

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-80769
(P2005-80769A)

(43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 1/00**
G02B 21/02
G02B 23/26

F 1

A 61 B 1/00
A 61 B 1/00
G 02 B 21/02
G 02 B 23/26300 Y
300 D
C

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0
2 H 0 8 7
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2003-314204 (P2003-314204)
平成15年9月5日 (2003.9.5)

(71) 出願人 000000527
ペンタックス株式会社
東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(71) 出願人 500299492
オプティスキャン ピーティーワイ リミテッド
オーストラリア国 ヴィクトリア 316
8 ノッティング ヒル ノーマンビー
ロード 15-17

(74) 代理人 100078880
弁理士 松岡 修平

(72) 発明者 金井 守康
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA23

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】集光光学系、共焦点光学システムおよび走査型共焦点内視鏡

(57) 【要約】

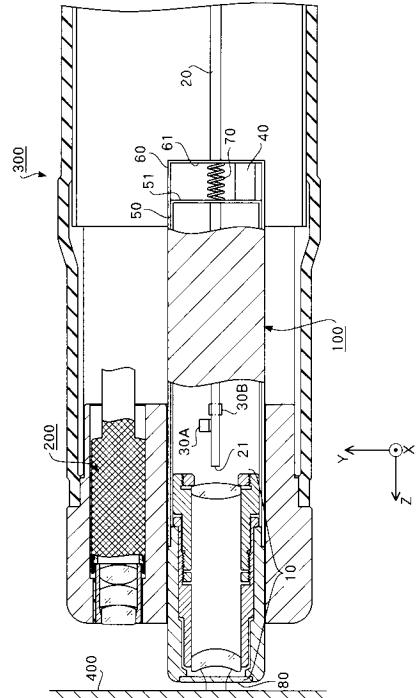
【課題】 点光源を振ることにより光の点像を被検面上で走査する構成に好適な集光光学系およびそれを搭載する共焦点光学システムを提供すること。

【解決手段】 集光光学系は、共焦点用ピンホールとして機能する点光源を内視鏡可撓管の端面と実質的に平行な面上で移動させて該点光源からの光束を走査することにより、被検面を観察する走査型共焦点内視鏡に搭載される集光光学系であって、倍率m、被検面側の開口数をNAとすると、以下の条件式(1)、

$$0.1 < |m \times NA| < 0.2 \dots (1)$$

を満たす構成にした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

共焦点用ピンホールとして機能する点光源を移動させて該点光源からの光束を走査することにより、被検面を観察する走査型共焦点光学システムに搭載される集光光学系であって、

前記集光光学系は、倍率を m 、前記被検面側の開口数を NA とすると、以下の条件式(1)、

$$0.1 < |m \times NA| < 0.2 \dots (1)$$

を満たすことを特徴とする集光光学系。

【請求項 2】

前記点光源側から順に、

正のパワーを持つ第一群と、

少なくとも前記被検面側に凹面を向けたレンズを含む第二群と、

正のパワーを持つ第三群と、から構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の集光光学系。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の集光光学系において、

前記点光源から前記集光光学系の第一面までの距離を d_0 、前記集光光学系の全系の合成焦点距離を f 、前記第一群の焦点距離を f_1 とすると、以下の条件式(2)、および(3)

$$0.1 < d_0 / f_1 < 0.5 \dots (2)$$

$$0.2 < |f_1 / f| < 2.0 \dots (3)$$

をともに満たすことを特徴とする集光光学系。

【請求項 4】

請求項 2 または請求項 3 のいずれかに記載の集光光学系において、

前記第一群は 1 枚の単レンズで構成され、

該第一群のアッペ数 1 とすると、以下の条件式(4)、

$$1 < 30 \dots (4)$$

を満たすことを特徴とする集光光学系。

【請求項 5】

請求項 2 から請求項 4 のいずれかに記載の集光光学系において、

前記第三群は、点光源側から順に、

正と負の貼り合わせレンズ一枚と、少なくとも一枚の正の単レンズと、を含み、全体で正のパワーを持つ第三 A 群と、

両凹レンズと両凸レンズの接合レンズからなり、負のパワーを持つ第三 B 群と、

少なくとも一枚の正の単レンズを含み、全体で正のパワーを持つ第三 C 群と、から構成されることを特徴とする集光光学系。

【請求項 6】

前記第三 A 群は、正のパワーを持つ単レンズ 2 枚を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の集光光学系。

【請求項 7】

前記第三 C 群は、両凸レンズと正メニスカスレンズから構成されることを特徴とする請求項 5 または請求項 6 に記載の集光光学系。

【請求項 8】

前記第二群は単レンズもしくは接合レンズから構成されることを特徴とする請求項 2 から請求項 7 のいずれかに記載の集光光学系。

【請求項 9】

共焦点用ピンホールとして機能する点光源と、

点光源から照射された光束を集光する、請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の集光光学系と、

10

20

30

40

50

前記集光光学系と前記光束の集光位置との間に配設されるカバーガラスと、前記点光源を少なくとも前記集光光学系の光軸と実質的に直交する面上で移動させることにより、前記光束を走査させる走査手段と、

集光光学系とカバーガラスの間隔を変化させることにより、集光光学系の光軸方向に前記集光位置を移動させる集光位置移動手段と、を備えることを特徴とする共焦点光学システム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の共焦点光学システムにおいて、

前記実質的に直交する面は、前記集光光学系の光軸上に曲率中心がある曲面であり、

前記集光光学系の全系の合成焦点距離を f 、移動状態にある前記点光源から照射される光束の主光線と前記集光光学系の光軸とが交わる交点と、前記集光光学系の前側主点との間の距離を s (但し、被検面に向かう方向を + とする) とすると、以下の条件式 (5) 、

$$0.1 < -f / s < 1.0 \cdots (5)$$

を満たすことを特徴とする共焦点光学システム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の共焦点光学システムにおいて、

前記点光源は、発光部と前記集光光学系との間であって前記集光光学系の光軸に沿って配設された一本の光ファイバの射出端であり、

前記走査手段は、前記射出端より光源側を湾曲させることにより、前記点光源を前記曲面上で移動させることを特徴とする共焦点光学システム。

【請求項 12】

請求項 8 から請求項 10 のいずれかに記載の共焦点光学システムを搭載したことを特徴とする走査型共焦点内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、この発明は、体腔内の生体組織の断層像を高倍率で観察することができる走査型共焦点内視鏡における共焦点光学システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来通常の内視鏡光学系によって得られる像よりも高倍率かつ高解像度な像を観察可能な共焦点顕微鏡の光学システムをプローブに採用した共焦点プローブが知られている。共焦点プローブは、レーザ光を体腔内の生体組織に照射して、該生体組織からの反射光もしくは該生体組織の自家蛍光のうち、対物光学系の物体側焦点面における光のみを抽出することを特徴とする。共焦点プローブに使用可能な光学システムは、例えば、以下の特許文献 1 や特許文献 2 に開示される。

【0003】

【特許文献 1】特開 2000-292703 号公報

【特許文献 2】特開 2000-258699 号公報

【0004】

上記の各特許文献に開示される光学系の構成は、ミラー等の反射面を利用することにより生体組織(被検面)上で光を走査している。そのため、反射面を配置するためのスペースを確保するために光源と集光光学系間の距離を長く取ることになり集光光学系の径を大型化する、または広い走査範囲の確保が困難になるといった問題がある。さらに、配置された場所において、該反射面を所定の方向に駆動させるためのスペースも要求される。

【0005】

また、特許文献 1 においては、絞りと集光光学系の第一面に反射面を設けて、光束を絞りと該第一面間で往復させることにより必要な光路長を確保しつつ走査を実現している。そのため、反射する度に光量の損失が起こり、光束を効率的に使用することができない。

【0006】

10

20

30

40

50

ところで、近年、術者の操作にかかる負担を軽減するなどのために従来ある内視鏡の機能と共に焦点プローブの機能を兼ね備えた一体型の走査型共焦点内視鏡（以下、単に一体型内視鏡という）なるものが要望されている。一体型内視鏡は、一般的な内視鏡観察（以下、通常観察という）用の光学システムといわゆる共焦点観察用の光学システムをそれぞれ独立して備える必要がある。そのため、各光学システム、特に共焦点観察用の光学システムを小型化して、可撓管を細径化することが最も重要な課題の一つとなる。しかし、該共焦点観察用の光学システムに上記各特許文献1、2に開示される構成を採用すると、可撓管の径や長さが大きくなってしまい不適である。そこで、可撓管の小型化を図りつつも、可能な限り広い範囲を走査可能とするために、下記の特許文献3に開示されるような、点光源を振ることにより光の点像を被検面上で走査する構成を共焦点観察用の光学システムに用いることが考えられる。

10

【0007】

【特許文献3】米国特許第5161053号明細書

【0008】

しかし従来、共焦点観察用の光学システムに上記点光源を振る構成を採用した場合に好適、つまり光量の損失や諸収差を良好に抑えることができる集光光学系について具体的な検討、提案はなされていなかった。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

そこで本発明は上記の事情に鑑み、点光源を振ることにより光の点像を被検面上で走査する構成に好適な集光光学系を提供することを目的とする。また本発明は、点光源を振ることにより光の点像を被検面上で走査する構成に好適な、諸収差を良好に抑えることができる集光光学系を備え、小型でありながらも広い走査範囲が確保された共焦点光学システムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の集光光学系は、共焦点用ピンホールとして機能する点光源を内視鏡可撓管の端面と実質的に平行な面上で移動させて該点光源からの光束を走査することにより、被検面を観察する走査型共焦点内視鏡に搭載される集光光学系であって、倍率をm、被検面側の開口数をNAとすると、以下の条件式(1)、

$$0.1 < |m \times NA| < 0.2 \cdots (1)$$

30

を満たすことを特徴とする。

【0011】

条件(1)は、点光源を振ることにより得られる走査範囲と被検面側の開口数との関係を規定する条件である。具体的には、条件(1)において、下限を下回ると開口数NAが低下してしまい、十分な解像力が得られない。また上限を上回ると、開口数が大きくなりすぎて球面収差の補正が困難になってしまふと共に、倍率が小さくなり、十分な走査範囲の確保が困難になる。つまり、請求項1に記載の集光光学系は、限られたスペースしか確保できない内視鏡可撓管内部で点光源を振ることにより光の点像を被検面上で走査する構成に好適である。なお、内視鏡可撓管の端面と実質的に平行な面は、集光光学系の光軸と実質的に直交する面でもある。

40

【0012】

上記集光光学系は、詳しくは、点光源側から順に、正のパワーを持つ第一群と、少なくとも被検面側に凹面を向けたレンズを含む第二群と、正のパワーを持つ第三群とから構成される（請求項2）。第一群は、その正のパワーによって、点光源から照射された発散光束を収束させる。つまり第一群は主としてコンデンサーレンズとしての機能を持つ。上記の通り、第二群は、少なくとも被検面側に凹面を持つことを特徴とする。該凹面は、主としてペッツバール和を小さく保つことを目的とし、これにより像面湾曲を補正する。つまり該凹面を備えるレンズは、いわゆるフィールドフラットナーとしての機能を有する。な

50

お第二群は第一群を透過することにより収束する傾向にあった光束を再び発散させてしまう。従って、第三群は、第二群透過後の光束を再度収束させるために正のパワーを持つ。また集光光学系をこのような3群構成とすることにより、系の全長を短く保つことが可能となる。

【0013】

上記構成の集光光学系において、点光源から該集光光学系の第一面までの距離を d_0 、該集光光学系の全系の合成焦点距離を f 、第一群の焦点距離を f_1 とすると、以下の条件式(2)、および(3)

$$0.1 < d_0 / f_1 < 0.5 \dots (2)$$

$$0.2 < |f_1 / f| < 2.0 \dots (3)$$

10

をともに満たすことが好ましい(請求項3)。

【0014】

該点光源は該光束を走査するために移動している。また、点光源から照射された光束は、そもそも発散傾向にある。つまり、点光源から照射される光束は該点光源から離れるほど大きく広がって(発散して)いく。本発明に係る集光光学系は、広がりつつある光束を点光源の直後に配置した第一群によって集光する。従って、点光源により近い位置に第一群を配設すればするほど、レンズの径を小型化、換言すれば集光光学系全体を小型化できる反面、あまりに近づけると移動中の点光源と第一群のレンズが接触するおそれがあるため好ましくない。条件(2)は、このような点光源と第一群との位置関係および集光光学系の小型化について規定する。条件(2)の上限を超えると小型化が困難となる一方、下限を下回ると点光源と第一群とが接触してしまう。

【0015】

上記のように第一群は点光源から照射された発散光束を収束させるために正のパワーを持つ。条件(3)は、系全体のパワーとのバランスを考慮して第一群のパワーを適切に設定するための条件である。条件(3)の下限を下回ると、第一群のパワーが強くなりすぎて歪曲収差が発生してしまう。条件(3)の上限を超えると、第一群のパワーが弱くなりすぎ、構成するレンズの径が大きくなってしまう。

【0016】

請求項4に記載の発明によれば、第三群は、点光源側から順に、正と負の貼り合わせレンズと、少なくとも一枚の正の単レンズと、を含み、全体で正のパワーを持つ第三A群と、両凹レンズと両凸レンズの接合レンズからなり、負のパワーを持つ第三B群と、少なくとも一枚の正の単レンズを含み、全体で正のパワーを持つ第三C群と、で構成することができる。

【0017】

第三群を上記のように構成することにより、高い開口数と走査に十分なワーキングディスタンス(WD)を確保することができる。なお、ワーキングディスタンスとは、集光光学系と被検面間の距離のことをいう。具体的には、第三A群は、第二群から射出された発散光束を収束させる。第三B群は、負レンズ(両凹レンズ)の点光源側に設けられる強い発散面により第三A群から射出された収束光束の球面収差を補正する。同時に該負レンズに両凸レンズを貼り合わせることにより、軸上色収差も良好に補正する。ここで、第三A群のパワーのみでは高NAを得るに相応しい収束効果を得ることはできない。そこで、光束を十分に収束させるために正のパワーを持つ第三C群が設けられている。なお、第三B群と第三C群をいわゆるレトロフォーカスタイルに構成することにより、十分なワーキングディスタンスの確保を実現している。

【0018】

また請求項5に記載の発明によれば、第一群は1枚の単レンズで構成してもよい。但し、一枚の単レンズのみで構成された第一群は、そのアッベ数1とすると、以下の条件式(4)、

$$1 < 30 \dots (4)$$

40

を満たすように設計される。

50

【0019】

集光光学系のレンズ枚数をできるだけ少なくして簡素な構成にするためには、第一群として一枚の単レンズを使用すればよい。ここで既述の通り、第三A群、第三B群の接合レンズ（特に接合面）は、主として軸上色収差を補正する役割を担っているが、倍率の色収差を補正することはできない。そこで第一群に適切な色収差を持たせ、総合的に軸上及び倍率の色収差を補正する条件である。第一群を一枚の単レンズで構成する場合、条件（4）を満たすようなアッペ数が与えられた単レンズを用いれば、倍率色収差を効果的に抑えることができる。

【0020】

第三A群は、正のパワーを持つ単レンズ2枚を含むことが望ましい（請求項6）。また、第三C群は、両凸レンズと正メニスカスレンズから構成されることが望ましい（請求項7）。このように、各群内において、正のパワーを複数のレンズに分割して与えることにより、各群の構成に球面レンズを使用した場合であっても、球面収差やコマ収差の発生を小さく抑えることが可能となる。

【0021】

なお、第二群は、上述したフィールドフラットナーとして機能する凹面を持つ単レンズもしくは接合レンズで構成されることが望ましい（請求項8）。

【0022】

請求項9に記載の共焦点光学システムは、共焦点用ピンホールとして機能する点光源と、点光源から照射された光束を集光する、請求項1から請求項8のいずれかに記載の集光光学系と、集光光学系と前記光束の集光位置との間に配設されるカバーガラスと、点光源を少なくとも集光光学系の光軸と実質的に直交する面上で移動させることにより、光束を走査させる走査手段と、集光光学系とカバーガラスの間隔を変化させることにより、集光光学系の光軸方向に集光位置を移動させる集光位置移動手段と、を備えることを特徴とする。

【0023】

請求項9に記載の共焦点光学システムによれば、上記の走査手段および集光位置移動手段によって3次元の走査が可能になり、体腔内の生体組織の表面像のみならず断層像まで観察することが可能になる。しかも、該走査手段は従来技術のようにミラーを用いて光束を走査するのではなく、点光源を移動させることにより走査を行うためにシステム全体の小型化が図られる。また、上述した集光光学系を搭載することにより、該走査手段によって移動する点光源から照射される光束を、光量の損失や諸収差を抑えつつ被検面に集光させることができる。これにより、広範囲にわたってより明るく鮮明な画像による観察が可能になる。

【0024】

請求項10に記載の共焦点光学システムによれば、上記実質的に直交する面は、集光光学系の光軸上に曲率中心がある曲面であり、集光光学系の全系の合成焦点距離をf、移動状態にある点光源から照射される光束の主光線と集光光学系の光軸とが交わる交点と、集光光学系の前側主点との間の距離をs（但し、被検面に向かう方向を+とする）とすると、以下の条件式（5）、

$$0.1 < -f / s < 1.0 \cdots (5)$$

を満たす。

【0025】

より詳しくは、点光源は、発光部と集光光学系との間であって集光光学系の光軸に沿って配設された一本の光ファイバの射出端であり、走査手段は、射出端近傍を湾曲させることにより、前記点光源を上記の曲面上で移動させる（請求項11）。

【0026】

上記のように、光ファイバの射出端より光源側を湾曲させることにより点光源としてのファイバ射出端面を移動させることにより、一体型内視鏡にも適用できるように可撓管の細径化を維持しつつ広範囲な走査範囲を得るという目的を比較的容易に達成することができる。

10

20

30

40

50

きる。

【0027】

なお、上記のように光ファイバ射出端より光源側を湾曲させることにより、ファイバ射出端面が描く軌跡は、厳密には平面ではなく曲面となる。しかし、ファイバの湾曲中心から射出端までの距離をファイバの走査幅に対し十分長く取れば、略平面と考えることができる。つまり、実質的には、該曲面は集光光学系の光軸と実質的に直交する面と同一視することができる。

【0028】

また、光ファイバの射出端より光源側を湾曲させると、その湾曲の度合いに応じて射出端面が傾く為、照射される光束の主光線と集光光学系の光軸とのなす角度は大きくなる。集光光学系は、射出端面から照射される光束の主光線の延長線と集光光学系の光軸が交わる所定位置に入射瞳位置がくるように配設される。なお、上記所定位置は、ファイバ射出端のX-Y平面上の位置(X、Y)が最大、つまり、光軸から最も離れた時の射出端面から照射される光束の主光線を基準に考えると容易に求まる。このように配置することで、ファイバからの射出光束をケラレなく集光光学系に取り込み、視野周辺部まで十分な光量を確保することができる。

【0029】

また、共焦点光学システムにおいて、所定位置に移動したファイバ端面からの光束は被検面で反射した後、必ず所定位置にあるファイバ端面に導かれるようにする必要がある。このように被検面からの反射光を利用した走査を行う場合、より効率良くその反射光を集光光学系に戻す為には光学系の被検面側にテレセン性を持たせることが有効である。近軸的には集光光学系の前側(ファイバー側)焦点位置に入射瞳があればよい。しかし、軸外では、瞳の球面収差が大きくなるため、軸外光束についての入射瞳は近軸計算位置からずれた位置にあるのが一般的である。条件(5)は、軸外光束が瞳の球面収差をもっている場合でも、必要最低限のテレセンを確保する為の条件である。つまり、条件(5)の上限と下限のいずれを超えてテレセン性が著しく失われてしまい周辺部の光量が著しく低下してしまう。

【0030】

上記のような共焦点光学システムを用いることにより、可撓管の細径化を維持することができるため、被検者の負担を軽減できる一体型内視鏡を実現することができる。

【発明の効果】

【0031】

以上のように本発明によれば、低倍率でありながらも高いNAを持つ集光光学系が提供される。該集光光学系は、点光源を振ることにより三次元の走査を実現する共焦点光学システムに好適である。このような集光光学系を搭載した共焦点光学システムは、小型化が図れると共に、広い走査範囲が確保できる。また、このような共焦点光学システムを用いることで、細径の可撓管を備えた一体型内視鏡を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

以下、この発明に係る共焦点光学システムを備える一体型内視鏡の実施形態を説明する。図1は、一体型内視鏡300の先端部を拡大して示す側断面図である。図1に示すように、一体型内視鏡300は、先端部に、体腔内の生体組織400を高倍率で観察(共焦点観察)するための共焦点光学システム100と生体組織400を通常観察するための通常観察用光学システム200を備える。なお、一体型内視鏡300は、生体組織400を照明する発光部や各光学システムによって撮像された生体組織400の画像に所定の画像処理を施す画像処理部等を含むプロセッサ(不図示)に電気的かつ光学的に接続されている。

【0033】

なお、図1を含め以下の各図において、集光光学系10の光軸方向をZ方向、Z方向と直交し、かつ互いに直交する方向をそれぞれX方向、Y方向とする。つまり、X方向とY

10

20

30

40

50

方向はZ方向と直交する面(X-Y面)を規定する。

【0034】

通常観察用光学システム200は、図示しないものの、プロセッサからの光束を生体組織400に照射させる照明光学系や照射された生体組織を撮像する撮像素子等を備える。

【0035】

共焦点光学システム100は、集光光学系10、シングルモード光ファイバ(以下、単に光ファイバという)20、圧電素子30A、30B、形状記憶合金40、カバーガラス80を有する。集光光学系10、光ファイバ20、圧電素子30は、円筒状の枠体50に保持されている。枠体50は、該枠体50の径よりも若干大きめの径を持つ円筒状の金属パイプ60内にスライド自在に保持されている。

10

【0036】

光ファイバ20は、プロセッサの発光部と集光光学系10との間に配設される導光手段である。圧電素子30A、30Bは、光ファイバ20の射出端21近傍であって、X-Y面内において変位する方向が互いに直交する(X方向とY方向)ように配設されている。従って、各圧電素子30A、30Bは、電圧が印加されると、それぞれX方向やY方向に光ファイバ20の射出端21近傍を押圧し、該方向へ移動させる。各圧電素子30A、30Bによって射出端21近傍が集光光学系10の光軸と直交する方向に移動すると、射出端21から照射される光束は、該移動に伴って生体組織400の表面を2次元に走査する。

20

【0037】

また、枠体50の外壁51と金属パイプ60の内壁61間には、形状記憶合金40と圧縮コイルバネ70が取り付けられている。内壁51と外壁61は、Z方向に略直交する(つまり、X-Y平面上にある)。形状記憶合金40は、常温下で外力を加えると変形し、一定温度以上に加熱されると記憶している状態に収縮する機能を有する。より具体的には、形状記憶合金40は、加熱によりZ方向に収縮するように配設されている。圧縮コイルバネ70は、自然長から圧縮された状態で取り付けられている。つまり、圧縮コイルバネ70は、枠体50をカバーガラス80方向、換言すれば内視鏡先端部前方に付勢した状態にある。

【0038】

印加電圧により加熱作用を受けると、形状記憶合金40は収縮する。形状記憶合金40の収縮する力は、圧縮コイルバネ70の張力よりも大きく設計されている。よって、枠体50は、カバーガラス80と逆の方向、換言すれば内視鏡先端部後方にスライドする。これにより、光ファイバ21から照射され、集光光学系10を介した光束の集光位置がZ方向に若干ずれる。つまり、Z方向の走査が可能になる。さらに言えば、上記二つの圧電素子30A、30B、および形状記憶合金40、圧縮コイルバネ70の作用により、共焦点光学システム100は、生体組織400に関するX-Y-Zからなる3次元の画像を得ることができる。

30

【0039】

図2は、共焦点光学システム100における集光光学系10近傍の拡大図である。光ファイバ20は、該発光部からの光束をシステム100内に導き、射出端21から照射する。つまり、光ファイバ20の射出端21は二次的な点光源として機能する。上述したように、圧電素子30A、30Bにより、射出端21は、X-Y面上を移動する。ここで厳密には、図2に示すように、射出端21の軌跡は、射出端21から照射される光束の主光線の延長線(太破線)と光軸(一点鎖線)の交点Pを曲率中心とする曲面(矢印点線)となる。しかし、射出端21の移動量は微量であるため、該曲面は実質的にX-Y面と略一致すると考えられる。なお、図2に示すように、交点Pは、圧電素子30A、30Bにより移動する光ファイバ20の射出端の湾曲中心Cよりも集光光学系10側に位置する。集光光学系10は、交点Pに入射瞳が位置するように配設される。

40

【0040】

射出端21から照射された光束は集光光学系10、カバーガラス80を介して生体組織

50

400で集光する。生体組織400で反射した光は、カバーガラス80、集光光学系10、射出端21の順に戻る。換言すれば、反射光がテレセン性を持つように配置構成される。そのため、集光光学系10と光ファイバ20は、集光光学系10の前側焦点位置に射出端21が位置するように配置される。これにより、近軸的には反射光のテレセン性が確保される。さらに、軸外でも反射光のテレセン性が確保されるために、共焦点光学システム100は以下の条件(5)を満たすように構成される。

$$0.1 < -f/s < 1.0 \dots (5)$$

但し、 f は、集光光学系の全系の合成焦点距離を、交点Pと集光光学系10の前側主点Hとの間の距離をs(但し、被検面である生体組織400に向かう方向を+とする)とする。

10

【0041】

また、光ファイバ20のコア径は極めて小さいため、射出端21は点光源としてだけでなく絞りとしても機能する。従って、条件(5)を満たすように構成することにより、所定位置にある射出端21には、該所定位置にある射出端21から照射され、生体組織400で射出端21と共に集光点から反射した光のみが入射する。

【0042】

なお、射出端21に入射した反射光は、プロセッサに導かれる。そしてプロセッサ内において映像信号に変換される。映像信号がモニタ等に出力されることにより、共焦点光学システムにより得られた高倍率な画像が得られる。

【0043】

上記のような共焦点光学システム100に搭載される集光光学系10について以下詳説する。図3は、集光光学系10のレンズ配置を示す図の一例である。

20

【0044】

集光光学系10は、射出端21側、つまり図中左側から順に、正のパワーを持つ第一群G1と、少なくともカバーガラス80側に凹面を向けたレンズを含む第二群G2と、正のパワーを持つ第三群G3とから構成される。

【0045】

本実施形態の第一群G1は、レンズ枚数を減らしてコストダウンや重量の軽減を図るために、一枚の単レンズから構成される。正のパワーを持つ第一群G1は、射出端21から照射された発散光束を収束させるコリメータレンズとしての機能を持つ。

30

【0046】

第二群G2も第一群G1と同様に一枚の単レンズで構成される。なお、第二群G2は、正と負の貼り合わせレンズで構成することもできる。図3において、カバーガラス80側に設けられた凹面r4は、像面湾曲を補正する効果を持つ。

【0047】

第三群G3は、さらに射出端21側から順に、第3A群、第3B群、第3C群の三つの群に分けることができる。第3A群は、正と負の貼り合わせレンズ一枚と少なくとも一枚の正レンズを有する。第3A群は、全体として正のパワーを持つ。

【0048】

第3B群は、両凹レンズと両凸レンズの接合レンズからなり、全体として負のパワーを持つ。第3B群において、射出端21側に向けられた強い発散面r12によって球面収差を補正する。また、接合面r13は、軸上色収差の補正に寄与する。但し、接合面r13のみでは、軸上色収差の補正が不十分となるおそれがあるため、第3A群にも軸上色収差補正機能を与えることにより、より効果的に軸上色収差を補正している。ここで、上述の通り、第一群は一枚の単レンズで構成されている。従って、該単レンズに倍率色収差補正機能を付与するためには、該単レンズに以下の条件(4)を満たすアッペ数1を与えるべき。

$$1 < 30 \dots (4)$$

【0049】

第3C群は、少なくとも一枚の正の単レンズを含み、全体として正のパワーを持つ。第

40

50

3B群と第3C群は、ちょうどレトロフォーカスの構成になっている。これにより、十分なワーキングディスタンスの確保を実現している。

【0050】

ここで、集光光学系10は、倍率をm、被検面側の開口数をNAとすると、以下の条件式(1)、

$$0.1 < |m \times NA| < 0.2 \dots (1)$$

を満たすように構成される。条件(1)を満たす集光光学系10は、射出端21から照射される光束を、光量の損失を最小限に抑えつつ収差の発生を抑えて可撓管の先端面から照射し、被検面上に集光させることができる。

【0051】

また、集光光学系10は、射出端21から集光光学系10の第一面r1までの距離をd0、該集光光学系の全系の合成焦点距離をf、第一群の焦点距離をf1とすると、以下の条件式(2)、および(3)

$$0.1 < d0 / f1 < 0.5 \dots (2)$$

$$0.2 < |f1 / f| < 2.0 \dots (3)$$

をともに満たすように構成される。

【0052】

条件(2)は、集光光学系10の小型化を図るための条件である。また条件(3)は、集光光学系10全体のパワーバランスを図るための条件である。条件(2)と条件(3)を共に満たすことにより、集光光学系10は、小型化されながらも歪曲収差をはじめとする諸収差を良好に抑えることができる。

【0053】

以下、集光光学系10の具体的な実施例を4例説明する。

【実施例1】

【0054】

図3は、実施例1の集光光学系10のレンズ配置を表す図である。また、表1は実施例1の集光光学系10の具体的な数値構成を表す。

【0055】

【表1】

No.	r	d	n	ν	備考
0		0.566			射出端21
1	20.605	1.388	1.84666	23.8	G1
2	-2.371	0.932			
3	-1.377	0.652	1.51633	64.1	G2
4	2.251	0.539			
5	65.406	0.733	1.77250	49.6	G3(3A)
6	-3.343	0.109			
7	-5.097	0.543	1.84666	23.8	
8	8.772	0.790	1.72000	50.2	
9	-2.449	0.130			
10	3.402	0.687	1.74950	35.3	
11	248.843	0.143			
12	-4.131	0.572	1.84666	23.8	G3(3B)
13	2.789	0.800	1.62230	53.2	
14	-9.924	0.837			
15	11.211	0.722	1.77250	49.6	G3(3C)
16	-4.263	0.046			
17	1.737	0.744	1.88300	40.8	
18	2.696	0.662			
19	∞	0.687	1.51633	64.1	カバー ガラス80
20	∞	-			

【0056】

10

20

30

40

50

表1中、No.は面番号、rはレンズ各面の曲率半径(単位:mm)、dはレンズ厚またはレンズ間隔(単位:mm)、nはd線(588nm)での屈折率、 ν はd線でのアッベ数である。また表1中の備考は各面番号が示す光学部材を表す。以下の各表においても同様である。

【実施例2】

【0057】

図4は、実施例2の集光光学系10のレンズ配置を表す図である。また、表2は実施例2の集光光学系10の具体的数値構成を表す。

【0058】

【表2】

No.	r	d	n	ν	備考
0		0.900			射出端21
1	5.242	1.064	1.92286	18.9	G1
2	-4.231	0.128			
3	1.812	0.795	1.51633	64.1	G2
4	1.228	1.269			
5	-0.991	0.577	1.84666	23.8	
6	244.027	1.218	1.77250	49.6	
7	-2.035	0.128			
8	-73.520	0.833	1.77250	49.6	G3(3A)
9	-5.049	0.256			
10	4.564	0.744	1.88300	40.8	
11	13.138	0.397			
12	-3.900	0.513	1.84666	23.8	
13	2.914	1.282	1.74400	44.8	G3(3B)
14	-7.963	0.885			
15	7.987	0.756	1.88300	40.8	
16	-7.987	0.128			
17	2.350	1.231	1.88300	40.8	G3(3C)
18	3.095	1.030			
19	∞	0.385	1.51633	64.1	カバー
20	∞	-			ガラス80

10

20

30

【実施例3】

【0059】

図5は、実施例3の集光光学系10のレンズ配置を表す図である。また、表3は実施例3の集光光学系10の具体的数値構成を表す。

【0060】

【表3】

No.	r	d	n	ν	備考
0		0.499			射出端21
1	16.174	0.800	1.84666	23.8	G1
2	-3.186	2.099			
3	-1.235	0.600	1.51633	64.1	G2
4	5.044	0.980			
5	-17.209	0.750	1.77250	49.6	G3(3A)
6	-3.417	0.200			
7	-11.114	0.400	1.84666	23.8	
8	7.125	0.900	1.72000	50.2	
9	-3.530	0.200			
10	3.130	0.632	1.74950	35.3	
11	228.926	0.132			
12	-3.800	0.526	1.84666	23.8	
13	2.566	0.736	1.62230	53.2	G3(3B)
14	-9.130	0.770			
15	10.314	0.664	1.77250	49.6	G3(3C)
16	-3.922	0.042			
17	1.598	0.684	1.88300	40.8	
18	2.480	0.600			
19	∞	0.632	1.51633	64.1	カバー
20	∞	-			ガラス80

10

20

【実施例4】

【0061】

図6は、実施例4の集光光学系10のレンズ配置を表す図である。また、表4、は実施例4の集光光学系10の具体的な数値構成を表す。

【0062】

【表4】

No.	r	d	n	ν	備考
0		0.566			射出端21
1	6.768	0.697	1.92286	18.9	G1
2	-4.414	0.210			
3	2.554	0.758	1.84666	23.8	G2
4	-6.519	0.458	1.51633	64.1	
5	1.117	1.236			
6	-0.876	1.047	1.84666	23.8	
7	11.986	1.398	1.77250	49.6	G3(3A)
8	-2.407	0.100			
9	-24.305	0.701	1.77250	49.6	
10	-4.439	0.200			
11	3.560	0.576	1.88300	40.8	
12	10.241	0.306			
13	-3.042	0.400	1.84666	23.8	
14	2.273	1.009	1.74400	44.8	
15	-6.211	0.689		G3(3B)	
16	6.231	0.586	1.88300		40.8
17	-6.231	0.100			
18	1.833	0.956	1.88300		40.8
19	2.414	0.783		G3(3C)	
20	∞	0.300	1.51633		64.1
21	∞	-			カバー
					ガラス80

30

40

【0063】

図3～図6に示すように、各実施例1～4において、第一群は、レンズの構成枚数を減

50

らして軽量化を図るために一枚の単レンズで構成される。また、実施例1～3において第二群は単レンズで構成されているが、実施例4は接合レンズとして構成しNA0.48という高NA化に対応している。第3A群は、正の単レンズを2枚有する。また、第3C群は、両凸レンズと正メニスカスレンズからなる。このように、正のパワーを2枚以上の単レンズに分割して与えることにより、第3A群や第3C群に球面レンズを使用した場合に発生する球面収差やコマ収差を良好に抑えている。

【0064】

各実施例1～4の集光光学系10における上記条件(1)～(5)に必要な数値を表したのが表5である。表5において、H1は第1面から前側主点までの距離を示す。表5に示した各数値を条件(1)～(5)に当てはめたときに得られる値を表6に示す。

10

【0065】

【表5】

	実施例1	実施例2	実施例3	実施例4
m	-0.422	-0.438	-0.265	-0.266
NA	0.30	0.40	0.40	0.48
f	6.664	-4.564	-10.650	-1.703
f1	2.583	2.682	3.205	2.984
d0	0.545	0.900	0.499	0.566
v1	23.9	18.9	23.9	18.9
s	-38.737	7.277	35.859	3.618
H1	21.8928	-15.8773	-51.3578	-8.6841

20

【表6】

条件式	実施例1	実施例2	実施例3	実施例4
(1)	0.127	0.175	0.106	0.128
(2)	0.211	0.336	0.156	0.190
(3)	0.388	0.588	0.301	1.752
(4)	23.9	18.9	23.9	18.9
(5)	0.172	0.627	0.297	0.471

30

【0066】

図7から図10は、順に実施例1から実施例4の各集光光学系10において発生する諸収差を表す収差図である。各図中、左から球面収差および軸上色収差を表す収差図、倍率色収差図、非点収差図、歪曲収差図である。なお、球面収差および軸上色収差を表す収差図において、e線は546nm、F線は486nmである。また、非点収差図において、Sはサジタル、Mはメリディオナルである。また、表6に示すように、どの実施例も条件(1)～(5)を全て満たす。よって、図7から図10のそれぞれに示すように、どの実施例の集光光学系10も諸収差が十分に抑えられている。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】本発明の実施形態の一体型内視鏡の先端部を拡大して示す側断面図である。

【図2】本発明の実施形態の共焦点光学システムにおける集光光学系近傍の拡大図である。

。

【図3】実施例1の集光光学系のレンズ配置を表す図である。

【図4】実施例2の集光光学系のレンズ配置を表す図である。

【図5】実施例3の集光光学系のレンズ配置を表す図である。

【図6】実施例4の集光光学系のレンズ配置を表す図である。

【図7】実施例1の集光光学系において発生する諸収差を表す収差図である。

【図8】実施例2の集光光学系において発生する諸収差を表す収差図である。

【図9】実施例3の集光光学系において発生する諸収差を表す収差図である。

40

50

【図10】実施例4の集光光学系において発生する諸収差を表す収差図である。

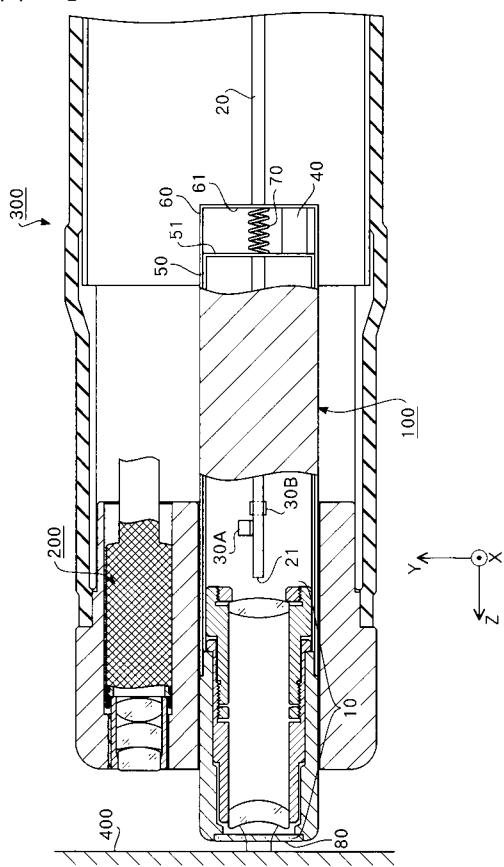
【符号の説明】

【0068】

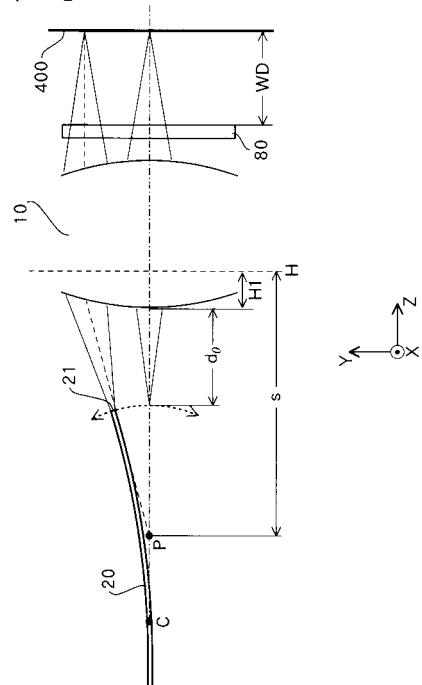
- 10 集光光学系
- 20 シングルモード光ファイバ
- 21 射出端
- G1 第一群
- G2 第二群
- G3 第三群
- 300 一体型内視鏡
- 400 生体組織

10

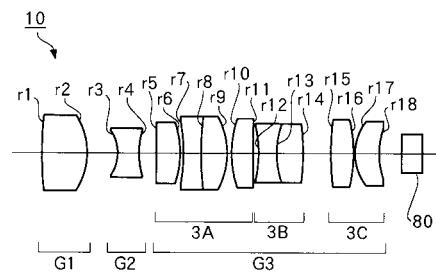
【図1】



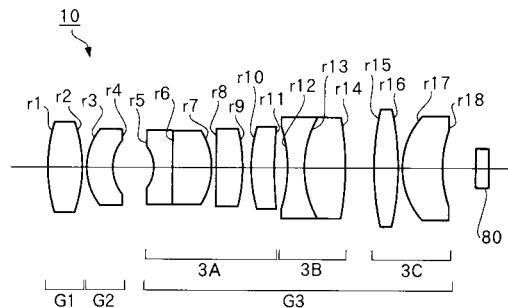
【図2】



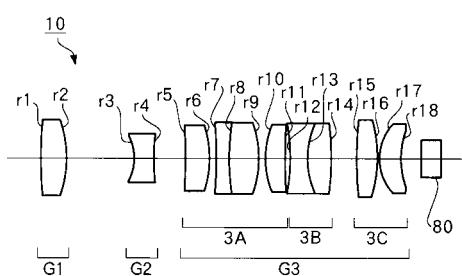
【図3】



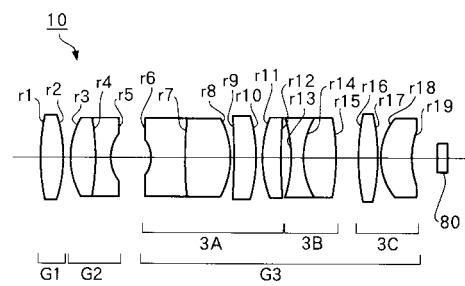
【図4】



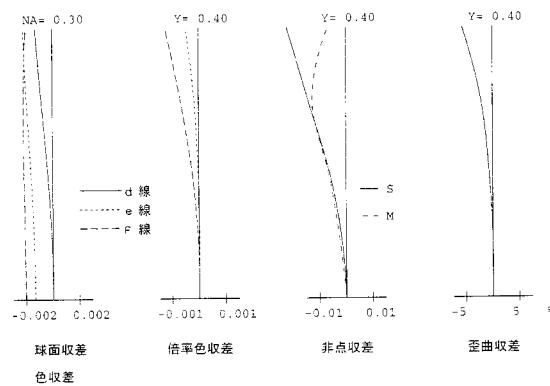
【図5】



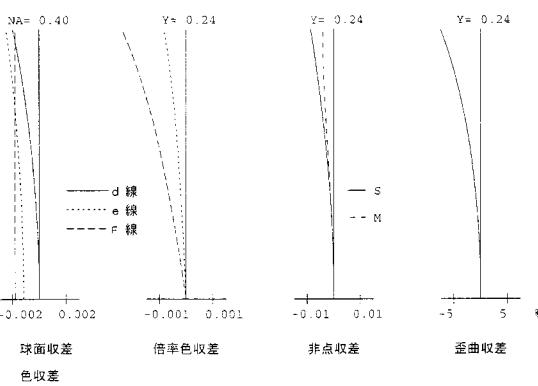
【図6】



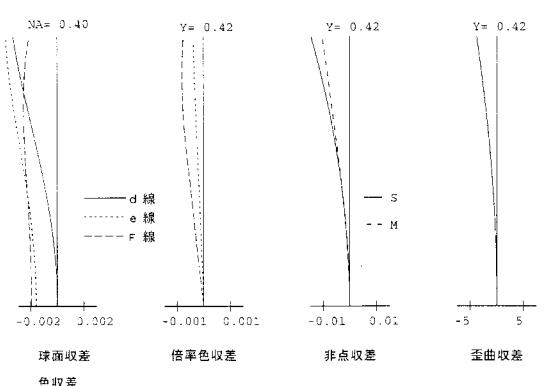
【図7】



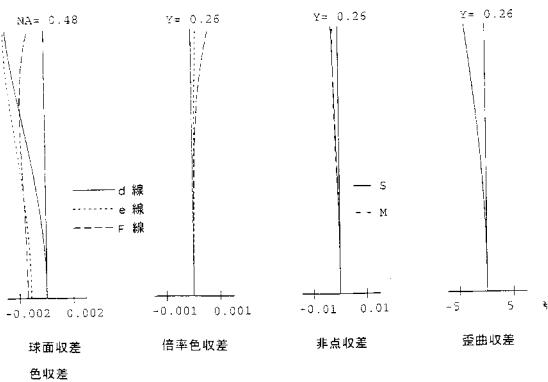
【図9】



【図8】



【図10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H087 KA10 PA08 PA19 PA20 PB10 PB11 QA02 QA06 QA14 QA21
QA22 QA25 QA26 QA32 QA41 QA45 RA42
4C061 FF40 JJ06

专利名称(译)	聚光光学系统，共聚焦光学系统和扫描共聚焦内窥镜		
公开(公告)号	JP2005080769A	公开(公告)日	2005-03-31
申请号	JP2003314204	申请日	2003-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 乐观的扫描私人有限公司		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 乐观的扫描私人有限公司		
[标]发明人	金井守康		
发明人	金井 守康		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 G02B21/02		
F1分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D G02B21/02 G02B23/26.C A61B1/00.524 A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/CA23 2H087/KA10 2H087/PA08 2H087/PA19 2H087/PA20 2H087/PB10 2H087/PB11 2H087/QA02 2H087/QA06 2H087/QA14 2H087/QA21 2H087/QA22 2H087/QA25 2H087/QA26 2H087/QA32 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA42 4C061/FF40 4C061/JJ06 4C161/FF40 4C161/JJ06		
其他公开文献	JP4426234B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种聚光光学系统，以及一种适合于通过摆动点光源来在要检查的表面上扫描光的点图像的配置的会聚光学系统以及安装该聚光光学系统的共焦光学系统。聚光光学系统在与内窥镜挠性管的端面大致平行的平面上移动用作共聚焦针孔的点光源，以扫描来自该点光源的光束。因此，在安装在扫描共聚焦内窥镜上的用于观察被检表面的会聚光学系统中，放大倍率为m，并且被检表面上的数值孔径为NA，以下条件表达式(1)， $0.1 < |m \times NA| < 0.2 \dots (1)$ 它被配置为满足。[选型图]图1

