

(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2001 - 321338

(P2001 - 321338A)

(43)公開日 平成13年11月20日(2001.11.20)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

タームコード (参考)

A 6 1 B 1/06

A 6 1 B 1/06

D 4 C 0 6 1

B

審査請求 未請求 請求項の数 20 L (全 13数)

(21)出願番号 特願2000 - 143542(P2000 - 143542)

(22)出願日 平成12年5月16日(2000.5.16)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 細田 誠一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

Fターム (参考) 4C061 AA29 FF07 GG01 JJ15 QQ09

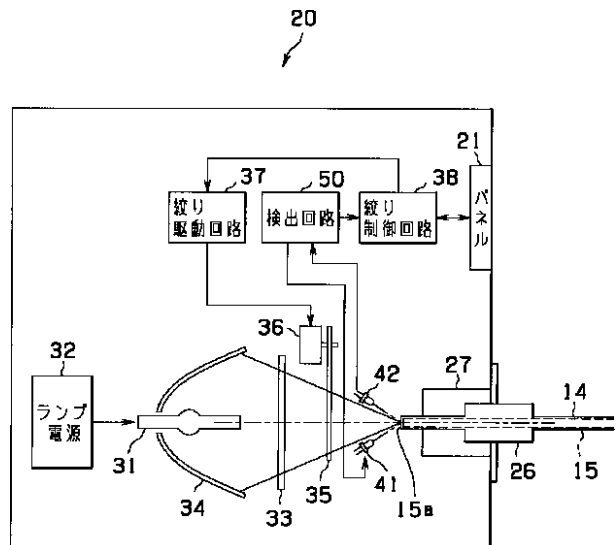
RR02

(54)【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57)【要約】

【課題】 精度良くライトガイドと内視鏡との接続を検出可能な内視鏡用光源装置を実現する。

【解決手段】 内視鏡用光源装置 20 は、内視鏡操作部側部のライトポストに着脱自在に接続可能なライトガイドファイバ 15 を内設したライトガイドケーブル 14 を有している。前記ライトガイドファイバ 15 には、光源ランプ 31 からの照明光が供給されると共に、赤外線 L E D 41 からの赤外光が入射され、前記ライトポスト (内視鏡との接続面) から反射された戻り光を受光素子 42 によって検出する。前記赤外線 L E D 41 を駆動するタイミングを前記受光素子 42 による戻り光の検出に同期させて前記検出光の戻り光のレベルを検出し、この検出結果により前記内視鏡に前記ライトガイドケーブル 14 が接続されていないことを判断したときには、前記照明光の供給を遮断させるように構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 内視鏡に着脱自在に接続可能で、光源で発生する照明光を前記内視鏡に伝達するライトガイドを内設したライトガイドケーブルと、

前記光源からの照明光とは異なる波長の検出光を発生し、この検出光を前記ライトガイドケーブルのライトガイドに供給可能な検出光源と、
前記ライトガイドからの戻り光から前記検出光の戻り光を検出可能なセンサ手段と、

前記検出光の戻り光のレベルを検出し、この検出結果により前記内視鏡と前記ライトガイドとの非接続を判断したときには、前記照明光の供給を遮断又は減少させる制御手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項2】 前記制御手段は、前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続時における検出光の戻り光のレベルから所定の境界値を算出し、前記境界値に対して検出した検出光の戻り光のレベルが低くなったときには前記内視鏡と前記ライトガイドとの非接続を判断し、前記境界値に対して戻り光のレベルが高くなったときには前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続を判断することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡に着脱自在に接続可能なライトガイドを介して照明光を供給する工業用又は医療用内視鏡装置に使用される内視鏡用光源装置に関する。

【0002】

【従来の技術】医療分野および工業用分野で広く用いられるようになった内視鏡は、診断あるいは検査対象部位が生体、プラント等の内部であるので照明する手段が必要である。このため、一般的な内視鏡では、内視鏡の外部装置として光源装置を用意し、この光源装置からの照明光を導光するライトガイド等の照明光導光手段で導光し、挿入部先端側から被検部位を照明し、照明された被検部位の光学像をイメージガイドファイバ等の観察手段で取り込んで観察する構成になっている。

【0003】このような内視鏡に使用される従来の内視鏡用光源装置は、例えば特開平9-308607号公報あるいはWO98/08430(PCT/US97/15834)に記載されているように、内視鏡に着脱自在に接続可能なライトガイドを介して光源ランプからの照明光を内視鏡に供給するものが提案されている。前記内視鏡用光源装置は、前記内視鏡から前記ライトガイドの接続を外したときに眩しさなどを軽減するため、光源をスタンバイモードにして光源ランプから供給される照明光の強度を低くするようになっている。

【0004】しかしながら、前記内視鏡用光源装置は前記内視鏡から前記ライトガイドの接続を外したことを検

出するために、前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続を電氣的に検出する電氣的検出手段を用いているが、この電氣的検出手段には電氣的な接点をライトガイドケーブルに設ける必要があり、このため電氣的接点を有する専用のライトガイドケーブルが必要であった。また、このような電氣的な検出では電気信号に内視鏡と同時に使用される電気メスなどによるノイズが混入し、精度良く検出することが困難になる恐れがあった。

【0005】一方、これに対して、特開昭56-83325号公報に記載されている内視鏡用光源装置は、電氣的な検出によらず、被検部位からの赤外線反射光又は照明光に含まれる赤外線の反射光を検出することで、前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続を検出するものが提案されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記特開昭56-83325号公報に記載の内視鏡用光源装置は、被検部位からの赤外線の反射光又は照明光に含まれる赤外線の反射光を検出するため、不安定な要因が多く精度良く検出することは困難であった。本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、精度良くライトガイドと内視鏡との接続を検出可能な内視鏡用光源装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため本発明の内視鏡用光源装置は、内視鏡に着脱自在に接続可能で、光源で発生する照明光を前記内視鏡に伝達するライトガイドを内設したライトガイドケーブルと、前記光源からの照明光とは異なる波長の検出光を発生し、この検出光を前記ライトガイドケーブルのライトガイドに供給可能な検出光源と、前記ライトガイドからの戻り光から前記検出光の戻り光を検出可能なセンサ手段と、前記検出光の戻り光のレベルを検出し、この検出結果により前記内視鏡と前記ライトガイドとの非接続を判断したときには、前記照明光の供給を遮断又は減少させる制御手段と、を具備したことを特徴としている。この構成により、精度良くライトガイドと内視鏡との接続を検出可能な内視鏡用光源装置を実現する。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明する。

(第1の実施の形態)図1ないし図7は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図、図2は図1の内視鏡用光源装置のパネルのレイアウトを示す説明図、図3は図1の内視鏡に着脱自在に接続されるライトガイドを示す説明図、図4は図1の内視鏡用光源装置の内部構成を示す説明図、図5は図4の検出回路を示す回路ブロック図、図6は図5のCPUの制御を説明するフローチャート、図7は同期整流後の出力光を示すグラフである。

【0009】図1に示すように本実施の形態の内視鏡装置1は、細長で硬性の挿入部11を有し、この挿入部11の基端側に延設する把持部を兼ねる操作部12及びこの操作部12の上部に延設する接眼部13を備えた硬性内視鏡（以下、単に内視鏡）10と、この内視鏡10の操作部12側部に設けられた後述のライトポストに着脱自在に接続可能なライトガイドケーブル14を介して前記内視鏡10に照明光を供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置）20とから主に構成されている。

【0010】前記光源装置20の前面にはパネル21が設けられており、図2に示すようなレイアウトで構成されている。このパネル21には、内視鏡10交換時に後述する光源ランプを遮光するSTAND-BY部22と、前記光源ランプの明るさ制御を自動/手動に切り替えるAUTO-BRIGHT部23と、このAUTO-BRIGHT部23によって手動モードに切り替った際の前記光源ランプの明るさをアップダウンする設定スイッチ部24と、前記光源ランプの明るさを縦一列に並んだLED25aで表示するBRIGHTNESS部25とが設けられている。

【0011】前記STAND-BY部22にはスタンバイスイッチ22a及びスタンバイ状態を告知するスタンバイLED22bが設けられており、このスタンバイスイッチ22aの押下操作によってSTAND-BY状態になるとスタンバイLED22bが点灯し、前記光源ランプからの出力光を遮光可能な機構となっている。そして、スタンバイスイッチ22aを再操作することによってSTAND-BY状態を解除できるようになっている。また、前記AUTO-BRIGHT部23にはオートスイッチ23a及びAUTO-BRIGHT状態を告知するオートLED23bが設けられていて、前記オートスイッチ23aの押下操作によってAUTO-BRIGHT状態になるとオートLED23bが点灯し、光源ランプ31の明るさ制御を自動で行う機構となっている。そして、オートスイッチ23aを再操作することによってAUTO-BRIGHT状態を解除でき、前記設定スイッチ部24の手動操作による手動モードで光源ランプ31の明るさを調整できるようになっている。

【0012】図3に示すように前記ライトガイドケーブル14は前記内視鏡10のライトポスト12aに着脱自在に接続可能となっており、このライトガイドケーブル14にはライトガイドファイバ15が挿通している。前記ライトガイドケーブル14のコネクタ26はリセプタクル27によって保持され、図4に示すようにライトガイドファイバ15の端面15aは光源装置20内に配置されるようになっている。

【0013】前記光源装置20は、光源部として照明光を発生するメタルハライドランプ等の光源ランプ31と、前記光源ランプ31を点灯させるランプ電源32と、赤外線カットフィルタ（以下、赤外フィルタ）33

とを光源部として有している。前記光源ランプ31にはメタルハライドランプ等の発光部を第1焦点とし、前記ライトガイドファイバ15の端面15aが第2焦点となるような楕円面反射鏡34（以下、反射鏡）34が取り付けられており、この反射鏡34の反射面は可視光線のみ反射し赤外光が透過するようになっている。また、前記光源ランプ31からの直接光の赤外線は、赤外フィルタ33でカットされるようになっている。このようにしてライトガイドファイバ15には、赤外線が入射されないようになっている。

【0014】前記光源ランプ31と前記ライトガイドファイバ15との間には、前記光源ランプ31からの照明光を遮る絞り35が配置され、この絞り35はステッピングモータ36の回転によって作動されるようになっている。前記ステッピングモータ36は、絞り駆動回路37によって駆動される。この絞り駆動回路37は、絞り制御回路38によって制御されるようになっている。尚、前記絞り制御回路38は、前記設定スイッチ部24の手動操作による手動モードに設定されていると、操作者による前記設定スイッチ部24の押下操作に従って前記絞り駆動回路37を作動させ、所望の明るさを得られるようになっている。

【0015】前記ライトガイドファイバ15の端面15aには、前記反射鏡34によって集光された照明光が入射されると同時に、検出光源としての赤外線LED41からの赤外光も入射されるようになっている。この赤外線LED41は略950nmに波長ピークをもつLEDで、一般的には赤外線リモコンなどに使用されているものである。そして、光源ランプ31の照明光が当たらないところ（光路外）に配置される。

【0016】前記赤外線LED41から出力された赤外光はライトガイドファイバ端面15aに入射し、このライトガイドファイバ15を通してライトポスト12a（内視鏡10との接続面）に達する。このライトポスト12a（内視鏡10との接続面）では、内視鏡10を挿通している図示しないライトガイドに入射する入射光と、一部入射面から反射する反射光とがある。前記反射光は、再び通ってきたライトガイドファイバ15を逆戻りし、ライトガイドファイバ端面15aから光源ランプ31側へ戻り光を出射するようになっている。

【0017】この戻り光をセンサ手段としての受光素子42によって検出する。前記受光素子42はフォトダイオードであり、赤外線に感度をもつピンフォトダイオード又は受光素子42に増幅器を内蔵したものなどを用いることができる。そして、前記赤外線LED41は検出回路50によって駆動されると共に、前記受光素子42で検出した戻り光は前記検出回路50によって信号処理されるようになっている。

【0018】本実施の形態では、前記赤外線LED41を駆動するタイミングを前記受光素子42による戻り光

の検出に同期させて前記検出光の戻り光のレベルを検出し、この検出結果により前記内視鏡10と前記ライトガイドケーブル14との非接続を判断したときには、前記照明光の供給を遮断させるように構成する。

【0019】図4に示すように前記検出回路50は、発振周波数を生成する発振回路(OSC)51と、この発振回路51で発生した発振周波数で前記赤外線LED41を駆動するドライバ回路52と、前記受光素子42からの受光信号を増幅する増幅回路(AMP)53と、この増幅回路53で増幅された受光信号を前記発振回路51の発振周波数に同期させて、必要な信号成分のみを受光レベルとして出力する同期整流回路54と、この同期整流回路54からの受光レベルを可変増幅する可変増幅器55と、この可変増幅器55で可変増幅された受光レベルをA/D変換するA/Dコンバータ56と、このA/Dコンバータ56でA/D変換された受光レベルデータを読み込み、この読み込んだ受光レベルデータがこのA/Dコンバータ56の許容範囲であるスケールから外れた際にD/Aコンバータ57を介して前記可変増幅器55の増幅度を設定してゲイン調整を行うと共に、前記絞

り制御回路38に制御信号を出力するCPU58とから構成される。

【0020】前記赤外線LED41は、前記発振回路51で発生した発振周波数により前記ドライバ回路52の駆動によってON/OFFを繰り返し、この発振周波数で変調された出力光がライトガイドファイバ15に入射される。そして、ライトガイドファイバ15からの戻り光は受光素子42で受光され、前記受光素子42は受光信号を出力する。この受光素子42からの受光信号は増幅回路53によって増幅され、同期整流回路54によ

ってタイミングを合わせ必要な信号成分のみが受光レベルとなって出力される。

【0021】この同期整流回路54による同期整流で、ライトガイドファイバ15から戻ってくるノイズとなる受光成分が除かれるようになっている。尚、ここでノイズとなる受光成分とは、内視鏡を挿通する図示しないライトガイドを介して被写体から反射されてくる戻り光等である。

【0022】そして、同期整流回路54から出力される受光レベルデータは、CPU58の制御により増幅度を設定された可変増幅器55で可変増幅され、精度良くデジタル信号に変換される。前記CPU58は、後述する図6のフローチャートに従い、デジタル信号に変換された受光レベルデータをA/Dコンバータ56から読み込み、前記可変増幅器55のゲイン調整を行うと共に、前記受光レベルデータを予め算出した境界値Vsh(設定スレッシュホールド)と比較して、前記内視鏡10と前記ライトガイドケーブル14との接続、非接続を判断し、前記内視鏡10と前記ライトガイドケーブル14とが非接続である場合には遮光信号を前記絞り制御回路3

8に出力する。

【0023】ここで、図6のフローチャートを参照して、前記CPU58の制御を説明する。まず、予めゲイン調整としてD/Aコンバータ57にGAINを“MID”(中間値)に設定し可変増幅器55に出力する(ステップS1)。次に、デジタル信号に変換された受光レベルデータをA/Dコンバータ56から読み込む(ステップS2)。A/Dコンバータ56から読み込んだ受光レベルデータがこのA/Dコンバータ56のスケールに対してオーバースケールである場合(ステップS3)には、ゲイン調整としてD/Aコンバータ57にGAINを例えば1/4セット(設定)し可変増幅器55に出力し(ステップS4)、再び、ステップS2へ戻る。

【0024】一方、A/Dコンバータ56から読み込んだ受光レベルデータがこのA/Dコンバータ56に対してアンダースケールである場合(ステップS5)には、ゲイン調整としてD/Aコンバータ57にGAINを例えば1/4高くセット(設定)し可変増幅器55に出力し(ステップS6)、再び、ステップS2へ戻る。

【0025】そして、A/Dコンバータ56から読み込んだ受光レベルデータがこのA/Dコンバータ56のスケール内に収まっているときには、前記受光レベルデータを予め算出した境界値Vsh(設定スレッシュホールド)と比較する(ステップS7)。ここで、図7に示すように前記内視鏡10と前記ライトガイドケーブル14とが非接続の場合には、受光レベルデータがVshよりも低くなる。

【0026】前記ステップ7で受光レベルデータとVshとを比較した結果により、受光レベルデータがVshよりも低い場合には、前記内視鏡10に前記ライトガイドケーブル14が接続されていないとして、遮光信号を絞り制御回路38に出力する(ステップS8)。

【0027】一方、受光レベルデータがVsh以上の場合には、前記内視鏡10と前記ライトガイドケーブル14とが接続されているとして、ステップ9及びステップ10に示すように今回の受光レベルデータを繰り返し込んでVshの補正を行い、再び、ステップS2へ戻る。尚、ステップ9及びステップ10による動作は、例えば前9回までと今回の受光レベルデータとの平均値を算出し(ステップS9)、この算出した平均値の90%を取り次回のVshとしてCPU58に内蔵した図示しないメモリに格納する(ステップS10)。

【0028】上述したように前記CPU58の制御により前記内視鏡10と前記ライトガイドケーブル14との非接続が判断されたときには、前記絞り制御回路38へ遮光信号が出力される。

【0029】前記絞り制御回路38は、入力された遮光信号に基づき前記パネル21のスタンバイLED22bを点灯すると共に、前記絞り35が光源ランプ31からの照明光を遮光するように前記絞り駆動回路37に駆動

レベルを入力しこの絞り駆動回路37を作動させる。そして、絞り駆動回路37は、前記絞り制御回路38からの駆動レベルに従ってステップモータ36を駆動し、このステップモータ36の回転によって前記絞り35が光源ランプ31からの照明光を遮光するようになっている。

【0030】このように構成された光源装置20を備えた内視鏡装置1を用い、図示しないトラカールを介して内視鏡10を図示しない気腹された腹腔に挿入し、内視鏡観察を行う。そして、観察時に一旦内視鏡10を引き抜いて、視野角度の違った内視鏡10に交換するという場合に、ライトガイドケーブル14を内視鏡10より外し、交換操作を行う。

【0031】ここで、ライトガイドケーブル14から出射される光が眩しいが、上述した検出回路50の動作により内視鏡10とライトガイドケーブル14とが非接続であると判断され、光源装置20の出力が遮光される。このため、ライトガイドケーブル14から出射される光は眩しくはならず内視鏡10の交換ができる。内視鏡10の交換後に、パネル21のSTAND-BYスイッチ5を押下操作することにより、STAND-BYが解除されて元の観察ができるように光源ランプ31から照明光が供給される。

【0032】この結果、LED41の発光を周波数変調し、受光素子42からの出力信号を、前記LED41の発光タイミングに同期させて受光信号として取り出すことによりノイズ等の影響を受け難く精度の良い検出が可能となり、従来のライトガイドケーブル14がそのまま使用できる。

【0033】尚、本実施の形態では光源ランプ31としてメタルハライドランプやキセノンランプを用いたがこれに限定されるものではなく、多種の高圧放電灯、ハロゲンランプなどが使用可能である。

【0034】(第2の実施の形態)図8ないし図12は本発明の第2の実施の形態に係わり、図8は本発明の第2の実施の形態の内視鏡用光源装置の内部構成を示す説明図、図9は内視鏡に着脱自在に接続されるライトガイドを示す説明図、図10は図9のライトガイドの変形例、図11は図8の検出回路を示す回路ブロック図、図12は図11の検出回路の各部の信号波形を示すグラフである。

【0035】上記第1の実施の形態では、ライトガイドファイバ15に供給する光源ランプ31からの照明光と赤外線LED41からの検出光とをライトガイドファイバ15の同一の端面15aから導光すると共に、同じくこの端面15aからの検出光の戻り光を受光素子42で検出するように構成しているが、本第2の実施の形態では赤外線LED41からの検出光及び受光素子42で検出する検出光の戻り光をそれぞれ導光するように構成する。

【0036】図8に示すように本第2の実施の形態の光源装置60は、前記ライトガイドケーブル14のコネクタ26を保持するリセプタクル27に赤外線LED41及び受光素子42が設けられている。

【0037】前記ライトガイドケーブル14に挿通しているライトガイドファイバ15は図9に示すような構造となっており、このライトガイドファイバ15には前記赤外線LED41に対向するライトガイドファイバ61a及び前記受光素子42に対向するライトガイドファイバ61bが設けられている。

【0038】そして、前記ライトガイドファイバ15は光源側のライトガイド端面15aを構成するライトガイドファイバ61cと、前記ライトガイドファイバ61a及び前記ライトガイドファイバ61bとが1本に束ねられて内視鏡10側の端面となるようになっている。

【0039】尚、図10に示すように半円リング上の導光部材62を2つ組み合わせてライトガイドケーブル14に設けて構成しても良い。これにより、ライトガイドケーブル14のコネクタ26が回転しても、この半円リング状の導光部材62により赤外線LED41からの検出光を確実にライトガイドファイバ14(61a~61c)に導光できると共に、ライトガイドファイバ14(61a~61c)からの戻り光を確実に受光素子42に導光できる。尚、前記導光部材62は回転によってそれぞれ入れ替わっても、これらの動作は同様である。

【0040】また、前記赤外線LED41を駆動すると共に、前記受光素子42で検出した戻り光を信号処理する検出回路70は、図10に示す回路ブロックによって構成される。前記検出回路70は、図5で説明したの同様な発振回路51とドライバ回路52及び増幅回路53を有し、前記受光素子42で受光された受光信号を前記増幅回路53で増幅した後、一定の振幅が得られるように可変増幅するAGC回路71と、このAGC回路71で増幅された受光信号を前記発振回路51の発振周波数に同期してクランプするクランプ回路72と、このクランプ回路72内の図示しないコンデンサを充放電する電流を検出可能な電流検出抵抗R1と、この電流検出抵抗R1により検出された電流を電圧降下として検出可能に増幅する電圧増幅回路73と、この電圧増幅回路73で増幅され、前記クランプ回路72内のコンデンサ(不図示)の放電する方向の一定レベル以上が基準電圧と比較されるコンパレータ74と、このコンパレータ74の出力結果により減光信号を出力するCPU75とを設けて構成される。

【0041】このように構成された光源装置60を備えた内視鏡装置を用い、第1の実施の形態と同様に、図示しないトラカールを介して内視鏡10を図示しない気腹された腹腔に挿入し、内視鏡観察を行う。

【0042】内視鏡10の使用途中でライトガイドケーブル14が内視鏡10から外されると、光源装置60内

の受光素子42の出力レベルが低下し、図12に示すような変化をする。この受光素子42の受光波形の変化によって、クランプ回路72に流れるクランプ電流は大きく変化し、この電流変化によりコンパレータ74が出力を行い、ライトガイドケーブル14の非接続が判断される。このコンパレータ74の出力結果によりライトガイドケーブル14の非接続を判断したCPU75は、減光信号を絞り制御回路38に出力する。絞り制御回路38では減光レベルを設定し、絞り駆動回路37に出力する。絞り駆動回路37は光束絞りを減光レベルにし、光源装置60から出力がされていることが分かるレベルの明るさで照明光を供給する。以降の動作は、第1の実施の形態と同様なので省略する。

【0043】この結果、第1の実施の形態と同様に、ライトガイドケーブル14の非接続を光学的に検出するように構成したので精度良くライトガイドケーブル14と内視鏡10の接続を検出できる。

【0044】(第3の実施の形態)図13ないし図17は本発明の第3の実施の形態に係わり、図13は本発明の第3の実施の形態の内視鏡用光源装置の内部構成を示す説明図、図14は内視鏡に着脱自在に接続されるライトガイドを示す説明図、図15は図13の検出回路を示す回路ブロック図、図16は図15の検出回路の各部の信号波形を示すグラフ、図17は図15のCPUの制御を説明するフローチャートである。

【0045】上記第1、第2の実施の形態ではライトガイドケーブル14の非接続を光学的に検出するように構成しているが、本第3の実施の形態では更に検知スイッチを設けて構成する。

【0046】図13に示すように本第3の実施の形態の光源装置80は光源ランプとして、セラミックタイプと呼ばれる光源ランプ81に放物面反射鏡を内蔵したタイプで、内部にキセノンガスが封入される構造の高圧放電管を用いて構成される。そして、この光源ランプ81で放射される照明光は、内部の放物面反射鏡によって平行光で出力され、集光レンズ82でライトガイド端面15aに集光されるようになっている。

【0047】また、前記ライトガイドケーブル14のコネクタ26を保持するリセプタクル27には、前記受光素子42と、LG検知スイッチ83とが設けられている。前記LG検知スイッチ83はマイクロスイッチの構造をもち、ライトガイドケーブル14が挿入されることによってONするようになっている。これによって、ライトガイドケーブル14の接続、非接続の検出が可能となっている。

【0048】また、前記赤外線LED41は前記ライトガイド端面15aに検出光を入射可能に且つ、この検出光が前記リセプタクル27に設けた前記受光素子42に入射されない位置に配置される。これにより、前記受光素子42は前記赤外線LED41から放射される検出光

の影響を受けずに、ライトガイド端面15aからの戻り光を確実に受光できるようになっている。

【0049】前記ライトガイドケーブル14に挿通しているライトガイドファイバ15は、図14に示すように導光リング84が設けられて構成されており、前記赤外線LED41の光を前記ライトガイドファイバ15に導光し、途中から分岐されたライトガイドファイバ85bによって前記導光リング84に導光されるようになっている。

【0050】前記LG検知スイッチ83からの検知信号を受信する一方、前記赤外線LED41を駆動すると共に、前記受光素子42で検出した戻り光を信号処理する検出回路90は、図15に示す回路ブロックによって構成される。

【0051】前記検出回路90は、図5で説明したの同様な発振回路51と、ドライバ回路52と、増幅回路53及びA/Dコンバータ56を有し、前記増幅回路53で増幅された受光信号を前記発振回路51の発振周波数に同期させ、前記A/Dコンバータ56でA/D変換するタイミングを取ってサンプリングを行うためのパルス発生回路91と、このパルス発生回路91で発生したパルスにより前記A/Dコンバータ56でA/D変換されたデジタル信号に基づいて、「減光」又は「警告」の制御信号を前記絞り制御回路38に出力するCPU92とを設けて構成される。尚、警告信号は、警告音を発生するように絞り制御回路38に接続された図示しないブザーから発生されるようになっている。また、A/Dコンバータ56は16bit程度の分解能を有し、前記増幅回路53の入力範囲に対してAGC(オートゲインコントロール)を必要とせず、広いダイナミックレンジを有するようになっている。この広いダイナミックレンジでA/D変換された信号は前記CPU92のbit数を16bitにすることで、処理能力を上げている。

【0052】このように構成された光源装置80を備えた内視鏡装置を用い、第1、第2の実施の形態と同様に、図示しないトラカールを介して内視鏡10を図示しない気腹された腹腔に挿入し、内視鏡観察を行う。

【0053】第1の実施の形態と同様に、前記赤外線LED41は前記発振回路51の発振周波数に同期してON/OFFを繰り返し、出力光をライトガイドファイバ15に入射する。そして、ライトガイドファイバ15からの戻り光は受光素子42で受光され、前記受光素子42は受光信号を出力する。この受光素子42からの受光信号は増幅回路53によって増幅され、パルス発生回路91で発生したパルスによりA/Dコンバータ56でA/D変換されたデジタル信号はサンプリングされ、受光レベルデータとなって出力される。

【0054】ここで、図16に示すように前記内視鏡10と前記ライトガイドケーブル14とが非接続の場合には、A/Dコンバータ56の受光レベルデータが平均値

より低くなる。そして、A/Dコンバータ56から出力される受光レベルデータは、後述する図17のフローチャートに従ってCPU92に読み込まれ、以前の受光レベルデータの平均値と比較してライトガイドケーブル14の非接続を判断し、絞り制御回路38に制御信号を出力するようになっている。

【0055】内視鏡10の使用途中でライトガイドケーブル14が内視鏡10から外されるとLG検知スイッチ83から検知信号が検出回路90に出力されると共に、この検知信号を受けた検出回路90のCPU92は図17に示すようなフローチャートのプログラムを実行する。

【0056】次に、図17のフローチャートを参照して、前記CPU92の制御を説明する。まず、LG検知スイッチ83からの検知信号の有無を検出し(ステップS11)、無ければ減光信号を絞り制御回路38へ出力する(ステップS12)。検知信号が有れば、デジタル信号に変換された受光レベルデータをA/Dコンバータ56から読み込み、その値をA/D値(i)と置く(ステップS13)。次にこのA/D値(i)から以前20のA/D値(i-10)まで読み込んでその値を記憶し(ステップS14)、記憶したA/D値(i-10)の平均値を算出する(ステップS15)。A/D値(i)を算出したA/D値(i-10)の平均値と比較し、A/D値(i)が低ければ(ステップS16)、更にA/Dコンバータ56から読み込み、その値をA/D値(i+1)と置く(ステップS17)。そして、A/D値(i)と同様にA/D値(i-10)の平均値と比較し、A/D値(i)が低ければ(ステップS18)、減光信号及び警告信号を絞り制御回路38へ出力する。30尚、A/D値(i)又はA/D値(i+1)がA/D値(i-10)の平均値に比べて低くなければ、それぞれステップS11へ戻る。尚、A/D値(i)又はA/D値(i+1)がA/D値(i-10)の平均値に比べて低くなければ、それぞれステップS11へ戻る。

【0057】このように光源装置80の減光と同時に警告音が発せられ、光源装置80が自動的に作動したことを内視鏡10の術者に伝える。そして、内視鏡10の交換が終って、再びライトガイドケーブル14が接続されると、再接続の検出が行われる。

【0058】A/Dコンバータ56から受光レベルデータを読み込み、その値をA/D値(i+n)と置く(ステップS20)。そして、A/D値(i+n)がA/D値(i-10)の平均値以上であれば(ステップS21)、ライトガイドケーブル14の接続が検出され、減光解除信号が絞り制御回路38へ出力されて元の設定に戻り(ステップS22)、光源装置80からは元の状態で照明光が出力される。一方、A/D値(i+n)がA/D値(i-10)の平均値未満であれば、ステップS19へ戻る。

【0059】この結果、ライトガイドケーブル14の再接続も自動的に検出できるようになり、いちいち解除操作を行わなくてもよい。また、自動的な作動により「警告」音を発生することで、術者に作動状態を知らせることができる。しかも、第1の実施の形態と同様に、光学的に検出するようにしたので精度良くライトガイドケーブル14と内視鏡10の接続を検出できる。

【0060】尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0061】[付記]

(付記項1) 内視鏡に着脱自在に接続可能で、光源で発生する照明光を前記内視鏡に伝達するライトガイドを内設したライトガイドケーブルと、前記光源からの照明光とは異なる波長の検出光を発生し、この検出光を前記ライトガイドケーブルのライトガイドに供給可能な検出光源と、前記ライトガイドからの戻り光から前記検出光の戻り光を検出可能なセンサ手段と、前記検出光の戻り光のレベルを検出し、この検出結果により前記内視鏡と前記ライトガイドとの非接続を判断したときには、前記照明光の供給を遮断又は減少させる制御手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【0062】(付記項2) 前記制御手段は、前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続時における検出光の戻り光のレベルから所定の境界値を算出し、前記境界値に対して検出した検出光の戻り光のレベルが低くなったときには前記内視鏡と前記ライトガイドとの非接続を判断し、前記境界値に対して戻り光のレベルが高くなったときには前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続を判断することを特徴とする付記項1に記載の内視鏡用光源装置。

【0063】(付記項3) 内視鏡に着脱自在に接続可能で、光源で発生する照明光を前記内視鏡に伝達するライトガイドを内設したライトガイドケーブルと、前記ライトガイドケーブルに内設し、前記照明光以外の検出光を伝達する検出光用ライトガイドと、前記光源からの照明光とは異なる波長の検出光を発生し、この検出光を前記ライトガイドケーブルの検出光用ライトガイドに供給可能な検出光源と、前記内視鏡のライトガイドケーブル接続部に設けた検出光用反射部と、前記ライトガイドケーブル接続部に設けた検出光用反射部からの戻り光から前記検出光の戻り光を検出可能なセンサ手段と、前記検出光の戻り光のレベルを検出し、この検出結果により前記内視鏡と前記ライトガイドとの非接続を判断したときには、前記照明光の供給を遮断又は減少させる制御手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【0064】(付記項4) 前記制御手段は、前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続時における検出光の戻り光のレベルから所定の境界値を算出し、前記境界値に対して検出した検出光の戻り光のレベルが低くなったとき

には前記内視鏡と前記ライトガイドとの非接続を判断し、前記境界値に対して戻り光のレベルが高くなったときには前記内視鏡と前記ライトガイドとの接続を判断することを特徴とする付記項3に記載の内視鏡用光源装置。

【0065】(付記項5) 前記検出光の戻り光を前記センサ手段に導光する導光手段を設けたことを特徴とする付記項1又は3に記載の内視鏡用光源装置。

【0066】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、精度良くライトガイドと内視鏡との接続を検出可能な内視鏡用光源装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図

【図2】図1の内視鏡用光源装置のパネルのレイアウトを示す説明図

【図3】図1の内視鏡に着脱自在に接続されるライトガイドを示す説明図

【図4】図1の内視鏡用光源装置の内部構成を示す説明図

【図5】図4の検出回路を示す回路ブロック図

【図6】図5のCPUの制御を説明するフローチャート

【図7】同期整流後の出力光を示すグラフ

【図8】本発明の第2の実施の形態の内視鏡用光源装置の内部構成を示す説明図

【図9】内視鏡に着脱自在に接続されるライトガイドを示す説明図

【図10】図9のライトガイドの変形例

【図11】図8の検出回路を示す回路ブロック図

【図12】図11の検出回路の各部の信号波形を示すグラフ

*【図13】本発明の第3の実施の形態の内視鏡用光源装置の内部構成を示す説明図

【図14】内視鏡に着脱自在に接続されるライトガイドを示す説明図

【図15】図13の検出回路を示す回路ブロック図

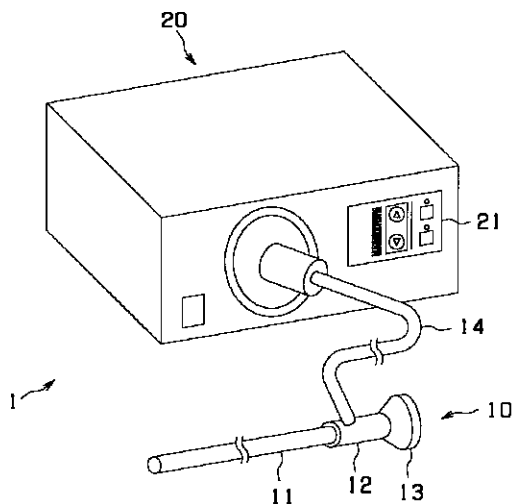
【図16】図15の検出回路の各部の信号波形を示すグラフ

【図17】図15のCPUの制御を説明するフローチャート

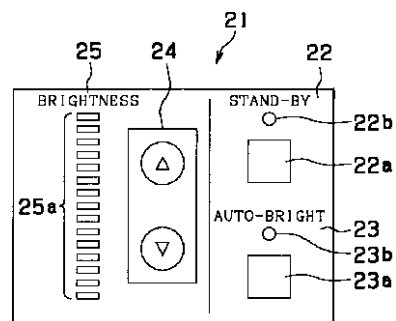
【符号の説明】

- 1 ...内視鏡装置
- 10 ...内視鏡
- 14 ...ライトガイドケーブル
- 15 ...ライトガイドファイバ
- 20 ...光源装置(内視鏡用光源装置)
- 31 ...光源ランプ
- 35 ...絞り
- 36 ...ステッピングモータ
- 37 ...絞り駆動回路
- 38 ...絞り制御回路
- 41 ...赤外線LED(検出光源)
- 42 ...受光素子(センサ手段)
- 50 ...検出回路
- 51 ...発振回路(OSC)
- 52 ...ドライバ回路
- 53 ...増幅回路(AMP)
- 54 ...同期整流回路
- 55 ...可変増幅器
- 56 ...A/Dコンバータ(A/D)
- 57 ...D/Aコンバータ(D/A)
- 58 ...CPU

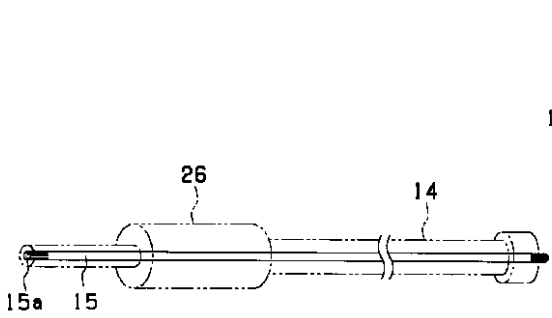
【図1】



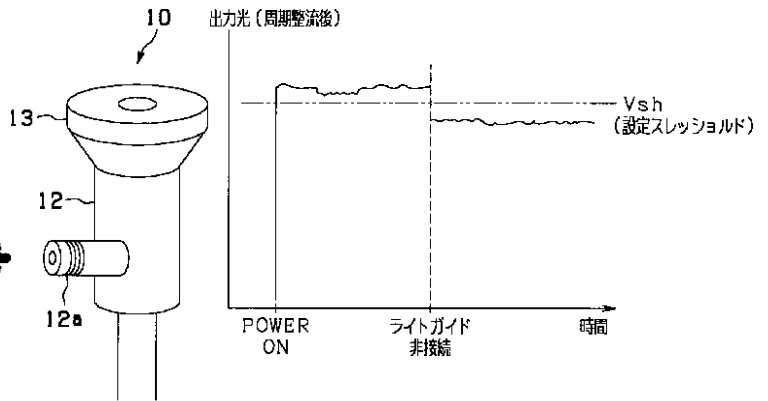
【図2】



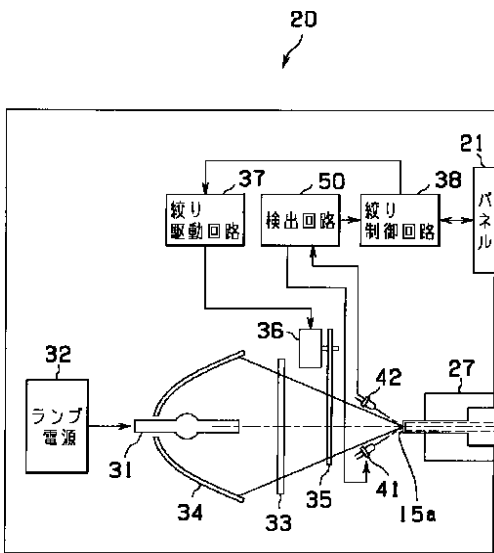
【図3】



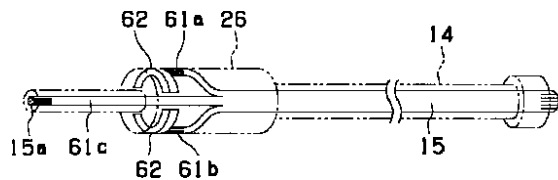
【図7】



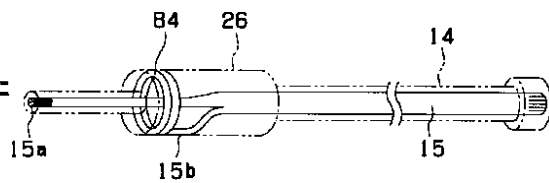
【図4】



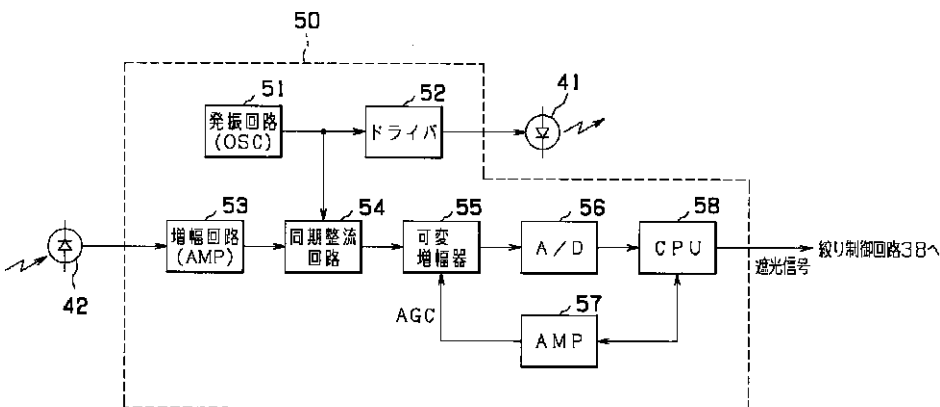
【図10】



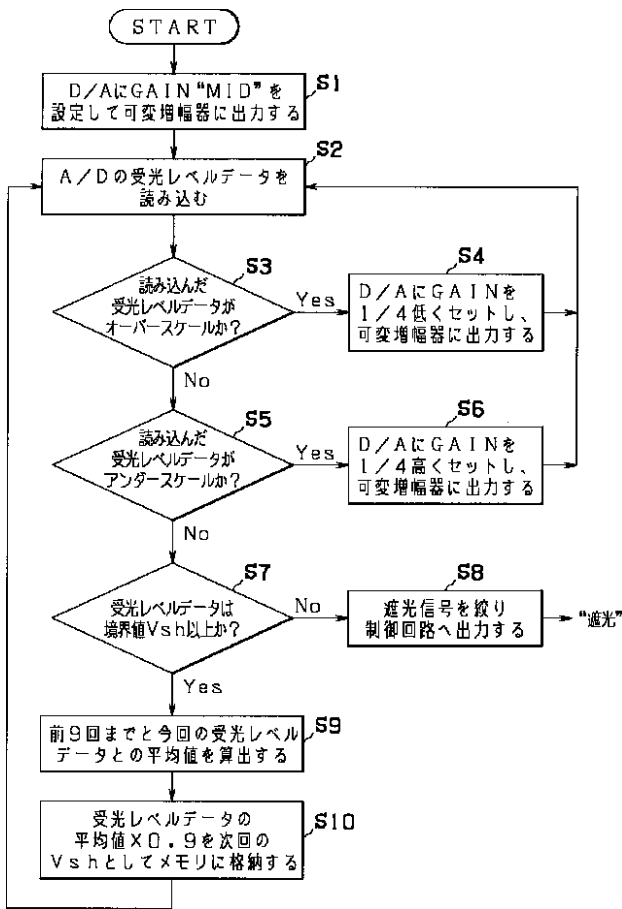
【図14】



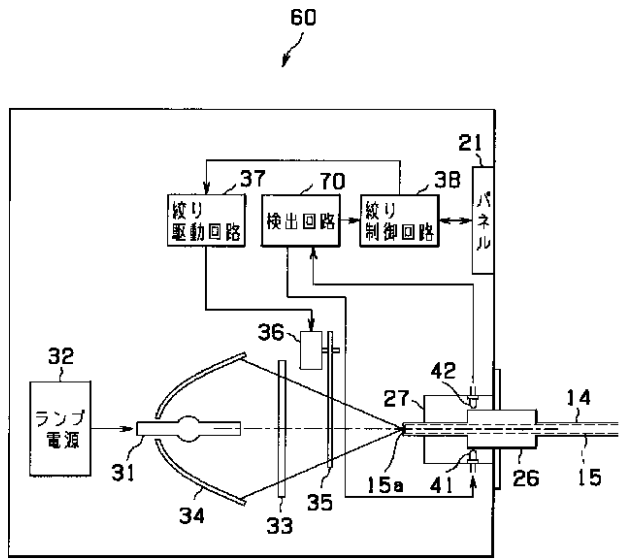
【図5】



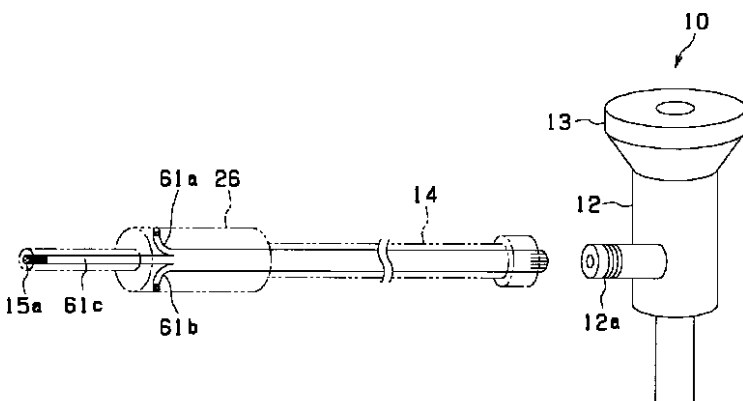
【図6】



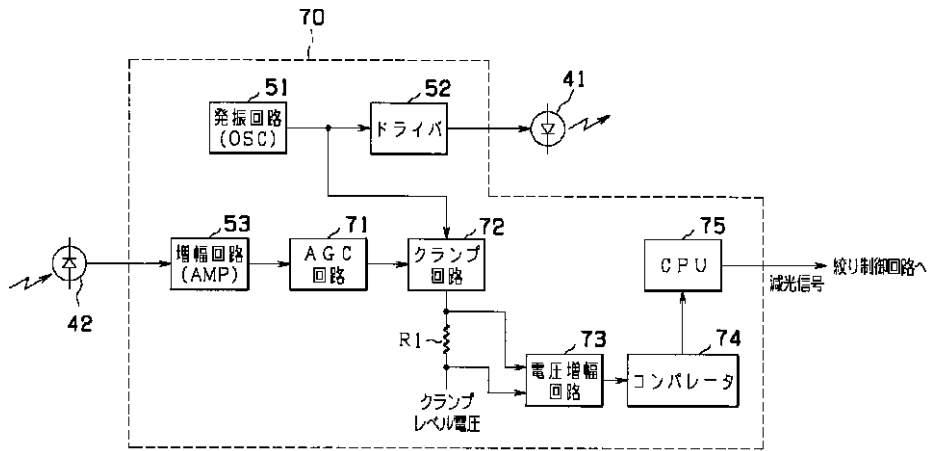
【図8】



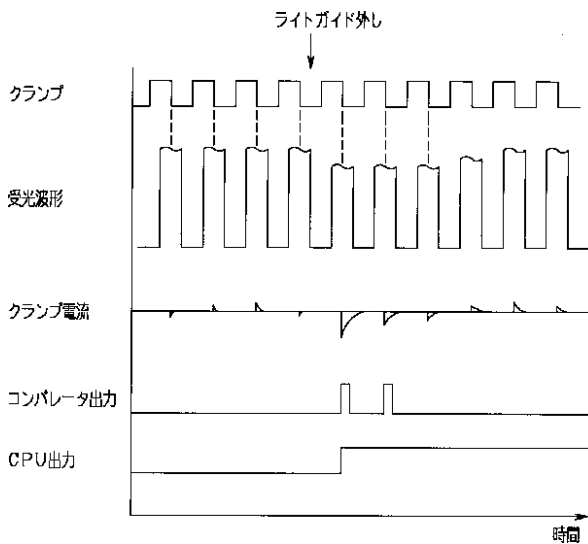
【図9】



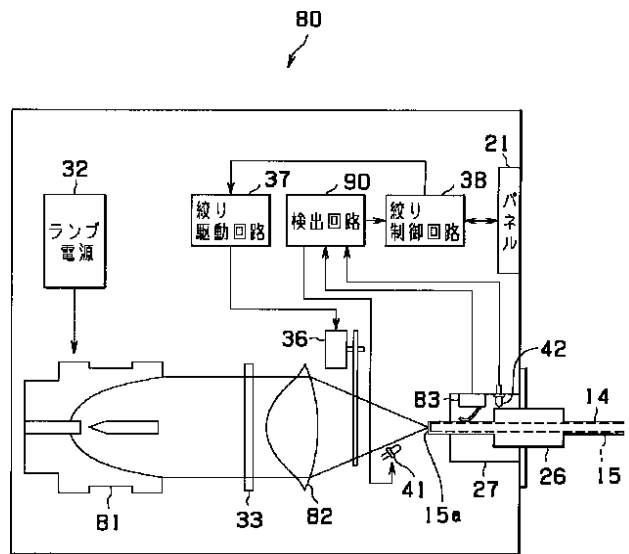
【図11】



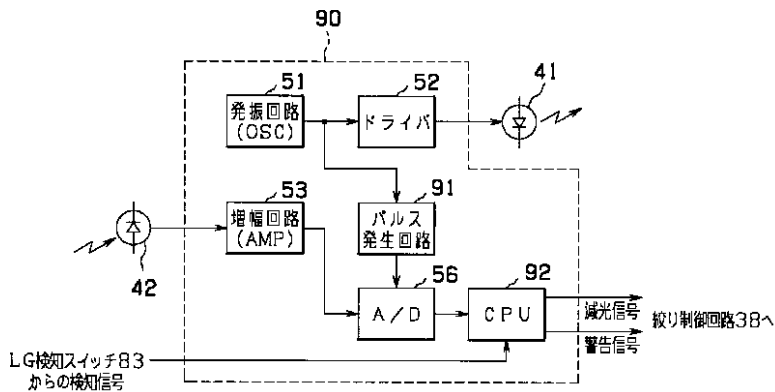
【図12】



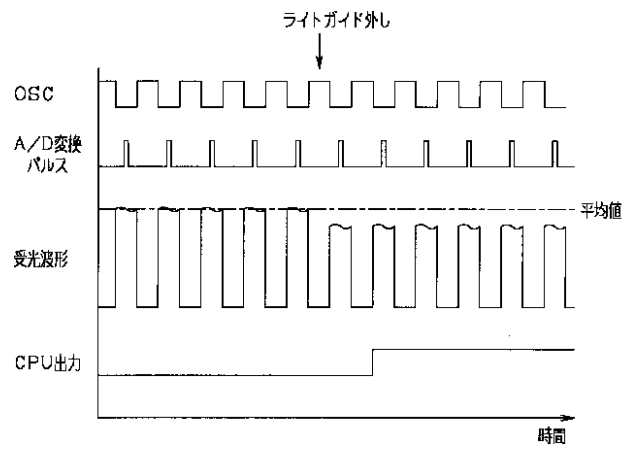
【図13】



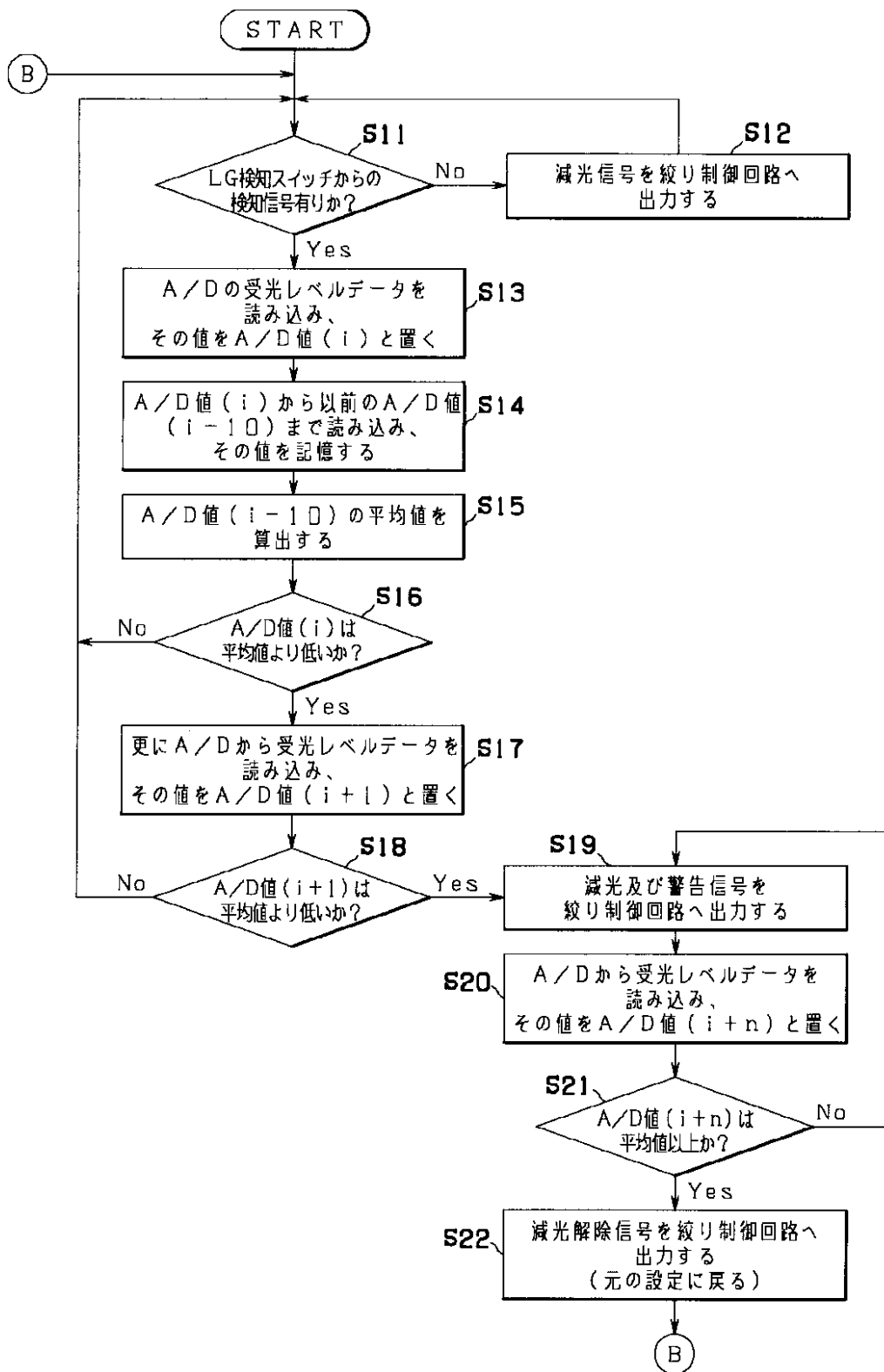
【図15】



【図16】



【図17】



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜用光源装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2001321338A | 公开(公告)日 | 2001-11-20 |
| 申请号 | JP2000143542 | 申请日 | 2000-05-16 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | オリンパス光学工業株式会社 | | |
| [标]发明人 | 細田 誠一 | | |
| 发明人 | 細田 誠一 | | |
| IPC分类号 | A61B1/06 | | |
| FI分类号 | A61B1/06.D A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/06.520 A61B1/06.612 | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/AA29 4C061/FF07 4C061/GG01 4C061/JJ15 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C161/AA29 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/JJ15 4C161/QQ09 4C161/RR02 | | |
| 代理人(译) | 伊藤 进 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：实现能够准确地检测导光体与内窥镜之间的连接的内窥镜光源装置。内窥镜用光源装置（20）具有光导电缆（14），在该光导电缆（14）上安装有可拆卸地连接到内窥镜操作部侧的光柱的光导纤维（15）。从光源灯31向光导纤维15供给照明光，从红外LED 41入射的红外光入射，并且从光柱（与内窥镜的连接面）反射的返回光。由光接收元件42检测。通过使红外LED 41的驱动定时与光接收元件42对返回光的检测同步，来检测检测光的返回光的水平，并且根据检测结果将光导电缆14连接到内窥镜。当确定未提供照明光时，切断照明光的供给。

