

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5468845号
(P5468845)

(45) 発行日 平成26年4月9日(2014.4.9)

(24) 登録日 平成26年2月7日(2014.2.7)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 U

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-193480 (P2009-193480)
 (22) 出願日 平成21年8月24日 (2009.8.24)
 (65) 公開番号 特開2011-41758 (P2011-41758A)
 (43) 公開日 平成23年3月3日 (2011.3.3)
 審査請求日 平成24年4月10日 (2012.4.10)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 足立 純一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 郷野 孝明
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 審査官 濱本 禎広

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

通常光観察および特殊光観察のための白色光を発生する白色光源と、
 前記特殊光観察のための狭帯域光を発生する狭帯域光源と、
 前記白色光の光路上に挿脱可能であり、前記白色光源が発生する前記白色光から、前記
 狭帯域光の波長の光以外をカットするフィルターと、
 前記白色光源が発生する前記白色光と前記狭帯域光とを出射部まで導光する導光手段と
 、
 前記通常光観察において、前記白色光のみを発生させ、かつ前記フィルターを前記白色
 光の光路上から脱する制御を行い、前記特殊光観察において、前記白色光と前記狭帯域光
 とを発生させ、かつ前記フィルターを前記白色光の光路上に挿入する制御を行う制御部と
 、
 を具備することを特徴とする医療機器。

【請求項 2】

前記狭帯域光が、第1の狭帯域光および第2の狭帯域光からなり、
 前記狭帯域光源は、少なくとも前記第1の狭帯域光を発生し、
 前記フィルターは、前記第2の狭帯域光以外の光をカットするか、または、前記第1の
 狭帯域光および前記第2の狭帯域光以外の光をカットすることを特徴とする請求項1に記
 載の医療機器。

【請求項 3】

前記白色光源および前記狭帯域光源が、それぞれ発光ダイオードを有することを特徴とする請求項 2 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記狭帯域光源が、青色発光ダイオードと緑色発光ダイオードとの少なくともいずれか一方を有し、前記白色光源が蛍光体白色発光ダイオードを有することを特徴とする請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記導光手段は、前記白色光源が発生する光と前記狭帯域光源が発生する光とを混合する光混合領域を有する照明レンズを具備する出射部まで、前記白色光源が発生する光と前記狭帯域光源が発生する光とを導光することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

10

【請求項 6】

前記狭帯域光源は、第 1 の狭帯域光および第 2 の狭帯域光を発生し、
前記狭帯域光源が発生する前記第 1 の狭帯域光が前記導光手段の中心部を 2 分割した一の領域を介して前記光混合領域に導光され、前記狭帯域光源が発生する前記第 2 の狭帯域光が前記導光手段の前記中心部を 2 分割した他の一の領域を介して前記光混合領域に導光され、前記白色光源が発生する光が前記導光手段の前記中心部を取り囲む周辺部を介して前記光混合領域の周辺部に導光されることを特徴とする請求項 5 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記光混合領域が、砂目加工領域であることを特徴とする請求項 5 又は請求項 6 に記載の医療機器。

20

【請求項 8】

前記白色光源と、前記狭帯域光源と、前記フィルターとが、携帯型の内視鏡の操作部に着脱自在であることを特徴とする請求項 5 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光源装置からの照射光によって被検体の体内の組織を観察する医療機器に関し、特に通常光観察と特殊光観察とを行うことのできる医療機器に関する。

【背景技術】

30

【0002】

医療用内視鏡は観察対象部位が生体内部の組織であるので、体内を照明する照明装置が必要である。一般的な内視鏡装置では内視鏡の外部装置である光源装置からの照明光をライトガイドを介して挿入部の先端部から出射して、観察対象組織を照明する。

【0003】

これに対して携帯型の内視鏡では、電源として乾電池等を有する小型の光源装置を操作部に取り付けている。このために、携帯型の内視鏡は持ち運びが容易であるとともに電源のないところでの使用が可能である。

ここで内視鏡による観察としては、通常は白色光を用いた通常光観察が行われているが、照射光の波長特性を利用した種々の特殊光観察も行われるようになってきた。

40

【0004】

例えば、特開 2006 - 166940 号公報には、それぞれが狭帯域の発光特性を示す 4 個の発光ダイオードを有する光源を用い、特殊光観察を行う内視鏡照明装置が開示されている。

一方、特開 2006 - 87764 号公報には、複数の LED からの光を束ねた、発生する光の波長変更が可能な内視鏡用光源装置が開示されている。

【0005】

特殊光観察は異なる波長の光を発生する複数の光源を必要とするために、光源装置を操作部に配設する携帯型の内視鏡においては携帯性（大きさ、重量等）を損なわないで通常光観察に加えて特殊光観察も可能にすることは容易ではなかった。また小型の光源装置に

50

においては観察に必要な光量を確保することも容易ではないことがあった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-166940号公報

【特許文献2】特開2006-87764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、特殊光観察が可能な携帯性に優れた医療機器を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の医療機器は、通常光観察および特殊光観察のための白色光を発生する白色光源と、前記特殊光観察のための狭帯域光を発生する狭帯域光源と、前記白色光の光路上に挿脱可能であり、前記白色光源が発生する前記白色光から、前記狭帯域光の波長の光以外をカットするフィルターと、前記白色光源が発生する前記白色光と前記狭帯域光とを出射部まで導光する導光手段と、前記通常光観察において、前記白色光のみを発生させ、かつ前記フィルターを前記白色光の光路上から脱する制御を行い、前記特殊光観察において、前記白色光と前記狭帯域光とを発生させ、かつ前記フィルターを前記白色光の光路上に挿入する制御を行う制御部と、を具備する。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、特殊光観察が可能な携帯性に優れた医療機器を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1の実施の形態の内視鏡の外観図である。

【図2】第1の実施の形態の内視鏡の構成図である。

【図3】ランダムライトガイドの説明図である。

【図4】第1の実施の形態の光源装置のフィルターユニットを説明するための説明図であり、(A)は光路方向から見た図であり、(B)は光路に平行な横方向から見た図である。

30

【図5】白色LEDの発光スペクトルの一例である。

【図6】フィルターの透過特性の一例である。

【図7】第1の実施の形態の内視鏡の光源装置が発生する狭帯域光のスペクトルの一例である。

【図8】フィルターの透過特性の一例である。

【図9】第1の実施の形態の変形例の内視鏡の光源装置が発生する狭帯域光のスペクトルの一例である。

【図10】第2の実施の形態の内視鏡の構成図である。

40

【図11】LEDの発光スペクトルの一例である。

【図12】フィルターの透過特性の一例である。

【図13】第2の実施の形態の内視鏡の光源装置が発生する狭帯域光のスペクトルの一例である。

【図14】第3の実施の形態の内視鏡の構成図である。

【図15】複合ライトガイドの説明図である。

【図16】第3の実施の形態の内視鏡の出射部の構造を説明するための横方向から見た説明図である。

【図17】第4の実施の形態の内視鏡の構成図である。

【図18】LEDとライトガイドとの関係を説明するための横方向から見た説明図である

50

。

【図 19】実施の形態の内視鏡の構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

<第 1 の実施形態>

図 1 に示すように、本発明の第 1 の実施形態の医療装置である携帯型の内視鏡 1 は、内視鏡本体 10 と光源装置 20 とを有する。内視鏡本体 10 は細長い挿入部 13 と操作部 11 とを有する。挿入部 13 の先端部 14 には撮像手段である CCD 15 と、照明光を出射する出射部 16 とが配設されている。光源装置 20 は操作部 11 に着脱自在に配設されている。すなわち光源装置 20 のコネクタ 21A と操作部 11 のコネクタ 21B とが接続部 21 を構成している。光源装置 20 からの照明光は挿入部 13 内を挿通する導光手段であるライトガイド 17 (図 2 参照) により出射部 16 まで導光される。

10

【0012】

そして図 2 に示すように、光源装置 20 は光源基板 22 と制御部 27 と電源 28 とフィルター 23 とライトガイド 24、25、26 とを有する。光源基板 22 には白色光源である蛍光体の白色発光ダイオード (以下、「白色 LED」という) 22A と、狭帯域光源である青色発光ダイオード (以下、「青色 LED」という) 22B とが実装されている。蛍光体の白色 LED 22A は可視光線の全域に渡って連続したスペクトルを有する白色光を発生する。

20

【0013】

後述するように白色 LED 22A が発生する白色光は通常光観察だけでなく、白色光の 530 ~ 550 nm の波長成分の光が特殊光観察である狭帯域光観察にも用いられる。青色 LED 22B が発生する 390 ~ 445 nm の狭帯域光は狭帯域光観察に用いられる。すなわち、本実施の形態の内視鏡 1 における狭帯域光観察には 390 ~ 445 nm の第 1 の狭帯域光および 530 ~ 550 nm の第 2 の狭帯域光とからなる狭帯域光が用いられる。

【0014】

そして図 3 に示すように、ライトガイド 24、25、26 は、光を導光するだけでなく、導光しながら光を混合する光混合機能を有するランダムライトガイドを構成している。すなわち入射側 (図面左側) では多数の光ファイバ素線がライトガイド 24、25 に 2 分割し束ねられているが、出射側 (図面右側) ではライトガイド 26 としてランダムに 1 本に束ねられている。なお図 3 においてはランダムライトガイドの構造を説明するために、模式的にライトガイド 24 の素線を白で、ライトガイド 25 の素線を黒で表示している。

30

【0015】

そして図 4 (A) および図 4 (B) に示すようにフィルター 23 は、中心軸 RC を中心に回転可能なフィルターユニット 23A に配設されている。フィルターユニット 23A は回転動作することによりフィルター 23 または空洞部 23B を光路 LP 上に配置可能である。空洞部 23B は入射した光に対して影響を及ぼさない透明フィルターであってもよい。これに対してフィルター 23 は、530 ~ 550 nm の狭帯域波長以外の光をカットする。すなわち白色 LED 22A が発生する白色光はフィルター 23 を通過すると波長 530 ~ 550 nm の第 2 の狭帯域光となる。なおフィルターユニット 23A は回転式に限られるものではなく、スライド式であってもよい。

40

【0016】

なお、本明細書における波長範囲の表示においては半値幅で示している。すなわち 530 ~ 550 nm の狭帯域波長以外の光をカットするフィルター 23 とは、図 6 に示すような矩形の透過特性を示すものに限られず、最大透過率に対して 50 % 以上の透過率となる波長範囲が 530 ~ 550 nm であればよい。また図 7 に示すように光源が発生する各狭帯域光の波長は最大強度に対して 50 % 以上の強度を示す波長範囲が 390 ~ 445 nm であればよい。

また、狭帯域光とは白色光との対比において狭帯域の波長の光であり、特殊光観察に使

50

用可能な光であれば、強度スペクトルのピークの数または半値幅等に特に制限はないが、実施の形態で説明する波長範囲の光が好ましい。

【 0 0 1 7 】

電源 2 8 は光源基板 2 2 等に電力を供給する例えば電池であり、制御部 2 7 は後述するように、光源基板 2 2 およびフィルター 2 3 等を制御する。また内視鏡本体 1 0 の操作部 1 1 には C C D 1 5 からの撮像信号を処理し、モニタ 3 0 に画像信号を出力する処理部 1 8 が配設されている。

【 0 0 1 8 】

光源装置 2 0 が発生する光は、操作部 1 1 と挿入部 1 3 等とに配設されたライトガイド 1 7 を介して先端部 1 4 の出射部 1 6 まで導光される。なおライトガイド 2 6 が出射した光を集光レンズ（不図示）等により集光した後にライトガイド 1 7 に導光してもよい。集光することにより、ライトガイド 1 7 の径をライトガイド 2 6 よりも細径にできるために挿入部 1 3 の細径化を図ることができる。

【 0 0 1 9 】

そして図 5 に示すように内視鏡 1 では、通常光観察の場合には制御部 2 7 の制御により光源装置 2 0 の白色 L E D 2 2 A のみが点灯し、フィルター 2 3 は光路 L P 上から外されるために、出射部 1 6 からは可視光線の全域に渡って連続したスペクトルを有する白色光 W が出射部 1 6 から生体内 4 0 の組織 4 1 に照射される。そして反射光が C C D 1 5 により撮像され処理部 1 8 で映像信号に処理され通常光画像がモニタ 3 0 に表示される。

【 0 0 2 0 】

一方、図 6 に示すようにフィルター 2 3 は、5 3 0 ~ 5 5 0 n m の第 2 の狭帯域光以外の光をカットする透過特性を有する。このため狭帯域光観察の場合には、図 7 に示すように、制御部 2 7 の制御により光源装置 2 0 の白色 L E D 2 2 A と青色 L E D 2 2 B とが点灯し、フィルター 2 3 が光路 L P に配置されるために、出射部 1 6 からは第 1 の狭帯域光（3 9 0 ~ 4 4 5 n m）および第 2 の狭帯域光（5 3 0 ~ 5 5 0 n m）からなる狭帯域光が出射部 1 6 から照射される。すなわち、青色 L E D 2 2 B が発生した第 1 の狭帯域光 B と、白色 L E D 2 2 A が発生した白色光 W のうちの第 2 の狭帯域光とが、ライトガイド 1 7 を介して出射部 1 6 から生体内 4 0 の組織 4 1 に照射される。そして反射光が C C D 1 5 により撮像され処理部 1 8 で映像信号に処理され狭帯域光画像がモニタ 3 0 に表示される。

【 0 0 2 1 】

狭帯域光観察で照射する狭帯域光は血液中のヘモグロビンに吸収されやすいために、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様の強調表示を実現する。すなわち血管を高いコントラストで観察するために、（ 1 ）血液に強く吸収される、（ 2 ）粘膜表層で強く反射・散乱される、という特長を併せ持つ光の利用に着目し、粘膜表層の毛細血管観察用に第 1 の狭帯域光、そして深部の太い血管観察と粘膜表層の毛細血管とのコントラストを強調するために第 2 の狭帯域光を使っている。特に第 1 の狭帯域光と第 2 の狭帯域光との間の波長の光を含まない照射光を用いることによりコントラストのよい画像を得ることができる。

【 0 0 2 2 】

狭帯域光観察は食道領域の詳細診断または大腸のピットパターン（腺管構造）観察のために広く行われている色素散布の代替法として用いることができる。また、狭帯域光観察による検査時間および不必要な生検の減少によって、検査の効率化が図られる。

【 0 0 2 3 】

そして、本実施の形態の内視鏡 1 の光源装置 2 0 は白色 L E D 2 2 A が発生した光を通常光観察だけでなく、特殊光観察の第 2 の狭帯域光としても使用する。このため光源装置 2 0 は操作部 1 1 に配設可能な小型軽量でありながら特殊光観察のための十分な光量の狭帯域光も発生することができる。すなわち、携帯型の内視鏡 1 は特殊光観察可能な光源を有する携帯性に優れた医療機器である。

【 0 0 2 4 】

また、内視鏡 1 では通常光観察と狭帯域光観察とを L E D の点灯により電氣的に制御す

10

20

30

40

50

るため観察モードの切換が容易である。また狭帯域光観察への切換に複雑な機構を有していないため、光源装置 20 は小型である。さらに内視鏡 1 は導光および混合における光の損失が少なく、低い消費電力で十分な光量を得ることができる。

【0025】

以上の説明のように、本発明の光源装置は、通常光観察および特殊光観察のための白色光を発生する白色光源と、前記特殊光観察のための狭帯域光を発生する狭帯域光源と、前記白色光源が発生する前記白色光から、前記狭帯域光の波長の光以外をカットするフィルターとを具備し、携帯型の内視鏡の操作部に着脱自在である。

【0026】

なお、光源装置を内視鏡本体から取り外す必要のない場合には、ライトガイド 26 を出射部 16 まで延設してもよい。この場合には、ライトガイド 26 がライトガイド 17 の機能も有する。

【0027】

< 第 1 の実施の形態の変形例 >

第 1 の実施形態の内視鏡 1 の光源装置 20 は、白色 LED 22 A と、第 1 の狭帯域光 (390 ~ 445 nm) を発生する青色 LED 22 B と、白色 LED 22 A が発生する白色光のうち第 2 の狭帯域光 (530 ~ 550 nm) のみを通過するフィルター 23 を具備していた。これに対して白色 LED 22 A と、第 2 の狭帯域光として 530 ~ 550 nm の波長の緑色光 G を発生する緑色発光ダイオード (以下、「緑色 LED」という) 22 C と、白色 LED 22 A が発生する白色光 W のうち第 1 の狭帯域光 (390 ~ 445 nm) のみを通過するフィルターを具備する光源装置を具備する第 1 の実施形態の変形例の内視鏡であっても第 1 の実施形態の内視鏡 1 と同様の効果を有する。図 8 は上記フィルターの透過特性を示しており、図 9 は上記構成の内視鏡の光源装置が発生する狭帯域光のスペクトルを示している。

【0028】

< 第 2 の実施の形態 >

次に第 2 の実施の形態の内視鏡 1 B について説明する。本実施の形態の内視鏡 1 B は第 1 の実施の形態の内視鏡 1 と類似しているので同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0029】

図 10 に示すように、本形態の内視鏡 1 B の光源装置 20 B は、光源基板 22 E と、フィルター 23 C と、光混合手段であるロッドレンズ 29 とを有する。光源基板 22 E には、第 1 の狭帯域光 (390 ~ 445 nm) を発生する青色 LED 22 B と、第 2 の狭帯域光 (530 ~ 550 nm) を発生する緑色 LED 22 C と、が配設されている。図 11 は白色 LED 22 A、青色 LED 22 B、緑色 LED 22 C が発生する光 W、B、G のスペクトルを示している。

【0030】

図 12 に示すようにフィルター 23 C は白色 LED 22 A が発生する白色光のうち第 1 の狭帯域光以外の光および第 2 の狭帯域光以外の光をカットする。なお、フィルター 23 C は第 1 の実施の形態のフィルター 23 と同様に空洞部を有する回転式のフィルターユニット (不図示) に配設されている。

【0031】

ライトガイド 24、25、25 B は、それぞれの LED が発生した光をロッドレンズ 29 まで導光する。ロッドレンズ 29 は一端面から入射した光を均一化して他端面から出射する光混合手段である。なお、図 10 に示すようにロッドレンズ 29 の入射面 (図面左) は光路に対して傾斜している方が、光の混合効率がよいために好ましい。また光混合手段としてダイクロイックプリズム、ダイクロイックミラー、液体ライトガイド、すりガラス等を用いてもよい。

【0032】

そして内視鏡 1 B では通常光観察の場合には、制御部 27 の制御により光源装置 20 B

10

20

30

40

50

の白色LED22Aのみが点灯し、フィルター23Cは光路LP上から外されるために、出射部16からは白色光Wが照射される。これに対して狭帯域光観察の場合には、制御部27の制御により光源装置20の白色LED22Aと青色LED22Bと緑色LED22Cとが点灯し、フィルター23Cが光路LPに配置されるために、出射部16からは第1の狭帯域光B(390~445nm)および第2の狭帯域光G(530~550nm)からなる狭帯域光が出射部16から照射される。

【0033】

すなわち、図13に示すように出射部16から照射される狭帯域光は、青色LED22Bと緑色LED22Cとが発生する第1の狭帯域光Bおよび第2の狭帯域光Gと、白色LED22Aが発生した白色光Wの第1の狭帯域光成分および第2の狭帯域光成分とが重畳した光Mixである。

10

【0034】

内視鏡1Bでは、白色LED22Aが発生する白色光は通常光観察だけでなく、狭帯域光観察のための第1の狭帯域光および第2の狭帯域光としても用いられる。このため内視鏡1Bの光源装置20Bは小型軽量でありながら強い光量の狭帯域光を発生することができる。

【0035】

なお、狭帯域光観察のときに射出光のスペクトルバランスの観点から、白色LED22Aが発生する白色光のうち第1の狭帯域光と第2の狭帯域光のいずれか一方のみを使用してもよい。その場合には光源装置は第1の狭帯域光と第2の狭帯域光のいずれか一方以外の光をカットするフィルターを有する。また光源装置は、第1の狭帯域光以外の光をカットするフィルターと、第2の狭帯域光以外の光をカットするフィルターと、第1の狭帯域光および第2の狭帯域光以外の光をカットするフィルターとを有し、必要なフィルターを光路上に配設可能な構造であってもよい。また第1の狭帯域光に対する吸収係数と第2の狭帯域光に対する吸収係数とが異なるフィルターを用いてもよい。

20

【0036】

以上の説明のように、本形態の内視鏡1Bは、第1の実施の形態の内視鏡1が有する効果に加えて、より強い光量の狭帯域光を発生することができる。

【0037】

なお、図10に示すように、光源装置20Bにおいては、緑色LED22Cが発生する光を導光するライトガイド25Bは、青色LED22Bが発生する光を導光するライトガイド25よりも長くすることにより混合光のスペクトルバランスを調整している。すなわち青色光は緑色光よりもライトガイド中を導光中に減衰しやすいために、青色光の減衰量に合わせて緑色光も減衰させるためにライトガイド25Bはライトガイド25より長くしている。すなわちそれぞれが異なる波長の光を導光する複数のライトガイドを有する内視鏡1Bでは、それぞれのライトガイドの長さを調整することにより、照射光のスペクトルバランスを調整することができる。

30

【0038】

さらに、ライトガイドは、その材質等により導光する光の波長に対する減衰率が異なる。このため内視鏡1Bでは、導光する光の波長に応じた複数の異なる種類のライトガイドを用いてもよい。例えば短波長光を導光するライトガイドには短波長領域での減衰率の小さなものを用いるが、長波長光を導光するライトガイドには長波長領域での減衰率が小さければ短波長領域での減衰率が大きい安価な、例えばプラスチックファイバーを用いてもよい。

40

【0039】

光源装置20Bが操作部11に着脱可能である内視鏡1Bは、観察目的に応じた光源装置を装着することができるため利便性が高い。例えば、より小型軽量化が必要な場合には、光源装置20Bを、第1の実施の形態の光源装置20に交換すればよい。さらに通常光観察しか行わない場合には、光源として白色LEDのみを有する光源装置を用いることもできる。

50

【 0 0 4 0 】

なお光混合手段であるロッドレンズ 2 9 を先端部 1 4 に配設してもよい。すなわち、3 本のライトガイド 2 4、2 5、2 5 B が先端部 1 4 まで導光した光を先端部で混合してもよい。さらにフィルター 2 3 C を先端部 1 4 に配設してもよい。

【 0 0 4 1 】

< 第 3 の実施の形態 >

次に第 3 の実施の形態の内視鏡 1 C について説明する。本実施の形態の内視鏡 1 C は第 2 の実施の形態の内視鏡 1 B と類似しているので同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 4 2 】

図 1 4 に示すように、本実施の形態の内視鏡 1 C の光源装置 2 0 C はランダムライトガイドまたはロッドレンズのような光混合手段を具備していない。そして図 1 5 に示すようにライトガイド 2 6 C は、青色 L E D 2 2 B からの第 1 の狭帯域光を導光するライトガイド 2 5 の素線と、緑色 L E D 2 2 C からの第 2 の狭帯域光を導光するライトガイド 2 5 B の素線とが束ねられてライトガイド 2 5 C を構成しており、一方、白色 L E D 2 2 A からの光を導光するライトガイド 2 4 の素線はドーナツ状に束ねられ、その中心部にライトガイド 2 5 C が配設されている。

【 0 0 4 3 】

すなわちライトガイド 2 6 C は一端がドーナツ状のライトガイド 2 4 の中心空洞部に、ライトガイド 2 5 とライトガイド 2 5 B とが束ねられた円柱状のライトガイド 2 5 C を挿入することで作成される複合ライトガイドである。図 1 5 において、領域 2 6 C 1 はライトガイド 2 5 の素線により構成されており、領域 2 6 C 2 はライトガイド 2 5 B の素線により構成されており、領域 2 6 C 3 はライトガイド 2 4 の素線により構成されている。

なお図 1 5 等においてはライトガイド 2 5 C は、領域 2 6 C 1 と領域 2 6 C 2 とがライトガイド 2 6 C の、その断面の中心部を上下方向で 2 分割するように配置されているが、分割状態は、これに限られるものではなく、左右方向または円周方向等であっても、偏りをもって、それぞれのライトガイドの素線が配置されていればよい。

【 0 0 4 4 】

すなわち図 3 で示したランダムライトガイドと異なり、内視鏡 1 C のライトガイド 2 6 C は、中心部上領域 2 6 C 1 は青色光を導光し、中心部下領域 2 6 C 2 は緑色光を導光し、周辺部領域 2 6 C 3 は白色光を導光する。そして図 1 6 に示すように接続部 2 1 を介してライトガイド 1 7 に入射した、それぞれの光は先端部 1 4 まで同じ相対位置関係を持続したまま先端部 1 4 まで導光される。このためライトガイド 1 7 の端部においても、中心部上領域 1 7 A 1 は第 1 の狭帯域光である青色光を出射し、中心部下領域 1 7 A 2 は第 2 の狭帯域光である緑色光を出射し、周辺部 1 7 A 3 領域は白色光を出射する。

すなわち第 1 の狭帯域光はライトガイド 1 7 の中心部を 2 分割した一の領域 1 7 A 1 を介して導光され、第 2 の狭帯域光はライトガイド 1 7 の中心部を 2 分割した他の一の領域 1 7 A 2 を介して導光され、白色光源が発生する光はライトガイド 1 7 の中心部を取り囲むドーナツ状の周辺部 1 7 A 3 を介して導光される

【 0 0 4 5 】

そして図 1 6 に示すように、内視鏡本体 1 0 C の出射部 1 6 に配設された照明レンズ 1 6 C は、中央部壁面 1 6 C 1 がサンドブラスト処理による砂目加工が施され、すりガラスとなっている。このためライトガイド 1 7 の中心部の上領域 1 7 A 1 から出射した青色光と、中心部の下領域 1 7 A 2 から出射した緑色光とは散乱し混合される。このため内視鏡 1 C では均一な照明が可能である。なお照明レンズ 1 6 C の周辺部側面 1 6 C 2 は砂目加工が施されていないが、これは白色 L E D 2 2 A が発生した光は通常光観察の場合はもちろん特殊光観察の場合も混合処理する必要がないためである。

【 0 0 4 6 】

本実施の形態の内視鏡 1 C は第 2 の実施の形態の内視鏡 1 B と同様の効果を有し、さらに簡単な構成でありながら、通常光観察および特殊光観察において均一な照明が可能であ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 4 7 】

なお、砂目加工した照明レンズ 1 6 C を用いる替わりに先端部 1 4 にロッドレンズ等の光混合手段を配設してもよいし、ロッドレンズ等を配設した上にさらに砂目加工した照明レンズ 1 6 C を用いてもよい。

【 0 0 4 8 】

< 第 4 の実施の形態 >

次に第 4 の実施の形態の内視鏡 1 D について説明する。本実施の形態の内視鏡 1 D は第 1 の実施の形態の内視鏡 1 と類似しているので同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。本実施の形態の内視鏡 1 D は、通常光観察に加えて、特殊光観察として蛍光観察が可能である。

10

【 0 0 4 9 】

蛍光観察としては、後述するように特定の病変部位等を集積する投与した蛍光物質の発光を観察する場合もあるが、内視鏡 1 D では自家蛍光観察 (A F I : Auto-Fluorescence Imaging) について説明する。自家蛍光観察ではコラーゲンなどの生体組織に存在する蛍光物質からの自家蛍光を観察するために、390 ~ 470 nm の狭帯域光 (励起光) を組織に照射する。自家蛍光観察は、腫瘍組織が正常組織に比べ励起光により発生する自家蛍光が減弱するという特性を利用している。

なお、通常の反射光に比べて蛍光の強度は微弱であるために内視鏡 1 D では、蛍光観察時には C C D 1 5 の前に照射光 (励起光) の波長の光をカットする第 2 のフィルターであるフィルター 1 5 A が配置される。

20

【 0 0 5 0 】

すなわち図 1 7 に示すように本実施の形態の内視鏡 1 D の光源装置 2 0 D は、光源基板 2 2 G と、フィルター 2 3 D と、ライトガイド 2 4 、 2 5 、 2 6 D からなるランダムライトガイドとを有する。光源基板 2 2 G には、白色 L E D 2 2 A と、390 ~ 470 nm の狭帯域光を発生する青色 L E D 2 2 F と、が配設されている。フィルター 2 3 D は、白色 L E D 2 2 A が発生する白色光から 390 ~ 470 nm の狭帯域光以外をカットする第 1 のフィルターである。

一方、内視鏡本体 1 0 D の操作部 1 1 D に C C D 1 5 が配設されている。先端部 1 4 の受光レンズ 1 5 C とイメージガイドファイバ 1 5 B を介して操作部 1 1 D に導光された蛍光を含む反射光は、第 2 のフィルターであるフィルター 1 5 A により蛍光波長以外の光、言い換えれば、照射光と同じ波長の光がカットされる。このため微弱な蛍光であっても C C D 1 5 は高感度で検知可能となる。

30

【 0 0 5 1 】

内視鏡 1 D は通常光観察の場合には、制御部 2 7 の制御により光源装置 2 0 D の白色 L E D 2 2 A のみが点灯し、フィルター 2 3 D は光路 L P 上から外されるために、出射部 1 6 からは白色光が照射される。そして反射光が受光レンズ 1 5 C とイメージガイドファイバ 1 5 B とを介して C C D 1 5 に導光され、C C D 1 5 の撮像信号は処理部 1 8 で映像信号に処理され通常光画像がモニタ 3 0 に表示される。このときフィルター 1 5 A は光路から外されている。すなわちフィルター 1 5 A はフィルター 2 3 D と同様に空洞部を有する回転式のフィルターユニット (不図示) に配設されている。

40

【 0 0 5 2 】

これに対して蛍光観察の場合には、制御部 2 7 の制御により光源装置 2 0 D の白色 L E D 2 2 A と青色 L E D 2 2 F とが点灯し、フィルター 2 3 D とフィルター 1 5 A とが光路 L P に配置される。すると出射部 1 6 からは狭帯域光 (390 ~ 470 nm) が照射される。そして反射光が受光レンズ 1 5 C とイメージガイドファイバ 1 5 B と、フィルター 1 5 A とを介して C C D 1 5 の受光面に導光される。ここで、フィルター 1 5 A により蛍光以外の光はカットされている。このため、C C D 1 5 の撮像信号が処理部 1 8 で映像信号に処理されると蛍光画像がモニタ 3 0 に表示される。

内視鏡 1 D の出射部 1 6 から照射される蛍光観察のための狭帯域光は、青色 L E D 2 2

50

Fが発生する狭帯域光と、白色LED22Aが発生した白色光がフィルター23Dにより狭帯域化された光とが重畳した光Mixである。

【0053】

内視鏡1Dでは、白色LED22Aが発生する白色光を通常光観察だけでなく、蛍光観察のための狭帯域の励起光としても用いる。このため内視鏡1Dの光源装置20Dは小型軽量でありながら強い光量の狭帯域光を発生することができる。

【0054】

以上の説明のように、本実施の形態の内視鏡は、通常光観察と蛍光観察とを行うことのできる携帯型の内視鏡であって、被検体の内部の組織を観察する先端部に配設された撮像部と、光源装置と、前記光源装置が着脱自在に配設される操作部と、前記光源装置が発生する光を前記操作部から前記先端部の出射部まで導光する1本のライトガイドと、前記撮像部の前面に配設する照射光の波長の光をカットする第2のフィルターとを具備する。ただし、前記光源装置は、白色光を発生する蛍光体白色発光ダイオードを有する白色光源と、狭帯域光を発生する青色発光ダイオードを有する狭帯域光源と、前記白色光源が発生する前記白色光から前記狭帯域光の波長以外の光以外をカットする第1のフィルターとを有する。

【0055】

なおイメージガイドファイバ15Bを用いる内視鏡1Dについて説明したが、フィルター15AおよびCCD15を先端部14に配設した内視鏡であってもよい。また光源として、LEDに替えてレーザーダイオード(LD)等を用いてもよい。

【0056】

また図18に示すように光源基板22G上の青色LED22Fが発生した光を導光するライトガイド25の入射端部は長手方向に対して直角ではなく、所定の角度θを有することが好ましい。すなわち、ライトガイド25は青色LED22Fに対して斜めに取り付けることが好ましい。前記構造の光源装置20Dはライトガイド25に加わる力を低減できるように故障が発生しにくい。

【0057】

また本発明の内視鏡は上記説明の特殊光観察に限られるものではなく、他の特殊光観察にも適用可能である。例えば、赤外光観察(IRI: Infra Red Imaging)または光線力学的観察(PDD: Photo-Dynamic Diagnosis)等のための光源装置を具備する内視鏡であってもよい。ここで、赤外光観察とは赤外光が吸収されやすいインドシアニングリーンを静脈注射した上で、790~820nmの第1の狭帯域光および905~970nmの第2の狭帯域光とからなる狭帯域光を照射することにより、人間の目では視認が難しい粘膜深部の血管または血流情報を強調表示する観察方法である。または光線力学的観察は、ポルフィリン誘導体等の光感受性物質を治療する病変に集積させて蛍光を観察する方法であり、さらに光感受性物質が励起状態から基底状態に遷移する際に活性酸素を生じて細胞内呼吸を障害することによって細胞を変性し壊死させることもできる。

【0058】

また、本発明は、第1の実施の形態で示した先端部にCCDを有する、いわゆるビデオスコープ型内視鏡、第4の実施の形態で示した操作部にCCDを有する、いわゆるハイブリッドスコープ型内視鏡、硬性鏡に取り付け可能なカメラヘッド型等、種々の医療機器に適用することができる。

【0059】

また、図19に示すように、CCD15から出力される撮像信号を無線送信部31を介して発信してもよい。すなわち、内視鏡10Eの無線送信部31からの撮像信号を無線受信部32で受信し処理部18にて処理しモニタ30に画像信号を出力する方式であってもよい。無線送信部31は処理部18よりも小型軽量かつ消費電力が小さいため、上記構成の内視鏡10Eは、操作部11Eの小型軽量化および長時間駆動が可能となる。もちろん、無線送信部31および無線受信部32の替わりに有線で撮像信号を送信してもよい。有線で信号を送信する内視鏡は内視鏡10Eよりもさらに小型化が可能である。さらに有線

で撮像信号を外部に送信する内視鏡においては、撮像信号線とは別の有線の電源線を用いることにより内視鏡の光源装置等への電力供給も可能である。

【 0 0 6 0 】

以上のように本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

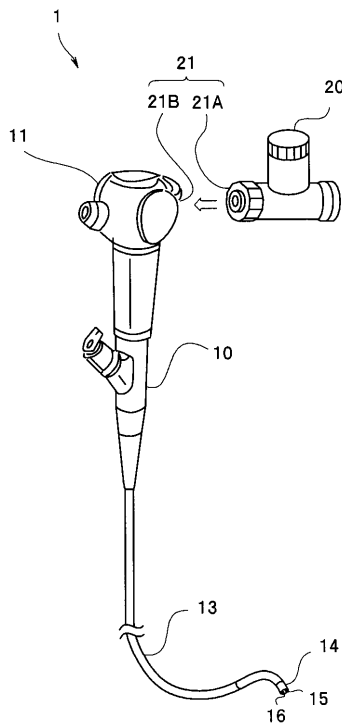
【符号の説明】

【 0 0 6 1 】

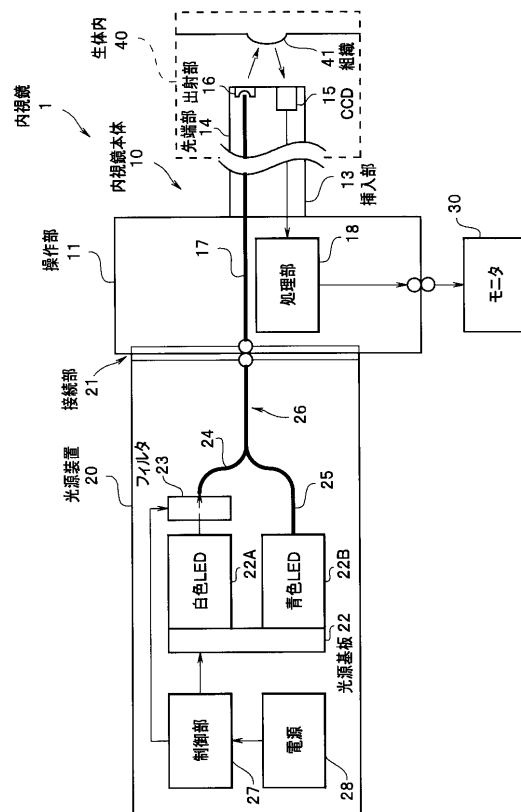
１、１Ｂ～１Ｄ…内視鏡、１０、１０Ｃ、１０Ｄ…内視鏡本体、１１…操作部、１３…挿入部、１４…先端部、１５…ＣＣＤ、１５Ａ…フィルター、１５Ｂ…イメージガイドファイバ、１５Ｃ…受光レンズ、１６…出射部、１６Ｃ…照明レンズ、１７…ライトガイド、１８…処理部、２０、２０Ｂ～２０Ｄ…光源装置、２１…接続部、２１Ａ、２１Ｂ…コネクタ、２２、２２Ｅ、２２Ｇ…光源基板、２３…フィルター、２３Ａ…フィルターユニット、２３Ｂ…空洞部、２３、２３Ｃ、２３Ｄ…フィルター、２４、２５、２６…ライトガイド、２７…制御部、２８…電源、２９…ロッドレンズ、３０…モニタ、３１…無線送信部、３２…無線受信部、４０…生体内、４１…組織

10

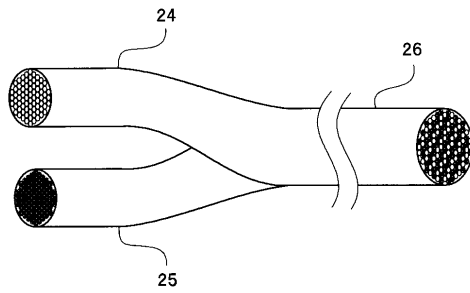
【圖 1】



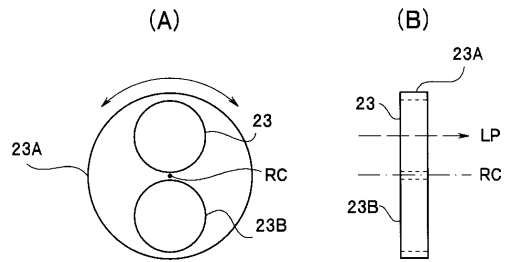
【圖 2】



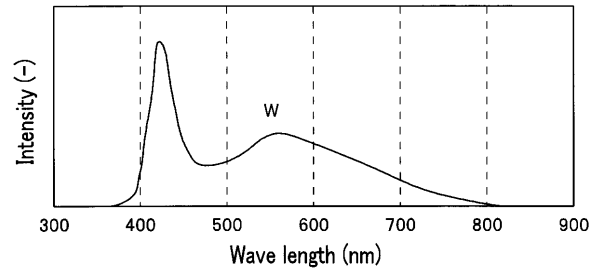
【図 3】



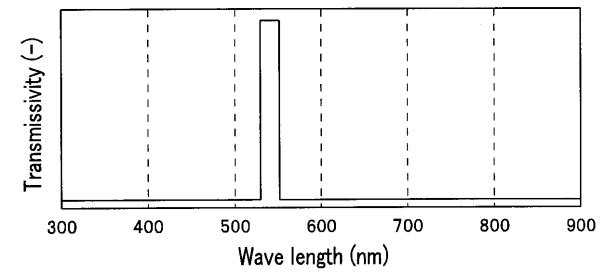
【図 4】



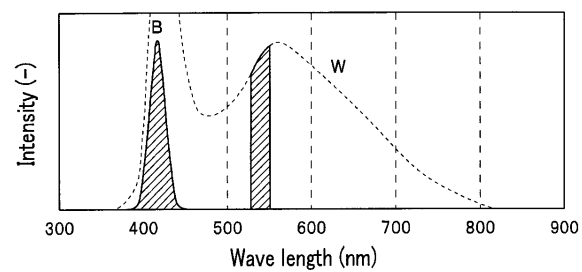
【図 5】



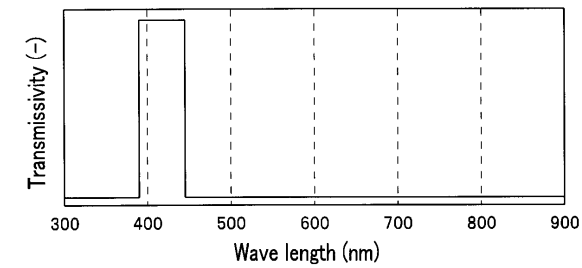
【図 6】



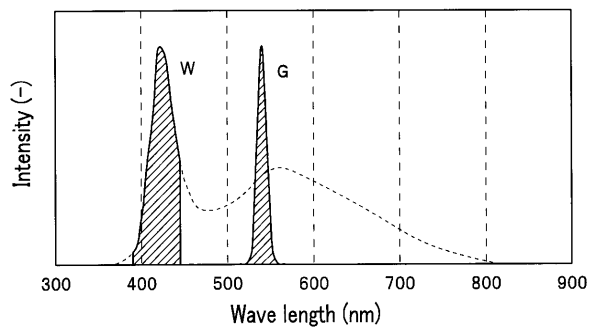
【図 7】



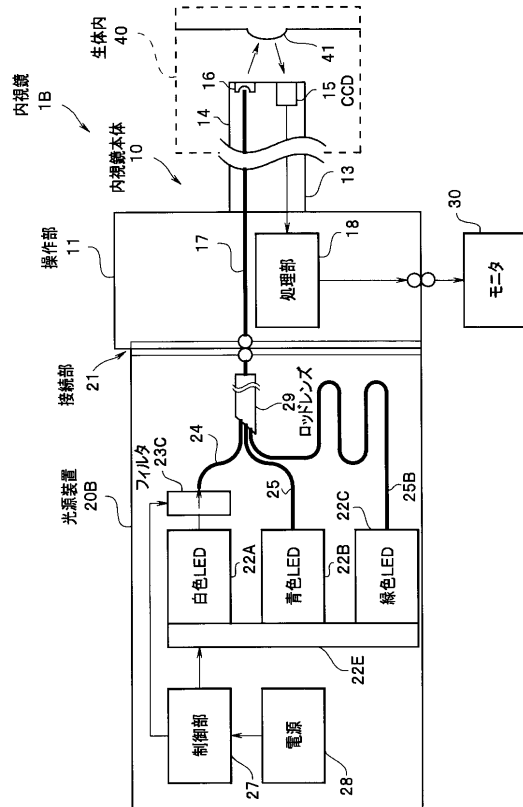
【図 8】



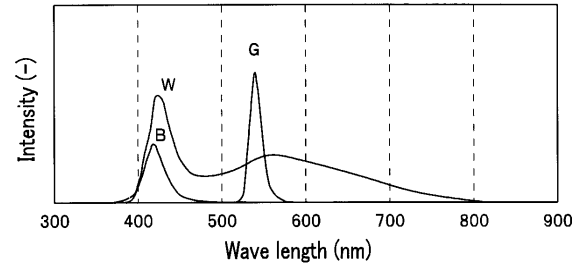
【図 9】



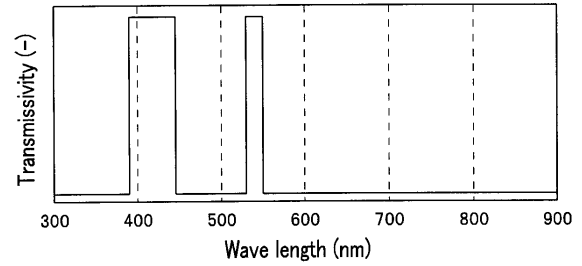
【図10】



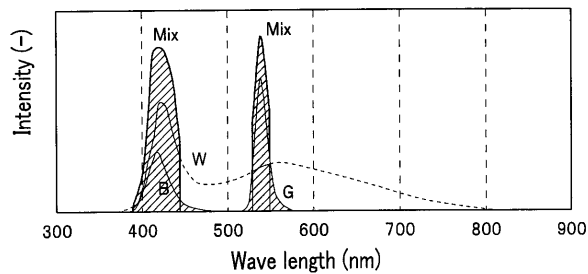
【図11】



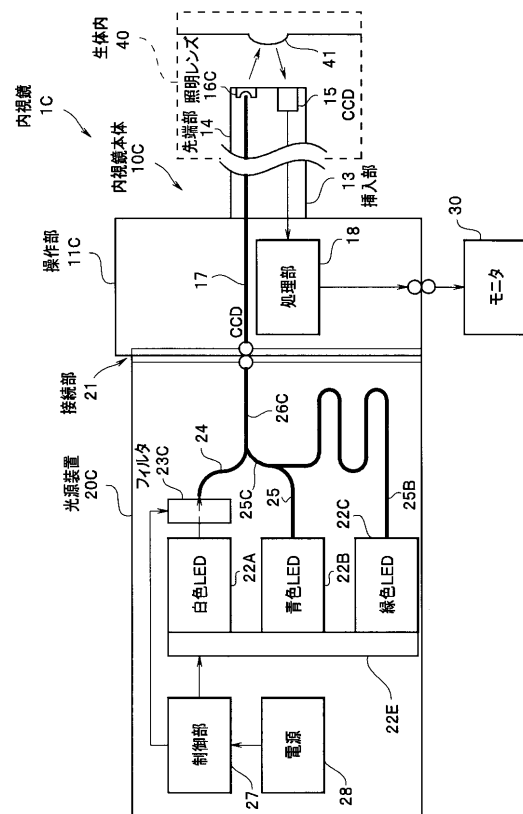
【図12】



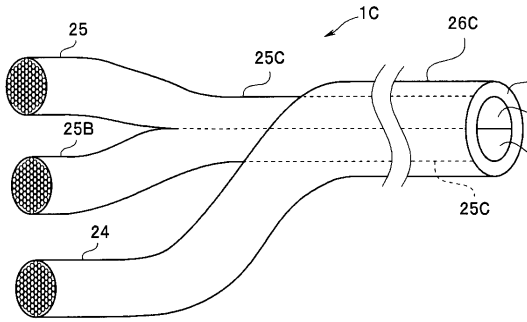
【図13】



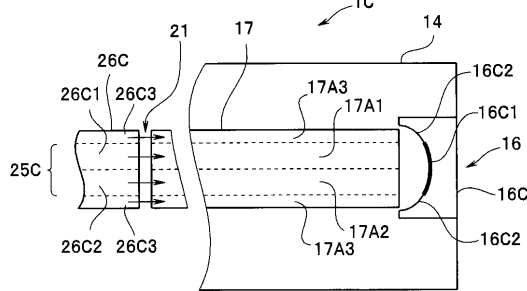
【図14】



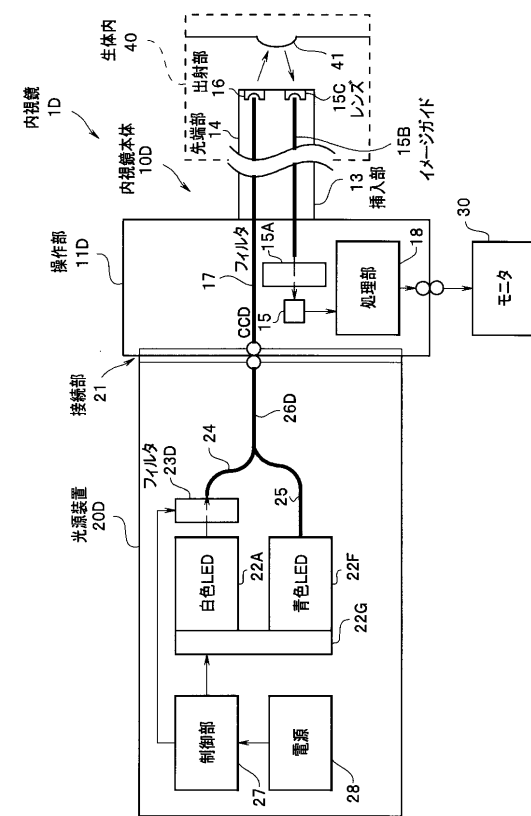
【図15】



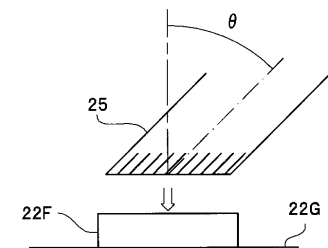
【図16】



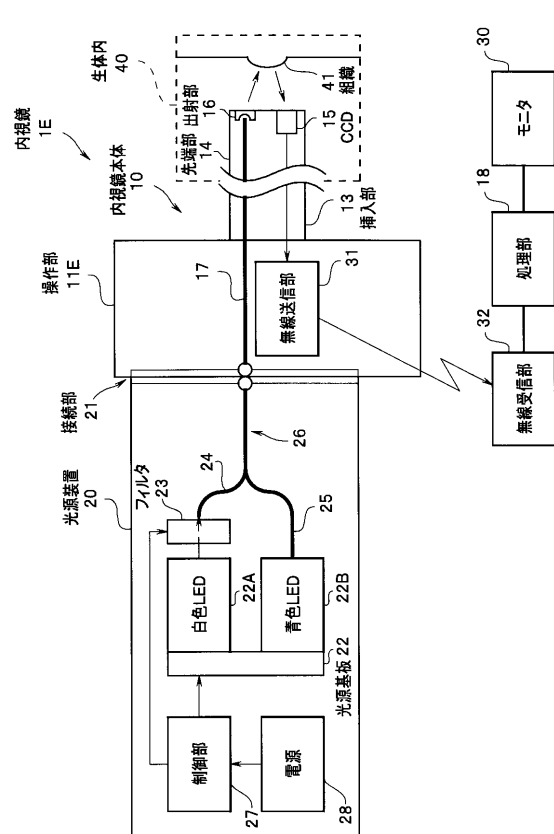
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2009 - 131496 (JP, A)
特開 2002 - 172082 (JP, A)
特開 2002 - 360514 (JP, A)
特開 2006 - 314686 (JP, A)
特開 2005 - 211272 (JP, A)
特開平 10 - 243915 (JP, A)
特開 2005 - 342033 (JP, A)
特開 2006 - 087764 (JP, A)
特開 2006 - 122234 (JP, A)
特開 2005 - 218760 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32

G 02 B 23 / 24 - 23 / 26

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP5468845B2	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	JP2009193480	申请日	2009-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	足立純一 郷野孝明		
发明人	足立 純一 郷野 孝明		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/043 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/00.300.Y G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/002 A61B1/06.530 A61B1/07.730 A61B1/07.732 A61B1/07.733 A61B1/07.735 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA17 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2011041758A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够进行特殊光线观察并具有出色便携性的内窥镜。
1. ŽSOLUTION：医疗设备包括：白色LED 22A，用于正常光线观察和特殊光线观察;蓝色LED22B，用于产生用于特殊光观察的窄带光;滤光器23，用于切割来自白光LED22A产生的白色光的窄带光波长的光以外的光;光导17用于将白光LED22A产生的光和蓝光LED22B产生的光引导至发光部16。

【 图 2 】

