

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5811049号
(P5811049)

(45) 発行日 平成27年11月11日(2015.11.11)

(24) 登録日 平成27年10月2日(2015.10.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-144001 (P2012-144001)
 (22) 出願日 平成24年6月27日(2012.6.27)
 (65) 公開番号 特開2014-4290 (P2014-4290A)
 (43) 公開日 平成26年1月16日(2014.1.16)
 審査請求日 平成26年9月9日(2014.9.9)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 岩坂 喜久男
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
 ルタテクノロジーセンター株式会社内
 (72) 発明者 新 勇一
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
 ルタテクノロジーセンター株式会社内
 審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡チャンネルに挿通されて使用され、測定対象部位に向けて先端部から測定用の照射光を照射し前記測定対象部位から放射される放射光を受光して基端側へ導くプローブであって、

測定用の照射光を導光する照射用光ファイバーと、

前記照射光が照射された生体組織の測定対象部位から当該照射光に起因して放射される放射光を受光してプローブの基端側へ導光する受光用光ファイバーと、

内視鏡による撮影用の照明光を導光する照明用光ファイバーと、

プローブ先端部に配置された円筒状透光部材と、を備え、

前記照明用光ファイバーは、出射口がプローブ中心軸に対して先端方向から径方向外方側に傾斜して配置されて、前記照明光を前記円筒状透光部材に入射し、

前記円筒状透光部材には、前記照明光の放射角を拡大するレンズ部が形成され、

前記レンズ部は、プローブ中心軸と前記出射口の中心軸とを含む平面、及び、プローブ中心軸と前記出射口の中心軸とを含む平面に垂直で前記出射口の中心軸を含む平面において、前記照明光の放射角を拡大し、

前記レンズ部は、前記照明光が入射する入射面及び前記照明光が出射する出射面のいずれか一方又は双方に凹面を有し、

前記レンズ部は、少なくとも前記照明光が出射する出射面に凹面を有し、前記円筒状透光部材の外周面に窪みが形成され、前記窪み内の後方面に当該凹面が形成されることで、

10

20

当該凹面が前記外周面の内側に収まって配置され、

前記円筒状透光部材の後端部内周面にプローブ中心軸方向に延在する保持溝が形成されており、前記照明用光ファイバーの出射端部が当該保持溝に嵌ることによって当該出射端部のプローブ周方向についての位置が固定され、当該出射端部が当該保持溝の内底面に当接することによって当該出射端部のプローブ径方向についての位置が固定されているプローブ。

【請求項 2】

前記照明用光ファイバーの出射端面の縁部が前記保持溝の先端側終端部で位置規制されることで、当該出射端面のプローブ中心軸方向についての位置が固定されているとともに、前記照明用光ファイバーの出射口と前記レンズ部の入射面との間に距離が保たれている請求項 1 に記載のプローブ。

10

【請求項 3】

前記円筒状透光部材の後端に接続し、前記照射用光ファイバー、前記受光用光ファイバー及び前記照明用光ファイバーを保持するホルダーを備え、

前記ホルダーは、前記照明用光ファイバーの出射端部をプローブ中心軸に対して先端方向から径方向外方側に傾斜した方向に前進するように案内する案内路を有する請求項 1 又は請求項 2 に記載のプローブ。

【請求項 4】

前記ホルダーは、前記案内路で案内され前記保持溝内に入れられた前記照明用光ファイバーの出射端部の後方で当該保持溝に嵌合する突起を有する請求項 3 に記載のプローブ。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織の測定対象部位に照射光を照射して、この照射光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光する光学系を備えるプローブに関する。

【背景技術】

【0002】

今日、上部消化管内視鏡としては、経口タイプが普及しており、経鼻タイプのものも普及しつつある。

近時、いわゆる内視鏡以外に、超音波診断装置、蛍光診断装置等様々な原理を活用した特殊診断装置が提案され、一部は実用化されている。

30

特に、蛍光を応用する蛍光診断装置にあつては、内視鏡では得られない不可視な情報を得て、悪性腫瘍の早期発見につなげるなど診断に役立つため、非常に期待されている。

このような診断をするための診断子、すなわち、プローブは、内視鏡の鉗子チャンネルを經由して体内に至るもの、あるいは内視鏡と一体になっているものなどがある。

ここで、鉗子チャンネルとは、鉗子や捕捉ネットなどの処置具を通す、内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路のことである。作業チャンネル、挿通チャンネルなどともいう（チャンネルをチャンネルと表記することもある）。以下、このような内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路を内視鏡チャンネルという。

【0003】

40

経口タイプの内視鏡は 10 mm 程度の外径であり、3 mm 弱の内視鏡チャンネルを備えているものが多い。

このような内視鏡チャンネルを經由してプローブを挿通させる場合は、従来の内視鏡を活用でき、また比較的ゆるやかなカーブを描いて体内管腔に至るので、プローブには経鼻内視鏡のような柔軟性は要求されないものの、内視鏡チャンネルを通る非常に小径な外径にする必要があるため、プローブに搭載する構成によっては非常に精密な構造になりがちである。特に、測定を確実にを行うことを目的として光照射用と受光用との 2 種類の光ファイバーを用いたり、さらに後述するような照明用の光ファイバーを用いたりする場合は、部品点数が多くなるため、プローブの構造複雑化や大型化の回避が強く求められる。

【0004】

50

昨今、内視鏡本体で撮像した食道内壁や胃壁などの画像に、プローブを介して検出した結果を重ね合わせて診断に役立てたいという要望がある。蛍光強度などのプローブを介して検出した結果を内視鏡本体で撮像した通常画像と重ね合わせることで、目視では認識できない病変を通常画像上の位置とともに医師、患者等に認識させることができるからである。

一般に内視鏡はその進行方向を撮像する直視型である。例えばプローブが内視鏡の進行方向と垂直な側方を観察する側視型である場合は、プローブの測定対象部位が内視鏡の視野から外れるので、プローブを介して検出した結果を内視鏡本体で撮像した通常画像と重ね合わせることは困難性がある。

そのため、内視鏡に適用されるプローブによる観察方向を、内視鏡本体による撮像方向に一致させたいという要望がある。

内視鏡本体による画像取得には照明が不可欠であるが、内視鏡チャンネルに挿通されるプローブが光学的原理を利用したプローブである場合、内視鏡本体が備えている照明が外乱となり、好適な測定（診断）ができないという問題がある。そのため、プローブを介した観察時には、内視鏡本体の照明を消すか、あるいはプローブの測定対象部位を遮光する等の処置が必要である。さらにその後内視鏡本体による画像取得を行うには、消していた照明を灯したり、遮光を解除したりしなければならない。このことから、内視鏡本体及び特殊診断装置の操作が煩雑となるおそれがあり、その結果として検査時間が長くなり、患者の身心の負担が増加するおそれがある。

【0005】

このような問題を解決するための一つの方法として、内視鏡チャンネルに挿抜されるプローブ自体に照明を設けることが考えられる。

特許文献1、2に記載のプローブにあっては、測定用の照射光を導光する照射用光ファイバー（特許文献1の送達光ファイバー（励起ファイバー）、特許文献2の照明用ファイバーが相当する）と、受光用光ファイバー（特許文献1の収集光ファイバー、特許文献2の受光用ファイバーが相当する）とを備えるが、内視鏡による撮影用の照明を備えない。

プローブに照明を設けた例として、特許文献3には、励起光照射用の第1の光ファイバーと組織からの光の受光用の第2光ファイバーの周囲に、視認用の光を導く第3の光ファイバーとが配置され、第1、第2の光ファイバーの周囲で第3の光ファイバーの先端側にリング状部材が設けられ、第3の光ファイバーにより導光した光をリング状部材に付設された反射膜で反射し、外周へ放射させて視認性を向上しようとするプローブが記載されている。しかし、このリング状部材での反射光は、プローブの先端位置を正確に認識できるようにするためであって、内視鏡の撮影方向前方に照射されないから、内視鏡による生体組織の撮影用の照明光とはならないものであった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第4588324号公報

【特許文献2】特許第3872878号公報

【特許文献3】特開2003-180614号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は以上の従来技術における問題に鑑みてなされたものであって、プローブの構造複雑化や大型化を回避しつつ、内視鏡による生体組織の撮影用に供することができる照明を備えたプローブを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

以上の課題を解決するための請求項1記載の発明は、内視鏡チャンネルに挿通されて使用され、測定対象部位に向けて先端部から測定用の照射光を照射し前記測定対象部位から放

10

20

30

40

50

射される放射光を受光して基端側へ導くプローブであって、

測定用の照射光を導光する照射用光ファイバーと、

前記照射光が照射された生体組織の測定対象部位から当該照射光に起因して放射される放射光を受光してプローブの基端側へ導光する受光用光ファイバーと、

内視鏡による撮影用の照明光を導光する照明用光ファイバーと、

プローブ先端部に配置された円筒状透光部材と、を備え、

前記照明用光ファイバーは、出射口がプローブ中心軸に対して先端方向から径方向外方側に傾斜して配置されて、前記照明光を前記円筒状透光部材に入射し、

前記円筒状透光部材には、前記照明光の放射角を拡大するレンズ部が形成され、

前記レンズ部は、プローブ中心軸と前記出射口の中心軸とを含む平面、及び、プローブ中心軸と前記出射口の中心軸とを含む平面に垂直で前記出射口の中心軸を含む平面において、前記照明光の放射角を拡大し、

前記レンズ部は、前記照明光が入射する入射面及び前記照明光が出射する出射面のいずれか一方又は双方に凹面を有し、

前記レンズ部は、少なくとも前記照明光が出射する出射面に凹面を有し、前記円筒状透光部材の外周面に窪みが形成され、前記窪み内の後方面に当該凹面が形成されることで、当該凹面が前記外周面の内側に収まって配置され、

前記円筒状透光部材の後端部内周面にプローブ中心軸方向に延在する保持溝が形成されており、前記照明用光ファイバーの出射端部が当該保持溝に嵌ることによって当該出射端部のプローブ周方向についての位置が固定され、当該出射端部が当該保持溝の内底面に当接することによって当該出射端部のプローブ径方向についての位置が固定されているプローブである。

【0014】

請求項2記載の発明は、前記照明用光ファイバーの出射端面の縁部が前記保持溝の先端側終端部で位置規制されることで、当該出射端面のプローブ中心軸方向についての位置が固定されているとともに、前記照明用光ファイバーの出射口と前記レンズ部の入射面との間に距離が保たれている請求項1に記載のプローブである。

【0015】

請求項3記載の発明は、前記円筒状透光部材の後端に接続し、前記照射用光ファイバー、前記受光用光ファイバー及び前記照明用光ファイバーを保持するホルダーを備え、

前記ホルダーは、前記照明用光ファイバーの出射端部をプローブ中心軸に対して先端方向から径方向外方側に傾斜した方向に前進するように案内する案内路を有する請求項1又は請求項2に記載のプローブである。

【0016】

請求項4記載の発明は、前記ホルダーは、前記案内路で案内され前記保持溝内に入れられた前記照明用光ファイバーの出射端部の後方で当該保持溝に嵌合する突起を有する請求項3に記載のプローブである。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、内視鏡による撮影用の照明光を導光する照明用光ファイバーを備え、照明用光ファイバーは、出射口がプローブ中心軸に対して先端方向から径方向外方側に傾斜して配置されて、照明光を円筒状透光部材に入射し、円筒状透光部材には、照明光の放射角を拡大するレンズ部が形成されているので、照明用光ファイバーの配置箇所が少なくても、内視鏡の撮影範囲に十分な照明光を行き渡らせることができ、プローブの構造複雑化や大型化を回避しつつ、内視鏡による生体組織の撮影用の照明を供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡診断システムと蛍光診断システムを組み合わせた診断システムの概要図である。

【図2】本発明の一実施形態に係るプローブ及び内視鏡の使用状況を示す概要図である。

【図3】本発明の一実施形態に係るプローブの先端部の中心軸と通る断面図である。

10

20

30

40

50

【図4】本発明の一実施形態に係るプローブの先端部の分解斜視図である。

【図5】本発明の一実施形態に係る円筒状透光部材及び照明用ライトガイド（照明用光ファイバー）の側面図であり、組み立てた状態での位置関係で示す。

【図6】本発明の一実施形態に係る円筒状透光部材の後方側からみた斜視図である。

【図7】本発明の一実施形態に係り、照明用ライトガイド（照明用光ファイバー）を保持したホルダーの斜視図である。

【図8】本発明の一実施形態に係り、円筒状透光部材にホルダーを接続した状態の斜視図である。

【図9】本発明の一実施形態に係り、プローブ中心軸A1と照明用ライトガイドの出射口の中心軸A2とを含む平面における照明用ライトガイドとレンズ部の配置模式図である。

【図10】本発明の一実施形態に係り、図9に垂直で照明用ライトガイドの出射口の中心軸A2を含む平面における照明用ライトガイドとレンズ部の配置模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下に本発明の一実施形態につき図面を参照して説明する。以下は本発明の一実施形態であって本発明を限定するものではない。

【0020】

まず、本発明のプローブが適用される一例の診断システムにつき図1及び図2を参照して説明する。

図1に示すように診断システム1は、内視鏡診断システムと蛍光診断システムを組み合わせたものである。診断システム1は、内視鏡2、内視鏡プロセッサ3、内視鏡表示モニタ4、プローブ10、ベースユニット6、出力装置7及び入力装置8を備える。

【0021】

内視鏡2の挿入部2aが内視鏡2の操作部2bから延び出ている。診断システム1の使用時には、挿入部2aが管腔に挿入される。挿入部2aの先端部には、図2に示すように電子カメラ2i、照明2j等が設けられている。伝送ケーブル2dの一端部が内視鏡プロセッサ3に接続され、伝送ケーブル2dの一部が内視鏡プロセッサ3から操作部2bに架け渡され、伝送ケーブル2dの他の一部が挿入部2aの長手方向に沿って挿入部2aの内部に設けられ、伝送ケーブル2dの他端部が電子カメラ等に接続されている。伝送ケーブル2dは、電子カメラによって撮像された画像の信号を電子カメラから内視鏡プロセッサ3に伝送する。内視鏡プロセッサ3は、伝送された画像信号を内視鏡表示モニタ4に出力する。内視鏡表示モニタ4は、内視鏡プロセッサ3から画像信号を入力されるとともに、その画像信号に従った画像を表示する。内視鏡チャンネル2gが挿入部2aの長手方向に沿って挿入部2aに設けられている。内視鏡チャンネル2gの一端が挿入部2aの先端面で開口し、内視鏡チャンネル2gの他端2hが操作部2bで開口している。

【0022】

プローブ10は、線状に設けられて、経内視鏡的に使用される。すなわち、プローブ10が開口2hから内視鏡チャンネル2gを通して体腔内に挿入され、図1及び図2に示すようにプローブ10の先端部10aが挿入部2aの先端において内視鏡チャンネル2gから突出している。プローブ10はその基端部にコネクタ10bを有し、そのコネクタ10bがベースユニット6に接続されている。コネクタ10bは、ベースユニット6に対して着脱可能である。

【0023】

ベースユニット6は、照明用光源6a、励起光光源6b、分光器6c及びコンピューター6eを備える。照明用光源6a、励起光光源6b、分光器6c及びコンピューター6eがベースユニット6の筐体内に取り付けられている。

【0024】

照明用光源6aは、照明光（例えば、可視光）を発する。励起光光源6bは、励起光（例えば、紫外線）を発する。分光器6cは、光を分光するとともに、その光の強度を波長ごとに測定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

プローブ10のコネクタ10bがベースユニット6に接続されると、プローブ10の基端部がコネクタ10bを介して照明用光源6a、励起光光源6b及び分光器6cに接続される。

【 0 0 2 6 】

照明用光源6aが点灯すると、照明光が照明用光源6aによってコネクタ10bを介してプローブ10の基端部に供給される。そして、照明用光源6aから発した照明光がプローブ10の基端部によって取り込まれ、取り込まれた照明光がプローブ10によって基端部から先端部10aまで導光され、導光された照明光がプローブ10の先端部10aから出射する。図2に示すようにプローブ10の先端部10aの前方の管腔等の生体組織100は、プローブ10の先端部10aから出射する照明光iにより照明され、内視鏡の照明2jの消灯時であっても電子カメラ2iにより撮影される。

10

【 0 0 2 7 】

励起光光源6bが点灯すると、励起光が励起光光源6bによってコネクタ10bを介してプローブ10の基端部に供給される。そして、励起光光源6bから発した励起光がプローブ10の基端部によって取り込まれ、取り込まれた励起光がプローブ10によって基端部から先端部10aまで導光され、導光された励起光がプローブ10の先端部10aによって投射される。励起光が管腔等の生体組織100に照射されると、放射光(例えば、蛍光、ラマン散乱光)が励起光に起因して生体組織から発する。

【 0 0 2 8 】

管腔等の生体組織100から放射光が発すると、その放射光がプローブ10の先端部10aによって受光されて、取り込まれる。そして、取り込まれた放射光がプローブ10によって先端部10aから基端部まで導光され、導光された放射光がプローブ10の基端部からコネクタ10bを介して分光器6cに取り込まれる。

20

【 0 0 2 9 】

分光器6cは、分光素子(例えば、回折格子、プリズム、光学フィルタ)及び光検出素子(例えば、エリア型CCD撮像素子、ライン型CCD撮像素子、エリア型CMOS撮像素子、ライン型CMOS撮像素子、フォトダイオード、光電子増倍管、電子管検出器)等を有する。分光器6cは、プローブ10によって受光及び導光された放射光を分光するとともに、その放射光の強度を波長ごとに測定する。分光器6cは、測定した波長ごとの強度(以下、スペクトルデータという。)をコンピューター6eに出力する。

30

【 0 0 3 0 】

コンピューター6eは、CPU6f、メモリー6g及び信号処理回路等を備える。コンピューター6eは、照明用光源6a及び励起光光源6bの制御(例えば、順序制御等)を行う。コンピューター6eは、分光器6cからスペクトルデータを入力する。コンピューター6eは、信号処理回路によってスペクトルデータを信号処理し、波長ごとの強度分布を表す画像(以下、スペクトルイメージデータという。)をスペクトルデータから生成し、そのスペクトルイメージデータを出力装置7に出力する。コンピューター6eは、スペクトルデータをメモリー6gに記憶する。コンピューター6eは、スペクトルデータを用いて予め決められたアルゴリズムに従って病変の有無や進行度を判断する。コンピューター6eは、その判断結果をメモリー6gに記憶したり、判断結果を表す出力装置7に出力したりする。

40

【 0 0 3 1 】

出力装置7は、ディスプレイ又はプリンターである。出力装置7は、コンピューター6eによって出力されたスペクトルイメージデータを入力し、そのスペクトルイメージデータを表示又は印刷する。出力装置7は、コンピューター6eによって出力された判断結果イメージデータを入力し、その判断結果イメージデータを表示又は印刷する。

【 0 0 3 2 】

入力装置8は、キーボード、マウス若しくはスイッチ又はこれらの組み合わせである。入力装置8が操作されると、入力装置8が操作内容に応じた信号をコンピューター6eに

50

出力する。

【0033】

さらにプローブ10の構成につき図3から図8を参照して説明する。

図3は、プローブ10の先端部10aの断面図である。図4は、プローブ10の先端部10aの分解斜視図である。他の図5から図8も併せて参照することで構造が明確になるように記載した。

プローブ10は、可撓性チューブ11、2本の測定用光ファイバー12、13、フェルール14、3本の照明用ライトガイド15、15、15、円筒状透光部材17及びホルダー20等を備える。

【0034】

可撓性チューブ11の基端部がコネクタ10bに取り付けられている。測定用光ファイバー12、13及び照明用ライトガイド15、15、15が可撓性チューブ11の基端から先端まで可撓性チューブ11に通されている。コネクタ10bがベースユニット6に接続されると、測定用光ファイバー12の基端部が励起光光源6bに接続され、測定用光ファイバー13の基端部が分光器6cに接続され、照明用ライトガイド15、15、15の基端部が照明用光源6aに接続される。すなわち、測定用の照射光を導光する照射用光ファイバーは、測定用光ファイバー12によって構成される。受光用光ファイバーは、測定用光ファイバー13によって構成される。内視鏡による撮影用の照明光を導光する照明用光ファイバーは、照明用ライトガイド15によって構成される。

照明用ライトガイド15は光ファイバー又は光ファイバーバンドル(複数本の光ファイバーを束ねたもの)であり、照明用光源6aから発した照明光が照明用ライトガイド15、15、15によって先端側へと導光される。測定用光ファイバー12は励起光光源6bから発した励起光を導光し、測定用光ファイバー13は生体組織から発した放射光を導光する。なお、2本の測定用光ファイバー12、13を利用する代わりに、1本の測定用光ファイバーを励起光の導光用と放射光の導光用に兼用してもよい。この場合、照射用光ファイバー及び受光用光ファイバーは同一の1本の光ファイバーによって構成される。また、測定用光ファイバー12の本数は一本ではなく、複数本であってもよい。測定用光ファイバー13の本数も一本ではなく、複数本であってもよい。

【0035】

可撓性チューブ11内では、測定用光ファイバー12、13及び照明用ライトガイド15、15、15が可撓性チューブ11の軸線方向に延在している。軸線方向とはプローブ中心軸の方向である。照明用ライトガイド15、15、15がプローブ中心軸A1回りに120°毎に配置され、測定用光ファイバー12、13が照明用ライトガイド15、15、15の配置域の内側に配置されている。なお、可撓性チューブ11よりも細い第二の可撓性チューブが可撓性チューブ11に挿入され、測定用光ファイバー12、13が第二の可撓性チューブに挿入され、照明用ライトガイド15、15、15が第二の可撓性チューブの外側であって可撓性チューブ11の内側に挿入されていてもよい。

【0036】

フェルール14は、柱状に形作られている。測定用光ファイバー12、13の先端部がフェルール14を軸線方向に貫通するようフェルール14に固定されている。測定用光ファイバー12、13の先端部における光軸がフェルール14によって平行に配置され、測定用光ファイバー12、13の先端面とフェルール14の先端面が揃っている。測定用光ファイバー12、13のどちらか一方又は両方は、フェルール14に対して偏心している。

【0037】

フェルール14が保持孔26に挿入されてホルダー20に保持され、さらに照明用ライトガイド15、15、15の先端部がホルダー20に保持されている。照明用ライトガイド15、15、15の先端部がホルダー20によって可撓性チューブ11の径方向外方に湾曲し、これら照明用ライトガイド15、15、15の先端部が先広がりに分かれるようにホルダー20に保持されている。したがって、照明用ライトガイド15を構成する光フ

10

20

30

40

50

ファイバーの出射口がプローブ中心軸 A 1 に対して先端方向から径方向外方側に傾斜して配置される。

ホルダー 20 の素材は液晶ポリマーその他の樹脂である。また、ホルダー 20 は黒色であることが好ましい。

【 0038 】

照明用ライトガイド 15 , 15 , 15 によって導光された照明光は円筒状透光部材 17 に入射する。円筒状透光部材 17 は、透明な材料からなるとともに、筒状に形成されている。好ましくは、円筒状透光部材 17 の素材は、生体適合性のある材料である。円筒状透光部材 17 がホルダー 20 を介して可撓性チューブ 11 の先端側に連結され、照明用ライトガイド 15 の先端部が円筒状透光部材 17 の中空に挿入されている。照明用ライトガイド 15 の先端部が円筒状透光部材 17 によって保護される。

10

【 0039 】

円筒状透光部材 17 の外周面には、窪み 17 a が形成されている。円筒状透光部材 17 には、照明光の放射角を拡大するレンズ部 17 b が形成されている。レンズ部 17 b は、照明光が入射する入射面及び照明光が出射する出射面のいずれか一方又は双方に凹面を有することで機能する。本実施形態においては、入射面に凹面 17 c が形成されており、出射面に凹面 17 d が形成されている。

凹面 17 c は、円筒状透光部材 17 の内面に構成される面で、照明用ライトガイド 15 の出射口に対向するように配置されている。凹面 17 c は、プローブ中心軸 A 1 と照明用ライトガイド 15 の出射口の中心軸 A 2 とを含む平面 (図 3 が相当する) において、照明光の放射角を拡大する機能を担うため、当平面において凹な外形を有する。中心軸 A 2 は照明用ライトガイド 15 から出射される照明光の光軸に相当する。

20

【 0040 】

一方、凹面 17 d は、円筒状透光部材 17 の外面に構成される。凹面 17 d は、窪み 17 a 内の後方面 (基端側方向の面) に形成されている。これにより、凹面 17 d が円筒状透光部材 17 の外周面の内側に収まって配置されており、従ってレンズ部 17 b が円筒状透光部材 17 の外周面から突出することがない。円筒状透光部材 17 の外周面に突出部を形成しないので、内視鏡チャンネル 2 g にプローブ 10 を円滑に挿入しやすく、生体組織を傷つけるおそれも少ない。また、レンズ部 17 b が円筒状透光部材 17 の外周面から突出しないので、レンズ部 17 b を破損しにくい。

30

凹面 17 d は、プローブ中心軸 A 1 と照明用ライトガイド 15 の出射口の中心軸 A 2 とを含む平面に垂直で中心軸 A 2 を含む平面において、照明光の放射角を拡大する機能を担うため、当平面において凹な外形を有する。

【 0041 】

なお、図示しないが測定光学系のレンズを円筒状透光部材 17 の内側に設置することができる。その場合、ホルダー 20 の先端部 28 を図示したものに短くし、円筒状透光部材 17 とホルダー 20 とで軸線方向に挟むようにレンズを保持する。

ホルダー 20 は、測定用光ファイバー 12 , 13 及び照明用ライトガイド 15 , 15 , 15 の先端部を保持する保持部材として機能するとともに、円筒状透光部材 17 と可撓性チューブ 11 を連結する管継手として機能する。測定用光ファイバー 12 , 13 と生体組織との間の投受光は、測定用光ファイバー 12 , 13 前方のホルダー 20 及び円筒状透光部材 17 内の中空を介して (測定光学系のレンズがある場合にはこれを透過して) 行われる。

40

【 0042 】

照明用ライトガイド 15 の保持及び案内について具体的に説明する。照明用ライトガイド 15 の保持のために、ホルダー 20 には案内路 30 が、円筒状透光部材 17 には保持溝 17 e が形成されている。

ホルダー 20 は、後方から挿入される照明用ライトガイド 15 の出射端部をプローブ中心軸 A 1 に対して先端方向から径方向外方側に傾斜した方向に前進するように案内する案内路 30 を有する。図 3 に示すように案内路 30 は、第一案内溝 31、第二案内溝 32 及

50

び連通穴 33 によって構成される。

円筒状透光部材 17 の後端部内周面にプローブ中心軸方向に延在する保持溝 17 e が形成されている。

【 0043 】

ホルダー 20 にフェール 14 を保持する保持孔 26 が形成されている。第一案内溝 31 は、保持孔 26 の内面を掘るように形成された溝である。ホルダー 20 にフランジ 23 が形成されており、フランジ 23 より基端側に可撓性チューブ 11 に嵌め入れられる基端側嵌合部 21 が形成され、フランジ 23 より先端側に円筒状透光部材 17 に嵌め入れられる先端側嵌合部 22 が形成されている。基端側嵌合部 21 の外周には抜け止め突起 24 が形成されている。第二案内溝 32 は、先端側嵌合部 22 の外面を、底に傾斜を付けて掘る

10

ように形成された溝である。連通穴 33 は、第一案内溝 31 と第二案内溝 32 とを連通させる。照明用ライトガイド 15 の先端部が第一案内溝 31、連通穴 33 及び第二案内溝 32 に挿入されているとともに、第一案内溝 31 及び第二案内溝 32 の底に敷設されている。第二案内溝 32 の底が先端側ほど径方向外方に移るようにプローブ中心軸 A1 に対して傾斜しており、照明用ライトガイド 15 の先端部がこのような第二案内溝 32 に案内されることで、照明用ライトガイド 15 の先端部が径方向外方に湾曲している。

【 0044 】

図 3 に示すように、第二案内溝 32 の先端側の端が開口しており、照明用ライトガイド 15 の先端部が第二案内溝 32 から第二案内溝 32 の延長方向へ延び出ている。照明用ライトガイド 15 の先端部が突き出ている部分、その突き出た部分が、円筒状透光部材 17 の保持溝 17 e に入り込んで突き当たることで、周方向及び径方向に位置規制される。すなわち、照明用ライトガイド 15 の出射端部は、保持溝 17 e に嵌ることでプローブ周方向についての位置が固定され、保持溝 17 e の内底面に当接することでプローブ径方向についての位置が固定されている。

20

また、照明用ライトガイド 15 の出射端面の縁部 15 a が保持溝 17 e の先端側終端部で位置規制されることで、当該出射端面のプローブ中心軸方向についての位置が固定されている。本実施形態において保持溝 17 e の先端側終端部は凹面 17 c によって構成されている。また、照明用ライトガイド 15 の出射口とレンズ部 17 b の入射面、すなわち、凹面 17 c との間に距離が保たれている。照明用ライトガイド 15 の出射口とレンズ部 17 b との間に距離がとられることで、照明用ライトガイド 15 からの放射角に応じてレンズ部 17 b への照明光の入射範囲が拡大し、結果的に照明光の外部への照射範囲を広くすることに寄与する。

30

【 0045 】

ホルダー 20 には位置決め突起 25 が形成されている。位置決め突起 25 は、案内路 30 と、保持溝 17 e との相互の位置決めを行うための突起であり、案内路 30 と同じ周方向の位置に形成され、保持溝 17 e に嵌合する。詳しくは、位置決め突起 25 は、案内路 30 で案内され保持溝 17 e 内に入れられた照明用ライトガイド 15 の出射端部の後方で保持溝 17 e に嵌合する。

また、位置決め突起 25 が保持溝 17 e に挿入されるから、止水性・気密性が向上し、照明用ライトガイド 15 の先端部を防汚することができる。

40

【 0046 】

第一案内溝 31 の周方向の位置と第二案内溝 32 の周方向の位置が一致しており、第一案内溝 31 の先端側端部の径方向の位置と第二案内溝 32 の基端側端部の径方向の位置が一致しているから、照明用ライトガイド 15 の先端を第一案内溝 31 の基端側端部から挿し込んでいくことによって、照明用ライトガイド 15 の先端部を第一案内溝 31、連通穴 33 及び第二案内溝 32 に装着することができる。また、照明用ライトガイド 15 を挿し込んでいく際に、照明用ライトガイド 15 の先端部を第二案内溝 32 の底によって湾曲させることができる。よって、照明用ライトガイド 15 の設置が容易である。

【 0047 】

50

以上説明した3本の照明用ライトガイド15, 15, 15及びこれに対応するレンズ部17b, 17b, 17bがプローブ中心軸A1回りに120°毎に配置されている。

プローブ中心軸A1と照明用ライトガイド15の出射口の中心軸A2とを含む平面における照明用ライトガイド15とレンズ部17bの配置模式図を図9に示す。但し、図示の簡単のため照明用ライトガイド15とレンズ部17bとを離して描いている。

図9に示すように照明用ライトガイド15の出射口15bから照明光が出射する。その出射する範囲を示す角度を放射角とする。放射角は、使用する照明用ライトガイド15のNAにより異なり概ね20°~30°である。照明用ライトガイド15は、プローブ中心軸A1に対して傾き角($\theta < 90^\circ$)をもって配置される。すなわち、傾き角は、プローブ中心軸A1と出射口15bの中心軸A2とのなす角である。なお、「先端方向から径方向外方側に傾斜」とは、 $0^\circ < \theta < 90^\circ$ であることを示す。傾き角を大きくすると、プローブの径がより大きく必要となるとともに、先端方向への照明光の照射量が減少する傾向にある。プローブの大径化を抑えつつ、先端方向及びその周囲の撮影範囲を照らす照明を効率よく構成するために、傾き角は45°以下とすることが好ましい。本実施形態において傾き角は10°~20°に設定される。

10

仮に、レンズ部17bが無いとすると、照明光の放射範囲の径方向外方の限界は破線B1で示され、プローブ中心軸A1に対して $\theta + (\theta/2)$ の角度となる。

本実施形態にあっては、レンズ部17bの凹面17cによって照明光は軸A2に対して角 θ ($\theta > (\theta/2)$)の範囲まで拡大して放射され、照明光の放射範囲の径方向外方の限界は実線B2で示すようにプローブ中心軸A1に対して $\theta + (\theta/2)$ の角度となる。 $\theta + (\theta/2)$ の角度によって、プローブ10により照明する範囲が決定される。 $\theta + (\theta/2)$ の角度として所望の角度を設定し、照明用ライトガイド15とレンズ部17bと傾き角 θ と組み合わせによってこれを達成するように設計する。例えば、 $\theta + (\theta/2)$ の角度として45°~65°が設定される。

20

【0048】

一方、照明光の放射範囲の径方向内方の限界は実線B3で示されるが、照明光が円筒状透光部材17中を透過してプローブ10の先端方向に照射されるように設定する。これにより、プローブ10の先端方向に暗闇が生じないようにする。放射範囲の径方向内方の限界B3をプローブ10の先端方向又はこれより内方にすることを、レンズ部17bの作用によらず、傾き角 θ を $(\theta/2)$ 以下にすることで実現してもよい。

30

【0049】

さらに、図9に垂直で中心軸A2を含む平面における照明用ライトガイド15とレンズ部17bの配置模式図を図10に示す。

図10に示すように、照明用ライトガイド15の出射口15bから軸A2を中心に放射角 θ で出射した照明光は、レンズ部17bの凹面17dによって軸A2を中心に角 θ ($\theta > (\theta/2)$)の範囲に拡大されて放射される。

本実施形態においては、照明用ライトガイド15, 15, 15がプローブ10の中心軸A1回りに120°毎に配置されている。中心軸A1回りの360°の範囲において、周方向に隣り合う2つの照明用ライトガイド15, 15の中間域においては、照明光の光量が極小となり、内視鏡の電子カメラで撮影するための十分な明るさが得られないおそれがある。これを改善するために、照明光の放射範囲をレンズ部17bの凹面17dによって角 θ の範囲に拡大する。これによって上記中間域の照明光の光量(極小値)を、照明用ライトガイド15の配置位置で生じる極大値に対して相対的に向上させ、中心軸A1回りの360°の範囲において、均一性が向上した照明を与えることができる。

40

本実施形態においては、角 θ は100°程度とされる。適切な角 θ は照明用ライトガイド15, 15, ...の配置間隔によって異なる。本実施形態においては照明用ライトガイド15, 15, ...の配置間隔は120°であるが、配置間隔を90°として4箇所照明用ライトガイド15を設置する場合には、角 θ を本実施形態の場合に比較して小さくすることができる。すなわち、照明光の進行範囲を角 θ に拡大することによって、照明用ライトガイド15の配置箇所を少なくすることができ、プローブの簡素化、小径化を図

50

ることができる。

プローブの簡素化のためには、照明用ライトガイド15の配置箇所を少なくすることが好ましい。しかし、配置間隔を180°として2箇所に照明用ライトガイド15を設置する場合には、中心軸A1回りの360°の範囲における照明光の均一性の確保が3箇所の場合に比較して難しくなる。照明用ライトガイド15を1箇所に設置する場合はさらに難しくなる。このことから、照明用光ファイバーは、プローブ中心軸回りに略均等に2箇所以上、より好ましくは3箇所以上に配設される。

【0050】

以上のように本実施形態のプローブによれば、照明用光ファイバーの配置箇所が少なくても、内視鏡の撮影範囲に十分な照明光を行き渡らせることができ、プローブの構造複雑化や大型化を回避しつつ、内視鏡による生体組織の撮影用の照明を供することができる。

照明光を拡散部材に当てて拡散させる場合には、必要な範囲外にも照明光が放射して効率的でないとともに、プローブ10から直接に電子カメラ2iに向う照明光が生じて電子カメラ2iによる生体組織100の撮影にとって好ましくない。

本実施形態のプローブによれば、レンズによって照明範囲を確保するので、照明光を拡散部材に当てて拡散させる場合に比較して、効率よく必要な範囲に照明光を照射することができる。図2に示した使用形態において、内視鏡の電子カメラ2i及びプローブ10の前方となる生体組織100に向ってプローブ10から照明光iを照射し、電子カメラ2iの撮影範囲にある生体組織100を十分に照明するとともに、プローブ10から直接に電子カメラ2iに向う照明光が生じることなく、電子カメラ2iにより生体組織100の撮影を良好に行うことができる。

【0051】

以上の実施形態においては、レンズ部17bの入射面及び出射面の双方に凹面を設けたが、いずれか一方のみに凹面を設けてもよい。その場合に、上記実施形態の凹面17c及び凹面17dの機能を片側1つの凹面にもたせるように形成することで機能的に置き換えることが可能であるが、上記実施形態の凹面17c及び凹面17dのように機能を分けた方が、円筒状透光部材17の成型が容易であるという利点がある。

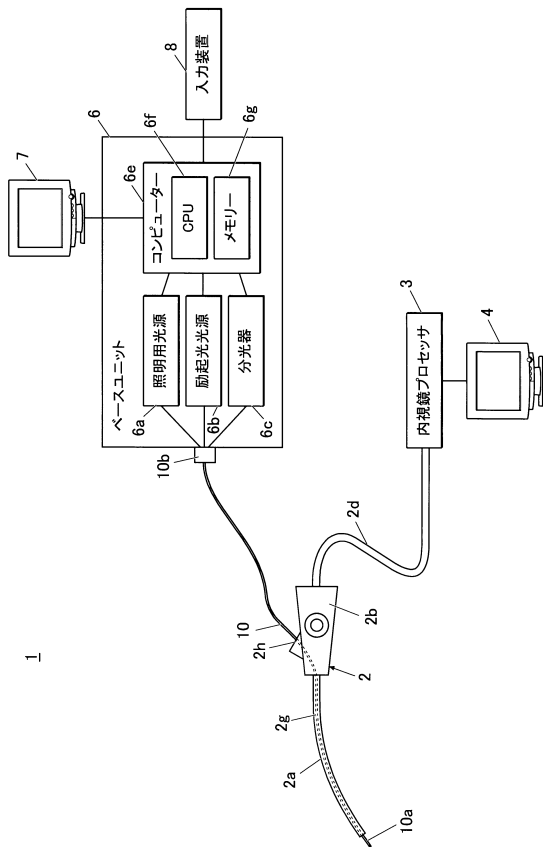
【符号の説明】

【0052】

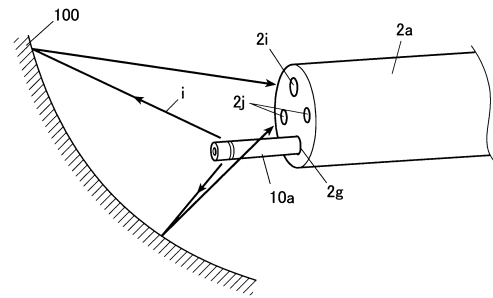
1	診断システム	30
2	内視鏡	
2g	内視鏡チャンネル	
2i	電子カメラ	
6	ベースユニット	
10	プローブ	
10b	コネクタ	
11	可撓性チューブ	
12	測定用光ファイバー（照射用光ファイバー）	
13	測定用光ファイバー（受光用光ファイバー）	
14	フェルール	40
15	照明用ライトガイド（照明用光ファイバー）	
17	円筒状透光部材	
17b	レンズ部	
17c	凹面	
17d	凹面	
17e	保持溝	
20	ホルダー	
25	位置決め突起	
30	案内路	
31	第一案内溝	50

- 3 2 第二案内溝
- 3 3 連通穴
- 1 0 0 生体組織
- A 1 プローブ中心軸
- i 照明光

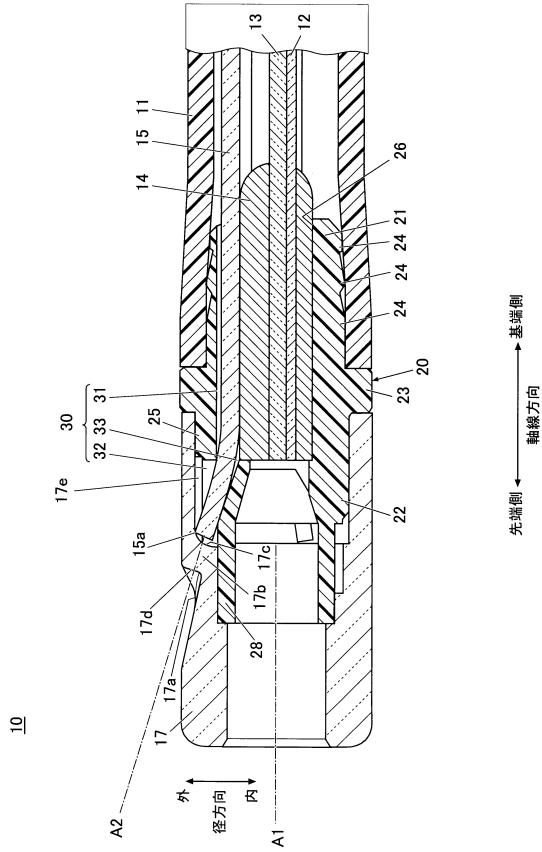
【 図 1 】



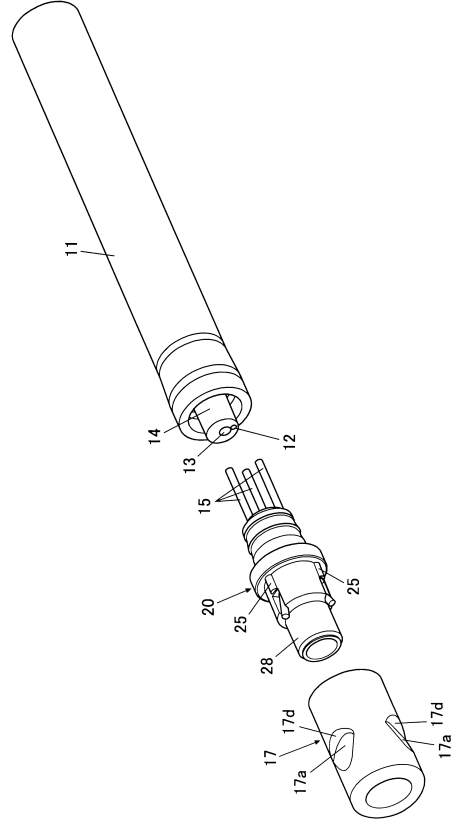
【 図 2 】



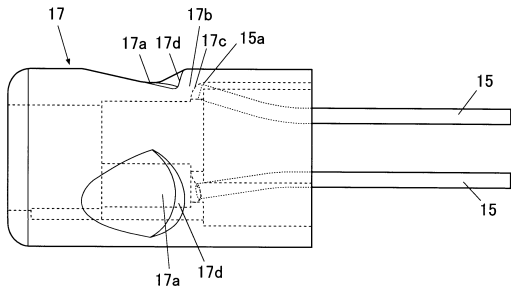
【 図 3 】



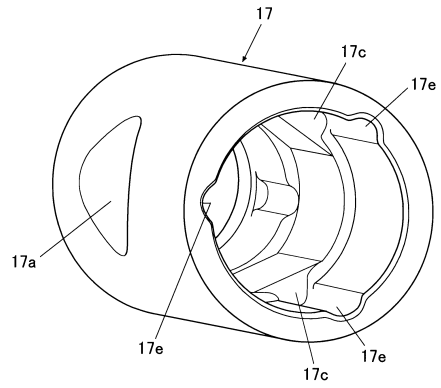
【 図 4 】



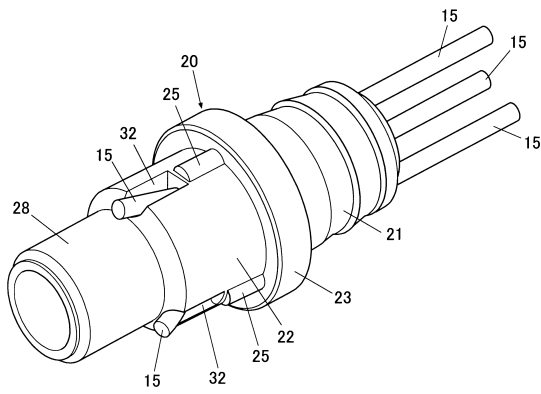
【 図 5 】



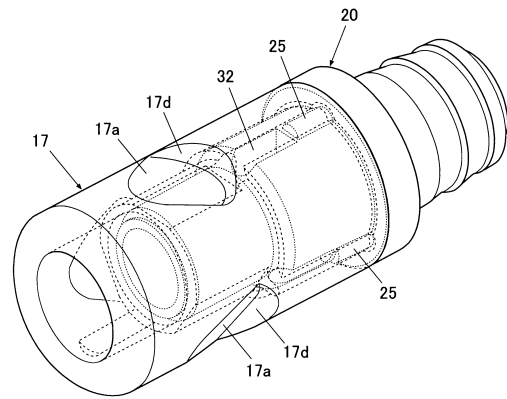
【 図 6 】



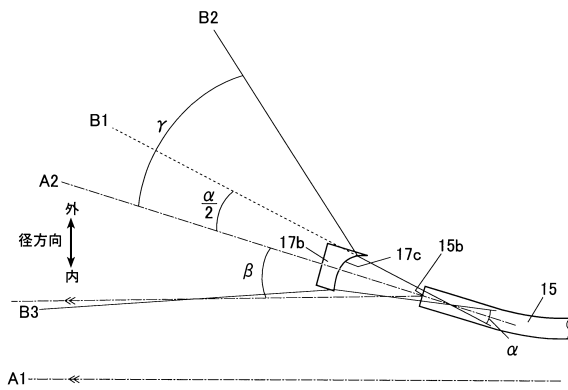
【図7】



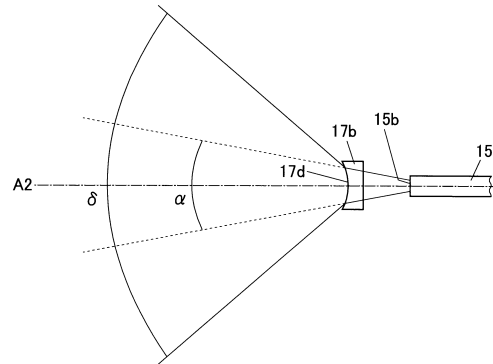
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2011/162342(WO, A1)
特表2006-514565(JP, A)
特開平10-234665(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	探测器		
公开(公告)号	JP5811049B2	公开(公告)日	2015-11-11
申请号	JP2012144001	申请日	2012-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	岩坂喜久男 新勇一		
发明人	岩坂 喜久男 新 勇一		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/06.A A61B1/07.730 A61B1/07.732 A61B1/07.733 G02B23/24.A G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA12 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA56 2H040/DA57 4C161/AA01 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26		
其他公开文献	JP2014004290A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有照明的探头，该探头可用于通过内窥镜拍摄活组织，同时避免探头的并发症和尺寸增加。布置在探针10的远端的圆柱形透光部件17，照明光学纤维15，出口被倾斜于相对于探头中心轴线A1沿远侧方向在径向向外方向侧并且照明光入射在圆柱形半透明构件上。在圆柱形半透明构件中，形成用于扩大照明光的辐射角度的透镜部分17b。在外周表面由凹部的圆柱形透镜部分被构成为不突出，在一个平面上的照明光的透镜部的凹17c包括探头中心轴线A1和光轴A2的透光部件形成的另一个凹面17d在垂直于包括探针中心轴A1和光轴A2并包括光轴A2的平面的平面中扩大照明光的辐射角。点域

(21) 出願番号	特願2012-144001 (P2012-144001)	(73) 特許権者	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(22) 出願日	平成24年6月27日 (2012. 6. 27)	(74) 代理人	110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2014-4280 (P2014-4280A)	(72) 発明者	岩坂 喜久男 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノルタテクノロジーズセンター株式会社内
(43) 公開日	平成26年1月16日 (2014. 1. 16)	(72) 発明者	新 勇一 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノルタテクノロジーズセンター株式会社内
審査請求日	平成26年9月9日 (2014. 9. 9)	審査官	原 俊文