する。そして撮像光学系130(撮像部)により、回折スポットDS1の画像を取得する(ステップS100;撮像工程)。撮像の際は、手元操作部102の操作により湾曲部114を上下左右に適宜湾曲させて先端硬質部116の向きを変え、回折スポットDS1が観察対象部分(図10では腫瘍tmの部分)に形成されるようにする。なお内視鏡システム10では可視光源310Aまたは赤外光源310Bにより被検体を照明するが、可視光源310A及び赤外光源310Bによる照明光の照度は光源制御部350(制御部)により制御され、撮像光学系130により回折スポットを撮像するモード(計測モード)では照明光を被検体に照射して被検体を観察するモード(通常観察モード)よりも照明光の照度を下げる(または照明光を消す)ことができるようになっている。これにより、本実施形態に係る内視鏡システム10では回折スポットが鮮明な画像を撮像することができ、正確な計測を行うことができる。なお回折スポットを撮像する際に照明光の照度をどの程度を下げるかは被検体の種類や大きさ、明るさ等に応じて設定してよく、必要に応じ照明光を消灯してもよい。

50

【 0 0 5 2 】

< 回折スポットの間隔測定 >

次に、ステップ S 1 0 0 で取得した画像に基づいて、画像処理部 2 0 4（測定部、算出部）が回折スポット D S 1 の間隔 D 3 を測定する（ステップ S 1 1 0；測定工程）。回折スポット D S 1 の間隔 D 3 は、撮像素子 1 3 4 の結像面での画素数に対応している。なお複数の回折スポット D S 1 のうちの特定部分における間隔（例えば、結像面の中心付近における間隔）を測定するようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

内視鏡システムでは一般的に撮像レンズの撮影画角が広く、そのような撮像レンズにより回折スポットを撮影すると、撮影画像における回折スポットの間隔（撮像素子の結像面での画素数に対応）は、撮像素子の結像面における回折スポットの像高（結像面の中心からの距離）によって変化する。具体的には、撮像レンズの撮影画角が広いと、被検体までの距離が変わらなくても、像高が高くなるにつれて（即ち、撮像素子の周辺に近づく）結像面上の回折スポットの間隔は狭くなる。このため、撮像素子の結像面における回折スポットの間隔と被検体までの距離との関係を回折スポットの像高によらないものとしてみると、撮像素子の周辺部分では回折スポットの間隔（画素数）が実際よりも短く測定されてしまい、これにより被検体までの距離も実際より短く算出されてしまって、その結果被検体の 2 次元、3 次元情報が正確に算出できなくなる。そこで本実施形態の内視鏡システム 1 0 では、撮像素子 1 3 4 の結像面における回折スポットの間隔と被検体までの距離との関係として、結像面における回折スポットの像高に応じて異なる関係（例えば、回折スポットの像高が高いほど、回折スポットの同一の間隔（画素数）に対応する被検体までの距離が長い）があらかじめ測定され、メモリ 2 1 2 に記憶されている。

【 0 0 5 4 】

上述した関係の記憶の態様は、テーブル形式、関数形式等種々の態様を採用し得る。これにより本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 では、撮像レンズ 1 3 2 の撮影画角が広くても回折スポットの間隔を正確に測定することができ、その結果、被検体までの距離や被検体の 2 次元、3 次元情報を正確に算出することができる（後述）。なおメモリ 2 1 2 に記憶されている関係は、撮像レンズ 1 3 2 の撮影画角に応じて異なる（例えば、撮像レンズ 1 3 2 の撮影画角が広いほど、同一の像高における同一の間隔（画素数）に対応する被検体までの距離が長い）ようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

なお、回折スポットの間隔と被検体までの距離との関係を結像面の一部の領域（例えば中心部）について測定及び記憶しておき、そのような一部の領域における回折スポットの間隔を測定して、これに基づいて被検体までの距離や被検体の 2 次元、3 次元情報を算出するようにしてもよい。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 1 0 における回折スポットの間隔測定は、赤（R）色のフィルタ色のカラーフィルタが配設された画素の画素信号により生成される画像により行う。ここで、撮像素子 1 3 4 の各画素に配設されている各色（赤，緑，青）のカラーフィルタにおける波長と感度との関係は図 1 1 の通りであり、また、レーザ光源モジュール 5 0 2 から出射されるレーザ光は波長 6 7 0 n m の赤色レーザ光である。即ち、回折スポットの間隔の測定は、（赤，緑，青）のカラーフィルタのうちレーザ光の波長に対する感度が最も高い赤色のカラーフィルタが配設された画素の画素信号により生成される画像に基づいて行われる。これにより、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 では回折スポットが鮮明な画像を取得することができ、正確な計測を行うことができる。

【 0 0 5 7 】

< 被検体までの距離の算出 >

ステップ S 1 1 0 で回折スポットの間隔が測定されると、測定結果に基づき、被検体までの方向及び距離が算出される（ステップ S 1 2 0；算出工程）。この処理は、あらかじめ測定されメモリ 2 1 2 に記憶された、撮像素子 1 3 4 の撮像面における回折スポットの

間隔（画素数）と被検体までの距離との関係に基づいて行われる。ステップ S 1 2 0 では、具体的には図 1 2 に示すように測定対象の回折スポット D S 1 の方向（ α , β ）と距離（ r ）が算出される。図 1 2 中、撮像素子 1 3 4 の結像面の中心を座標系の原点 O とし、Z 軸を結像面に直交する方向、X 軸及び Y 軸を結像面内で直交する方向とすることができる。

【 0 0 5 8 】

< 被検体の 2 次元情報及び 3 次元情報 >

ステップ S 1 2 0 で被検体（測定対象の回折スポット D S 1）までの方向及び距離が算出されると、算出した方向及び距離に基づいて被検体の 2 次元情報または 3 次元情報を算出する（ステップ S 1 3 0；計測工程）。被検体の 2 次元情報、3 次元情報としては、被検体（またはその計測対象部分）の 2 次元空間（図 1 2 の X Y 平面）内、あるいは 3 次元空間（図 1 2 の X Y Z 空間）内での形状や大きさ、面積等を算出することができる。なお、（ α , β , r ）から（ X , Y , Z ）への変換は以下の式（1）～（3）により行うことができ、被検体の各点の（ X , Y , Z ）座標から形状や大きさ、面積等を算出することができる。

10

【 0 0 5 9 】

$$X = r \times \cos \alpha \times \cos \beta \quad \dots (1)$$

$$Y = r \times \cos \alpha \times \sin \beta \quad \dots (2)$$

$$Z = r \times \sin \alpha \quad \dots (3)$$

これにより例えば、内視鏡システム 1 0 の使用者がモニタ 4 0 0 上で所望の領域（例えば図 1 0 の腫瘍 t m）を操作部 2 0 8 の操作等で指定すると、その指定した領域の大きさを算出してモニタに表示するようにすることができる。

20

【 0 0 6 0 】

このように、第 1 の実施形態に係る内視鏡システム 1 0 では、被検体までの距離や露出条件によらずに、被検体までの距離や被検体の 2 次元、3 次元情報を正確に算出、計測することができる。

【 0 0 6 1 】

< 第 2 の実施形態 >

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。上述した第 1 の実施形態では突起 5 1 2 A が 2 次元状に形成された回折格子 5 1 2 を用いて複数のスポット光を生成しているが、第 2 の実施形態では 1 次元回折格子を用いて複数のスポット光を生成する。なお第 2 の実施形態の構成は回折格子以外については第 1 の実施形態と同様の構成であるため、詳細な説明を省略する。

30

【 0 0 6 2 】

図 1 3（a）は第 2 の実施形態に係る回折格子 5 1 4 を示す正面図であり、図 1 3（b）は回折格子 5 1 4 の側面図である。図 1 3（a）,（b）に示すように、回折格子 5 1 4 には 1 次元状（直線状）の突起 5 1 4 A が周期 P 2 で形成されており、これら突起 5 1 4 A により、複数のスポット光が生成される。第 2 の実施形態では、このような回折格子 5 1 4 を含んでレーザヘッド 5 1 5 が構成され、このレーザヘッド 5 1 5 を含んでレーザモジュール 5 2 0 が構成される（図 1 4 参照）。

40

【 0 0 6 3 】

ここで突起 5 1 4 A の間隔とスポット光の広がりとの関係を例示する。第 1 の実施形態と同様にレーザ光の波長 λ を 6 7 0 n m とし、突起 5 1 4 A の周期 P 2 を 2 μ m（1 m m に 5 0 0 本）とすると、スポット光の照射方向は、 θ を突起 5 1 4 A が形成された面に垂直な方向からの角度とすると $\theta = \sin^{-1}(\lambda / P 2)$ で表され、約 1 9 . 6（deg）となる。

【 0 0 6 4 】

図 1 5（a）,（b）は、回折格子 5 1 4 により 1 次元方向（直線方向）に形成される複数の回折スポット D S 2 を示す図である。図 1 5（a）は被検体までの距離が遠い状態を示し、回折スポット D S 2 の間隔が広がっている。一方、図 1 5（b）は図 1 5（a

50

）よりも被検体までの距離が近い状態を示し、図 15 (a) よりも回折スポット D S 2 の間隔が狭くなっている。

【 0 0 6 5 】

図 16 は、図 15 (a) , (b) に示す回折スポット D S 2 (間隔は D 4) を被検体 (腫瘍 t m の部分) 上に形成した状態を示す図である。この回折スポット D S 2 に基づき、第 1 の実施形態と同様にして被検体までの距離や被検体の 2 次元情報、3 次元情報を正確に算出、計測することができる。なお、第 2 の実施形態では図 16 に示すように回折スポット D S 2 は 1 次元状 (直線状) に形成されるが、手元操作部 1 0 2 の操作により湾曲部 1 1 4 を上下左右に湾曲させて先端硬質部 1 1 6 (回折格子 5 1 4) の向きを変え、回折スポット D S 2 が図 16 と異なる方向 (例えば図 16 における方向と直交する方向) に形成されるようにすることで、そのような異なる方向についての情報を取得することができる。

10

【 0 0 6 6 】

< 第 3 の実施形態 >

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。上述した第 1 の実施形態では突起 5 1 2 A が 2 次元状に形成された回折格子 5 1 2 を用いて複数のスポット光を生成しているが、第 3 の実施形態では、第 2 の実施形態と同様の 1 次元回折格子を複数用いたレーザモジュールにより複数のスポット光を生成する。なお第 3 の実施形態の構成はレーザモジュール以外については第 1 の実施形態と同様であるため、詳細な説明を省略する。

【 0 0 6 7 】

20

図 17 は、第 3 の実施形態に係るレーザモジュール 5 3 0 の構成を示す図である。レーザモジュール 5 3 0 は第 1 の実施形態と同様のレーザ光源モジュール 5 0 2 と光ファイバー 5 0 4 を備えており、また第 1 の実施形態と同様にフェルール 5 0 8、GRIN レンズ 5 1 0 を備える。第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態に係る回折格子 5 1 2 (図 4 , 5 参照) に代えて、回折格子 5 1 6 , 5 1 8 が用いられている。

【 0 0 6 8 】

図 18 (a) , (b) はレーザヘッド 5 3 2 の先端側に装着される回折格子 5 1 6 のそれぞれ正面図、側面図であり、図 19 (a) , (b) はレーザヘッド 5 3 2 の基端側に装着される回折格子 5 1 8 のそれぞれ正面図、側面図である。回折格子 5 1 6 , 5 1 8 には複数の 1 次元状の突起 5 1 6 A , 5 1 8 A がそれぞれ形成されており、レーザヘッド 5 3 2 では、これら突起 5 1 6 A , 5 1 8 A の方向が直交するように回折格子 5 1 6 , 5 1 8 が配置される。フェルール 5 0 8、GRIN レンズ 5 1 0、及び回折格子 5 1 6 , 5 1 8 はハウジング 5 0 9 に収納されて、レーザヘッド 5 3 2 (図 17) を構成する。

30

【 0 0 6 9 】

上述の構成の下、第 3 の実施形態においても第 1 , 第 2 の実施形態と同様にして被検体までの距離や被検体の 2 次元情報、3 次元情報を正確に算出、計測することができる。

【 0 0 7 0 】

< 第 4 の実施形態 >

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。上述した第 1 ~ 第 3 の実施形態では、フェルール、GRIN レンズ、回折格子をハウジングに収納していたが、第 4 の実施形態では、図 20 に示すようにハウジングを用いずにフェルール 5 0 8、GRIN レンズ 5 1 0、回折格子 5 1 2 を透明な接着剤で接着してレーザヘッド 5 4 2 を構成しており、レーザヘッド 5 4 2 を含んでレーザモジュール 5 4 0 が構成される。第 4 の実施形態では、ハウジングを用いないためレーザヘッド 5 4 2 を細径化できる。なお図 20 中、第 1 の実施形態に係るレーザモジュール 5 0 0 と同一の符号を付した部材は第 1 の実施形態と同様の構成である。

40

【 0 0 7 1 】

上述した構成の第 4 の実施形態においても、第 1 ~ 第 3 の実施形態と同様にして、被検体までの距離や被検体の 2 次元情報、3 次元情報を正確に算出、計測することができる。

【 0 0 7 2 】

50

< 変形例 >

上述した第 1 ～ 第 4 の実施形態では、回折スポットの間隔測定を赤色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像に基づいて行う場合について説明しているが、本発明において、回折スポットの間隔測定は（赤，緑，青）のうち任意の 1 色または 2 色のカラーフィルタが配設された画素の画像信号により生成される画像により行ってもよいし、（赤，緑，青）の 3 色全ての画像信号により生成されるカラー画像により行ってもよい。

【 0 0 7 3 】

また、上述した第 1 ～ 第 4 の実施形態では赤色のレーザ光を用いる場合について説明したが、本発明の計測装置、内視鏡システム、及び計測方法においてレーザ光の波長は赤色に限定されるものではなく、被検体の種類や計測の目的に応じて異なる波長のレーザ光を用いることができる。

10

【 0 0 7 4 】

本発明の計測装置、内視鏡システム、及び計測方法は、生体である被検体を計測する以外に、配管その他の生体でない被検体を計測する場合にも適用できる。また本発明の計測装置、内視鏡システム、及び計測方法は、内視鏡に限らず、工業用部品や製品の寸法や形状を計測する場合にも適用できる。

【 0 0 7 5 】

以上で本発明の例に関して説明してきたが、本発明は上述した実施形態に限定されず、本発明の精神を逸脱しない範囲で種々の変形が可能である。

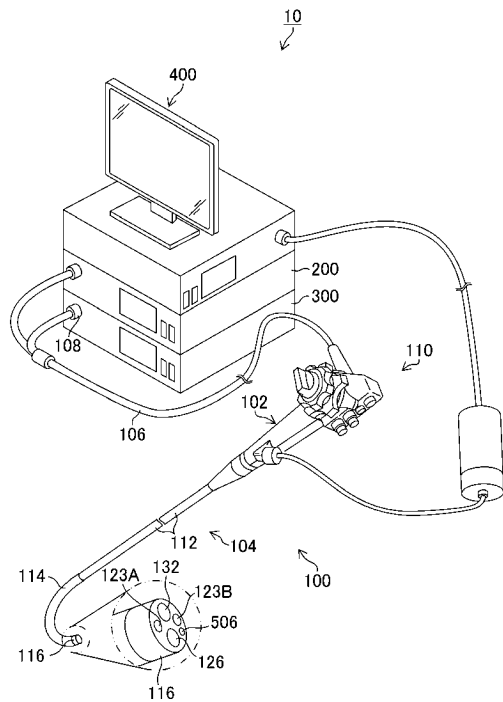
20

【 符号の説明 】

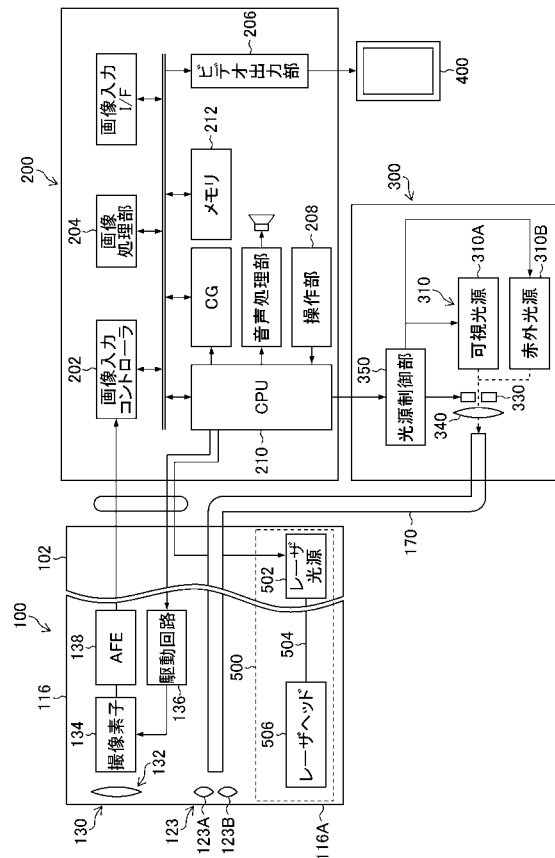
【 0 0 7 6 】

1 0 ... 内視鏡システム、1 0 0 ... 内視鏡装置、1 0 2 ... 手元操作部、1 1 6 ... 先端硬質部、1 2 6 ... 鉗子口、1 3 0 ... 撮像光学系、1 3 2 ... 撮像レンズ、1 3 4 ... 撮像素子、2 0 0 ... 内視鏡プロセッサ、3 0 0 ... 光源装置、3 5 0 ... 光源制御部、5 0 0 , 5 2 0 , 5 3 0 , 5 4 0 ... レーザモジュール、5 0 2 ... レーザ光源モジュール、5 0 4 ... 光ファイバー、5 0 6 , 5 1 5 , 5 3 2 , 5 4 2 ... レーザヘッド、5 0 8 ... フェルール、5 0 9 ... ハウジング、5 1 0 ... G R I N レンズ、5 1 2 , 5 1 4 , 5 1 6 , 5 1 8 ... 回折格子、5 1 2 A , 5 1 4 A , 5 1 6 A , 5 1 8 A ... 突起、D S 1 , D S 2 ... 回折スポット

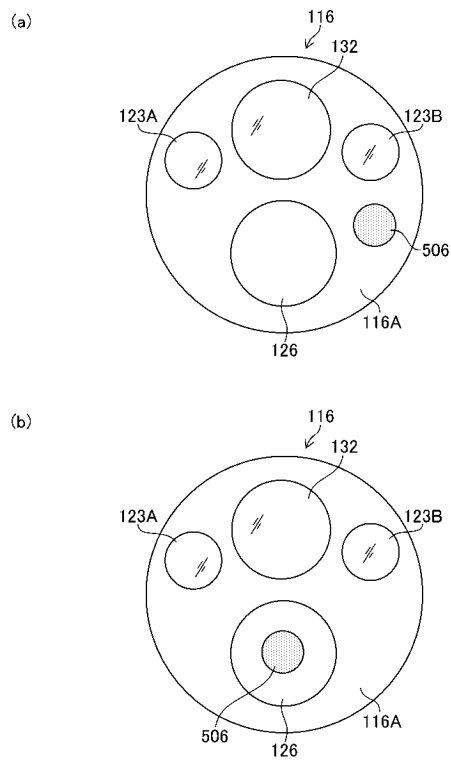
【図 1】



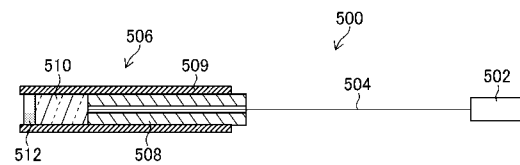
【図 2】



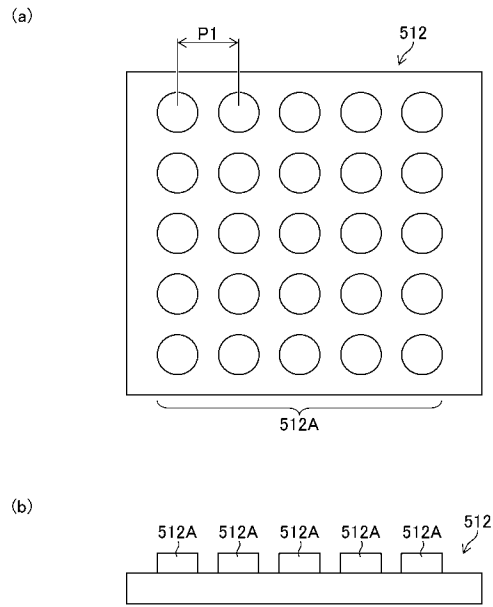
【図 3】



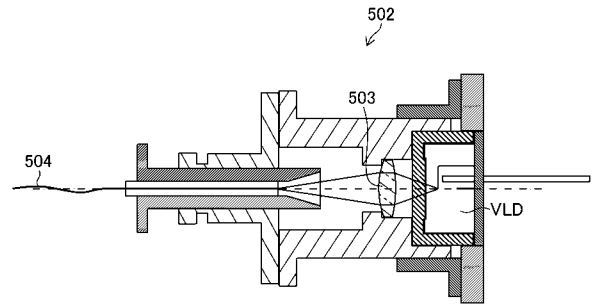
【図 4】



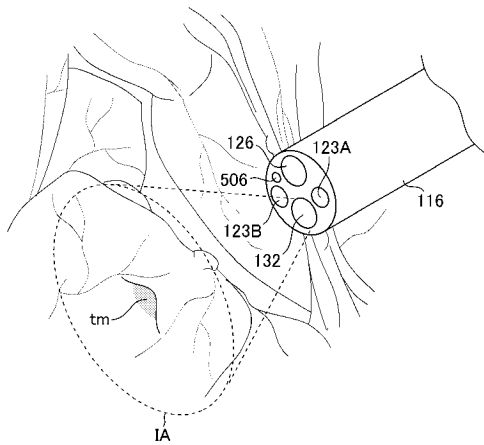
【 図 5 】



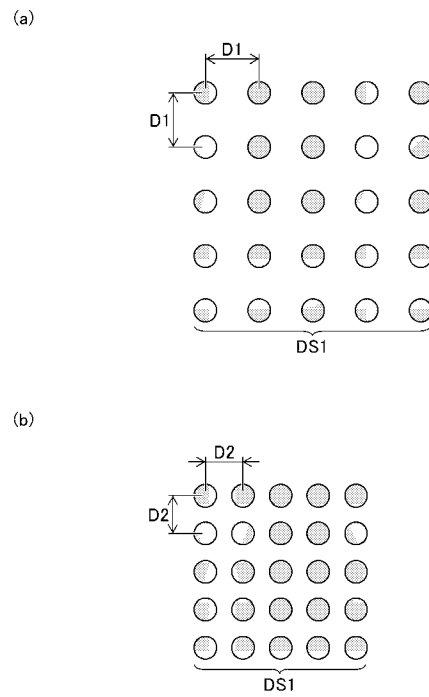
【 図 6 】



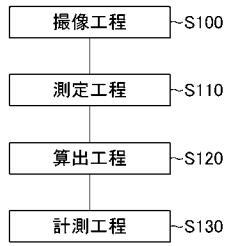
【 図 7 】



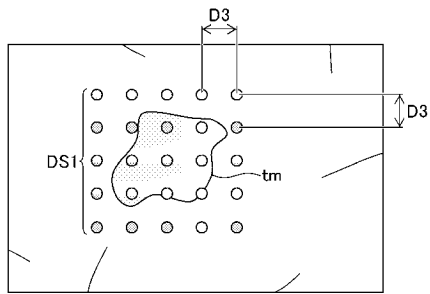
【 図 8 】



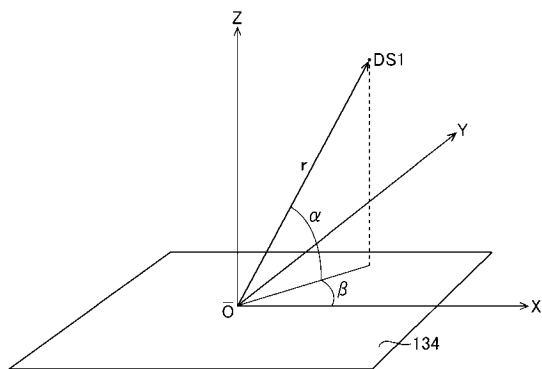
【図 9】



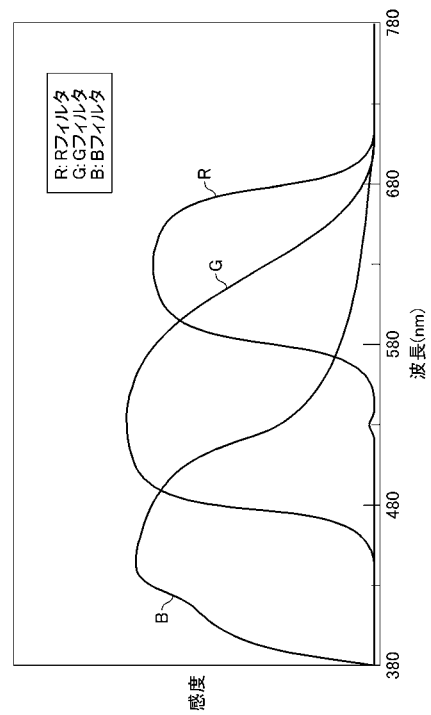
【図 10】



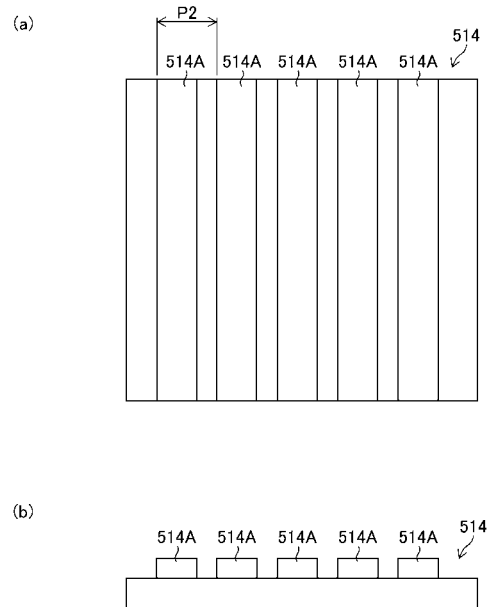
【図 12】



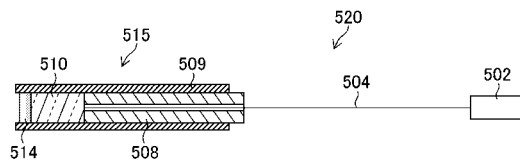
【図 11】



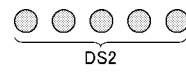
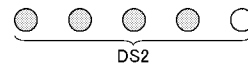
【図 13】



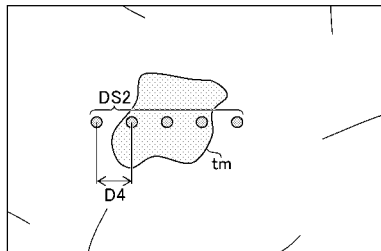
【 図 1 4 】



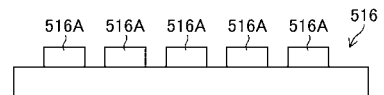
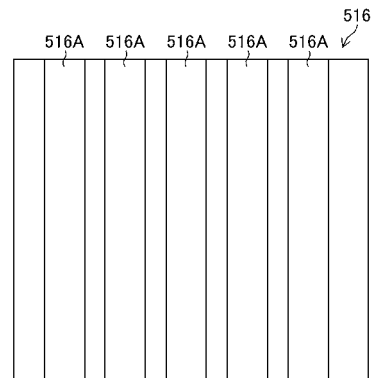
【 図 1 5 】



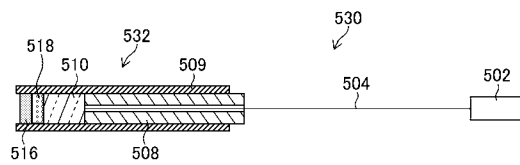
【 図 1 6 】



【 図 1 8 】

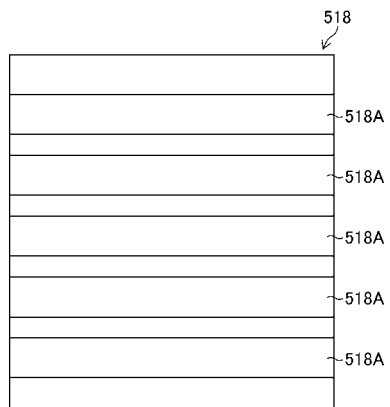


【 図 1 7 】

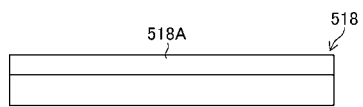


【 図 1 9 】

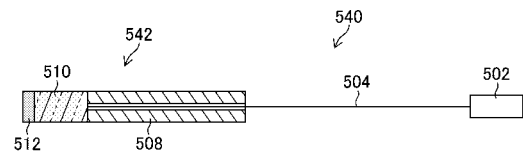
(a)



(b)



【 図 2 0 】



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 1 C	3/06	(2006.01)	G 0 1 C	3/06	1 2 0 S
			G 0 1 C	3/06	1 4 0

F ターム(参考) 2F112 AD05 CA12 DA11 DA22 DA25 DA32 FA03 FA45
2H040 BA10 BA22 CA04 CA07 CA11 CA12 CA23 DA03 DA12 DA56
GA02 GA06
2H148 BG11
2H249 AA03 AA13 AA55 AA64
4C161 CC06 DD03 HH52 LL02 WW12 WW15

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019195643A	公开(公告)日	2019-11-14
申请号	JP2019118121	申请日	2019-06-26
[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	園田慎一郎		
发明人	園田 慎一郎		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 G02B5/20 G02B5/18 G01C3/06		
FI分类号	A61B1/00.553 G02B23/24.B G02B23/26.B G02B5/20.101 G02B5/18 G01C3/06.120.S G01C3/06.140		
F-TERM分类号	2F112/AD05 2F112/CA12 2F112/DA11 2F112/DA22 2F112/DA25 2F112/DA32 2F112/FA03 2F112/FA45 2H040/BA10 2H040/BA22 2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA06 2H148/BG11 2H249/AA03 2H249/AA13 2H249/AA55 2H249/AA64 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/WW12 4C161/WW15		
代理人(译)	喀基·奥拉 松村清		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种即使在距被摄体的距离和曝光条件变化时也能够进行准确测量的内窥镜系统。用于发射激光束的激光源502；准直仪510，用于以平行光束发射所发射的激光束；衍射光栅514是一次衍射光栅，用于从准直仪发出的光束产生多个聚光，并作为多个聚光产生沿一维方向具有固定周期的多个聚光；成像单元，用于通过图像拾取装置利用多个聚光灯获取在被检体中形成的多个衍射光斑的图像；测量单元，用于基于所获取的图像来测量多个衍射点的间隔；以及计算单元，用于基于所测量的多个衍射光斑的间隔来计算到被摄体的距离。图14

