

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015 年 11 月 19 日(19.11.2015)

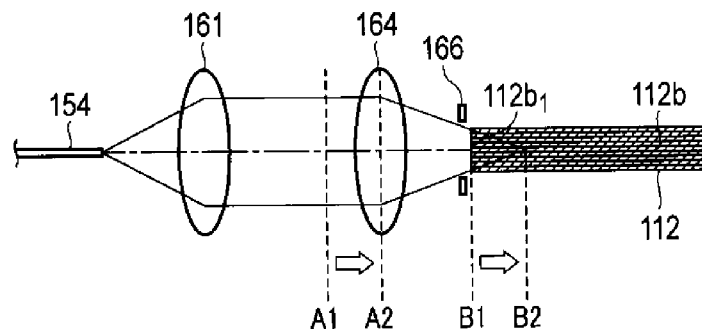


(10) 国際公開番号
WO 2015/174289 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01) *A61B 1/04* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 23/26* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/062999
- (22) 国際出願日: 2015 年 4 月 30 日(30.04.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-100841 2014 年 5 月 14 日(14.05.2014) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 大道寺 麦穂 (DAIDOJI, Bakusui); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 伊藤 毅 (ITO, Takeshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 大原 聡 (OHARA, Satoshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 田端 基希 (TABATA, Motoki); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勸銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

- (54) Title: ENDOSCOPIC SYSTEM
- (54) 発明の名称: 内視鏡システム



(57) Abstract: The present invention is an endoscopic system with multiple observation modes for observing an area to be observed using light with mutually differing optical characteristics. The endoscopic system is equipped with: an endoscope with an inserted section that is provided with an illumination window; a light-guiding member that is disposed inside the inserted section and has an entrance end where light enters and multiple light-guiding regions for which the light-guiding characteristics with respect to light differ from each other and the respective optical axis directions are equal and which guide light entering from the entrance end; and an entry region-switching unit for switching the light-guiding region for light-guiding by switching the region in the entrance end of the light-guiding member where light enters according to the observation mode. The light guided by the light-guiding member is irradiated as illumination light on the area to be observed from the same illumination window in all observation modes.

(57) 要約: 互いに異なる光学特性を有する光を用いて被観察部の観察を行う複数の観察モードを有する内視鏡システムである。内視鏡システムは、照明窓が設けられた挿入部を有する内視鏡と、光が入射する入射端と、光に対する導光特性が互いに異なり、それぞれの光軸方向が等しく、入射端から入射した光を導光する複数の導光領域とを有し、挿入部内に配設される導光部材と、観察モードに応じて導光部材の入射端において光が入射する領域を切り替えることで、光を導光する導光領域を切り替える入射領域切替ユニットとを具備する。導光部材を導光された光は、各観察モードにおいて同一の照明窓から被観察部に照明光として照射される。



WO 2015/174289 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、互いに異なる光学特性を有する光を用いて観察を行う複数の観察モードを有する内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] レーザ光のようなコヒーレント性を有する光が対象物に照射されると、対象物の表面付近で散乱された光の位相が重なり合い、表面付近の状態を反映したスペックルと呼ばれる干渉パターンが生じる。近年、レーザ光を生体組織に照射した際に発生するこのようなスペックルに基づいて生体組織を分析する光プローブの開発が進められている。例えば、特許文献1には、スペックルに基づいて生体組織を光学的に分析するための光プローブが開示されている。このような光プローブは、例えば、内視鏡と共に使用することが想定されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特表2004-512538号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 特許文献1に記載の光プローブが内視鏡と共に使用される場合、光プローブが内視鏡の処置具挿通口から処置具挿通チャンネルに挿入されると考えられる。しかしながら、光プローブが処置具挿通口から挿入される場合、光プローブは内視鏡に対して固定されない。それ故、光プローブの操作性が悪くなり、適切な観察をすることが難しくなる。また、処置具挿通口から処置具挿通チャンネルに光プローブを挿入してしまうと、挿入している間はここに他の処置具を挿通することができない。

[0005] そこで、本発明は、処置具挿通口（処置具挿通チャンネル）を用いること

なく、操作性良く観察をすることができる、互いに異なる光学特性を有する光を用いて観察を行う複数の観察モードを有する内視鏡システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の一実施形態は、互いに異なる光学特性を有する光を用いて被観察部の観察を行う複数の観察モードを有する内視鏡システムにおいて、照明窓が設けられた挿入部を有する内視鏡と、前記光が入射する入射端と、前記光に対する導光特性が互いに異なり、それぞれの光軸方向が等しく、前記入射端から入射した光を導光する複数の導光領域とを有し、前記挿入部内に配設される導光部材と、観察モードに応じて前記導光部材の前記入射端において光が入射する領域を切り替えることにより、前記複数の導光領域のうち前記入射した光を導光する導光領域を切り替える入射領域切替ユニットとを具備し、前記導光部材を導光された前記光は、各観察モードにおいて同一の前記照明窓から被観察部に照明光として照射される内視鏡システムである。

発明の効果

[0007] 本発明によれば、処置具挿通口（処置具挿通チャンネル）を用いることなく、操作性良く観察をすることができる、互いに異なる光学特性を有する光を用いて観察を行う複数の観察モードを有する内視鏡システムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は、第1の実施形態の内視鏡システムを概略的に示す図である。
[図2]図2は、内視鏡システムの主要な構成を示すブロック図である。
[図3]図3は、第1の実施形態の内視鏡システムの構成をより詳細に示す図である。
[図4a]図4aは、第1の実施形態におけるバンドルファイバの入射端面を示す図である。
[図4b]図4bは、第1の実施形態におけるバンドルファイバの入射端面を示す図である。

[図5]図5は、第1の実施形態におけるバンドルファイバの第1の導光領域の入射端面の拡大断面図である。

[図6]図6は、第1の実施形態における入射領域切替ユニットを概略的に示す図である。

[図7a]図7aは、スペックル観察モードにおける第1の実施形態の入射領域切替ユニットを示す模式図である。

[図7b]図7bは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける第1の実施形態の入射領域切替ユニットを示す模式図である。

[図8a]図8aは、スペックル観察モードにおける第1の実施形態の入射領域切替ユニットの遮光部及び第1の入射領域を示す図である。

[図8b]図8bは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける第1の実施形態の入射領域切替ユニットの遮光部及び第2の入射領域を示す図である。

[図9a]図9aは、狭配光角モードにおけるバンドルファイバ及び照明光学系を示す模式図である。

[図9b]図9bは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおけるバンドルファイバ及び照明光学系を示す模式図である。

[図10]図10は、第2の実施形態におけるダブルクラッドファイバの断面図である。

[図11a]図11aは、第2の実施形態におけるダブルクラッドファイバの第1の入射領域を示す断面図である。

[図11b]図11bは、第2の実施形態におけるダブルクラッドファイバの第2の入射領域を示す断面図である。

[図12]図12は、第2の実施形態における入射領域切替ユニットを概略的に示す図である。

[図13a]図13aは、スペックル観察モードにおける第2の実施形態の入射領域切替ユニットを示す模式図である。

[図13b]図13bは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける第2の

実施形態の入射領域切替ユニットを示す模式図である。

[図14]図14は、第3の実施形態の一態様におけるバンドルファイバの入射端面を示す図である。

[図15]図15は、第3の実施形態の他の態様におけるマルチコアファイバの入射端面を示す図である。

[図16]図16は、第3の実施形態における入射領域切替ユニットを概略的に示す図である。

[図17a]図17aは、スペckル観察モードにおける入射領域切替ユニットを示す模式図である。

[図17b]図17bは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける入射領域切替ユニットを示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0009] [第1の実施形態]

本発明の第1の実施形態の内視鏡システム1について、図1乃至図9を参照して説明する。

[0010] (内視鏡システムの概要)

図1は、第1の実施形態の内視鏡システム1を概略的に示す図である。内視鏡システム1は、内視鏡10と、内視鏡10に接続される内視鏡システム本体（以下、システム本体と称する）100と、システム本体100に接続される画像表示部200とを有している。

[0011] 内視鏡10は、被挿入体に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端側に設けられた操作部30とを有している。挿入部20は、内視鏡先端側の細長い管状部分である。挿入部20は、先端硬質部21と、先端硬質部21の基端側に設けられた湾曲部22と、湾曲部22の基端側に設けられた可撓管部23とを有している。先端硬質部21には、照明レンズを含む照明光学系113、観察光学系と撮像素子とを含む撮像部121等が内蔵されている（図3参照）。湾曲部22は、操作部30を操作することにより所望の方向に湾曲する。可撓管部23は湾曲自在であり、例えば、被挿入体の湾

曲形状に沿って湾曲する。

[0012] 操作部 30 は、可撓管部 23 の基端側に設けられた本体部 31 と、本体部 31 の基端側に設けられた把持部 32 とを有している。本体部 31 には、処置具挿通口 33 が設けられており、処置具挿通口 33 から可撓管部 23 及び湾曲部 22 内を通して先端硬質部 21 に不図示の処置具挿通チャンネルが延びている。把持部 32 は、湾曲部 22 を湾曲操作するための湾曲操作ダイヤル 34 と、送気／送水、吸引及び撮影等をするためのスイッチ 35 とを有している。

[0013] 挿入部 20 及び操作部 30 の内部には、先端が先端硬質部 21 の照明光学系 113 に接続された照明光用のバンドルファイバ 112 と、先端が先端硬質部 21 の撮像部 121 に接続された撮像素子用の電気配線（撮像ケーブル）123 とが延びている（図 3 参照）。バンドルファイバ 112 及び撮像ケーブル 123 は、把持部 32 の基端側から側方に延出しているユニバーサルコード 36 に收容されている。ユニバーサルコード 36 の端部には接続コネクタ 37 が設けられている。接続コネクタ 37 は、システム本体 100 に接続される。

[0014] 図 2 は、内視鏡システム 1 の主要な構成を示すブロック図である。図 3 は、第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 の構成を詳細に示すブロック図である。内視鏡システム 1 は、被挿入体の被観察部に照明光を照射する照明装置 110 と、被観察部の画像を取得する画像取得部 120 と、観察モードが入力される入力部 130 と、観察モード情報に応じて照明装置 110（後述する光源駆動部 111 及び入射領域切替ユニット 160）及び画像取得部 120（後述する画像処理部 122）を制御する制御装置 140 と、上述の画像表示部 200 とを有している。照明装置 110 及び画像取得部 120 は、内視鏡 10 からシステム本体 100 にまたがって配置されている。入力部 130 及び制御装置 140 は、システム本体 100 に配置されている。

[0015] （照明装置）

照明装置 110 は、光源部 150 と、光源駆動部 111 と、バンドルファ

イバ１１２と、入射領域切替ユニット１６０と、照明光学系１１３とを有している。光源部１５０、光源駆動部１１１及び入射領域切替ユニット１６０は、システム本体１００に配置されておいる。バンドルファイバ１１２及び照明光学系１１３は、上述したように、内視鏡１０に配置されている。

[0016] (光源部)

光源部１５０は、複数のレーザ光源を、例えば、第１のレーザ１５１ａ、第２のレーザ１５１ｂ、第３のレーザ１５１ｃ及び第４のレーザ１５１ｄを有している。第１のレーザ１５１ａは、紫色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、波長４０５ nmのレーザダイオードである。第２のレーザ１５１ｂは、青色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、波長４４５ nmのレーザダイオードである。第３のレーザ１５１ｃは、緑色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、波長５１５ nmのレーザダイオードである。第４のレーザ１５１ｄは、赤色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、波長６３５ nmのレーザダイオードである。

[0017] 光源部１５０は、さらに、第１の光ファイバ１５２ａ、第２の光ファイバ１５２ｂ、第３の光ファイバ１５２ｃ及び第４の光ファイバ１５２ｄと、光ファイバコンバイナ（光合波部）１５３と、光ファイバ１５４とを有している。第１～第４の光ファイバ１５２ａ～１５２ｄ及び光ファイバ１５４は、例えば、コア径数 μm ～数百 μm の単線ファイバである。第１～第４の光ファイバ１５２ａ～１５２ｄの基端側は、それぞれ、第１～第４のレーザ１５１ａ～１５１ｄに光学的に接続されている。第１～第４の光ファイバ１５２ａ～１５２ｄの先端側は、光ファイバコンバイナ１５３に光学的に接続されている。また、光ファイバコンバイナ１５３には、光ファイバ１５４の基端側が光学的に接続されている。

[0018] 第１～第４の光ファイバ１５２ａ～１５２ｄは、それぞれ、第１～第４のレーザ１５１ａ～１５１ｄからのレーザ光を導光する。光ファイバコンバイナ１５３は、第１～第４の光ファイバ１５２ａ～１５２ｄによって導光されたレーザ光を合波する。光ファイバ１５４は、光ファイバコンバイナ１５３

によって合波された光を入射領域切替ユニット 160 に導光する。

[0019] なお、レーザ 151a～151d と第 1～第 4 の光ファイバ 152a～152d との間には、それぞれ、レーザ 151a～151d から射出されたレーザ光を収束させて光ファイバ 152a～152d に結合するための不図示の結合レンズが配置されている。

[0020] (光源駆動部)

光源駆動部 111 は、光源部 150 の第 1～第 4 のレーザ 151a～151d に接続されている。また、光源駆動部 111 は、制御装置 140 に通信可能に接続されている。光源駆動部 111 は、制御装置 140 からの制御信号に基づいて第 1～第 4 のレーザ 151a～151d の ON/OFF、駆動電流、駆動方式（連続駆動（CW）、パルス駆動、高周波重畳など）等を駆動制御する。

[0021] (導光部材)

図 4a 並びに図 4b は、第 1 の実施形態における導光部材であるバンドルファイバ 112 の入射端面（即ち、光軸に垂直な断面）を示す図である。バンドルファイバ 112 は、図 2 並びに図 3 に概略的に示されるように、内視鏡 10 の挿入部 20 から操作部 30 にわたって設けられている。

[0022] 本実施形態におけるバンドルファイバ 112 は、数十～数千本の光ファイバ 114 を束ねて形成されている。これら光ファイバ 114 の入射端同士は接着剤で接着されており、同じ面内にある。これら光ファイバの出射端同士も接着剤で接続されており、同じ面内にある。バンドルファイバ 112 の外周面は、保護チューブで覆われている。各光ファイバ 114 のコア径は、数 μm ～数百 μm である。バンドルファイバ 112 の直径は、数百 μm ～数 mm である。

[0023] 本実施形態におけるバンドルファイバ 112 は、第 1 の導光領域 112a と、第 2 の導光領域 112b とを有している。第 1 の導光領域 112a は、図 4a に示されるように、バンドルファイバ 112 の中心に位置された 1 本の光ファイバ 114a である。第 2 の導光領域 112b は、図 4b に示され

るように、バンドルファイバ112を構成する全ての光ファイバ114である。即ち、第2の導光領域112bは、第1の導光領域112aを含むバンドルファイバ112全体である。ここで、バンドルファイバ112の中心に位置された1本の光ファイバ114aの光軸を第1の導光領域の光軸とし、バンドルファイバ112を構成する全ての光ファイバに対する中心軸を第2の導光領域の光軸とすると、第1の導光領域の光軸と第2の導光領域の光軸とは略同一であり、これらの光軸方向が等しい。

[0024] 第1の導光領域112aは、第2の導光領域112bよりも小さな断面積を有する。導光領域の断面積が小さいと、位相の揃った光が導光され、また、導光領域の断面積が大きいと、よりさまざまな位相の光が導光される。従って、第1の導光領域112aを導光するレーザ光は、位相が揃った光であり、第2の導光領域112bを導光するレーザ光よりも空間的コヒーレンスが大きい。空間的コヒーレンスとは、波面の位相の一様性、波面上の異なる点にある光の干渉性を表す量である。このように、第1の導光領域112aと第2の導光領域112bとは、レーザ光に対する導光特性が互いに異なる。

[0025] 図5は、第1の実施形態におけるバンドルファイバ112の第1の導光領域112a近傍の入射端面の拡大断面図である。第1の導光領域112aに対応する1本の光ファイバ114aは、バンドルファイバ112を構成する他の光ファイバに比べて折れにくくするために、断線防止部材である被覆115で覆われている。例えば、第1の導光領域112aに対応する1本の光ファイバ114aにはポリイミドの被覆115が形成され、他の光ファイバにはナイロンの被覆が形成される。あるいは、第1の導光領域112aに対応する1本の光ファイバ114aの被覆と他の光ファイバとの被覆が同じ素材により形成されていてもよいが、折れにくくするために、第1の導光領域112aに対応する1本の光ファイバ114aの被覆をその他の光ファイバの被覆に比べて厚くする。

[0026] また、スペックル観察モード（詳細は後述する）においては、第1の導光

領域 1 1 2 a に対応する光ファイバ 1 1 4 a の入射端付近に局所的な発熱が生じ、接着剤が焦げてしまう虞がある。これを防ぐために、第 1 の導光領域 1 1 2 a に対応する光ファイバ 1 1 4 a の入射端の周りには、発熱を低減するための発熱低減部 1 1 6 が設けられている。発熱低減部 1 1 6 は、例えば、接着剤に熱伝導部材（熱伝導ワイヤ、熱伝導フィラーなど）を混合したり、光ファイバ同士をはんだ接合したりすることによって形成される。

[0027] なお、第 1 の導光領域 1 1 2 a に対応する、バンドルファイバ 1 1 2 の中心に位置された光ファイバ 1 1 4 a の数は、1 本に限定されるものではなく、複数本であってもよい。ただし、第 1 の導光領域 1 1 2 a に対応する光ファイバの本数は、第 2 の導光領域 1 1 2 b に対応する光ファイバの本数よりも少なく、第 1 の導光領域 1 1 2 a を導光するレーザ光は、第 2 の導光領域 1 1 2 b を導光するレーザ光よりも空間的コヒーレンスが大きいものとする。

[0028] （入力部及び観察モード）

内視鏡システム 1 は、互いに異なる光学特性を有する光を用いて被観察部の観察を行う複数の観察モードを有している。本実施形態では、内視鏡システム 1 は、スペックル観察モードと、白色光観察モードと、特殊光観察モードとの 3 つの観察モードを有する。入力部 1 3 0 には、どの観察モードで観察を行うか（観察モード情報）がユーザによって入力される。入力部 1 3 0 は制御装置 1 4 0 に通信可能に接続されており、入力された観察モード情報が制御装置 1 4 0 に出力される。

[0029] スペックル観察モードは、照明装置 1 1 0 によりレーザ光が被観察部に照射されたときに被観察部に生じるスペックルに基づいて被観察部を分析する観察モードである。スペックル観察モードでは、例えば、スペックルによって、被観察部の動き、形状などの情報を得ることができる。本実施形態では、第 1 のレーザ 1 5 1 a から紫色レーザ光を照射したときに発生するスペックルに基づいて生体組織が観察される。紫色レーザ光は生体組織の表面付近で強く散乱されるため、主に生体組織表面の情報を得ることができる。

[0030] 白色光観察モードは、照明装置 110 からの白色光により被観察部を観察する観察モードである。本実施形態における白色光は、第 2 のレーザ 151b、第 3 のレーザ 151c 及び第 4 のレーザ 151d からの赤色／緑色／青色レーザ光を混合して生成される。

[0031] 特殊光観察モードは、特定の観察対象における光の吸収、反射、散乱などの特性を利用し、通常用いる白色光とは異なるスペクトルの光（特殊光）を照射することで特定の観察対象を強調表示する観察モードである。本実施形態では、特殊光として第 1 のレーザ 151a からの紫色レーザ光と第 3 のレーザ 151c からの緑色レーザ光との混合光を用いて生体組織を観察する。紫色レーザ光は、生体組織の表面付近の毛細血管内のヘモグロビンに強く吸収される性質を有している。緑色レーザ光は、生体組織の深部の太い血管内のヘモグロビンに強く吸収される性質を有している。これらの性質から、特殊光を照射して撮像した生体組織に所定の画像処理を行うと、毛細血管と太い血管とのコントラストを強調して観察することができる。

[0032] （入射領域切替ユニット）

図 6 は、第 1 の実施形態における入射領域切替ユニット 160 を概略的に示す図である。図 7a は、スペックル観察モードにおける入射領域切替ユニット 160 の模式図である。図 7b は、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける入射領域切替ユニット 160 の模式図である。入射領域切替ユニット 160 は、コリメートレンズ 161 と、集光位置切替部 162 と、遮光切替部 163 とを有している。入射領域切替ユニット 160 は、図 2 並びに図 3 に示されるように、制御装置 140 と通信可能に接続されている。集光位置切替部 162 は、集光レンズ 164 と、集光レンズ可動部 165 とを有している。

[0033] コリメートレンズ 161 は、光源部 150 の光ファイバ 154 から出射されたレーザ光を平行光に変換する。コリメートレンズ 161 と集光レンズ 164 との光軸は、図 7a 並びに図 7b に示されるように、光源部 150 の光ファイバ 154 の出射端の光軸及びバンドルファイバ 112 の入射端の光軸

(＝第１の導光領域の光軸＝第２の導光領域の光軸)と一致するように配置されている。

[0034] 集光レンズ可動部１６５は、例えば、集光レンズ１６４を保持する保持部材と、保持部材の移動をガイドするガイド部材と、保持部材を移動させるための動力を与える電動アクチュエータとを有している。集光レンズ１６４は、例えば、集光レンズ可動部１６５のアクチュエータを駆動させて保持部材をガイド部材に沿って移動させることにより、光軸方向に移動可能であり、即ち、光軸上の集光位置を切り替えることが可能である。集光レンズ１６４の光軸方向の位置は、制御装置１４０からの制御信号により集光レンズ可動部１６５を駆動させることによって制御される。

[0035] 図７ａに示されるように、制御装置１４０によって集光レンズ１６４が光軸上の位置Ａ１に配置された場合には、集光レンズ１６４を通過したレーザ光がバンドルファイバ１１２の入射端面における第１の入射領域１１２ａ１に入射する。第１の入射領域１１２ａ１は、レーザ光がバンドルファイバ１１２における第１の導光領域１１２ａ、即ち、バンドルファイバ１１２の中心に位置された光ファイバ１１４ａによって導光されるときの入射端面である。特に、第１の入射領域１１２ａ１は、バンドルファイバ１１２の中心に位置された光ファイバ１１４ａの入射端面をちょうど含む（図４ａ参照）。集光レンズ１６４を通過した光の集光位置Ｂ１は、光軸上の第１の入射領域１１２ａ１にある。

[0036] また、図７ｂに示されるように、制御装置１４０によって集光レンズ１６４が光軸上の位置Ａ２に配置された場合には、集光レンズ１６４を通過したレーザ光がバンドルファイバ１１２の入射端面における第２の入射領域１１２ｂ１に入射する。第２の入射領域１１２ｂ１は、レーザ光がバンドルファイバ１１２における第２の導光領域１１２ｂ、即ち、バンドルファイバ１１２を構成する全ての光ファイバ１１４によって導光されるときの入射端面である。特に、第２の入射領域１１２ｂ１は、バンドルファイバ１１２を構成する全ての光ファイバ１１４の入射端面を含む（図４ｂ参照）。集光レンズ

164を通過した光の集光位置B2は、バンドルファイバ112に第2の入射領域112b1で入射するように、入射端よりも先端側に位置している。

[0037] 図8aは、スペックル観察モードにおける遮光部166及び第1の入射領域112a1を示す図である。図8bは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける遮光部166及び第2の入射領域112b1を示す図である。遮光切替部163は、集光レンズ164を通過した光が第1の入射領域112a1に入射され、第1の入射領域112a1以外には入射されないように、第1の入射領域112a1以外の領域に対して遮光を行う遮光状態（図8a）と、遮光を行わない非遮光状態（図8b）との切り替えが可能である。

[0038] 遮光切替部163は、図6に示されるように、遮光部166と、遮光可動部167とを有している。遮光部166は、中心開口を有する円盤状の部材であり、バンドルファイバ112の入射端面の前方に配置されている。遮光部166は、バンドルファイバ112の入射端面を覆って遮光可能であり、中心開口を通過した光のみが入射端面に到達する。遮光可動部167は、例えば、遮光部166の中心開口の径の大きさを切り替えるための電動アクチュエータである。

[0039] 遮光部166がバンドルファイバ112の入射端面を覆う範囲（即ち、中心開口の径の大きさ）は、制御装置140からの制御信号により遮光可動部167を駆動させることによって制御される。遮光部166の動作の切替は、集光レンズ164の位置A1と位置A2との切替と連動して、即ち、制御装置140からの制御信号による集光レンズ可動部165の駆動と連動して制御される。

[0040] なお、本実施形態では、レーザ光を第2の入射領域112b1に入射させるために集光位置B2をバンドルファイバ112の入射端よりも先端側に位置させたが、集光位置B2をバンドルファイバ112の入射端よりも光源側に位置させてもよい。

[0041] また、入射領域切替ユニット160は、集光位置B1、B2を光軸上で切

替可能な構成であれば、集光レンズ１６４を光軸上で移動させる構成以外であってもよい。例えば、焦点可変レンズ、あるいは異なる光学特性を有する複数のレンズを含むレンズターレットなどを用いてもよいし、集光レンズ１６４だけでなく、光ファイバ１５４の出射端とコリメートレンズ１６１とを一緒に移動させてもよい。

[0042] また、本実施形態では、入射領域切替ユニット１６０において、集光位置切替部１６２と遮光切替部１６３とを併用しているが、集光位置切替部１６２による集光レンズ１６４の位置切替のみ、又は遮光切替部１６３による遮光部１６６の遮光範囲の切替のみを用いて入射領域切替を行ってもよい。なお、遮光切替部１６３のみを用いる場合には、集光レンズ１６４は位置Ａ２に固定される。

[0043] （照明光学系）

照明光学系１１３は、バンドルファイバ１１２によって導光されたレーザ光を所望の配光に変換するレンズ（レンズ群）である。照明光学系１１３によって配光を変換されたレーザ光は、内視鏡１０の挿入部２０の先端硬質部２１の先端に設けられた照明窓１１７から出射される。バンドルファイバ１１２の第１の導光領域１１２ａによって導光されたレーザ光も第２の導光領域１１２ｂによって導光されたレーザ光も同一の照明窓１１７から照射される。

[0044] （画像取得部）

画像取得部１２０は、内視鏡１０の挿入部２０に配置された撮像部１２１と、システム本体１００に配置された画像処理部１２２とを有している。撮像部１２１と画像処理部１２２とは、挿入部２０から操作部３０を通して延びた撮像ケーブル１２３を介して接続されている。

[0045] 撮像部１２１は、対物レンズを含む観察光学系と、観察光学系から得られた光学像を結像して電気信号に変換する撮像素子とを有している。撮像部１２１は、被観察部からの反射光を観察光学系によって取り込み、撮像素子によって撮像を行う。撮像素子は、例えば、ＣＣＤイメージャ、ＣＭＯＳイメ

ーザなどである。画像処理部 1 2 2 は、撮像部 1 2 1 が取得した反射光像に対して、画像処理を行う。画像処理部 1 2 2 は、制御装置 1 4 0 に通信可能に接続されている。制御装置 1 4 0 は、画像処理部 1 2 2 による画像処理を制御する。

[0046] (制御装置)

制御装置 1 4 0 は、入力部 1 3 0 に入力された観察モード情報を受信して、光源駆動部 1 1 1、入射領域切替ユニット 1 6 0 及び画像処理部 1 2 2 (以下、これらを制御対象部と称する) の制御を行う。制御装置 1 4 0 は、記憶部 1 4 1 を有している。記憶部 1 4 1 は、観察モードに応じて制御対象部をどのように制御するかを制御テーブルを記憶している。制御装置 1 4 0 は、記憶部 1 4 1 に記憶された制御テーブルに基づいて制御対象部を制御する。

[0047] スペックル観察モードにおける制御 (制御テーブル 1) は、以下の通りである。

制御テーブル 1

光源駆動部 1 1 1 は、第 1 のレーザ 1 5 1 a (紫色レーザ光) を点灯させる。

入射領域切替ユニット 1 6 0 の集光位置切替部 1 6 2 は、集光レンズ可動部 1 6 5 によって集光レンズ 1 6 4 を位置 A 1 に配置させる。遮光切替部 1 6 3 は、遮光可動部 1 6 7 によって遮光部 1 6 6 で第 1 の入射領域 1 1 2 a 1 以外の領域を遮光する。

画像処理部 1 2 2 は、スペックル観察のための公知の画像処理をする。

[0048] 白色光観察モードにおける制御 (制御テーブル 2) は、以下の通りである。

制御テーブル 2

光源駆動部 1 1 1 は、第 2 のレーザ 1 5 1 b (青色レーザ光)、第 3 のレーザ 1 5 1 c (緑色レーザ光) 及び第 4 のレーザ 1 5 1 d (赤色レーザ光) を点灯させる。

入射領域切替ユニット１６０の集光位置切替部１６２は、集光レンズ可動部１６５によって集光レンズ１６４を位置Ａ２に配置させる。遮光切替部１６３は、遮光部１６６による遮光を行わない。

画像処理部１２２は、第２～第４のレーザ１５１ｂ～１５１ｄの混合による白色光に適した公知の画像処理をする。

[0049] 特殊光観察モードにおける制御（制御テーブル３）は、以下の通りである。

制御テーブル３

光源駆動部１１１は、第１のレーザ１５１ａ（紫色レーザ光）及び第３のレーザ１５１ｃ（緑色レーザ光）を点灯させる。

入射領域切替ユニット１６０の集光位置切替部１６２は、集光レンズ可動部１６５によって集光レンズ１６４を位置Ａ２に配置させる。遮光切替部１６３は、遮光部１６６による遮光を行わない。

画像処理部１２２は、特殊光観察に適した公知の画像処理をする。

[0050] （画像表示部）

画像表示部２００は、システム本体１００の画像取得部１２０に通信可能に接続されている。画像表示部２００は、例えば、液晶ディスプレイであり、画像取得部１２０で生成された被観察画像や観察モード情報等を表示する。

[0051] 次に、入力部１３０に各観察モードが入力されたときの動作及び作用を説明する。

[0052] （スペックル観察モードの動作及び作用）

入力部１３０にスペックル観察モードが入力されると、入力部１３０はスペックル観察モードが入力されたという情報（入力モード情報）を制御装置１４０に送信する。制御装置１４０は、入力部１３０から入力モード情報を受信すると、記憶部１４１の制御テーブル１に基づいて制御対象部の制御を行う。

[0053] 光源駆動部１１１は、第１のレーザ１５１ａを点灯させる。第１のレーザ

151aから射出された紫色レーザ光は、第1の光ファイバ152aに入射された後、光ファイバコンバイナ153、光ファイバ154を導光して光ファイバ154の出射端から出射される。

[0054] 出射された紫色レーザ光は、入射領域切替ユニット160のコリメートレンズ161によって平行光に変換された後、位置A1に配置された集光レンズ164によって集光される。遮光部166の中心開口の径の大きさは、第1の入射領域112a1の径と略同一である。従って、遮光切替部163により第2の入射領域112b1が遮光され、位置A1にある集光レンズ164によって集光された紫色レーザ光は、バンドルファイバ112の入射端面における第1の入射領域112a1に入射され、バンドルファイバ112の中心に位置する光ファイバ114a（第1の導光領域112a）によって導光される。

[0055] 導光された紫色レーザ光は、照明光学系113によって所望の配光へ変換された後、照明窓117から被観察部に照射される。紫色レーザ光は、1本の光ファイバ114aによって導光され、高い空間的コヒーレンスを有したまま被観察部に照射されるので、被観察部においてスペックルが生じる。

[0056] 被観察部に照射された光の反射光像は、撮像部121によって撮像される。撮像部121が取得した反射光像は、画像処理部122に送信される。画像処理部122は、制御装置140の制御により、スペックルにより被観察部（生体組織）を分析するための所定の（公知の）画像処理を行い、被観察部画像を生成する。画像処理部122によって生成された被観察部画像は、画像表示部200に表示される。

[0057] （白色光観察モードの動作及び作用）

入力部130に白色光観察モードが入力されると、入力部130は白色光観察モードが入力されたという情報（入力モード情報）を制御装置140に送信する。制御装置140は、入力部130から入力モード情報を受信すると、記憶部141の制御テーブル2に基づいて制御対象部の制御を行う。

[0058] 光源駆動部111は、第2～第4のレーザ151b～151dを点灯させ

る。第2～第4のレーザ151b～151dから射出された赤色／緑色／青色レーザ光は、それぞれ、第2～第4の光ファイバ152b～152dに入射された後、光ファイバコンバイナ153によって合波され白色光となる。そして、白色光が光ファイバ154を導光し、光ファイバ154の出射端から出射される。

[0059] 出射された白色光は、入射領域切替ユニット160のコリメートレンズ161によって平行光に変換された後、制御装置140の制御によって位置A2に配置された集光レンズ164によって集光される。位置A2にある集光レンズ164によって集光された白色光は、バンドルファイバ112の入射端における第2の入射領域112b1に入射され、バンドルファイバ112を構成する全ての光ファイバ114（第2の導光領域112b）によって導光される。遮光部166の中心開口の径の大きさが第2の入射領域112b1の径以上であるため、遮光切替部163による遮光はなされない。

[0060] 導光された白色光は、照明光学系113によって所望の配光に変換された後、照明窓117から被観察部に照射される。白色光は、数十～数千本の光ファイバ114によって導光され、空間的コヒーレンスが低減されて被観察部に照射されるので、被観察部においてスペックルが低減される。

[0061] 被観察部に照射された光の反射光像は、撮像部121によって撮像される。撮像部121が取得した反射光像は、画像処理部122に送信される。画像処理部122は、赤色／緑色／青色レーザの混合による白色光に適した所定の（公知の）画像処理を行い、被観察部画像を生成する。画像処理部122によって生成された被観察部画像は、画像表示部200に表示される。

[0062] （特殊光観察モードの作用）

入力部130に特殊光観察モードが入力されると、入力部130は特殊光観察モードが入力されたという情報（入力モード情報）を制御装置140に送信する。制御装置140は、入力部130から入力モード情報を受信すると、記憶部141の制御テーブル3に基づいて制御対象部の制御を行う。

[0063] 光源駆動部111は、第1のレーザ151a及び第3のレーザ151cを

点灯させる。第1のレーザ151a及び第3のレーザ151cから射出された紫色／緑色レーザ光は、それぞれ、第1の光ファイバ152a、第3の光ファイバ152cに入射された後、光ファイバコンバイナ153によって合波される。そして、合波された特殊光が光ファイバ154を導光し、光ファイバ154の出射端から出射される。

[0064] 出射された特殊光は、入射領域切替ユニット160のコリメートレンズ161によって平行光に変換された後、位置A2に配置された集光レンズ164によって集光される。位置A2にある集光レンズ164によって集光された特殊光は、バンドルファイバ112の入射端における第2の入射領域112b1に入射され、バンドルファイバ112を構成する全ての光ファイバ（第2の導光領域112b）によって導光される。遮光部166の中心開口の径の大きさが第2の入射領域112b1の径以上であるため、遮光切替部163による遮光はなされない。

[0065] 導光された特殊光は、照明光学系113によって所望の配光に変換された後、照明窓117から被観察部に照射される。特殊光は、数十～数千本の光ファイバ114によって導光され、空間的コヒーレンスが低減されて被観察部に照射されるので、被観察部においてスペックルが低減される。

[0066] 被観察部に照射された光の反射光像は、撮像部121によって撮像される。撮像部121が取得した反射光像は、画像処理部122に送信される。画像処理部122は、紫色レーザ光が被観察部（生体組織）の表面付近の毛細血管内のヘモグロビンに強く吸収され、緑色レーザ光が被観察部（生体組織）の深部の太い血管内のヘモグロビンに強く吸収される性質を利用して、毛細血管と太い血管のコントラストを強調する（公知の）画像処理を行い、被観察部画像を生成する。画像処理部122によって生成された被観察部画像は、画像表示部200に表示される。

[0067] （効果）

本実施形態によれば、入射領域切替ユニット160によってバンドルファイバ112における導光領域を切り替えることにより、スペックル観察モー

ドではレーザ光がバンドルファイバ112の第1の導光領域112aを導光し、スペックル観察モード以外の観察モードではレーザ光がバンドルファイバ112の第2の導光領域112bを導光する。このような切り替えによって、各観察モードにおける照明光が同一のバンドルファイバ112を導光して同一の照明窓117から出射可能であるから、内視鏡10の処置具挿通口33（処置具挿通チャンネル）を用いることなく、操作性良く観察をすることができる内視鏡システムを提供することができる。バンドルファイバ112は内視鏡10に対して固定して配置されているため、処置具挿通口33から光プローブを挿入する場合よりも安定した操作が可能である。

[0068] 本実施形態によれば、スペックル観察モードにおいては、レーザ光が断面積の小さい第1の導光領域112aを導光するので、レーザ光は高い空間的コヒーレンスを有したまま導光される。従って、被観察部においてスペックルが十分に生じ、従来のスペックル観察が可能である。また、スペックル観察モード以外の観察モードにおいては、レーザ光が断面積の大きい第2の導光領域112bを導光するので、レーザ光の空間的コヒーレンスが低減され、スペックルが低減される。従って、スペックル観察モード以外の観察モードにおいて不要なスペックルによる被観察部画像の画質の劣化を防止した観察が可能である。

[0069] また、光源としてコヒーレント性を有するレーザを用いることにより、細い光ファイバに対して効率良く光結合及び導光が可能である。従って、挿入部20を細径化しつつ、明るい照明を提供することが可能である。また、スペックル観察とそれ以外の観察も可能であるから、複数の観察モードに対して照明性能の高い内視鏡システムを提供することができる。

[0070] また、制御装置140が、入力部130に入力された観察モード情報に応じて、記憶部141の制御テーブルに基づいて、光源駆動部111、画像処理部122及び入射領域切替ユニット160を連動させて制御することにより、内視鏡システムの動作の切替を効率的に行うことができる。

[0071] また、入射領域切替ユニット160によってレーザ光の集光位置B1、B

2を切り替えることにより、導光部材に対するレーザ光の入射領域を切り替え、レーザ光を導光する導光領域を切り替えることができる。

[0072] 第1の導光領域と第2の導光領域との光軸が同一である場合には、レーザ光の集光位置B1、B2を光軸方向に切り替えることでレーザ光を導光する導光領域を効率的に切り替えることができる。

[0073] 本実施形態によれば、スペックル観察モードにおいては、レーザ光が第1の入射領域へ入射され、第1の入射領域以外の入射領域へは入射されないように、第1の入射領域以外の入射領域に対して遮光を行い、スペックル観察モード以外の観察モードにおいては、遮光を行わないようにすることで、光学系の切替を行わず、レーザ光を導光する導光領域を簡易的に切り替えることができる。

[0074] 例えば、バンドルファイバ、ダブルクラッドファイバ、マルチコアファイバを導光部材として用いると、本実施形態を効果的に実現することができる。また、断線防止部材によって、バンドルファイバにおける第1の導光領域に含まれる光ファイバの断線を防止し、スペックル観察モードにおいて照明光が照射されなくなるような不具合を防止することができる。さらに、発熱低減部によって、バンドルファイバにおける第1の導光領域に含まれる光ファイバの周りの接着剤等に局所的にレーザ光が照射された場合に、発熱を低減し、焦げなどの不具合を防止することができる。

[0075] また、本実施形態では、複数のレーザ光を単一の光束に合波する光合波部を用いることで、スペックル観察モードとその他の観察モードとにおいて異なるレーザ光を用いた場合に、同一の導光部材及び照明窓を利用することが可能となっている。

[0076] 本実施形態によれば、スペックル観察モードと、スペックル観察モード以外の観察モードとで同一の導光部材及び照明窓を利用することにより、スペックル観察モードに用いるレーザ光と、それ以外の観察モードで用いるレーザ光の特性が同じ場合、同一の光源を用いることが可能となる。従って、内視鏡システムの省スペース化及び低コスト化を図ることができる。

[0077] また、白色光観察モードにおいて、赤色／緑色／青色のレーザ光の３色のレーザ光による白色光を用いることで、レーザ光の効果を持たせつつ白色光観察が可能である。また、特殊光観察モードにおいて、紫色／緑色のレーザ光を用いることにより、生体組織表面の毛細血管と深部の太い血管とのコントラストを強調して観察することができる。

[0078] [変形例]

光源部１５０はレーザ光源に限らず、被観察部においてスペックルが生じるとようなコヒーレント性を有する光源を有していればよい。例えば、ＬＥＤなどでもよい。また、光合波部１５３は光ファイバコンバイナに限らず、空間光学系を用いて光合波するものであってもよい。

[0079] また、内視鏡システム１は、白色光観察モード、特殊光観察モード以外の他の観察モードを有していてもよい。例えば、色合いの異なる白色光を照射するモード、被観察部を強調表示するその他の公知の特殊光観察を行うモード、あるいは被観察部や薬剤に励起光を照射した際に発生する蛍光を観察する蛍光観察モードなどを有していてもよい。

[0080] また、複数の観察モードにおいて、スペックル観察モードではなく、狭配光角モードを有していてもよい。狭配光角モードは、その他の観察モードに対して付加的に使用される。

[0081] 図９ａは、狭配光角モードにおけるバンドルファイバ１１２及び照明光学系１１３を示す模式図である。図９ｂは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおけるバンドルファイバ１１２及び照明光学系１１３を示す模式図である。照明光学系１１３は、第１の導光領域１１２ａによって導光されたレーザ光に対する配光変換特性と、第２の導光領域１１２ｂによって導光されたレーザ光に対する配光変換特性とが異なるように光学的に設計されている。

[0082] 入力部１３０に狭配光角モードが入力されると、制御装置１４０は、バンドルファイバ１１２の第１の入射領域１１２ａ１にレーザ光が入射され第１の導光領域１１２ａを導光するように入射領域切替ユニット１６０を制御す

る。狭配光角モードでは、狭配光角モード以外の観察モードよりも照明光の配光角が狭くなる。従って、本変形例では、導光部材における導光領域を切り換えるだけで照明光の配光を簡易的に切り換えることが可能となる。

[0083] [第2の実施形態]

本発明の第2の実施形態について、図10乃至図13を参照して説明する。以下では、第1の実施形態と同じ構成部材には同じ参照符号を付してその説明は省略し、第1の実施形態と異なる部分のみを説明する。

[0084] 第2の実施形態では、入射領域切替ユニット260から照明光学系113にレーザ光を導光する導光部材は、ダブルクラッドファイバ212である。また、入射領域切替ユニット260は、集光位置切替部162に代わって、集光レンズ264と、入射端可動部268とを有している。さらに、制御装置140における制御テーブルが変更される。

[0085] (導光部材)

図10、図11a並びに図11bは、第2の実施形態における導光部材であるダブルクラッドファイバ212の断面図である。ダブルクラッドファイバ212は、中心のコア218aと、コア218aの外周面を覆っている第1のクラッド218bと、第1のクラッド218bの外周面を覆っている第2のクラッド218cとを有している。コア218aの屈折率を n_1 、第1のクラッド218bの屈折率を n_2 、第2のクラッド218cの屈折率を n_3 とすると、 $n_1 > n_2 > n_3$ である。このように、ダブルクラッドファイバ212は、3つの異なる屈折率を有する母材が光軸を中心に同心円状に分布された構成である。コア218aの直径は、数 μm ～数十 μm である。第1のクラッド218b及び第2のクラッド218cの直径は、数十 μm ～数百 μm である。

[0086] 第2の実施形態におけるダブルクラッドファイバ212では、図11aに示されるように、第1の導光領域212aがコア218aであり、また、図11bに示されるように、第2の導光領域212bがコア218a及び第1のクラッド218bである。第1の導光領域212aは、第2の導光領域2

1 2 b よりも小さな断面積を有する。上述したように、断面積が小さい第 1 の導光領域 2 1 2 a を導光するレーザ光は、位相が揃った光であり、断面積が大きい第 2 の導光領域 2 1 2 b を導光するレーザ光よりも空間的コヒーレンスが大きい。

[0087] 第 1 の導光領域 2 1 2 a に入射したレーザ光は、コア 2 1 8 a と第 1 のクラッド 2 1 8 b との境界で全反射を繰り返しながら導光する。第 2 の導光領域 2 1 2 b に入射したレーザ光は、第 1 のクラッド 2 1 8 b と第 2 のクラッド 2 1 8 c との境界で全反射を繰り返しながら導光する。

[0088] (入射領域切替ユニット)

図 1 2 は、第 2 の実施形態における入射領域切替ユニット 2 6 0 を概略的に示す図である。図 1 3 a は、スペックル観察モードにおける入射領域切替ユニット 2 6 0 の模式図である。図 1 3 b は、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける入射領域切替ユニット 2 6 0 の模式図である。入射領域切替ユニット 2 6 0 は、コリメートレンズ 1 6 1 と、集光レンズ 2 6 4 と、遮光切替部 2 6 3 と、入射端可動部 2 6 8 とを有している。入射領域切替ユニット 2 6 0 は、制御装置 1 4 0 と通信可能に接続されている。遮光切替部 2 6 3 は、第 1 の実施形態と同様に、遮光部 2 6 6 と、遮光可動部 2 6 7 とを有している。

[0089] コリメートレンズ 1 6 1 と集光レンズ 2 6 4 との光軸は、光源部 1 5 0 の光ファイバ 1 5 4 の出射端の光軸及びダブルクラッドファイバ 2 1 2 の入射端の光軸 (= 第 1 の導光領域の光軸 = 第 2 の導光領域の光軸) と一致するように配置されている。本実施形態では、光ファイバ 1 5 4 の出射端、コリメートレンズ 1 6 1 及び集光レンズ 2 6 4 は、固定されている。

[0090] 入射端可動部 2 6 8 は、ダブルクラッドファイバ 2 1 2 の入射端を光軸方向に移動させる。入射端可動部 2 6 8 は、例えば、ダブルクラッドファイバ 2 1 2 の入射端を保持する保持部材と、保持部材の移動をガイドするガイド部材と、保持部材を移動させるための動力を与える電動アクチュエータとを有している。ダブルクラッドファイバ 2 1 2 は、入射端可動部 2 6 8 のアク

チュエータを駆動させて保持部材をガイド部材に沿って移動させることにより、光軸方向に移動可能である。また、遮光切替部 263 もダブルクラッドファイバ 212 と共に保持され、ダブルクラッドファイバ 212 と共に移動する。

[0091] 本実施形態では、入射領域切替ユニット 260 の入射端可動部 268 により光軸方向に対するダブルクラッドファイバ 212 の入射端の位置を切り替えることで、ダブルクラッドファイバ 212 に対するレーザ光の入射領域を切り替える。入射端可動部 268 は、制御装置 140 からの制御信号によって制御される。

[0092] 図 13a に示されるように、制御装置 140 によってダブルクラッドファイバ 212 の入射端面が光軸上の位置 C1 に配置された場合には、集光レンズ 264 を通過したレーザ光がダブルクラッドファイバ 212 の入射端面における第 1 の入射領域 212a1 に入射する。第 1 の入射領域 212a1 は、レーザ光がダブルクラッドファイバ 212 における第 1 の導光領域 212a、即ち、ダブルクラッドファイバ 212 のコア 218a によって導光されるときの入射端面である。特に、第 1 の入射領域 212a1 は、ダブルクラッドファイバ 212 のコア 218a の入射端面をちょうど含む（図 11a 参照）。

[0093] また、図 13b に示されるように、制御装置 140 によってダブルクラッドファイバ 212 の入射端面が光軸上の位置 C2 に配置された場合には、集光レンズ 264 を通過したレーザ光がダブルクラッドファイバ 212 の入射端面における第 2 の入射領域 212b1 に入射する。第 2 の入射領域 212b1 は、レーザ光がダブルクラッドファイバ 212 における第 2 の導光領域 212b、即ち、ダブルクラッドファイバ 212 のコア 218a 及び第 1 のクラッド 218b によって導光されるときの入射端面である。特に、第 2 の入射領域 212b1 は、ダブルクラッドファイバ 212 のコア 218a 及び第 1 のクラッド 218b の入射端面をちょうど含む（図 11b 参照）。

[0094] （制御テーブル）

第2の実施形態において制御装置140の記憶部141に記憶されている制御テーブルのうち、光源駆動部111及び画像処理部122の制御は第1の実施形態と同様であるため、以下では、入射領域切替ユニット260の入射端可動部268及び遮光切替部263の制御に関する変更点のみが示される。

[0095] 制御テーブル1の変更点

スペックル観察モードにおいて、入射領域切替ユニット260の入射端可動部268は、ダブルクラッドファイバ212の入射端を位置C1に配置させる。遮光切替部263は、遮光可動部267によって遮光部266で第1の入射領域212a1以外の領域を遮光する。

[0096] 制御テーブル2の変更点

白色光観察モードにおいて、入射領域切替ユニット260の入射端可動部268は、ダブルクラッドファイバ212の入射端を位置C2に配置させる。遮光切替部263は、遮光部266による遮光を行わない。

[0097] 制御テーブル3の変更点

特殊光観察モードにおいて、入射領域切替ユニット260の入射端可動部268は、ダブルクラッドファイバ212の入射端を位置C2に配置させる。遮光切替部263は、遮光部266による遮光を行わない。

[0098] 本実施形態もまた、第1の実施形態と同様の効果を奏することができる。

また、第1の導光領域の光軸と第2の導光領域との光軸が同一である場合には、導光部材の入射端位置を光軸方向に切り替えることでレーザ光を導光する導光領域を効率的に切り替えることができる。

[0099] また、導光部材として、ダブルクラッドファイバを用いることにより、1本の光ファイバでレーザ光を導光する導光領域を切り替えることができる。

[0100] なお、ダブルクラッドファイバ212の代わりにバンドルファイバ112を用いてもよい。また、逆に、第1の実施形態においてバンドルファイバ112の代わりにダブルクラッドファイバ212を用いてもよい。

[0101] [第3の実施形態]

本発明の第3の実施形態について、図14乃至図17を参照して説明する。以下では、第1の実施形態と同じ構成部材には同じ参照符号を付してその説明は省略し、第1の実施形態と異なる部分のみを説明する。

[0102] 第3の実施形態では、入射領域切替ユニット360から照明光学系113にレーザ光を導光する導光部材は、シングルモードファイバ318とマルチモードファイバ319とから構成されたバンドルファイバ312である。また、入射領域切替ユニット360の出射端可動部368は、導光部材の光軸方向と垂直な方向へ集光位置を切替可能である。さらに、制御装置140における制御テーブルが変更される。

[0103] (導光部材)

図14は、第3の実施形態における導光部材であるバンドルファイバ312の入射端面を示す図である。バンドルファイバ312は、シングルモードファイバ318と、マルチモードファイバ319との2本から構成されている。これらファイバの入射端同士は接着剤で接着されており、同じ面内にある。これら光ファイバの出射端同士も接着剤で接続されており、同じ面内にある。バンドルファイバ312の外周面は、保護チューブで覆われている。マルチモードファイバのコア径は、数十 μm ～数百 μm である。シングルモードファイバのコア径は、10 μm 程度である。それぞれのクラッド径は、数十 μm ～数百 μm である。

[0104] シングルモードファイバ318は、コア318aと、クラッド318bとを有している。マルチモードファイバ319は、コア319aと、クラッド319bとを有している。第3の実施形態におけるバンドルファイバ312では、図14に示されるように、第1の導光領域312aがシングルモードファイバ318のコア318aであり、また、第2の導光領域312bがマルチモードファイバ319のコア319aである。シングルモードファイバ318（第1の導光領域312a）の光軸と、マルチモードファイバ319（第2の導光領域312b）の光軸とは、少なくとも入射端面において平行である。

[0105] 第1の導光領域312aは、第2の導光領域312bよりも小さな断面積を有する。上述したように、断面積が小さい第1の導光領域312aを導光するレーザ光は、位相が揃った光であり、断面積が大きい第2の導光領域312bを導光するレーザ光よりも空間的コヒーレンスが大きい。

[0106] なお、導光部材として、シングルモードファイバとマルチモードファイバの2本から構成されるバンドルファイバ312に代わって、図15に示されるようなマルチコアファイバ372を採用してもよい。マルチコアファイバ372は、互いに独立した第1のコア372a及び第2のコア372bと、第1のコア372a及び第2のコア372bの外周面を覆っているクラッド372cとを有している。このように、同一のクラッドに対して独立した少なくとも2つのコアを有する1本のマルチコアファイバを用いてもよい。その場合にも、第1の導光領域312aは、第2の導光領域312bよりも小さな断面積を有し、第1の導光領域を導光するレーザ光は、第2の導光領域を導光するレーザ光よりも空間的コヒーレンスが大きくなるようにする。マルチコアファイバを用いた場合にも、入射領域切替ユニット360の構成は同様である。

[0107] (入射領域切替ユニット)

図16は、第3の実施形態における入射領域切替ユニット360を概略的に示す図である。図17aは、スペックル観察モードにおける入射領域切替ユニット360の模式図である。図17bは、白色光観察モード及び特殊光観察モードにおける入射領域切替ユニット360の模式図である。入射領域切替ユニット360は、第1のレンズ361と、第2のレンズ364と、集光位置切替部362とを有している。入射領域切替ユニット360は、制御装置140と通信可能に接続されている。本実施形態では、遮光切替部は用いない。

[0108] 本実施形態では、集光位置切替部362は、光源部150の光ファイバ154の出射端を第1の導光領域及び第2の導光領域の光軸方向と垂直な方向に移動させる出射端可動部368を有している。第1のレンズ361及び第

2のレンズ364は、レーザ光を所望の入射領域に切替可能な集光光学系である。また、第1のレンズ361、第2のレンズ364及びバンドルファイバ312の入射端は、固定されている。

[0109] 出射端可動部368は、光源部150の光ファイバ154の出射端をバンドルファイバ312の光軸に対して垂直な方向に移動させる。出射端可動部368は、例えば、光ファイバ154の出射端を保持する保持部材と、保持部材の移動をガイドするガイド部材と、保持部材を移動させるための動力を与える電動アクチュエータとを有している。光ファイバ154は、出射端可動部368のアクチュエータを駆動させて保持部材をガイド部材に沿って移動させることにより、光軸方向に垂直な方向に移動可能である。

[0110] 本実施形態では、入射領域切替ユニット360の出射端可動部368により光源部150の光ファイバ154の出射端の光軸方向に垂直な方向における位置を切り替えることで、バンドルファイバ312に対するレーザ光の入射領域を切り替える。出射端可動部368は、制御装置140からの制御信号によって制御される。

[0111] 図17aに示されるように、制御装置140によって光ファイバ154の出射端がバンドルファイバ312の光軸と垂直な方向において位置D1に配置された場合には、レーザ光がバンドルファイバ312の入射端面における第1の入射領域318a1に入射する。第1の入射領域318a1は、レーザ光がバンドルファイバ312における第1の導光領域312a、即ち、シングルモードファイバ318のコア318aによって導光されるときの入射端面である。特に、第1の入射領域318a1は、シングルモードファイバ318のコア318aの入射端面をちょうど含む。

[0112] また、図17bに示されるように、制御装置140によって光ファイバ154の出射端がバンドルファイバ312の光軸と垂直な方向において位置D2に配置された場合には、レーザ光がバンドルファイバ312の入射端面における第2の入射領域319a1に入射する。第2の入射領域319a1は、レーザ光がバンドルファイバ312における第2の導光領域312b、即

ち、マルチモードファイバ319のコア319aによって導光されるときの入射端面である。特に、第2の入射領域319a1は、マルチモードファイバ319のコア319aの入射端面をちょうど含む。

[0113] 第1のレンズ361及び第2のレンズ364は、上述のような集光位置切替が可能なように設計されている。なお、本実施形態では、光ファイバ154の出射端の位置をバンドルファイバ312の光軸に対して垂直な方向に切り替えることで、バンドルファイバ312に対するレーザ光の入射領域を切り替えたが、光ファイバ154の出射端位置を固定して、可動集光光学系や可動ミラーを用いてバンドルファイバ312に対するレーザ光の入射領域を切り替えてもよいし、バンドルファイバ312の入射端を光軸に対して垂直な方向に切り替えてもよい。

[0114] (制御テーブル)

第3の実施形態において制御装置140の記憶部141に記憶されている制御テーブルのうち、光源駆動部111及び画像処理部122の制御は第1の実施形態と同様であるため、以下では、入射領域切替ユニット360の出射端可動部368の制御に関する変更点のみが示される。

[0115] 制御テーブル1の変更点

スペックル観察モードにおいて、入射領域切替ユニット360の出射端可動部368が光ファイバ154の出射端を位置D1に配置させる。

[0116] 制御テーブル2の変更点

白色光観察モードにおいて、入射領域切替ユニット360の出射端可動部368は、光ファイバ154の出射端を位置D2に配置させる。

[0117] 制御テーブル3の変更点

特殊光観察モードにおいて、入射領域切替ユニット360の出射端可動部368は、光ファイバ154の出射端を位置D2に配置させる。

[0118] 本実施形態もまた、第1の実施形態と同様の効果を奏することができる。第1の導光領域と第2の導光領域との光軸が平行である場合には、レーザ光の集光位置を光軸と垂直な方向に対して切り替えることでレーザ光を導光す

る導光領域を効率的に切り替えることができる。本実施形態では、導光部材である光ファイバ154の出射端を光軸方向に垂直な方向に切り替えることにより、同軸でない複数の導光領域を持つ導光部材に対してレーザ光を導光する導光領域を切り替えることができる。

[0119] また、導光部材として、シングルモードファイバとマルチモードファイバとの2本から構成されるバンドルファイバ、あるいはマルチコアファイバを用いることにより、細い導光部材でレーザ光を導光する導光領域を切り替えることができる。

[0120] なお、本実施形態では、バンドルファイバ312の入射端の位置を固定し、出射端可動部368により光ファイバ154の出射端の位置を光軸に垂直な方向に移動させたが、第2の実施形態の入射端可動部268を用いてバンドルファイバ312の入射端の位置も光軸に垂直な方向に移動可能としてもよい。

[0121] 以上、本発明の実施形態を説明してきたが、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内でさまざまな改良及び変更が可能である。

符号の説明

[0122] 1…内視鏡システム、10…内視鏡、20…挿入部、21…先端硬質部、22…湾曲部、23…可撓管部、30…操作部、31…本体部、32…把持部、33…処置具挿通口、34…湾曲操作ダイヤル、35…スイッチ、36…ユニバーサルコード、37…コネクタ、100…内視鏡システム本体、110…照明装置、111…光源駆動部、112…バンドルファイバ（導光部材）、113…照明光学系、114…光ファイバ、120…画像取得部、121…撮像部、122…画像処理部、123…撮像ケーブル、130…入力部、140…制御装置、141…記憶部、150…光源部、160…入射領域切替ユニット、161…コリメートレンズ、162…集光位置切替部、163…遮光切替部、164…集光レンズ（集光光学系）、165…集光レンズ可動部、166…遮光部、167…遮光可動部、200…画像表示部。

請求の範囲

- [請求項1] 互いに異なる光学特性を有する光を用いて被観察部の観察を行う複数の観察モードを有する内視鏡システムにおいて、
- 照明窓が設けられた挿入部を有する内視鏡と、
- 前記光が入射する入射端と、前記光に対する導光特性が互いに異なり、それぞれの光軸方向が等しく、前記入射端から入射した光を導光する複数の導光領域とを有し、前記挿入部内に配設される導光部材と、
- 観察モードに応じて前記導光部材の前記入射端において光が入射する領域を切り替えることにより、前記複数の導光領域のうち前記入射した光が導光する導光領域を切り替える入射領域切替ユニットとを具備し、
- 前記導光部材を導光された前記光は、各観察モードにおいて同一の前記照明窓から被観察部に照明光として照射されることを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項2] 前記光は、コヒーレント性を有し、
- 前記複数の観察モードは、前記光によって被観察部に生じたスペckルを観察するスペckル観察モードを含み、
- 前記入射端は、第1の入射領域と、第2の入射領域とを有し、
- 前記複数の導光領域は、少なくとも、第1の導光領域と、第2の導光領域とを有し、前記第1の導光領域の断面積は、前記第2の導光領域の断面積よりも小さく、
- 前記入射領域切替ユニットは、
- 前記スペckル観察モードにおいて、前記光が前記第1の入射領域に入射されて、前記第1の導光領域によって導光され、
- 前記スペckル観察モード以外の前記観察モードのうち少なくとも1つの観察モードにおいて、前記光が前記第2の入射領域に入射されて、前記第2の導光領域によって導光されるように、前記導光領域を

切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項3]

観察モードを入力する入力部と、

入力された前記観察モードに応じて前記光を出射する光源部と、前記光源部を駆動する光源駆動部と、前記入射領域切替ユニットと、前記導光部材と、を有する照明装置と、

前記観察モードに応じて被観察部の画像を取得する画像取得部と、

入力された前記観察モードに応じて、前記光源駆動部、前記画像取得部及び前記入射領域切替ユニットの動作を連動して制御する制御装置と、

をさらに具備することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

[請求項4]

前記入射領域切替ユニットは、

前記光源部から出射された前記光を集光する集光光学系を有し、前記制御装置の制御に応じて、前記光の集光位置を切替可能な集光位置切替部を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

[請求項5]

前記集光位置切替部は、

前記スペckル観察モードにおいては、前記光が前記第 1 の入射領域に入射されるように、前記導光部材の前記入射端上に前記光を集光し、

前記スペckル観察モード以外の観察モードにおいては、前記光が前記第 2 の入射領域に入射されるように、前記導光部材の前記入射端から光軸方向に所定の距離だけ離れた位置に前記光が集光されるように、前記光の集光位置を切り替え、

前記第 1 の入射領域は、前記第 2 の入射領域よりも小さいことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

[請求項6]

前記集光位置切替部は、

前記スペckル観察モードにおいては、前記光が前記第 1 の入射領域に入射されるように、

前記スペックル観察モード以外の観察モードにおいては、前記光が前記第 2 の入射領域に入射されるように、

前記光の集光位置を光軸に垂直な方向に切り替えることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

[請求項 7]

前記入射領域切替ユニットは、

前記光源部から出射された前記光を集光する集光光学系と、前記導光部材の前記入射端を光軸方向に移動させる入射端可動部とを有し、

前記入射端可動部は、

前記スペックル観察モードにおいては、前記光が前記第 1 の入射領域に入射されるように、前記導光部材の前記入射端を前記光の集光位置に移動させ、

前記スペックル観察モード以外の観察モードにおいては、前記光が前記第 2 の入射領域に入射されるように、前記光の集光位置に対して光軸方向に所定の距離だけ離れた位置に前記導光部材の前記入射端を移動させ、

前記第 1 の入射領域は、前記第 2 の入射領域よりも小さいことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

[請求項 8]

前記入射領域切替ユニットは、

観察モードに応じて前記光を遮光可能な遮光切替部を有し、

前記遮光切替部は、

前記スペックル観察モードにおいては、前記光が前記第 1 の入射領域に入射され、前記第 1 の入射領域以外の前記入射端へは入射されないように、前記第 1 の入射領域以外の前記入射端に対して遮光を行い、

前記スペックル観察モード以外の観察モードにおいては、前記入射端に対して遮光を行わないように切り替えられることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

[請求項 9]

前記導光部材において、前記第 1 の導光領域を導光され前記照明窓

から出射される照明光の空間的コヒーレンスは、前記第 2 の導光領域を導光され前記照明窓から出射される照明光の空間的コヒーレンスよりも大きいことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記第 1 の導光領域の光軸と前記第 2 の導光領域の光軸とは、略同一であることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記導光部材は、複数の光ファイバを束ねたバンドルファイバであることを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の内視鏡システム。

[請求項12] 前記第 1 の導光領域と前記第 2 の導光領域とは、前記光ファイバの本数によって規定され、前記第 1 の導光領域に対応する前記光ファイバの本数は、前記第 2 の導光領域に対応する前記光ファイバの本数よりも少ないことを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

[請求項13] 前記光ファイバのうち、前記第 1 の導光領域に含まれる光ファイバは、前記第 1 の導光領域に含まれない光ファイバに比べて折れにくいように、断線防止部材を有していることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

[請求項14] 前記バンドルファイバの入射端付近において、前記第 1 の導光領域に含まれる前記光ファイバの周りに、発熱低減部材が設けられていることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

[請求項15] 前記バンドルファイバは、少なくとも 1 本のシングルモードファイバと、少なくとも 1 本のマルチモードファイバとを束ねることにより構成され、

前記第 1 の導光領域は、前記シングルモードファイバのコアであり、前記第 2 の導光領域は、前記マルチモードファイバのコアであることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

[請求項16] 前記導光部材は、1 本の光ファイバであり、前記 1 本の光ファイバは、前記複数の導光領域を有することを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の内視鏡システム。

[請求項17] 前記導光部材は、3 つの異なる屈折率を有する母材から構成された

ダブルクラッドファイバであることを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡システム。

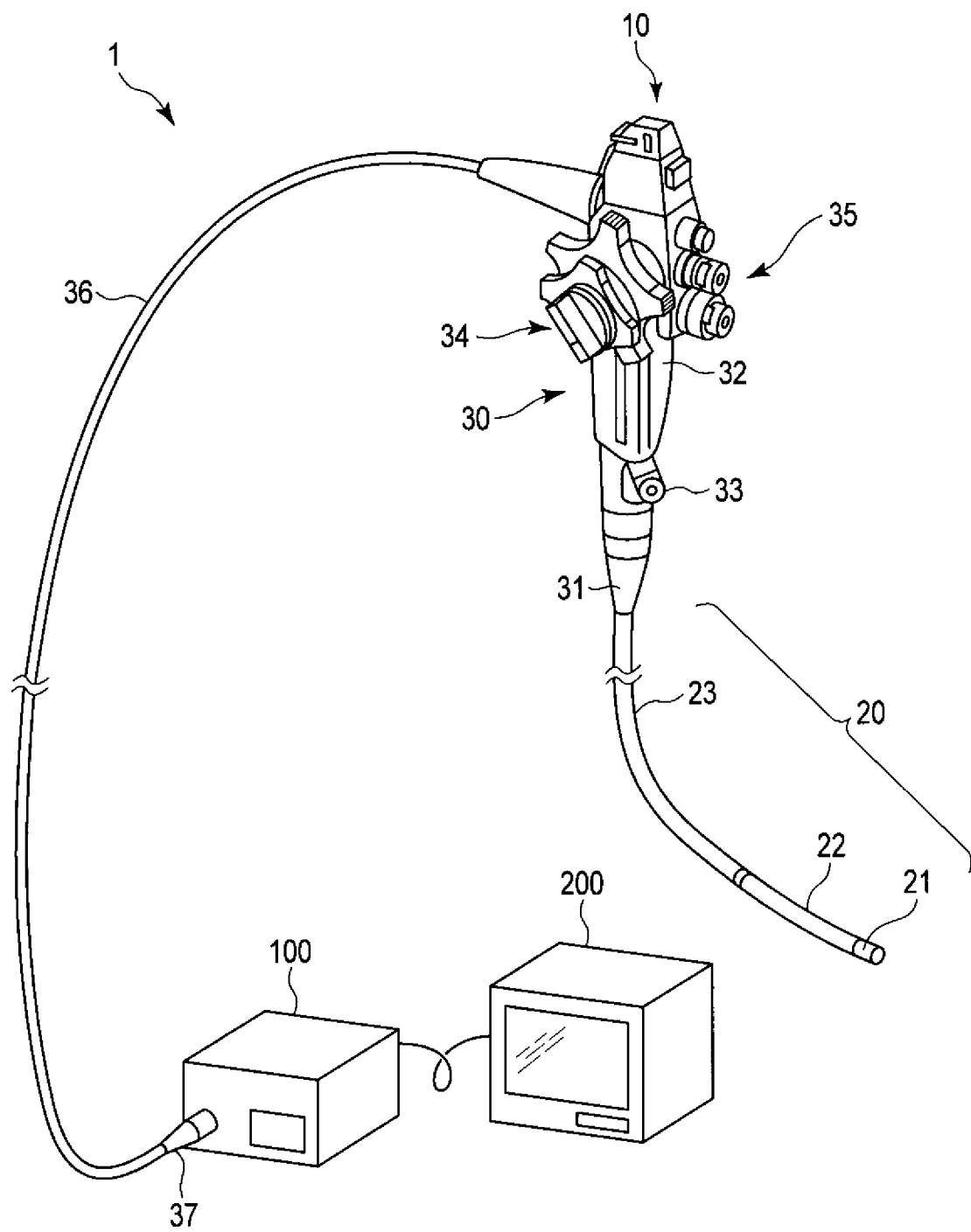
[請求項18] 前記導光部材は、1つのクラッドに対して独立した少なくとも2つのコアを有するマルチコアファイバであることを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡システム。

[請求項19] 前記光源部は、
互いに異なる光学特性を有する前記光を出射する複数の発光部と、
前記複数の発光部により出射された光を単一の光に合波する合波部と、を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

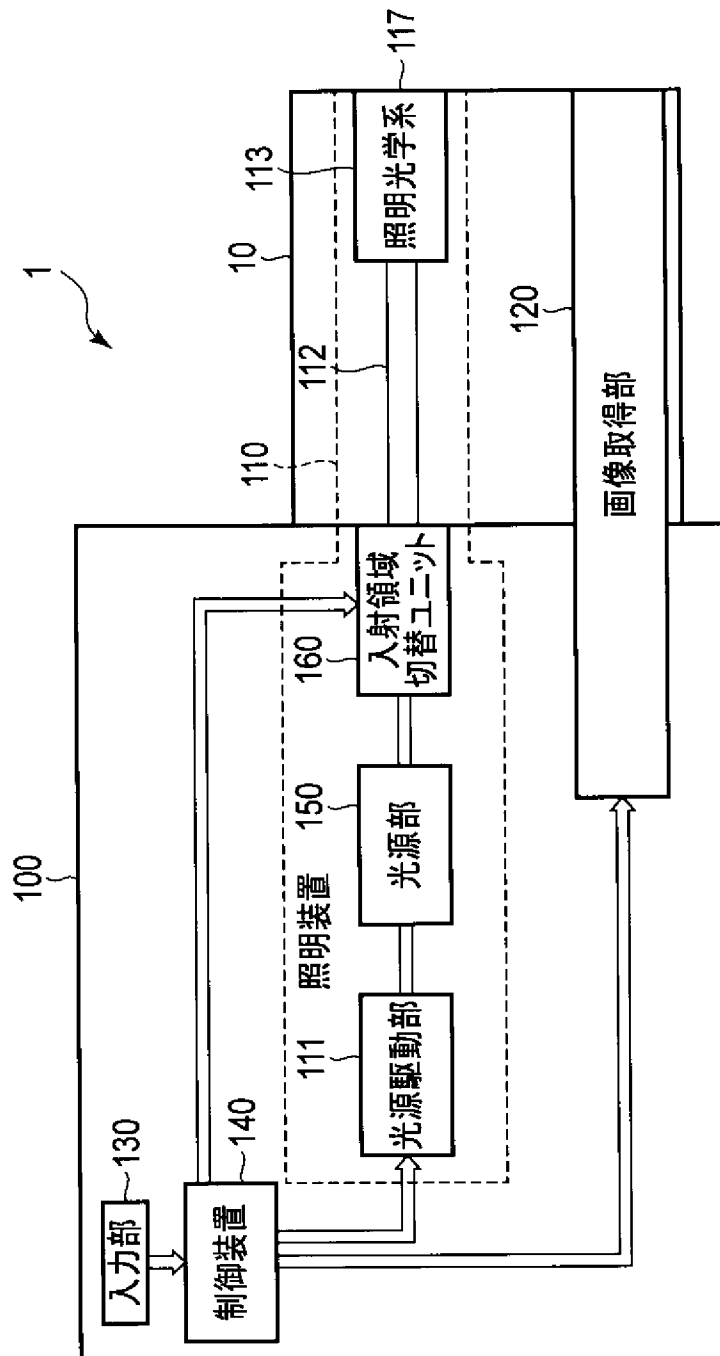
[請求項20] 前記スペckル観察モードで用いられる前記光が前記スペckル観察モード以外の少なくとも1つの前記観察モードでも用いられるように、前記複数の発光部が各観察モードで共有されていることを特徴とする請求項 19 に記載の内視鏡システム。

[請求項21] 前記複数の発光部の各々は、前記合波部による合波により白色光が生成されるように、互いに異なる光学特性を有する光を出射可能であり、
前記複数の観察モードは、前記白色光を用いて被観察部を観察する白色光観察モードを含むことを特徴とする請求項 19 に記載の内視鏡システム。

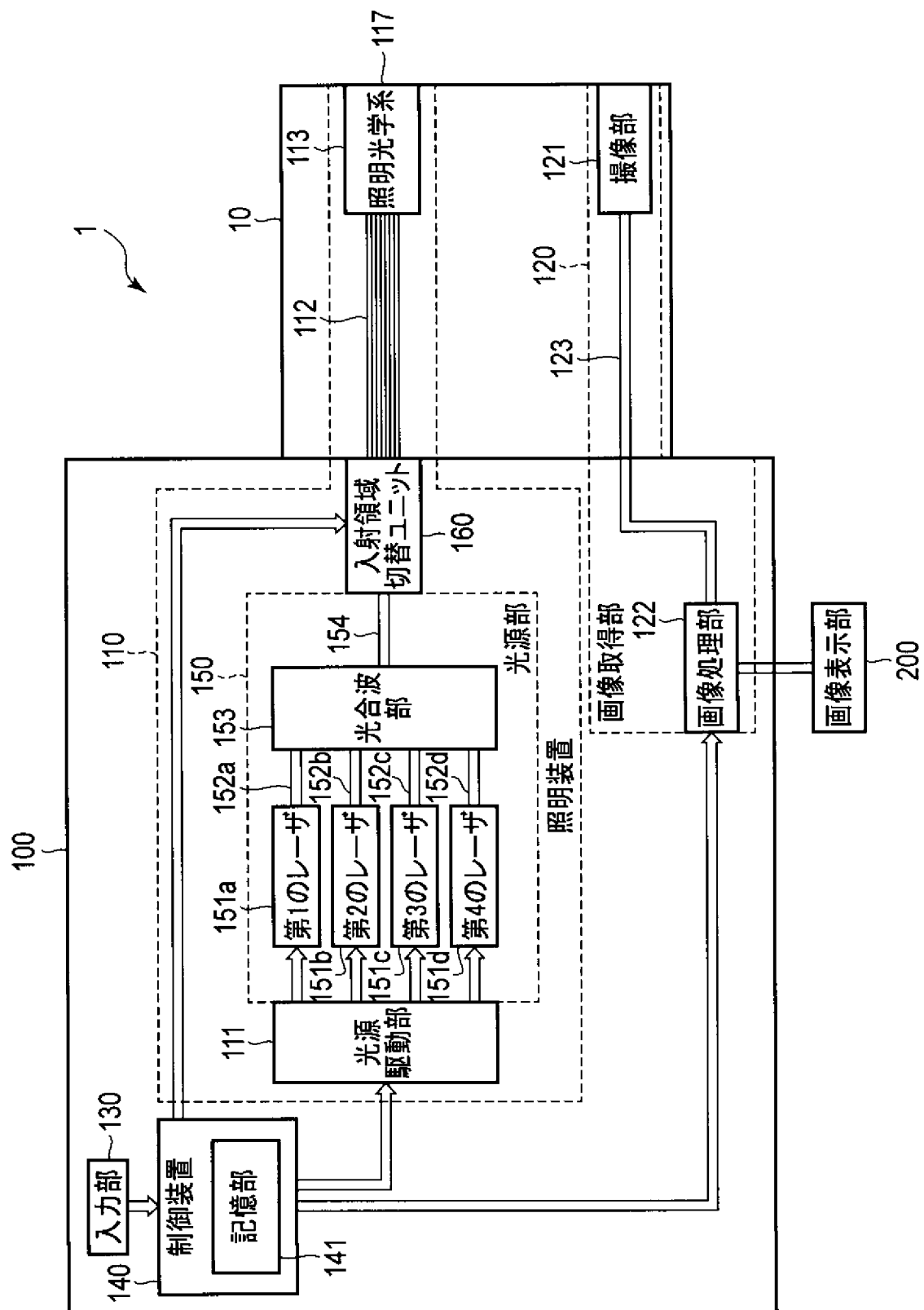
[図1]



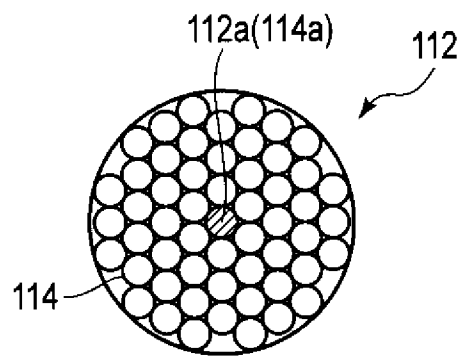
[図2]



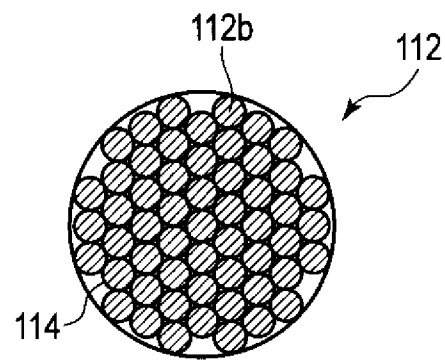
[図3]



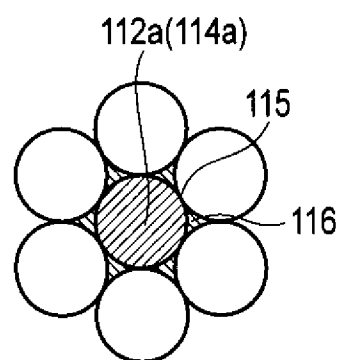
[図4a]



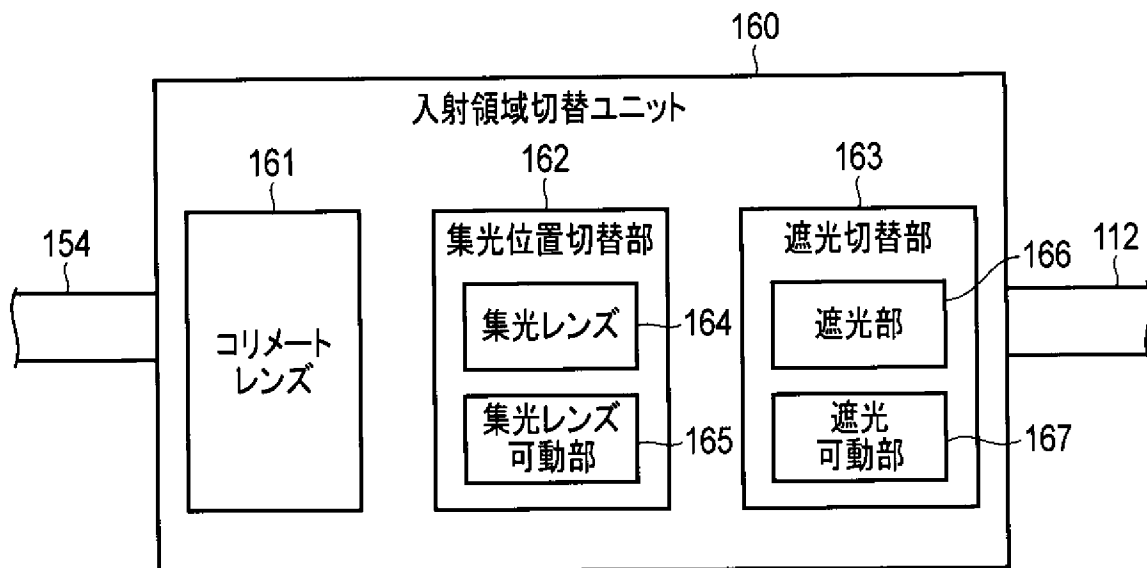
[図4b]



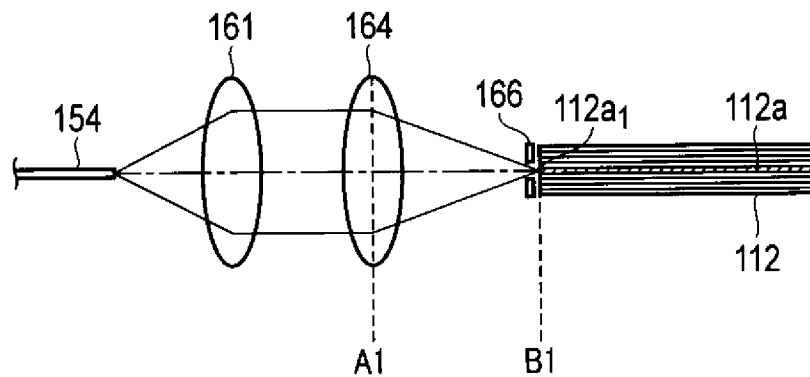
[図5]



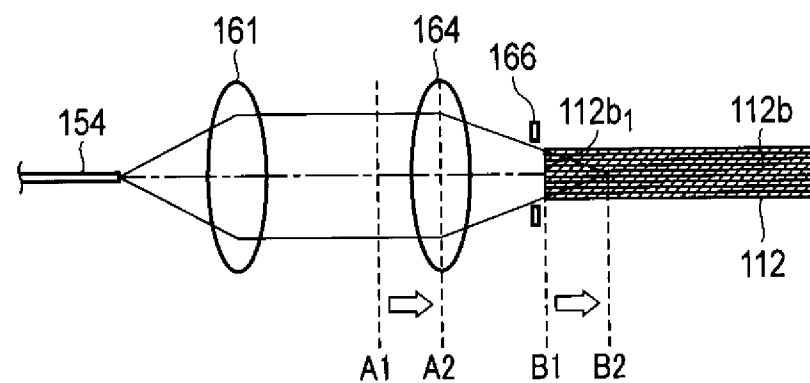
[図6]



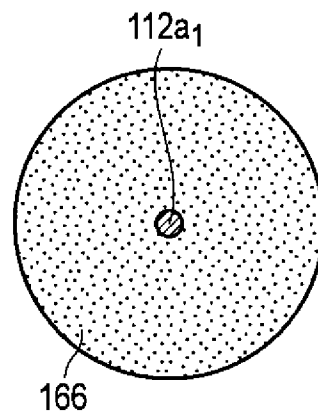
[図7a]



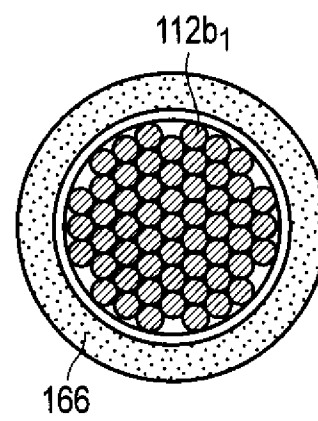
[図7b]



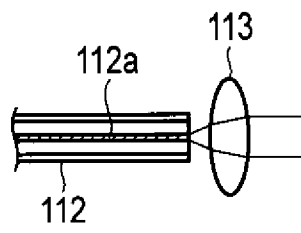
[図8a]



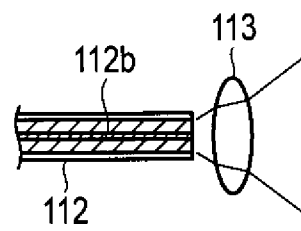
[図8b]



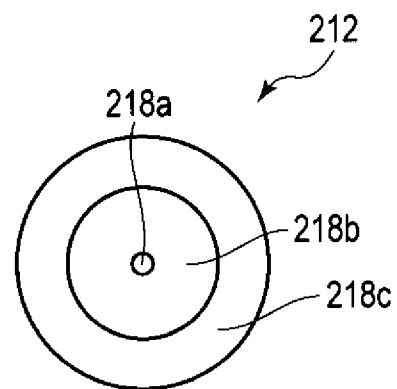
[図9a]



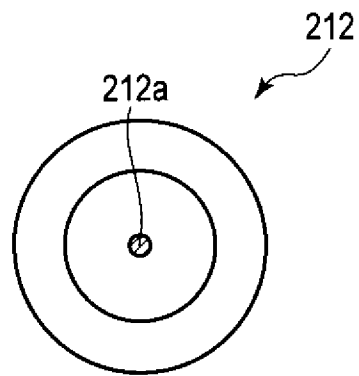
[図9b]



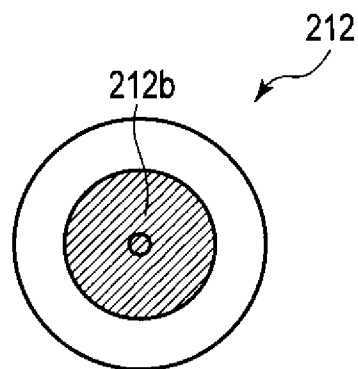
[図10]



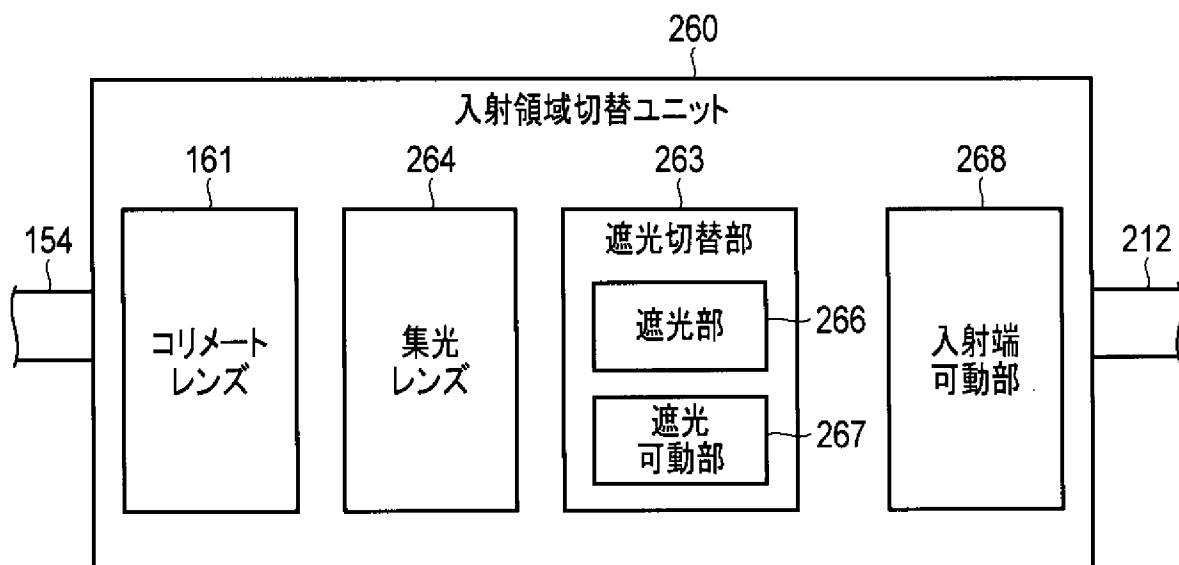
[図11a]



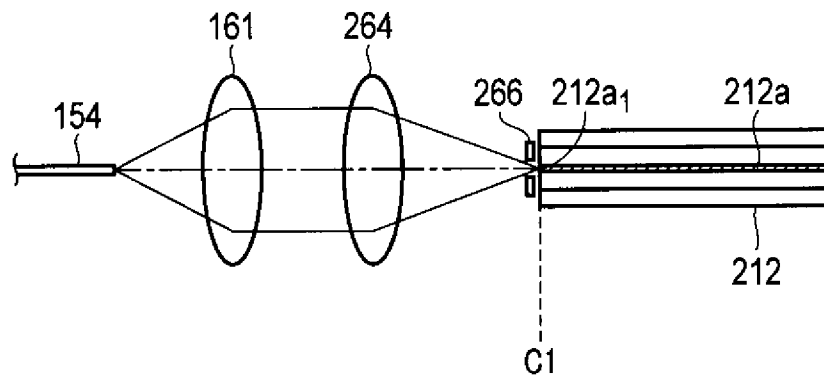
[図11b]



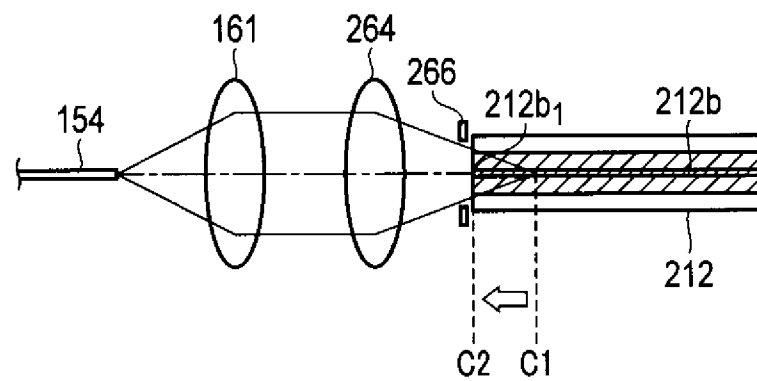
[図12]



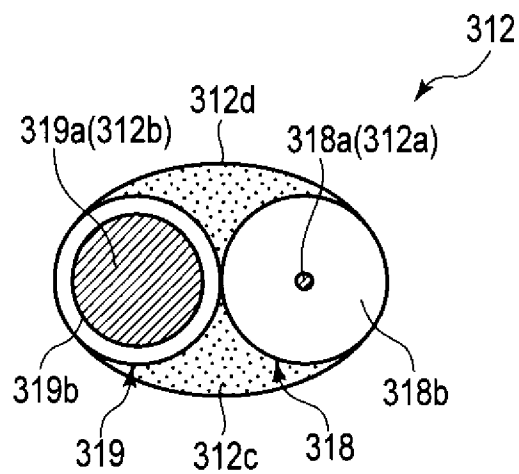
[図13a]



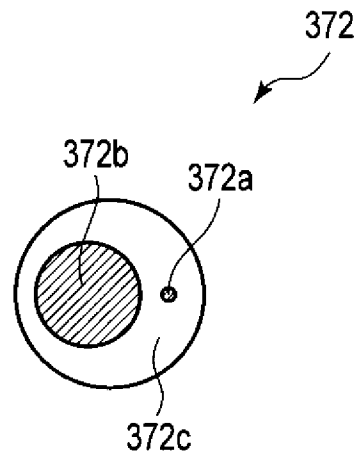
[図13b]



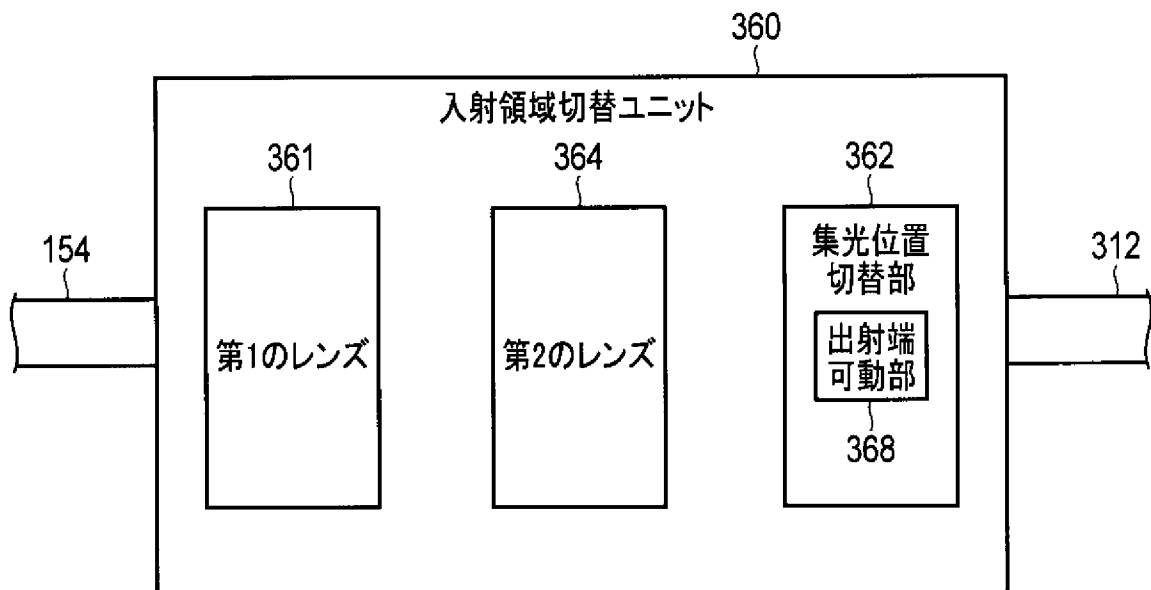
[図14]



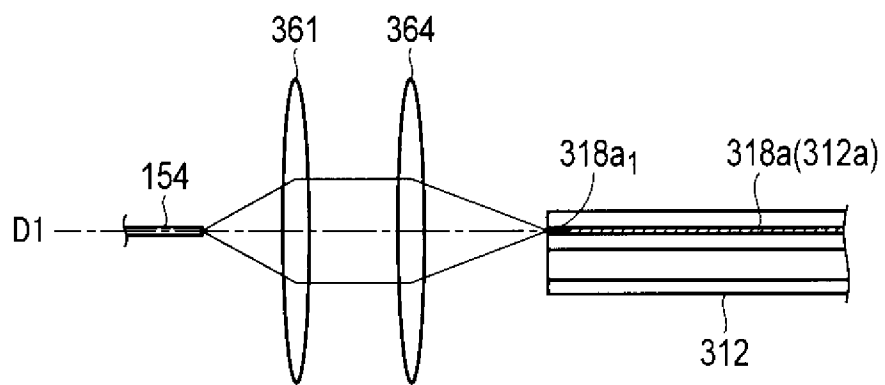
[図15]



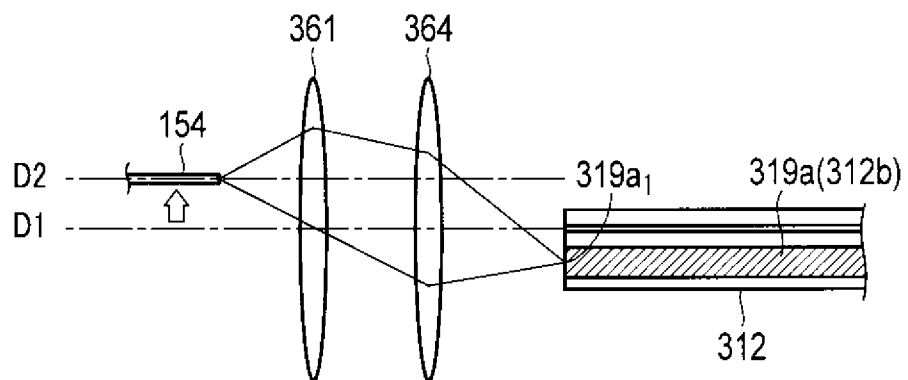
[図16]



[図17a]



[図17b]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/062999

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G02B23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2002-65602 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 05 March 2002 (05.03.2002), paragraphs [0037], [0039], [0041], [0044], [0045], [0049], [0050]; fig. 1 & US 2002/0026099 A1 & DE 10141559 A1	1 2-21
Y A	JP 2002-336196 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 26 November 2002 (26.11.2002), paragraph [0076] & US 2002/0175993 A1 & US 2002/0177751 A1 & US 2004/0046865 A1 & US 2004/0215060 A1 & US 2007/0100207 A1 & EP 1258220 A2 & EP 1258221 A2	1 2-21

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
15 July 2015 (15.07.15)

Date of mailing of the international search report
28 July 2015 (28.07.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G02B23/26

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2002-65602 A（旭光学工業株式会社）2002.03.05, [0037], [0039], [0041], [0044], [0045], [0049], [0050], 図1 & US 2002/0026099 A1 & DE 10141559 A1	1 2-21
Y A	JP 2002-336196 A（オリンパス光学工業株式会社）2002.11.26, [0076] & US 2002/0175993 A1 & US 2002/0177751 A1 & US 2004/0046865 A1 & US 2004/0215060 A1 & US 2007/0100207 A1 & EP 1258220 A2 & EP 1258221 A2	1 2-21

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 5 . 0 7 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

2 8 . 0 7 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

増淵 俊仁

2 Q

4 7 4 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292