

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2005-342431
(P2005-342431A)

(43) 公開日 平成17年12月15日(2005. 12. 15)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 1/06
G 0 2 B 23/26

F I
A 6 1 B 1/06
G 0 2 B 23/26

テーマコード (参考)
2 H 0 4 O
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2004-168936 (P2004-168936)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成16年6月7日(2004. 6. 7)		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
		(74) 代理人	100098235
			弁理士 金井 英幸
		(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 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA04 CA06 CA09 CA11 DA03 GA02 4C061 CC06 QQ04 QQ07 RR02 RR17 RR22

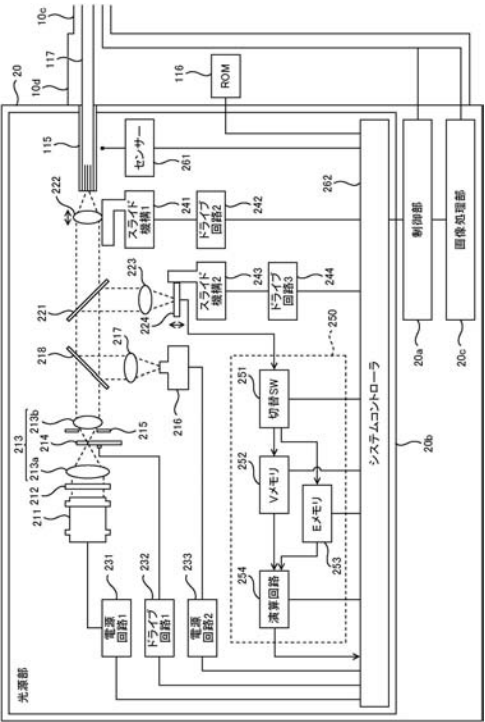
(54) 【発明の名称】 光源装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡のライトガイドの入射端面よりも光源側において白色光と励起光の強度分布をできるだけ揃えることができる光源装置を、提供する。

【解決手段】電子内視鏡システムの本体装置20内の光源部20bは、電子内視鏡10のライトガイド117の基端面に各光を収斂する第1集光レンズ222と同一の光学特性を有する第2集光レンズ223と、ライトガイド117の基端面に向かう白色光及び励起光の一部を第2集光レンズ223へ分離するハーフミラー221とを備える。システムコントローラ262は、第2集光レンズ223の透過光を撮像素子224でモニタしながら撮像素子224をこのレンズ223に対して接離させることにより、白色光と励起光との強度分布の差が最も小さくなる撮像面の位置を特定し、特定した撮像面と第2集光レンズ223との位置関係を、第1集光レンズ222とライトガイド117の基端面との位置関係に反映させる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の挿入部内に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に対して光を供給する光源装置であって、

白色光を平行光として射出する白色光光源、

生体組織を励起させるための励起光を平行光として射出する励起光光源、

前記白色光光源から平行光として射出される前記白色光の光路と前記励起光光源から平行光として射出される前記励起光の光路とを同一の光路となるように合成する光路合成素子、

前記光路合成素子と前記ライトガイドの入射端面との間においてそのライトガイドの入射端面に対して接離自在に配置され、前記光路合成素子により光路が合成された前記白色光及び前記励起光を収斂させる第 1 集光レンズ、

前記光路合成素子と前記第 1 集光レンズとの間に配置され、前記白色光の一部及び前記励起光の一部をそれぞれ反射して残りを透過させる部分反射部材、

前記第 1 集光レンズと同一の光学特性を有し、前記部分反射部材において反射された前記白色光及び前記励起光を収斂させる第 2 集光レンズ、

前記第 2 集光レンズの光軸上に沿ったその第 2 集光レンズに対する相対的な距離を自在に変化させ得るとともに、その第 2 集光レンズにより撮像面上に形成された前記白色光及び前記励起光のスポット像を撮像することにより、前記白色光及び前記励起光の強度分布を示す画像データを取得する撮像素子、

前記光路合成素子に前記白色光が入射した期間に前記撮像素子が取得した画像データと、前記光路合成素子に前記励起光が入射した期間に前記撮像素子が取得した画像データとに基づいて、前記撮像素子の撮像面が採り得る位置のうち、前記白色光の強度分布と前記励起光の強度分布との差が最も小さくなる位置を検出する位置検出部、及び、

前記位置検出部によって検出された前記撮像面の位置と前記第 2 集光レンズとの間の距離だけ、前記第 1 集光レンズが前記ライトガイドの入射端面から離れる位置まで、前記第 1 集光レンズを移動させる反映部を備えることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記位置検出部は、前記撮像素子の撮像面における前記ライトガイドの入射端面と同じ大きさの領域内についてのみ、前記白色光の強度分布と前記励起光の強度分布とを比較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】

前記位置検出部は、前記ライトガイドの入射端面の大きさを、そのライトガイドが端部近傍に有している記憶装置から読み込み、読み込んだ大きさに基づいて前記撮像面での当該領域を特定することを特徴とする請求項 2 記載の光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡内に引き通されたライトガイドへ光を供給するための光源装置に、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出する内視鏡システムが、開発されている。特許文献 1 には、この種の内視鏡システムが、開示されている。

10

20

30

40

50

【0003】

また、この種の内視鏡システムの一つとして、二つの観察モードを備えた内視鏡システムがある。一つ目の通常観察モードでは、内視鏡システムは、白色光にて照明された体腔壁の通常観察画像を表示装置に表示する。二つ目の特殊観察モードでは、内視鏡システムは、参照画像に患部画像がスーパーインポーズされてなる特殊観察画像を、表示装置に表示する。ここで、参照画像は、白色光にて照明された体腔壁のカラー画像であり、患部画像は、病変部として算出された領域を示す画像である。

【0004】

上記の特殊観察モードについて詳しく説明すると、内視鏡システムは、内視鏡の挿入部の先端から、体腔内を照明するための白色光と、生体組織を励起させるための励起光とを、交互に射出する。また、内視鏡システムは、挿入部の先端から白色光が射出されている期間には、体腔壁の表面で反射された白色光により形成されるその体腔壁の画像のカラー画像データを参照画像データとして取得し、挿入部の先端から励起光が射出されている期間には、体腔壁下の生体組織から放射される蛍光により形成されるその体腔壁の画像のカラー画像データを蛍光画像データとして取得する。さらに、内視鏡システムは、一組の参照画像データと蛍光画像データとを取得するたびに、参照画像データと蛍光画像データとに基づいて、特殊観察画像の画像データを生成する。

【0005】

この特殊観察画像の画像データの生成手順について、より具体的に説明すると、内視鏡システムは、まず、参照画像データ及び蛍光画像データからそれぞれの輝度成分を抽出し、抽出した各画像データの輝度成分を、互いの階調幅が等しくなるように規格化する。続いて、内視鏡システムは、参照画像データの規格化後の輝度成分から蛍光画像データの規格化後の輝度成分を差し引くことにより（同一座標上の輝度値の差分を全ての座標について算出することにより）、患部画像データを生成する。なお、このように参照画像データの輝度成分から蛍光画像データの輝度成分を差し引くことにより、体腔の奥行きや体腔壁表面の凹凸に起因する陰影が打ち消され、蛍光の強度が他の部分よりも弱い部分の位置及び強度の弱さを示す患部画像データが抽出される。そして、内視鏡システムは、参照画像データの例えば緑色成分に患部画像データを合成することにより、特殊観察画像の画像データを生成する。

【0006】

このような手順により生成された画像データによって表示される特殊観察画像では、白色光にて照明された体腔壁のカラー画像の上に、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体が存在する部分が、緑色にて示されることとなり、然も、緑色の濃さによってその部分の生体組織の病変の程度の進み具合が、示されることとなる。

【特許文献1】特開2002-034913号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、近年、同一の光源から射出される光から白色光と励起光とを取り出そうとすると励起光の強度が低くなるという理由から、白色光と励起光とを別々の光源から交互に内視鏡のライトガイドの入射端面へ供給して挿入部の先端に導いて射出させるという構成が、内視鏡システムに採用されるようになってきた。

【0008】

しかしながら、白色光と励起光とを別々の光源から同一のライトガイドへ供給するようにすると、射出される白色光と励起光の強度分布（先端面に対向して配置された面における照度の分布）が互いに異なってしまう。すると、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分との差分を算出した際に、体腔内の陰影が正確に排除されなくなる。そのため、実際には病変部でないにも拘わらず病変部であるかのように示されてしまう部分が特殊観察画像の中に現れるという問題が、発生していた。このような問題があると、特殊観察画像を通じて体腔内を観察する術者に対し、正常な生体組織と異常な生体組織とを

10

20

30

40

50

正反対に認識させて、誤診を引き起こさせる可能性が高い。

【0009】

なお、白色光と励起光の強度分布を揃えるための機構や光学素子を内視鏡の先端に設置することによって上記の問題を解決することも考えられそうではあるが、通常の内視鏡内にはそのような機構や光学素子を配置する余地がない。また、新たな内視鏡を開発するにしても、そのような機構や光学素子を内視鏡の先端に組み込むためには、それらは小型化されねばならないが、これには多くの開発費用と多くの製造費用とを必要とする。従って、内視鏡の先端において強度分布の調節を行うことは適切でない。

【0010】

本発明は、前述した従来技術が有する問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、内視鏡のライトガイドの入射端面よりも光源側において、別々の光源から供給される白色光と励起光の強度分布をできるだけ揃えることができる光源装置を、提供することにある。 10

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記の課題を解決するために発明された光源装置は、内視鏡の挿入部内に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に対して光を供給する光源装置であって、白色光を平行光として射出する白色光光源、生体組織を励起させるための励起光を平行光として射出する励起光光源、前記白色光光源から平行光として射出される前記白色光の光路と前記励起光光源から平行光として射出される前記励起光の光路とを同一の光路となるように合成する光路合成素子、前記光路合成素子と前記ライトガイドの入射端面との間においてそのライトガイドの入射端面に対して接離自在に配置され、前記光路合成素子により光路が合成された前記白色光及び前記励起光を収斂させる第1集光レンズ、前記光路合成素子と前記第1集光レンズとの間に配置され、前記白色光の一部及び前記励起光の一部をそれぞれ反射して残りを透過させる部分反射部材、前記第1集光レンズと同一の光学特性を有し、前記部分反射部材において反射された前記白色光及び前記励起光を収斂させる第2集光レンズ、前記第2集光レンズの光軸上に沿ったその第2集光レンズに対する相対的な距離を自在に変化させ得るとともに、その第2集光レンズにより撮像面上に形成された前記白色光及び前記励起光のスポット像を撮像することにより、前記白色光及び前記励起光の強度分布を示す画像データを取得する撮像素子、前記光路合成素子に前記白色光が入射した期間に前記撮像素子が取得した画像データと、前記光路合成素子に前記励起光が入射した期間に前記撮像素子が取得した画像データとに基づいて、前記撮像素子の撮像面が採り得る位置のうち、前記白色光の強度分布と前記励起光の強度分布との差が最も小さくなる位置を検出する位置検出部、及び、前記位置検出部によって検出された前記撮像面の位置と前記第2集光レンズとの間の距離だけ、前記第1集光レンズが前記ライトガイドの入射端面から離れる位置まで、前記第1集光レンズを移動させる反映部を備えることを、特徴としている。 20 30

【0012】

このように、光路合成素子と第1集光レンズとの間に部分反射部材を配置することによって、内視鏡のライトガイドの入射端面に向かう白色光の一部と励起光の一部とを反射させ、反射した光を、第1集光レンズと同一の光学特性を有する第2集光レンズを介して撮像素子の撮像面に入射させるようにすれば、撮像面と第2集光レンズとの位置関係が、第1集光レンズとライトガイドの入射端面との位置関係と等価であることから、白色光の強度分布と励起光の強度分布との差が最も小さくなる撮像素子の撮像面の位置を特定したときに、特定した撮像面と第2集光レンズとの位置関係を、第1集光レンズとライトガイドの入射端面との位置関係に反映させることができる。この反映の結果、ライトガイドの入射端面における白色光と励起光の強度分布が揃うこととなり、ライトガイドの射出端面から白色光と励起光とを射出したときにその射出端面でのそれら光の強度分布も揃うこととなるので、実際には病変部でないにも拘わらず病変部であるかのように示されてしまう部分を特殊観察画像の中に出現させてしまうことがなくなる。 40 50

【発明の効果】

【0013】

以上に説明したように、本発明によれば、内視鏡のライトガイドの入射端面よりも光源側において、別々の光源から供給される白色光と励起光の強度分布をできるだけ揃えることができるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態について、説明する。

【0015】

図1は、本発明の実施形態である電子内視鏡システムの構成図である。この電子内視鏡システムは、電子内視鏡10、本体装置20、及び、表示装置30を、備えている。 10

【0016】

電子内視鏡10は、光の届かない体腔内を観察するための器具である。電子内視鏡10は、挿入部10a、操作部10b、ケーブル部10c、及び、接続部10dに、区分される。

【0017】

挿入部10aは、体腔内に挿入される部分であり、樹脂製の被覆管とこの被覆管に覆われた管状の骨格構造とを備えている。その骨格構造は、与えられた外力に応じて柔軟に屈曲するとともに、体腔壁を傷つけない程度に屈曲の状態を維持できる剛性を保有する。また、挿入部10aは、図示していないが、先端部内に、対物光学系及び撮像素子を備えている。対物光学系は、挿入部10aの先端に対向した被写体の像を形成し、撮像素子は、対物光学系によって形成された像を撮像して画像データに変換する。 20

【0018】

操作部10bは、各種スイッチ111、アングルノブ112、鉗子口113、図示せぬホース継手などを備えた部分であり、挿入部10aの基端に接続されている。なお、アングルノブ112は、挿入部10aにおけるその先端から基端に向かった所定の長さの部分に組み込まれた湾曲機構を通じて、挿入部10aの先端部分の湾曲状態を変化させるための把手である。鉗子口113は、挿入部10aの内部に引き通された細管（鉗子チャンネル）へ、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具を挿入するための開口である。但し、図1では、鉗子口113には蓋がされている。図示せぬホース継手は、挿入部10aの内部に引き通された細管（送気送水チャンネル）と図示せぬ送気送水装置から延びるホースとを接続するための口金であり、操作部10bにおいてアングルノブ112がある側とは反対側に備えられている。 30

【0019】

ケーブル部10cは、各種の信号線とその信号線を覆う樹脂製の管とを備えた電纜であり、その先端は、操作部10bの側面に接続されている。なお、ケーブル部10c内の信号線は、図示していないが、操作部10b及び挿入部10aに引き通されて挿入部10aの撮像素子に接続された信号線、及び、操作部10bの各種スイッチ111に接続された信号線を、含んでいる。

【0020】

接続部10dは、ケーブル部10cの基端を本体装置20に着脱自在に装着するためのコネクタである。接続部10dは、本体装置20に装着された際に本体装置20に当接する装着面に、ケーブル部10c内に引き通された信号線の端部が接続された端子114を、備えている。また、接続部10dは、図1には図示していないが、信号線にて端子114に接続されたROM116（図2参照）を、内部に備えている。このROM116は、ライトガイドの直径の値を記憶している。 40

【0021】

これら各部10a～10dに区分される電子内視鏡10は、図1には図示していないが、更に、束ねられた多数の光ファイバからなるライトガイド117（図2参照）を、備えている。ライトガイドは、挿入部10a、操作部10b、ケーブル部10c、及び、接続 50

部 1 0 d 内に順に引き通されており、ライトガイドの先端は、挿入部 1 0 a の先端に固定され、ライトガイドの基端は、接続部 1 0 d における上記の装着面から突出する金属管 1 1 5 内に固定されている。

【0022】

本体装置 2 0 は、電子内視鏡 1 0 を制御するための装置である。本体装置 2 0 は、制御部 2 0 a、光源部 2 0 b、及び、画像処理部 2 0 c に、区分される。

【0023】

制御部 2 0 a は、本体装置 2 0 全体を制御するための機器であり、図示していないが、各種の基準信号を生成してその信号の出力を制御するタイミングジェネレータを、備えている。光源部 2 0 b 及び画像処理部 2 0 c は、この制御部 2 0 a に接続されており、光源部 2 0 b 及び画像処理部 2 0 c における各種の処理は、上記の基準信号に従って進行する。

10

【0024】

また、制御部 2 0 a は、電子内視鏡 1 0 の接続部 1 0 d が本体装置 2 0 に装着されると、接続部 1 0 d の端子 1 1 4、及び、ケーブル部 1 0 c 内の信号線を介して、挿入部 1 0 a 内の図示せぬ撮像素子、及び、操作部 1 0 b の各種スイッチ 1 1 1 に接続される。制御部 2 0 a は、図示せぬ撮像素子における蓄積電荷の掃き出しタイミングや受光感度を制御する。また、制御部 2 0 a は、操作部 1 0 b の各種スイッチ 1 1 1 のうちの 하나가操作されると、観察モードを、通常観察モード及び特殊観察モードの何れか一方に、切り替えるとともに、光源部 2 0 b 及び画像処理部 2 0 c の動作状態を、切替後の観察モードに対応した動作状態へ変化させる。

20

【0025】

光源部 2 0 b は、電子内視鏡 1 0 のライトガイド 1 1 7 の基端面に光を供給するための機器である。なお、電子内視鏡 1 0 の接続部 1 0 d が本体装置 2 0 に装着されると、接続部 1 0 d の金属管 1 1 5 が、光源部 2 0 b 内に挿入され、ライトガイド 1 1 7 の基端が、所定位置に固定される。

【0026】

図 2 は、光源部 2 0 b の構成図である。光源部 2 0 b は、光学構成として、白色光光源 2 1 1、赤外線除去フィルタ 2 1 2、光束径縮小光学系 2 1 3、回転遮蔽板 2 1 4、光量絞り 2 1 5、励起光光源 2 1 6、平行化レンズ 2 1 7、ダイクロイックミラー 2 1 8、ハーフミラー 2 2 1、第 1 集光レンズ 2 2 2、第 2 集光レンズ 2 2 3、及び、撮像素子 2 2 4 を、備えている。

30

【0027】

白色光光源 2 1 1 は、白色光を平行光として射出する装置であり、焦点から放射される光を平行光として反射する放物面鏡、及び、放物面鏡の焦点に発光点が配置されたキセノンランプを、備えている。赤外線除去フィルタ 2 1 2 は、入射してきた光の中から赤外領域の光を除去して残りを透過させるためのフィルタであり、白色光光源 2 1 1 から射出される白色光の光路上に配置されている。光束径縮小光学系 2 1 3 は、一対の凸レンズ 2 1 3 a、2 1 3 b からなるケプラー型のアフォーカル光学系であり、赤外線除去フィルタ 2 1 2 を透過した白色光の光束径を、縮小する。

40

【0028】

回転遮蔽板 2 1 4 は、略半円形の開口が一つだけ穿たれた円板であり、その貫通孔の円弧の中心は、回転遮蔽板 2 1 4 の外周円の中心に一致している。回転遮蔽板 2 1 4 の中心は、図示せぬモーターの駆動軸の先端に固定されており、図示せぬモーターによって駆動されると、回転遮蔽板 2 1 4 は、その駆動軸を回転中心として回転する。回転遮蔽板 2 1 4 は、光束径縮小光学系 2 1 3 における凸レンズ 2 1 3 a、2 1 3 b の間の焦点位置において、光束径縮小光学系 2 1 3 の光軸に対して直交しており、白色光は、回転遮蔽板 2 1 4 の偏心位置に入射する。このため、回転遮蔽板 2 1 4 が回転していると、光束径縮小光学系 2 1 3 内の白色光の光路内に回転遮蔽板 2 1 4 の開口が繰り返し挿入されることにより、光束径縮小光学系 2 1 3 からは、白色光が周期的に射出される。

50

【0029】

光量絞り215は、略円形開口を形成する複数の絞り羽根によって光の一部を遮蔽するという周知の構造により光量を絞るための器具であり、光束径縮小光学系213の後側の凸レンズ213bの直前において、白色光の光路上に配置されている。光量絞り215は、各絞り羽根を変位させるための機構を備えており、各絞り羽根が変位されてその開口の直径が変化すると、開口を通過する光束の量が増加又は減少する。

【0030】

励起光光源216は、蛍光の放射という現象を生体組織において引き起こさせるための励起光を射出するレーザー発光ダイオードである。平行化レンズ217は、励起光光源216から射出される励起光を平行光に変換するコリメートレンズである。平行化レンズ217から平行光として射出される励起光の光路は、光束径縮小光学系213から平行光として射出される可視色光の光路と直交している。

【0031】

ダイクロイックミラー218は、白色光を透過させるとともに励起光を反射する光学素子である。ダイクロイックミラー218は、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置に配置されており、光束径縮小光学系213の光軸方向に対して45°傾いているとともに、平行化レンズ217の光軸方向に対しても45°傾いている。光束径縮小光学系213から平行光として射出された白色光は、ダイクロイックミラー218を透過し、平行化レンズ217から射出された励起光は、ダイクロイックミラー218によって直角に反射されることにより、白色光と同一の光路上をこの白色光の進行方向と同じ方向へ進む。従って、ダイクロイックミラー218は、光路合成素子として機能する。

【0032】

ハーフミラー221は、入射してきた光のうちの所定割り合いを透過させるとともに残りの光を反射させる光学素子である。なお、本実施形態では、透過光と反射光の割り合いが1:1である必要はない。ハーフミラー221は、ダイクロイックミラー218を透過した白色光の光路（すなわち、ダイクロイックミラー218に反射された励起光の光路）上に配置されている。ハーフミラー221は、この白色光の光路に対して45°傾いており、ハーフミラー221にて反射された光は、ハーフミラー221を透過した光の光路に対して直角な方向に向かって進行する。

【0033】

第1集光レンズ222は、平行光を収斂させるためのコンデンサレンズである。第1集光レンズ222は、ハーフミラー221を透過した白色光及び励起光の光路上に配置されており、これら光を電子内視鏡10のライトガイド117の基端面に収斂させる。一方、第2集光レンズ223も、平行光を収斂させるためのコンデンサレンズであり、第1集光レンズ222と同じ光学特性を有している。第2集光レンズ223は、ハーフミラー221によって反射された白色光及び励起光の光路上に配置されており、これら光を撮像素子224の撮像面に向けて収斂させる。

【0034】

撮像素子224は、モノクロのエリアセンサーであり、第2集光レンズ223によって撮像面上に形成されたスポット像を撮像することにより、その撮像面位置でのスポット光の二次元的な強度分布を示す画像データを出力する。

【0035】

光源部20bは、以上に説明した光学構成を制御するために、更に、第1電源回路231、第1ドライブ回路232、第2電源回路233、第1スライド機構241、第2ドライブ回路242、第2スライド機構243、第3ドライブ回路244、解析装置250、センサー261、及び、システムコントローラ262、を、備えている。

【0036】

第1電源回路231は、白色光光源211に電力を供給するとともに、システムコントローラ262に制御されることによって白色光光源211に供給する電力量を調整するための回路である。第1ドライブ回路232は、回転遮蔽板214を駆動軸の先端に固定し

10

20

30

40

50

ているモータの駆動を制御するための回路であり、システムコントローラ 262 を介して制御部 20a から入力される基準信号の示すタイミングに、回転遮蔽板 214 の回転位相を同期させる。第 2 電源回路 233 は、励起光光源 216 に電力を供給するとともに、システムコントローラ 262 に制御されることによって励起光光源 216 に供給する電力量を調整するための回路である。

【0037】

第 1 スライド機構 241 は、図示せぬステージ上の物体を一方向に沿って平行移動させるための機構である。この第 1 スライド機構 241 のステージ上には、第 1 集光レンズ 222 が設置されており、第 1 集光レンズ 222 は、ステージの移動に伴って、ライトガイド 117 の基端面に対して同軸な状態を維持しながらこの基端面に対して接離する。また、第 1 スライド機構 241 のステージは、例えばラックアンドピニオン方式を介して組み付けられた図示せぬモーターによって駆動されるようになっている。第 2 ドライブ回路 242 は、このモーターを制御するための回路であり、第 1 集光レンズ 222 の移動方向及び移動量をシステムコントローラ 262 から受信すると、その移動方向へその移動量だけ第 1 集光レンズ 222 が移動するように、第 1 スライド機構 241 を駆動させる。

10

【0038】

第 2 スライド機構 243 も、第 1 スライド機構 241 と同じ機能を発揮する機構であり、図示せぬモーターが組み付けられた図示せぬステージを、備えている。この第 2 スライド機構 243 のステージ上には、撮像素子 224 が設置されており、撮像素子 224 は、ステージの移動に伴って、撮像面が第 2 集光レンズ 223 の光軸方向に直交する状態を維持しながら第 2 集光レンズ 223 に対して接離する。第 3 ドライブ回路 244 は、第 2 スライド機構 243 のモーターを制御するための回路であり、撮像素子 224 の移動方向及び移動量をシステムコントローラ 262 から受信すると、その移動方向へその移動量だけ撮像素子 224 が移動するように、第 2 スライド機構 243 を駆動させる。

20

【0039】

解析装置 250 は、撮像素子 224 が生成した画像データに対して所定の処理を施す回路である。解析装置 250 は、切替 SW 251、V メモリ 252、E メモリ 253、及び、演算回路 254 を、備えている。切替 SW 251 は、撮像素子 224 から出力される画像データが V メモリ 252 及び E メモリ 253 の何れか一方に入力されるように制御するためのスイッチである。V メモリ 252 及び E メモリ 253 は、画像データを一時的に記録するための記憶装置である。演算回路 254 は、V メモリ 252 及び E メモリ 253 にそれぞれ記録された画像データに基づいて演算を行う回路である。

30

【0040】

センサー 261 は、ライトガイド 117 の基端部の有無を検出するための検出装置である。電子内視鏡 10 の接続部 10d が本体装置 20 に装着されることによってライトガイド 117 の基端部が光源部 20b 内の所定位置に固定されると、センサー 332 は、ライトガイド 117 がセットされた旨をシステムコントローラ 262 に通知し、ライトガイド 117 の基端部が光源部 20b から引き抜かれると、ライトガイド 117 が引き抜かれた旨をシステムコントローラ 262 に通知する。

【0041】

システムコントローラ 262 は、光源部 20b 全体を制御するためのコントローラであり、図示していないが、CPU、SRAM、EEPROM 等のハードウェアを、備えている。システムコントローラ 262 の EEPROM には、図 3 を用いて後述するプログラムが、インストールされている。

40

【0042】

なお、ライトガイド 117 の基端部が所定位置に固定された旨の通知が、センサー 261 からシステムコントローラ 262 に入力されると、システムコントローラ 262 内の図示せぬ CPU がやはり図示せぬ EEPROM 内のプログラムを実行する。図 3 は、このプログラムに従って CPU が実行する処理の内容を示すフローチャートである。

【0043】

50

図3の処理を開始すると、システムコントローラ262は、まず、電子内視鏡10の接続部10d内のROM116からライトガイド117の直径の値を読み込み(S1001)、次に、第2スライド機構243を制御することにより、撮像素子224を、その撮像面が原点に位置するまで移動させ(S1002)、続いて、例えば無限大の値を初期値として一時記憶し(S1003)、その後、以下の処理ループを実行する。

【0044】

その処理ループでは、システムコントローラ262は、まず、第1ドライブ回路232を制御することによって、回転遮蔽板214を、その開口が白色光の光路内に常時挿入される位置まで回転させるとともに、第1電源回路231を制御することによって白色光光源211だけを動作させることによってハーフミラー221に白色光のみを入射させる(S1011)。すると、撮像素子224の撮像面には、第2集光レンズ223によって白色光のスポット像が、形成される。撮像素子224は、そのスポット像を撮像することにより、その撮像面位置での白色光の二次元の強度分布を示すモノクロ画像データを生成し、生成したモノクロ画像データを可視配光データとして切替SW251へ向けて出力する。システムコントローラ262は、切替SW251を制御することによって撮像素子224とVメモリ252とを接続し、可視配光データをVメモリ252に記録する(S1012)。

【0045】

続いて、システムコントローラ262は、第1ドライブ回路232を制御することによって、回転遮蔽板214を、その開口が白色光の光路から引き抜かれる位置まで回転させる(つまり白色光を遮蔽する)とともに、第2電源回路233を制御することによって励起光光源216だけを動作させることによってハーフミラー221に励起光のみを入射させる(S1013)。すると、撮像素子224の撮像面には、第2集光レンズ223によって励起光のスポット像が形成される。撮像素子224は、そのスポット像を撮像することにより、その撮像面位置での励起光の二次元の強度分布を示すモノクロ画像データを生成し、生成したモノクロ画像データを励起配光データとして切替SW251へ向けて出力する。システムコントローラ262は、切替SW251を制御することによって撮像素子224とEメモリ253とを接続し、励起配光データをEメモリ253に記録する(S1014)。

【0046】

可視配光データと励起配光データとを取得した後、システムコントローラ262は、可視配光データの中心座標の輝度値と励起配光データの中心座標の輝度値とが互いに同一の階調値となるように、双方の配光データを規格化し、撮像面上の全画素のうち、撮像面内の中心の座標からライトガイド117の半径と同じ距離だけ離れた円周上にある画素のそれぞれについて、規格化後の双方の配光データの輝度値の差分を算出し、差分の平均値を、その時点の撮像面の位置での白色光の強度分布と励起光の強度分布との差分値として算出する(S1015)。

【0047】

そして、白色光及び励起光の強度分布の差分値を算出すると、システムコントローラ262は、その強度分布の差分値が前回算出した強度分布の差分値よりも小さいか否かを、判断する(S1016)。但し、初めて強度分布の差分値を算出した場合、システムコントローラ262は、初期値と比較する。システムコントローラ262は、強度分布の差分値が前回算出した強度分布の差分値(又は初期値)よりも小さいと判断した場合(S1016;YES)、この強度分布の差分値を、次の処理ループにおける前回の差分値として一時記憶し(S1017)、その後、第2スライド機構243を制御することにより、撮像素子224を、その撮像面が原点から離れる方向へ、所定の移動量だけ移動させ(S1018)、原点から撮像素子224の撮像面の位置までの距離を示す位置情報に対し、その移動量を加算することによって、その位置情報を更新する(S1019)。

【0048】

以上の処理ループを繰り返し実行している最中に、或る回において、白色光及び励起光

の強度分布の差分値がその前の回で算出した強度分布の差分値以上であると判断した場合（S1016；NO）、システムコントローラ262は、第1スライド機構241を制御することによって、撮像素子224の撮像面の位置情報の示す距離だけライトガイド117の基端面から離れた位置へ、第1集光レンズ222を移動させ（S1021）、図3の処理を終了する。

【0049】

この図3の処理を実行した後、光源部20b内のシステムコントローラ262は、各観察モードでの動作ができるようになる。

【0050】

まず、システムコントローラ262は、通常観察モードを示す信号を制御部20aから受信すると、第1電源回路231を制御することによって白色光光源211に対して白色光の射出を開始させ、第1ドライブ回路232を制御することによって、回転遮蔽板214を、その開口が白色光の光路内に常時挿入される位置まで、回転させ、第2電源回路233を制御することによって励起光光源216に対して励起光の射出を停止させる。これにより、白色光のみが第1集光レンズ222に入射するようになるので、電子内視鏡10のライトガイド117には、白色光が連続して入射し、電子内視鏡10の挿入部10aの先端からは、白色光が連続して射出される。

【0051】

他方、システムコントローラ262は、特殊観察モードを示す信号を制御部20aから受信すると、第1電源回路231を制御することによって白色光光源211に対して白色光の射出を開始させ、第1ドライブ回路232を制御することによって回転遮蔽板214を回転させ、第2電源回路233を制御することによって励起光光源216に対して励起光の周期的な射出を開始させる。このとき、システムコントローラ262は制御部20aから受け取る上記の基準信号の示すタイミングに同期させながら白色光と励起光とを交互にダイクロイックミラー218へ入射させるように、回転遮蔽板214の回転位相と励起光の射出間隔を制御する。これにより、白色光と励起光とが交互に第1集光レンズ222に入射するようになるので、電子内視鏡10のライトガイド117には、白色光と励起光とが交互に入射し、電子内視鏡10の挿入部10aの先端からは、白色光と励起光とが交互に射出される。

【0052】

画像処理部20cは、電子内視鏡10の挿入部10a内の図示せぬ撮像素子が生成する画像データに所定の処理を施してビデオ信号に変換するための装置であり、プロセス回路、バッファ、デジタルシグナルプロセッサ、エンコーディング回路などの一般的なハードウェアを、備えている。

【0053】

画像処理部20cは、通常観察モードを示す信号を制御部20aから受信すると、被写体の表面で反射された白色光により形成される当該被写体の画像のカラー画像データを、通常観察画像データとして当該撮像素子から連続的に受信するようになる。

【0054】

画像処理部20cは、通常観察画像データを受信する毎に、通常観察画像データに対して色分離、デジタル化、カラーバランス等の処理を施し、処理後の通常観察画像データをNTSC信号やPAL信号などのアナログのビデオ信号の形態で、表示装置30へ出力する。ビデオ信号の形態の通常観察画像データが入力された表示装置30は、通常観察画像データに基づいて、通常観察画像を映し出す。通常観察画像は、被写体の表面で反射された白色光により形成される当該被写体（すなわち白色光にて照明された被写体）の画像である。

【0055】

また、画像処理部20cは、特殊観察モードを示す信号を制御部20aから受信すると、被写体の表面で反射された白色光により形成される当該被写体の画像のカラー画像データと、被写体から放射された蛍光により形成される当該被写体の画像のカラー画像データ

10

20

30

40

50

とを、参照画像データ及び蛍光画像データとして、挿入部10a内の図示せぬ撮像素子から交互に受信するようになる。画像処理部20cは、画像データを受信する毎に、画像データに対して色分離、デジタル化、カラーバランス等の処理を施す。

【0056】

画像処理部20cは、処理後の参照画像データと処理後の蛍光画像データとを一組生成すると、双方の画像データから輝度成分を抽出し、双方の画像データの輝度成分を、最大輝度値と最小輝度値との間の階調数が互いに等しくなるようにそれぞれ規格化する。そして、画像処理部20cは、参照画像データの規格化後の輝度成分から蛍光画像データの規格化後の輝度成分を差し引くことによって（同一の座標における輝度値の差分を全座標のそれぞれについて算出することによって）得られる差分データを、患部画像データとして算出する。そして、画像処理部20cは、参照画像データ中の緑色成分に患部画像データを加算することにより、特殊観察画像データを生成する。

10

【0057】

画像処理部20cは、参照画像データと蛍光画像データとを一組生成する毎に、このような処理を実行することにより、特殊観察画像データを順次生成する。そして、画像処理部20cは、特殊観察画像データをNTSC信号やPAL信号などのアナログのビデオ信号の形態で、表示装置30へ出力する。ビデオ信号の形態で特殊観察画像データが入力された表示装置30は、特殊観察画像データに基づいて、参照画像に患部画像がスーパーインポーズされてなる特殊観察画像を映し出す。

【0058】

以上のように構成されるので、本実施形態の電子内視鏡システムは、以下に記述するように、作用する。

20

【0059】

電子内視鏡システムを使用して被験者に対して施術を行う術者は、表示装置30及び本体装置20の主電源をそれぞれ投入し、電子内視鏡10の接続部10dを本体装置20に接続する。すると、本体装置20内の光源部20bでは、前述した図3の処理が実行されて、白色光の強度分布と励起光の強度分布と差が最も小さくなる位置に、第1集光レンズ222が配置される。なお、撮像素子224の位置の変化に伴う強度分布の変化について図4及び図5を用いて説明する。

【0060】

図4は、第2集光レンズ223から射出される光の光路上における撮像素子224の撮像面の位置とその位置での光の強度分布との関係を示す説明図である。図4では、第2集光レンズ223近傍の撮像面位置には（1）の指標が付され、焦点近傍の撮像面位置には（3）の指標が付され、（1）と（3）との中間の撮像面位置には（2）の指標が付されている。また、図4では、（1）乃至（3）の位置での光の二次元の強度分布が、それぞれ、撮像素子224の撮像面上に、等高線にて模式的に示されている。なお、等高線が描かれた各撮像面における太線の円は、ライトガイド117と等しい直径を持つ円を示している。

30

【0061】

また、図5は、（1）乃至（3）の撮像面位置での光の強度分布を径方向に沿った断面で見たときのグラフである。但し、これら三本のグラフは、中心での輝度値（強度）が互いに等しくなるように規格化されている。

40

【0062】

これら図4及び図5に示されるように、第2集光レンズ223に入射する平行光の断面よりも小さい撮像面に対し、第2集光レンズ223によって収斂される光を入射させる場合、その撮像面上での光の強度分布は、その撮像面が焦点に近いと、鋭いピークを持つガウス分布となり、第2集光レンズ223に近くなればなるほど、中心と裾野との差があまりないなだらかな分布となる。

【0063】

なお、撮像面の位置の変化に伴って強度分布のグラフが変形する度合いは、白色光と励

50

起光とで異なっている。このようなグラフの変化の度合いの差異は、光源の相違や、光束径縮小光学系 2 1 3 及び第 2 集光レンズ 2 2 3 の色収差に起因する。このような差異があるため、白色光の強度分布と励起光の強度分布との差分値は、撮像素子 2 2 4 の位置の変化に伴って一様に変化しないので、その差分値が極小となるような撮像素子 2 2 4 の位置が、存在することとなる。

【0064】

図 3 の処理によって、このような強度分布の差分値が極小となるような撮像素子 2 2 4 の位置が検出されると (S 1 0 1 6 ; N O)、第 2 集光レンズ 2 2 3 と撮像素子 2 2 4 の撮像面との位置関係 (すなわち距離) が、第 1 集光レンズ 2 2 2 とライトガイド 1 1 7 の基端面との位置関係に反映される (S 1 0 2 1)。ここで、第 2 集光レンズ 2 2 3 は、第 1 集光レンズ 2 2 2 と同一の光学特性を有しており、且つ、平行光が、第 1 及び第 2 集光レンズ 2 2 2, 2 2 3 に入射しているため、第 2 集光レンズ 2 2 3 に対する撮像素子 2 2 4 の撮像面の変位分を、そのまま、ライトガイド 1 1 7 の基端面に対する第 1 集光レンズ 2 2 2 の変位分として利用することができる。図 6 は、(1) 乃至 (3) の位置での撮像面と第 2 集光レンズ 2 2 3 との位置関係が第 1 集光レンズ 2 2 2 とライトガイド 1 1 7 の基端面との位置関係に反映された場合におけるライトガイド 1 1 7 の基端面への光の入射状態を示す模式図である。

10

【0065】

電子内視鏡 1 0 の接続部 1 0 d を本体装置 2 0 に装着することによって、ライトガイド 1 1 7 の基端面での白色光と励起光の強度分布をできるだけ一致させるような調節がなされた後、ハーフミラー 2 2 1 は図示せぬ移動機構によって光路中から退避させられる。そして、術者が、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b のスイッチを操作することによって通常観察モードに切り替え、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a の先端を被験者の体腔内に挿入する。すると、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a の先端からは、白色光が連続的に射出され、体腔壁の表面で反射された白色光により形成されたその体腔壁の画像が、カラーの通常観察画像として表示装置 3 0 に映し出される。術者は、この通常観察画像を見ることにより、体腔壁の状態を観察することができる。

20

【0066】

次に、術者は、カラーの通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、特殊観察画像を利用した観察を行う。この場合、術者は、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b のスイッチを操作することによって特殊観察モードに切り替える。すると、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a の先端からは、白色光と励起光とが交互に射出され、病変部を緑色にて示す患部画像が体腔内のカラーの参照画像にスーパーインポーズされてなる特殊観察画像が、表示装置 3 0 に映し出される。

30

【0067】

このとき、ライトガイド 1 1 7 の基端面での白色光と励起光の強度分布がほぼ一致するように調節されているため、ライトガイド 1 1 7 の先端面から射出される白色光及び励起光のその先端面上での強度分布もほぼ一致している。そのため、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分との差分を取った際に、体腔内の陰影の影響がほぼ排除され、病変部でないにも拘わらず明るく示されてしまうような部分が、特殊観察画像内に生じることがない。つまり、特殊観察画像において斑点状や塊状として緑色にて示された部分は、ほぼ、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体 (すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位) を示すこととなるので、術者が、この緑色の病変部を通じて、正常な生体組織と異常な生体組織とを正反対に認識してしまうことはない。

40

【0068】

以上に説明したように作用するため、本実施形態の電子内視鏡システムによれば、電子内視鏡 1 0 のライトガイド 1 1 7 の基端面 (入射端面) よりも光源側において白色光と励起光の強度分布をできるだけ揃えることができるようになり、その結果として、誤診を引き起こさせるような要因を減らすことができる。

【0069】

50

なお、以上に説明した本実施形態の電子内視鏡システムでは、第2集光レンズ223に対して撮像素子224が接離自在に移動しているが、これに限定されるものではない。例えば、第2集光レンズ223が撮像素子224に対して接離自在に移動しても良いし、第2集光レンズ223と撮像素子224とが互いの相対的な距離を変化させながら、それぞれが移動しても良い。何れの場合であっても、第2集光レンズ223と撮像素子224との位置関係（距離）が、第1集光レンズ222とライトガイド117の基端面との位置関係に反映されれば良い。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の実施形態である電子内視鏡システムの構成図

10

【図2】光源ユニットの構成図

【図3】ライトガイド装着時に光源ユニットのシステムコントローラが実行する処理の内容を示すフローチャート

【図4】第2集光レンズから射出される光の光路上における撮像素子の撮像面の位置とその位置での光の強度分布との関係を示す説明図

【図5】図4で示された各位置での光の強度分布を径方向に沿った断面で見たときのグラフ

【図6】図4で示された各位置での撮像面と第2集光レンズとの位置関係が第1集光レンズとライトガイドの基端面との位置関係に反映されたときの模式図

【符号の説明】

20

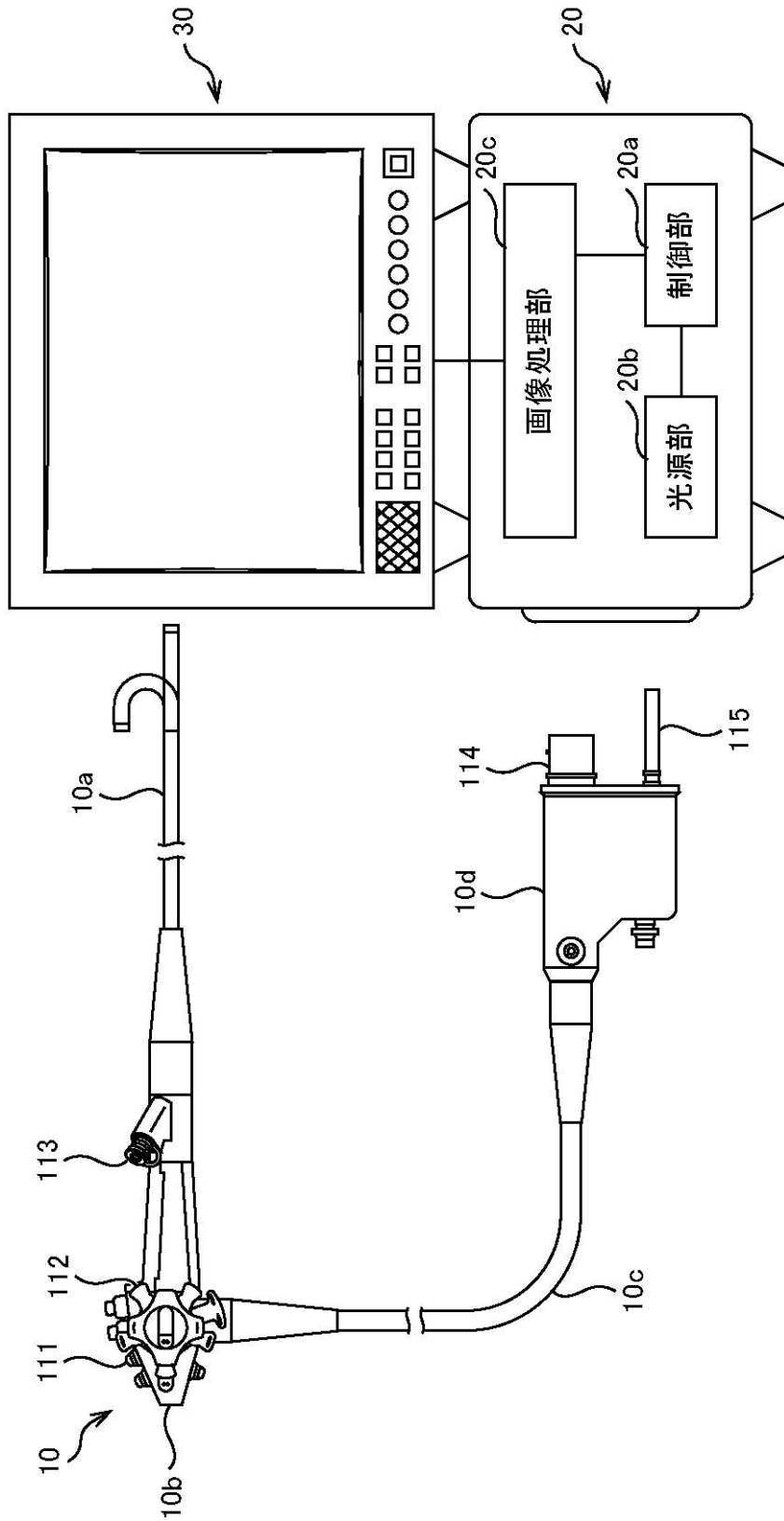
【0071】

- 10 電子内視鏡
- 117 ライトガイド
- 20 本体装置
- 20a 制御部
- 20b 光源部
- 211 白色光光源
- 212 赤外線除去フィルタ
- 213 光束径縮小光学系
- 214 回転遮蔽板
- 215 光量絞り
- 216 励起光光源
- 217 平行化レンズ
- 218 ダイクロイックミラー
- 221 ハーフミラー
- 222 第1集光レンズ
- 223 第2集光レンズ
- 224 撮像素子
- 231 システムコントローラ
- 250 解析装置
- 251 切替SW
- 252 Vメモリ
- 253 Eメモリ
- 254 演算回路
- 20c 画像処理部
- 30 表示装置

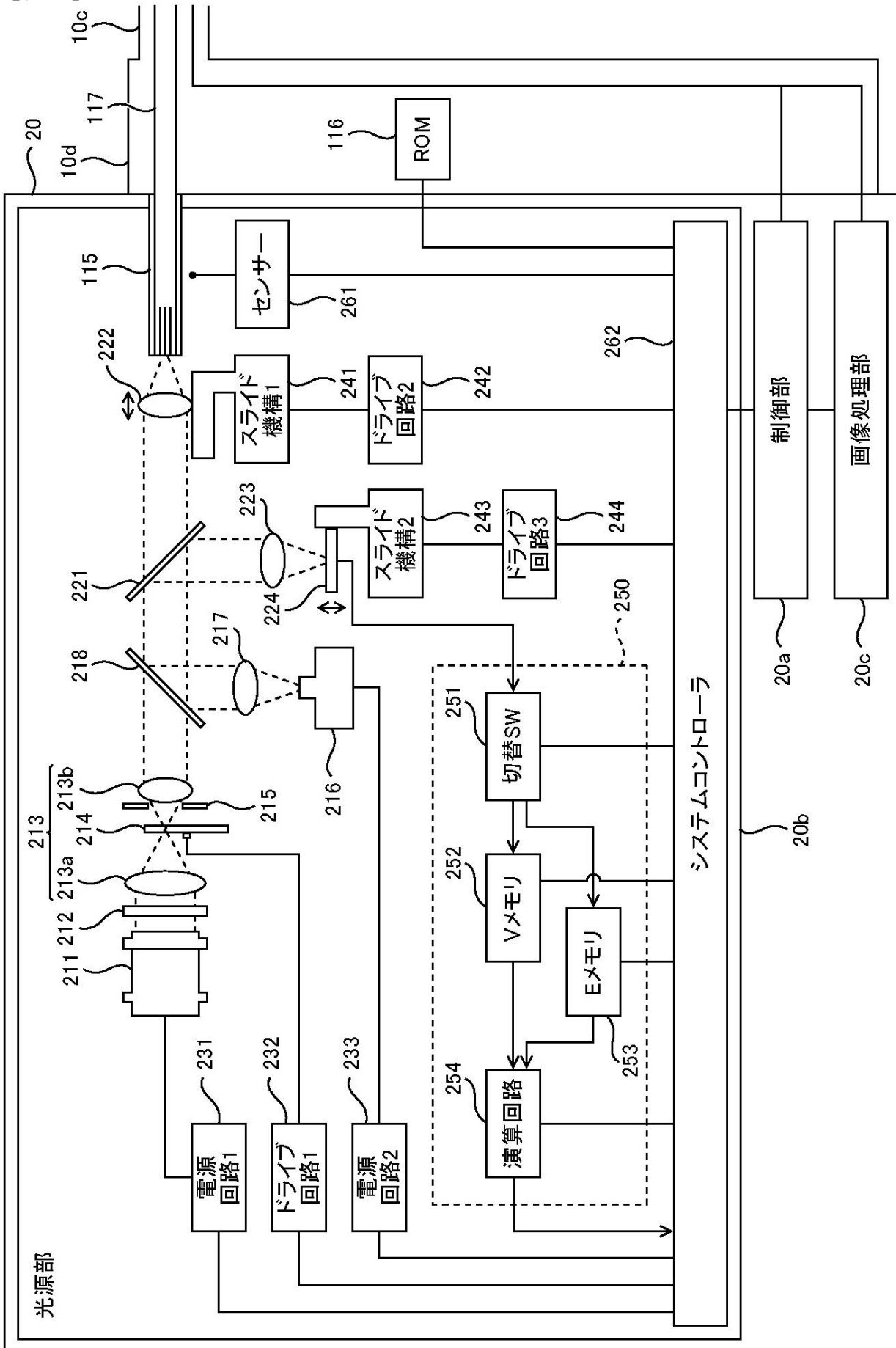
30

40

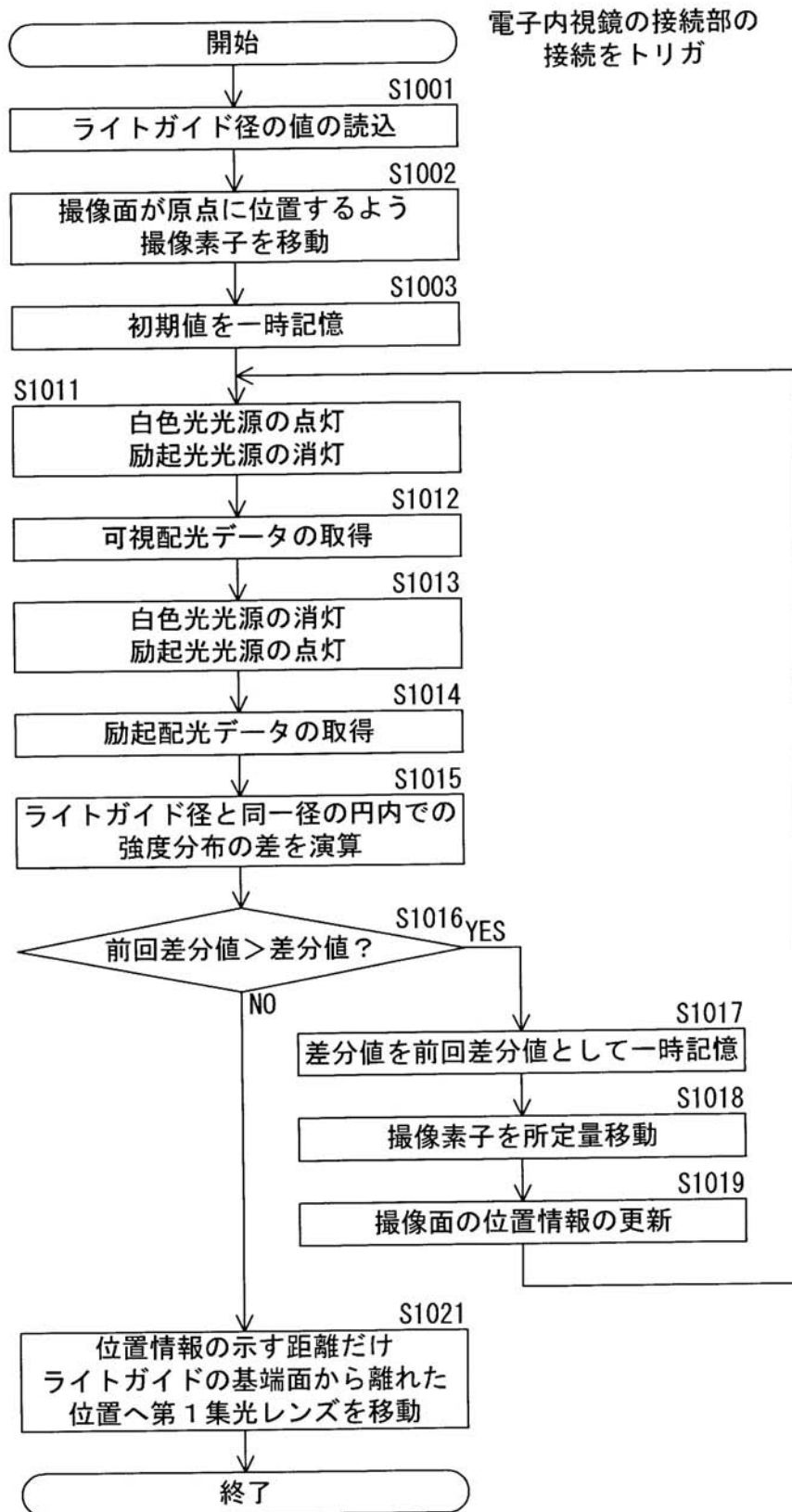
【図 1】



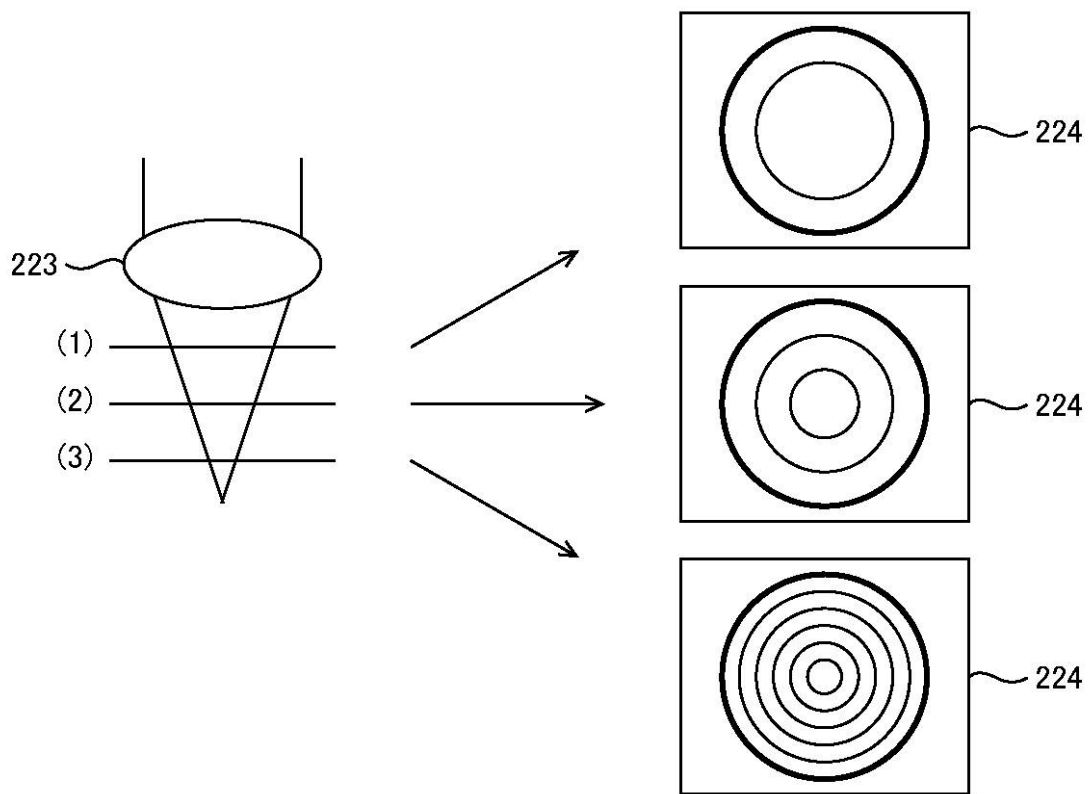
【図 2】



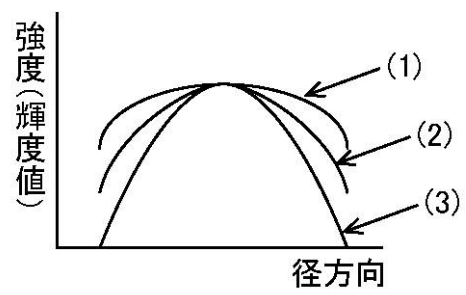
【図 3】



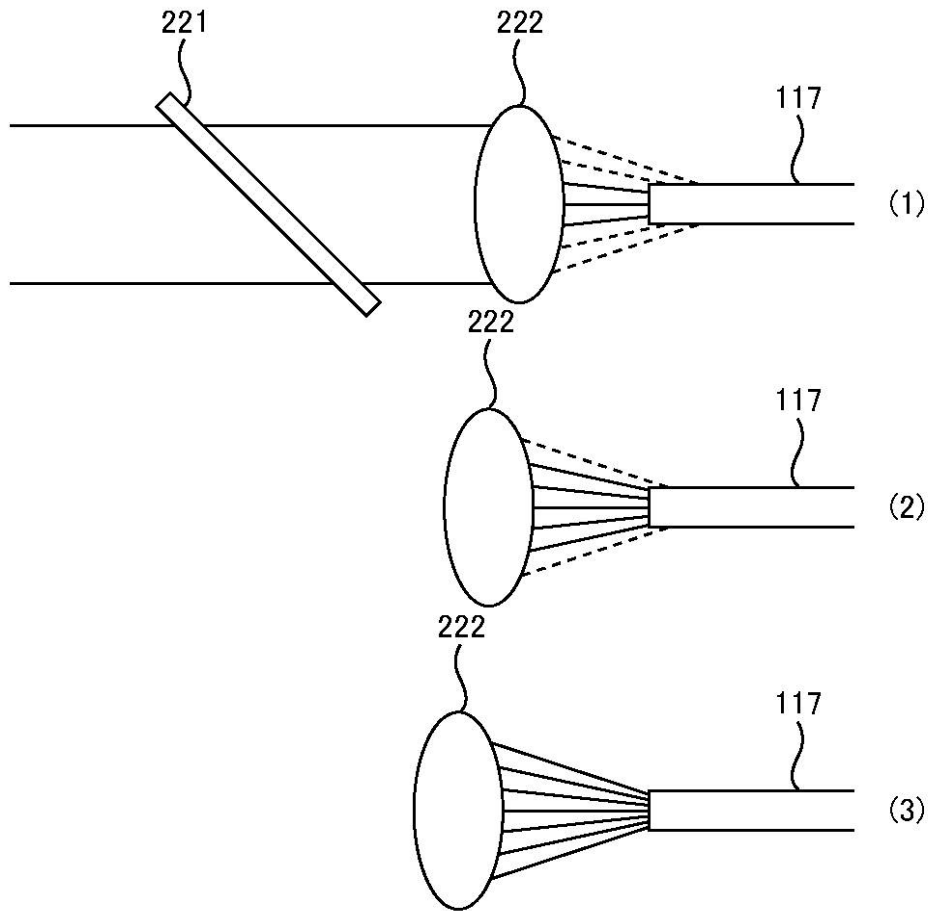
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

【要約の続き】

专利名称(译)	光源装置		
公开(公告)号	JP2005342431A	公开(公告)日	2005-12-15
申请号	JP2004168936	申请日	2004-06-07
[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 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/DA03 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR17 4C061/RR22 4C161/CC06 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR17 4C161/RR22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种光源装置，能够尽可能均匀的白色光的强度分布和激发光在内窥镜导光光源侧比的提供入射端面。的电子内窥镜系统的主单元20的光源单元20b时，相同的光学特性第1聚光透镜222，用于相应的光会聚到所述电子内窥镜10的光导117的基端面并且半反射镜221用于将白光的一部分和朝向光导117的近端面的激发光分离到第二聚光透镜223中。系统控制器262，通过同时通过第二聚光透镜223传输的光被图像传感器224监视接触并相对于分离的成像装置224的透镜223，在白色光的强度分布的差异和激发光位于最小成像平面，所识别的摄像面的位置关系，是第二聚光透镜223，被反映在第1聚光透镜222的基端面和光导117之间的位置关系。The

