(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第6500774号
(P6500774)

(45)発行日　平成31年4月17日(2019.4.17)　(24)登録日　平成31年3月29日(2019.3.29)

(51)Int.Cl.			F I		
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	523
A61B	1/07	(2006.01)	A61B	1/00	731
G02B	23/26	(2006.01)	A61B	1/07	733
			G02B	23/26	A

請求項の数 19　(全 80 頁)

(21)出願番号　特願2015-508775(P2015-508775)
(86)(22)出願日　平成26年3月28日(2014.3.28)
(86)国際出願番号　PCT/JP2014/059220
(87)国際公開番号　WO2014/157645
(87)国際公開日　平成26年10月2日(2014.10.2)
審査請求日　平成29年2月7日(2017.2.7)
(31)優先権主張番号　特願2013-72688(P2013-72688)
(32)優先日　平成25年3月29日(2013.3.29)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(73)特許権者　000002185
ソニー株式会社
東京都港区港南１丁目７番１号
(74)代理人　100120499
弁理士　平山　淳
(74)代理人　100095957
弁理士　亀谷　美明
(74)代理人　100096389
弁理士　金本　哲男
(74)代理人　100101557
弁理士　萩原　康司
(72)発明者　伊藤　輝将
東京都港区港南１丁目７番１号　ソニー株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】レーザ走査型内視鏡装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
筐体の一部領域に設けられ、観察対象に接触又は近接するウインドウ部と、
前記ウインドウ部を通して前記観察対象にレーザ光を集光する対物レンズと、
前記筐体内を導光されてきた前記レーザ光の進行方向を前記ウインドウ部に向けて変更する光路変更素子と、
前記ウインドウ部よりも前段に設けられ、前記レーザ光が前記観察対象に集光される際に生じる非点収差を補正する非点収差補正素子と、
前記レーザ光が前記観察対象を走査するように、前記レーザ光の前記ウインドウ部への入射方向に対して垂直な回転軸で、少なくとも前記光路変更素子を含み前記非点収差補正素子を含まない光学部材を回転させる回転機構と、
前記観察対象における前記レーザ光の集光位置の深さである観察深さを変更する観察深さ調整機構と、
を備え、
前記非点収差補正素子は、前記観察深さ調整機構によって実現される前記観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正する光学部材であり、前記観察深さの変化に応じて非点収差の補正量を動的に変更させる駆動素子を含む光学部材である、レーザ走査型内視鏡装置。
【請求項２】
少なくとも前記光路変更素子を、前記回転軸方向に平行移動させることにより、前記観

察対象に対して前記回転軸方向に前記レーザ光を走査する平行移動機構、を更に備える、
請求項１に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項３】
前記観察深さ調整機構は、前記観察深さを変更することにより、前記観察対象に対して深さ方向に前記レーザ光を走査する、
請求項１又は２に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項４】
前記観察深さ調整機構は、前記レーザ光を略平行光にして前記光路変更素子及び前記非点収差補正素子に導光するコリメータレンズと、当該コリメータレンズを光軸方向に移動させる移動機構と、を含む、
請求項３に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項５】
前記レーザ走査型内視鏡装置は、前記レーザ光が前記観察対象に照射されることによって生じる蛍光を戻り光として検出することにより、前記観察対象についての情報を取得し、
前記レーザ光と前記蛍光との波長の違いによって生じる色収差を補正する色収差補正素子、を更に備える、
請求項１～４のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項６】
前記色収差補正素子は、前記レーザ光に対応する波長帯域の光に対しては平行平板として機能するとともに、前記蛍光に対応する波長帯域の光に対しては凹レンズとして機能する接合レンズである、
請求項５に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項７】
前記光路変更素子には、前記レーザ光の光束が入射され、
前記対物レンズは、前記観察対象の互いに異なる複数のスポットに、前記レーザ光の光束を集光する、
請求項１～６のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項８】
前記レーザ光の光束は、互いに異なる複数の状態に変調された前記レーザ光によって構成される、
請求項７に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項９】
前記レーザ光の光束は、複数の光ファイバによって前記筐体内に導光される、
請求項７又は８に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１０】
前記レーザ光の光束は、複数のコアを有するマルチコア光ファイバによって前記筐体内に導光される、
請求項７又は８に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１１】
前記光路変更素子の前段に設けられ、前記光路変更素子に入射する前記レーザ光の偏光方向を変更する偏光変調素子、
を更に備え、
前記光路変更素子は所定の偏光方向を有する前記レーザ光の光路を変更する偏光ビームスプリッタであり、
前記偏光ビームスプリッタは、前記偏光変調素子によって偏光方向が変更された前記レーザ光の進行方向を、当該レーザ光の偏光方向に応じて、前記ウインドウ部に向けて変更する、
請求項１～１０のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１２】

前記光路変更素子の前段に設けられ、前記光路変更素子に入射する前記レーザ光を複数の光路に分岐させる光路分岐素子、
を更に備え、
前記複数の光路の各々に対して、前記非点収差補正素子、前記光路変更素子及び前記対物レンズがそれぞれ設けられ、
前記光路分岐素子によって分岐された前記レーザ光のそれぞれの進行方向が、前記光路変更素子によって、前記回転軸方向と垂直な複数の方向に変更される、
請求項１～１０のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１３】
少なくとも複数の前記光路変更素子を格納し、複数の前記光路変更素子とともに回転するハウジングが設けられ、
当該ハウジングの前記レーザ光が入射する壁面には、前記レーザ光を複数の前記光路変更素子の各々に入射させる入射ウインドウ部が形成され、
複数の前記入射ウインドウ部のそれぞれに対して前記非点収差補正素子及び前記対物レンズが設けられ、
前記レーザ光は、前記レーザ光の光軸が前記筐体に対して所定の位置に保たれた状態で前記筐体内を導光され、前記ハウジングの回転に伴って複数の前記入射ウインドウ部に順に照射され、
前記レーザ光の照射位置に対応する前記入射ウインドウ部から入射したレーザ光が、前記光路変更素子によって前記ウインドウ部に向かって導光される、
請求項１～１０のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１４】
前記筐体は円筒形状を有し、
前記ウインドウ部は、前記筐体の長軸方向と略平行な側壁に設けられ、当該筐体の側壁の形状に則した円筒形の曲面を有する、
請求項１～１３のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１５】
前記筐体は円筒形状を有し、
前記ウインドウ部は、前記筐体の長軸方向の先端部に、前記筐体の長軸方向と略垂直な面を有して設けられる、
請求項１～１３のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１６】
前記対物レンズは、前記光路変更素子と前記ウインドウ部との間に設けられ、
前記対物レンズと前記ウインドウ部との間の空間は、前記ウインドウ部の屈折率と略同一の屈折率を有する液体によって液浸される、
請求項１～１５のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１７】
前記筐体は内視鏡の鏡筒であり、
前記鏡筒の一部領域に設けられる前記ウインドウ部が観察対象であるヒト又は動物の体腔内の生体組織に接触又は近接し、前記生体組織に対して前記レーザ光が走査される、
請求項１～１６のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１８】
前記ウインドウ部が観察対象であるヒト又は動物の体表面に接触又は近接し、前記体表面から所定の深さにおける生体組織に対して前記レーザ光が走査される、
請求項１～１６のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。
【請求項１９】
前記レーザ走査型内視鏡装置は、前記観察対象が載置されるステージ、を更に備え、
前記ステージの少なくとも一部領域に設けられる前記ウインドウ部を通して前記観察対象に対して前記レーザ光が走査される、
請求項１～１６のいずれか１項に記載のレーザ走査型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本開示は、レーザ走査型内視鏡装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
対象物を高解像度で観察するための技術として、レーザ走査型顕微鏡装置がある。レーザ走査型顕微鏡装置では、レーザ光を対象物に照射し、当該レーザ光を対象物上で走査しながら、その透過光や後方散乱光、蛍光、ラマン散乱光、非線形光学効果によって生じる各種の光等の強度を検出することにより、対象物に関する各種の情報を２次元又は３次元の画像データとして取得することができる。近年、このようなレーザ走査型顕微鏡装置の技術を、被測定者（患者）の体表面に接触させるプローブや、被測定者の体腔内に挿入される内視鏡等に応用し、被測定者（患者）の生体組織をより高解像度で観察しようとする試みが行われている。
【０００３】
ここで、上述したようなレーザ光を走査することによって対象物を観察する顕微鏡装置、内視鏡装置、プローブ等（以下、レーザ走査型観察装置と総称する。）においては、観察対象（例えば生体組織）を広範囲に見渡すことができ、必要に応じて任意の部位を拡大して観察したいという要求がある。すなわち、レーザ走査型観察装置には、広い視野（実視野（ＦＯＶ：Ｆｉｅｌｄ　Ｏｆ　Ｖｉｅｗ））と高い開口数（ＮＡ：Ｎｕｍｅｒｉｃａｌ　Ａｐｅｒｔｕｒｅ）との両立が求められている。しかしながら、一般的に、広いＦＯＶと高いＮＡとを両立させるためには、複雑な光学系を構成する必要があり、装置の大型化、高コスト化が懸念される。特に、プローブや内視鏡装置のように、その用途から比較的小型であることが求められる装置では、複雑な光学系を実装することが困難であり、広いＦＯＶと高いＮＡとを両立させる構成を実現することが困難であった。
【０００４】
一方、光の干渉を利用して生体組織の断層画像を得る、いわゆる光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ：Ｏｐｔｉｃａｌ　Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ　Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ）の分野では、内視鏡のヘッド部における光学素子に回転機構を設けることにより、ヘッド部の小型化を実現した内視鏡装置が提案されている。例えば、非特許文献１には、内視鏡のヘッド部に設けられたグリンレンズ及びプリズムを鏡筒の長手方向を回転軸方向として回転させながら生体組織に対して低コヒーレンス光を照射することにより、当該生体組織の断層画像を取得することのできるＯＣＴシステムが開示されている。また、例えば、非特許文献２には、非特許文献１と同様にヘッド部に設けられたグリンレンズ及びミラーを鏡筒の長手方向を回転軸方向として回転させて観察画像を得る、ＯＣＴを用いた内視鏡装置において、当該ミラーの反射面を、鏡筒の側壁に設けられるデータ取得用（画像撮影用）のウインドウ部において生じ得る非点収差を補正するような形状で形成することにより、より高画質の観察画像を得る技術が開示されている。レーザ走査型観察装置に対して、非特許文献１、２のような光学素子の回転機構を適用することにより、広いＦＯＶを実現できる可能性がある。
【０００５】
このような知見から、内視鏡のヘッド部において光学素子を回転させ、鏡筒の円周方向にレーザ光を走査させることにより、広いＦＯＶを実現する技術が提案されている。例えば、非特許文献３には、光ファイバによって鏡筒内を導光されたレーザ光をグリンレンズによってミラーに集光させ、鏡筒の側面方向に存在する生体組織に光を照射する内視鏡装置において、当該ミラーを鏡筒の長手方向を回転軸方向として回転させることにより、レーザ光を鏡筒の円周方向に走査させて画像データを取得するレーザ走査型内視鏡装置が開示されている。また、例えば、非特許文献４には、光ファイバによって鏡筒内を導光されたレーザ光をグレーティングによって鏡筒の側面方向に回折させ、対物レンズを介して生体組織に光を照射する内視鏡装置において、当該グレーティング及び対物レンズを鏡筒の

長手方向を回転軸方向として回転させることにより、レーザ光を鏡筒の円周方向に走査させて画像データを取得するレーザ走査型内視鏡装置が開示されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【０００６】

【非特許文献１】Ｇｕｉｌｌｅｒｍｏ Ｊ．Ｔｅａｒｎｅｙ ｅｔ ａｌ．，“Ｉｎ Ｖｉｖｏ Ｅｎｄｏｓｃｏｐｉｃ Ｏｐｔｉｃａｌ Ｂｉｏｐｓｙ ｗｉｔｈ Ｏｐｔｉｃａｌ Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ”，Ｓｃｉｅｎｃｅ １９９７ Ｖｏｌ．２７６ ｐ．２０３７－２０３９

【非特許文献２】Ｊｉｅｆｅｎｇ Ｘｉ ｅｔ ａｌ．，“Ｈｉｇｈ－ｒｅｓｏｌｕｔｉｏｎ ＯＣＴ ｂａｌｌｏｏｎ ｉｍａｇｉｎｇ ｃａｔｈｅｔｅｒ ｗｉｔｈ ａｓｔｉｇｍａｔｉｓｍ ｃｏｒｒｅｃｔｉｏｎ”，ＯＰＴＩＣＳ ＬＥＴＴＥＲＳ ２００９ Ｖｏｌ．３４ Ｎｏ．１３ ｐ．１９４３－１９４５

【非特許文献３】Ｇａｎｇｊｕｎ Ｌｉｕ ｅｔ ａｌ．，“Ｒｏｔａｔｉｏｎａｌ ｍｕｌｔｉｐｈｏｔｏｎ ｅｎｄｏｓｃｏｐｙ ｗｉｔｈ ａ １ μｍ ｆｉｂｅｒ ｌａｓｅｒ ｓｙｓｔｅｍ”，ＯＰＴＩＣＳ ＬＥＴＴＥＲＳ ２００９ Ｖｏｌ．３４ Ｎｏ．１５ ｐ．２２４９－２２５１

【非特許文献４】Ｄ．Ｙｅｌｉｎ ｅｔ ａｌ．，“Ｌａｒｇｅ ａｒｅａ ｃｏｎｆｏｃａｌ ｍｉｃｒｏｓｃｏｐｙ”，ＯＰＴＩＣＳ ＬＥＴＴＥＲＳ ２００７ Ｖｏｌ．３２ Ｎｏ．９ ｐ．１１０２－１１０４

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

一方、レーザ走査型観察装置においては、所望の部位の画像データをより安定的に取得するために、筐体の一部に設けられる画像データ取得用（画像撮影用）のウインドウ部を観察対象に接触させながら、対物レンズによって当該ウインドウ部を介して観察対象にレーザ光を集光することにより観察を行う使用方法が考えられる。このような使用方法を用いる場合、安全上の観点から、観察対象と接触するウインドウ部には、所定の強度を確保するために、所定の厚さを有することが求められる。

【０００８】

ここで、対物レンズによって集光されたレーザ光がウインドウ部を介して観察対象に照射される際に生じる収差について考察すると、対物レンズのＮＡが高くなるほど、ウインドウ部の厚さが厚くなるほど、当該収差の度合いは大きくなる傾向がある。また、ウインドウ部が内視鏡の鏡筒のような円筒形の筐体の側壁に設けられ、当該筐体の形状に合わせて円筒形状（シリンドリカル形状）を有する場合には、当該ウインドウ部の曲率が小さくなるほど（すなわち、筐体である鏡筒の直径が小さくなるほど）、収差の度合いは更に大きくなると考えられる。特に、シリンドリカル面を有するウインドウ部をレーザ光が通過する際には、光軸上であっても収差（特に非点収差）が生じ、取得される画像データの品質が劣化する恐れがある。

【０００９】

更に、レーザ走査型観察装置においては、観察深さ（すなわち、観察対象におけるレーザ光の照射深さ）を変えながらレーザ走査を行うことにより、複数層（レイヤー）の画像を取得したいという要望がある。観察深さが変更されれば、対物レンズ及びウインドウ部を通過する際のレーザ光の収束状態、発散状態も変化するため、収差の度合いも変化する。高画質な観察画像を取得するためには、このような、観察中に光学系が変更されることによって生じる収差の変化も考慮して光学系を設計する必要がある。

【００１０】

しかしながら、上記非特許文献１、２に記載の技術は、ＯＣＴに関するものであり、ＮＡが比較的低い対物レンズ（例えばＮＡ　０．１程度）が用いられるため、観察画像の画質において上記のような収差はそれほど大きな問題とならない。それでも、非特許文献２

に記載の技術では、ミラーの形状によって収差を補正することにより画質の向上を図っているが、当該方法では、上述したような、例えば観察深さが変更され、収差の度合いが変化した場合に対応することができない。また、非特許文献２及び非特許文献３に記載の技術では、ウインドウ部の詳細な構成については言及されておらず、よって、上記のような安全上の観点からウインドウ部に求められる条件や、ウインドウ部の構成に起因して生じる収差については考慮されていなかった。このように、従来の内視鏡装置においては、ＮＡが比較的高い対物レンズを用いながら、ウインドウ部に所定の厚さを設けることにより安全性を確保することと、収差の影響を抑制することにより高精度な観察を行うこととを両立させることが困難であった。

【００１１】

そこで、本開示では、より高精度な観察を行うことが可能な、新規かつ改良されたレーザ走査型内視鏡装置を提案する。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

本開示によれば、筐体の一部領域に設けられ、観察対象に接触又は近接するウインドウ部と、前記ウインドウ部を通して前記観察対象にレーザ光を集光する対物レンズと、前記筐体内を導光されてきた前記レーザ光の進行方向を前記ウインドウ部に向けて変更する光路変更素子と、前記ウインドウ部よりも前段に設けられ、前記レーザ光が前記観察対象に集光される際に生じる非点収差を補正する非点収差補正素子と、前記レーザ光が前記観察対象を走査するように、前記レーザ光の前記ウインドウ部への入射方向に対して垂直な回転軸で、少なくとも前記光路変更素子を回転させる回転機構と、を備え、前記非点収差補正素子は、前記観察対象における前記レーザ光の集光位置の深さである観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正する、レーザ走査型観察装置が提供される。

【００１３】

また、本開示によれば、筐体の内部に設けられる光路変更素子にレーザ光を入射することと、前記光路変更素子によって前記筐体内を導光されてきた前記レーザ光の進行方向を変更し、前記筐体の一部領域に設けられ観察対象に接触又は近接するウインドウ部を介して、対物レンズによって集光され、非点収差補正素子によって非点収差が補正された前記レーザ光を前記観察対象に照射することと、前記レーザ光が前記観察対象を走査するように、前記レーザ光の前記観察対象への入射方向である観察方向に対して垂直な回転軸で、少なくとも前記光路変更素子を回転させることと、を含み、前記非点収差補正素子は、前記観察対象における前記レーザ光の集光位置の深さである観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正する、レーザ走査方法が提供される。

【００１４】

本開示によれば、筐体内で少なくとも光路変更素子が回転することで観察対象に対してレーザ光が走査される。よって、光路変更素子が１回転する間に観察対象にレーザ光が走査される範囲が、ＦＯＶとして確保されるため、対物レンズのＮＡが比較的高い場合であっても広視野が実現される。また、観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正するような、非点収差補正素子が備えられるため、観察深さが変更された場合であっても、非点収差の影響の少ない高精度な観察を行うことが可能となる。

【発明の効果】

【００１５】

以上説明したように本開示によれば、より高精度な観察を行うことが可能となる。なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、または本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【００１６】
【図１Ａ】既存のレーザ走査型内視鏡装置についての、ＮＡとＦＯＶとの関係を示すグラフである。
【図１Ｂ】既存のレーザ走査型内視鏡についての、ヘッド部のサイズとＮＡ及びＦＯＶとの関係を示すグラフである。
【図２】本開示の第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。
【図３】図２に示す走査部の構成を模式的に示す概略図である。
【図４Ａ】本開示の第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。
【図４Ｂ】マルチコア光ファイバの断面の様子を示す概略図である。
【図５】走査部が対物レンズを複数有する場合のレーザ走査型内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。
【図６Ａ】光路変更素子が偏光ビームスプリッタである場合の走査部の一構成例を示す概略図である。
【図６Ｂ】図６Ａに示す走査部をｙ軸を回転軸として１８０度回転したときの様子を示す概略図である。
【図７Ａ】光路変更素子がＭＥＭＳミラーである場合の走査部の一構成例を示す概略図である。
【図７Ｂ】光路変更素子がＭＥＭＳミラーである場合の走査部の一構成例を示す概略図である。
【図８Ａ】走査部が光路分岐素子を有する場合の走査部の一構成例を示す概略図である。
【図８Ｂ】走査部が光路分岐素子を有する場合の走査部の一構成例を示す概略図である。
【図９Ａ】鏡筒に対するレーザ光の入射位置が固定される場合の走査部の一構成例を示す概略図である。
【図９Ｂ】鏡筒に対するレーザ光の入射位置が固定される場合の走査部の一構成例を示す概略図である。
【図１０Ａ】走査部が異なる回転軸方向を有する内視鏡の一構成例を示す概略図である。
【図１０Ｂ】図１０Ａに示す走査部の構成を模式的に示す概略図である。
【図１１】複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例に係る内視鏡の一構成例を示す概略図である。
【図１２】複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例に係る内視鏡の他の構成例を示す概略図である。
【図１３Ａ】本実施形態に係る収差補正素子の一構成例であるシリンドリカル凹凸レンズペアの構成を示す模式図である。
【図１３Ｂ】本実施形態に係る収差補正素子の一構成例であるシリンドリカル凹凸レンズペアの構成を示す模式図である。
【図１４】本実施形態に係る収差補正素子の一構成例であるシリンドリカルメニスカスレンズの構成を示す模式図である。
【図１５】本実施形態に係る収差補正素子の一構成例であるシリンドリカル平凸レンズの構成を示す模式図である。
【図１６】本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置における、観察深さ調整機構について説明するための説明図である。
【図１７】本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置における、観察深さ調整機構を用いたレーザ走査方法の一例を示す図である。
【図１８】本実施形態に係るレーザ走査型プローブの一構成例を示す側面図である。
【図１９】図１８に示すレーザ走査型プローブにおける光学部材の配置を示す図である。
【図２０】図１８に示すレーザ走査型プローブにおける光学部材の配置を示す図である。
【図２１】図１８に示すレーザ走査型プローブにおける光学部材の配置を示す図である。
【図２２】レーザ走査型プローブの光学系において非点収差に影響を及ぼすパラメータに

ついて説明するための説明図である。
【図２３】本実施形態において非点収差補正素子として用いられるシリンドリカルメニスカスレンズの光学特性の一例を示すグラフ図である。
【図２４】２面の曲面を有する光学部材及び１面の曲面を有する光学部材の非点収差の観察深さ依存性を示すグラフ図である。
【図２５】レーザ走査型プローブに適用される色収差補正素子について説明するための説明図である。
【図２６】色収差補正素子を適用した場合と適用しなかった場合における、蛍光の光ファイバへの集光効率を示すグラフ図である。
【図２７】本実施形態に係るレーザ走査型プローブの他の構成例である、手持ち型のレーザ走査型プローブの構成を示す斜視図である。
【図２８】本実施形態に係るレーザ走査型顕微鏡装置の一構成例を示す概略図である。
【図２９】本実施形態に係るレーザ走査型観察装置のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。
【発明を実施するための形態】
【００１７】
以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。
【００１８】
なお、説明は以下の順序で行うものとする。

１．他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置についての検討
２．第１の実施形態
３．第２の実施形態
４．変形例
４－１．走査部が複数の対物レンズを有する構成
４－１－１．光路変更素子が偏光ビームスプリッタである構成
４－１－２．光路変更素子がＭＥＭＳミラーである構成
４－１－３．走査部が光路分岐素子を有する構成
４－１－４．鏡筒に対するレーザ光の入射位置が固定される構成
４－２．その他の構成
４－２－１．走査部が異なる方向の回転軸を有する構成
４－２－２．複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例
５．収差補正素子の構成
５－１．非点収差の補正について
５－１－１．シリンドリカル凹凸レンズペア
５－１－２．シリンドリカルメニスカスレンズ
５－１－３．シリンドリカル平凸レンズ
６．観察深さ調整機構を備える構成
６－１．観察深さ調整機構を利用したレーザ走査
６－２．レーザ走査型プローブ
６－２－１．レーザ走査型プローブの構成
６－２－２．非点収差補正素子
６－２－３．色収差補正素子
６－２－４．レーザ走査型プローブの他の構成例
６－３．レーザ走査型顕微鏡装置
７．ハードウェア構成
８．まとめ

【００１９】
以下の説明では、（１．他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置についての検討）から

（５．収差補正素子の構成）において、本開示の一実施形態に係るレーザ走査型観察装置の一例として、レーザ走査型内視鏡装置を例に挙げて、その構成や取り得る変形例等について説明を行う。ただし、本開示はかかる例に限定されず、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置は、レーザ走査型プローブやレーザ走査型顕微鏡装置等、他の構成であってもよい。（１．他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置についての検討）から（５．収差補正素子の構成）で説明する諸事項は、レーザ走査型プローブ及びレーザ走査型顕微鏡装置等の他の構成においても同様に適用され得る。なお、レーザ走査型プローブやレーザ走査型顕微鏡装置の具体的な構成の一例については、（６－２．レーザ走査型プローブ）及び（６－３．レーザ走査型顕微鏡装置）で詳しく説明する。

【００２０】

また、本開示の好適な一実施形態として、レーザ走査型観察装置は、観察対象においてレーザ光が集光される深さである観察深さを調整するための観察深さ調整機構を備えてもよい。レーザ走査型観察装置が、観察深さ調整機構を有することにより、観察対象の深さ方向の情報も取得することが可能となるため、より操作者（ユーザ）の要望に適う、有用な観察が可能となる。そこで、本明細書では、（６．観察深さ調整機構を備える構成）において、観察深さ調整機構を有するレーザ走査型観察装置の構成について詳しく説明する。そして、最後に、（７．ハードウェア構成）で本実施形態に係るレーザ走査型観察装置を実現し得るハードウェア構成の一例について説明を行う。

【００２１】

具体的には、（６．観察深さ調整機構を備える構成）では、まず、（６－１．観察深さ調整機構を利用したレーザ走査）において、観察深さ調整機構を用いることにより実現されるレーザ走査方法について説明する。次いで、（６－２．レーザ走査型プローブ）において、それまで説明した内視鏡とは異なる構成の一例として、観察深さ調整機構を備えるレーザ走査型プローブの構成について説明するとともに、観察深さ調整機構や、観察深さが変更されることに対応した収差補正素子の構成について詳細に説明する。最後に、（６－３．レーザ走査型顕微鏡装置）において、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置の更に他の構成の一例として、観察深さ調整機構を備えるレーザ走査型顕微鏡装置の構成について説明する。なお、（６－２．レーザ走査型プローブ）及び（６－３．レーザ走査型顕微鏡装置）で説明するレーザ走査型プローブ及びレーザ走査型顕微鏡装置の構成は、観察深さ調整機構を備える場合の一例に対応するものであるが、レーザ走査型プローブ及びレーザ走査型顕微鏡装置の構成はかかる例に限定されず、観察深さ調整機構は必ずしも設けられなくてもよい。本実施形態に係るレーザ走査型プローブ及びレーザ走査型顕微鏡装置は、本明細書内でレーザ走査型内視鏡装置を例に挙げて説明する各種の構成を取り得る。

【００２２】

（１．他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置についての検討）

まず、本開示をより明確なものとするために、既存の他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置について本発明者らが検討した内容について説明する。

【００２３】

レーザ走査型内視鏡装置に求められる性能としては、以下の各性能が挙げられる。すなわち、「１．深達度」、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」、「４．広視野」及び「５．高速スキャン」である。

【００２４】

「１．深達度」は、観察対象である生体組織の深さ方向への観察可能距離を表す指標である。深達度が大きければ、生体組織の表面だけではなくより深い位置まで観察することが可能となるため、生体組織に関するより多くの情報を取得することが可能となる。具体的には、生体組織と対向して配設される対物レンズによる作動距離（生体組織内における対物レンズの焦点までの距離）を大きくすることにより、深達度を大きくすることができる。また、所定の大きさの深達度を有するとともに、その深達度の範囲内で観察深さを変更できるような機構（以下、観察深さ調整機構とも呼称する。）が設けられることが好ましい。観察深さが可変であれば、例えば観察深さを変化させながら観察画像を取得するこ

とにより、深さ方向に複数層の画像を得ることができ、より多くの情報を取得することが可能となる。

【００２５】

「２．ヘッド部の小型化」は、低侵襲医療の観点から要請されるものである。患者への身体的な負担を考慮すれば、内視鏡の鏡筒先端のヘッド部の直径は、数ｍｍ以下であることが望ましい。ただし、当該性能は、内視鏡において特に求められるものである。本実施形態に係るレーザ走査型プローブやレーザ走査型顕微鏡装置であれば、直径が１０ｍｍ超、あるいはより大型な鏡筒（筐体）が用いられてもよい。

【００２６】

「３．高いＮＡ」は、分解能（解像度）の高い画像を取得するために要求される。高いＮＡを有する対物レンズを用いることにより、特に深さ方向の分解能の高い画像を取得することができる。ＯＣＴの分野であれば対物レンズのＮＡは０．１程度であってもよいが、レーザ走査型内視鏡として高分解能の画像を取得するためには、対物レンズのＮＡは、例えば０．５程度以上であることが望ましい。

【００２７】

「４．広視野」は、観察対象である生体組織を広範囲に見渡すために要求される。ここでいう視野とは、いわゆる実視野（ＦＯＶ）のことであってよく、レーザ光が走査（スキャン）されるラインの範囲であってよい。上記の「３．高いＮＡ」と「４．広視野」とを両立させることができれば、広い範囲をスキャンしながら高い分解能の画像を取得することが可能となる。視野としては、例えばＦＯＶが１．０ｍｍ程度以上であることが望ましい。

【００２８】

「５．高速スキャン」は、動きのある生体組織を観察するために要求される。スキャンスピード（走査速度）が遅いと、画像データを取得するために長い時間が必要となるため、生体組織の動きを正確に捉えることが困難となるからである。スキャンスピードとしては、例えば、少なくとも１ｆｐｓ（ｆｒａｍｅ ｐｅｒ ｓｅｃ）以上、理想的には、一般的なビデオレートと同様の３０ｆｐｓ程度であることが望ましい。

【００２９】

本発明者らは、上記の５つの性能の観点から、既存のレーザ走査型内視鏡装置について検討を行った。

【００３０】

例えば、Ｍｏｎｔａｎａ Ｓｔａｔｅ Ｕｎｉｖ．等の研究グループにより、ＭＥＭＳミラー（ＭＥＭＳ ｍｉｒｒｏｒ）方式のレーザ走査型内視鏡装置が開発されている（例えば、Ｃｈｒｉｓｔｏｐｈｅｒ Ｌ．Ａｒｒａｓｍｉｔｈ ｅｔ ａｌ．，“ＭＥＭＳ－ｂａｓｅｄ ｈａｎｄｈｅｌｄ ｃｏｎｆｏｃａｌ ｍｉｃｒｏｓｃｏｐｅ ｆｏｒ ｉｎ－ｖｉｖｏ ｓｋｉｎ ｉｍａｇｉｎｇ”ＯＰＴＩＣＳ ＥＸＰＲＥＳＳ ２０１０ Ｖｏｌ．１８ ＮＯ．４ ｐ．３８０５－３８１９）。これは、レーザ光を走査するためのデバイスとしてＭＥＭＳによって形成された小型ミラーを用いることにより、「２．ヘッド部の小型化」と「５．高速スキャン」との両立を実現するものである。

【００３１】

また、例えば、Ｗａｓｈｉｎｇｔｏｎ Ｕｎｉｖ．等の研究グループにより、ファイバ先端（Ｆｉｂｅｒ ｅｎｄ）スキャン方式のレーザ走査型内視鏡装置が開発されている（例えば、Ｃａｍｅｒｏｎ Ｍ．Ｌｅｅ ｅｔ ａｌ．，“Ｓｃａｎｎｉｎｇ ｆｉｂｅｒ ｅｎｄｏｓｃｏｐｙ ｗｉｔｈ ｈｉｇｈｌｙ ｆｌｅｘｉｂｌｅ，１ ｍｍ ｃａｔｈｅｔｅｒｓｃｏｐｅｓ ｆｏｒ ｗｉｄｅ－ｆｉｅｌｄ，ｆｕｌｌ－ｃｏｌｏｒ ｉｍａｇｉｎｇ”Ｊｏｕｒｎａｌ ｏｆ ＢＩＯＰＨＯＴＯＮＩＣＳ ２０１０ Ｖｏｌ．３ ＮＯ．５－６ ｐ．３８５－４０７）。これは、レーザ光を導光する光ファイバの先端を２次元的に移動させて生体組織に対してレーザ光を走査することにより、「２．ヘッド部の小型化」と「５．高速スキャン」との両立を実現するものである。

【００３２】

また、例えば、Ｍａｕｎａ Ｋｅａ Ｔｅｃｈｎｏｌｏｇｉｅｓ社によって、ファイババンドル（Ｆｉｂｅｒ ｂｕｎｄｌｅ）接触方式のレーザ走査型内視鏡装置が開発されている。これは、内視鏡の鏡筒内でレーザ光を導光する光ファイバをバンドル（束）状に構成し、ファイババンドルからの射出光によってレーザ光を走査するものである。当該方式では、バンドルの直径のサイズに対応する視野を確保することができるため、「２．ヘッド部の小型化」、「４．広視野」、「５．高速スキャン」を同時に実現することが可能となる。また、同社からは、上記バンドル接触方式のファイババンドルの先端に対物レンズが設けられた構成を有するレーザ走査型内視鏡装置も提案されている。

【００３３】

また、例えば、Ｆｒａｕｎｈｏｆｅｒ Ｉｎｓｔｉｔｕｔｅ ｆｏｒ Ｂｉｏｍｅｄｉｃａｌ Ｔｅｃｈｎｏｌｏｇｙ（ＩＢＭＴ）等の研究グループにより、アクチュエータ方式のレーザ走査型内視鏡装置が開発されている（例えば、Ｒ．Ｌｅ Ｈａｒｚｉｃ ｅｔ ａｌ．，“Ｎｏｎｌｉｎｅａｒ ｏｐｔｉｃａｌ ｅｎｄｏｓｃｏｐｅ ｂａｓｅｄ ｏｎ ａ ｃｏｍｐａｃｔ ｔｗｏ ａｘｅｓ ｐｉｅｚｏ ｓｃａｎｎｅｒ ａｎｄ ａ ｍｉｎｉａｔｕｒｅ ｏｂｊｅｃｔｉｖｅ ｌｅｎｓ” ＯＰＴＩＣＳ ＥＸＰＲＥＳＳ ２００８ Ｖｏｌ．２５ ＮＯ．１６ ｐ．２０５８８－２０５９６）。これは、対物レンズを含む光学系全体を２次元的に移動させて生体組織に対してレーザ光を走査することにより、「３．高いＮＡ」と「４．広視野」との両立を実現するものである。

【００３４】

ここで、一般的に、既存の構成によるレーザ走査型内視鏡装置においては、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」を同時に実現することは困難であると考えられる。何故ならば、一般的に高いＮＡを有するレンズは高い倍率を有するため、そのＦＯＶは低くなってしまうからである。ここで、レーザ走査型顕微鏡装置であれば、鏡筒径が比較的大きく、その内部に大規模な構成を設けることが可能であるため、光学系の設計の自由度が高く、「３．高いＮＡ」と「４．広視野」とを両立させることが可能である。例えば、顕微鏡装置及び内視鏡装置の性能を表す性能指数として、ＦＯＶ×ＮＡを定義すると、レーザ走査型顕微鏡装置ではＦＯＶ×ＮＡ＝１．０程度のものが存在する。しかしながら、広大な軸外特性を確保しようとすると必然的にレンズ枚数が増えるので、その光学系の構成は大型かつ複雑なものとなり、小型化、低コスト化を実現することは難しい。例えば、鏡筒径に数ｍｍ程度のサイズが要求されるレーザ走査型内視鏡装置においては、鏡筒内に複雑な光学系を構成することが難しく、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」を同時に実現することは困難であると考えられる。

【００３５】

そこで、本発明者らは、上記の各構成を有する既存のレーザ走査型内視鏡装置について、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」の各性能に注目して、ベンチマークを行った。

【００３６】

ベンチマークの結果を図１Ａ及び図１Ｂに示す。図１Ａは、既存のレーザ走査型内視鏡装置についての、ＮＡとＦＯＶとの関係を示すグラフである。また、図１Ｂは、既存のレーザ走査型内視鏡についての、ヘッド部のサイズとＮＡ及びＦＯＶとの関係を示すグラフである。なお、グラフ中に凡例「Ｒｏｔａｔｉｏｎ」で示す点は、上記非特許文献３、４で示したような、内視鏡のヘッド部において光学素子を回転させることにより、生体組織へのレーザ光の走査を行うレーザ走査型顕微鏡の性能である。

【００３７】

まず、図１Ａは、横軸にＮＡを取り、縦軸にＦＯＶを取り、上記の各構成を有する既存のレーザ走査型内視鏡装置について、その性能をプロットしたものである。図１Ａを参照すると、全体的な傾向としてＮＡとＦＯＶとが相反する関係（反比例の関係）にあることが示されており、上記で考察した通り、「３．高いＮＡ」と「４．広視野」とを両立させることは困難であることが分かる。

【００３８】

次に、図１Ｂは、横軸にヘッド部の直径を取り、縦軸に内視鏡装置の性能指数であるＦＯＶ×ＮＡを取り、上記の各構成を有する既存のレーザ走査型内視鏡装置について、その性能をプロットしたものである。図１Ｂを参照すると、ヘッド部の直径を数ｍｍ以下にしようとすると、ＦＯＶ×ＮＡの値は最も高いものでも０．３（ｍｍ）程度が限界であることが分かる。

【００３９】

なお、図１Ｂを参照すると、今回ベンチマークを行った既存のレーザ走査型内視鏡装置の中で、ＦＯＶ×ＮＡの値が最も高いレーザ走査型内視鏡装置は、アクチュエータ方式のレーザ走査型内視鏡装置であることが分かる。しかし、アクチュエータ方式のレーザ走査型内視鏡装置は、光学系全体を動かす構成であるため、より広い視野を得ようとすると、すなわち、より広い領域を走査するように光学系を動かそうとすると、走査速度に限界があると考えられる。このように、アクチュエータ方式のレーザ走査型内視鏡装置では、図１Ｂには表されていないが、「４．広視野」と「５．高速スキャン」とを両立させることが困難である。

【００４０】

以上、既存の他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置について本発明者らが検討した内容について説明した。以上の検討結果から、本発明者らは、既存のレーザ走査型内視鏡装置の構成では、「１．深達度」、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」、「４．広視野」及び「５．高速スキャン」を同時に満たすことは困難であるとの知見を得た。その中でも、特に、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」を同時に満たすことは、既存のレーザ走査型内視鏡装置の構成では困難であると考えられた。本発明者らは、上記の各性能の中でも、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」を満たす構成について検討した結果、以下に示す本開示に係るレーザ走査型内視鏡装置に想到した。以下では、本開示に係るレーザ走査型内視鏡装置の好ましい実施形態について説明する。

【００４１】

（２．第１の実施形態）

まず、図２及び図３を参照して、本開示の第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置の一構成例について説明する。図２は、本開示の第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。図３は、図２に示す走査部の構成を模式的に示す概略図である。なお、図２及び図３を含む以下の図面では、本開示に係るレーザ走査型内視鏡装置を構成する各構成部材を支持する支持部材については図示を省略し、また、詳細な説明も省略するが、各構成部材は、以下に説明するレーザ光の伝播や各構成部材の駆動を妨げないように、各種の支持部材によって適宜支持されているものとする。

【００４２】

図２を参照すると、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１は、レーザ光源１１０、ビームスプリッタ１２０、光ファイバ１４０、光ファイバ用導光レンズ１３０、１５０、内視鏡１６０、光検出器１７０、制御部１８０、出力部１９０及び入力部１９５を備える。なお、図２では、簡単のため、レーザ走査型内視鏡装置１が有する機能のうち、レーザ走査による画像データの取得に関する構成のみを図示している。ただし、レーザ走査型内視鏡装置１は、図２に示す構成以外にも、他の公知の内視鏡装置が有する各種の構成を更に有してもよい。

【００４３】

第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１では、レーザ光源１１０から射出されたレーザ光が、ビームスプリッタ１２０、光ファイバ用導光レンズ１３０、光ファイバ１４０、光ファイバ用導光レンズ１５０を順に通過し、内視鏡１６０の内部に導光される。内視鏡１６０の一部領域は観察対象であるヒト又は動物（以下では、一例として患者とする。）の体腔内に挿入されており、内視鏡１６０の内部に導光されたレーザ光は観察対象である患者の体腔内の生体組織５００に照射される。観察対象である生体組織５００にレーザ光が照射されると、生体組織５００からは、反射光、散乱光、蛍光、非線形光学効果

によって生じる各種の光等、様々な物理的情報又は化学的情報を含んだ光が発せられる。このような、様々な物理的情報又は化学的情報を含んだ生体組織５００からの戻り光は、上記の光路を逆に辿って、すなわち、光ファイバ用導光レンズ１５０、光ファイバ１４０、光ファイバ用導光レンズ１３０を順に通過し、ビームスプリッタ１２０に導光される。ビームスプリッタ１２０は、生体組織５００からの戻り光を光検出器１７０に導光する。光検出器１７０によって検出された、戻り光に対応する画像信号に対して、制御部１８０によって適宜画像信号処理が施されることにより、生体組織５００に関する各種の情報が画像データとして取得される。以下、レーザ走査型内視鏡装置１の各構成部材について詳細に説明する。なお、以下の説明では、レーザ光が、レーザ光源１１０から射出され、内視鏡１６０の内部を導光され、生体組織５００に照射されるまでの光路について、レーザ光源１１０側を上流側、生体組織５００側を下流側とも呼称する。また、レーザ光の光路上に配設される構成部材間の位置関係を説明するために、当該光路においてより上流側のことを前段、より下流側のことを後段とも呼称する。

【００４４】

レーザ光源１１０は、観察対象である生体組織５００に照射されるレーザ光を射出する。本実施形態においては、レーザ光源１１０の構成は一意に限定されず、観察対象やレーザ走査型内視鏡装置１の用途に応じて適宜設定されてよい。例えば、レーザ光源１１０は、固体レーザであってもよく、また半導体レーザであってもよい。また、当該固体レーザ及び半導体レーザの媒体（材料）は、レーザ走査型内視鏡装置１の用途に応じて、所望の波長帯域のレーザ光を射出するように適宜選択されてよい。例えば、レーザ光源１１０は、人体の生体組織５００に対して透過性が比較的高いことが知られている近赤外の波長帯域の光を射出するように、その材料が適宜選択される。

【００４５】

また、例えば、レーザ光源１１０は、連続発振のレーザ（ＣＷレーザ：Ｃｏｎｔｉｎｕｏｕｓ　Ｗａｖｅ　Ｌａｓｅｒ）を射出してもよいし、パルス発振のレーザ（パルスレーザ）を射出してもよい。レーザ光源１１０がＣＷレーザを射出する場合には、例えば、レーザ走査型内視鏡装置１では、１光子共焦点反射や共焦点蛍光等を利用した各種の観察が行われてもよい。また、レーザ光源１１０がパルスレーザを射出する場合には、例えば、レーザ走査型内視鏡装置１では、多光子励起や非線形光学現象等を利用した各種の観察が行われてもよい。

【００４６】

ビームスプリッタ１２０は、一方向から入射した光と他方向から入射した光とを互いに異なる方向に導光する。具体的には、ビームスプリッタ１２０は、レーザ光源１１０から射出されたレーザ光を光ファイバ用導光レンズ１３０を介して光ファイバ１４０に導光する。また、ビームスプリッタ１２０は、観察対象である生体組織５００に照射されたレーザ光による戻り光を光検出器１７０に導光する。つまり、ビームスプリッタ１２０は、図２に点線の矢印で示すように、上流側から入射したレーザ光は光ファイバ用導光レンズ１３０を介して光ファイバ１４０に導光し、下流側から入射した生体組織５００からの戻り光は光検出器１７０に導光する。

【００４７】

光ファイバ用導光レンズ１３０、１５０は、光ファイバ１４０の前段及び後段の端部にそれぞれ設けられ、光ファイバ１４０に光を入射させるとともに、光ファイバ１４０から射出される光を後段の部材に導光する。具体的には、光ファイバ用導光レンズ１３０は、レーザ光源１１０から射出され、ビームスプリッタ１２０によって導光された光を光ファイバ１４０に入射させる。また、光ファイバ用導光レンズ１３０は、光ファイバ１４０を通過してきた生体組織５００からの戻り光をビームスプリッタ１２０に導光する。

【００４８】

光ファイバ１４０は、レーザ光源１１０から射出されたレーザ光を内視鏡１６０の内部まで導光する導光部材である。光ファイバ１４０は内視鏡１６０の内部に延設され、内視鏡１６０の先端部にあたるヘッド部まで当該レーザ光を導光する。光ファイバ１４０によ

って内視鏡１６０のヘッド部まで導光されたレーザ光は、光ファイバ用導光レンズ１５０を介して、後述する内視鏡１６０のヘッド部に設けられる走査部１６３に導光される。走査部１６３によって生体組織５００にレーザ光が照射され、生じた戻り光が光ファイバ用導光レンズ１５０によって光ファイバ１４０に入射される。そして、当該戻り光は、光ファイバ１４０によって内視鏡１６０の外部まで導光される。

【００４９】

このように、光ファイバ用導光レンズ１５０は、内視鏡１６０のヘッド部に設けられ、光ファイバ１４０を導光してきたレーザ光を走査部１６３に導光する。また、光ファイバ用導光レンズ１５０は、走査部１６３によって生体組織５００に照射されたレーザ光の戻り光を光ファイバ１４０に入射させ、内視鏡１６０の外部まで導光する。なお、光ファイバ用導光レンズ１５０は、光ファイバ１４０を導光してきたレーザ光を、略平行光として走査部１６３に導光するコリメータレンズとして機能し得る。光ファイバ用導光レンズ１５０の光軸方向（鏡筒１６１の長手方向）の位置を調整することにより、後述する、生体組織５００に対してレーザ光を集光する対物レンズ１６５におけるレーザ光の収束状態、発散状態が変化するため、観察深さを変更することができる。このように、光ファイバ用導光レンズ１５０は、観察深さを調整する観察深さ調整機構の役割を果たすことができる。

【００５０】

ここで、本実施形態においては、光ファイバ１４０の構成は一意に限定されず、観察対象やレーザ走査型内視鏡装置１の用途に応じて適宜設定されてよい。例えば、レーザ走査型内視鏡装置１が共焦点反射を利用した観察を行う場合には、光ファイバ１４０としてはシングルモード光ファイバが用いられてよい。また、光ファイバ１４０がシングルモード光ファイバである場合には、例えば、シングルモード光ファイバを複数束ねてバンドルとして用いてもよい。

【００５１】

また、例えば、レーザ走査型内視鏡装置１が多光子励起を利用した観察を行う場合には、戻り光のモードに制限がなくなるため、光ファイバ１４０としてはマルチコア光ファイバやダブルクラッド光ファイバが用いられてよい。また、光ファイバ１４０がダブルクラッド光ファイバである場合には、例えば、コアでレーザ光（すなわち、励起光）を内視鏡１６０のヘッド部まで導光し、生体組織５００からの戻り光（すなわち、蛍光光）を内部クラッドで内視鏡１６０の外部まで導光してもよい。このように、光ファイバ１４０としてダブルクラッド光ファイバを用いることにより、レーザ光及び戻り光のより効率的な導光が可能となる。なお、２光子励起を利用した観察を行う場合における、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置の具体的な構成については、下記（６－２．レーザ走査型プローブ）で詳しく説明する。

【００５２】

また、例えば、光ファイバ１４０は複数本設けられてもよく、レーザ光を内視鏡１６０のヘッド部まで導光する光ファイバと、生体組織５００からの戻り光を内視鏡１６０の外部まで導光する光ファイバとが互いに異なる光ファイバによって構成されてもよい。

【００５３】

なお、レーザ光源１１０がパルスレーザを射出する場合には、光ファイバ１４０内で生じる非線形光学効果を抑制するために、光ファイバ１４０はコア部が大モード面積になっているもの、又は中空コア型のフォトニック結晶光ファイバになっていることが望ましい。また、同じくレーザ光源１１０がパルスレーザを射出する場合には、光ファイバ１４０内で生じる分散や当該分散に伴うパルス幅（パルス時間幅）の広がりを考慮して、光ファイバ１４０の前段に各種の分散補償素子が設けられてもよい。

【００５４】

ここで、本実施形態では、装置の構成によっては、光ファイバ１４０は必ずしも用いられなくてもよい。例えば、本実施形態に係るレーザ走査型プローブやレーザ走査型内視鏡装置１では、光源から、観察対象に対してレーザ光を照射するプローブや内視鏡１６０ま

でレーザ光を導光する必要があるため、光ファイバ１４０が好適に用いられ得る。しかしながら、レーザ走査型顕微鏡装置では、例えば当該装置内に設けられるステージに観察対象のサンプルを設置し、当該サンプルに対してレーザ光を照射する構成を取ることができる。従って、本実施形態に係るレーザ走査型顕微鏡装置では、光源からサンプルまでレーザ光を導光する光学系を装置の筐体内に適宜配置することが可能であるため、光ファイバ１４０は必ずしも用いられなくてもよい。

【００５５】

内視鏡１６０は、管状の形状を有し、その先端部であるヘッド部を含む一部領域が患者の体腔内に挿入される。当該ヘッド部によって体腔内の生体組織５００にレーザ光が走査されることにより、生体組織５００に関する各種の情報が取得される。内視鏡１６０のヘッド部が有するレーザ走査機能の詳細については、図３を参照して後で説明する。

【００５６】

ここで、内視鏡１６０のヘッド部には、上記レーザ走査機能の他にも、他の公知の内視鏡が有する各種の構成が更に設けられてもよい。例えば、内視鏡１６０のヘッド部には、患者の体腔内を撮影する撮像部、患部に対して各種の処置を行うための処置具、及び撮像部のレンズ等を洗浄するための水や空気を噴出する洗浄ノズル等が設けられていてもよい。内視鏡１６０は、撮像部によって患者の体腔内の様子をモニタしながら観察対象部位を探索し、当該観察対象部位に対してレーザ走査を行うことができる。ただし、これら撮像部や処置具、洗浄ノズル等の構成は、他の公知の内視鏡が有する構成と同様であるため、以下の説明では、内視鏡１６０の機能のうち、当該ヘッド部が有するレーザ走査機能について主に説明することとし、その他の機能及び構成については詳細な説明を省略する。

【００５７】

光検出器１７０は、光ファイバ１４０によって内視鏡１６０の外部に導光された生体組織５００からの戻り光を検出する。具体的には、光検出器１７０は、生体組織５００からの戻り光を、その光強度に応じた信号強度を有する画像信号として検出する。例えば、光検出器１７０は、フォトダイオードや光電子増倍管（ＰＭＴ：Ｐｈｏｔｏ　Ｍｕｌｔｉｐｌｉｅｒ　Ｔｕｂｅ）等の受光素子を有してもよい。また、例えば、光検出器１７０は、ＣＣＤ（Ｃｈａｒｇｅ　Ｃｏｕｐｌｅｄ　Ｄｅｖｉｃｅ）やＣＭＯＳ（Ｃｏｍｐｌｅｍｅｎｔａｒｙ　Ｍｅｔａｌ　Ｏｘｉｄｅ　Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ）等の各種の撮像素子を有してもよい。また、戻り光のスペクトル情報を取得する目的で光検出器１７０の前段に分光素子が設けられてもよい。光検出器１７０は、生体組織５００へのレーザ光の走査により生じた戻り光を、レーザ光の走査順に連続的に（レーザ光がＣＷレーザである場合）又は断続的に（レーザ光がパルスレーザである場合）検出することができる。光検出器１７０は、検出した戻り光に対応する画像信号を、制御部１８０に送信する。

【００５８】

制御部１８０は、レーザ走査型内視鏡装置１を統合的に制御するとともに、生体組織５００に対するレーザ走査の制御及びレーザ走査の結果得られる画像信号に対する各種の画像信号処理を行う。

【００５９】

制御部１８０の機能及び構成について詳しく説明する。図２を参照すると、制御部１８０は、画像信号取得部１８１、画像信号処理部１８２、駆動制御部１８３及び表示制御部１８４を有する。なお、制御部１８０における各構成要素の機能は、例えばＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ）やＤＳＰ（Ｄｉｇｉｔａｌ　Ｓｉｇｎａｌ　Ｐｒｏｃｅｓｓｏｒ）等の各種の信号処理回路によって全て行われてもよい。

【００６０】

画像信号取得部１８１は、光検出器１７０から送信される画像信号を取得する。ここで、光検出器１７０においては、レーザ光の走査順に連続的に又は断続的に戻り光が検出されるため、画像信号取得部１８１には、当該戻り光に対応する画像信号が、同様にレーザ光の走査順に連続的に又は断続的に送信される。画像信号取得部１８１は、このようなレーザ光の走査順に連続的に又は断続的に受信した画像信号を、時系列に沿って取得するこ

とができる。なお、光検出器１７０から送信される画像信号がアナログ信号である場合には、画像信号取得部１８１は、受信した当該画像信号をデジタル信号に変換してもよい。つまり、画像信号取得部１８１は、アナログ／デジタル変換機能（Ａ／Ｄ変換機能）を有してもよい。画像信号取得部１８１は、デジタル化した画像信号を画像信号処理部１８２に送信する。

【００６１】

画像信号処理部１８２は、受信した画像信号に対して各種の信号処理を行うことにより画像データを生成する。本実施形態においては、生体組織５００に走査されたレーザ光に対応する画像信号が、走査された順に連続的に又は断続的に光検出器１７０によって検出され、画像信号取得部１８１を介して画像信号処理部１８２に送信される。画像信号処理部１８２は、連続的に又は断続的に送信される画像信号に基づいて、生体組織５００へのレーザ光の走査に対応した画像データを生成する。また、画像信号処理部１８２は、レーザ走査型内視鏡装置１の用途に応じて、すなわち、どのような画像データを取得したいかに応じて、当該用途に対応した信号処理を行い画像データを生成してもよい。画像信号処理部１８２は、一般的なレーザ走査型内視鏡装置が行う各種の画像データ生成処理と同様の処理を行うことにより、画像データを生成することができる。更に、画像信号処理部１８２は、画像データを生成する際に、ノイズ除去処理や、黒レベルの補正処理、明度（輝度）やホワイトバランスの調整処理等、一般的な画像信号処理において行われる各種の信号処理を行ってもよい。画像信号処理部１８２は、生成した画像データを駆動制御部１８３及び表示制御部１８４に送信する。

【００６２】

駆動制御部１８３は、内視鏡１６０のヘッド部におけるレーザ走査機能の駆動を制御することにより、生体組織５００へのレーザ走査を行う。具体的には、駆動制御部１８３は、後述する内視鏡１６０のヘッド部に設けられる回転機構１６７及び／又は平行移動機構１６８の駆動を制御することにより、走査部１６３を駆動させ、生体組織５００へのレーザ走査を行う。ここで、駆動制御部１８３は、回転機構１６７及び／又は平行移動機構１６８の駆動を制御することにより、レーザ走査における走査速度やレーザ照射の間隔等のレーザ走査条件を調整することができる。駆動制御部１８３は、このようなレーザ走査条件の調整を、入力部１９５から入力される命令に基づいて行ってもよいし、画像信号処理部１８２によって生成される画像データに基づいて行ってもよい。駆動制御部１８３による回転機構１６７及び／又は平行移動機構１６８の駆動制御については、内視鏡１６０の機能及び構成について説明する際に詳しく説明する。

【００６３】

表示制御部１８４は、出力部１９０におけるデータ表示機能の駆動を制御し、出力部１９０の表示画面上に各種のデータを表示させる。本実施形態では、表示制御部１８４は、出力部１９０の駆動を制御し、出力部１９０の表示画面上に画像信号処理部１８２によって生成される画像データを表示させる。

【００６４】

出力部１９０は、レーザ走査型内視鏡装置１において処理される各種の情報を操作者（ユーザ）に対して出力するための出力インターフェースである。出力部１９０は、例えば、ディスプレイ装置やモニタ装置等、テキストデータや画像データ等を表示画面上に表示する表示装置によって構成される。本実施形態においては、出力部１９０は、画像信号処理部１８２によって生成される画像データを当該表示画面上に表示させる。なお、出力部１９０は、音声データを音声として出力するスピーカやヘッドホン等の音声出力装置や、各種のデータを紙面に印刷して出力するプリンタ装置等、データの出力機能を有する各種の出力装置を更に有してもよい。

【００６５】

入力部１９５は、ユーザがレーザ走査型内視鏡装置１に各種の情報や処理動作に関する命令等を入力するための入力インターフェースである。入力部１９５は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチ及びレバー等、ユーザによって操作され

る操作手段を有する入力装置によって構成される。本実施形態においては、ユーザは、入力部１９５から、内視鏡１６０の動作に関する各種の命令を入力することができる。具体的には、入力部１９５から入力された命令に応じて、内視鏡１６０におけるレーザ走査条件が制御されてもよい。また、内視鏡１６０が有するレーザ走査機能以外の各種の構成、例えば撮像部や処置具、洗浄ノズル等の駆動が、入力部１９５から入力された命令に応じて制御されてもよい。

【００６６】

以上、図２を参照して、本開示の第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１の概略構成について説明した。次に、図２と併せて図３を参照して、内視鏡１６０の機能及び構成についてより詳しく説明する。図３は、図２に示す走査部１６３の構成を模式的に示す概略図である。なお、図３では、簡単のため、内視鏡１６０が有する機能のうち、レーザ走査機能に関する構成について主に図示している。

【００６７】

図２及び図３を参照すると、第１の実施形態に係る内視鏡１６０は、鏡筒（筐体）１６１、ウインドウ部１６２、走査部１６３、回転機構１６７及び平行移動機構１６８を有する。

【００６８】

本実施形態においては、図２に示すように、内視鏡１６０の一部領域を観察対象である生体組織５００に接触させ、当該接触領域に対して走査部１６３からレーザ光が照射される。そして、走査部１６３から生体組織５００にレーザ光が照射された状態で、走査部１６３を内視鏡１６０の挿入方向（鏡筒１６１の長手方向）を回転軸方向として回転させる、及び／又は走査部１６３を内視鏡１６０の挿入方向に平行移動させることにより、生体組織５００に対してレーザ光を走査する。なお、以下の説明において、内視鏡１６０又はその構成部材の生体組織５００への「接触」とは、「接触又は近接」を表すものであってもよい。

【００６９】

ここで、以下の説明では、図２及び図３に示すように、走査部１６３の回転によってレーザ走査が行われる方向（紙面垂直方向）をｘ軸、内視鏡１６０（鏡筒１６１）の挿入方向をｙ軸、ｘ軸及びｙ軸と互いに垂直な方向をｚ軸と定義して説明を行う。ここで、図２においては、内視鏡１６０の走査部１６３及びその近傍の構成について、鏡筒１６１の中心軸を通りｙ－ｚ平面と平行な断面で切断したときの断面図を模式的に示している。また、図３は、図２におけるＡ－Ａでの断面をｙ軸の正方向から見た様子を示す図である。ただし、図３では、走査部１６３が上記の回転軸で所定の角度回転した様子を図示している。

【００７０】

鏡筒１６１は、管状の筐体であり、その先端部であるヘッド部には、ウインドウ部１６２、走査部１６３、回転機構１６７及び平行移動機構１６８等の、レーザ走査機能に関する各種の構成が設けられる。なお、鏡筒１６１のヘッド部の直径は、例えば数ｍｍ程度以下である。本実施形態においては、図２及び図３に示すように、鏡筒１６１は円筒状の形状を有するが、鏡筒１６１の断面形状はかかる例に限定されず、管状の筐体であればあらゆる形状であってよい。例えば、鏡筒１６１の断面形状は任意の多角形であってもよい。ただし、患者への身体的な負担の軽減を考えれば、鏡筒１６１の断面形状は円形に近い形状であることが好ましく、従って、鏡筒１６１の断面形状が任意の多角形である場合には、当該多角形は頂点の数ができるだけ多く円形に近い形状であることが好ましい。なお、以下の説明では、内視鏡１６０及び鏡筒１６１の長手方向のことを、筐体の長軸方向とも呼称する。

【００７１】

また、当該ヘッド部には、撮像部、処置具、洗浄ノズル等のレーザ走査機能以外の各種の機構が設けられてもよい。これらの各種の機構は、鏡筒１６１の内部に延設されるケーブルやワイヤ（いずれも図示せず。）等により、レーザ走査型内視鏡装置１の装置本体部

と電気的、機械的に接続されており、当該装置本体部からの制御によって駆動される。例えば、これらの各種の機構は、ユーザによって入力部１９５から入力される命令に応じて制御されてもよい。

【００７２】

ウインドウ部１６２は、鏡筒１６１の一部領域に設けられ、観察対象である患者の体腔内の生体組織５００に接触する。本実施形態においては、ウインドウ部１６２は、鏡筒１６１の長手方向と略平行な側壁の一部領域に設けられ、鏡筒１６１の側壁の形状に則したシリンドリカル面を有する。図２に示すように、光ファイバ１４０によって鏡筒１６１内を導光されてきたレーザ光は、ウインドウ部１６２を介して生体組織５００に照射される。また、生体組織５００からの戻り光は、ウインドウ部１６２を介して鏡筒１６１の内部に入射し、光ファイバ１４０によって内視鏡１６０の外部に導光される。従って、ウインドウ部１６２の材料は、レーザ光源１１０によって射出されるレーザ光の波長帯域及び生体組織５００からの戻り光の波長帯域に対して透明である（透過率が大きい）ことが望ましい。具体的には、ウインドウ部１６２は、例えば、石英、ガラス、プラスチック等の各種の公知の材料によって構成されてよい。

【００７３】

また、上述したように、本実施形態においては、走査部１６３のｙ軸を回転軸とした回転及び／又は走査部１６３のｙ軸方向への平行移動によって、生体組織５００に対してレーザ光を走査する。従って、走査部１６３以降（生体組織５００にレーザ光が照射されるまで）の光学系は、走査部１６３の回転及び又は平行移動に対して保存されていることが望ましい。ウインドウ部１６２の形状は、このような、走査部１６３以降の光学系が、走査部１６３の回転及び又は平行移動に対して保存される観点から設定されてもよい。

【００７４】

更に、レーザ走査時にウインドウ部１６２は生体組織５００に接触するため、安全の観点から、ウインドウ部１６２には所定の強度が求められる。このように、ウインドウ部１６２の厚さや材料は、ウインドウ部１６２が生体組織５００に接触することを考慮して、患者に危険を及ぼさないように十分な強度を有するように設計される。例えば、ウインドウ部１６２は、その材料にもよるが、数百μｍ程度の厚さを有することが望ましい。

【００７５】

なお、図２及び図３に示す例では、ウインドウ部１６２は、鏡筒１６１の側壁の形状に則したシリンドリカル面を有しているが、本実施形態はかかる例に限定されない。ウインドウ部１６２の形状は他の形状、例えば他の各種の曲面やあるいは平面であってもよい。また、図２及び図３に示す例では、ウインドウ部１６２は、鏡筒１６１の円周方向（外周方向）の一部領域にのみ設けられているが、本実施形態はかかる例に限定されない。ウインドウ部１６２は、鏡筒１６１の円周方向の全領域に鏡筒１６１の長手方向にある幅を有して設けられてもよい。鏡筒１６１の円周方向にウインドウ部１６２が設けられる長さは、レーザ走査時に生体組織５００に鏡筒１６１が押圧される際に互いに接触する領域の面積に応じて適宜設定されてよい。

【００７６】

走査部１６３は、ウインドウ部１６２を通して生体組織５００にレーザ光を照射した状態で、鏡筒１６１内でウインドウ部１６２に対して相対的に回転及び／又は平行移動することにより、生体組織５００に対して当該レーザ光を走査する。

【００７７】

走査部１６３の機能及び構成について詳しく説明する。走査部１６３は、光路変更素子１６４、対物レンズ１６５、収差補正素子１６６及びハウジング１６９を有する。

【００７８】

光路変更素子１６４は、鏡筒１６１内を鏡筒１６１の長手方向に導光してきたレーザ光を、対物レンズ１６５のレンズ面に導光する。具体的には、光路変更素子１６４は、光ファイバ１４０によって鏡筒１６１内を導光してきたレーザ光を受光し、その光路を変更して対物レンズ１６５の光軸上に導光する。図２に示す例では、光ファイバ１４０を導光し

てきたレーザ光は、光ファイバ用導光レンズ１５０によって略平行光にコリメートされ、ｙ軸方向に導光され光路変更素子１６４に入射する。光路変更素子１６４は、例えば折り曲げミラーであり、光ファイバ用導光レンズ１５０から導光されたレーザ光を略直角にｚ軸方向に反射し、自身から見てｚ軸方向に位置する対物レンズ１６５に向かって導光する。なお、本実施形態においては、光路変更素子１６４は折り曲げミラーに限定されず、他の各種の光学素子であってよい。光路変更素子１６４が他の光学素子である本実施形態の変形例については、下記（４．変形例）で詳しく説明する。

【００７９】

対物レンズ１６５は、鏡筒１６１の内部に設けられ、ウインドウ部１６２を通して生体組織５００にレーザ光を集光する。具体的には、対物レンズ１６５は、光路変更素子１６４から導光されたレーザ光を集光し、ウインドウ部１６２を通して生体組織５００に向かって照射する。また、生体組織５００からの戻り光は、ウインドウ部１６２及び対物レンズ１６５を介して鏡筒１６１の内部に入射し、光ファイバ１４０によって内視鏡１６０の外部に導光される。従って、対物レンズ１６５の材料は、レーザ光源１１０によって射出されるレーザ光の波長帯域及び生体組織５００からの戻り光の波長帯域に対して透明である（透過率が大きい）ことが望ましい。具体的には、対物レンズ１６５は、例えば、石英、ガラス、プラスチック等の各種の公知の材料によって構成されてよい。また、例えば、対物レンズ１６５は非球面レンズであってよい。また、本実施形態においては、高分解能の画像データを取得するために、対物レンズ１６５は比較的高いＮＡを有することが望ましい。例えば、対物レンズ１６５のＮＡは０．５以上であってよい。

【００８０】

なお、図２及び図３に示す例では、対物レンズ１６５は、走査部１６３内において光路変更素子１６４の後段に設けられ、光路変更素子１６４とともに回転するように構成されているが、対物レンズ１６５が設けられる位置はかかる位置に限定されない。例えば、対物レンズ１６５は、走査部１６３に含まれなくてもよく（すなわち、走査部１６３の他の構成部材とともに回転しなくてもよく）、光路変更素子１６４の前段に設けられてもよい。当該構成の場合、対物レンズ１６５によって集光されたレーザ光が、光路変更素子１６４によってその進行方向が変更され、ウインドウ部１６２を透過して生体組織５００に対して走査されることになる。ただし、対物レンズ１６５が光路変更素子１６４の前段に設けられる場合には、対物レンズ１６５から光路変更素子１６４までの距離及び光路変更素子１６４から生体組織５００までの距離を考慮して、比較的作動距離が長い対物レンズ１６５が用いられることが好ましい。

【００８１】

収差補正素子１６６は、ウインドウ部１６２よりも前段に設けられ、レーザ光が生体組織５００に集光される際に生じる収差を補正する。具体的には、収差補正素子１６６は、レーザ光を生体組織５００に照射する際に対物レンズ１６５及び／又はウインドウ部１６２に起因して生じる色収差、球面収差、非点収差等の各収差の少なくともいずれかを補正する。例えば、球面収差を補正するための収差補正素子１６６としては、ウインドウ部１６２や対物レンズ１６５の厚み誤差による球面収差を補償する目的で、例えば対物レンズ１６５とウインドウ部１６２との間に平行平板が用いられてもよい。ただし、対物レンズ１６５が非球面レンズである場合には、対物レンズ１６５自体に球面収差の補正機能が備えられていてもよい。また、例えば、非点収差を補正するための収差補正素子１６６としては、各種のシリンドリカルレンズやシリンドリカルメニスカスレンズを用いることができる。なお、収差補正素子１６６の具体的な構成については、下記（５．収差補正素子の構成）で詳細に説明する。

【００８２】

ここで、上記の収差の度合いは、対物レンズ１６５のＮＡの値や、ウインドウ部１６２の形状に影響される。具体的には、対物レンズ１６５のＮＡが高くなるほど、ウインドウ部１６２の構成部材の厚さが大きくなるほど、ウインドウ部１６２の曲率が小さくなるほど（すなわち、鏡筒１６１の直径が小さくなるほど）、収差の度合いは大きくなる傾向が

ある。従って、収差補正素子１６６としてどのような光学素子を用いるかや、その具体的な構成は、ウインドウ部１６２及び対物レンズ１６５の形状及び特性に応じて適宜選択されてよい。

【００８３】

なお、上述したように例えばコリメータレンズとして機能する光ファイバ用導光レンズ１５０によって観察深さが変更される場合には、観察深さの変更に伴う収差の変動を考慮して設計された、非点収差を補正する収差補正素子が好適に適用され得る。また、レーザ走査型内視鏡装置１によって、２光子励起を利用した観察を行う場合には、色収差を補正する収差補正素子が好適に適用され得る。このような、観察深さ調整機構を有する場合や、２光子励起を利用した観察を行う場合における収差補正素子の具体的な構成については、下記（６－２．レーザ走査型プローブ）で詳細に説明する。

【００８４】

なお、図２及び図３に示す例では、収差補正素子１６６は、光路変更素子１６４と対物レンズ１６５との間に設けられているが、収差補正素子１６６が設けられる位置はかかる位置に限定されない。収差補正素子１６６は、光ファイバ１４０から射出されたレーザ光がウインドウ部１６２を通過するまでの間であれば任意の位置に設けられてよく、走査部１６３の一構成部材として回転及び平行移動をしないように構成されてもよい。

【００８５】

また、レーザ光が生体組織５００に集光される際に生じる収差を抑制する目的で、対物レンズ１６５とウインドウ部１６２との間の空間を、対物レンズ１６５の屈折率及びウインドウ部１６２の屈折率と略同一の屈折率を有する液体によって液浸してもよい。当該液体は、例えば、上記条件を満たすオイル等であってよい。ここで、一般的に、生体組織５００の屈折率は、空気よりもウインドウ部１６２の材料として選択され得るガラス等と近い値であることが知られている。従って、対物レンズ１６５とウインドウ部１６２との間の空間を所定の屈折率を有する液体で液浸することにより、対物レンズ１６５からウインドウ部１６２を介して生体組織５００に至るまでの光路上での屈折率の変化、特にウインドウ部１６２の内面における屈折率差を小さくすることができ、収差の発生を抑制することができる。対物レンズ１６５とウインドウ部１６２との間の空間が液浸される場合には、収差補正素子１６６の構成は、液浸される液体の屈折率等の光学特性を考慮して適宜選択される。なお、当該収差を抑制する目的で、対物レンズ１６５とウインドウ部１６２との間の空間に満たされる媒体は、液体に限定されず、上記の屈折率の条件を満たすような公知の各種の材質によって構成された他の媒体であってもよい。

【００８６】

また、光路変更素子１６４である折り曲げミラーのレーザ光の反射面を非球面形状にすることにより、光路変更素子１６４が収差補正機能を有するようにしてもよい。光路変更素子１６４が収差補正機能を有する場合には、収差補正素子１６６の構成は、光路変更素子１６４の当該収差補正機能の性能も考慮して適宜選択される。

【００８７】

ハウジング１６９は、走査部１６３の各構成部材を内部の空間に収容する。本実施形態では、ハウジング１６９は、図２及び図３に示すように、内部に空間を有する略直方体の形状を有し、当該内部空間に光路変更素子１６４及び収差補正素子１６６が配設される。また、ハウジング１６９の鏡筒１６１の内壁と対向する一面の一部領域には対物レンズ１６５が配設される。図２に示すように、走査部１６３に入射したレーザ光は、ハウジング１６９の内部に設けられた光路変更素子１６４に入射してその光路が変更され、収差補正素子１６６を通過して、対物レンズ１６５を介してハウジング１６９の外部に導光される。なお、光路変更素子１６４及び収差補正素子１６６は、ハウジング１６９の内部空間において、図示しない支持部材等によってハウジング１６９に対して固定されているものとする。

【００８８】

回転機構１６７は、レーザ光が生体組織５００を走査するように、対物レンズ１６５の

光軸と直交し対物レンズ１６５を通らない回転軸で、少なくとも対物レンズ１６５を鏡筒１６１内で回転させる。回転機構１６７は、具体的には、例えば、電磁力、超音波等を動力として駆動する各種のモータや、ピエゾ素子からなるモータ等によって構成されてよい。また、回転機構１６７は、小型のエアタービンによって構成されてもよい。更には、回転機構１６７は、カップリング機構を用いて内視鏡１６０の外部からトルクを伝達する機構によって構成されてもよい。

【００８９】

図２及び図３に示す例では、回転機構１６７は、走査部１６３、すなわち、光路変更素子１６４、対物レンズ１６５、収差補正素子１６６及びハウジング１６９を一体的に、ｙ軸を回転軸として回転させる。つまり、回転機構１６７は、対物レンズ１６５の光軸がウインドウ部１６２の面上をｘ軸方向に走査するように、走査部１６３をｙ軸を回転軸として回転させる。このように、本実施形態においては、回転機構１６７が走査部１６３を１回転させる間に、生体組織５００においてｘ軸方向の１ライン分レーザ光が走査される。従って、当該レーザ光の戻り光を検出することにより、生体組織５００のうち回転機構１６７の回転によりレーザ光が走査されたラインに対応する部分の特性を画像データとして取得することができる。

【００９０】

平行移動機構１６８は、少なくとも対物レンズ１６５を、鏡筒１６１内で、回転機構１６７による回転軸の方向に平行移動させる。平行移動機構１６８は、具体的には、例えば、リニアアクチュエータやピエゾ素子等によって構成されてよい。図２及び図３に示す例では、平行移動機構１６８は、走査部１６３、すなわち、光路変更素子１６４、対物レンズ１６５、収差補正素子１６６及びハウジング１６９を一体的に、ｙ軸方向に平行移動させる。つまり、平行移動機構１６８は、対物レンズ１６５の光軸がウインドウ部１６２の面上をｙ軸方向に走査するように、走査部１６３をｙ軸方向に平行移動させる。ここで、本実施形態においては、走査部１６３に入射するレーザ光は、光ファイバ用導光レンズ１５０によって略平行光にコリメートされている。従って、平行移動機構１６８によって走査部１６３がｙ軸方向に平行移動しても、生体組織５００に照射されるレーザ光の焦点（フォーカス）が変化しない。

【００９１】

このように、本実施形態においては、回転機構１６７が走査部１６３を回転させることによりｘ軸方向にレーザ光を走査するとともに、平行移動機構１６８が走査部１６３を平行移動させることによりｙ軸方向にレーザ光を走査する。従って、生体組織５００においてｘ－ｙ平面（ｘ軸とｙ軸とで規定される平面）上で２次元状にレーザ光が走査される。よって、当該レーザ光の戻り光を検出することにより、生体組織５００においてレーザ光が走査された部分の特性を、２次元の画像データとして取得することができる。

【００９２】

本実施形態では、回転機構１６７による走査部１６３の回転速度によってｘ軸方向のスキャンスピードが制御され、平行移動機構１６８による走査部１６３の平行移動速度によってｙ軸方向のスキャンスピードが制御される。従って、当該回転速度及び平行移動速度は、画像データのサンプリング周波数等に基づいて適宜設定されてよい。また、平行移動機構１６８による走査部１６３の可動範囲（可動距離）によって、取得される画像データの範囲が制御される。従って、当該可動距離は、ウインドウ部１６２のｙ軸方向の長さを考慮して、適宜設定されてよい。

【００９３】

なお、図２及び図３に示す例では、回転機構１６７及び平行移動機構１６８は、走査部１６３、すなわち、光路変更素子１６４、対物レンズ１６５、収差補正素子１６６及びハウジング１６９を一体的に回転及び平行移動させているが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、回転機構１６７及び平行移動機構１６８は、対物レンズ１６５及びそのホルダーのみを、レーザ光が生体組織５００を走査するように回転及び平行移動させてもよい。回転機構１６７及び平行移動機構１６８が対物レンズ１６５及びそのホルダーの

みを回転及び平行移動させる場合には、光路変更素子１６４は回転及び平行移動せず、回転機構１６７及び平行移動機構１６８による対物レンズ１６５の回転及び平行移動と同期して、レーザ光の光路を動的に変化させることにより、回転及び平行移動する対物レンズ１６５のレンズ面にレーザ光を導光する構成にしてもよい。また、その場合、収差補正素子１６６は、例えば、光路変更素子１６４と対物レンズ１６５との間に回転及び平行移動しない状態で設けられ、光路変更素子１６４による光路の動的な変更に同期して、その収差補正機能を動的に変化させる構成にしてもよい。また、例えば、対物レンズ１６５及び収差補正素子１６６が、光路変更素子１６４よりも前段に設けられ、回転機構１６７及び平行移動機構１６８は、光路変更素子１６４のみを回転及び平行移動させてもよい。このように、本実施形態では、走査部１６３の回転及び／又は平行移動によって、生体組織５００に対してレーザ光が走査されればよく、どの光学部材を回転及び／又は平行移動させることによってレーザ光の走査を実現するかは適宜設定されてよい。

【００９４】

また、図２及び図３には図示しないが、内視鏡１６０には、走査部１６３をｚ軸方向に、すなわち対物レンズ１６５の光軸方向に移動させる光軸方向移動機構が更に設けられてもよい。具体的には、当該光軸方向移動機構は、例えば小型のアクチュエータによって構成される。当該光軸方向移動機構によって走査部１６３がｚ軸方向に移動されることにより、対物レンズ１６５の生体組織５００に対する焦点深度（すなわち観察深さ）を変化させることができる。なお、当該光軸方向移動機構も、上記回転機構１６７及び平行移動機構１６８と同様、対物レンズ１６５及びそのホルダーのみをｚ軸方向に移動させてもよい。また、対物レンズ１６５を光軸方向に移動させる代わりに、対物レンズ１６５を可変焦点レンズによって構成することにより対物レンズ１６５の焦点距離が変更されてもよい。なお、内視鏡１６０は、ウインドウ部１６２と生体組織５００との相対距離を検出することにより、上記の光軸方向移動機構や可変焦点レンズによる焦点距離の調節を自動的に行うフォーカスサーボ機構を有してもよい。当該光軸方向移動機構や当該可変焦点レンズによる焦点距離の調節機構は、上述したコリメータレンズとして機能する光ファイバ用導光レンズ１５０と同様に、本実施形態に係る観察深さ調整機構の一例である。

【００９５】

本実施形態では、これらの観察深さ調整機構を用いることにより、生体組織５００へのｚ軸方向のレーザ光の走査を行うことが可能となる。よって、上述した回転機構１６７及び平行移動機構１６８による走査部１６３の駆動と、観察深さ調整機構の駆動とを組み合わせることにより、生体組織５００を３次元的にレーザ光で走査することができ、その戻り光を検出することにより、生体組織５００の特性を３次元の画像データとして取得することが可能となる。従って、例えば深さ方向に複数層の画像を撮影しながら、観察したい部位（例えば患部）を探索する等、ユーザにとってより利便性の高い観察が実現される。

【００９６】

以上、図２及び図３を参照して、本開示の第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１の概略構成について説明した。以上説明したように、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１によれば、鏡筒１６１内において対物レンズ１６５がｙ軸を回転軸として回転することによって、ウインドウ部１６２を介して生体組織５００に対してｘ軸方向にレーザ光が走査される。このように、対物レンズ１６５が回転することでレーザ光が走査されることにより、レーザ走査型内視鏡装置１における視野（ＦＯＶ）は、対物レンズ１６５の軸外特性によって制限されない。従って、レーザ走査型内視鏡装置１では、対物レンズ１６５が回転中にウインドウ部１６２と対向する範囲（すなわち、ｘ軸方向にレーザ光が走査される範囲）がＦＯＶとして確保されるため、対物レンズ１６５のＮＡが比較的高い場合であっても広視野が実現される。また、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１の内視鏡１６０に設けられるウインドウ部１６２は、所定の厚さを有して形成されるため、ウインドウ部１６２が生体組織に接触する際の安全性が確保される。更に、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１によれば、ウインドウ部１６２よりも前段に、レーザ光が生体組織に集光される際に生じる収差を補正する収差補正素子１６６が

設けられる。ここで、収差補正素子１６６の収差補正性能は、対物レンズ１６５及び／又はウインドウ部１６２に起因して生じる収差を補正するように、対物レンズ１６５及びウインドウ部１６２の特性や形状に応じて適宜設定されてよい。従って、レーザ走査型内視鏡装置１では、ＮＡが比較的高い対物レンズを用いながら、ウインドウ部に所定の厚さを設けることにより安全性を確保することと、収差の影響を抑制することにより高品質な画像を取得することを両立させることが可能となる。

【００９７】

また、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１においては、ウインドウ部１６２を生体組織５００に接触させてレーザ光を走査するため、対物レンズ１６５を生体組織５００に近接させることができるため、比較的高いＮＡを有する対物レンズ１６５を用いた場合であっても、生体組織５００のより深い部位まで観察可能な画像データを、より高い解像度で、より安定的に取得することができる。

【００９８】

ここで、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１におけるＦＯＶ×ＮＡの概算値を算出してみる。上述したように、レーザ走査型内視鏡装置１のＦＯＶは、走査部１６３の回転によって生体組織５００においてｘ軸方向にレーザ光が走査される範囲であるため、ウインドウ部１６２の円周方向の長さのうち生体組織５００と接している長さだと考えることができる。従って、ＦＯＶは、以下の数式（１）で算出される。

【００９９】

ＦＯＶ＝π×（ウインドウ部１６２の外径）×（生体組織５００との接触角度／３６０°）

…（１）

【０１００】

なお、数式（１）での「接触角度」とは、ウインドウ部１６２の円周方向の長さのうち生体組織５００と接している長さに対応する、鏡筒１６１のｘ－ｚ平面で切断した断面（すなわち、図３に示す鏡筒１６１の断面）の円における中心角のことである。

【０１０１】

ここで、例えば、ウインドウ部１６２の外径が鏡筒１６１の直径と等しく、５（ｍｍ）であったとする。また、例えば、生体組織５００との接触角度が６０°であったとする。これらの値を、上記数式（１）に代入すると、レーザ走査型内視鏡装置１のＦＯＶは、ＦＯＶ　２．６（ｍｍ）と算出される。従って、例えば、ＮＡが０．５の対物レンズ１６５を用いたとすると、レーザ走査型内視鏡装置１の性能を示す指標ＦＯＶ×ＮＡは、ＦＯＶ×ＮＡ＝２．６×０．５＝１．３となる。上記（１．他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置についての検討）で説明したように、既存のレーザ走査型内視鏡におけるＦＯＶ×ＮＡの値は最も高いものでも０．３（ｍｍ）程度であり、また、レーザ走査型顕微鏡におけるＦＯＶ×ＮＡの値も１．０（ｍｍ）程度である。従って、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１は、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」という性能に関して、既存のレーザ走査型内視鏡及び既存のレーザ走査型顕微鏡よりも高い性能を有するものであるといえる。このように、レーザ走査型内視鏡装置１においては、対物レンズ１６５を回転させることにより、「２．ヘッド部の小型化」、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」が同時に実現される。すなわち、レーザ走査型内視鏡装置１においては、高い解像度と広い視野とを確保することができる。従って、レーザ走査のライン間隔やサンプリングレートを制御することにより、生体組織を広範囲に見渡したり、必要に応じて所望の部位を拡大してより高い解像度で観察したりすることができ、効率的な生体組織の観察が実現される。

【０１０２】

また、レーザ走査型内視鏡装置１に、上述した光軸方向移動機構のような、対物レンズ１６５の生体組織５００への焦点深度を制御する機構を設けることにより、「１．深達度」についても所定の性能を達成することができる。

【０１０３】

更に、レーザ走査型内視鏡装置１における「５．高速スキャン性能」について考えてみる。レーザ走査型内視鏡装置１におけるレーザ光のスキャンスピードは、回転機構１６７による走査部１６３の回転速度によって決定される。ここで、走査部１６３に求められる回転速度を概算してみる。例えば、１フレームの画像データが（ｘ×ｙ）＝（５００（ｐｉｘｅｌ）×５００（ｐｉｘｅｌ））であるとすると、スキャンスピード１ｆｐｓを実現するためには、１秒間に５００ライン、レーザ光を走査する必要がある。従って、スキャンスピード１ｆｐｓを実現するために走査部１６３に求められる回転速度は、５００×６０×１＝３００００（ｒｐｍ）である。これは、回転機構１６７が各種のモータによって構成されるとすれば十分実現可能な回転数であり、レーザ走査型内視鏡装置１においては、少なくとも１ｆｐｓ程度のスキャンスピードは実現可能であるといえる。

【０１０４】

なお、上記では対物レンズ１６５が非球面レンズである場合について説明したが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、対物レンズ１６５は、グリンレンズ、回折光学素子、ホログラム、位相変調器等、非球面レンズと同等の光学的機能を持つ他の光学素子であってもよい。

【０１０５】

また、スキャンスピードを向上させる観点から、回転機構１６７による高速回転を実現するために、対物レンズ１６５の材料としては、より比重の軽い材料が用いられることが好ましい。

【０１０６】

また、対物レンズ１６５の代わりに、レーザ光を集光するとともに光路を変更することが可能な、反射型対物レンズや自由曲面ミラー、プリズム等の各種の光学素子が用いられてもよい。対物レンズ１６５の代わりに、レーザ光を集光するとともに光路を変更することが可能な光学素子が用いられる場合、光路変更素子１６４は必ずしも設けられなくてもよい。

【０１０７】

また、レーザ光源１１０と対物レンズ１６５との間には、ガルバノミラー等の光偏光デバイスとリレーレンズ光学系によって構成される、一般的に用いられ得るレーザ走査機構が別途設けられてもよい。

【０１０８】

また、上記では生体組織５００にレーザ光をｙ軸方向に走査するための手段として、平行移動機構１６８が設けられる場合について説明したが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、平行移動機構１６８は設けられなくてもよく、回転機構１６７による走査部１６３の回転により、ｘ軸方向の１ライン分の画像データが取得されてもよい。生体組織５００へのレーザ光の照射では、レーザ光は所定の広がりを有して生体組織５００に照射されるため、ｘ軸方向の１ライン分の走査しかされない場合であっても、ｙ軸方向に所定の幅を有する画像データが取得される。あるいは、平行移動機構１６８が設けられない場合には、内視鏡１６０自体の体腔内への挿入動作又は体腔内からの引き抜き動作によって、レーザ光のｙ軸方向への走査が実現されてもよい。なお、下記（６－２．レーザ走査型プローブ）で説明するレーザ走査型プローブ５のような手持ち型のレーザ走査型プローブであれば、当該レーザ走査型プローブ自体を観察対象であるヒトや動物の体表面上でｙ軸方向に移動させることによりｙ軸方向へのレーザ走査を行ってもよい。また、下記（６－３．レーザ走査型顕微鏡装置）で説明するレーザ走査型顕微鏡装置６のように、観察対象が載置されるステージ８８０が設けられる場合であれば、当該ステージ８８０をｙ軸方向に移動させることによりｙ軸方向へのレーザ走査を行ってもよい。このように、平行移動機構１６８が設けられない場合であっても、筐体（より詳細には観察対象に対してレーザ光を照射するウインドウ部）又は観察対象をｙ軸方向に移動させながら観察対象にレーザ光を照射することにより、ｙ軸方向へのレーザ走査を行うことが可能となる。

【０１０９】

（３．第２の実施形態）

次に、図４Ａを参照して、本開示の第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置の一構成例について説明する。図４Ａは、本開示の第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。

【０１１０】

図４Ａを参照すると、第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２は、レーザ光源１１０、ビームスプリッタ１２０、光変調器２３０、光ファイババンドル２４０、光ファイバ用導光レンズ１３０、１５０、内視鏡１６０、光検出器１７０、制御部２８０、出力部１９０及び入力部１９５を備える。なお、図４Ａでは、簡単のため、レーザ走査型内視鏡装置２が有する機能のうち、レーザ走査による画像データの取得に関する構成のみを図示している。ただし、レーザ走査型内視鏡装置２は、図４Ａに示す構成以外にも、他の公知の内視鏡装置が有する各種の構成を更に有してもよい。

【０１１１】

ここで、本開示の第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２は、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１に対して、光変調器２３０が新たに設けられ、光ファイバ１４０及び制御部１８０の代わりに、光ファイババンドル２４０及び制御部２８０が設けられたものであり、その他の構成については、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１と同様の構成を備える。従って、以下の第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２の構成についての説明では、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１と相違する構成について主に説明を行い、重複する構成については詳細な説明を省略する。

【０１１２】

図４Ａを参照すると、本開示の第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２は、図２に示す第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１に対して、ビームスプリッタ１２０と光ファイバ用導光レンズ１３０との間に、光変調器２３０を備える。また、レーザ走査型内視鏡装置２は、レーザ走査型内視鏡装置１の光ファイバ１４０の代わりに光ファイババンドル２４０を備える。

【０１１３】

光変調器２３０は、レーザ光源１１０、ビームスプリッタ１２０を介して入力されたレーザ光を、例えば数ＭＨｚ～数ＧＨｚの互いに異なる周波数で強度変調し多重化させた状態で励起させる。そして、互いに異なる変調を施したレーザ光を、光ファイバ用導光レンズ１３０を介して光ファイババンドル２４０に向かって入射させる。

【０１１４】

光ファイババンドル２４０は、複数の光ファイバが束状にまとめられたものであり、図４Ａに示す例では、光ファイバ２４１、２４２、２４３を有する。複数の光ファイバ２４１、２４２、２４３を有することにより、図４Ａに示すように、生体組織５００上において、複数の光ファイバ２４１、２４２、２４３に対応する複数のスポットにレーザ光が順に照射される。このように、互いに異なる複数のスポットにレーザ光が照射されることにより、いわば、狭い領域において複数のレーザ走査が行われることとなる。複数のスポットに照射されたレーザ光の戻り光は、複数の光ファイバ２４１、２４２、２４３によって逆方向に導光され、光検出器１７０によって検出される。なお、本明細書において、生体組織５００にレーザ光が照射される「スポット」とは、レーザ光が照射される所定の広がりを持った領域のことを意味するものである。

【０１１５】

このように、本実施形態においては、光路変更素子１６４にレーザ光の光束が入射され、対物レンズ１６５は、生体組織５００の互いに異なる複数のスポットに、当該レーザ光の光束を集光する。ここで、対物レンズ１６５を通過するレーザ光は、基本的には光軸上に集光されることが望ましいが、光軸外の領域が全く使えない訳ではない。従って、対物レンズ１６５における光軸外の領域（例えば、数１０μｍ程度の領域）を利用して、レーザ光の光束を対物レンズ１６５に入射させ、生体組織５００の互いに異なる複数のスポットに照射させる走査方法が可能となる。

【０１１６】

ここで、レーザ走査型内視鏡装置２は、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１の制御部１８０の代わりに制御部２８０を備える。制御部２８０は、制御部１８０の構成に対して、画像信号取得部１８１の代わりに画像信号取得部（光復調部）２８１を有する。画像信号取得部（光復調部）２８１は、画像信号取得部１８１が有する機能に加えて、光検出器１７０から送信される画像信号を復調する機能を有する。ここで、画像信号取得部（光復調部）２８１は、光変調器２３０でのレーザ光の変調方法に対応する方法で画像信号を復調することができる。本実施形態においては、上述したように、光変調器２３０がレーザ光を周波数変調し、複数のスポットに対応する信号を多重化させるため、画像信号取得部（光復調部）２８１は、当該レーザ光による戻り光を当該周波数変調に対応した方法で復調させる。従って、画像信号取得部（光復調部）２８１は、生体組織５００の複数のスポットに照射されたレーザ光の戻り光について、各スポットからの戻り光に対応する画像信号を選択的に分離して取得することができる。

【０１１７】

ここで、生体組織５００上においてレーザ光が照射される複数のスポットは、例えばｙ軸方向に沿って配置される。生体組織５００上のスポットをこのように配置し、各スポットにレーザ光を順に照射しながら、回転機構１６７によって走査部１６３を回転させることにより、走査部１６３の１度の回転により、ｘ軸方向の複数のラインを同時に走査することが可能となる。上述したように、画像信号取得部（光復調部）２８１は、各スポットからの戻り光に対応する画像信号を選択的に分離して取得することができるため、レーザ走査型内視鏡装置２では、走査部１６３の１度の回転によって複数の走査ラインに関する画像情報を取得することができる。ここで、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１では、走査部１６３を１度回転させることにより１ラインしか走査することができなかったため、複数のラインを走査するためには、走査部１６３の回転と走査部１６３（又は内視鏡１６０自体）のｙ軸方向への平行移動とを繰り返し行う必要があった。しかし、第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２では、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１と同等の画像データを取得するために必要な走査部１６３の回転数をより小さくすることができ、回転機構１６７が有するモータ等の駆動機構の小型化や消費電力の低減を実現することが可能となる。

【０１１８】

以上、図４Ａを参照して、本開示の第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２の概略構成について説明した。以上説明したように、第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２によれば、上述した第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置によって得られる効果に加えて、以下の効果を得られる。すなわち、レーザ走査型内視鏡装置２においては、光路変更素子１６４にレーザ光の光束が入射され、対物レンズ１６５は、生体組織５００の互いに異なる複数のスポットに、当該レーザ光の光束を集光する。ここで、当該光束を構成するレーザ光は、互いに異なる変調を施したレーザ光であってよく、レーザ走査型内視鏡装置２は、これらのレーザ光に対する復調機能を有することにより、各スポットからの戻り光に対応する画像信号を選択的に分離して取得することができる。従って、レーザ走査型内視鏡装置２では、走査部１６３が１回転する間に、複数のスポットに照射されるレーザ光による複数のラインを走査することが可能となる。よって、走査部１６３の回転数が比較的小さくても、高いスキャンスピードを得ることができる。

【０１１９】

例えば、上記（２．第１の実施形態）で考察したように、１フレームの画像データが（ｘ×ｙ）＝（５００（ｐｉｘｅｌ）×５００（ｐｉｘｅｌ））であるとする。第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１では、スキャンスピード１ｆｐｓを実現するために、３００００（ｒｐｍ）程度の走査部１６３の回転数が必要であった。しかし、例えば、第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２におけるスポット数が５つであれば、スキャンスピード１ｆｐｓを実現するために必要な走査部１６３の回転数はこの１／５で済むため、６０００（ｒｐｍ）程度でよいことになる。従って、第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２によれば、上述したように、より少ない回転数で第１の実施形態に

係るレーザ走査型内視鏡装置１と同等の画像データと同等の情報を得ることが可能となるため、回転機構１６７が有するモータ等の駆動機構の小型化や消費電力の低減を実現することが可能となる。

【０１２０】

なお、上記では光変調器２３０は、レーザ光に対して振幅変調による周波数多重化を施していたが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、光変調器２３０によるレーザ光の変調処理は、時分割の強度変調や周波数変調であってもよい。光変調器２３０による変調処理は、復調処理により各スポットからの戻り光に対応する画像信号を選択的に分離して取得することができれば、どのような処理であってもよい。

【０１２１】

また、第２の実施形態においては、対物レンズ１６５における光軸外の領域がレーザ光の走査に用いられるため、対物レンズ１６５としては、回折限界に近い、視野がなるべく広くなるように設計されたものであることが好ましい。

【０１２２】

また、上記の例では、光ファイババンドル２４０を用いることにより、生体組織５００の複数のスポットにレーザ光を照射することが実現されているが、第２の実施形態はかかる例に限定されない。第２の実施形態では、他の方法によってレーザ光の複数の照射スポットが形成されてもよい。例えば、複数のコアを有するマルチコア光ファイバを用いて、当該マルチコア光ファイバの各コアによってレーザ光を導光することにより、１本の光ファイバによって生体組織５００の複数のスポットにレーザ光を照射することも可能である。

【０１２３】

マルチコア光ファイバの一例を図４Ｂに示す。図４Ｂは、マルチコア光ファイバの断面の様子を示す概略図である。図４Ｂを参照すると、マルチコア光ファイバ３４０は、複数のコア３４１が内部クラッド３４２及び外部クラッド３４３によって覆われて構成される。マルチコア光ファイバ３４０の各コア３４１によってレーザ光を導光することにより、上述した光ファイババンドル２４０を用いた場合と同様の効果を得ることができる。

【０１２４】

例えば、複数のコア３４１は、マルチコア光ファイバ３４０の断面において、等間隔で１列に配列されることが好ましい。また、マルチコア光ファイバ３４０は、コア３４１の配列方向がレーザ光の回転走査方向に対して垂直になるように（すなわち、コア３４１の配列方向がｙ軸方向と平行になるように）配置されることが好ましい。これにより、ｙ軸方向に等間隔に並んだ複数のスポットにおいて生体組織５００にレーザ光が照射されることとなるため、走査部１６３の回転により、ｘ軸方向に複数のラインを同時に走査することが可能となる。

【０１２５】

なお、図４Ｂに示す例では、マルチコア光ファイバ３４０は、ダブルクラッドのマルチコア光ファイバであるが、第２の実施形態はかかる例に限定されず、マルチコア光ファイバ３４０としてはシングルクラッドのマルチコア光ファイバが用いられてもよい。ただし、ダブルクラッドのマルチコア光ファイバを用いることにより、上述したように、例えば２光子励起を利用した観察を行う場合に、観察対象からの戻り光である蛍光の光ファイバへの集光効率を向上させることが可能となる。

【０１２６】

（４．変形例）

次に、本開示の第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２のいくつかの変形例について説明する。なお、以下の第１及び第２の実施形態の変形例についての説明では、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１を例に挙げて主に説明を行うが、以下に説明する変形例と同様の構成は、第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２にも適用することが可能である。また、以下に示す変形例と同様の構成は、下記（６－２．レーザ走査型プローブ）及び下記（６－３．レーザ走査型顕微鏡装置）で説明する

、本実施形態に係るレーザ走査型プローブ及びレーザ走査型顕微鏡装置に対しても、可能な範囲で適用することが可能である。

【０１２７】

（４－１．走査部が複数の対物レンズを有する構成）

上記（２．第１の実施形態）及び（３．第２の実施形態）で説明したレーザ走査型内視鏡装置１、２では、走査部１６３が対物レンズ１６５を１つ有していた。しかし、本実施形態はかかる例に限定されず、走査部１６３は対物レンズ１６５を複数有してもよい。

【０１２８】

図５を参照して、そのような走査部が対物レンズを複数有する場合のレーザ走査型内視鏡装置の一構成例について説明する。図５は、走査部が対物レンズを複数有する場合のレーザ走査型内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。なお、図５では、レーザ走査型内視鏡装置のうち、内視鏡の部分だけを主に図示し、その他の部分については図示を省略している。

【０１２９】

図５を参照すると、本変形例に係る内視鏡３６０は、鏡筒１６１、ウインドウ部１６２、走査部３６３、回転機構１６７及び平行移動機構１６８を有する。なお、これらの構成のうち、鏡筒１６１、ウインドウ部１６２、回転機構１６７及び平行移動機構１６８については、図２及び図３を参照して説明した各構成部材と同様であるため、以下では走査部３６３の構成について主に説明することとし、これらの構成については詳細な説明を省略する。また、図５においては、内視鏡３６０の走査部３６３及びその近傍の構成について、鏡筒１６１の中心軸を通りｙ－ｚ平面と平行な断面で切断したときの断面図を模式的に示している。

【０１３０】

走査部３６３は、光路変更素子３６４、１対の対物レンズ３６５、３６６、１対の収差補正素子３６７、３６８及びハウジング３６９を有する。

【０１３１】

１対の対物レンズ３６５、３６６は、走査部３６３の鏡筒１６１の内壁と対向する位置に設けられる。また、１対の対物レンズ３６５、３６６は、例えば、図５に示すように、走査部３６３において互いに対向する位置に設けられる。つまり、１対の対物レンズ３６５、３６６は、ｙ軸の正方向から見たときに走査部３６３において対称な位置、すなわち、１８０度回転した位置に配置されてよい。１対の対物レンズ３６５、３６６をこのように配置することにより、図５に示すように、一方の対物レンズ３６５がｚ軸の負方向に位置してウインドウ部１６２と対向しているとき、他方の対物レンズ３６６はｚ軸の正方向に位置して鏡筒１６１の内壁と対向する。

【０１３２】

光路変更素子３６４には、光ファイバ１４０から射出され光ファイバ用導光レンズ１５０によって略平行光にコリメートされたレーザ光が入射される。光路変更素子３６４は、入射したレーザ光を、少なくともウインドウ部１６２と対向している方の対物レンズ３６５、３６６に向かって入射させるように、当該レーザ光の光路を変更する。例えば、光路変更素子３６４は、ビームスプリッタの機能を有し、入射されたレーザ光を２つに分離し、分離したレーザ光を対物レンズ３６５、３６６に向かってそれぞれ導光してもよい。また、光路変更素子３６４は、走査部３６３の回転と同期して光路の方向を動的に変化させることができる光学素子であり、ウインドウ部１６２と対向している方の対物レンズ３６５、３６６に向かってレーザ光を導光してもよい。なお、走査部３６３のように、複数の対物レンズを有する走査部の具体的な構成例については、図６Ａ、図６Ｂ、図７Ａ、図７Ｂ、図８Ａ及び図８Ｂを参照して後で詳しく説明する。

【０１３３】

１対の収差補正素子３６７、３６８は、１対の対物レンズ３６５、３６６の前段にそれぞれ配設される。収差補正素子３６７、３６８の機能は、図２を参照して説明した収差補正素子１６６と同様であり、レーザ光が生体組織５００に集光される際に生じる収差を補

正する機能を有する。なお、図５に示す例では、１対の収差補正素子３６７、３６８は、光路変更素子３６４と１対の対物レンズ３６５、３６６との間にそれぞれ配設されているが、１対の収差補正素子３６７、３６８が配設される位置はかかる例に限定されず、光ファイバ１４０から射出されたレーザ光がウインドウ部１６２を通過するまでの間であればどこに設けられてもよい。

【０１３４】

ハウジング３６９は、走査部３６３の各構成部材を内部の空間に収容する。本変形例では、ハウジング３６９は、図５に示すように、内部に空間を有する略直方体の形状を有し、当該内部空間に光路変更素子３６４及び１対の収差補正素子３６７、３６８が配設される。また、ハウジング３６９の鏡筒１６１の内壁と対向する面であって、ハウジング３６９において互いに対向する面の一部領域には１対の対物レンズ３６５、３６６が配設される。このように、１対の対物レンズ３６５、３６６は、図５に示すように、ハウジング３６９において互いにレンズ面が対向するように設けられる。なお、光路変更素子３６４及び１対の収差補正素子３６７、３６８は、ハウジング３６９の内部空間において、図示しない支持部材等によってハウジング３６９に対して固定されているものとする。

【０１３５】

本変形例においても、第１の実施形態と同様、回転機構（図示せず。）によって、走査部３６３がハウジング３６９ごとｙ軸を回転軸として回転することができる。また、第１の実施形態と同様、平行移動機構（図示せず。）によって、走査部３６３がハウジング３６９ごとｙ軸方向に平行移動することができる。このように、本変形例においては、回転機構による走査部３６３のｙ軸を回転軸とした回転により生体組織５００に対してレーザ光がｘ軸方向に走査され、平行移動機構による走査部３６３のｙ軸方向への平行移動により生体組織５００に対してレーザ光がｙ軸方向に走査される。

【０１３６】

以上、図５を参照して、本開示の第１及び第２の実施形態の変形例として、走査部３６３が複数の対物レンズ３６５、３６６を有する構成について説明した。本変形例によれば、走査部３６３が１回転する間に、対物レンズ３６５によるレーザ光の走査と対物レンズ３６６によるレーザ光の走査とが行われる。従って、第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２と比べて、走査部３６３が１回転する間に取得される情報量を増加させることができるため、更なるスキャンスピードの高速化が実現される。あるいは、より少ない走査部３６３の回転数で、第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２と同等の情報量を有する画像データを取得することが可能となる。

【０１３７】

なお、図５に示す例では、走査部３６３が１対の対物レンズ３６５、３６６を有し、また、それら１対の対物レンズ３６５、３６６は、ｙ軸の正方向から見たときに走査部３６３において対称な位置、すなわち、１８０度回転した位置に配置される場合について説明したが、本変形例はかかる例に限定されない。走査部３６３は２つより多くの対物レンズを有してもよいし、複数の対物レンズの配置位置も、鏡筒１６１の長手方向の略同一な位置において、鏡筒１６１の内壁と対向して、鏡筒１６１の外周方向に沿って所定の間隔で配設されれば、あらゆる位置に配設されてよい。以下では、図６Ａ、図６Ｂ、図７Ａ、図７Ｂ、図８Ａ、図８Ｂ、図９Ａ及び図９Ｂを参照して、複数の対物レンズを有する走査部において、対物レンズの配置数や配置位置が図５に示す例とは異なる場合について説明する。

【０１３８】

（４－１－１．光路変更素子が偏光ビームスプリッタである構成）

図６Ａ及び図６Ｂを参照して、走査部が対物レンズを複数有する構成の具体的な構成例として、光路変更素子が偏光ビームスプリッタである構成について説明する。図６Ａは、光路変更素子が偏光ビームスプリッタである場合の走査部の一構成例を示す概略図である。図６Ｂは、図６Ａに示す走査部をｙ軸を回転軸として１８０度回転したときの様子を示す概略図である。なお、図６Ａ及び図６Ｂでは、簡単のため、本変形例に係るレーザ走査

型内視鏡装置の構成のうち、走査部及びその近傍の構成についてのみ主に図示している。また、図６Ａ及び図６Ｂは、走査部及びその近傍の構成について、鏡筒の中心軸を通りｙ－ｚ平面と平行な断面で切断したときの断面図を示している。

【０１３９】

図６Ａ及び図６Ｂを参照すると、本変形例に係る走査部３７０は、偏光ビームスプリッタ３７２、１／４波長板３７３、ミラー３７４、１対の対物レンズ３７５、３７６、１対の収差補正素子３７７、３７８及びハウジング３７９を有する。また、図６Ａに示す構成例においては、走査部３７０の前段、すなわち、光ファイバから射出されたレーザ光が走査部３７０に入射する直前に、偏光変調素子３７１が更に設けられる。なお、図６Ａ及び図６Ｂに示す実線及び破線の矢印はレーザ光の光路を示す。

【０１４０】

１対の対物レンズ３７５、３７６は、図５に示す例と同様、ｙ軸方向から見たときに走査部３７０において対称な位置、すなわち、１８０度回転した位置に配置される。つまり、図６Ａに示すように、一方の対物レンズ３７５がｚ軸の負方向に位置してウインドウ部１６２と対向しているとき、他方の対物レンズ３７６はｚ軸の正方向に位置して鏡筒１６１の内壁と対向している。また、１対の収差補正素子３７７、３７８は、１対の対物レンズ３７５、３７６の前段にそれぞれ配置される。収差補正素子３７７、３７８の機能は、図２を参照して説明した収差補正素子１６６と同様であり、レーザ光が生体組織５００に集光される際に生じる収差を補正する機能を有する。

【０１４１】

偏光変調素子３７１は、入射したレーザ光の偏光方向を変更する機能を有する。具体的には、偏光変調素子３７１は、入射したレーザ光のうち所定の偏光方向を有するレーザ光のみを通過させる機能を有していてもよい。本変形例であれば、偏光変調素子３７１には、前段の光ファイバ（図示せず。）から射出されたレーザ光が入射され、偏光変調素子３７１は、当該レーザ光のうち、所定の偏光方向を有するレーザ光のみを通過させ、走査部３７０に入射させる。

【０１４２】

偏光変調素子３７１を通過したレーザ光は、走査部３７０に入射し、更に偏光ビームスプリッタ３７２に入射する。偏光ビームスプリッタ３７２は、所定の偏光方向を有するレーザ光の光路を変更する機能を有する。具体的には、偏光ビームスプリッタ３７２は、入射したレーザ光が有する偏光方向に応じてその光路を変更させる。図６Ａに示す例では、偏光ビームスプリッタ３７２は、偏光変調素子３７１を通過したレーザ光の光路を略９０度変化させ、ｚ軸の負方向に配設された収差補正素子３７７及び対物レンズ３７５に入射させるように調整されている。偏光ビームスプリッタ３７２によって光路を変更されたレーザ光は、収差補正素子３７７及び対物レンズ３７５を通過し、ウインドウ部１６２を介して生体組織５００に照射される。

【０１４３】

ハウジング３７９は、走査部３７０の各構成部材を内部の空間に収容する。本変形例では、ハウジング３７９は、図６Ａに示すように、内部に空間を有する略直方体の形状を有し、当該内部空間に偏光ビームスプリッタ３７２、１／４波長板３７３、ミラー３７４及び１対の収差補正素子３７７、３７８が配設される。また、ハウジング３７９の鏡筒１６１の内壁と対向する面であって、ハウジング３７９において互いに対向する面の一部領域には１対の対物レンズ３７５、３７６が配設される。なお、偏光ビームスプリッタ３７２、１／４波長板３７３、ミラー３７４及び１対の収差補正素子３７７、３７８は、ハウジング３７９の内部空間において、図示しない支持部材等によってハウジング３７９に対して固定されているものとする。

【０１４４】

本変形例においても、第１の実施形態と同様、回転機構（図示せず。）によって、走査部３７０がハウジング３７９ごとｙ軸を回転軸として回転することができる。また、第１の実施形態と同様、平行移動機構（図示せず。）によって、走査部３７０がハウジング３

７９ごとｙ軸方向に平行移動することができる。このように、本変形例においては、回転機構による走査部３７０のｙ軸を回転軸とした回転により生体組織５００に対してレーザ光がｘ軸方向に走査され、平行移動機構による走査部３７０のｙ軸方向への平行移動により生体組織５００に対してレーザ光がｙ軸方向に走査される。

【０１４５】

図６Ｂは、走査部３７０が、図６Ａの状態からｙ軸を回転軸として１８０度回転したときの様子を示している。走査部３７０がｙ軸を回転軸として１８０度回転しているため、収差補正素子３７７及び対物レンズ３７５と収差補正素子３７８及び対物レンズ３７６との位置関係、並びに偏光ビームスプリッタ３７２も１８０度回転している。つまり、図６Ｂに示す状態では、収差補正素子３７８及び対物レンズ３７６が、ウインドウ部１６２と対向している。

【０１４６】

図６Ｂに示す状態では、偏光ビームスプリッタ３７２は、ｙ軸の負方向から偏光変調素子３７１を通過して入射したレーザ光を、そのままの光路で、すなわち、ｙ軸の正方向に通過させるように調整されている。あるいは、偏光ビームスプリッタ３７２が図６Ａに示す状態から１８０度回転して図６Ｂに示す状態にあるときに、入射したレーザ光をｙ軸の正方向に通過させるように、偏光変調素子３７１の特性が走査部３７０の回転と同期して動的に変更されてもよい。

【０１４７】

偏光ビームスプリッタ３７２のｙ軸の正方向には、１／４波長板３７３及びミラー３７４がこの順に設けられており、偏光ビームスプリッタ３７２を通過した光は、１／４波長板３７３を通過した後にミラー３７４によって反射され、再度１／４波長板３７３を通過して、偏光ビームスプリッタ３７２にｙ軸の正方向から入射する。この一連の光路において、レーザ光は１／４波長板３７３を２度通過することにより、その偏光方向が変化している。偏光ビームスプリッタ３７２は、ｙ軸の正方向から入射した、偏光方向が変化されたレーザ光の光路を略９０度変化させ、ｚ軸の負方向に位置する収差補正素子３７８及び対物レンズ３７６に入射させるように調整されている。偏光ビームスプリッタ３７２によって光路を変更されたレーザ光は、収差補正素子３７７及び対物レンズ３７５を通過し、ウインドウ部１６２を介して生体組織５００に照射される。

【０１４８】

以上、図６Ａ及び図６Ｂを参照して説明したように、本変形例においては、レーザ光の偏光方向を制御する偏光変調素子３７１と、レーザ光の偏光方向に応じてその光路を制御する偏光ビームスプリッタ３７２とを組み合わせることにより、走査部３７０の回転と同期して、ウインドウ部１６２と対向している対物レンズ３７５又は対物レンズ３７６の方向に、レーザ光を導光することができる。従って、走査部３７０が１回転する間に、対物レンズ３７５を介した生体組織５００へのレーザ光の走査と、対物レンズ３７６を介した生体組織５００へのレーザ光の走査とを両方行うことができ、より効率的なレーザ光の走査が可能となる。

【０１４９】

（４－１－２．光路変更素子がＭＥＭＳミラーである構成）

次に、図７Ａ及び図７Ｂを参照して、走査部が対物レンズを複数有する構成の具体的な構成例として、光路変更素子がＭＥＭＳミラーである構成について説明する。図７Ａ及び図７Ｂは、光路変更素子がＭＥＭＳミラーである場合の走査部の一構成例を示す概略図である。なお、図７Ａ及び図７Ｂでは、簡単のため、本開示に係るレーザ走査型内視鏡装置の構成のうち、走査部及びその近傍の構成についてのみ主に図示している。また、図７Ａは、走査部及びその近傍の構成について、鏡筒の中心軸を通りｘ－ｚ平面と平行な断面で切断したときの断面図を示している。また、図７Ｂは、走査部及びその近傍の構成について、走査部の対物レンズの中心を通りｙ－ｚ平面と平行な断面で切断したときの断面図を示している。なお、図７Ａは、図７Ａに示すＢ－Ｂ断面での断面図に対応している。

【０１５０】

図７Ａ及び図７Ｂを参照すると、走査部３８０は、ＭＥＭＳミラー３８１、１対の対物レンズ３８２、３８３、１対の収差補正素子３８４、３８５及びハウジング３８６を有する。なお、図７Ａ及び図７Ｂに示す実線の矢印はレーザ光の光路を示す。

【０１５１】

図７Ａに示す例では、１対の対物レンズ３８２、３８３の配置位置が、図５、図６Ａ及び図６Ｂに示す例とは異なっている。すなわち、図７Ａに示す例では、１対の対物レンズ３８２、３８３は、ｙ軸方向から見たときに走査部３８０において、１８０度回転した位置には配置されず、１８０度よりも小さい所定の角度を有して配置されている。また、１対の収差補正素子３８４、３８５は、１対の対物レンズ３８２、３８３の前段にそれぞれ配置される。収差補正素子３８４、３８５の機能は、図２を参照して説明した収差補正素子１６６と同様であり、レーザ光が前記生体組織に集光される際に生じる収差を少なくとも補正する機能を有する。ただし、本変形例においても、対物レンズ３８２、３８３及び収差補正素子３８４、３８５の配置位置は、図５、図６Ａ及び図６Ｂと同様、ｙ軸方向から見たときに走査部３８０において１８０度回転した位置であってもよい。

【０１５２】

ＭＥＭＳミラー３８１は、ＭＥＭＳによって形成されたミラーであり、入射したレーザ光の反射方向を動的に制御することができる。具体的には、ＭＥＭＳミラー３８１は、入射したレーザ光を反射させる反射面の角度及び形状の少なくともいずれかを動的に変化させることにより、当該レーザ光の光路を動的に変化させることができる。例えば、ＭＥＭＳミラー３８１は、鏡筒１６１の内径の略中心に配設される。ＭＥＭＳミラー３８１の角度及び表面の形状は、前段の光ファイバ（図示せず。）から射出されたレーザ光を鏡筒１６１の径方向に導光し、当該レーザ光が鏡筒１６１の円周方向に沿って観察対象を走査するように（すなわち、ｘ軸方向に観察対象を走査するように）導光するように動的に制御されている。

【０１５３】

ここで、本変形例においては、図７Ａ及び図７Ｂに示すように、ハウジング３８６は、円筒の内部がより径の小さい円筒状にくり抜かれた、コップ状の形状を有する。そして、ハウジング３８６の内部の空間に収差補正素子３８４、３８５が配設され、ハウジング３８６の鏡筒１６１の内壁と対向する面（すなわち、円筒の外周面）の一部領域に、対物レンズ３８２、３８３が、ハウジング３８６の外周に沿って所定の間隔で配設される。更に、ＭＥＭＳミラー３８１は、ハウジング３８６の内部には配設されず、コップ形状の凹部にハウジング３８６と離隔して配設される。なお、収差補正素子３８４、３８５は、ハウジング３８６の内部空間において、図示しない支持部材等によってハウジング３８６に対して固定されているものとする。

【０１５４】

本変形例においても、第１の実施形態と同様、回転機構（図示せず。）によって、走査部３８０がハウジング３８６ごとｙ軸を回転軸として回転することができる。ここで、本変形例においては、上記のように、ＭＥＭＳミラー３８１はハウジング３８６と離隔して配設されるため、走査部３８０が回転してもＭＥＭＳミラー３８１は回転しない。本変形例においては、光路変更素子であるＭＥＭＳミラー３８１は走査部３８０とともに回転せず、走査部３８０の回転と同期して、その反射面の角度や表面の形状を変化させ、ウインドウ部１６２と対向している対物レンズ３８２、３８３の方向にレーザ光の光路を変更させる。つまり、ＭＥＭＳミラー３８１によってレーザ光の光路を変更することにより、生体組織５００におけるレーザ光の走査を行う。例えば、図７Ａに示す状態から走査部３８０が所定の角度回転し、収差補正素子３８５及び対物レンズ３８３がウインドウ部１６２と対向する位置に来たときには、ＭＥＭＳミラー３８１は、その角度や表面の形状を変化させ、レーザ光の光路を収差補正素子３８５及び対物レンズ３８３に入射するように変更させる。

【０１５５】

また、本変形例においても、第１の実施形態と同様、平行移動機構（図示せず。）によ

って、走査部３８０がハウジング３８６ごとｙ軸方向に平行移動することができる。走査部３８０がｙ軸方向に平行移動する場合には、ＭＥＭＳミラー３８１は、走査部３８０と一緒に平行移動してもよい。このように、本変形例においては、ＭＥＭＳミラー３８１の反射面の角度や形状の動的な制御によるレーザ光の光路の偏光により生体組織５００に対してレーザ光がｘ軸方向に走査され、平行移動機構による走査部３８０（及びＭＥＭＳミラー３８１）のｙ軸方向への平行移動により生体組織５００に対してレーザ光がｙ軸方向に走査される。

【０１５６】

ただし、ＭＥＭＳミラー３８１は、走査部３８０のｙ軸方向の平行移動に伴って平行移動しなくてもよい。つまり、ＭＥＭＳミラー３８１は、走査部３８０のｙ軸を回転軸とする回転及びｙ軸方向への平行移動に対して、その位置が不変であってもよい。ＭＥＭＳミラー３８１が走査部３８０とともに回転せず、平行移動もしない場合であっても、ＭＥＭＳミラー３８１が、走査部３８０の回転及び平行移動と同期して、その反射面の角度や表面の形状を変化させ、ウインドウ部１６２と対向している対物レンズ３８２、３８３の方向にレーザ光の光路を変更させることにより、生体組織５００に対するレーザ光の走査を行うことができる。

【０１５７】

なお、ＭＥＭＳミラー３８１は、ハウジング３８６のコップ形状の凹部において、図示しない支持部材等によって、上述した駆動を妨げないように支持されているものとする。例えば、ＭＥＭＳミラー３８１は、支持部材によって、ハウジング３８６のコップ形状の凹部の底面の略中心（ハウジング３８６の回転軸に対応する部分）と接続されていてもよい。そして、当該支持部材に、ハウジング３８６の回転をキャンセルする機構が設けられることにより、ハウジング３８６が回転してもＭＥＭＳミラー３８１は回転しない構成を実現できる。

【０１５８】

以上、図７Ａ及び図７Ｂを参照して説明したように、本変形例においては、ＭＥＭＳミラー３８１における反射面の条件（反射面の角度、形状等）を動的に変化させることにより、生体組織５００に対してレーザ光を走査する。ＭＥＭＳミラー３８１の制御によりレーザ光の走査が制御されるため、より自由度の高いレーザ走査が実現できる。

【０１５９】

なお、ＭＥＭＳミラー３８１は、光の反射方向を動的に変更可能な光偏向デバイス（光偏向素子）の一例であり、ＭＥＭＳミラー３８１の代わりに他の光偏向デバイスを用いた場合であっても、上述した構成と同様の構成を実現することができ、同様の効果を得ることができる。また、本変形例では、回転機構は設けられなくてもよい。例えば、鏡筒内においてレーザ光の光路上に、対物レンズ、収差補正素子、ＭＥＭＳミラーをこの順に設ける。鏡筒の外壁の、鏡筒の長手方向においてＭＥＭＳミラーの配設位置に対応する部位にウインドウ部を設け、対物レンズ及び収差補正素子を通過してＭＥＭＳミラーに入射したレーザ光が、当該ウインドウ部を介して観察対象である生体組織をｘ軸方向に走査するように、ＭＥＭＳミラーの反射面の条件を動的に制御する。このような構成により、鏡筒内の構成部材を回転させなくても、観察対象に対するレーザ光のｘ軸方向の走査を実現することができる。

【０１６０】

（４－１－３．走査部が光路分岐素子を有する構成）

次に、図８Ａ及び図８Ｂを参照して、走査部が対物レンズを複数有する構成の具体的な構成例として、走査部が光路分岐素子を有する構成について説明する。図８Ａ及び図８Ｂは、走査部が光路分岐素子を有する場合の走査部の一構成例を示す概略図である。なお、図８Ａ及び図８Ｂでは、簡単のため、本開示に係るレーザ走査型内視鏡装置の構成のうち、走査部及びその近傍の構成についてのみ主に図示している。また、図８Ａは、走査部及びその近傍の構成について、鏡筒の中心軸を通りｙ－ｚ平面と平行な断面で切断したときの断面図を示している。また、図８Ｂは、走査部及びその近傍の構成について、図８Ａに

示すＣ－Ｃ断面で切断したときの断面図を示している。

【０１６１】

図８Ａ及び図８Ｂを参照すると、走査部３９０は、光路分岐素子３９１、レンズ３９２、レンズアレイ３９３、光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄ、対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄ、収差補正素子３９６ａ、３９６ｂ、３９６ｃ、３９６ｄ及びハウジング３９７を有する。このように、本変形例に係る走査部３９０は、４つの対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄを有する。また、図８Ｂに示すように、４つの対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄは、ｙ軸方向から見たときに走査部３９０において、９０度ずつ回転した位置に配置される。

【０１６２】

また、これらの対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄの前段には収差補正素子３９６ａ、３９６ｂ、３９６ｃ、３９６ｄ及び光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄがそれぞれ配置される。収差補正素子３９６ａ、３９６ｂ、３９６ｃ、３９６ｄの機能は、図２を参照して説明した収差補正素子１６６と同様であり、レーザ光が前記生体組織に集光される際に生じる収差を少なくとも補正する機能を有する。また、図８Ａ及び図８Ｂに示す例では、光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄは例えば折り曲げミラーであり、図２を参照して説明した光路変更素子１６４と同様の機能を有する。すなわち、光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄは、走査部３９０に入射したレーザ光を対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄのレンズ面に導光する。

【０１６３】

ハウジング３９７は、走査部３９０の各構成部材を内部の空間に収容する。本変形例では、ハウジング３９７は、図８Ａ及び図８Ｂに示すように、内部に空間を有する略直方体の形状を有し、当該内部空間に光路分岐素子３９１、レンズ３９２、レンズアレイ３９３、光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄ及び収差補正素子３９６ａ、３９６ｂ、３９６ｃ、３９６ｄが配設される。また、ハウジング３９７の鏡筒１６１の内壁と対向する４面の一部領域には、対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄがそれぞれ配設される。なお、光路分岐素子３９１、レンズ３９２、レンズアレイ３９３、光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄ及び収差補正素子３９６ａ、３９６ｂ、３９６ｃ、３９６ｄ、ハウジング３９７の内部空間において、図示しない支持部材等によってハウジング３９７に対して固定されているものとする。

【０１６４】

本変形例においては、図８Ａに示すように、光ファイバ（図示せず。）によって鏡筒１６１内を導光してきたレーザ光は、光ファイバ用導光レンズ１５０によって略平行光にコリメートされ、ハウジング３９７の一側に設けられた光路分岐素子３９１に入射する。光路分岐素子３９１は、ビームスプリッタの一種であり、入射したレーザ光を複数の光路に分岐することができる。例えば、光路分岐素子３９１は、回折格子によって入射したレーザ光を複数の光路に分岐してもよい。本変形例では、光路分岐素子３９１は、入射したレーザ光を４つの光路に分岐する。

【０１６５】

４つの光路に分岐されたレーザ光は、レンズ３９２を介してレンズアレイ３９３に集光される。レンズアレイ３９３は、分岐されたレーザ光と同数のレンズがアレイ状に配列されたものであり、分岐されたそれぞれのレーザ光がレンズアレイ３９３を構成する各レンズによって略平行光にコリメートされ、光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄにそれぞれ入射する。光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄは、入射した光を、対応する収差補正素子３９６ａ、３９６ｂ、３９６ｃ、３９６ｄ及び対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄにそれぞれ導光する。

【０１６６】

本変形例においても、第１の実施形態と同様、回転機構（図示せず。）によって、走査部３９０がハウジング３９７ごとｙ軸を回転軸として回転することができる。また、第１

の実施形態と同様、平行移動機構（図示せず。）によって、走査部３９０がハウジング３９７ごとｙ軸方向に平行移動することができる。このように、本変形例においては、回転機構による走査部３９０のｙ軸を回転軸とした回転により生体組織５００に対してレーザ光がｘ軸方向に走査され、平行移動機構による走査部３９０のｙ軸方向への平行移動により生体組織５００に対してレーザ光がｙ軸方向に走査される。

【０１６７】

以上、図８Ａ及び図８Ｂを参照して説明したように、本変形例においては、走査部３９０に入射したレーザ光が、光路分岐素子３９１によって複数、例えば４つのレーザ光に分岐される。そして、分岐されたレーザ光のそれぞれが、光路変更素子３９４ａ、３９４ｂ、３９４ｃ、３９４ｄによって、対物レンズ３９５ａ、３９５ｂ、３９５ｃ、３９５ｄのそれぞれに向かって導光される。本変形例においては、この状態で走査部３９０がｙ軸を回転軸として回転することにより、走査部３９０が１回転する間に、生体組織５００にはウインドウ部１６２を介して４回レーザ光が走査されることとなる。従って、走査部３９０の１度の回転によって走査されるライン数を増加させることができるため、より効率的なレーザ走査が可能となる。

【０１６８】

（４－１－４．鏡筒に対するレーザ光の入射位置が固定される構成）

次に、図９Ａ及び図９Ｂを参照して、走査部が対物レンズを複数有する構成の具体的な構成例として、鏡筒に対するレーザ光の入射位置が固定される構成について説明する。図９Ａ及び図９Ｂは、鏡筒に対するレーザ光の入射位置が固定される場合の走査部の一構成例を示す概略図である。なお、図９Ａ及び図９Ｂでは、簡単のため、本開示に係るレーザ走査型内視鏡装置の構成のうち、走査部及びその近傍の構成についてのみ主に図示している。また、図９Ａは、走査部及びその近傍の構成について、鏡筒の中心軸を通りｙ－ｚ平面と平行な断面で切断したときの断面図を示している。また、図９Ｂは、走査部及びその近傍の構成をｙ軸の負方向から（レーザ光が入射する方向から）見た様子を示している。ただし、図９Ｂでは、走査部がｙ軸を回転軸として所定の角度回転した様子を図示し、対物レンズについては走査部のハウジングを透過して図示している。

【０１６９】

図９Ａ及び図９Ｂを参照すると、走査部３５０は、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄ、光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄ、対物レンズ３５３ａ、３５３ｂ、３５３ｃ、３５３ｄ、収差補正素子３５４ａ、３５４ｂ、３５４ｃ、３５４ｄ及びハウジング３５５を有する。このように、本変形例に係る走査部３５０は、４つの対物レンズ３５３ａ、３５３ｂ、３５３ｃ、３５３ｄを有する。また、図９Ｂに示すように、４つの対物レンズ３５３ａ、３５３ｂ、３５３ｃ、３５３ｄは、ｙ軸方向から見たときに走査部３５０において、９０度ずつ回転した位置に配置される。

【０１７０】

また、これらの対物レンズ３５３ａ、３５３ｂ、３５３ｃ、３５３ｄの前段には収差補正素子３５４ａ、３５４ｂ、３５４ｃ、３５４ｄ及び光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄがそれぞれ配置される。収差補正素子３５４ａ、３５４ｂ、３５４ｃ、３５４ｄの機能は、図２を参照して説明した収差補正素子１６６と同様であり、レーザ光が前記生体組織に集光される際に生じる収差を少なくとも補正する機能を有する。また、図９Ａ及び図９Ｂに示す例では、光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄは例えば折り曲げミラーであり、図２を参照して説明した光路変更素子１６４と同様の機能を有する。すなわち、光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄは、走査部３５０に入射したレーザ光を対物レンズ３５３ａ、３５３ｂ、３５３ｃ、３５３ｄのレンズ面に導光する。

【０１７１】

ハウジング３５５は、走査部３５０の各構成部材を内部の空間に収容する。本変形例では、ハウジング３５５は、図９Ａ及び図９Ｂに示すように、内部に空間を有する略直方体の形状を有し、当該内部空間に光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄ、

及び収差補正素子３５４ａ、３５４ｂ、３５４ｃ、３５４ｄが配設される。また、ハウジング３５５の鏡筒１６１の内壁と対向する４面の一部領域には、対物レンズ３５３ａ、３５３ｂ、３５３ｃ、３５３ｄがそれぞれ配設される。なお、光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄ及び収差補正素子３５４ａ、３５４ｂ、３５４ｃ、３５４ｄは、ハウジング３５５の内部空間において、図示しない支持部材等によってハウジング３５５に対して固定されているものとする。

【０１７２】

ハウジング３５５のｙ軸の負方向に位置する面には、光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄと対向する位置に、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄがそれぞれ形成される。ここで、ハウジング３５５は、入射するレーザ光の波長帯域において当該レーザ光を透過しない材料によって形成されており、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄは、当該レーザ光を透過する材料によって形成される。従って、本変形例においては、図９Ａに示すように、ｙ軸の負方向から入射して走査部３５０に照射されたレーザ光は、ハウジング３５５の入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄを通過して、ハウジング３５５内部の光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄに入射する。ここで、図９Ａでは、光ファイバ（図示せず。）によって鏡筒１６１内を導光してきたレーザ光が、光ファイバ用導光レンズ（図示せず。）によって略平行光にコリメートされた後段の様子を図示している。

【０１７３】

また、本変形例においても、第１の実施形態と同様、回転機構（図示せず。）によって、走査部３５０がハウジング３５５ごとｙ軸を回転軸として回転することができる。また、第１の実施形態と同様、平行移動機構（図示せず。）によって、走査部３５０がハウジング３５５ごとｙ軸方向に平行移動することができる。このように、本変形例においては、回転機構による走査部３５０のｙ軸を回転軸とした回転により生体組織５００に対してレーザ光がｘ軸方向に走査され、平行移動機構による走査部３５０のｙ軸方向への平行移動により生体組織５００に対してレーザ光がｙ軸方向に走査される。

【０１７４】

また、本変形例においては、レーザ光が入射する位置は、鏡筒１６１に対して固定されている。つまり、鏡筒１６１に対してレーザ光の光軸が所定の位置に保たれた状態で、走査部３５０がｙ軸を回転軸として回転する又はｙ軸方向に平行移動する。ここで、上述したように、走査部３５０のハウジング３５５には、光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄと対向する位置に、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄがそれぞれ形成されている。従って、図９Ｂに示すように、走査部３５０が回転して、ハウジング３５５におけるレーザ光の照射スポットＳの領域内に入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄが位置したタイミングで、対応する入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄからレーザ光がハウジング３５５の内部に入射し、走査が行われる。

【０１７５】

ここで、本変形例においては、図９Ｂに示すように、レーザ光が複数の入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｄに同時に照射する場合が考えられる。この場合、入射ウインドウ部３５１ａから入射したレーザ光と、入射ウインドウ部３５１ｄから入射したレーザ光とが同時に生体組織５００に照射されると、生体組織５００の互いに異なる２箇所に同時にレーザ光が照射されることとなり、当該２箇所からの戻り光が同時に検出されてしまうため、レーザ走査として好ましくない。従って、ハウジング３５５に照射されるレーザ光のビーム径（図９Ｂに示す照射スポットＳを表す円の直径に相当）、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄのサイズ、及び入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄが設けられる間隔等は、互いに異なる入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄから入射したレーザ光が同時に生体組織５００に照射されることを避けるように設計されてよい。例えば、レーザ光のビーム径は、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄのサイズの約１．５倍であってよい。

【０１７６】
以上、図９Ａ及び図９Ｂを参照して説明したように、本変形例においては、鏡筒１６１に対してレーザ光の入射位置が固定された状態で、当該レーザ光が走査部３５０に入射する。そして、ハウジング３５５のレーザ光が入射する面には、それぞれ異なる位置であって、ハウジング３５５内部に設けられる光路変更素子３５２ａ、３５２ｂ、３５２ｃ、３５２ｄに対応する位置に、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄが形成される。この状態で走査部３５０がｙ軸を回転軸として回転することにより、入射ウインドウ部３５１ａ、３５１ｂ、３５１ｃ、３５１ｄのいずれかから入射したレーザ光によって、生体組織５００へのレーザ走査が行われる。従って、本変形例においては、走査部３５０が１回転する間に、生体組織５００にはウインドウ部１６２を介して４回レーザ光が走査されることとなる。従って、走査部３５０の１度の回転によって走査されるライン数を増加させることができるため、より効率的なレーザ走査が可能となる。また、レーザ走査における上記の効率（走査部３５０が１回転する間に４回レーザ走査される）は、図８Ａ及び図８Ｂに示した走査部３９０におけるレーザ走査の効率と同程度であるが、図９Ａ及び図９Ｂに示したように、本変形例に係る走査部３５０は、走査部３９０よりも少ない構成部材によって構成され得る。従って、本変形例では、レーザ走査において、より簡易な構成で、図８Ａ及び図８Ｂに示した走査部３９０と同程度の効率を実現することができる。

【０１７７】
以上、図６Ａ、図６Ｂ、図７Ａ、図７Ｂ、図８Ａ、図８Ｂ、図９Ａ及び図９Ｂを参照して、第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２の変形例として、走査部が複数の対物レンズを有する変形例の具体的な構成例について説明した。以上説明したように、本変形例においては、走査部が複数の対物レンズを有することにより、走査部が１回転する間に、複数の対物レンズによる複数のラインのレーザ走査を行うことが可能となる。従って、走査部の１度の回転によって走査可能なライン数を増加させることができるため、より効率的なレーザ走査が可能となる。

【０１７８】
（４－２．その他の構成）
次に、本開示の第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２の他の変形例について説明する。

【０１７９】
（４－２－１．走査部が異なる方向の回転軸を有する構成）
図１０Ａ及び図１０Ｂを参照して、走査部が異なる回転軸方向を有する変形例の一構成例について説明する。図１０Ａは、走査部が異なる回転軸方向を有する内視鏡の一構成例を示す概略図である。図１０Ｂは、図１０Ａに示す走査部の構成を模式的に示す概略図である。なお、図１０Ｂは、図１０ＡにおけるＤ－Ｄでの断面をｚ軸方向から見た様子を示す図である。ただし、図１０Ｂでは、走査部がｙ軸を回転軸として所定の角度回転した様子を図示している。ここで、本変形例は、図２及び図４Ａに示す第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２と、内視鏡の構成が異なるものであり、その他の構成についてはレーザ走査型内視鏡装置１、２と同様であってよい。従って、以下の本変形例についての説明では、相違点である内視鏡の構成について主に説明するものとし、図１０Ａにおいても、レーザ走査型内視鏡装置の構成のうち内視鏡の構成について主に図示している。

【０１８０】
図１０Ａを参照すると、本変形例に係る内視鏡４００は、鏡筒１６１、ウインドウ部１６２、光ファイバ１４０、光ファイバ用導光レンズ１５０、回転機構１６７、平行移動機構１６８、光路変更素子４１０、走査部４２０及び回転部材４３０を有する。なお、鏡筒１６１、ウインドウ部１６２、光ファイバ１４０、光ファイバ用導光レンズ１５０、回転機構１６７及び平行移動機構１６８の機能については、図２を参照して説明した各構成部材とほぼ同様であるため、詳細な説明は省略する。ただし、本変形例においては、ウイン

ドウ部１６２は、鏡筒１６１の側壁ではなく、鏡筒１６１の長手方向の先端部に、鏡筒１６１の長手方向と略垂直な面を有して設けられる。すなわち、本変形例に係る内視鏡４００は、鏡筒１６１の長手方向における一端（先端部）を生体組織５００に接触させた状態でレーザ走査を行う。なお、本変形例においては、ウインドウ部１６２の形状は、球面又はシリンドリカル面等の曲面であってもよいし、平面であってもよい。図１０Ａ及び図１０Ｂに示す例では、ウインドウ部１６２は、所定の曲率を有する曲面を有している。

【０１８１】

本変形例においては、光ファイバ１４０によって鏡筒１６１内を導光してきたレーザ光は、光ファイバ用導光レンズ１５０によって略平行光にコリメートされ、鏡筒１６１内をｙ軸方向に導光される。内視鏡４００のヘッド部には、光路変更素子４１０が設けられており、光路変更素子４１０に入射した当該レーザ光は、その光路がｚ軸方向に変更され、走査部４２０に入射される。光路変更素子４１０は、レーザ光の光路を変更することができる光学素子であればどのような光学素子であってもよく、例えば折り曲げミラーであってよい。

【０１８２】

走査部４２０は、光路変更素子４２１、対物レンズ４２２、収差補正素子４２３及びハウジング４２４を有する。なお、光路変更素子４２１、対物レンズ４２２、収差補正素子４２３及びハウジング４２４の機能及び構成は、第１及び第２の実施形態に係る走査部１６３が有する光路変更素子１６４、対物レンズ１６５、収差補正素子１６６及びハウジング１６９の機能及び構成と同様であるため、詳細な説明は省略する。ただし、本実施形態においては、走査部４２０は、内視鏡４００の先端に設けられたウインドウ部１６２と対物レンズ４２２とが対向し、対物レンズ４２２によってウインドウ部１６２を介して生体組織５００にレーザ光が集光されるように配置される。つまり、図１０Ａに示すように、光路変更素子４１０によってｚ軸方向に光路を変更され、走査部４２０に入射したレーザ光は、走査部４２０内の光路変更素子４２１によってその光路がｙ軸方向に変更され、収差補正素子４２３及び対物レンズ４２２を順に通過して生体組織５００に照射される。

【０１８３】

また、本変形例においては、走査部４２０は、回転部材４３０を介して回転機構１６７と機械的に接続されており、回転機構１６７によって、ｚ軸を回転軸として回転する。走査部４２０から生体組織５００にレーザ光を照射した状態で、ｚ軸を回転軸として走査部４２０がを回転することにより、内視鏡４００の先端部分において、生体組織５００に対してｘ軸方向にレーザ光を走査することができる。また、本変形例においては、平行移動機構１６８は走査部４２０をｚ軸方向に平行移動させる。従って、本変形例においては、生体組織５００に対して、ｘ－ｚ平面におけるレーザ走査が行われる。

【０１８４】

ここで、回転部材４３０は、複数のシャフト４３１、４３２によって構成される。シャフト４３１は、鏡筒１６１内で鏡筒１６１の長手方向に沿って延設され、その一端は回転機構１６７に接続されている。そして、シャフト４３１は、回転機構１６７によってｙ軸を回転軸として回転する。シャフト４３１の他端には歯車（ギア）機構が設けられており、同じくギア機構が設けられているシャフト４３２の一端と、ギア機構を噛み合わせて連結される。シャフト４３２は、鏡筒１６１内で鏡筒１６１の長手方向と略９０度の方向であるｚ軸方向に延設され、その一端は上述のようにギア機構を介してシャフト４３１と連結され、他端は走査部４２０と接続されている。回転機構１６７及び回転部材４３０がこのように連結されることにより、回転機構１６７によるｙ軸を回転軸とした回転運動が、最終的にｚ軸を回転軸とした回転運動として走査部４２０に伝達される。従って、回転機構１６７は、走査部４２０をｚ軸を回転軸として回転させることが可能となる。

【０１８５】

なお、本変形例においては、回転機構１６７及び回転部材４３０の構成はかかる例に限定されず、走査部４２０をｚ軸を回転軸として回転させることができればどのような構成であってもよい。

【０１８６】
以上、図１０Ａ及び図１０Ｂを参照して、第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２の変形例として、走査部が異なる回転軸方向を有する変形例の一構成例について説明した。本変形例によれば、ウインドウ部１６２が、鏡筒１６１の長手方向の先端部に、鏡筒１６１の長手方向と略垂直な面を有して設けられる。そして、鏡筒１６１の先端部を接触させた部位に対してレーザ走査が行われる。従って、例えば、観察対象部位が、鏡筒１６１の側壁を接触させることが困難であるような体腔内の奥まった凹部に存在する場合であっても、レーザ走査による観察を行うことが可能となる。
【０１８７】
なお、第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２のように鏡筒１６１の側壁にウインドウ部１６２が設けられる内視鏡１６０と、本変形例のように鏡筒１６１の先端部にウインドウ部１６２が設けられる内視鏡４００とは、例えば、同一の装置本体部に対して取り換え可能であってもよい。内視鏡として、鏡筒１６１の側壁にウインドウ部１６２が設けられる構成を用いるか、鏡筒１６１の先端部にウインドウ部１６２が設けられる構成を用いるかは、観察対象部位の形状等に応じて、ユーザによって適宜選択されてよい。
【０１８８】
（４－２－２．複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例）
上記（４－１．走査部が複数の対物レンズを有する構成）で説明した変形例では、複数の対物レンズが、鏡筒１６１の長手方向の略同一な位置において、鏡筒１６１の円周方向に沿って並んで配設される場合について説明した。しかし、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、複数の対物レンズが、鏡筒１６１の長手方向に沿って並んで配設されてもよい。
【０１８９】
図１１を参照して、このような、複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例について説明する。図１１は、複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例に係る内視鏡の一構成例を示す概略図である。
【０１９０】
図１１を参照すると、本変形例に係る内視鏡４５０は、鏡筒１６１と、ウインドウ部１６２と、回転機構１６７と、平行移動機構１６８と、走査部４６０と、を有する。なお、鏡筒１６１、ウインドウ部１６２、回転機構１６７及び平行移動機構１６８の機能については、図２を参照して説明した各構成部材と同様であるため、詳細な説明は省略する。また、図１１では簡単のため図示を省略しているが、内視鏡４５０は、図２に示す内視鏡１６０が有する光ファイバ１４０及び光ファイバ用導光レンズ１５０と同様の構成を有している。当該光ファイバによって鏡筒１６１内を導光してきたレーザ光が、当該光ファイバ用導光レンズによって略平行光にコリメートされ、鏡筒１６１内をｙ軸方向に導光され、走査部４６０に入射することとなる。
【０１９１】
本変形例に係る走査部４６０は、収差補正素子４６１と、第１の光路変更素子４６３と、第２の光路変更素子４６４と、第１の対物レンズ４６５と、第２の対物レンズ４６６と、が、ハウジング４６９内に格納されて構成される。図１１に示すように、本変形例では、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６が、鏡筒１６１の長手方向に沿って、略同一の方向を向いて（すなわち、鏡筒１６１の円周方向において略同一の位置に）並んで配設される。そして、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６のそれぞれに対応するように第１の光路変更素子４６３及び第２の光路変更素子４６４が設けられる。なお、収差補正素子４６１及びハウジング４６９の機能及び構成は、図２に示す収差補正素子１６６及びハウジング１６９の機能及び構成とそれぞれ同様であるため、詳細な説明は省略する。また、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６の各々の機能及び構成は、図２に示す対物レンズ１６５の機能及び構成と同様であるため、詳細な説明は省略する。

【０１９２】
第１の光路変更素子４６３は、例えばビームスプリッタであり、鏡筒１６１内を導光されてきたレーザ光の一部を後段の第２の光路変更素子４６４に導光するとともに、一部を自身に対応して設けられた第１の対物レンズ４６５に向かって導光する。第２の光路変更素子４６４は例えば折り曲げミラーであり、前段の第１の光路変更素子４６３を透過してきたレーザ光を自身に対応して設けられた第２の対物レンズ４６６に向かって導光する。第１の光路変更素子４６３及び第２の光路変更素子４６４によって光路を変更されたレーザ光は、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６をそれぞれ通過し、ウインドウ部１６２を介して観察対象である生体組織（図示せず。）に照射される。このように、本変形例では、ｙ軸方向における互いに異なる２つのスポットで、レーザ光が生体組織に照射されることとなる。本変形例においても、図２に示す内視鏡１６０の走査部１６３と同様に、走査部４６０は、回転機構１６７によってｙ軸方向を回転軸方向として回転され、平行移動機構１６８によってｙ軸方向に平行移動される。従って、本変形例に係る内視鏡４５０では、走査部４６０が１回転する間に、ｙ軸方向における複数のスポット（図１１に示す例では２つのスポット）に照射されるレーザ光によって複数のラインを走査することが可能となる。

【０１９３】
複数のスポットへのレーザ光の照射によって得られる光学的な信号を区別するために、波長、角度又は偏光等を時間的に変調させたレーザ光を第１の光路変更素子４６３に入射させ、当該レーザ光の変調に応じて第１の光路変更素子４６３でのレーザ光の透過及び反射を制御してもよい。このような制御に用いられ得る第１の光路変更素子４６３としては、例えば、ダイクロイックミラー（波長に応じてレーザ光を分離する光学素子の一例）、ボリュームホログラフィック回折素子（角度に応じてレーザ光を分離する光学素子の一例）又は偏光ビームスプリッタ（偏光に応じてレーザ光を分離する光学素子の一例）等の光学素子が挙げられる。また、生体組織における観察深さが変化しないように、第１の光路変更素子４６３及び第２の光路変更素子４６４に入射するレーザ光は、できるだけ平行光に近いものであることが望ましい。

【０１９４】
ここで、図２に示す内視鏡１６０では、ｙ軸方向にレーザ光を走査する際に、平行移動機構１６８によって走査部１６３をｙ軸方向に移動させていた。従って、ｙ軸方向の視野をより広くしようとする場合には、走査部１６３のｙ軸方向へのストロークを大きくしなくてはならない。ストロークが大きい場合に、走査部１６３を高速駆動させながら走査部１６３の光学系の位置精度を高精度に保つためには、平行移動機構１６８の軸ガイドや送り機構等に求められる機械的な剛性等、各部材に対する要求精度が一層高いものとなる。一方、本変形例によれば、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６がｙ軸方向に並んで設けられることにより、ｙ軸方向における複数のスポットに対してレーザ光を照射することが可能となる。従って、平行移動機構１６８による走査部４６０のストロークを大きくすることなく、ｙ軸方向の視野をより広くすることができる。なお、本変形例に係る構成は、特に、ｙ軸方向の視野が対物レンズの開口サイズよりも広い場合に好適に適用され得る。

【０１９５】
図１２に、図１１に示す本変形例に係る内視鏡の他の構成例を示す。図１２は、複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例に係る内視鏡の他の構成例を示す概略図である。図１２を参照すると、本変形例に係る内視鏡４７０は、鏡筒１６１と、ウインドウ部１６２と、回転機構１６７と、平行移動機構１６８と、走査部４８０と、を有する。また、走査部４８０は、収差補正素子４６１と、第１の光路変更素子４６３と、第２の光路変更素子４６４と、第１の対物レンズ４６５と、第２の対物レンズ４６６と、が、ハウジング４６９内に格納されて構成される。図１２を参照すると、本変形例に係る内視鏡４７０は、第１の対物レンズ４６５と、第２の対物レンズ４６６とが、鏡筒１６１の長手方向に沿って配設されるとともに、略１８０度異なる方向を向いて（すなわち、鏡筒１６１

の円周方向において略１８０度回転した位置に）配設される。その他の構成については、図１１を参照して説明した内視鏡４５０と同様であるため、詳細な説明は省略する。

【０１９６】

図１２に示す内視鏡４７０では、走査部４８０の回転の位相に基づいて、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６のいずれによってレーザ光が生体組織に照射されているかを区別することができるため、走査部４８０の回転に同期させて、生体組織からの戻り光を検出することにより、上述したような信号を区別するためのレーザ光の変調を行う必要はなくなる。

【０１９７】

以上、図１１及び図１２を参照して、複数の対物レンズが鏡筒の長手方向に配列される変形例について説明した。以上説明したように、本変形例では、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６がｙ軸方向に並んで設けられることにより、ｙ軸方向における複数のスポットに対してレーザ光を照射することが可能となる。従って、平行移動機構１６８による走査部４６０のストロークを大きくすることなく、ｙ軸方向の視野をより広くすることができる。また、図１１及び図１２に示すように、本変形例では、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６は略同一の方向を向いて配設されてもよいし、互いに異なる方向を向いて配設されてもよい。なお、第１の対物レンズ４６５及び第２の対物レンズ４６６の配設位置は図１１及び図１２に示す例に限定されず、複数の対物レンズが鏡筒１６１の長手方向に沿って螺旋状に配設されてもよい。

【０１９８】

また、本変形例では、収差補正素子４６１として、下記（６－２－２．非点収差補正素子）で説明するような、非点収差の補正量を動的に変更可能な非点収差補正素子（後述する能動非点収差補正素子）が用いられてもよい。能動非点収差補正素子を用いて、走査部４６０、４８０の回転に同期して当該能動非点収差補正素子による補正量を適宜調整することにより、複数の対物レンズの相対アライメント誤差等によって生じる収差の影響を軽減することができる。

【０１９９】

（５．収差補正素子の構成）

次に、図２及び図３に示す収差補正素子１６６の具体的な構成について説明する。上記（２．第１の実施形態）で説明したように、本実施形態に係る収差補正素子１６６は、レーザ光が生体組織５００に集光される際に生じる収差を補正する。このような収差として、例えば、色収差、球面収差、コマ収差及び非点収差等がある。

【０２００】

これらの収差のうち、色収差については、本実施形態のように生体組織を観察する場合であれば、例えば近赤外光のように特定の波長帯域を有するレーザ光が用いられることが多いため、当該色収差の影響は比較的小さいと考えられる。また、例えばウインドウ部１６２に起因して生じる球面収差については、対物レンズ１６５を非球面レンズとし、当該非球面レンズの曲率、厚さ、非球面係数等の光学特性を調整することにより、当該球面収差をほぼ補正することが可能である。従って、以下では、収差の中でも、対物レンズ１６５及びウインドウ部１６２に起因する非点収差を補正するための収差補正素子１６６の具体的な構成について主に説明する。ただし、本実施形態においては、色収差を補正する素子や球面収差を補正する素子が、非点収差を補正する素子とは別に更に設けられても構わない。例えば、蛍光観察など、励起光（生体組織５００への照射光）と生体信号光（生体組織５００からの戻り光）の波長帯域が異なる場合には、当該戻り光がファイバに効率よく導かれるように、色収差を補正する素子が別途配設されることが望ましい。また、例えば、ウインドウ部や生体組織の厚みによる球面収差を補正するために、上述した対物レンズ１６５の光学特性を調整することと併せて、球面収差補正素子が別途配設されてもよい。

【０２０１】

なお、上記（２．第１の実施形態）で説明したように、本実施形態に係るレーザ走査型

観察装置には、観察深さを変更するための観察深さ調整機構が設けられてもよい。このような観察深さ調整機構が設けられるレーザ走査型観察装置においては、観察深さの変更に伴う収差の変動を考慮して設計された、非点収差を補正する収差補正素子が好適に適用され得る。また、上記のように、レーザ走査型内視鏡装置１によって、２光子励起等の蛍光を利用した観察を行う場合や、複数の異なる波長のレーザ光を用いた観察には、色収差を補正する収差補正素子が好適に適用され得る。このような、観察深さ調整機構を有する場合や、２光子励起を利用した観察を行う場合における収差補正素子の具体的な構成については、下記（６－２．レーザ走査型プローブ）で詳細に説明する。

【０２０２】

（５－１．非点収差の補正について）

非点収差を補正するための収差補正素子の具体的な構成例について説明する。非点収差補正用の収差補正素子の具体的に構成について説明するに先立ち、本発明者らが非点収差について検討した内容について説明する。

【０２０３】

上記（２．第１の実施形態）で説明したように、対物レンズ１６５及びウインドウ部１６２に起因して生じる収差の度合いは、対物レンズ１６５のＮＡの値や、ウインドウ部１６２の形状に影響される。具体的には、対物レンズ１６５のＮＡが高くなるほど、ウインドウ部１６２の構成部材の厚さが大きくなるほど、ウインドウ部１６２の曲率が小さくなるほど（すなわち、鏡筒１６１の直径（外径）が小さくなるほど）、当該収差の度合いは大きくなる傾向がある。

【０２０４】

本発明者らは、上記の３つのパラメータ（対物レンズ１６５のＮＡ、ウインドウ部１６２の厚さ、鏡筒１６１の直径）を変化させながら、光線追跡シミュレーションを繰り返し行うことにより、当該３つのパラメータと非点収差の度合いとの関係をより詳細に調査し、非点収差を補正するための構成について検討を行った。なお、ここで言う非点収差とは、図２及び図３に示すｘ軸方向の焦点距離とｙ軸方向の焦点距離との差を意味する。

【０２０５】

上記の検討の結果、非点収差の度合いは、上記深さ方向の距離の光学距離（媒体の屈折率と深さ方向の距離との積）の２乗に比例して大きくなり、対物レンズ１６５のＮＡの２乗に比例して大きくなるとの知見が得られた。また、鏡筒１６１の直径（すなわち、ウインドウ部１６２の外径）が小さくなるほど非点収差の度合いが大きくなることが確認された。

【０２０６】

上記知見に鑑み、本発明者らは、非点収差を補正するための構成について検討を行った。以下に、図１３Ａ、図１３Ｂ、図１４及び図１５を参照して、上記検討の結果本発明者らが想到した収差補正素子の具体的な構成例について説明する。ここで、上述したように非球面レンズである対物レンズ１６５の光学特性を調整して球面収差を補正する場合、例えば、球面収差のうち、ｘ軸方向又はｙ軸方向のいずれかの方向の成分を最小化するように、対物レンズ１６５の光学特性のパラメータを調整することができる。そこで、本発明者らは、シリンドリカル形状を有するウインドウ部１６２を平行平板とみなすことができる方向である、図２及び図３に示すｙ軸方向（すなわち、ｙ－ｚ平面）における球面収差については、対物レンズ１６５の光学特性を調整することにより補正を行い、ｘ－ｚ平面における球面収差については、非点収差を補正するための構成で併せて補正を行うことを考えた。従って、以下に示す収差補正素子の具体的な構成例は、非点収差を補正するとともに、ｘ－ｚ平面における球面収差を補正する機能を有する構成の一例である。

【０２０７】

なお、以下に示す図１３Ａ－図１５は、図２及び図３に示す内視鏡１６０の走査部１６３及びその近傍の様子を図示したものに対応する。具体的には、図１３Ａ－図１５では、図２及び図３に示す構成のうち、ウインドウ部１６２、光路変更素子１６４、対物レンズ１６５、収差補正素子１６６及び生体組織５００を主に図示するとともに、収差補正素子

１６６の構成をより具体的に図示している。なお、図１３Ａ－図１５に示すウインドウ部１６２、光路変更素子１６４及び対物レンズ１６５の機能及び構成は、図２及び図３を参照して説明したこれらの構成部材の機能及び構成と同様であるため、以下では、これらの構成部材についての詳細な説明は省略し、収差補正素子１６６の具体的な構成について主に説明する。また、以下の収差補正素子１６６の具体的な構成についての説明においては、光路変更素子１６４が折り曲げミラーであり、対物レンズ１６５が非球面レンズである場合について説明する。なお、下記に示す収差補正素子の具体的な各構成は、図５－図１０Ｂに示した各収差補正素子としても適用可能である。

【０２０８】

（５－１－１．シリンドリカル凹凸レンズペア）

図１３Ａ及び図１３Ｂを参照して、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正するための収差補正素子の一構成例であるシリンドリカル凹凸レンズペアについて説明する。図１３Ａ及び図１３Ｂは、本実施形態に係る収差補正素子１６６の一構成例であるシリンドリカル凹凸レンズペアの構成を示す模式図である。なお、図１３Ａは、図２に示す内視鏡１６０の走査部１６３及びその近傍を、ｚ軸の正方向から見た様子を図示している。また、図１３Ｂは、図２に示す内視鏡１６０の走査部１６３及びその近傍を、ｙ軸の正方向から見た様子を図示している。ただし、図１３Ａでは、光路変更素子１６４を透過して対物レンズ１６５を図示している。また、図１３Ａ及び図１３Ｂでは、簡単のため、レーザ光の光束を表す直線は、説明に必要な直線のみを主に図示している。

【０２０９】

図１３Ａを参照すると、本構成例においては、光路変更素子１６４の前段に、シリンドリカル凹凸レンズペア６２０が配設される。シリンドリカル凹凸レンズペア６２０は、凹レンズ面を有する凹シリンドリカルレンズ６２１と、凸レンズ面を有する凸シリンドリカルレンズ６２２と、から構成される。シリンドリカル凹凸レンズペア６２０は、図２及び図３に示す収差補正素子１６６に対応するものであり、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正するための収差補正素子である。本実施形態においては、シリンドリカル凹凸レンズペア６２０は、図１３Ａに示すように、光路変更素子１６４の前段、すなわち対物レンズ１６５よりも前段に配設される。

【０２１０】

凹シリンドリカルレンズ６２１は、一面が平面、当該一面と対向する他面が凹形状のシリンドリカル面を有する。そして、図１３Ａに示すように、平面を有する面がｙ軸の負方向、すなわち、レーザ光が入射する方向を向き、凹形状のシリンドリカル面を有する面がｙ軸の正方向を向くように配設される。また、凹シリンドリカルレンズ６２１は、ｚ軸方向がシリンドリカル面の円筒の軸方向になるように配設される。

【０２１１】

凸シリンドリカルレンズ６２２は、一面が平面、当該一面と対向する他面が凸形状のシリンドリカル面を有する。そして、図１３Ａに示すように、凸形状のシリンドリカル面を有する面がｙ軸の負方向、すなわち、レーザ光が入射する方向を向き、平面を有する面がｙ軸の正方向を向くように配設される。すなわち、凹シリンドリカルレンズ６２１及び凸シリンドリカルレンズ６２２は、凸シリンドリカルレンズ６２２の凸形状のシリンドリカル面と、凹シリンドリカルレンズ６２１の凹形状のシリンドリカル面とが対向するように配設される。また、凸シリンドリカルレンズ６２２は、ｚ軸方向がシリンドリカル面の円筒の軸方向になるように配設される。

【０２１２】

図１３Ａ及び図１３Ｂを参照すると、レーザ光の光束が直線で図示されている。また、略平行光にコリメートされｙ軸方向を導光されてきたレーザ光が、シリンドリカル凹凸レンズペア６２０を通過し、光路変更素子１６４によってｚ軸方向にその光路を変更され、対物レンズ１６５、ウインドウ部１６２を順に通過して生体組織５００に照射される様子が図示されている。このように、本構成例においては、入射したレーザ光は、凹シリンドリカルレンズ６２１の平面、凹形状のシリンドリカル面、凸シリンドリカルレンズ６２２

の凸形状のシリンドリカル面、平面を順に通過して、光路変更素子１６４に入射する。シリンドリカル凹凸レンズペア６２０を図１３Ａに示すように配設することにより、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正することができる。なお、シリンドリカル凹凸レンズペア６２０は、回転機構（図示せず。）及び／又は平行移動機構（図示せず。）によって、当該走査部とともに回転及び／又は平行移動する。

【０２１３】

ここで、シリンドリカル凹凸レンズペア６２０の光学特性（例えば、材質、厚さ、シリンドリカル面の曲率等）や具体的な構成は、入射するレーザ光の波長帯域、対物レンズ１６５の光学特性及びウインドウ部１６２の光学特性等に応じて適宜設定されてよい。例えば、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を最小化するように、凹シリンドリカルレンズ６２１のシリンドリカル面及び凸シリンドリカルレンズ６２２のシリンドリカル面の曲率や、双方の曲率の大小関係、凹シリンドリカルレンズ６２１及び凸シリンドリカルレンズ６２２の光軸方向（ｙ軸方向）の厚さ、並びに凹シリンドリカルレンズ６２１と凸シリンドリカルレンズ６２２との間隔等が調整されてよい。

【０２１４】

（５－１－２．シリンドリカルメニスカスレンズ）

図１４を参照して、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正するための収差補正素子の一構成例であるシリンドリカルメニスカスレンズについて説明する。図１４は、本実施形態に係る収差補正素子１６６の一構成例であるシリンドリカルメニスカスレンズの構成を示す模式図である。なお、図１４は、図２に示す内視鏡１６０の走査部１６３及びその近傍を、ｙ軸の正方向から見た様子を図示している。また、図１４では、簡単のため、レーザ光の光束を表す直線は、説明に必要な直線のみを主に図示している。

【０２１５】

図１４を参照すると、本構成例においては、対物レンズ１６５とウインドウ部１６２の間に、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０が配設される。シリンドリカルメニスカスレンズ６３０は、図２及び図３に示す収差補正素子１６６に対応するものであり、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正する機能を有する収差補正素子である。

【０２１６】

シリンドリカルメニスカスレンズ６３０は、両面にシリンドリカル面を有するメニスカスレンズである。図１４に示すように、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０における両面のシリンドリカル面は、同じ方向を円筒の軸方向とするように形成され、また、両面のシリンドリカル面の曲率は同じ符号を有する。本構成例においては、図１４に示すように、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０は、当該シリンドリカル面の円筒の軸方向が、ｙ軸方向、すなわち、ウインドウ部１６２のシリンドリカル面の円筒の軸方向と同じ方向になるように配設される。ただし、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０は、そのシリンドリカル面の曲率が、ウインドウ部１６２のシリンドリカル面の曲率と逆の符号を有するように配設される。また、図１４に示す例では、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０の両面のシリンドリカル面は、対物レンズ１６５と対向するシリンドリカル面の曲率が、ウインドウ部１６２と対向するシリンドリカル面の曲率よりも大きくなるように形成されている。

【０２１７】

図１４を参照すると、レーザ光の光束が直線で図示されている。また、略平行光にコリメートされｙ軸方向を導光されてきたレーザ光が、光路変更素子１６４によってｚ軸方向にその光路を変更され、対物レンズ１６５、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０、ウインドウ部１６２を順に通過して生体組織５００に照射される様子が図示されている。このように、本構成例においては、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０を、対物レンズ１６５とウインドウ部１６２の間に配設することにより、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正することができる。なお、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０は、回転機構（図示せず。）及び／又は平行移動機構（図示せず。）によって、当該走査部とともに回転及び／又は平行移動する。

【０２１８】
ここで、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０の光学特性（例えば、材質、厚さ、シリンドリカル面の曲率等）や具体的な構成は、入射するレーザ光の波長帯域、対物レンズ１６５の光学特性及びウインドウ部１６２の光学特性等に応じて適宜設定されてよい。例えば、図１４に示す例では、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０は、対物レンズ１６５と対向するシリンドリカル面の曲率が、ウインドウ部１６２と対向するシリンドリカル面の曲率よりも大きくなるように形成されているが、両者の曲率の関係はかかる例に限定されない。シリンドリカルメニスカスレンズ６３０の両面のシリンドリカル面の曲率は、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差等の高次収差を最小化するように、その値や大小関係が調整されてよい。

【０２１９】
なお、上述したように、非点収差の度合いは、観察深さ方向の光学距離（媒体の屈折率と深さ方向の距離との積）に応じて変化する。以上説明したシリンドリカル凹凸レンズペア６２０及びシリンドリカルメニスカスレンズ６３０のように、少なくとも２面にシリンドリカル面を有するレンズ系を用いる場合には、その両面の曲面の曲率や形状等を適宜調整することにより、観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正するような非点収差補正素子を実現することが可能となる。従って、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置が観察深さ調整機構を備える場合には、非点収差を補正するための非点収差補正素子として、以上説明したシリンドリカル凹凸レンズペア６２０やシリンドリカルメニスカスレンズ６３０に例示されるような構成が好適に適用され得る。このような、非点収差の観察深さ依存性を考慮した非点収差補正素子の詳細については、下記（６－２－２．非点収差補正素子）で詳しく説明する。

【０２２０】
（５－１－３．シリンドリカル平凸レンズ）
図１５を参照して、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正するための収差補正素子の一構成例であるシリンドリカル平凸レンズについて説明する。図１５は、本実施形態に係る収差補正素子１６６の一構成例であるシリンドリカル平凸レンズの構成を示す模式図である。なお、図１５は、図２に示す内視鏡１６０の走査部１６３及びその近傍を、ｙ軸の正方向から見た様子を図示している。また、図１５では、簡単のため、レーザ光の光束を表す直線は、説明に必要な直線のみを主に図示している。

【０２２１】
図１５を参照すると、本構成例においては、対物レンズ１６５とウインドウ部１６２の間に、シリンドリカル平凸レンズ６４０が配設される。シリンドリカル平凸レンズ６４０は、図２及び図３に示す収差補正素子１６６に対応するものであり、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正する機能を有する収差補正素子である。

【０２２２】
シリンドリカル平凸レンズ６４０は、一面にシリンドリカル面を有し、当該一面と対向する他面に平面を有するレンズである。図１５に示すように、シリンドリカル平凸レンズ６４０は、平面が対物レンズ１６５と対向し、シリンドリカル面がウインドウ部１６２と対向するように配設される。また、シリンドリカル平凸レンズ６４０は、当該シリンドリカル面の円筒の軸方向が、ｙ軸方向、すなわち、ウインドウ部１６２のシリンドリカル面の円筒の軸方向と同じ方向になるように配設される。また、図１５に示すように、シリンドリカル平凸レンズ６４０は、ウインドウ部１６２に近接されて配設される。

【０２２３】
図１５を参照すると、レーザ光の光束が直線で図示されている。また、略平行光にコリメートされｙ軸方向を導光されてきたレーザ光が、光路変更素子（図示せず。）によってｚ軸方向にその光路を変更され、対物レンズ１６５、シリンドリカル平凸レンズ６４０、ウインドウ部１６２を順に通過して生体組織５００に照射される様子が図示されている。このように、本構成例においては、シリンドリカル平凸レンズ６４０を、対物レンズ１６５とウインドウ部１６２の間の位置であって、ウインドウ部１６２に近接する位置に配設

することにより、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を補正することができる。なお、シリンドリカル平凸レンズ６４０は、回転機構（図示せず。）及び／又は平行移動機構（図示せず。）によって、当該走査部とともに回転及び／又は平行移動する。

【０２２４】

ここで、シリンドリカル平凸レンズ６４０の光学特性（例えば、材質、厚さ、シリンドリカル面の曲率等）や具体的な構成は、入射するレーザ光の波長帯域、対物レンズ１６５の光学特性及びウインドウ部１６２の光学特性等に応じて適宜設定されてよい。例えば、シリンドリカル平凸レンズ６４０のｚ軸方向の厚さや、シリンドリカル面の曲率、ウインドウ部１６２との近接距離等は、非点収差及びｘ－ｚ平面における球面収差を最小化するように、その値が調整されてよい。

【０２２５】

以上、図１３Ａ－図１５を参照して、図２及び図３に示す収差補正素子１６６の具体的な構成例について説明した。ここで、上記では、図２及び図３に示す第１の実施形態に係る構成を例に挙げて、収差補正素子１６６の具体的な構成例について説明したが、上記説明した収差補正素子が適用される構成は、かかる例に限定されない。上記説明した収差補正素子である、シリンドリカル凹凸レンズペア６２０、シリンドリカルメニスカスレンズ６３０及びシリンドリカル平凸レンズ６４０は、上記（３．第２の実施形態）で説明した第２の実施形態や、上記（４．変形例）で説明した各変形例に係る構成における収差補正素子として適用可能である。また、本実施形態に係る収差補正素子は上記説明した構成に限定されず、各種のレンズ、屈折率マッチング用の媒体等、公知の光学部材によって構成される任意の構成であってもよい。また、上記の説明では、収差の中でも球面収差と非点収差を補正する収差補正素子の具体的な構成について説明したが、本実施形態に係る収差補正素子はかかる例に限定されない。本実施形態に係る収差補正素子は、他の種類の収差を補正するための構成を有してもよく、また、互いに異なる種類の収差を補正するための複数の構成が組み合わされたものであってもよい。また、本実施形態に係る収差補正素子の構成を設計する際には、上記説明した光学特性以外にも、対物レンズのｚ軸方向のシフトに伴う収差の変化や、高次の収差（例えば４回対称の高次非点収差）等を考慮して、設計することが望ましい。

【０２２６】

（６．観察深さ調整機構を備える構成）

本実施形態に係るレーザ走査型観察装置には、観察深さを変更するための観察深さ調整機構が設けられてもよい。レーザ走査型観察装置が観察深さ調整機構を有することにより、観察対象に対して深さ方向にもレーザ走査を行うことが可能となるため、よりユーザの要望に適う、有用な観察が実現される。

【０２２７】

観察深さ調整機構としては、例えば、光ファイバからの射出光を略平行光にして走査部に導光するコリメータレンズ（図２に示す光ファイバ用導光レンズ１５０に対応）の光軸方向への移動機構、対物レンズの光軸方向への移動機構、対物レンズを可変焦点レンズによって構成することによる焦点距離調節機構、筐体内における光ファイバの端部の位置の光軸方向への移動機構等が挙げられる。また、観察対象と接触するウインドウ部に、それぞれ厚さが異なる領域を複数設け、観察対象に接触させる領域を変更することにより、観察深さが変更されてもよい。

【０２２８】

一方で、観察深さが変更された場合には、対物レンズやウインドウ部におけるレーザ光の収束状態、発散状態が変化するため、レーザ光が観察対象に集光する際の非点収差の度合いも変化する。従って、本実施形態では、レーザ走査型観察装置が観察深さ調整機構を有する場合に、観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正するような、非点収差補正素子が好適に設けられる。

【０２２９】

以下では、観察深さ調整機構を利用したレーザ走査方法や、観察深さが変更されること

に対応した非点収差補正素子が搭載されたレーザ走査型観察装置の構成について、詳細に説明する。なお、以下では、上述した第１の実施形態と同様に、観察対象に対して単一のスポットにレーザ光が照射される場合におけるレーザ走査型観察装置の構成について説明する。ただし、以下に示す各構成はかかる例に限定されず、第２の実施形態と同様に、例えば光ファイババンドルやマルチコア光ファイバを用いることにより、観察対象に対して複数のスポットにレーザ光が照射されるように構成されてもよい。また、以下に示す各構成は、上記（４．変形例）で説明した各変形例に示す構成とも、可能な範囲で互いに組み合わせて用いられてもよい。

【０２３０】

（６－１．観察深さ調整機構を利用したレーザ走査）

図１６及び図１７を参照して、本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置における、観察深さ調整機構を用いたレーザ走査方法について説明する。図１６は、本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置における、観察深さ調整機構について説明するための説明図である。図１７は、本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置における、観察深さ調整機構を用いたレーザ走査方法の一例を示す図である。

【０２３１】

ここで、図１６に示すレーザ走査型内視鏡装置は、図２に示すレーザ走査型内視鏡装置１に対応するものであり、既に説明したレーザ走査型内視鏡装置１と略同様の構成を有する。従って、以下の図１６及び図１７を参照した説明では、上述したレーザ走査型内視鏡装置１と重複する構成については詳細な説明を省略し、主に観察深さ調整機構について説明を行う。なお、図１６では、本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置の構成のうち、内視鏡に対応する部分を主に図示している。

【０２３２】

図１６を参照すると、本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置３の内視鏡６６０は、鏡筒６６１の内部に、コリメータレンズ６５０、色収差補正素子６７０、走査部６６３、回転機構６６７及び平行移動機構６６８が配置されて構成される。なお、図１６に示す例では、回転機構６６７及び平行移動機構６６８を一体的な部材として図示しているが、これらは別々の部材として鏡筒６６１内に配置されてもよい。

【０２３３】

鏡筒６６１の一端にはファイバコネクタ６４５を介して光ファイバ６４１が接続される。レーザ光源（図示せず。）から射出されたレーザ光が、光ファイバ６４１によって鏡筒６６１の内部に導光される。光ファイバ６４１によって鏡筒６６１内に導光された光は、鏡筒６６１内を長手方向（ｙ軸方向）に進み、コリメータレンズ６５０及び色収差補正素子６７０を通過して、走査部６６３に入射する。

【０２３４】

走査部６６３は、ハウジング６６９内に非点収差補正素子６６６、光路変更素子６６４及び対物レンズ６６５が格納されて構成されており、鏡筒６６１の他端に設けられる回転機構６６７によって、ｙ軸方向を回転軸方向として一体的に回転可能に構成される。走査部６６３に入射した光は、非点収差補正素子６６６を通過し、光路変更素子６６４によってその進行方向を略垂直な方向（鏡筒６６１の径方向（ｚ軸方向））に変更され、対物レンズ６６５を通過してハウジング６６９の外部に導光される。鏡筒６６１の側壁の一部であって、対物レンズ６６５と対向する部位には、少なくともレーザ光及びその戻り光に対応する波長帯域の光を透過させる材質によって形成されるウインドウ部６６２が設けられており、対物レンズ６６５によって集光された光は、ウインドウ部６６２を通過して鏡筒６６１の外部に照射される。ウインドウ部６６２を観察対象（例えば生体組織）に接触させることにより、レーザ光が観察対象に照射されることとなる。

【０２３５】

回転機構６６７によって走査部６６３がｙ軸方向を回転軸として回転することにより、レーザ光が観察対象に対してｘ軸方向に走査される。また、平行移動機構６６８によって走査部１６３がｙ軸方向に平行移動することにより、レーザ光が観察対象に対してｙ軸方

向に走査される。図１６では図示を省略しているが、レーザ走査型内視鏡装置３には、図２に示すレーザ光源１１０、ビームスプリッタ１２０、光ファイバ用導光レンズ１３０、光検出器１７０、制御部１８０、出力部１９０及び入力部１９５に対応する構成が備えられており、レーザ走査による戻り光に基づいて観察対象の画像を取得することができる。なお、図１６に示す光ファイバ６４１、鏡筒６６１、ウインドウ部６６２、ハウジング６６９、光路変更素子６６４、対物レンズ６６５、回転機構６６７及び平行移動機構６６８は、図２に示すこれらの構成部材と同様の機能を有するものであってよいため、詳細な説明は省略する。

【０２３６】

非点収差補正素子６６６は、レーザ光が観察対象に集光される際に生じる非点収差を補正する。非点収差補正素子６６６は、観察深さの変更に伴う非点収差の変動に対応した補正量を呈するように設計される。また、色収差補正素子６７０は、例えば戻り光として観察対象から発せられた蛍光を検出する際に、レーザ光と蛍光との波長の違いによって生じる色収差を補正する。色収差補正素子６７０が設けられることにより、光ファイバ６４１の端部面への蛍光の集光効率を向上させることができる。これら非点収差補正素子６６６及び色収差補正素子６７０の具体的な構成については、下記（６－２．レーザ走査型プローブ）で詳しく説明する。

【０２３７】

なお、非点収差補正素子６６６及び色収差補正素子６７０は、図２に示す収差補正素子１６６に対応するものである。図２では、代表的に１つの収差補正素子１６６を図示していたが、本実施形態では、図１６に示すように、異なる種類の収差を補正するための収差補正素子が複数設けられてもよい。また、図２に示す例では、収差補正素子１６６が光路変更素子１６４と対物レンズ１６５との間に設けられていたが、図１６に示すように、非点収差補正素子６６６及び色収差補正素子６７０が、光路変更素子６６４よりも前段に設けられる場合であっても、光学的には同様の収差補正効果を得ることができる。なお、非点収差補正素子６６６には、非点収差を補正するというその目的上、光路変更素子６６４との相対的な位置関係が変化しないことが求められるため、非点収差補正素子６６６は光路変更素子６６４とともに回転及び／又は平行移動するように配置され得る。一方、色収差補正素子６７０は、主に対物レンズ６６５において生じ得る色収差が補正された蛍光が光ファイバ６４１に導光されるように、コリメータレンズ６５０と対物レンズ６６５との間に配置され得る。

【０２３８】

コリメータレンズ６５０は、図２に示す光ファイバ用導光レンズ１５０に対応するものである。コリメータレンズ６５０は、光ファイバ６４１からの射出光を略平行光にして後段の部材に対して導光する。また、コリメータレンズ６５０を光軸方向（ｙ軸方向）に移動させることにより、対物レンズ６６５におけるレーザ光の集光状態、発散状態を変化させ、観察深さを変更することができる。

【０２３９】

レーザ走査型内視鏡装置３には、コリメータレンズ６５０をｙ軸方向に移動させる移動機構（図示せず。）が更に設けられてよく、コリメータレンズ６５０及び当該移動機構によって、観察深さ調整機構が構成され得る。当該観察深さ調整機構によって観察深さが変更されることにより、観察対象の深さ方向（ｚ軸方向）にもレーザ光を走査することが可能となる。従って、走査部６６３の回転及び平行移動と同期してコリメータレンズ６５０の移動が制御されることにより、観察対象に対する３次元のレーザ走査を行うことができる。なお、コリメータレンズ６５０を移動させる移動機構の具体的な構成は、平行移動機構６６８と同様であってよい。例えば、当該移動機構は、リニアアクチュエータやピエゾ素子等によって構成され得る。

【０２４０】

ここで、観察深さ調整機構を備える場合には、走査部６６３の回転（すなわち、ｘ軸方向へのレーザ走査）と観察深さの変更（すなわち、ｚ軸方向へのレーザ走査）とを協調し

て制御することにより、より高精度な観察を行うことが可能となる。図１７を参照して、このような、走査部６６３の回転と観察深さの変更とを協調して制御するレーザ走査方法について説明する。

【０２４１】

図１７は、内視鏡６６０をｙ軸方向から見た場合において、観察対象である生体組織５００に対して、ウインドウ部６６２が接触している様子を図示している。図１７では、鏡筒６６１や走査部６６３等の図示を省略し、走査部６６３の回転に伴うレーザ光の走査の軌道（スキャン軌道）Ｒ１、Ｒ２を、円によって概略的に表している。図１７に示すように、互いに異なる観察深さにおけるスキャン軌道Ｒ１、Ｒ２は、半径の異なる２つの円として表現され得る。

【０２４２】

レーザ走査型内視鏡装置３では、走査部６６３の回転によりｘ軸方向へのレーザ走査が行われる。従って、生体組織５００に対するｘ軸方向へのレーザ光の走査は、実際には、ｘ軸方向に沿った直線的な走査ではなく、図１７に示すような円弧に沿ったレーザ走査であり得る。この状態で走査部６６３を平行移動させ、ｙ軸方向へのレーザ走査を行った場合には、当該円弧に沿った断面画像が得られることとなる。しかしながら、観察対象や観察の目的によっては、ｘ軸方向と略平行な断面を観察したい場合も考えられる。

【０２４３】

このような要望に対して、本実施形態では、観察深さ調整機構を用いて走査部６６３が１回転する最中に観察深さを動的に変化させることにより、ｘ軸方向に沿った直線的なレーザ光の走査を実現することができる。具体的には、図１７に示すように、走査部６６３の回転と同期して、スキャン軌道Ｒ１からスキャン軌道Ｒ２、更にスキャン軌道Ｒ２からスキャン軌道Ｒ１にスキャン軌道を連続的に変化させることにより、生体組織５００における観察深さがｘ軸と略平行となるように、観察深さ調整機構の駆動を制御する。このような制御を行うことにより、略一定の観察深さにおいてｘ軸方向へのレーザ走査を行うことが可能となるため、走査部６６３の平行移動によるｙ軸方向へのレーザ走査とを組み合わせることにより、生体組織５００における平面状の断面を観察することが可能となる。

【０２４４】

以上、図１６及び図１７を参照して、本実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置３における、観察深さ調整機構を用いたレーザ走査方法について説明した。本実施形態では、観察深さ調整機構を用いて、走査部６６３の回転と観察深さの変更とを協調して制御することにより、生体組織５００に対して略一定の観察深さにおける直線的なレーザ走査を行うことが可能となる。これにより、ユーザの要望に応じて、観察対象の平面状の断面を観察することが可能となるため、ユーザの利便性をより向上させることができる。また、レーザ走査型内視鏡装置３は、観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正するような、非点収差補正素子６６６を備える。従って、観察深さが変更された場合であっても、高精度な観察を行うことが可能となる。

【０２４５】

（６－２．レーザ走査型プローブ）

以上説明してきたレーザ走査型内視鏡装置３は、内視鏡６６０の鏡筒６６１の内部に、当該鏡筒６６１の長手方向を回転軸方向として回転可能な走査部６６３が設けられ、鏡筒６６１の側壁に設けられたウインドウ部６６２を介してレーザ光を観察対象に照射する構成を有していた。しかしながら、本実施形態では、より一般的に、円筒形の筐体の内部に走査部６６３や他の光学部材が配置され、当該筐体の側壁の少なくとも一部領域にウインドウ部が設けられた、レーザ走査型プローブが構成されてもよい。上述してきたレーザ走査型内視鏡装置３の内視鏡６６０に対応する部分は、当該レーザ走査型プローブの一適用例であり、当該レーザ走査型プローブを直接、又は、既存の内視鏡の鏡筒の先端部に格納して、被測定者の体腔内に挿入したものであるとみなすことができる。また、このようにレーザ走査型プローブがレーザ走査型内視鏡装置に適用される場合には、例えば円筒形の筐体の直径が略１０（ｍｍ）以下であることが求められるが、本実施形態では、レーザ走

査型プローブをより大型（例えば筐体の直径が略１０（ｍｍ）超）に構成し、観察対象であるヒトや動物の体表面に接触させて、体表面から所定の深さにおける生体組織を観察する用途に用いられてもよい。

【０２４６】

ここでは、このような、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの一構成例について説明する。なお、以下では、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの一例として、２光子励起を利用した観察を好適に行うレーザ走査型プローブの構成について説明する。２光子励起を利用することにより、観察対象の表面だけではなく深さ方向の情報を取得することができる。また、励起光（レーザ光）を照射することによって発せられる蛍光を検出することにより観察対象の情報を得ることができるため、ＯＣＴ、光音響、共焦点反射等の他の散乱や吸収を可視化する光イメージング技術では得られない、観察対象に対するより詳細な分子レベルの知見を得ることができる。更に、励起光として近赤外光を用いることにより、例えば観察対象であるヒトへのダメージを低減することが可能となる。

【０２４７】

（６－２－１．レーザ走査型プローブの構成）

図１８－図２２を参照して、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの構成について説明する。図１８は、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの一構成例を示す側面図である。図１８では、レーザ走査型プローブを構成する筐体を透過して、当該筐体内部に配置される構成部材を図示している。図１９－図２１は、図１８に示すレーザ走査型プローブにおける光学部材の配置を示す図である。

【０２４８】

図１８を参照すると、本実施形態に係るレーザ走査型プローブ４は、円筒形の筐体７３１内に、コリメータレンズ７２０、色収差補正素子７４０、走査部７３３及び回転機構７３７及び平行移動機構７３８が配置されて構成される。なお、図１８に示すレーザ走査型プローブ４は、筐体７３１を内視鏡の鏡筒とみなせば、図１６に示す内視鏡６６０と略同様の構成を有する。従って、以下の図１８を参照した説明では、上述したレーザ走査型内視鏡装置３と重複する構成については詳細な説明を省略する。

【０２４９】

筐体７３１の一端にはファイバコネクタ７１５を介して光ファイバ７１０が接続される。レーザ光源（図示せず。）から射出されたレーザ光が、光ファイバ７１０によって筐体７３１の内部に導光される。光ファイバ７１０によって筐体７３１内に導光された光は、筐体７３１内を長手方向（ｙ軸方向）に進み、コリメータレンズ７２０及び色収差補正素子７４０を通過して、走査部７３３に入射する。

【０２５０】

走査部７３３は、ハウジング７３９内に非点収差補正素子７３６、光路変更素子７３４及び対物レンズ７３５が格納されて構成されており、筐体７３１の他端に設けられる回転機構７３７によって、ｙ軸方向を回転軸方向として一体的に回転可能に構成される。走査部７３３に入射した光は、非点収差補正素子７３６を通過し、光路変更素子７３４によってその進行方向を略垂直な方向（筐体７３１の径方向（ｚ軸方向））に変更され、対物レンズ７３５及び球面収差補正素子７４５を通過してハウジング７３９の外部に導光される。筐体７３１の側壁の一部であって、対物レンズ７３５と対向する部位には、少なくともレーザ光及びその戻り光に対応する波長帯域の光を透過させる材質によって形成されるウインドウ部７３２が形成されており、対物レンズ７３５によって集光された光は、ウインドウ部７３２を通過して筐体７３１の外部に照射される。ウインドウ部７３２を観察対象（例えば生体組織５００）に接触させることにより、レーザ光が観察対象に照射されることとなる。

【０２５１】

回転機構７３７によって走査部７３３がｙ軸方向を回転軸として回転することにより、レーザ光が観察対象に対してｘ軸方向に走査される。また、平行移動機構７３８によって走査部７３３がｙ軸方向に平行移動することにより、レーザ光が観察対象に対してｙ軸方

向に走査される。図１８では図示を省略しているが、レーザ走査型プローブ４には、図２に示すレーザ光源１１０、ビームスプリッタ１２０、光ファイバ用導光レンズ１３０、光検出器１７０、制御部１８０、出力部１９０及び入力部１９５に対応する構成が備えられており、レーザ走査による戻り光に基づいて生体組織５００の画像を取得することができる。なお、図１８に示す例では、回転機構７３７及び平行移動機構７３８を一体的な部材として図示しているが、これらは別々の部材として筐体７３１内に配置されてもよい。また、図１８に示す光ファイバ７１０、ウインドウ部７３２、ハウジング７３９、光路変更素子７３４、対物レンズ７３５、回転機構７３７及び平行移動機構７３８は、図２に示すこれらの構成部材と同様の機能を有するものであってよいため、詳細な説明は省略する。

【０２５２】

ここで、コリメータレンズ７２０は、図１６に示すコリメータレンズ６５０に対応するものである。レーザ走査型プローブ４においても、上記（６－１．観察深さ調整機構を利用したレーザ走査）で説明したレーザ走査型内視鏡装置３と同様に、コリメータレンズ７２０をｙ軸方向に移動させる移動機構（図示せず。）が更に設けられてよく、当該移動機構によってコリメータレンズ７２０をｙ軸方向に移動させることにより、観察深さが変更されてよい。

【０２５３】

また、非点収差補正素子７３６及び色収差補正素子７４０は、図１６に示す非点収差補正素子６６６及び色収差補正素子６７０にそれぞれ対応するものである。非点収差補正素子７３６は、観察深さの変更に伴う非点収差の変動に対応するように設計される。また、色収差補正素子７４０は、例えば２光子励起を用いた観察において、レーザ光と戻り光である蛍光との波長の違いによって生じる色収差を補正することにより、蛍光の光ファイバ７１０への集光効率を向上させる。

【０２５４】

また、球面収差補正素子７４５は、対物レンズ７３５によって生じ得る球面収差を補正するために設けられる。図１８に示す例では、球面収差補正素子７４５は平行平板であるが、球面収差補正素子７４５の具体的な構成はかかる例に限定されない。球面収差補正素子７４５の形状や材質等、光学特性を決定し得るパラメータは、対物レンズ７３５の光学特性に応じて、その球面収差を補正し得るように適宜設計されてよい。また、対物レンズ７３５が非球面レンズである場合には、対物レンズ７３５自体に球面収差の補正機能が備えられていてもよく、球面収差補正素子７４５は設けられなくてもよい。

【０２５５】

また、２光子励起を利用した観察を行うことに対応して、光ファイバ７１０としては、ダブルクラッド光ファイバが好適に用いられる。光ファイバ７１０がダブルクラッド光ファイバである場合には、例えば、コアでレーザ光（すなわち、励起光）を筐体７３１内まで導光し、生体組織５００からの戻り光である蛍光を内部クラッドで筐体７３１の外部まで導光することができるため、光ファイバ７１０への蛍光の集光効率を向上させることができる。

【０２５６】

また、筐体７３１はｙ軸方向における所定の長さの領域にのみウインドウ部７３２が形成されていてもよいし、筐体７３１の全体がウインドウ部７３２と同様の材質によって形成されていてもよい。例えば、筐体７３１は、少なくともレーザ光及び蛍光に対応する波長帯域の光に対して透明な材質によって形成されるガラスチューブであってもよい。

【０２５７】

ここで、図１９－図２１を参照して、レーザ走査型プローブ４における光学部材の配置について説明する。図１９は、図１８に示す筐体７３１の内部の構成部材をｚ軸の正方向（上方）から観察した様子を示している。図２０は、図１８に示す筐体７３１の内部の構成部材をｘ軸方向（側方）から観察した様子を示している。図２１は、図１８に示す構成のうち、対物レンズ７３５の光軸を含むｘ－ｚ平面での断面図を示している。なお、図１９－図２１では、各光学部材の配置について示すために、筐体７３１や走査部７３３のハ

ウジング７３９等は、その一部を透過して図示している。また、図１９－図２１では、各光学部材を通過する光の経路の一例を示すために、光を表す直線を併せて図示している。

【０２５８】

図１９－図２１を参照すると、光ファイバ７１０から射出された光が、コリメータレンズ７２０、色収差補正素子７４０及び非点収差補正素子７３６を通過し、光路変更素子７３４によってその進行方向が変更され、対物レンズ７３５及びウインドウ部７３２を通過して外部に照射される様子が図示されている。非点収差補正素子７３６、光路変更素子７３４及び対物レンズ７３５はハウジング７３９内に格納されており、回転機構７３７によってｙ軸方向を回転軸方向として一体的に回転する。

【０２５９】

非点収差補正素子７３６としては、例えば、一面に凸レンズが形成され、他面に凹レンズが形成された、シリンドリカルメニスカスレンズ（例えば上述した図１４に示すシリンドリカルメニスカスレンズ６３０に対応）が用いられる。また、非点収差補正素子７３６としては、例えば上述した図１３Ａ及び図１３Ｂに示すシリンドリカル凹凸レンズペア６２０のような、２つのシリンドリカルレンズが組み合わされた構成が用いられてもよい。一方、色収差補正素子７４０としては、例えば、２つの凹レンズがレンズ面を向い合せた状態で接合された接合レンズが用いられる。なお、図１９－図２１では、色収差補正素子７４０及び非点収差補正素子７３６について、簡単のためその詳細な形状の図示は省略し、模式的に図示している。ここで、本実施形態では、他の光学部材（例えば、コリメータレンズ７２０、光路変更素子７３４、対物レンズ７３５、球面収差補正素子７４５及び／又はウインドウ部７３２）の光学特性に応じて、非点収差補正素子７３６及び色収差補正素子７４０が所定の光学特性を有するように、光学系の光学設計が行われることにより、高品質な観察画像を得ることができる。下記（６－２－２．非点収差補正素子）及び下記（６－２－３．色収差補正素子）において、非点収差補正素子７３６及び色収差補正素子７４０について詳細に説明する。

【０２６０】

（６－２－２．非点収差補正素子）

まず、図２２を参照して、レーザ走査型プローブ４の光学系において非点収差に影響を及ぼすパラメータについて説明する。図２２は、レーザ走査型プローブ４の光学系において非点収差に影響を及ぼすパラメータについて説明するための説明図である。図２２では、説明のため、図１８－図２１に示すレーザ走査型プローブ４の構成のうち、光ファイバ７１０、コリメータレンズ７２０、非点収差補正素子７３６、対物レンズ７３５及びウインドウ部７３２のみを図示している。また、実際には、図１８－図２１に示すように、光路変更素子７３４によって進行方向が変更された光が対物レンズ７３５に入射するが、図２２では、光路変更素子７３４の図示を省略し、レーザ光の進行方向の変更を破線で表している。

【０２６１】

上記（５－１．非点収差の補正について）で説明したように、本発明者らによる検討の結果、非点収差の度合いは、観察深さ方向の光学距離（媒体の屈折率と観察深さ方向の距離との積）に応じて変化するとの知見が得られた。つまり、対物レンズ７３５による収束光がウインドウ部７３２を通過することによって生じる非点収差は、ウインドウ部７３２の厚さ、対物レンズ７３５とウインドウ部７３２との距離及び観察深さに依存していると言える。ここで、図２２に示すように、本実施形態に係るレーザ走査型プローブ４では、コリメータレンズ７２０の光軸方向の位置を変化させることにより、観察深さを変更することが可能である。従って、非点収差補正素子７３６には、観察深さの変更に伴う非点収差の度合いの変化に対応した補正量を実現するような光学特性が求められる。

【０２６２】

非点収差補正素子７３６においてこのような光学特性を実現するためには、ウインドウ部７３２における非点収差の観察深さ依存性を取得し、各観察深さに対してウインドウ部７３２における非点収差をちょうど相殺するような逆向きの非点収差特性を有するように

、非点収差補正素子７３６の形状や材質を設計すればよい。このような、観察深さが変化したとしてもウインドウ部７３２における非点収差を打ち消すことが可能な非点収差補正素子７３６は、例えば、少なくとも２面のシリンドリカル面又はトロイダル面をレーザ光が通過するように構成されたレンズによって実現され得る。例えば、非点収差補正素子７３６としては、図２２に示すような、光ファイバ７１０から入射する光に対して両面が凹面である（すなわち、曲面の曲率の向きが両面で同じ）シリンドリカルメニスカスレンズが好適に適用され得る。

【０２６３】

図２３に、本実施形態において非点収差補正素子７３６として用いられるシリンドリカルメニスカスレンズの光学特性の一例を示す。図２３は、本実施形態において非点収差補正素子７３６として用いられるシリンドリカルメニスカスレンズの光学特性の一例を示すグラフ図である。図２３では、横軸に観察深さを取り、縦軸に非点収差の度合いを示す指標であるフリンジゼルニケ多項式（Ｆｒｉｎｇｅ　Ｚｅｒｎｉｋｅ　ｐｏｌｙｎｏｍｉａｌ）の係数を取り、両者の関係性をプロットしている。

【０２６４】

図２３に示す曲線Ｇは、ウインドウ部７３２における非点収差の観察深さ依存性を示している。また、曲線Ｈは、非点収差補正素子７３６として用いられるシリンドリカルメニスカスレンズにおける非点収差の観察深さ依存性を示している。また、曲線Ｉは、ウインドウ部７３２の非点収差とシリンドリカルメニスカスレンズの非点収差とが足し合わされた、本実施形態において実現され得る非点収差特性を示している。曲線Ｇと曲線Ｈとを比較すると、シリンドリカルメニスカスレンズの非点収差特性は、ウインドウ部７３２における非点収差の観察深さ依存性に対してほぼ逆の特性を有しており、曲線Ｉに示すように、両者が足し合わされることにより、非点収差がほぼ相殺されていることが分かる。

【０２６５】

ここで、図２４を参照して、２面の曲面（シリンドリカル面又はトロイダル面）を有する光学部材によって非点収差を補正する場合と、１面の曲面を有する光学部材によって非点収差を補正する場合と、の比較を行う。２面の曲面を有する光学部材は、例えば、上述したシリンドリカルメニスカスレンズに対応している。また、１面の曲面を有する光学部材は、例えば、平凸シリンドリカルレンズや、表面に凹状のシリンドリカル曲面が形成された光路変更素子として用いられるミラー等、非点収差を補正するために一般的に用いられている光学部材に対応している。

【０２６６】

図２４は、２面の曲面を有する光学部材及び１面の曲面を有する光学部材の非点収差の観察深さ依存性を示すグラフ図である。図２４では、横軸に観察深さを取り、縦軸に波面収差の度合いを示す指標であるＲＭＳ波面収差の値を取り、両者の関係性をプロットしている。

【０２６７】

図２４に示す曲線Ｊは、１面の曲面を有する光学部材の波面収差の観察深さ依存性を示している。図２４に示す曲線Ｋは、２面の曲面を有する光学部材の波面収差の観察深さ依存性を示している。図２４に示すように、１面しか曲面を持たない光学部材では、観察深さに対する収差の度合いの変動が大きい。従って、非点収差補正素子７３６として１面しか曲面を持たない光学部材を用いた場合には、特定の観察深さにおける非点収差を補正するように光学設計を行うことは可能であるが、観察深さが変化した場合にまで対応することは難しい。一方、２面に曲面を有する光学部材では、観察深さに対する収差の度合いの変動が比較的小さい。従って、収差補正素子として２面に曲面を有する光学部材を用いることにより、観察深さが変化した場合であっても、略一定の割合で収差を補正することが可能となる。このように、例えば上述したシリンドリカルメニスカスレンズのような、２面に曲面を有するレンズを非点収差補正素子７３６として用いることにより、観察深さの変化に対応した非点収差の補正が可能となる。

【０２６８】

なお、非点収差補正素子７３６として用いられるシリンドルメニスカスレンズの具体的な形状（例えば両曲面の曲率等）は、上述したようなレーザ光が観察対象に集光される際に生じる非点収差に影響を及ぼす各種のパラメータ（例えば、ウインドウ部７３２の厚さ、対物レンズ７３５とウインドウ部７３２との距離、対物レンズ７３５及びウインドウ部７３２の材質、並びに、対物レンズ７３５及びウインドウ部７３２の形状（曲率等））に応じて、例えば光学シミュレータ等を用いて適宜設計されてよい。

【０２６９】

以上、本実施形態に係る非点収差補正素子７３６の構成について詳細に説明した。以上説明したように、本実施形態では、非点収差補正素子７３６として、観察深さの変更に伴う非点収差の変化に対応した補正量を実現するような光学特性を有する光学部材が用いられる。このような光学特性は、少なくとも２面のシリンドリカル面又はトロイダル面をレーザ光が通過するように構成されたレンズ系によって実現され得る。従って、非点収差補正素子７３６は、上述したシリンドリカルメニスカスレンズのような単一のレンズによって実現されてもよいし、例えば上記図１３Ａ及び図１３Ｂに示すシリンドリカル凹凸レンズペア６２０のような、少なくとも２面のシリンドリカル面又はトロイダル面を有するレンズ系によって実現されてもよい。このような非点収差補正素子７３６を用いることにより、観察深さを変更しながら観察を行う場合、すなわち、深さ方向にレーザ走査を行う場合において、非点収差の影響がより少ないより高精度な観察を行うことが可能となる。

【０２７０】

ここで、上記では、非点収差補正素子７３６が少なくとも２面のシリンドリカル面又はトロイダル面をレーザ光が通過するように構成されたレンズを含む場合について説明したが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、１面に曲面を有する光学部材であっても、観察深さの変化に応じて当該曲面の形状を変化させるような駆動機構を設けることにより、観察深さの変化に応じて非点収差の補正量を調整することが可能となるため、上述したシリンドリカルメニスカスレンズと同様の非点収差の補正特性を実現することが可能となる。このように、非点収差補正素子７３６は、観察深さの変化に応じて非点収差の補正量を動的に変更させる駆動素子を含む光学部材（以下、能動非点収差補正素子とも呼称する。）であってよい。能動非点収差補正素子としては、例えば、液晶素子や液体レンズ、デフォーマブルミラー等を用いることができる。

【０２７１】

ここで、非点収差補正素子７３６として、上述したシリンドリカルメニスカスレンズのような、光学特性が動的に変化しない光学部材を用いた場合には、レーザ走査を行う際に、非点収差補正素子７３６と光路変更素子７３４とをともに回転させる必要がある。非点収差補正素子７３６と光路変更素子７３４との相対的な位置関係が変化すると、所望の非点収差の補正特性が実現されない可能性があるからである。一方、非点収差補正素子７３６として能動非点収差補正素子を用いる場合には、非点収差補正素子７３６は、光路変更素子７３４とともに回転しなくてもよい。非点収差補正素子７３６は、その非点収差の補正量を動的に変化させることが可能であるため、観察深さの変化及び光路変更素子７３４の回転の双方に応じて非点収差の補正量を変更させることができるからである。このように、非点収差補正素子７３６として能動非点収差補正素子を用いることにより、走査部７３３として回転させる構成部材を削減することができるため、回転機構７３７に必要とされる出力や剛性を低減することができ、回転機構７３７の設計がより容易になる。

【０２７２】

（６－２－３．色収差補正素子）

図２５を参照して、レーザ走査型プローブ４に適用される色収差補正素子７４０について説明する。図２５は、レーザ走査型プローブ４に適用される色収差補正素子７４０について説明するための説明図である。図２５では、説明のため、図１８－図２１に示すレーザ走査型プローブ４の構成のうち、光ファイバ７１０、コリメータレンズ７２０、色収差補正素子７４０及び対物レンズ７３５のみを簡略化して図示している。

【０２７３】

上述したように、本実施形態に係るレーザ走査型プローブ４では、２光子励起を利用した観察が好適に行われる。２光子励起を用いた観察では、励起光であるレーザ光が光ファイバ７１０から射出され、コリメータレンズ７２０、色収差補正素子７４０及び対物レンズ７３５を順に通過して生体組織５００に照射される（図中（ａ））。また、レーザ光の照射によって生体組織５００から発せられる蛍光は、レーザ光とは逆の経路を辿り、対物レンズ７３５、色収差補正素子７４０及びコリメータレンズ７２０を順に通過して光ファイバ７１０に導光され、例えば外部に設けられる光検出器（図示せず。）によって検出される（図中（ｂ））。従って、より効率的に観察を行うためには、蛍光の光ファイバ７１０への集光効率を向上させる必要がある。

【０２７４】

ここで、生体組織５００に照射されるレーザ光の波長と、戻り光として生体組織５００から戻ってくる蛍光とは、異なる波長を有することが多い。例えば、例えば近赤外光に対応する波長（７８５（ｎｍ））を有するレーザ光を用いた場合には、その戻り光である蛍光は可視光帯域の光であり得る。従って、生体組織５００から戻ってきた蛍光が対物レンズ７３５を通過する際に色収差が生じてしまい、蛍光の光ファイバ７１０のコアへの集光効率が低くなってしまう可能性がある。そこで、本実施形態では、図２５に示すように、光ファイバ７１０としてダブルクラッド光ファイバを用い、レーザ光を光ファイバ７１０のコアでシングルモード伝搬する一方、蛍光を内部クラッドで伝搬して光検出器まで導光する。このような構成を取ることにより、光ファイバ７１０の端部での面積がより大きい内部クラッドの部分に蛍光を集光すればよいため、集光効率を向上させることができる。

【０２７５】

しかしながら、色収差の度合いが大きい場合には、ダブルクラッド光ファイバを用いても、蛍光の集光効率を十分に得ることができない可能性がある。そこで、本実施形態では、図２５に示すように、コリメータレンズ７２０と対物レンズ７３５との間に色収差補正素子７４０が設けられる。色収差補正素子７４０が設けられることにより、蛍光が対物レンズ７３５を通過することによって生じる色収差が補正され、蛍光の光ファイバ７１０への集光効率をより向上させることができる。色収差補正素子７４０としては、例えば近赤外光に対応する波長（７８５（ｎｍ））を有するレーザ光にとっては実質的に平行平板として機能するが、蛍光に対応する波長帯域（例えば可視光帯域）の光に対しては凹レンズとして機能するような光学特性を有する接合レンズが好適に用いられる。

【０２７６】

図２６に、色収差補正素子７４０を適用した場合と適用しなかった場合における、蛍光の光ファイバ７１０への集光効率を示す。図２６は、色収差補正素子７４０を適用した場合と適用しなかった場合における、蛍光の光ファイバ７１０への集光効率を示すグラフ図である。図２６では、横軸に蛍光の波長を取り、縦軸に蛍光の光ファイバ７１０への集光効率を取り、両者の関係性をプロットしている。

【０２７７】

図２６に示す曲線Ｌは、色収差補正素子７４０が適用されなかった場合における蛍光の集光効率を示している。また、曲線Ｍは、色収差補正素子７４０が適用された場合における蛍光の集光効率を示している。図２６を参照すると、曲線Ｌに示されるように、色収差補正素子７４０が適用されない場合には、波長が短い蛍光に対する集光効率が大幅に低下していることが分かる。これは、蛍光の波長が短くなるほど、レーザ光との波長の差が大きくなり、色収差の度合いが大きくなるため、光ファイバ７１０の端部に蛍光が集光され難くなるからであると考えられる。一方、曲線Ｍに示されるように、色収差補正素子７４０が適用された場合には、蛍光の波長にかかわらず高い集光効率が確保される。このように、本実施形態では、色収差補正素子７４０を配置することにより、蛍光の光ファイバ７１０への集光効率を向上させることができ、より効率的に観察を行うことが可能となる。

【０２７８】

以上、本実施形態に係る色収差補正素子７４０について説明した。なお、色収差補正素子７４０の形状や材質等、具体的な構成は、対物レンズ７３５の光学特性や、観察に用い

るレーザ光の波長、検出対象である蛍光の波長等を考慮して、適切な蛍光の光ファイバ７１０への集光効率が得られるように適宜設計され得る。

【０２７９】

（６－２－４．レーザ走査型プローブの他の構成例）

次に、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの他の構成例について説明する。上述したように、本実施形態では、レーザ走査型プローブをより大型に構成し、例えばユーザが手で把持しながら、観察対象であるヒトや動物の体表面にウインドウ部を接触させて、当該体表面から所定の深さにおける生体組織に対してレーザ走査を行ってもよい。

【０２８０】

図２７を参照して、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの他の構成例として、このような手持ち型のレーザ走査型プローブの構成について説明する。図２７は、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの他の構成例である、手持ち型のレーザ走査型プローブの構成を示す斜視図である。なお、図２７では、筐体の内部に配置される構成部材を示すために、筐体を透過して図示している。

【０２８１】

図２７を参照すると、本実施形態に係るレーザ走査型プローブ５は、略直方体の筐体７８１内に、コリメータレンズ７７０、色収差補正素子７９０及び走査部７８３が配置されて構成される。このように、本実施形態では、レーザ走査型プローブ５の筐体７８１の形状は円筒形でなくてもよい。筐体７８１の形状は、例えばユーザによる操作性を考慮して、ユーザにとってより把持しやすい形状が選択され得る。なお、図２７に示すレーザ走査型プローブ５は、筐体７８１の形状が異なる点以外は、特にその光学的な構成は、図１８に示すレーザ走査型プローブ４と略同様であってよい。従って、以下の図２７を参照した説明では、上述したレーザ走査型プローブ４と重複する構成については詳細な説明を省略する。

【０２８２】

筐体７８１の一端にはファイバコネクタ７６５を介して光ファイバ７６０が接続される。レーザ光源（図示せず。）から射出されたレーザ光が、光ファイバ７６０によって筐体７８１の内部に導光され、コリメータレンズ７７０及び色収差補正素子７９０を通過して、走査部７８３に入射する。

【０２８３】

走査部７８３は、ハウジング７８９内に非点収差補正素子７８６、光路変更素子７８４及び対物レンズ７８５が格納されて構成され、筐体７８１の他端に設けられる回転機構７８７によって、ｙ軸方向を回転軸方向として一体的に回転可能に構成される。走査部７８３に入射した光は、非点収差補正素子７８６を通過し、光路変更素子７８４によってその進行方向を略垂直方向（例えば筐体７８１の曲率を有する面方向（図中のｚ軸方向））に変更され、対物レンズ７８５を通過してハウジング７８９の外部に導光される。

【０２８４】

筐体７８１の内部には、円筒形のガラスチューブ７８２が走査部７８３を取り囲むように配置される。また、筐体７８１の少なくとも一面はガラスチューブ７８２に対応する曲率を有するように形成されている。筐体７８１の当該曲率を有する面の一部領域には開口部が設けられており、当該開口部においてガラスチューブ７８２の一部が露出するように（すなわち、ガラスチューブ７８２の一部が筐体７８１の曲率を有する面の一部を構成するように）、筐体７８１及びガラスチューブ７８２が構成されている。対物レンズ７８５によって集光され、走査部７８３から射出されたレーザ光は、ガラスチューブ７８２の露出部（以下、ウインドウ部７８２とも呼称する。）を通過して、筐体７８１の外部に照射される。ガラスチューブ７８２の露出部を観察対象に接触させることにより、レーザ光が観察対象に照射されることとなる。このように、ガラスチューブ７８２の露出部は、図１８に示すレーザ走査型プローブ４のウインドウ部７３２に対応している。

【０２８５】

回転機構７８７によって走査部７８３がｙ軸方向を回転軸として回転することにより、

レーザ光が観察対象に対してｘ軸方向に走査される。また、平行移動機構７８８によって走査部７８３がｙ軸方向に平行移動することにより、レーザ光が観察対象に対してｙ軸方向に走査される。図２７では図示を省略しているが、レーザ走査型プローブ５には、図２に示すレーザ光源１１０、ビームスプリッタ１２０、光ファイバ用導光レンズ１３０、光検出器１７０、制御部１８０、出力部１９０及び入力部１９５に対応する構成が備えられており、レーザ走査による戻り光に基づいて観察対象の画像を取得することができる。なお、図２７に示す例では、回転機構７８７及び平行移動機構７８８を一体的な部材として図示しているが、これらは別々の部材として筐体７８１内に配置されてもよい。また、図２７に示すコリメータレンズ７７０、光路変更素子７８４、対物レンズ７８５、非点収差補正素子７８６及び色収差補正素子７９０等の光学素子の光学特性や、回転機構７８７及び平行移動機構７８８の駆動機構の詳細な構成は、図１８に示すこれらの構成部材と同様の機能を有するものであってよいため、詳細な説明は省略する。

【０２８６】

また、レーザ走査型プローブ５においても、図１８に示すレーザ走査型プローブ４と同様に、コリメータレンズ７７０をｙ軸方向に移動させる移動機構（図示せず。）が更に設けられてよく、当該移動機構によってコリメータレンズ７７０をｙ軸方向に移動させることにより、観察深さが変更されてよい。これにより、ｚ軸方向におけるレーザ走査を行うことが可能となり、上述したｘ軸及びｙ軸方向へのレーザ走査と合わせて、３次元の画像データを取得することができる。

【０２８７】

図２７に示すレーザ走査型プローブ５は、例えばヒトの皮膚や口腔等、外部から接触可能な箇所の観察に好適に用いられる。例えば、レーザ走査型プローブ５には、レーザ走査が行われるウインドウ部７８２から外部を撮影するカメラ装置（図示せず。）が搭載されている。ユーザは、レーザ走査型プローブ５のウインドウ部７８２を観察対象に接触させた状態で、当該カメラ装置によって撮影された画像を参照しながらレーザ走査型プローブ５を移動させ、詳細に観察したい部位を探索することができる。所望の観察部位を発見したら、当該部位に対するレーザ走査が開始される。このように、レーザ走査型プローブ５は、ユーザが手に持って比較的自由に移動させることができるため、より操作性の高い観察を行うことが可能となる。

【０２８８】

また、レーザ走査型プローブ５の他の使用方法として、レーザ走査型プローブ５を試験用の動物の身体の一部位（例えば頭部や胴体等）に取り付け、脳や臓器の様子を経時的に観察する使用方法も考えられる。このような使用方法の場合には、動物に対して過度の負担を与えないように、レーザ走査型プローブ５は比較的小型、軽量に構成されることが好ましい。

【０２８９】

以上、本実施形態に係るレーザ走査型プローブの他の構成例について説明した。以上説明したように、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置は、ユーザが手に持って使用することを想定した手持ち型のレーザ走査型プローブ５であってよい。このように、本実施形態では、レーザ走査型観察装置は、内視鏡のように体腔内において生体組織を観察する場合だけでなく、体表面から所定の深さに位置する生体組織を観察する用途にも用いることが可能である。

【０２９０】

（６－３．レーザ走査型顕微鏡装置）

次に、図２８を参照して、本実施形態に係るレーザ走査型顕微鏡装置の一構成例について説明する。図２８は、本実施形態に係るレーザ走査型顕微鏡装置の一構成例を示す概略図である。なお、図２８では、筐体の内部に配置される構成部材を示すために、筐体の図示を省略している。

【０２９１】

図２８を参照すると、本実施形態に係るレーザ走査型顕微鏡装置６は、レーザ光源８１

０、ビームスプリッタ８２０、光検出器８７０、コリメータレンズ８５０、色収差補正素子８４０、走査部８６３、回転機構８６７及び平行移動機構８６８が、筐体（図示せず。）内に配置されて構成される。このように、レーザ光源から走査部に至るまでの光学系が１つの筐体内に設けられ得るため、レーザ走査型顕微鏡装置６では、光ファイバ等の導光部材が用いられなくてよい。なお、図２８に示すレーザ走査型顕微鏡装置６は、筐体内にレーザ光源８１０、ビームスプリッタ８２０及び光検出器８７０が設けられ、光ファイバが用いられないこと以外の構成、特にその光学的な構成は、図１８に示すレーザ走査型プローブ４と略同様であってよい。従って、以下の図２８を参照した説明では、上述したレーザ走査型プローブ４と重複する構成については詳細な説明を省略する。

【０２９２】

レーザ光源８１０から射出されたレーザ光は、コリメータレンズ８５０及び色収差補正素子８４０を通過して、走査部８６３に入射する。走査部８６３は、ハウジング８６９内に非点収差補正素子８６６、光路変更素子８６４及び対物レンズ８６５が格納されて構成される。走査部８６３には、例えばモータやリニアアクチュエータによって構成される回転機構８６７及び平行移動機構８６８が接続されており、走査部８６３は、ｙ軸方向を回転軸方向として一体的に回転可能であるとともに、ｙ軸方向に一体的に平行移動可能に構成される。走査部８６３に入射した光は、非点収差補正素子８６６を通過し、光路変更素子８６４によってその進行方向を略垂直方向（図中のｚ軸方向）に変更され、対物レンズ８６５を通過してハウジング８６９の外部に導光される。

【０２９３】

ここで、レーザ走査型顕微鏡装置６には、観察対象５００が載置されるステージ８８０が設けられており、走査部８６３は、対物レンズ８６５が当該ステージ８８０の観察対象５００の載置面の裏面に対向する位置に配置されている。ステージ８８０の、少なくとも走査部８６３と対向する領域には、少なくともレーザ光に対応する波長帯域の光を透過する材質によってウインドウ部８６２が形成されており、対物レンズ８６５によって集光され、走査部８６３から射出されたレーザ光は、当該ウインドウ部８６２を介してステージ８８０上に載置された観察対象５００に照射されることとなる。なお、図２８に示すように、観察対象５００がスライドガラス５１０等の試料載置用の部材の上に置かれたプレパラートが事前に作製され、当該プレパラートがステージ８８０上に載置されてもよい。この場合、レーザ光はスライドガラス５１０を通過して観察対象５００に照射されることとなるため、スライドガラス５１０としてはレーザ走査を妨げないような光学特性を有する材質によって形成されたものが好適に用いられ得る。

【０２９４】

走査部８６３が回転機構８６７によってｙ軸方向を回転軸方向として回転されることにより、レーザ光が観察対象５００に対してｘ軸方向に走査される。また、走査部８６３が平行移動機構８６８によってｙ軸方向に平行移動されることによりレーザ光が観察対象５００に対してｙ軸方向に走査される。観察対象５００からの戻り光が、レーザ光が通過した経路を逆に辿って、すなわち、対物レンズ８６５、光路変更素子８６４、非点収差補正素子８６６、色収差補正素子８４０及びコリメータレンズ８５０を通過して、ビームスプリッタ８２０によって光検出器８７０に向かって導光される。光検出器８７０によって検出された戻り光に応じて、観察対象５００についての情報が例えば画像データとして取得される。

【０２９５】

また、レーザ走査型顕微鏡装置６においても、図１８に示すレーザ走査型プローブ４と同様に、コリメータレンズ８５０をｙ軸方向に移動させる移動機構（図示せず。）が更に設けられてよく、当該移動機構によってコリメータレンズ８５０をｙ軸方向に移動させることにより、観察深さが変更されてよい。これにより、観察対象５００に対する深さ方向（ｚ軸方向）へのレーザ走査を行うことが可能となり、上述したｘ軸及びｙ軸方向へのレーザ走査と合わせて、３次元の画像データを取得することができる。

【０２９６】

なお、図２８に示すレーザ光源８１０、ビームスプリッタ８２０、光検出器８７０、コリメータレンズ８５０、光路変更素子８６４、対物レンズ８６５、非点収差補正素子８６６、色収差補正素子８４０、回転機構８６７及び平行移動機構８６８等の構成は、図２及び図１８に示すこれらの構成部材と同様の機能を有するものであってよいため、詳細な説明は省略する。また、図２８では図示を省略しているが、レーザ走査型顕微鏡装置６には、図２に示す制御部１８０、出力部１９０及び入力部１９５に対応する構成が更に備えられていてよく、これらの構成によって、レーザ走査による戻り光に基づいて観察対象５００の画像が取得され得る。

【０２９７】

以上、本実施形態に係るレーザ走査型顕微鏡装置の一構成例について説明した。以上説明したように、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置は、レーザ走査型顕微鏡装置６であってよい。ここで、上述した図１６に示すレーザ走査型内視鏡装置３や、図２７に示すレーザ走査型プローブ５では、被測定者の体腔内の生体組織を観察したり、ユーザがレーザ走査型プローブ５を手で把持して用いることを想定しているため、走査部等の光学系や、回転機構及び平行移動機構等の駆動系を比較的小型に構成する必要がある。一方、レーザ走査型顕微鏡装置６では、観察対象が装置に設けられるステージに載置され、ステージ上の観察対象に対してレーザ走査が行われるため、走査部、回転機構及び平行移動等の構成に対する小型化の要請が比較的緩和される。従って、光学系や駆動系を、より高い自由度で設計することができる。

【０２９８】

ここで、駆動系の一例として、上述した回転機構８６７について検討する。上記（２．第１の実施形態）で説明したように、例えば、１フレームの画像データが（ｘ×ｙ）＝（５００（ｐｉｘｅｌ）×５００（ｐｉｘｅｌ））であるとすると、スキャンスピード１ｆｐｓを実現するためには、１秒間に５００ライン、レーザ光を走査する必要がある。従って、スキャンスピード１ｆｐｓを実現するために走査部８６３に求められる回転速度は、５００×６０×１＝３００００（ｒｐｍ）である。用途によってはより低速でも適用可能であるが、それでも、回転機構８６７に設けられるモータには、例えば５０００（ｒｐｍ）－３００００（ｒｐｍ）程度の回転速度が要求される。

【０２９９】

また、回転機構８６７のモータには、回転中における回転軸の軸振れや軸の傾き（軸倒れ）を、より小さい範囲に抑えることが要求される。回転中にモータの回転軸の位置が変動してしまうと、レーザ光のｚ軸方向の走査位置の精度（すなわち、観察深さの精度）が低下してしまう可能性があるからである。

【０３００】

また、上記のような回転速度、回転軸の位置精度を満たすためには、回転機構８６７には所定の剛性が求められる。具体的には、回転機構８６７のモータの回転軸が、回転中に走査部８６３に作用する遠心力（mrw^2）に耐え得るように設計されなければいけない（ｍは走査部８６３の質量、ｒは回転軸から回転体である走査部８６３の重心までの距離、ｗは回転角速度）。また、回転軸の位置精度を保つためには、モータ内に設けられるベアリングが高い剛性を有することが必要となる。例えば、回転体である走査部８６３の大きさが、回転機構８６７のモータの性能に比して大きすぎる場合には、モータの回転軸に対して過度な遠心力が作用することとなり、モータの剛性に対する要求が厳しくなる。従って、モータと回転体である走査部８６３との力学的なバランスを考慮した設計や、走査部８６３をより小型に、より軽量に構成することも求められる。

【０３０１】

更に、本実施形態では、走査部８６３の回転によるｘ軸方向へのレーザ走査と同期して、ｙ軸方向及び／又はｚ軸方向へのレーザ走査が行われ得る。従って、レーザ走査の精度を向上させるためには、回転機構８６７のモータの回転角度を高精度に検出するための高分解能の角度センサ（例えばロータリエンコーダ）が、モータとともに搭載されることが望ましい。

【０３０２】
ここで、例えば図１６に示すようなレーザ走査型内視鏡装置３において、これらの性能を満たすことを考える。レーザ走査型内視鏡装置３では、例えば直径１０（ｍｍ）程度の鏡筒６６１内に、走査部６６３及び回転機構６６７が搭載される必要がある。従って、他の構成も鏡筒６６１内に設けられることを考慮すれば、回転機構６６７のモータとしては、例えば径方向の大きさが鏡筒６６１の径の６０％以下（上記の例では６（ｍｍ）以下）、鏡筒６６１に沿った長さが２０（ｍｍ）以下であることが望ましい。また、例えば対物レンズ６６５のＮＡが０．４５であるとすると、モータの回転軸の位置精度としては、軸振れ量が０．０１（ｍｍ）以下、軸倒れ量が０．１（ｄｅｇ）以下であることが望ましい。

【０３０３】
このように、レーザ走査型内視鏡装置３では、比較的小型のモータにおいて、回転軸の位置を高精度に保ちつつ、剛性を確保する必要がある。また、角度センサにも、高分解能であるとともに小型であることが求められる。従って、レーザ走査型内視鏡装置３のような比較的小型の筐体内に各構成部材を搭載しなければいけない場合には、回転機構６６７及び走査部６６３等の構成部材を設計する際の条件が比較的厳しいものとなる可能性がある。一方、上述したように、レーザ走査型顕微鏡装置６では、レーザ走査型内視鏡装置３ほどの小型化が求められない。従って、回転機構８６７のモータとしてもより大型なものを用いることができるため、回転機構８６７及び走査部８６３等の構成部材の設計がより容易になる。

【０３０４】
ここで、上記（１．他の構成によるレーザ走査型内視鏡装置についての検討）で説明したように、一般的な既存の技術として、レーザ走査型顕微鏡装置では、構成を比較的大型化することができ、光学系の設計自由度が高いため、光学系を適宜設計することにより、「３．高いＮＡ」及び「４．広視野」を同時に実現する構成が存在し得る。ただし、既存の技術では、光学系の構成が複雑なものとなり、装置の小型化、低コスト化を図ることが難しくなる。一方、本実施形態では、走査部８６３を回転させてレーザ光を走査することにより、より簡易な構成によって、比較的高いＮＡを有する対物レンズ８６５を用いた場合であっても広い視野が実現される。また、非点収差補正素子８６６が設けられることにより、観察深さが変更された場合であっても、非点収差の影響の少ないより高精度な観察を行うことが可能となる。

【０３０５】
（７．ハードウェア構成）
次に、図２９を参照しながら、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置のハードウェア構成について詳細に説明する。図２９は、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。なお、図２９に示すレーザ走査型観察装置は、上述したレーザ走査型内視鏡装置１、２、３、レーザ走査型プローブ４、５及びレーザ走査型顕微鏡装置６を構成し得る。

【０３０６】
図２９を参照すると、レーザ走査型観察装置９００は、主に、ＣＰＵ９０１と、ＲＯＭ９０２と、ＲＡＭ９０３と、を備える。また、レーザ走査型観察装置９００は、更に、ホストバス９０７、ブリッジ９０９、外部バス９１１、インターフェース９１３、センサ９１４、入力装置９１５、出力装置９１７、ストレージ装置９１９、ドライブ９２１、接続ポート９２３及び通信装置９２５を備える。

【０３０７】
ＣＰＵ９０１は、演算処理装置及び制御装置として機能し、ＲＯＭ９０２、ＲＡＭ９０３、ストレージ装置９１９又はリムーバブル記録媒体９２７に記録された各種プログラムに従って、レーザ走査型観察装置９００内の動作全般又はその一部を制御する。ＲＯＭ９０２は、ＣＰＵ９０１が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。ＲＡＭ９０３は、ＣＰＵ９０１が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパ

ラメータ等を一次記憶する。これらはＣＰＵバス等の内部バスにより構成されるホストバス９０７により相互に接続されている。ＣＰＵ９０１、ＲＯＭ９０２及びＲＡＭ９０３は、本実施形態においては、例えば、図２及び図４Ａに示す制御部１８０、２８０に対応している。

【０３０８】

ホストバス９０７は、ブリッジ９０９を介して、ＰＣＩ（Ｐｅｒｉｐｈｅｒａｌ Ｃｏｍｐｏｎｅｎｔ Ｉｎｔｅｒｃｏｎｎｅｃｔ／Ｉｎｔｅｒｆａｃｅ）バスなどの外部バス９１１に接続されている。

【０３０９】

センサ９１４は、例えば、ユーザに固有の生体情報、または、かかる生体情報を取得するために用いられる各種情報を検出する検出手段である。センサ９１４は、本実施形態においては、例えば、図２及び図４Ａに示す光検出器１７０に対応している。また、センサ９１４は、例えば、図２及び図４Ａに示す内視鏡１６０及び光検出器１７０を含む、生体組織５００にレーザ光を走査してその戻り光を検出する一連のシステムに関連する各構成部材に対応している。センサ９１４は、例えば、フォトダイオード、ＰＭＴなどの光検出器やＣＣＤ（Ｃｈａｒｇｅ Ｃｏｕｐｌｅｄ Ｄｅｖｉｃｅ）やＣＭＯＳ（Ｃｏｍｐｌｅｍｅｎｔａｒｙ Ｍｅｔａｌ Ｏｘｉｄｅ Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ）等の各種の撮像素子を有していてもよい。また、センサ９１４は、生体部位を撮像するために用いられるレンズ等の光学系や光源等を更に有していてもよい。また、センサ９１４は、音声等を取得するためのマイクロフォン等であってもよい。なお、センサ９１４は、上述のもの以外にも、温度計、照度計、湿度計、速度計、加速度計などの様々な測定機器を備えていてもよい。

【０３１０】

入力装置９１５は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチ及びレバー等、ユーザが操作する操作手段である。また、入力装置９１５は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段（いわゆる、リモコン）であってもよいし、レーザ走査型観察装置９００の操作に対応した携帯電話やＰＤＡ等の外部接続機器９２９であってもよい。更に、入力装置９１５は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、ＣＰＵ９０１に出力する入力制御回路などから構成されている。入力装置９１５は、本実施形態においては、例えば、図２及び図４Ａに示す入力部１９５に対応している。レーザ走査型観察装置９００のユーザは、この入力装置９１５を操作することにより、レーザ走査型観察装置９００に対して、例えば回転機構、平行移動機構及び／又は観察深さ調整機構等の駆動に関する各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

【０３１１】

出力装置９１７は、取得した情報をユーザに対して視覚的又は聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、ＣＲＴディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、ＥＬディスプレイ装置及びランプ等の表示装置や、スピーカ及びヘッドホン等の音声出力装置や、プリンタ装置等がある。出力装置９１７は、例えば、レーザ走査型観察装置９００が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、レーザ走査型観察装置９００が行った各種処理により得られた結果を、テキスト、イメージ、表、グラフ等、様々な形式で視覚的に表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。出力装置９１７は、本実施形態においては、例えば、図２及び図４Ａに示す出力部１９０に対応している。例えば、出力装置９１７の表示画面には、レーザ走査の結果取得された生体組織に関する画像データが表示される。

【０３１２】

また、図２及び図４Ａには明示しなかったが、レーザ走査型観察装置９００は、以下の構成部材を更に備えてもよい。

【０３１３】

ストレージ装置９１９は、レーザ走査型観察装置９００の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置９１９は、例えば、ＨＤＤ（Ｈａｒｄ Ｄｉｓｋ Ｄｒｉｖｅ）等の磁気記憶デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス、または光磁気記憶デバイス等により構成される。このストレージ装置９１９は、レーザ走査型観察装置９００において処理される各種のデータ、例えば、ＣＰＵ９０１が実行するプログラムや各種データ、外部から取得した各種データ、及び、レーザ走査型観察装置９００におけるレーザ走査の結果取得される各種のデータ等を格納する。本実施形態においては、例えば、ストレージ装置９１９は、レーザ走査型観察装置９００におけるレーザ走査を制御するためのプログラムや各種の条件等を格納する。例えば、ストレージ装置９１９は、レーザ走査の結果取得された生体組織に関する画像データを格納する。

【０３１４】

ドライブ９２１は、記録媒体用リーダライタであり、レーザ走査型観察装置９００に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ９２１は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体９２７に記録されている情報を読み出して、ＲＡＭ９０５に出力する。また、ドライブ９２１は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体９２７に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体９２７は、例えば、ＤＶＤメディア、ＨＤ－ＤＶＤメディア、Ｂｌｕ－ｒａｙ（登録商標）メディア等である。また、リムーバブル記録媒体９２７は、コンパクトフラッシュ（登録商標）（ＣｏｍｐａｃｔＦｌａｓｈ：ＣＦ）、フラッシュメモリ又はＳＤメモリカード（Ｓｅｃｕｒｅ Ｄｉｇｉｔａｌ ｍｅｍｏｒｙ ｃａｒｄ）等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体９２７は、例えば、非接触型ＩＣチップを搭載したＩＣカード（Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ Ｃｉｒｃｕｉｔ ｃａｒｄ）又は電子機器等であってもよい。ドライブ９２１は、レーザ走査型観察装置９００において処理される各種のデータの、各種のリムーバブル記録媒体９２７への書き込み及び読み出しを行う。

【０３１５】

接続ポート９２３は、各種の外部機器をレーザ走査型観察装置９００に直接接続するためのポートである。接続ポート９２３の一例として、ＵＳＢ（Ｕｎｉｖｅｒｓａｌ Ｓｅｒｉａｌ Ｂｕｓ）ポート、ＩＥＥＥ１３９４ポート及びＳＣＳＩ（Ｓｍａｌｌ Ｃｏｍｐｕｔｅｒ Ｓｙｓｔｅｍ Ｉｎｔｅｒｆａｃｅ）ポート等がある。接続ポート９２３の別の例として、ＲＳ－２３２Ｃポート、光オーディオ端子及びＨＤＭＩ（登録商標）（Ｈｉｇｈ－Ｄｅｆｉｎｉｔｉｏｎ Ｍｕｌｔｉｍｅｄｉａ Ｉｎｔｅｒｆａｃｅ）ポート等がある。この接続ポート９２３に外部接続機器９２９を接続することで、レーザ走査型観察装置９００は、外部接続機器９２９から直接各種データを取得したり、外部接続機器９２９に各種データを提供したりする。このように、接続ポート９２３により、レーザ走査型観察装置９００と各種の外部機器とが、各種のデータを通信可能に接続される。レーザ走査型観察装置９００は、接続ポート９２３を介して、レーザ走査型観察装置９００において処理される各種のデータ、例えばレーザ走査の結果取得された生体組織に関する画像データを、各種の外部機器へ送信することができる。

【０３１６】

通信装置９２５は、例えば、通信網（ネットワーク）９３１に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置９２５は、例えば、有線若しくは無線ＬＡＮ（Ｌｏｃａｌ Ａｒｅａ Ｎｅｔｗｏｒｋ）、Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ（登録商標）又はＷＵＳＢ（Ｗｉｒｅｌｅｓｓ ＵＳＢ）用の通信カード等である。また、通信装置９２５は、光通信用のルータ、ＡＤＳＬ（Ａｓｙｍｍｅｔｒｉｃ Ｄｉｇｉｔａｌ Ｓｕｂｓｃｒｉｂｅｒ Ｌｉｎｅ）用のルータ又は各種通信用のモデム等であってもよい。この通信装置９２５は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えばＴＣＰ／ＩＰ等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置９２５に接続される通信網９３１は、有線又は無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内ＬＡＮ、赤外線通信、ラジオ波通信又

は衛星通信等であってもよい。通信装置９２５により、レーザ走査型観察装置９００と各種の外部機器との間で、レーザ走査型観察装置９００において処理される各種のデータを相互に送受信することができる。例えば、通信装置９２５は、レーザ走査型観察装置９００において処理される各種のデータを、通信網９３１を介して各種の外部機器に送信することができる。例えば、レーザ走査の結果取得された生体組織に関する画像データが、通信装置９２５によってデータベースサーバ等の各種の外部機器へ送信されてもよい。

【０３１７】

以上、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置９００の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。

【０３１８】

なお、上述のようなレーザ走査型観察装置９００におけるレーザ走査及び画像データ取得に関する各機能を実現するためのコンピュータプログラムを作製し、パーソナルコンピュータ等に実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモリなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。

【０３１９】

（８．まとめ）

以上説明したように、本開示の好適な実施形態によれば、以下の効果を得られる。

【０３２０】

第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１によれば、鏡筒１６１内において対物レンズ１６５がｙ軸を回転軸として回転することによって、ウインドウ部１６２を介して生体組織５００に対してｘ軸方向にレーザ光が走査される。このように、対物レンズ１６５が回転することでレーザ光が走査されることにより、レーザ走査型内視鏡装置１における視野（ＦＯＶ）は、対物レンズ１６５の軸外特性によって制限されない。従って、レーザ走査型内視鏡装置１では、対物レンズ１６５が回転中にウインドウ部１６２と対向する範囲（すなわち、ｘ軸方向にレーザ光が走査される範囲）がＦＯＶとして確保されるため、対物レンズ１６５のＮＡが比較的高い場合であっても広視野が実現される。また、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１の内視鏡１６０に設けられるウインドウ部１６２は、所定の厚さを有して形成されるため、ウインドウ部１６２が生体組織に接触する際の安全性が確保される。更に、第１の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１によれば、ウインドウ部１６２よりも前段に、レーザ光が生体組織に集光される際に生じる収差を補正する収差補正素子１６６が設けられる。ここで、収差補正素子１６６の収差補正性能は、対物レンズ１６５及び／又はウインドウ部１６２に起因して生じる収差を補正するように、対物レンズ１６５及びウインドウ部１６２の特性や形状に応じて適宜設定されてよい。従って、レーザ走査型内視鏡装置１では、ＮＡが比較的高い対物レンズを用いながら、ウインドウ部に所定の厚さを設けることにより安全性を確保することと、収差の影響を抑制することにより高品質な画像を取得することを両立させることが可能となる。

【０３２１】

また、レーザ走査型内視鏡装置１においては、対物レンズ１６５を回転させることにより、高い解像度と広い視野とを確保することができる。従って、レーザ走査のサンプリングレートを制御することにより、生体組織を広範囲に見渡したり、必要に応じて所望の部位を拡大してより高い解像度で観察したりすることができ、効率的な生体組織の観察が実現される。

【０３２２】

また、第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置２によれば、上述した第１の実施

形態に係るレーザ走査型内視鏡装置によって得られる効果に加えて、以下の効果を得られる。すなわち、レーザ走査型内視鏡装置２においては、光路変更素子１６４にレーザ光の光束が入射され、対物レンズ１６５は、生体組織５００の互いに異なる複数のスポットに、当該レーザ光の光束を集光する。ここで、当該光束を構成するレーザ光は、互いに異なる変調を施したレーザ光であってよく、レーザ走査型内視鏡装置２は、これらのレーザ光に対する復調機能を有することにより、各スポットからの戻り光に対応する画像信号を選択的に分離して取得することができる。従って、レーザ走査型内視鏡装置２では、走査部１６３が１回転する間に、複数のスポットに照射されるレーザ光による複数のラインを走査することが可能となる。よって、走査部１６３の回転数が比較的小さくても、高いスキャンスピードを得ることができる。

【０３２３】

また、第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２においては、走査部が複数の対物レンズを有する構成であってもよい。走査部が複数の対物レンズを有することにより、走査部が１回転する間に、複数の対物レンズによる複数のラインのレーザ走査を行うことが可能となる。従って、走査部の１度の回転によって走査可能なライン数を増加させることができるため、より効率的なレーザ走査が可能となる。

【０３２４】

また、第１及び第２の実施形態に係るレーザ走査型内視鏡装置１、２においては、走査部が異なる回転軸方向を有する構成であってもよい。例えば、ウインドウ部１６２が、鏡筒１６１の長手方向の先端部に、鏡筒１６１の長手方向と略垂直な面を有して設けられ、鏡筒１６１の先端部を接触させた部位に対してレーザ走査が行われる。従って、例えば、観察対象部位が、鏡筒１６１の外側壁を接触させることが困難であるような体腔内の奥まった凹部に存在する場合であっても、レーザ走査による観察を行うことが可能となる。

【０３２５】

更に、上記（６．観察深さ調整機構を備える構成）では、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置が観察深さ調整機構を備える場合について説明した。また、本実施形態に係るレーザ走査型観察装置の内視鏡装置以外の構成例として、レーザ走査型プローブ及びレーザ走査型顕微鏡装置の構成について説明した。これらの構成によれば、上述した第１の実施形態及び／又は第２の実施形態で得られる効果に加えて、以下の効果を得ることができる。

【０３２６】

上記（６．観察深さ調整機構を備える構成）で説明したレーザ走査型観察装置では、観察深さ調整機構が設けられることにより、観察対象に対する深さ方向へのレーザ走査が可能となる。従って、観察対象を３次元的に観察することが可能となり、観察対象についてより多くの情報を取得することが可能となる。また、当該レーザ走査型観察装置には、観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正するような、非点収差補正素子が設けられてよい。このような特性を有する非点収差補正素子が設けられることにより、観察深さが変化した場合であっても、非点収差の影響の少ないより高精度な観察を行うことが可能となる。

【０３２７】

また、例えば２光子励起を利用した観察のように、戻り光として蛍光を検出する場合には、光ファイバとしてダブルクラッド光ファイバが用いられるとともに、色収差補正素子が設けられてよい。ダブルクラッド光ファイバを用いることにより、内部クラッドで蛍光を導光することができるため、より広い面積で蛍光を集光することができるため、集光効率を向上させることができる。また、色収差補正素子は、レーザ光と蛍光との波長の違いによって生じる色収差を補正するように設計される。従って、このような特性を有する非点収差補正素子が設けられることにより、蛍光の光ファイバへの集光効率を更に向上させることが可能となる。

【０３２８】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本

開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

【０３２９】

例えば、上述した各実施形態に係る技術の用途は、顕微鏡観察に限定されず、他の用途に用いられてもよい。例えば、光励起によって活性及び不活性を制御することができる神経細胞のイオンチャンネルの制御をはじめとした、各種の光遺伝学的なマニピュレーションにも適用可能である。

【０３３０】

また、例えば、以上説明した各構成に対して、以下に示す構成が更に設けられてもよい。

【０３３１】

例えば、レーザ光源１１０は、レーザ光を射出するタイミングを動的に制御する構成を更に有してもよい。そして、レーザ光源１１０は、回転機構１６７による走査部の回転に同期して、レーザ光が生体組織５００に照射されるタイミングでのみレーザ光を射出してもよい。レーザ光源１１０が必要なときにのみレーザ光を射出する構成とすることより、消費電力を低減することができる。

【０３３２】

また、例えば、レーザ光源１１０は、射出するレーザ光の強度（パワー）を動的に制御する構成を更に有してもよい。一般的に、拡大された画像データを取得する場合には、拡大（ズーム）するほど、１画素（ｐｉｘｅｌ）当たりの受光積算時間は短くなり、取得される画像データの明度が落ちる。従って、レーザ光源１１０は、取得する画像データのサイズに応じて、射出するレーザ光の強度を制御してもよい。例えば、レーザ光源１１０は、拡大された画像データを取得する場合には、射出するレーザ光の強度を上げてもよい。また、これらのレーザ光源１１０のレーザ光射出タイミング及び強度の制御は、例えば制御部１８０によって制御されてよい。

【０３３３】

また、回転機構１６７は、走査部の回転駆動の安定化制御のために、回転系サーボ機構を更に有してもよい。当該回転系サーボ機構は、例えば、走査部の回転中における離心量等を検出し、回転速度等を制御することにより、走査部の回転を安定化させることができる。なお、走査部の離心量に応じて、非点収差等の収差は変動し得る。従って、走査部の離心量についての情報を収差補正素子にフィードバックし、当該離心量から計算される非点収差等の収差の変動に応じて、収差補正素子による補正量を動的に制御してもよい。

【０３３４】

また、上記（２．第１の実施形態）で説明したように、内視鏡１６０は、患者の体腔内を撮影する撮像部を有してもよい。例えば、当該撮像部は、広角の明視野撮影用のカメラを有していてもよい。当該撮像部が広角の明視野撮影用のカメラを有する場合、撮像部によって撮影された広角の映像を参照しながら、詳細に観察したい観察対象部位を探索し、発見した観察対象部位にウインドウ部１６２を接触させることによりレーザ走査を行ってもよい。

【０３３５】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

（１）管状の筐体の一部領域に設けられ、観察対象である被測定者の体腔内の生体組織に接触又は近接するウインドウ部と、前記筐体の内部に設けられ、前記ウインドウ部を通して前記生体組織にレーザ光を集光する対物レンズと、前記筐体内を前記筐体の長軸方向に沿って導光されてきた前記レーザ光を、前記対物レンズのレンズ面に導光する光路変更素子と、前記ウインドウ部よりも前段に設けられ、前記レーザ光が前記生体組織に集光される際に生じる収差を補正する収差補正素子と、前記レーザ光が前記生体組織を走査するように、前記対物レンズの光軸と直交し前記対物レンズを通らない回転軸で、少なくとも前

記対物レンズを前記筐体内で回転させる回転機構と、を備える、内視鏡。
（２）前記収差補正素子は、前記ウインドウ部に起因して生じる非点収差を少なくとも補正する、前記（１）に記載の内視鏡。
（３）前記収差補正素子は、少なくとも１つのシリンドリカルレンズを含む、前記（２）に記載の内視鏡。
（４）前記回転機構は、前記光路変更素子、前記収差補正素子及び前記対物レンズを一体的に回転させる、前記（１）～（３）のいずれか１項に記載の内視鏡。
（５）少なくとも前記対物レンズを、前記筐体内で、前記回転軸方向に平行移動させる平行移動機構、を更に備える、前記（１）～（４）のいずれか１項に記載の内視鏡。
（６）前記光路変更素子には、前記レーザ光の光束が入射され、前記対物レンズは、前記生体組織の互いに異なる複数のスポットに、前記レーザ光の光束を集光する、前記（１）～（５）のいずれか１項に記載の内視鏡。
（７）前記レーザ光の光束は、互いに異なる複数の状態に変調された前記レーザ光によって構成される、前記（６）に記載の内視鏡。
（８）前記ウインドウ部は、前記筐体の長軸方向と略平行な側壁の一部領域に設けられる、前記（１）～（７）のいずれか１項に記載の内視鏡。
（９）前記対物レンズは複数設けられ、複数の前記対物レンズは、前記筐体の長軸方向の略同一な位置において、前記筐体の内壁と対向し、前記筐体の外周方向に沿って所定の間隔で配設される、前記（８）に記載の内視鏡。
（１０）前記光路変更素子の前段に設けられ、前記光路変更素子に入射する前記レーザ光の偏光方向を変更する偏光変調素子、を更に備え、前記光路変更素子は所定の偏光方向を有する前記レーザ光の光路を変更する偏光ビームスプリッタであり、前記偏光ビームスプリッタは、前記偏光変調素子によって偏光方向が変更された前記レーザ光を、当該レーザ光の偏光方向に応じて、複数の前記対物レンズのうち前記ウインドウ部と対向している前記対物レンズに導光する、前記（９）に記載の内視鏡。
（１１）前記光路変更素子は、入射した前記レーザ光の反射方向を動的に制御可能なＭＥＭＳミラーであり、前記ＭＥＭＳミラーは、入射した前記レーザ光を、複数の前記対物レンズのうち前記ウインドウ部と対向している前記対物レンズに導光する、前記（９）に記載の内視鏡。
（１２）前記光路変更素子の前段に設けられ、前記光路変更素子に入射する前記レーザ光を複数の光路に分岐させる光路分岐素子、を更に備え、複数の前記対物レンズの前段には、前記収差補正素子及び前記光路変更素子が、それぞれ設けられ、前記光路分岐素子によって分岐された前記レーザ光のそれぞれが、前記光路変更素子及び前記収差補正素子を順に通過して、複数の前記対物レンズのそれぞれに導光される、前記（９）に記載の内視鏡。
（１３）複数の前記対物レンズの前段には、前記収差補正素子及び前記光路変更素子が、それぞれ設けられ、複数の前記光路変更素子の前段にそれぞれ設けられ、対応する前記光路変更素子にのみ前記レーザ光を入射させる入射ウインドウ部、を更に備え、前記レーザ光は、前記レーザ光の光軸が前記筐体に対して所定の位置に保たれた状態で前記筐体内を導光され、前記レーザ光の照射位置に対応する前記入射ウインドウ部から入射したレーザ光が、当該入射ウインドウ部に対応する前記収差補正素子、前記光路変更素子及び前記対物レンズに順に導光される、前記（９）に記載の内視鏡。
（１４）前記ウインドウ部は、前記筐体の長軸方向の先端部に、前記筐体の長軸方向と略垂直な面を有して設けられる、前記（１）～（７）のいずれか１項に記載の内視鏡。
（１５）前記対物レンズと前記ウインドウ部との間の空間は、前記対物レンズの屈折率及び前記ウインドウ部の屈折率と略同一の屈折率を有する液体によって液浸される、前記（１）～（１４）のいずれか１項に記載の内視鏡。
（１６）少なくとも前記対物レンズを、前記対物レンズの光軸方向に平行移動させる光軸方向移動機構、を更に備える、前記（１）～（１５）のいずれか１項に記載の内視鏡。
（１７）管状の筐体の一部領域に設けられ、観察対象である被測定者の体腔内の生体組織

に接触又は近接するウインドウ部と、前記筐体の内部に設けられ、前記ウインドウ部を通して前記生体組織にレーザ光を集光する対物レンズと、前記筐体内を前記筐体の長軸方向に沿って導光されてきた前記レーザ光を、前記対物レンズのレンズ面に導光する光路変更素子と、前記ウインドウ部よりも前段に設けられ、前記レーザ光が前記生体組織に集光される際に生じる収差を補正する収差補正素子と、前記レーザ光が前記生体組織を走査するように、前記対物レンズの光軸と直交し前記対物レンズを通らない回転軸で、少なくとも前記対物レンズを前記筐体内で回転させる回転機構と、を有する内視鏡と、前記レーザ光が前記生体組織に集光されて生じる戻り光を検出する光検出器と、検出された前記戻り光に基づいて、前記生体組織に関する画像データを生成する制御部と、を備える、レーザ走査型内視鏡装置。

（１８）内視鏡における管状の筐体の内部にレーザ光を導光し、前記筐体の内部に設けられる光路変更素子に前記レーザ光を入射することと、前記光路変更素子によって、前記筐体の長軸方向に沿って導光されてきた前記レーザ光の光路を変更し、前記筐体の内部に設けられる対物レンズのレンズ面に前記レーザ光を導光することと、前記筐体の一部領域に設けられ観察対象である被測定者の体腔内の生体組織に接触又は近接するウインドウ部を介して、前記対物レンズによって前記生体組織に前記レーザ光を集光することと、前記レーザ光が前記生体組織を走査するように、前記対物レンズの光軸と直交し前記対物レンズを通らない回転軸で、少なくとも前記対物レンズを前記筐体内で回転させることと、を含み、前記ウインドウ部よりも前段には、前記レーザ光が前記生体組織に集光される際に生じる収差を補正する収差補正素子が設けられる、レーザ走査方法。

【０３３６】

また、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

（１）筐体の一部領域に設けられ、観察対象に接触又は近接するウインドウ部と、前記ウインドウ部を通して前記観察対象にレーザ光を集光する対物レンズと、前記筐体内を導光されてきた前記レーザ光の進行方向を前記ウインドウ部に向けて変更する光路変更素子と、前記ウインドウ部よりも前段に設けられ、前記レーザ光が前記観察対象に集光される際に生じる非点収差を補正する非点収差補正素子と、前記レーザ光が前記観察対象を走査するように、前記レーザ光の前記ウインドウ部への入射方向に対して垂直な回転軸で、少なくとも前記光路変更素子を回転させる回転機構と、を備え、前記非点収差補正素子は、前記観察対象における前記レーザ光の集光位置の深さである観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正する、レーザ走査型観察装置。

（２）前記非点収差補正素子は、前記レーザ光が少なくとも２面のシリンドリカル面又はトロイダル面を通過するように構成されたレンズを含み、前記回転機構によって前記光路変更素子とともに回転される、前記（１）に記載のレーザ走査型観察装置。

（３）前記非点収差補正素子は、両面にシリンドリカル面が形成されたメニスカスレンズである、前記（２）に記載のレーザ走査型観察装置。

（４）前記非点収差補正素子は、前記観察深さの変化に応じて非点収差の補正量を動的に変更させる駆動素子を含む光学部材である、前記（１）に記載のレーザ走査型観察装置。

（５）少なくとも前記光路変更素子を、前記回転軸方向に平行移動させることにより、前記観察対象に対して前記回転軸方向に前記レーザ光を走査する平行移動機構、を更に備える、前記（１）～（４）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。

（６）前記観察深さを変更することにより、前記観察対象に対して深さ方向に前記レーザ光を走査する観察深さ調整機構、を更に備える、前記（１）～（５）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。

（７）前記観察深さ調整機構は、前記レーザ光を略平行光にして前記光路変更素子及び前記非点収差補正素子に導光するコリメータレンズと、当該コリメータレンズを光軸方向に移動させる移動機構と、を含む、前記（６）に記載のレーザ走査型観察装置。

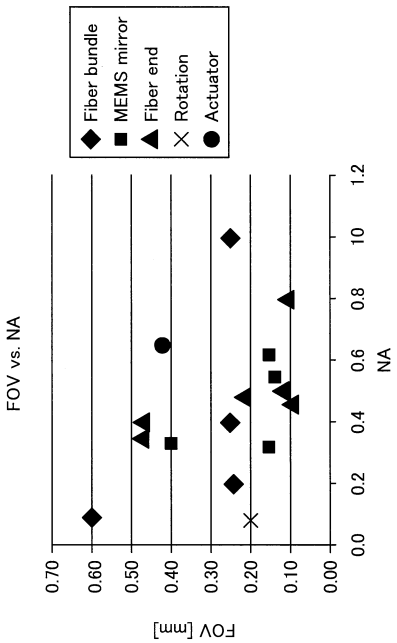
（８）前記レーザ走査型観察装置は、前記レーザ光が前記観察対象に照射されることによって生じる蛍光を戻り光として検出することにより、前記観察対象についての情報を取得し、前記レーザ光と前記蛍光との波長の違いによって生じる色収差を補正する色収差補正

素子、を更に備える、前記（１）～（７）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（９）前記色収差補正素子は、前記レーザ光に対応する波長帯域の光に対しては平行平板として機能するとともに、前記蛍光に対応する波長帯域の光に対しては凹レンズとして機能する接合レンズである、前記（８）に記載のレーザ走査型観察装置。
（１０）前記光路変更素子には、前記レーザ光の光束が入射され、前記対物レンズは、前記観察対象の互いに異なる複数のスポットに、前記レーザ光の光束を集光する、前記（１）～（９）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（１１）前記レーザ光の光束は、互いに異なる複数の状態に変調された前記レーザ光によって構成される、前記（１０）に記載のレーザ走査型観察装置。
（１２）前記レーザ光の光束は、複数の光ファイバによって前記筐体内に導光される、前記（１０）又は（１１）に記載のレーザ走査型観察装置。
（１３）前記レーザ光の光束は、複数のコアを有するマルチコア光ファイバによって前記筐体内に導光される、前記（１０）又は（１１）に記載のレーザ走査型観察装置。
（１４）前記光路変更素子の前段に設けられ、前記光路変更素子に入射する前記レーザ光の偏光方向を変更する偏光変調素子、を更に備え、前記光路変更素子は所定の偏光方向を有する前記レーザ光の光路を変更する偏光ビームスプリッタであり、前記偏光ビームスプリッタは、前記偏光変調素子によって偏光方向が変更された前記レーザ光の進行方向を、当該レーザ光の偏光方向に応じて、前記ウインドウ部に向けて変更する、前記（１）～（１３）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（１５）前記光路変更素子の前段に設けられ、前記光路変更素子に入射する前記レーザ光を複数の光路に分岐させる光路分岐素子、を更に備え、前記複数の光路の各々に対して、前記非点収差補正素子、前記光路変更素子及び前記対物レンズがそれぞれ設けられ、前記光路分岐素子によって分岐された前記レーザ光のそれぞれの進行方向が、前記光路変更素子によって、前記回転軸方向と垂直な複数の方向に変更される、前記（１）～（１３）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（１６）少なくとも複数の前記光路変更素子を格納し、複数の前記光路変更素子とともに回転するハウジングが設けられ、当該ハウジングの前記レーザ光が入射する壁面には、前記レーザ光を複数の前記光路変更素子の各々に入射させる入射ウインドウ部が形成され、複数の前記入射ウインドウ部のそれぞれに対して前記非点収差補正素子及び前記対物レンズが設けられ、前記レーザ光は、前記レーザ光の光軸が前記筐体に対して所定の位置に保たれた状態で前記筐体内を導光され、前記ハウジングの回転に伴って複数の前記入射ウインドウ部に順に照射され、前記レーザ光の照射位置に対応する前記入射ウインドウ部から入射したレーザ光が、前記光路変更素子によって前記ウインドウ部に向かって導光される、前記（１）～（１３）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（１７）前記筐体は円筒形状を有し、前記ウインドウ部は、前記筐体の長軸方向と略平行な側壁に設けられ、当該筐体の側壁の形状に則した円筒形の曲面を有する、前記（１）～（１６）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（１８）前記筐体は円筒形状を有し、前記ウインドウ部は、前記筐体の長軸方向の先端部に、前記筐体の長軸方向と略垂直な面を有して設けられる、前記（１）～（１６）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（１９）前記対物レンズは、前記光路変更素子と前記ウインドウ部との間に設けられ、前記対物レンズと前記ウインドウ部との間の空間は、前記ウインドウ部の屈折率と略同一の屈折率を有する液体によって液浸される、前記（１）～（１８）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（２０）前記筐体は内視鏡の鏡筒であり、前記鏡筒の一部領域に設けられる前記ウインドウ部が観察対象であるヒト又は動物の体腔内の生体組織に接触又は近接し、前記生体組織に対して前記レーザ光が走査される、前記（１）～（１９）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（２１）前記ウインドウ部が観察対象であるヒト又は動物の体表面に接触又は近接し、前

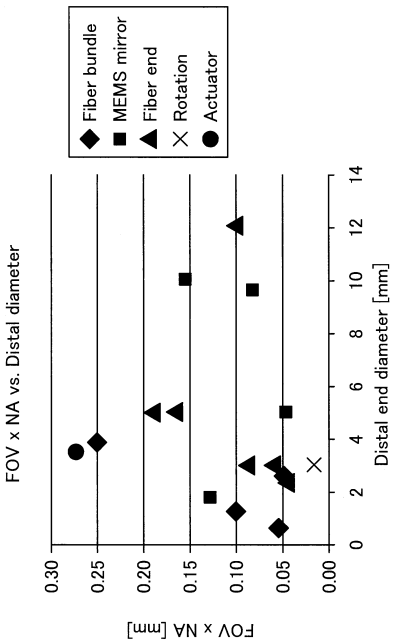
記体表面から所定の深さにおける生体組織に対して前記レーザ光が走査される、前記（１）～（１９）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（２２）前記レーザ走査型観察装置は、前記観察対象が載置されるステージ、を更に備え、前記ステージの少なくとも一部領域に設けられる前記ウインドウ部を通して前記観察対象に対して前記レーザ光が走査される、前記（１）～（１９）のいずれか１項に記載のレーザ走査型観察装置。
（２３）筐体の内部に設けられる光路変更素子にレーザ光を入射することと、前記光路変更素子によって前記筐体内を導光されてきた前記レーザ光の進行方向を変更し、前記筐体の一部領域に設けられ観察対象に接触又は近接するウインドウ部を介して、対物レンズによって集光され、非点収差補正素子によって非点収差が補正された前記レーザ光を前記観察対象に照射することと、前記レーザ光が前記観察対象を走査するように、前記レーザ光の前記観察対象への入射方向である観察方向に対して垂直な回転軸で、少なくとも前記光路変更素子を回転させることと、を含み、前記非点収差補正素子は、前記観察対象における前記レーザ光の集光位置の深さである観察深さの変化に伴う非点収差の変動に対応した補正量で当該非点収差を補正する、レーザ走査方法。
【符号の説明】
【０３３７】
１、２、３　　レーザ走査型内視鏡装置
４、５　　レーザ走査型プローブ
６　　レーザ走査型顕微鏡装置
１１０、８１０　　レーザ光源
１２０、８２０　　ビームスプリッタ
１３０、１５０　　光ファイバ用導光レンズ
１４０、２４１、２４２、２４３、３４０、６４１、７１０、７４０、７６０　　光ファイバ
１６０、３６０、４００、４５０、４７０　　内視鏡
１６１　　鏡筒
１６２、６６２、７３２、７８２、８６２　　ウインドウ部
１６３、３６３、３７０、３８０、３９０、４２０、４６０、４８０、６６３、７３３、７８３、８６３　　走査部
１６４、３６４、４２１、４２２、６６４、７３４、７８４、８６４　　光路変更素子
１６５、３６５、３６６、４２２、６６５、７３５、７８５、８６５　　対物レンズ
１６６、３６７、３６８、４２３、４６１　　収差補正素子
１６７、６６７、７３７、７８７、８６７　　回転機構
１６８、６６８、７３８、７８８、８６８　　平行移動機構
１６９、３６９、４２４、４６９、６６９、７３９、７８９、８６９　　ハウジング
１７０、８７０　　光検出器
１８０、２８０　　制御部
１８１　　画像信号取得部
１８２　　画像信号処理部
１８３　　駆動制御部
１８４　　表示制御部
１９０　　出力部
１９５　　入力部
２４０　　光ファイババンドル
２８１　　画像信号取得部（光復調部）
３７２　　偏光ビームスプリッタ
３８１　　ＭＥＭＳミラー
３９１　　光路分岐素子
４６３　　第１の光路変更素子

４６４　　第２の光路変更素子
４６５　　第１の対物レンズ
４６６　　第２の対物レンズ
６２０　　シリンドリカル凹凸レンズペア
６２１　　凹シリンドリカルレンズ
６２２　　凸シリンドリカルレンズ
６３０　　シリンドリカルメニスカスレンズ
６４０　　シリンドリカル平凸レンズ
６５０、７２０、７７０、８５０　　コリメータレンズ
６６１、７３１、７８１　　筐体
６６６、７３６、７８６、８６６　　非点収差補正素子
６７０、７４０、７９０、８４０　　色収差補正素子

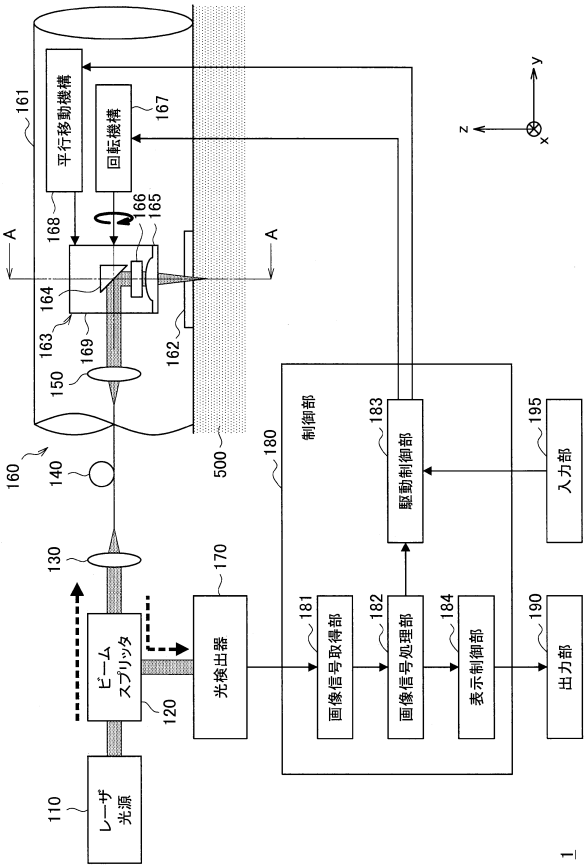
【図１Ａ】



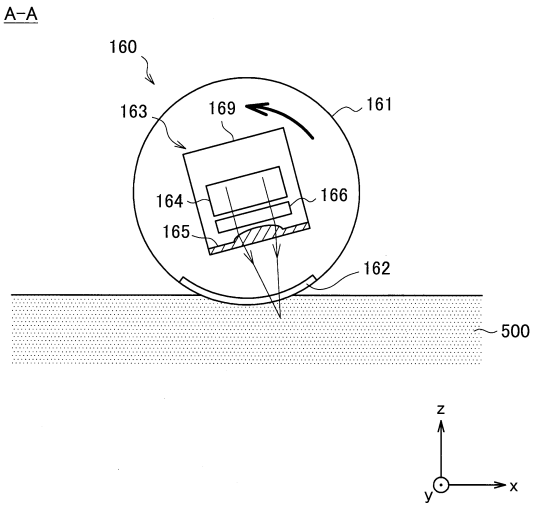
【図１Ｂ】



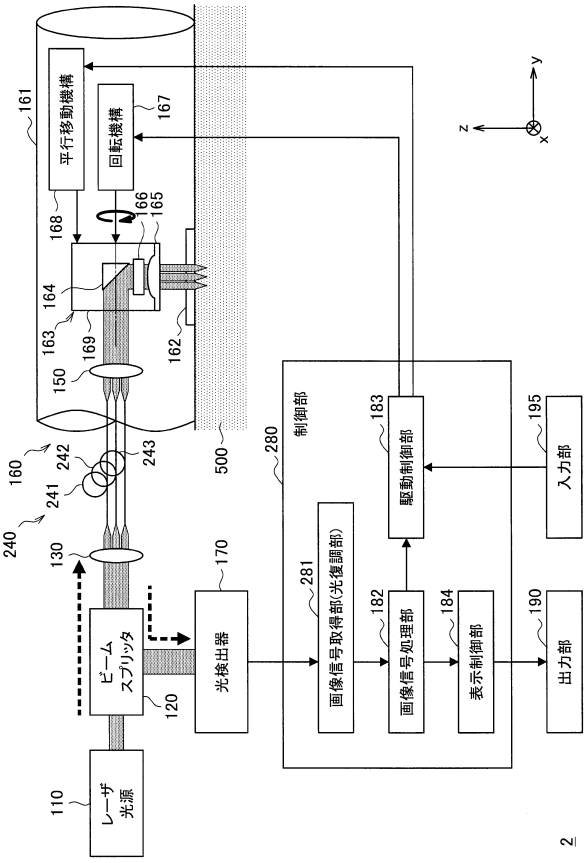
【図２】


平行移動機構
回転機構
ビームスプリッタ
光検出器
レーザ光源
制御部
駆動制御部
入力部
画像信号取得部
画像信号処理部
表示制御部
出力部
A
A
y
z
x
1

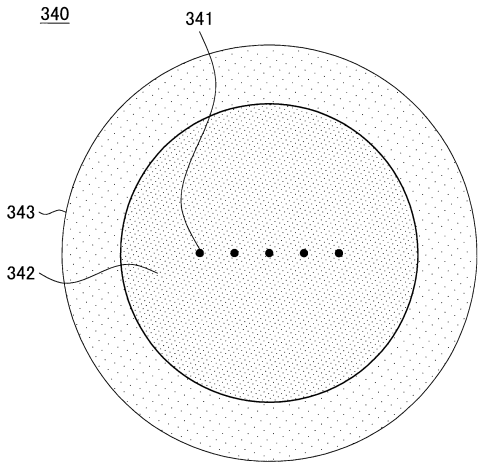
【図３】


A-A
160
163
169
161
164
166
165
162
500
z
y
x

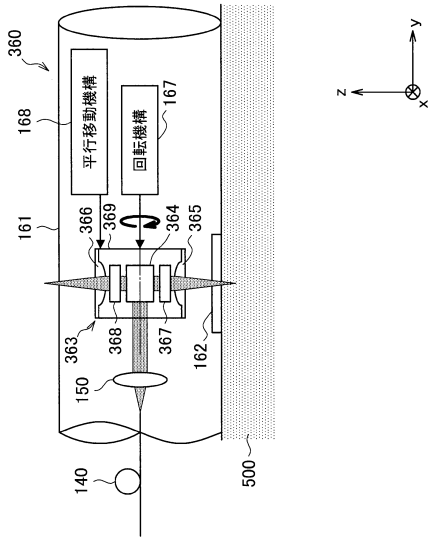
【図４Ａ】


平行移動機構
回転機構
ビームスプリッタ
光検出器
レーザ光源
制御部
駆動制御部
入力部
画像信号取得部(光復調部)
画像信号処理部
表示制御部
出力部
y
z
x
2

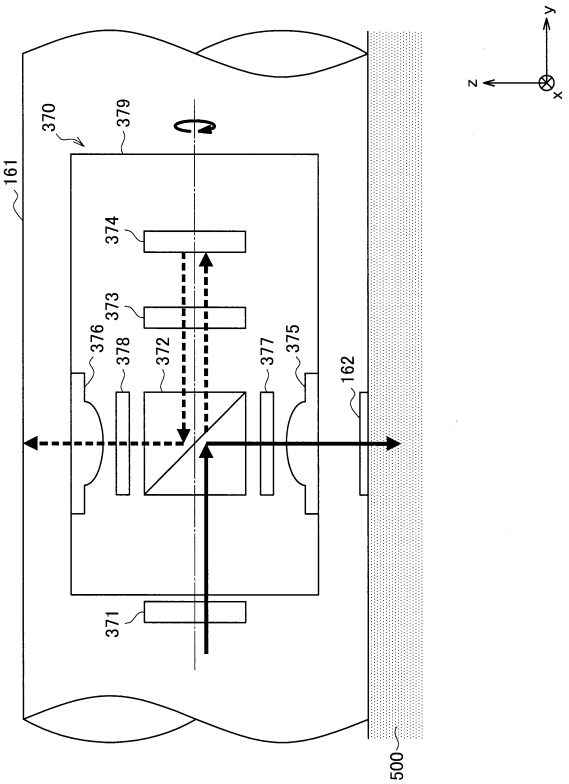
【図４Ｂ】


340
341
343
342

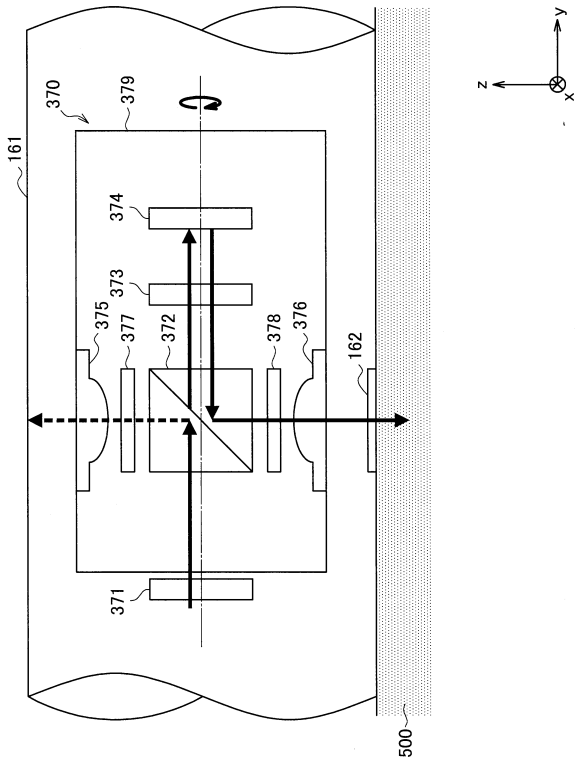
【図５】



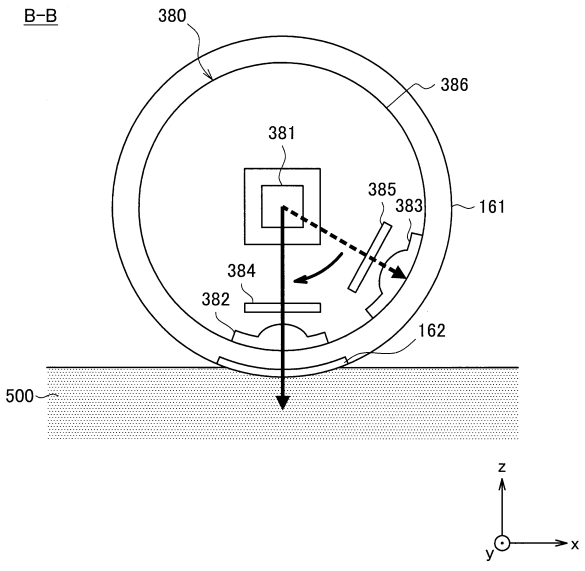
【図６Ａ】



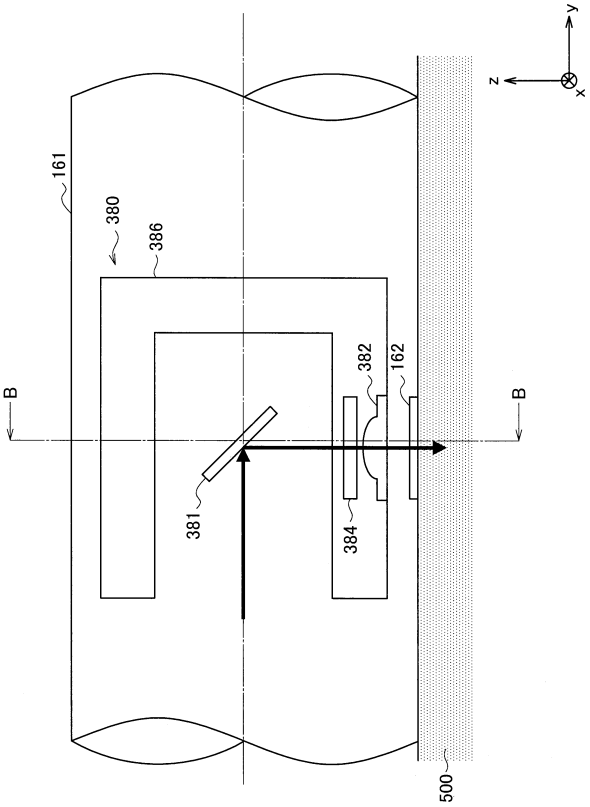
【図６Ｂ】



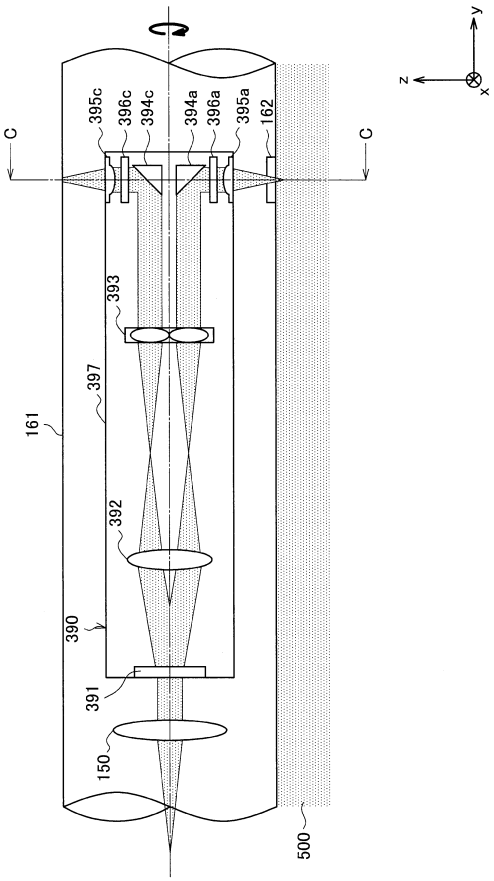
【図７Ａ】



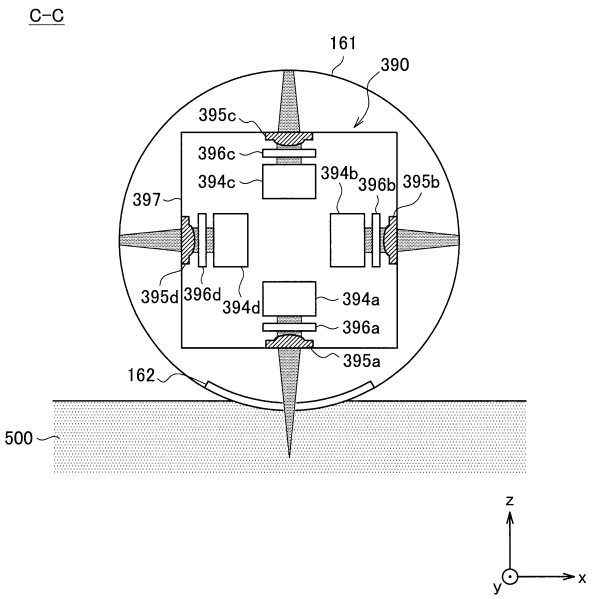
【図７Ｂ】



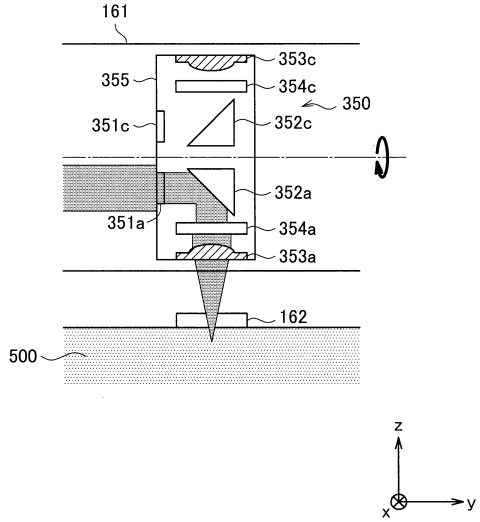
【図８Ａ】



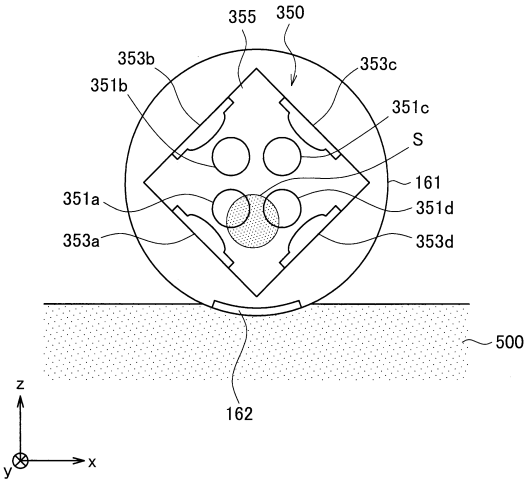
【図８Ｂ】



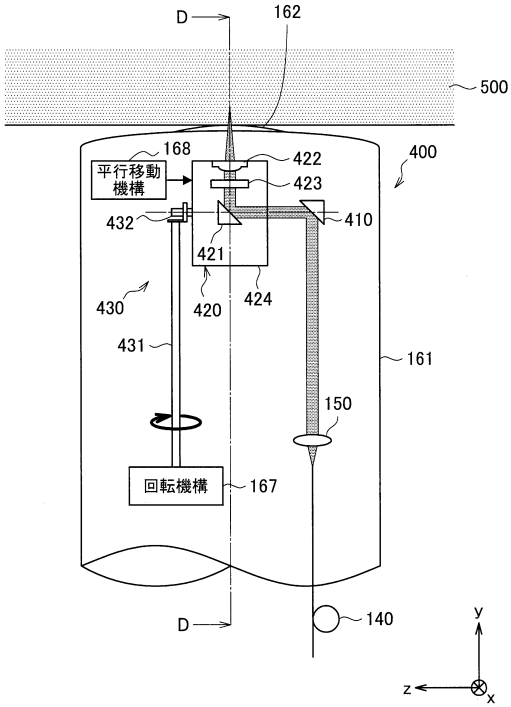
【図９Ａ】



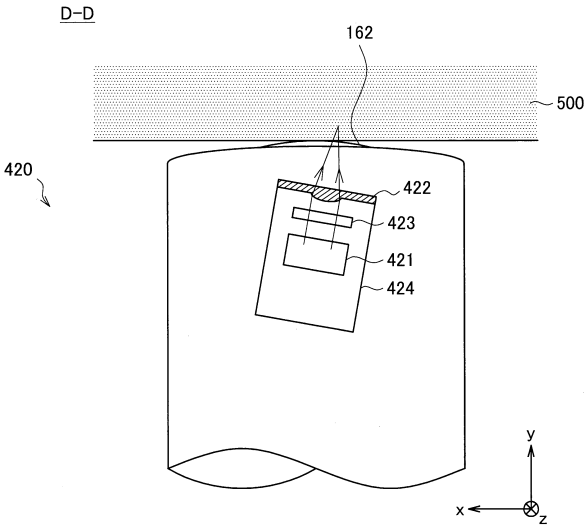
【図９Ｂ】



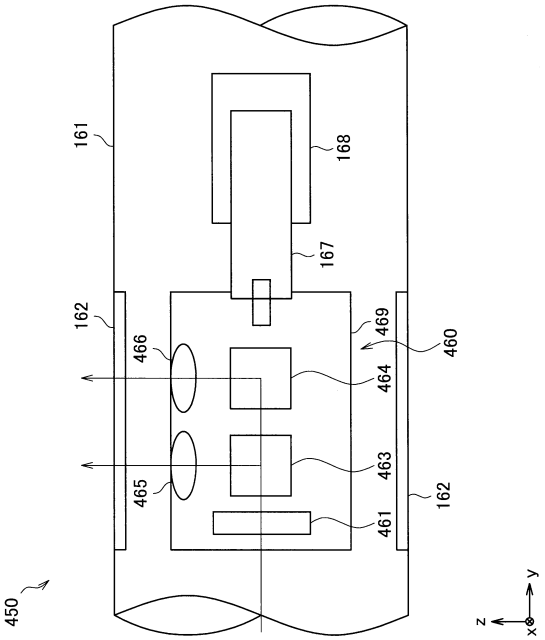
【図１０Ａ】



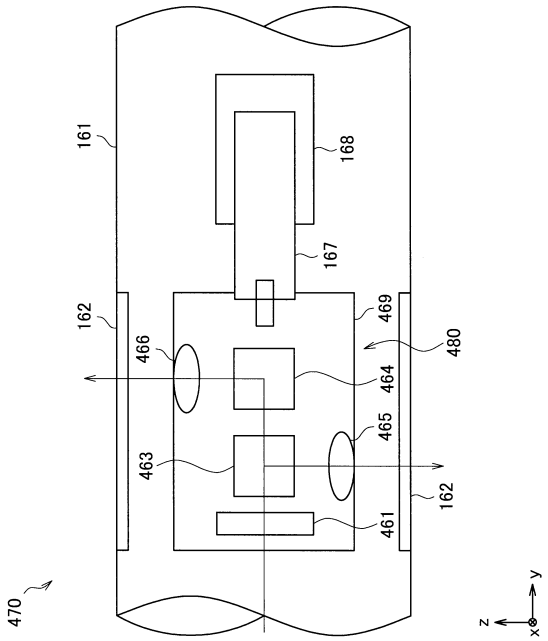
【図１０Ｂ】



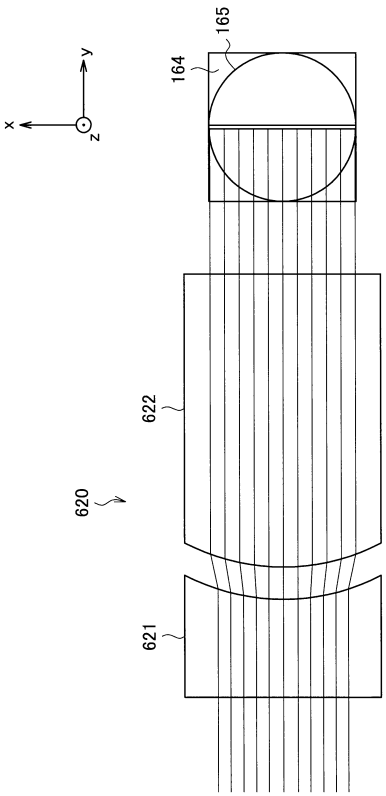
【図１１】



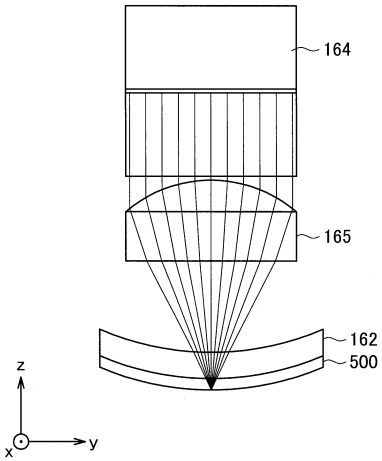
【図１２】



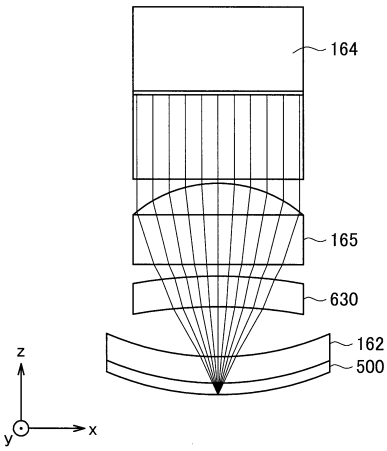
【図１３Ａ】



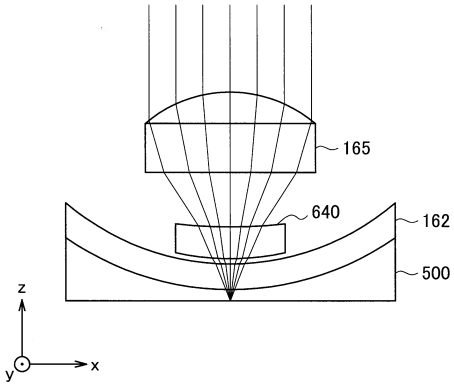
【図１３Ｂ】



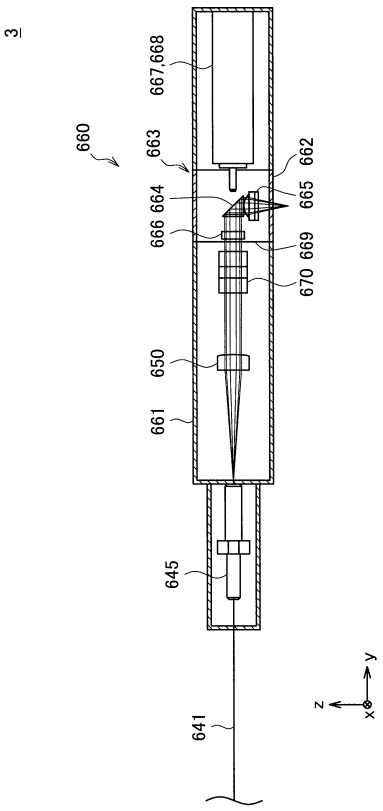
【図１４】



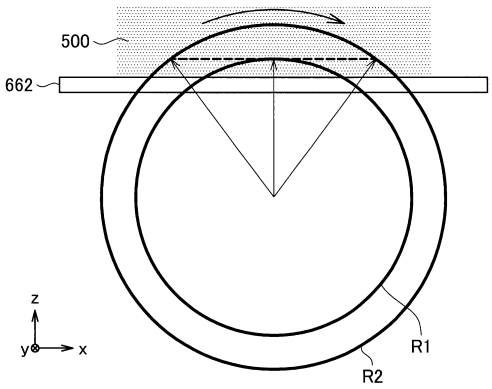
【図１５】



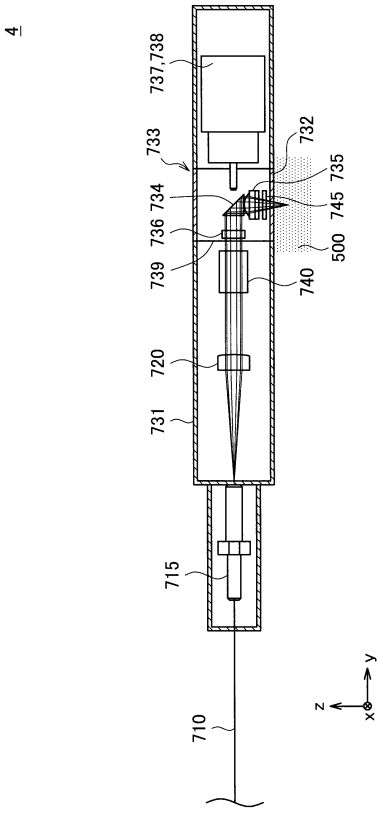
【図１６】



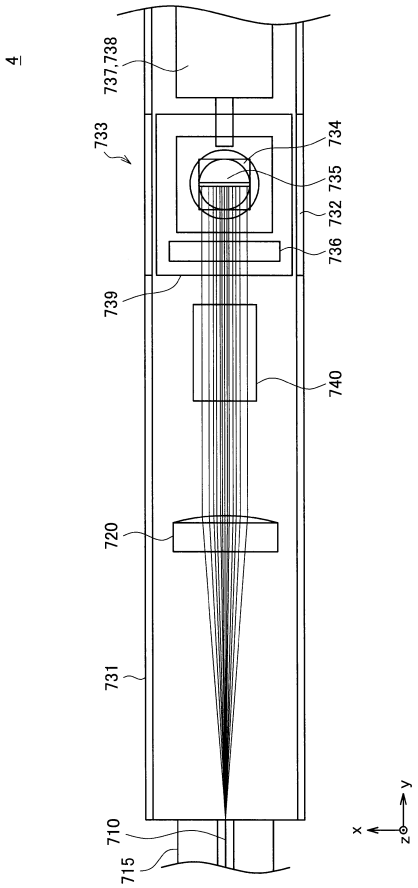
【図１７】



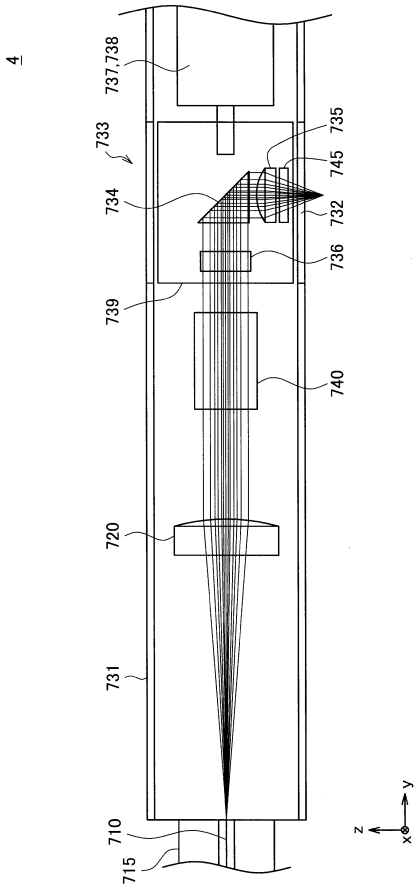
【図１８】



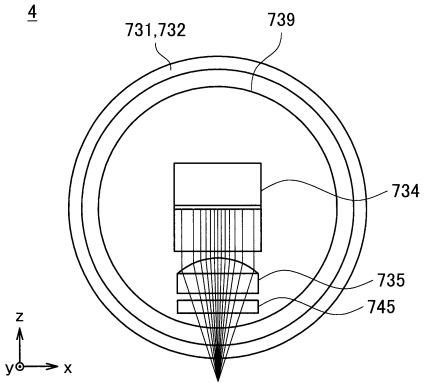
【図１９】



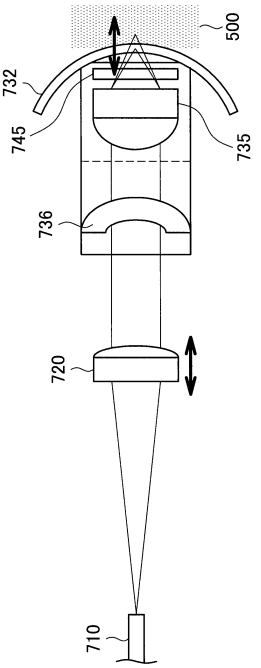
【図２０】



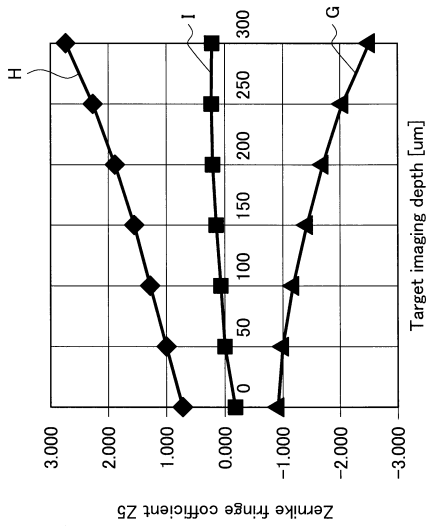
【図２１】



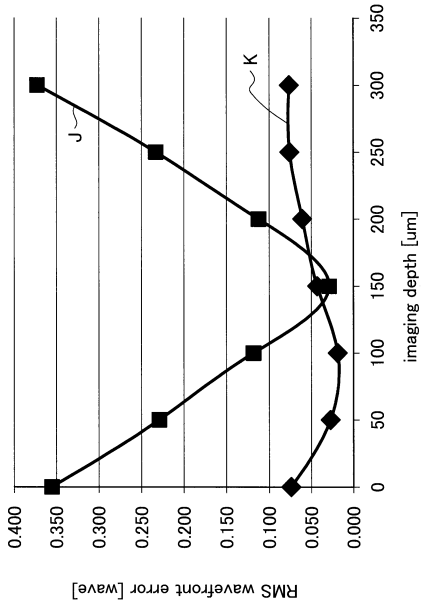
【図２２】



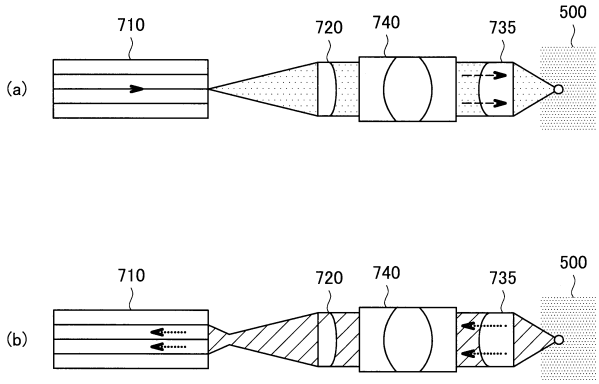
【図２３】



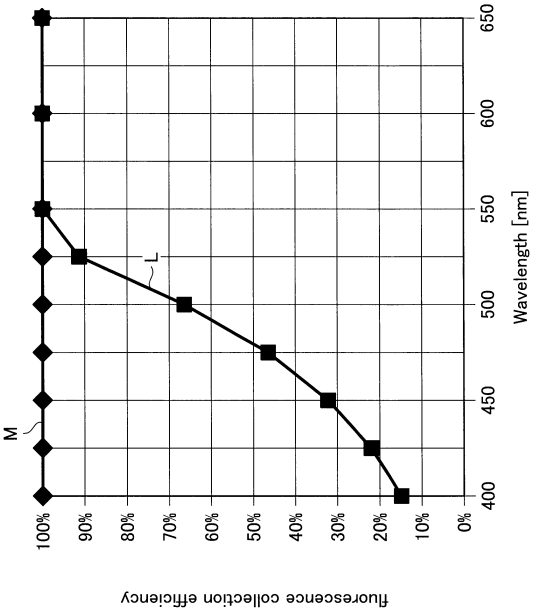
【図２４】



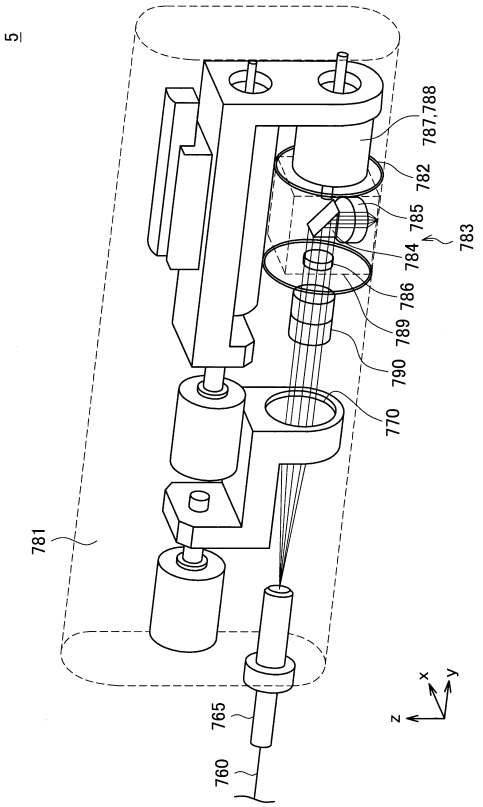
【図２５】



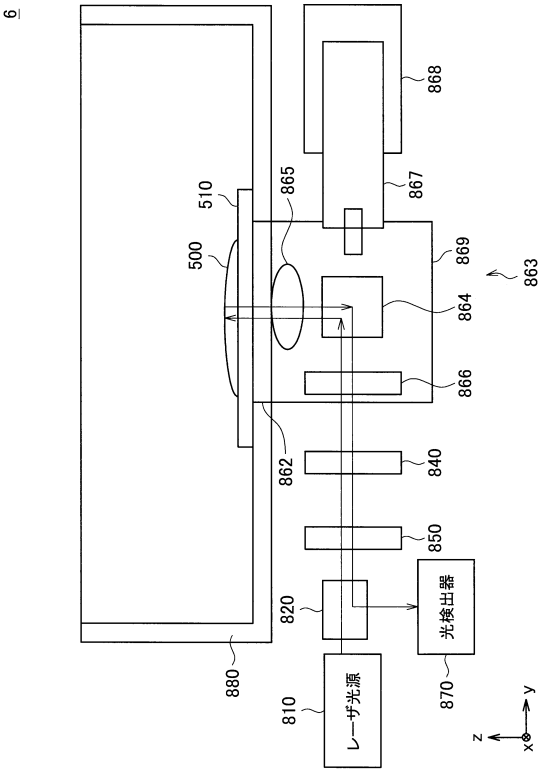
【図２６】



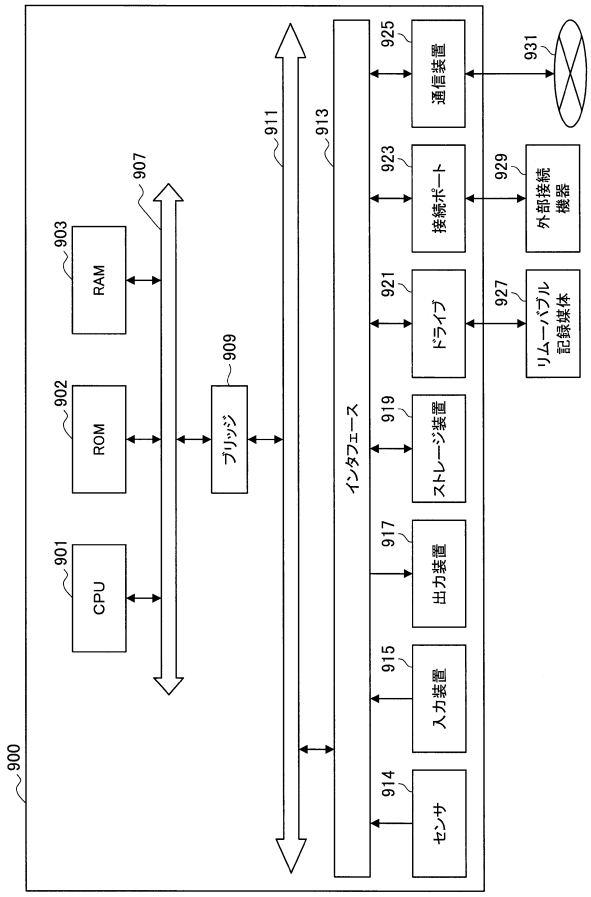
【図２７】


5
781
787,788
782
785
784
783
786
789
790
770
765
760
x
y
z

【図２８】


6
868
867
865
510
500
869
863
864
866
862
840
850
820
880
光検出器
レーザ光源
810
870
z
x
y

【図２９】


900
CPU
901
ROM
902
RAM
903
ブリッジ
909
907
911
913
インタフェース
センサ
914
入力装置
915
出力装置
917
ストレージ装置
919
ドライブ
921
接続ポート
923
通信装置
925
リムーバブル記録媒体
927
外部接続機器
929
931

フロントページの続き

(72)発明者　福本　敦
東京都港区港南１丁目７番１号　ソニー株式会社内
(72)発明者　前田　史貞
東京都港区港南１丁目７番１号　ソニー株式会社内
(72)発明者　中鉢　秀弥
東京都港区港南１丁目７番１号　ソニー株式会社内
(72)発明者　広野　遊
東京都港区港南１丁目７番１号　ソニー株式会社内

審査官　山口　裕之

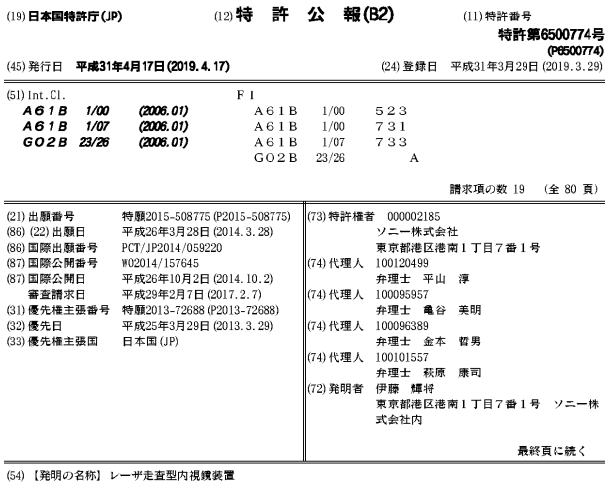
(56)参考文献　米国特許出願公開第２００９／０１４７３７３（ＵＳ，Ａ１）
特表２００９－５０９６８９（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２０１１／１０５９６２（WO，Ａ１）
特表２００６－５０９２６３（ＪＰ，Ａ）
特表２０１０－５３０７６８（ＪＰ，Ａ）
特表２００９－５３６５３１（ＪＰ，Ａ）
特開平１１－０５６７５１（ＪＰ，Ａ）
特表２００８－５１４３８３（ＪＰ，Ａ）
特表２００９－５２３５８１（ＪＰ，Ａ）
特表２０１１－５１９６９２（ＪＰ，Ａ）
特表２０１３－５０７１８９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　１／００
Ａ６１Ｂ　　１／０７

专利名称(译)	激光扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP6500774B2	公开(公告)日	2019-04-17
申请号	JP2015508775	申请日	2014-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	伊藤輝将 福本敦 前田史貞 中鉢秀弥 広野遊		
发明人	伊藤 輝将 福本 敦 前田 史貞 中鉢 秀弥 広野 遊		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/07 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/00177 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/26 G02B26/10 G02B27/0031 G01Q60/20 G02B21/006 G02B21/0072 G02B21/0076 G02B27/0068 G02B27/283		
FI分类号	A61B1/00.523 A61B1/00.731 A61B1/07.733 G02B23/26.A		
代理人(译)	平山淳		
审查员(译)	山口博之		
优先权	2013072688 2013-03-29 JP		
其他公开文献	JPWO2014157645A1 JPWO2014157645A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

窗口部分，设置在壳体的局部区域中并与观察目标接触或接近，用于通过窗口部分将激光会聚到观察目标上的物镜，以及在壳体中引导的激光器光路改变元件，其改变光朝向窗口部分的行进方向，以及在窗口部分之前提供的像散，并且校正当激光聚焦在观察目标上时发生的像散点像差校正元件;以及旋转机构，用于使至少光路改变元件在垂直于激光入射方向的旋转轴上旋转到窗口部分，使得激光扫描观察目标。并且，像散校正元件被配置为利用与观察深度的变化相关联的像散变化对应的校正量来校正像散，观察深度是观察目标中的激光的聚焦位置的深度。校正所述差，以提供一个激光扫描检查装置。



(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6500774号
(P6500774)

(45)発行日　平成31年4月17日(2019.4.17)　(24)登録日　平成31年3月29日(2019.3.29)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 1/00 (2006.01)　A61B 1/00 523
A61B 1/07 (2006.01)　A61B 1/00 731
G02B 23/26 (2006.01)　A61B 1/07 733
G02B 23/26 A

請求項の数 19　(全 80 頁)

(21)出願番号　特願2015-508775(P2015-508775)
(86)(22)出願日　平成26年3月28日(2014.3.28)
(86)国際出願番号　PCT/JP2014/059220
(87)国際公開番号　WO2014/157645
(87)国際公開日　平成26年10月2日(2014.10.2)
審査請求日　平成29年2月7日(2017.2.7)
(31)優先権主張番号　特願2013-72688(P2013-72688)
(32)優先日　平成25年3月29日(2013.3.29)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(73)特許権者　000002185
ソニー株式会社
東京都港区港南１丁目７番１号
(74)代理人　100120499
弁理士　平山　淳
(74)代理人　100095957
弁理士　亀谷　美明
(74)代理人　100096389
弁理士　金本　哲男
(74)代理人　100101557
弁理士　萩原　康司
(72)発明者　伊藤　輝将
東京都港区港南１丁目７番１号　ソニー株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】レーザ走査型内視鏡装置