

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 61909

(P2003 - 61909A)

(43)公開日 平成15年3月4日(2003.3.4)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/06		A 6 1 B 1/06	A 2 H 0 4 0
1/04	372	1/04	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	B 5 C 0 2 2
			D 5 C 0 5 4
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C
審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13数) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願2001 - 251366(P2001 - 251366)

(22)出願日 平成13年8月22日(2001.8.22)

(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

(72)発明者 宇津井 哲也

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学

工業株式会社内

(74)代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

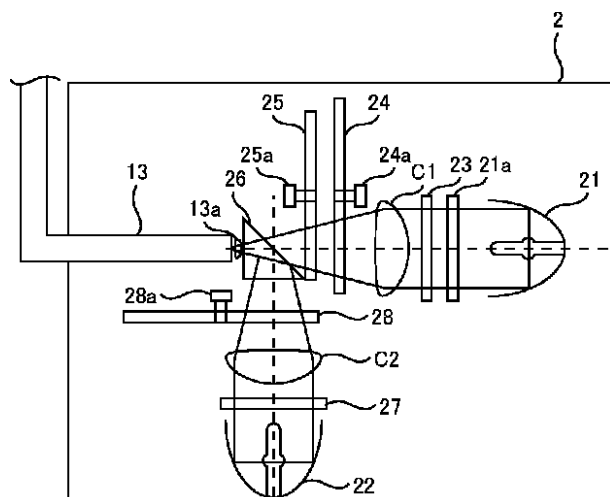
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光源装置及び電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 小型でありながら可視光及び励起光を射出可能な光源装置、及びこの光源装置を備えた電子内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 白色光源部21から発せられた光は、集光レンズC1により集光されることにより収束光として射出され、B光、G光及びR光、並びに参照光に変換されて、プリズム26に入射する。励起光源部22から発せられた光は、集光レンズC2により集光されることにより収束光として射出され、そのうちの励起光が抽出されて、プリズム26へ入射する。プリズム26は、順に、B光、G光及びR光を透過させ、励起光を反射させ、参照光を透過させる。プリズム26から順次射出されたB光、G光、R光、励起光、及び参照光は、ライトガイド13へ入射する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】可視光及び生体の自家蛍光を励起させる励起光のうちの一方を、第 1 の収束光として射出する第 1 の光源部と、

前記第 1 の収束光の光路上における所定点へ向けて、前記可視光及び励起光のうちの他方を、第 2 の収束光として射出する第 2 の光源部と、

前記第 1 の収束光を通過させて被検体に対する照明用の照明光学系へ入射させるとともに、前記第 2 の収束光をその光路が前記第 1 の収束光の光路と一致するように反 10 射させて、前記照明光学系へ入射させる光結合部と、前記可視光及び励起光を、交互に、前記光結合部へ入射させる切換機構とを備えたことを特徴とする光源装置。

【請求項 2】前記照明光学系は、ファイババンドルを有し、

前記第 1 の光源部は、可視光及び励起光のうちの一方を発する第 1 光源と、該第 1 光源から発せられた光を前記ファイババンドルの端面で収束するように集光させる第 1 の集光光学系とを、有し、

前記第 2 の光源部は、前記可視光及び励起光のうちの他 20 方を発する第 2 光源と、該第 2 光源から発せられた光を前記ファイババンドルの端面で収束するように集光させる第 2 の集光光学系とを、有することを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

【請求項 3】前記第 1 の集光光学系は、前記第 1 光源及び前記光結合部に間に配置され、

前記第 2 の集光光学系は、前記第 2 光源及び前記光結合部に間に配置されたことを特徴とする請求項 2 記載の光源装置。

【請求項 4】入射した光を導くとともに被検体へ向けて 30 射出する照明光学系と、

可視光及び生体の自家蛍光を励起させる励起光のうちの一方を、第 1 の収束光として射出する第 1 の光源部と、前記第 1 の収束光の光路上における所定点へ向けて、前記可視光及び励起光のうちの他方を、第 2 の収束光として射出する第 2 の光源部と、

前記第 1 の収束光を通過させて前記照明光学系へ入射させるとともに、前記第 2 の収束光をその光路が前記第 1 の収束光の光路と一致するように反射させて前記照明光学系へ入射させる光結合部と、

前記可視光及び励起光を、交互に、前記光結合部へ入射させる切換機構と、 40 前記被検体表面からの光のうちの励起光以外の成分を収束させて、この被検体表面の像を形成する対物光学系と、

前記対物光学系によって形成された被検体表面の像を撮像して画像信号に変換する撮像素子と、

前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記照明光学系に可視光が導かれている期間に対応する部分に基づいて通常画像データを生成し、前記照明光学系に励 50

*起光が導かれている期間に対応する部分に基づいて蛍光画像データを生成する画像処理部とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 5】前記照明光学系は、ファイババンドルを有し、

前記第 1 の光源部は、可視光及び励起光のうちの一方を発する第 1 光源と、該第 1 光源から発せられた光を前記ファイババンドルの端面で収束するように集光させる第 1 の集光光学系とを、有し、

前記第 2 の光源部は、前記可視光及び励起光のうちの他方を発する第 2 光源と、該第 2 光源から発せられた光を前記ファイババンドルの端面で収束するように集光させる第 2 の集光光学系とを、有することを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】前記第 1 の集光光学系は、前記第 1 光源及び前記光結合部に間に配置され、

前記第 2 の集光光学系は、前記第 2 光源及び前記光結合部に間に配置されたことを特徴とする請求項 5 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】前記画像処理部は、前記蛍光画像データのうちの輝度値が所定範囲内である特定領域を抽出して、この特定領域を示す診断用画像データを生成することを特徴とする請求項 4 乃至 6 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて体腔内を撮像して、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される画像データを取得する電子内視鏡装置及びその光源装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】従来、所定条件下の生体組織から発せられる蛍光（自家蛍光）を利用して生体組織に生じた異常を検出する蛍光診断用の電子内視鏡装置が、開発されてきている。この自家蛍光とは、紫外光等の励起光の照射下で、生体組織自体から発せられるものである。なお、この自家蛍光の緑光領域の強度は生体の異常部位（腫瘍、癌）の方が正常部位よりも低いことが知られている。

【0003】この蛍光診断用の電子内視鏡装置は、被検体を照明する照明光を発する光源ユニットを、備えている。この光源ユニットは、通常の被検体像を撮像するための可視光、及び、自家蛍光による被検体像を撮像するための励起光を、繰り返し射出する。

【0004】図 28 は、従来の光源ユニットを示す構成図である。この光源ユニットは、白色光を平行光として射出する白色光源部 71、及び、励起光の帯域を含む光を平行光として射出する励起光源部 72 を、有する。

【0005】白色光源部 71 から射出された白色光は、赤外カットフィルタ 73 によりその赤外帯域の成分が除

かれ、絞り 74 により光量調節されて、RGBホイール 75 に入射する。この RGBホイール 75 は、入射した白色光を、青色光 (B 光)、緑色光 (G 光)、及び赤色光 (R 光) に、順次、繰り返して変換する。ロータリシャッタ 76 は、RGBホイール 75 から順次射出された B 光、G 光、及び R 光の 1 周期分を透過させた後、次の 1 周期分を遮断する。

【0006】一方、励起光源部 72 から射出された光は、絞り 77 により光量調節されて、励起光ホイール 78 に入射する。励起光ホイール 78 は、ロータリシャッタ 76 が、B 光、G 光、R 光を遮断している期間にのみ、励起光を透過させる。

【0007】従って、プリズム 79 には、B 光、G 光及び R 光、並びに励起光が、順次入射する。このプリズム 79 は、入射した B 光、G 光及び R 光を順次透過させ、入射した励起光を反射させる。そして、プリズム 79 を透過した B 光、G 光及び R 光、並びに、プリズム 79 により反射された励起光は、順次、集光レンズ 80 に入射する。集光レンズ 80 は、入射した B 光、G 光、R 光、及び励起光を集光し、ライトガイド 81 の基端へ入射させる。

【0008】すると、ライトガイド 80 の先端からは、B 光、G 光、R 光、及び励起光が順次繰り返して射出される。そして、被検体が B 光、G 光、R 光に照明された期間に夫々取得された画像信号に基づき、被検体のカラー画像が生成される。一方、被検体が励起光に照明された期間に取得された画像信号に基づき、被検体の蛍光画像が得られる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】上記のように、光源ユニットは、可視光及び励起光を順次照射するために、可視光用の白色光源部、及び、励起光用の励起光源部を備えるとともに、射出された可視光と励起光とを、同一のライトガイドへ導かなければならない。

【0010】従って、通常のカラ画像取得用の光源ユニットに比べて、上記の蛍光診断用の光源ユニットは、大型化してしまう。このため、上記の光源ユニットを備えた電子内視鏡装置の設置及び取り扱いが、煩雑になってしまう。

【0011】そこで、小型でありながらも可視光及び励起光を順次射出可能な光源装置 (光源ユニット)、及びこの光源装置を備えた電子内視鏡装置を提供することを、本発明の課題とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明には、上記課題を解決するために、以下のような構成を採用した。

【0013】即ち、本発明による光源装置は、可視光及び生体の自家蛍光を励起させる励起光のうち的一方を、第 1 の収束光として射出する第 1 の光源部と、前記第 1 の収束光の光路上における所定点へ向けて、前記可視光

及び励起光のうちの方を、第 2 の収束光として射出する第 2 の光源部と、前記第 1 の収束光を通過させて被検体に対する照明用の照明光学系へ入射させるとともに、前記第 2 の収束光をその光路が前記第 1 の収束光の光路と一致するように反射させて、前記照明光学系へ入射させる光結合部と、前記可視光及び励起光を、交互に、前記光結合部へ入射させる切換機構とを、備えたことを特徴としている。

【0014】このように構成されると、両光源部から夫々射出された可視光及び励起光は、いずれも、収束光として光結合部へ入射して、ライトガイドの基端近傍にて収束する。このため、両光源部から光結合部までの距離、及び、光結合部からライトガイドの基端までの距離が、短くなる。従って、この光源装置、及びそれを備えた電子内視鏡装置は、小型化する。

【0015】なお、両光源部及びこれら光源部から射出された光を照明光学系へ導く機構を備えた光源装置 (光源ユニット) は、独立した筐体内に格納されていてもよい。また、この光源ユニットは、画像処理部等とともに共通の筐体内に格納されていてもよい。また、光結合部は、プリズムであってもよく、ビームスプリッタやダイクロイックミラーであってもよい。

【0016】なお、可視光及び励起光は、平行光として射出された後に集光レンズにより集光されてもよい。また、可視光及び励起光は、ランプから発せられた後に、楕円面や球面等のリフレクタにより反射され、収束光として射出されてもよい。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明の一実施形態を説明する。図 1 は、本実施形態による電子内視鏡装置の概略構成図である。この図 1 に示されるように、電子内視鏡装置は、電子内視鏡 1、光源ユニット 2、ビデオプロセッサ 3、パーソナルコンピュータ (PC) 4、及びモニタ 5 を、備えている。なお、ビデオプロセッサ 3 及び PC 4 は、画像処理部に相当する。

【0018】電子内視鏡 (以下、内視鏡と略記) 1 は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部を、有している。但し、図 1 には、この内視鏡 1 の詳細な形状は、図示されていない。この挿入部の先端には湾曲部が組み込まれており、この湾曲部の先端には、硬質部材製の先端部が固定されている。また、挿入部の基端には操作部が連結されている。この操作部には、湾曲部を湾曲操作するためのダイヤル及び各種操作スイッチが、設けられている。

【0019】この内視鏡 1 の先端部には、少なくとも 2 つの貫通孔が穿たれており、これら 2 つの貫通孔は、配光レンズ 11 及び対物レンズ 12 が夫々詰め込まれることにより、封止されている。さらに、内視鏡 1 は、ライトガイド 13 を、有している。このライトガイド 13 は、マルチモード光ファイバが多数束ねられてなる光フ

ファイババンドルである。そして、このライトガイド 13 は、その先端面が配光レンズ 11 に対向した状態で、内視鏡 1 内を引き通され、その基端を保持する図示せぬコネクタが、光源ユニット 2 に対して着脱自在に接続されている。なお、図 1 には示されていないが、上述した図示せぬコネクタにより、ライトガイド 13 の基端面上に、調整レンズ（図 2 の 13a）が取り付けられている。なお、上記の配光レンズ 11 及びライトガイド 13 は、照明光学系に相当する。

【0020】さらに、内視鏡 1 は、励起光カットフィルタ 14、及び CCD エリアセンサである撮像素子 15 を有している。この撮像素子 15 の撮像面は、内視鏡 1 の先端部が被検体に対向配置されたときに対物レンズ 12 が当該被検体像を結ぶ位置に、配置されている。励起光カットフィルタ 14 は、後述する励起光を遮断するフィルタである。この励起光カットフィルタ 14 は、対物レンズ 12 から撮像素子 15 に至る光路中に挿入配置されている。これら対物レンズ 12 及び励起光カットフィルタ 14 は、対物光学系に相当する。

【0021】図 2 は、光源ユニット 2 の構成図である。この光源ユニット 2 は、白色光を射出する白色光源部 21、及び、励起光を射出する励起光源部 22 を有する。なお、励起光とは、紫外光やその他の波長帯域の光であり、生体組織を励起させて自家蛍光を生じさせるためのものである。

【0022】白色光源部 21 は、白色光を発するランプ（第 1 光源）と、このランプから発せられた白色光を集光して平行光として射出するリフレクタを有する。さらに、この白色光源部 21 は、赤外カットフィルタ 21a を有する。図 3 は、赤外カットフィルタ 21a の分光透過特性を示すグラフである。この赤外カットフィルタ 21a は、リフレクタにより反射された白色光中の赤外帯域の成分を遮断するとともに可視帯域の成分を透過させる。

【0023】この赤外カットフィルタ 21a を透過した白色光の光路上には、順に、光量調節用の絞り 23、第 1 の集光レンズ C1、RGB ホイール 24、参照光ホイール 25、及びプリズム 26 が、配置されている。なお、プリズム 26 は、光結合部に相当する。

【0024】第 1 の集光レンズ C1 は、絞り 23 を通過した平行光を集光し、収束光として射出する。なお、第 1 の集光レンズ C1 は、第 1 の集光光学系に相当する。この集光レンズ C1 から射出された収束光の光路には、RGB ホイール 24 及び参照光ホイール 25 が、挿入されている。なお、RGB ホイール 24 及び参照光ホイール 25 は、夫々、両モータ 24a、25a に連結されている。

【0025】図 4 は、RGB ホイール 24 を示す正面図である。この RGB ホイール 24 は、略円板状の外形を有している。そして、この RGB ホイール 24 には、そ

の周方向に沿って、3 つの開口が形成されている。これら各開口は、RGB ホイール 24 におけるリング状の領域に、等間隔で、相互に等しい形状に開けられている。

【0026】これら各開口には、B フィルタ 241、G フィルタ 242、及び R フィルタ 243 が、夫々詰め込まれている。B フィルタ 241 は、青色帯域の光のみを透過させるフィルタであり、その分光透過特性が図 5 に示されている。G フィルタ 242 は、緑色帯域の光のみを透過させるフィルタであり、その分光透過特性が図 6 に示されている。R フィルタ 243 は、赤色帯域の光のみを透過させるフィルタであり、その分光透過特性が図 7 に示されている。

【0027】そして、ホイール 24 は、モータ 24a に駆動されることにより、その中心軸を中心として回転する。このホイール 24 は、回転したときに各フィルタ 241、242、243 を集光レンズ C1 から射出された白色光の光路中に順次挿入する位置に、配置されている。

【0028】図 8 は、参照光ホイール 25 を示す正面図である。この参照光ホイール 25 は、略円板状の外形を有している。そして、この参照光ホイール 25 には、その周方向に沿って、2 つの開口が形成されている。これら各開口は、参照光ホイール 25 におけるリング状の領域に、夫々開けられている。一方の開口は、参照光ホイール 25 の全周の 1/6 未満の領域に亘って、開けられている。他方の開口は、参照光ホイール 25 の略半周に亘って、開けられている。

【0029】この参照光ホイール 25 の上記一方の開口には、参照光フィルタ 251 が、詰め込まれている。図 9 は、この参照光フィルタ 251 の分光透過特性を示すグラフである。この参照光フィルタ 251 は、赤色光のうちの後述する参照光として利用可能な帯域の成分のみを、透過させる。なお、参照光ホイール 25 の上記他方の開口には、青色光（B 光）、緑色光（G 光）及び赤色光（R 光）を透過させる透明板 252 が、詰め込まれている。

【0030】そして、参照光ホイール 25 は、モータ 25a に駆動されることにより、その中心軸を中心として回転する。この参照光ホイール 25 は、回転したときに参照光フィルタ 251 及び透明板 252 を、RGB ホイール 24 から射出された光の光路中に順に挿入する位置に、配置されている。

【0031】一方、励起光源部 22 は、励起光として利用可能な特定波長を含む所定帯域の光を発するランプ（第 2 光源）と、このランプから発せられた光を集光して平行光として射出するリフレクタとを、有する。この励起光源部 22 のリフレクタから射出された光の光路上には、順に、光量調節用の絞り 27、第 2 の集光レンズ C2、及び励起光ホイール 28 が、配置されている。

【0032】第 2 の集光レンズ C2 は、絞り 27 から射

出された平行光を集光し、収束光として射出する。なお、第2の集光レンズC2は、第2の集光光学系に相当する。この集光レンズC2から射出された収束光の光路には、励起光ホイール28が、挿入されている。この励起光ホイール28は、モータ28aに連結されている。

【0033】図10は、励起光ホイール28を示す正面図である。この励起光ホイール28は、略円板状の外形を有している。そして、この励起光ホイール28には、その周方向に沿って、1つの開口が形成されている。この開口は、励起光ホイール28におけるリング状の領域に、その全周の1/3未満の領域に亘って、開けられている。

【0034】この励起光ホイール28の開口には、励起光フィルタ281が、詰め込まれている。図11は、この励起光フィルタ281の分光透過特性を示すグラフである。この励起光フィルタ281は、集光レンズC2から射出された光のうちの励起光として利用可能な特定波長の成分のみを、透過させる。

【0035】そして、励起光ホイール28は、モータ28aに駆動されることにより、その中心軸を中心として回転する。この励起光ホイール28は、回転したときに励起光フィルタ281を、集光レンズC2から射出された光の光路中に周期的に挿入する位置に、配置されている。

【0036】さらに、図12に示されるように、光源ユニット2は、PC4と接続された光源制御部29を有している。この光源制御部29は、各モータ24a、25a、28aと、夫々接続されている。そして、光源制御部29は、PC4から入力される同期信号に従い、これら各モータ24a、25a、28aを制御して、RGBホイール24を等速回転させるとともに、参照光ホイール25及び励起光ホイール28を、RGBホイール24の回転速度の半分の速度で、夫々回転させる。例えば、RGBホイールは30Hzで回転し、参照光ホイール25及び励起光ホイール28はいずれも15Hzで回転する。

【0037】図13は、切換機構として機能する各ホイール24、25、28の動作を示すタイミングチャートである。RGBホイール24は、参照光ホイール25が、その透明板252を光路中に挿入している間に、Bフィルタ241、Gフィルタ242、及びRフィルタ243を、順に光路中に挿入する。すると、集光レンズC1から射出された白色光は、B光、G光、及びR光に順次変換されて、参照光ホイール25の透明板252を、透過する。従って、参照光ホイール25からは、B光、G光、及びR光が、順次射出されて、プリズム26へ向かう。

【0038】なお、参照光ホイール25は、図8の反時計方向へ回転する。このため、透明板252が光路から退避した後、この参照光ホイール25は、その全周の1

/3に相当する期間、RGBホイール24から射出された光を遮断する。即ち、この期間中、図13に示されるように、参照光ホイール25は、RGBホイール24から射出されたB光及びG光を、遮断する。

【0039】この参照光ホイール25が、入射した光を遮断している期間中、励起光ホイール28は、その励起光フィルタ281を光路中に挿入している。すると、集光レンズC2から射出された光は、励起光に変換されて、プリズム26へ向かう。

【0040】次に、参照光ホイール25が、その参照光フィルタ251を光路中に挿入すると、RGBホイール24は、そのRフィルタ243を、光路中に挿入する。このため、RGBホイール24のRフィルタ243から射出されたR光は、参照光ホイール25の参照光フィルタ251に入射する。この参照光フィルタ251は、入射したR光のうちの所定の成分のみを、参照光として射出する。射出された参照光は、プリズム26へ向かう。

【0041】図14は、プリズム26周辺の構成を示す拡大図である。このプリズム26の反射面には、可視光を透過させるとともに励起光を反射させるコーティング26aが、施されている。そして、参照光ホイール25から収束光として射出されたB光、G光、R光、及び参照光は、夫々、プリズム26を透過して、調整レンズ13aへ向かう。この調整レンズ13aは、入射した収束光をさらに屈折させて、ライトガイド13の基端面に収束させることにより、当該ライトガイド13へ入射させる。そして、ライトガイド13に入射した光は、その先端面から射出され、配光レンズ11により拡散されて、内視鏡1先端に対向した被検体を照射する。

【0042】一方、励起光ホイール28から収束光として射出された励起光は、プリズム26の反射面により反射されて、調整レンズ13aへ向かう。この調整レンズ13aは、入射した収束光をさらに屈折させて、ライトガイド13の基端面に収束させることにより、このライトガイド13へ入射させる。そして、ライトガイド13に入射した励起光は、その先端面から射出され、配光レンズ11を介して被検体に照射される。

【0043】従って、内視鏡1の配光レンズ11からは、B光、G光、R光、励起光、及び参照光が、この順で繰り返し射出される。即ち、被検体は、B光、G光、R光、励起光、及び参照光に、順次繰り返し照射される。

【0044】そして、被検体を照射したB光、G光、及びR光は、被検体により順次反射されて、対物レンズ12に入射する。この対物レンズ12に入射したB光、G光、及びR光は、順次、励起光カットフィルタ14を透過し、撮像素子15の撮像面上に結像して被検体像を形成する。この撮像素子15は、形成された被検体像を画像信号に変換して、信号線を介してビデオプロセッサ3へ送信する。

【0045】一方、励起光の照射時には、この励起光が照射された生体組織から、自家蛍光が発せられる。従って、この自家蛍光、及び被検体表面で反射された励起光が、対物レンズ12に入射する。そして、励起光カットフィルタ14は、この対物レンズ12に入射した自家蛍光及び励起光のうち、自家蛍光のみを透過させる。励起光カットフィルタ14を透過した自家蛍光は、撮像素子15の撮像面上に結像して、被検体像を形成する。この撮像素子15は、形成された被検体像を画像信号に変換して、信号線を介してビデオプロセッサ3へ送信する。 10

【0046】そして、参照光の照射時には、この参照光が被検体により反射されて、対物レンズ12に入射する。この対物レンズ12に入射した参照光は、励起光カットフィルタ14を透過し、撮像素子15の撮像面上に結像して被検体像を形成する。この撮像素子15は、形成された被検体像を画像信号に変換して、信号線を介してビデオプロセッサ3へ送信する。

【0047】図15は、ビデオプロセッサ3の回路構成を示すブロック図である。このビデオプロセッサ3は、スイッチSW、第1のA/Dコンバータ31、アンプ3 20 2、及び第2のA/Dコンバータ33を、備えている。

【0048】スイッチSWの入力端子は、信号線を介して内視鏡1の撮像素子15に接続されている。一方、スイッチSWの一対の出力端子は、夫々、第1のA/Dコンバータ31及びアンプ32に接続されている。そして、スイッチSWは、撮像素子15から出力された画像信号を、第1のA/Dコンバータ31又はアンプ32へ送出する。このアンプ32は、第2のA/Dコンバータ33に接続されている。従って、撮像素子15からのアナログ画像信号は、第1のA/Dコンバータ31へ入力 30するか、又は、アンプ32により増幅された後に第2のA/Dコンバータ33へ入力する。これら両A/Dコンバータ31、33は、夫々、入力したアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換する。

【0049】さらに、ビデオプロセッサ3は、Rメモリ34R、Gメモリ34G、Bメモリ34B、Fメモリ34F、及びRefメモリ34Ref、並びに、スキャンコンバータ35を、有している。これらのうち各メモリ34R、34G、34B、34Refの入力端子は、夫々、A/Dコンバータ31に接続されている。また、メモリ34Fの入力端子は、A/Dコンバータ33に接続されている。そして、これら各メモリ34R、34G、34B、34F、34Refの出力端子は、いずれも、スキャンコンバータ35に接続されている。 40

【0050】また、ビデオプロセッサ3は、マイクロコンピュータ(MIC)36を有している。このMIC36は、スイッチSW、アンプ32、各メモリ34R、34G、34B、34F、34Ref、及びスキャンコンバータ35に、夫々接続されている。

【0051】さらに、MIC36は、PC4、及び、光 50

源ユニット2の光源制御部29に、夫々接続されている。そして、MIC36は、PC4から出力される同期信号に従って、スイッチSWを制御する。即ち、励起光ホイール28の励起光フィルタ281が光路中に挿入されている期間には、スイッチSWは画像信号をアンプ32へ送出し、それ以外の期間には、スイッチSWは画像信号を第1のA/Dコンバータ31へ送出する。

【0052】そして、MIC36は、PC4から入力される同期信号に従って、両A/Dコンバータ31、33から順次出力されたデジタル画像信号を、各メモリ34B、34G、34R、34F、34Refに、格納させる。

【0053】より具体的には、参照光ホイール25の透明板252が光路中に挿入されているとともに、RGBホイール24のBフィルタ241が光路中に挿入されている期間中に、A/Dコンバータ31から出力されたデジタル画像信号が、メモリ34Bに格納される。

【0054】次に、参照光ホイール25の透明板252が光路中に挿入されているとともに、RGBホイール24のGフィルタ242が光路中に挿入されている期間中に、A/Dコンバータ31から出力されたデジタル画像信号が、メモリ34Gに格納される。

【0055】次に、参照光ホイール25の透明板252が光路中に挿入されているとともに、RGBホイール24のRフィルタ243が光路中に挿入されている期間中に、A/Dコンバータ31から出力されたデジタル画像信号が、メモリ34Rに格納される。

【0056】次に、励起光ホイール28の励起光フィルタ281が光路中に挿入されている期間中に、A/Dコンバータ33から出力されたデジタル画像信号が、メモリ34Fに格納される。

【0057】次に、参照光ホイール25の参照光251が光路中に挿入されているとともに、RGBホイール24のRフィルタ243が光路中に挿入されている期間中に、A/Dコンバータ31から出力されたデジタル画像信号が、メモリ34Refに格納される。

【0058】上記のように、各メモリ34B、34G、34R、34F、34Refには、被検体のB光による像、G光による像、R光による像、自家蛍光による像、参照光による像に夫々対応したデジタル画像信号が、順次繰り返して格納されてゆく。

【0059】そして、スキャンコンバータ35は、PC4から入力される同期信号に従って、各メモリ34R、34G、34B、34F、34Refに夫々格納された各デジタル画像信号を読み出し、同期をとってPC4へ向けて出力する。なお、これら各メモリ34B、34G、34R、34F、34Refから順次読み出された画像信号を、夫々、B画像信号、G画像信号、R画像信号、F画像信号、及びRef画像信号と、称する。

【0060】図16は、PC4を示す構成図である。こ

の PC 4 は、CPU 41、ビデオキャプチャ 42、メモリ部 43、及び VRAM 44 を、有する。CPU 41 は、ビデオキャプチャ 42、メモリ部 43、及び VRAM 44 に、夫々接続されている。さらに、CPU 41 は、光源ユニット 2 の光源制御部 29、並びに、ビデオプロセッサ 3 のスキャンコンバータ 35 及び MIC 36 に、夫々接続されている。

【0061】ビデオキャプチャ 42 は、ビデオプロセッサ 3 のスキャンコンバータ 35 から出力される R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号、F 画像信号、及び Ref 画像信号を、一旦蓄積し、CPU 41 からの指示に従ってメモリ部 43 内に画像データとして格納する。このメモリ部 43 は、ビデオキャプチャ 42 から出力された R 画像信号、G 画像信号、及び B 画像信号を格納するメモリ M1 (mem__RGB) の領域、ビデオキャプチャ 42 から出力された F 画像信号を格納するメモリ MF (mem__F) の領域、後述する診断用画像データの作成処理に使用されるメモリ M2 (mem__Ref) の領域を有する RAM である。

【0062】VRAM 44 は、CPU 41 から出力されたモニタ 5 表示用の画像データ (RGB 画像信号) を保持するとともに、CPU 41 からの指示に従って、保持している RGB 画像信号を D/A コンバータ V へ出力する。CPU 41 は、図示せぬ ROM 等に格納された制御プログラムを実行することによって、光源制御部 29、MIC 36、ビデオキャプチャ 42、メモリ部 43 及び VRAM 44 の動作を制御する。この CPU 41 による処理の流れを、図 17 のフローチャートを参照して説明する。

【0063】この図 17 に示された処理は、光源ユニット 2、ビデオプロセッサ 3 及び PC 4 の主電源が夫々投入されることをトリガに、スタートする。なお、光源ユニット 2 の電源が投入されると、両光源部 21、22 のランプは、夫々点灯する。また、光源制御部 29 は、電源投入後、各モータ 24a、25a、28a を夫々制御して各ホイール 24、25、28 を回転させる。

【0064】この状態において、内視鏡 1 の配光レンズ 11 を通して、B 光、G 光、R 光、励起光、及び参照光が、順次射出される。このため、内視鏡 1 の挿入部が生体内に挿入されていると、体腔壁等の被検体は、B 光、G 光、R 光、励起光、及び参照光により、順次照明される。そして、撮像素子 15 からは、画像信号が順次出力され、ビデオプロセッサ 3 の各メモリ 34R、34G、34B、34F、34Ref に、格納される。

【0065】図 17 のフローチャートのスタート後、CPU 41 は、光源制御部 29 から取得した同期信号を、MIC 36 及びスキャンコンバータ 35 に夫々与える (S1)。MIC 36 は、この同期信号に基づいて、各メモリ 34B、34G、34R、34F、34Ref の制御端子に対して、順番に制御信号を入力する。この制

御信号が入力されると、各メモリ 34B、34G、34R、34F、34Ref は、その時点で両 A/D コンバータ 31、33 のいずれかから出力されているデジタル画像信号を取り込み、次の制御信号が入力されるまでその画像信号を保持し続ける。従って、B 画像信号はメモリ 34B に格納され、G 画像信号はメモリ 34G に格納され、R 画像信号はメモリ 34R に格納され、F 画像信号はメモリ 34F に格納され、Ref 画像信号はメモリ 34Ref に格納される。

【0066】このようにして、各メモリ 34B、34G、34R、34F、34Ref には、夫々、B 画像信号、R 画像信号、G 画像信号、F 画像信号、及び Ref 画像信号が、1 画面分記憶される。すると、上記同期信号を受信しているスキャンコンバータ 35 が、各メモリ 34B、34G、34R、34F、34Ref から各画像信号を読み出し、それら相互間の同期をとりつつ、PC 4 のビデオキャプチャ 42 へ送信する。このビデオキャプチャ 42 は、受信した B 画像信号、R 画像信号、G 画像信号、F 画像信号、及び Ref 画像信号を、夫々、蓄積する。

【0067】次に、CPU 41 は、ビデオキャプチャ 42 を制御して、このビデオキャプチャ 42 に蓄積されたデジタル画像信号のうちの B 画像信号、R 画像信号、及び G 画像信号を、順次、メモリ部 43 のメモリ M1 に格納する (S2)。その結果、メモリ M1 上では、夫々 8 ビットの輝度値である R 画像信号、G 画像信号、及び B 画像信号から各画素が構成される 24 ビット RGB 画像データ (通常画像データ) が、合成される。

【0068】さらに、CPU 41 は、ビデオキャプチャ 42 を制御して、このビデオキャプチャ 42 に蓄積された画像信号のうちの F 画像信号を、メモリ部 43 のメモリ MF に格納する (S3)。その結果、メモリ MF 上では、8 ビットの輝度値である F 画像データ (蛍光画像データ) が、形成される。

【0069】続いて、CPU 41 は、ビデオキャプチャ 42 を制御して、このビデオキャプチャ 42 に蓄積された画像信号のうちの Ref 画像信号を、メモリ部 43 のメモリ M2 に格納する (S4)。その結果、メモリ M2 上では、8 ビットの輝度値である Ref 画像データ (参照画像データ) が、形成される。このメモリ M2 に格納された画像データは、図 18 及び図 19 に示されるように、管腔部 Ta の輝度が低く、腫瘍部位 Tc を含む管壁部 Tb の輝度が高いものとなる。

【0070】次に、CPU 41 は、メモリ M2 に格納されている画像データの各画素の輝度値を所定の第 1 閾値 (図 19 の破線) と比較して、二値化する (S5)。即ち、CPU 41 は、第 1 閾値より輝度値が低い画素における当該輝度値を表す 8 個のビットを全て “0” に書き換える。他方、第 1 閾値以上の輝度値の画素における当該輝度値を表す 8 個のビットを全て “1” に書き換え

る。これによって、図 20 及び図 21 に示されるように、管腔部 T a と管壁部 T b とが区分けされ、管壁部 T b (異常 T c を含む) に対応する画素が輝度値 “ 1 1 1 1 1 1 1 ” を有するようになる。

【0071】ところで、メモリ M F には、図 22 に示されるような輝度値 (8 ビットで表される 2 進値) の分布を有する F 画像データが、格納されている。そこで、CPU 41 は、メモリ M 2 に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とメモリ M F に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とについて論理積 (AND) 演算を行い、その演算結果をメモリ M F に上書きする (S 6)。これによって、図 23 及び図 24 に示されるように、F 画像信号のうち管腔部 T a に対応する部分がマスクされ、残りの管壁部 T b (腫瘍部位 T c を含む) に対応する部分のみが元の状態のままとなっている画像データが、メモリ M F に残される。なお、図 24 に示されるように、このメモリ M F に格納された画像データのうち正常な管壁部 T b に対応する部分の輝度値は、腫瘍部位 T c に対応する部分の輝度値よりも高くなっている。

【0072】次に、CPU 41 は、メモリ M F に格納された画像信号の各画素の輝度値を所定の第 2 閾値 (図 24 に示されるように第 1 閾値よりも大きい値) と比較して、二値化する (S 7)。なお、この図 24 のグラフにおいて、第 2 閾値以上の領域が α 領域であり、第 1 閾値以上第 2 閾値未満の領域が β 領域であり、第 1 閾値未満の領域が γ 領域である。この S 7 において、CPU 41 は、輝度値が β 領域又は γ 領域にある画素における当該輝度値を表す 8 個のビットを、全て “ 0 ” に書き換える。他方、輝度値が α 領域にある画素における当該輝度値を表す 8 個のビットを、全て “ 1 ” に書き換える。これによって、腫瘍部位 T c が除かれた正常な管壁部 T b のみが抽出され、抽出された当該正常部位のみが輝度値 “ 1 1 1 1 1 1 1 ” を有するようになる。

【0073】次に、CPU 41 は、メモリ M 2 に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とメモリ M F に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とについて排他 OR 演算を行い、その演算結果をメモリ M 2 に上書きする (S 8)。これによって、図 25 及び図 26 に示されるように、腫瘍部位 T c の形状及び位置を示す画像データが、メモリ M 2 に残される。この時点で、メモリ M 2 に保持された画像データにおける輝度値 “ 1 1 1 1 1 1 1 ” の部分が、特定領域である。

【0074】続いて、CPU 41 は、メモリ M 1 に格納されている通常画像データを VRAM 44 内に格納する (S 9)。なお、この通常画像データは、VRAM 44 における画面の左半分に対応する領域に、書き込まれる。

【0075】次に、CPU 41 は、通常画像中に特定領域が青色でスーパーインポーズされた画像を、生成す

る。即ち、CPU 41 は、メモリ M 2 に格納されている画像データ中の輝度値が “ 1 1 1 1 1 1 1 ” である画素 (腫瘍部位 T c を示す画素) をメモリ M 1 にマッピングし、メモリ M 1 上において、マッピングされた画素のカラーを例えば B (青) に設定する (S 10)。これにより、メモリ M 1 上では、通常画像データのうちの腫瘍部位 T c (異常部位) に対応する領域が青で示された診断用画像データが、生成される。

【0076】そして、CPU 41 は、メモリ M 1 に格納された診断用画像データを VRAM 44 内に格納する (S 11)。なお、この診断用画像データは、VRAM 44 における画面の右側半分に対応する領域に、書き込まれる。

【0077】この VRAM 44 内に、通常画像データ及び診断用画像データが格納された状態において、CPU 41 は、VRAM 44 からこれら画像データを取得して、D/A コンバータ V へ向けて出力する (S 12)。すると、VRAM 44 に格納された画像データは、D/A コンバータ V を経てモニタ 5 に表示される。

【0078】図 27 は、このモニタ 5 における表示例を示す模式図である。この図 27 に示されるように、モニタ 5 の左側の表示領域には、通常画像データに基づく通常画像がカラー表示される。一方、モニタ 5 の右側の表示領域には、診断用画像データに基づく蛍光診断用画像が表示される。この蛍光診断用画像は、通常画像上に特定領域が青で重ね合わされた画像である。この図 27 において、左側の通常画像中には、腫瘍部位 T c が明瞭には表示されていないが、右側の蛍光診断用画像中には、腫瘍部位 T c が青で着色された状態で、明瞭に表示されている。

【0079】そして、CPU 41 は、処理を S 1 に戻し、上記の処理を繰り返す。なお、本実施形態では、VRAM 44 からは、例えば 1 / 30 秒毎に 1 画面分の RGB 画像データが出力され、この RGB 画像データに基づく画像がモニタ 5 に表示される。このため、モニタ 5 上には、これら通常画像及び診断用画像が、いずれも動画として表示される。このため、術者は、内視鏡 1 を移動させながら、被検体を広範囲に亘って観察することができる。そして、内視鏡 1 を移動させている間にも、モニタ 5 には、常に、診断用画像が表示されているので、術者は、確実かつ容易に腫瘍等の病変の疑いのある部位を特定することができる。

【0080】上述のように、本実施形態の光源ユニット 2 において、可視光及び励起光は、夫々、両集光レンズ C 1, C 2 により集光された後に、プリズム 26 に入射している。このため、プリズム 26 を小型化することが可能となる。さらに、プリズム 26 からライトガイド 13 の基端までの距離を、短くすることができる。従って、光源ユニット 2 の小型化が可能となる。即ち、本実施形態の光源ユニット 2 は、小型でありながらも、診断

用画像の取得に必要なB光、G光、R光、励起光、及び参照光を、繰り返して射出することができる。さらに、両光源部21、22から集光位置までの距離が小さくなるために、白色光及び励起光の光量の低減を、抑えることができる。

【0081】

【発明の効果】以上のように構成された本発明の光源装置及び電子内視鏡装置によると、可視光及び励起光は、夫々収束しつつ光結合部に入射する。このため、光結合部は小型化される。さらに、両光源部から可視光及び励起光の集光位置までの距離が短くなる。従って、この光源装置及び電子内視鏡装置は、小型化される。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施形態による電子内視鏡装置の概略構成図

【図2】 光源ユニットの構成図

【図3】 赤外カットフィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図4】 RGBホイールを示す正面図

【図5】 Bフィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図6】 Gフィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図7】 Rフィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図8】 参照光ホイールを示す正面図

【図9】 参照光フィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図10】 励起光ホイールを示す正面図

【図11】 励起光フィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図12】 光源制御部周辺を示す概略ブロック図

【図13】 ホイールの動作を示すタイミングチャート

【図14】 プリズム周辺の構成を示す拡大図

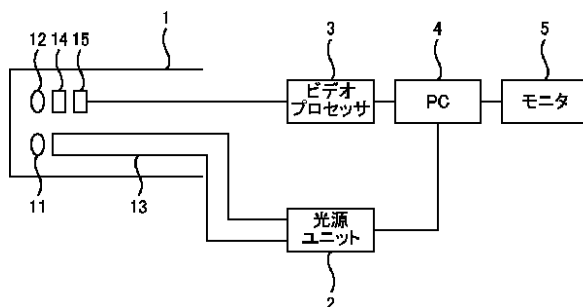
【図15】 ビデオプロセッサを示す構成図

【図16】 PCを示す構成図

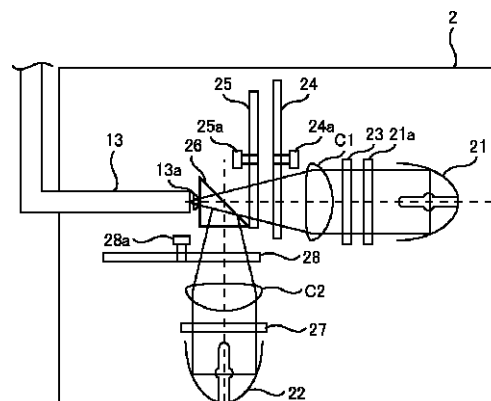
【図17】 CPUによる処理の流れを示すフローチャート

- 20
- 1 電子内視鏡
- 11 配光レンズ
- 12 対物レンズ
- 13 ライトガイド
- 14 励起光カットフィルタ
- 15 撮像素子
- 2 光源ユニット
- 21 白色光源部
- 22 励起光源部
- C1, C2 集光レンズ
- 24 RGB回転ホイール
- 25 参照光ホイール
- 26 プリズム
- 28 励起光ホイール
- 29 光源制御部

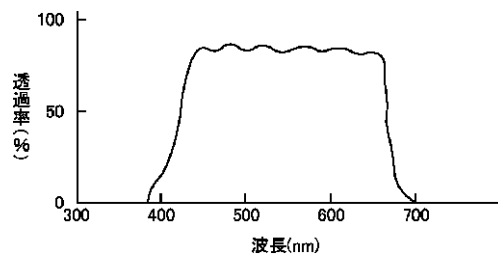
【図1】



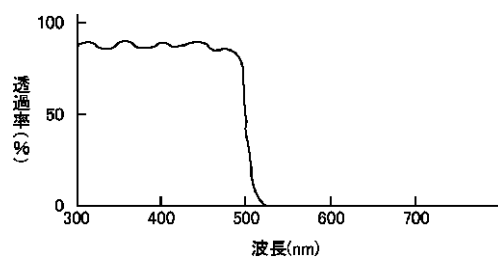
【図2】



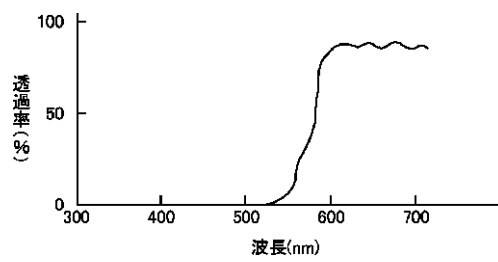
【図 3】



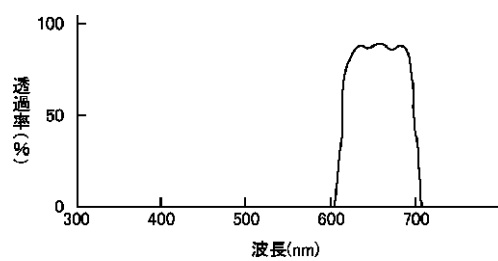
【図 5】



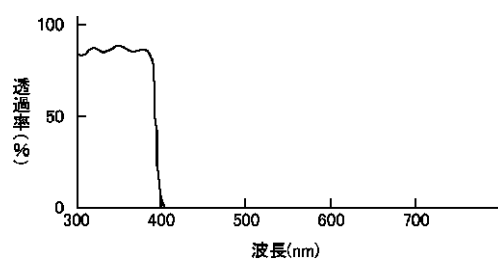
【図 7】



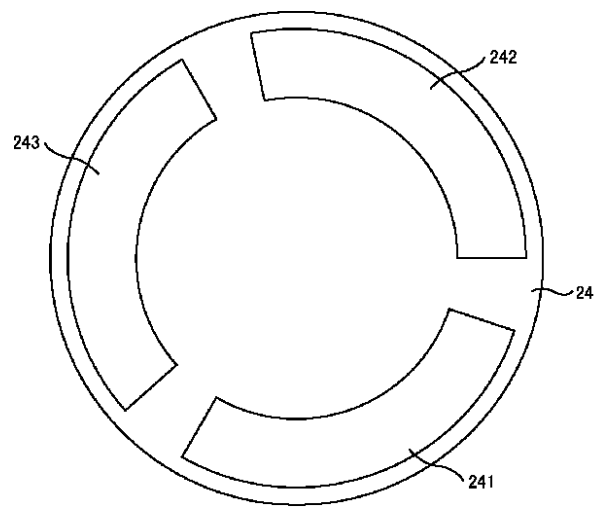
【図 9】



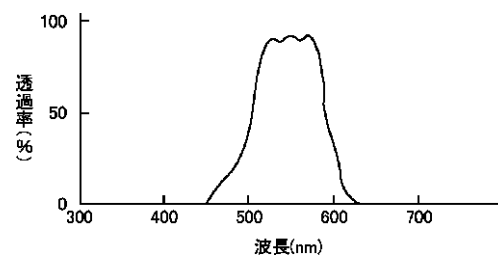
【図 11】



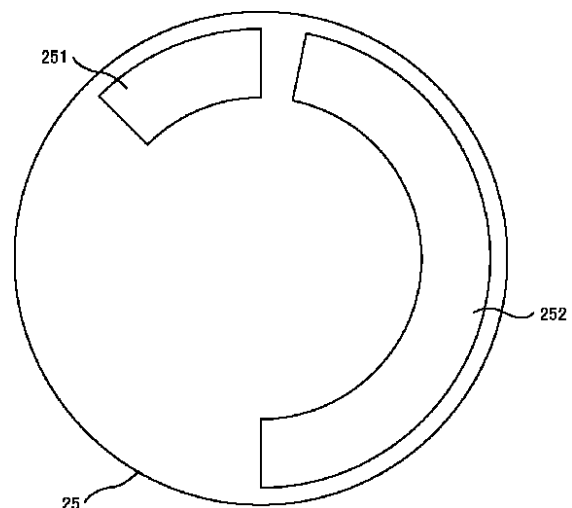
【図 4】



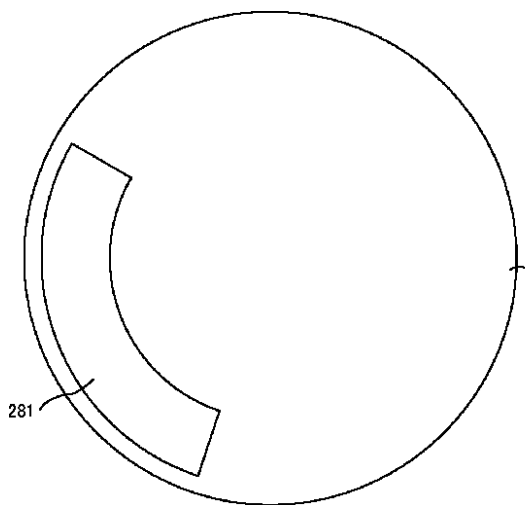
【図 6】



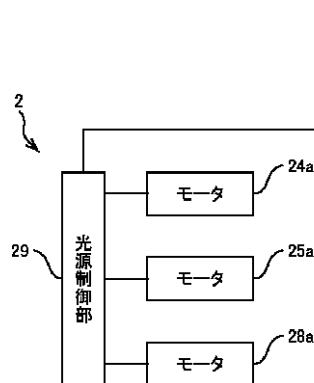
【図 8】



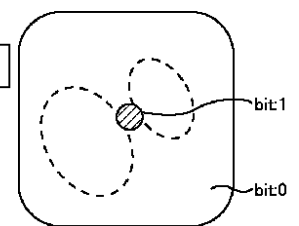
【図10】



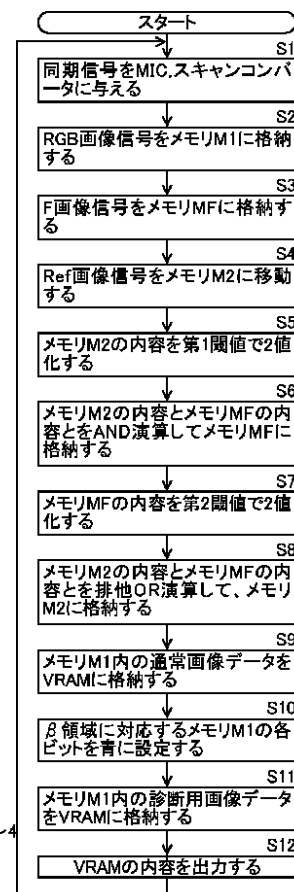
【図12】



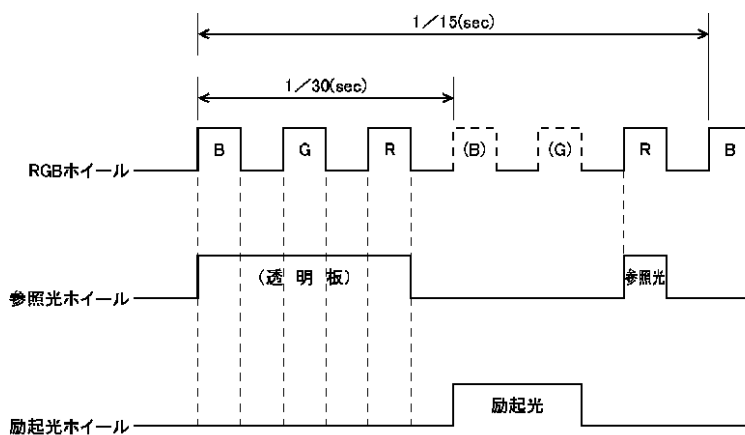
【図25】



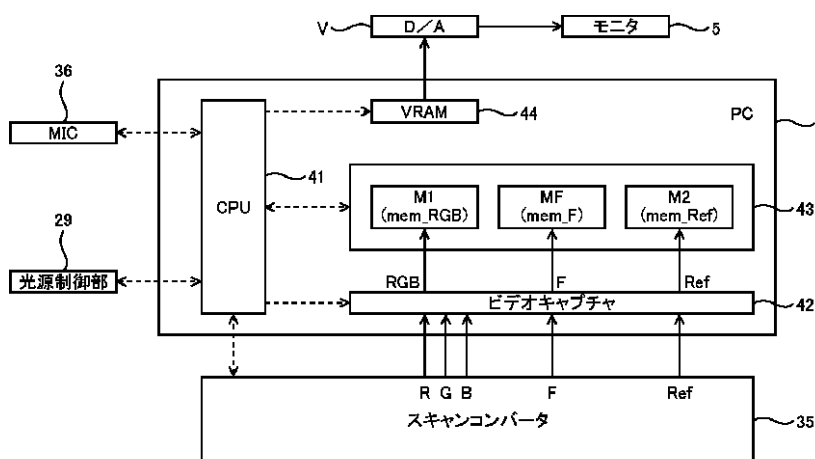
【図17】



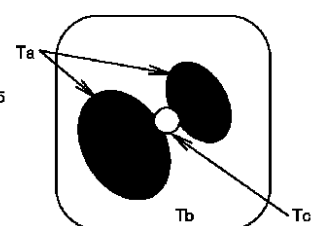
【図13】



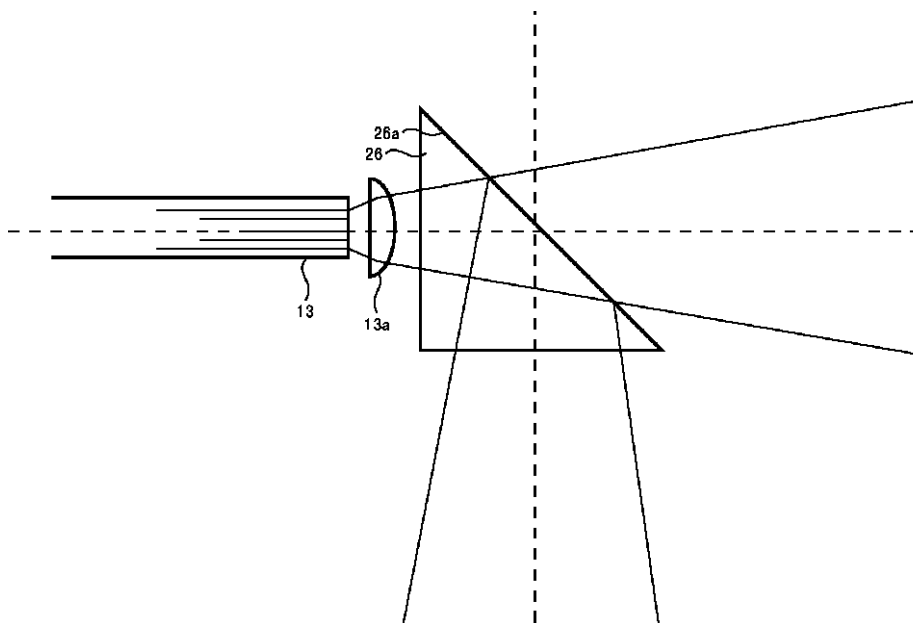
【図16】



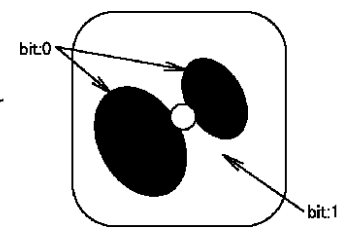
【図18】



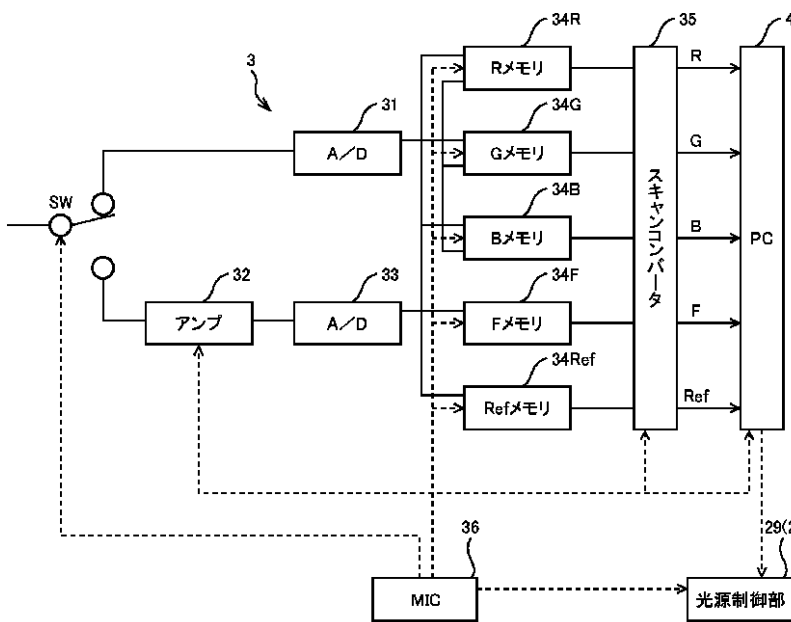
【図14】



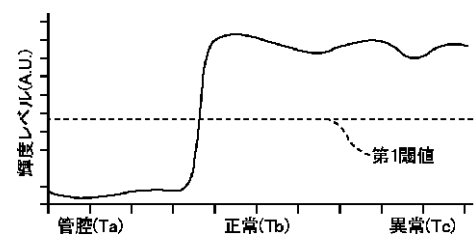
【図20】



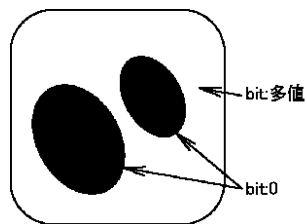
【図15】



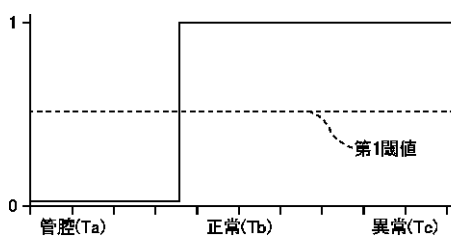
【図19】



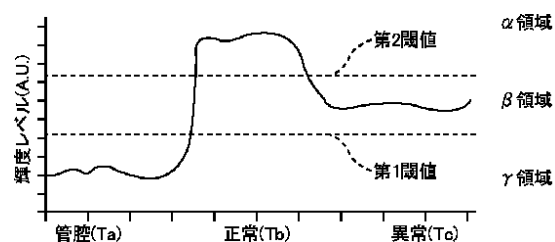
【図23】



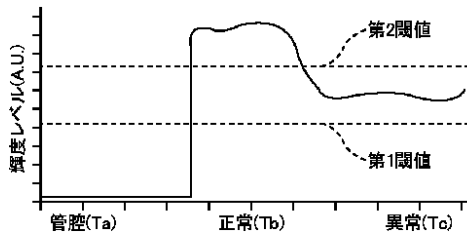
【図21】



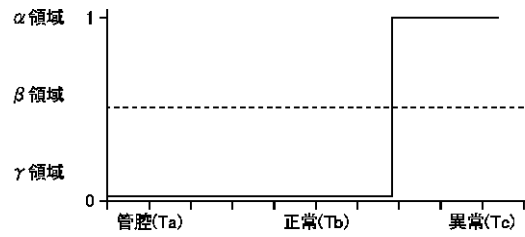
【図22】



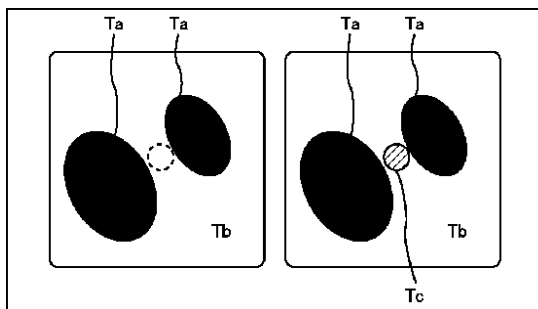
【図 24】



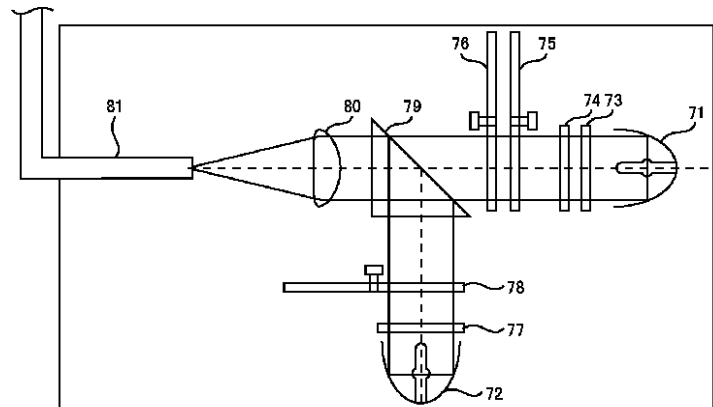
【図 26】



【図 27】



【図 28】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコード^{*} (参考)

H 0 4 N 7/18

H 0 4 N 7/18

M

// A 6 1 B 1/00

3 0 0

A 6 1 B 1/00

3 0 0 D

F タ-ム(参考) 2H040 BA00 CA04 CA09 GA02 GA11
 4C061 CC06 FF47 GG01 HH51 LL02
 MM03 NN01 NN05 QQ02 QQ04
 QQ07 RR05 RR18 RR26 SS11
 WW08 WW10 WW17
 5C022 AA09 AB11 AB15 AC51 AC55
 AC74
 5C054 AA01 AA04 CA03 CA04 HA12

专利名称(译)	光源装置和电子内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2003061909A	公开(公告)日	2003-03-04
申请号	JP2001251366	申请日	2001-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 G02B23/26.B G02B23/26.D H04N5/225.C H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.618 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.731 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR05 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW17 5C022/AA09 5C022/AB11 5C022/AB15 5C022/AC51 5C022/AC55 5C022/AC74 5C054/AA01 5C054/AA04 5C054/CA03 5C054/CA04 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR05 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW17 5C122/DA26 5C122/EA54 5C122/FB00 5C122/FB03 5C122/FB15 5C122/FB16 5C122/FB20 5C122/FC01 5C122/FH01 5C122/FH02 5C122/FK23 5C122/GG03 5C122/GG10 5C122/GG11 5C122/GG26 5C122/HA82 5C122/HB01 5C122/HB02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种紧凑的，但可喷射源装置可见光和激励光，电子内窥镜装置，其包括设置单元的光源。一从白色光源单元21发射的光被通过聚光透镜C1，B光被变换G光和R光，以及参考光，入射到棱镜26被冷凝发射为会聚光。来自泵浦光源单元22发射的光被通过聚光透镜C2，激发光，其中被提取出来并进入棱镜26被冷凝发射为会聚光。棱镜26，反过来，B光，通过发射G光，R光和反射所述激发光并透射参考光。顺序发射B光从棱镜26，G光，R光，激发光，参照光入射到光导13。

