

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5551844号
(P5551844)

(45) 発行日 平成26年7月16日(2014.7.16)

(24) 登録日 平成26年5月30日(2014.5.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 18/20 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 H

A 6 1 B 17/36 3 5 0

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2014-506388 (P2014-506388)
 (86) (22) 出願日 平成25年9月17日 (2013.9.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/075000
 審査請求日 平成26年2月6日 (2014.2.6)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-226226 (P2012-226226)
 (32) 優先日 平成24年10月11日 (2012.10.11)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(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
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (72) 発明者 今泉 克一
 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 安久井 伸章
 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
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザ光を発生するレーザ光源と、
 基端に入射された前記レーザ光を導光し、先端から被検体へ照射する導光部と、
 前記導光部の先端部に設けられ、前記導光部の先端部を揺動させる駆動部と、
 前記導光部に密着して設けられ、前記駆動部に接続される導電部と、
 前記導電部に導電され、前記駆動部を駆動する駆動信号を発生する発生部と、
 前記発生部が駆動信号を発生する際に前記導電部に流れる電流値を検知し、検知された
 前記電流値に基づき前記導電部が切断されたことを検知する検知部と、
 前記検知部における前記導電部が切断されたか否かの検知結果に基づいて前記照明光の
 光量を制御する光量制御部と、
 を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記検知部は、前記駆動信号の電圧に基づいて所定期間の電流値を検知することを特徴
 とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記検知部は、前記駆動信号の電圧が最大値における前記電流値を検知することを特徴
 とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

レーザ光を発生するレーザ光源と、

10

20

基端に入射された前記レーザ光を導光し、先端から被検体へ照射する導光部と、
前記導光部の先端部に設けられ、前記導光部の先端部を揺動させる駆動部と、
前記導光部に密着して設けられ、前記駆動部に接続される導電部と、
前記導電部に導電され、前記駆動部を駆動する駆動信号を発生する発生部と、
前記発生部が駆動信号を発生する際に前記導電部に流れる電流値を検知し、検知された
前記電流値に基づき前記導電部が切断されたことを検知する検知部と、
前記検知部における前記導電部が切断されたか否かの検知結果に基づいて前記照明光の
光量を制御する光量制御部と、
を有することを特徴とする治療装置。

【請求項 5】

10

前記検知部は、前記駆動信号の電圧に基づいて所定期間の電流値を検知することを特徴
とする請求項 4 に記載の治療装置。

【請求項 6】

前記検知部は、前記駆動信号の電圧が最大値における前記電流値を検知することを特徴
とする請求項 5 に記載の治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置及び治療装置に関し、特に、光ファイバを駆動する駆動信号を送
信する導線の切断を検知し、照明光の光量を制御する内視鏡装置及び治療装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

周知の如く、CCD、CMOS等の固体撮像素子を有した撮像装置により被検体像を光
電変換して、モニタに取得画像を表示する電子内視鏡がある。近年、このような固体撮像
素子の技術を用いず、被写体像を画像表示する装置として、走査型の内視鏡装置がある。
この走査型の内視鏡装置は、光源からの光を導光する照明ファイバの先端を走査させ、被
検体からの戻り光を照明ファイバの周囲に配置された光ファイババンドルで受光し、経時
的に検出した光強度信号を用いて被写体像を画像化する。

【0003】

例えば、特開2011-19706号公報には、レーザ光源からのレーザ光をシングル
モードの光ファイバを介して挿入部の先端部に伝送し、被写体を照射する走査型医療用プ
ローブを用いた医療用観察システムが開示されている。

30

【0004】

この特開2011-19706号公報に開示されている医療用観察システムは、圧電素
子等で形成されたアクチュエータの貫通孔に光ファイバを通して固定し、アクチュエータ
にXY軸方向に設けられた複数の電極に駆動電圧を供給することで、光ファイバに所定の
振動をさせて、レーザ光を走査させている。

【0005】

一般的に、レーザ光は人に直視されることなどによって危害を及ぼす虞があるため、J
IS規格等において、レーザ光を出射する装置に対してレーザ光の光量における安全基準
が定められている。そのため、特開2011-19706号公報に開示されている医療用
観察システムは、走査型医療用プローブが体内に挿入されているか否かを判定して、その
判定結果に基づいて、レーザ光源から出射されるレーザ光の光量を制御し、レーザ光の光
量を安全なレベルに制御している。

40

【0006】

しかしながら、特開2011-19706号公報に開示されている医療用観察システム
において、レーザ光源から対象物にレーザ光を送る光ファイバが折れた場合のレーザ光の
光量の制御については開示されていない。そのため、この医療用観察システムでは、レー
ザ光源から対象物にレーザ光を送る光ファイバが折れた場合、折れた部分から漏れ出てく
るレーザ光により走査型医療用プローブが損傷するという問題があった。

50

【 0 0 0 7 】

本発明は、レーザ光を送る光ファイバが折れた場合でも、折れた部分からレーザ光が漏れ出ることを防止することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、レーザ光を発生するレーザ光源と、基端に入射された前記レーザ光を導光し、先端から被検体へ照射する導光部と、前記導光部の先端部に設けられ、前記導光部の先端部を揺動させる駆動部と、前記導光部に密着して設けられ、前記駆動部に接続される導電部と、前記導電部に導電され、前記駆動部を駆動する駆動信号を発生する発生部と、前記発生部が駆動信号を発生する際に前記導電部に流れる電流値を検知し、検知された前記電流値に基づき前記導電部が切断されたことを検知する検知部と、前記検知部における前記導電部が切断されたか否かの検知結果に基づいて前記照明光の光量を制御する光量制御部とを有する。

10

【 0 0 0 9 】

また、本発明の一態様の治療装置は、レーザ光を発生するレーザ光源と、基端に入射された前記レーザ光を導光し、先端から被検体へ照射する導光部と、前記導光部の先端部に設けられ、前記導光部の先端部を揺動させる駆動部と、前記導光部に密着して設けられ、前記駆動部に接続される導電部と、前記導電部に導電され、前記駆動部を駆動する駆動信号を発生する発生部と、前記発生部が駆動信号を発生する際に前記導電部に流れる電流値を検知し、検知された前記電流値に基づき前記導電部が切断されたことを検知する検知部と、前記検知部における前記導電部が切断されたか否かの検知結果に基づいて前記照明光の光量を制御する光量制御部とを有する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 一実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【 図 2 】 挿入部 10 の先端部 12 の構成について説明するための断面図である。

【 図 3 】 挿入部 10 の先端部 12 の構成について説明するための斜視図である。

【 図 4 】 光ファイバ 14 の折れを検知する検知処理の流れの例を示すフローチャートである。

30

【 図 5 】 本実施の形態の変形例に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 2 】

まず、図 1 を用いて、一実施の形態の内視鏡装置の全体構成について説明する。

【 0 0 1 3 】

図 1 は、一実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、照明光を走査させながら被検体に照射し、被検体からの戻り光を得る走査型の内視鏡 2 と、この内視鏡 2 に接続される本体装置 3 と、本体装置 3 で得られる被検体像を表示するモニタ 4 とを有して構成されている。この内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 により体腔内の病変部位の観察しつつ、図示しない処置具を用いて病変部位の治療を行なう治療装置である。

40

【 0 0 1 5 】

内視鏡 2 は、所定の可撓性を備えたチューブ体を主体として構成され、生体内に挿通される細長な挿入部 10 を有する。挿入部 10 の基端側は、コネクタ 11 が設けられており、内視鏡 2 は、このコネクタ 11 を介して、本体装置 3 と着脱自在に構成されている。また、挿入部 10 の先端側には、先端部 12 が設けられている。

【 0 0 1 6 】

50

先端部 12 の先端面 12 a には、照明レンズ 13 a 及び 13 b により構成される先端光学系 13 が設けられている。また、挿入部 10 の内部には、基端側から先端側へ挿通され、後述する光源ユニット 24 からの光を導光し、生体に照明光を照射する光学素子としての光ファイバ 14 と、光ファイバ 14 の先端側に設けられ、後述するドライバユニット 25 からの駆動信号に基づき、光ファイバ 14 の先端を所望の方向に走査させるアクチュエータ 15 とが設けられている。このような構成により、光ファイバ 14 によって導光された光源ユニット 24 からの照明光が被写体に照射される。

【0017】

また、挿入部 10 の内部には、挿入部 10 の内周に沿って基端側から先端側へ挿通され、被検体からの戻り光を受光する受光部としての検出ファイバ 16 が設けられている。検出ファイバ 16 の先端面は、先端部 12 の先端面 12 a の先端光学系 13 の周囲に配置される。この検出ファイバ 16 は、少なくとも 2 本以上のファイババンドルであってもよい。内視鏡 2 が本体装置 3 に接続された際に、検出ファイバ 16 は後述する分波器 36 に接続される。

10

【0018】

また、挿入部 10 の内部には、内視鏡 2 に関する各種情報を記憶したメモリ 17 が設けられている。メモリ 17 は、内視鏡 2 が本体装置 3 に接続された際に、図示しない信号線を介して、後述するコントローラ 23 に接続され、内視鏡 2 に関する各種情報がコントローラ 23 によって読み出される。

【0019】

20

光ファイバ 14 には、コネクタ 11 から先端部 12 のアクチュエータ 15 にかけて、例えば線状の金属で構成された複数の導線 18 が蒸着されている。複数の導線 18 の先端にはアクチュエータ 15 が設けられている。そして、これらの複数の導線 18 は、コネクタ 11 が本体装置 3 に装着された際に、本体装置 3 のアンプ 35 に接続される。これらの複数の導線 18 は、アクチュエータ 15 を駆動するための駆動信号を導電する導電部を構成する。

【0020】

本体装置 3 は、電源 21 と、メモリ 22 と、コントローラ 23 と、光源ユニット 24 と、ドライバユニット 25 と、検出ユニット 26 と、検知回路 27 と、電流プローブ 28 とを有して構成されている。

30

【0021】

光源ユニット 24 は、レーザ光源 31 を有して構成されている。また、ドライバユニット 25 は、信号発生器 33 と、デジタルアナログ（以下、D/A という）変換器 34 a 及び 34 b と、アンプ 35 とを有して構成されている。

【0022】

検出ユニット 26 は、分波器 36 と、検出器 37 a ~ 37 c と、アナログデジタル（以下、A/D という）変換器 38 a ~ 38 c とを有して構成されている。

【0023】

電源 21 は、図示しない電源スイッチ等の操作に応じて、コントローラ 23 への電源の供給を制御する。メモリ 22 には、本体装置 3 全体の制御を行うための制御プログラム等が記憶されている。

40

【0024】

コントローラ 23 は、電源 21 から電源が供給されると、メモリ 22 から制御プログラムを読み出し、光源ユニット 24、ドライバユニット 25 の制御を行うとともに、検出ユニット 26 で検出された被写体からの戻り光の光強度の解析を行い、得られた被写体像をモニタ 4 に表示させる制御を行う。また、コントローラ 23 は、後述するが、検知回路 27 からの検知信号に基づき、光源ユニット 24 のレーザ光源 31 からのレーザ光の出射を停止するように制御する。

【0025】

光源ユニット 24 のレーザ光源 31 は、コントローラ 23 の制御に基づき、所定の波長

50

帯域のレーザ光（照明光）を光ファイバ１４に出射する。この光ファイバ１４は、レーザ光源３１からのレーザ光（照明光）を対象物に導く導光部を構成する。

【００２６】

ドライバユニット２５の信号発生器３３は、コントローラ２３の制御に基づき、光ファイバ１４の先端を所望の方向、例えば、螺旋状に走査（スキャン駆動）させるための駆動信号を出力する。具体的には、信号発生器３３は、光ファイバ１４の先端を挿入部１０の挿入軸に対して左右方向（Ｘ軸方向）に駆動させる駆動信号をＤ／Ａ変換器３４ａ及び検知回路２７に出力し、挿入部１０の挿入軸に対して上下方向（Ｙ軸方向）に駆動させる駆動信号をＤ／Ａ変換器３４ｂ及び検知回路２７に出力する。

【００２７】

Ｄ／Ａ変換器３４ａ及び３４ｂは、それぞれ入力された駆動信号をデジタル信号からアナログ信号に変換し、アンプ３５に出力する。アンプ３５は、入力された駆動信号を増幅してアクチュエータ１５に出力する。アンプ３５から出力された駆動信号は、光ファイバ１４に蒸着されている複数の導線１８を介してアクチュエータ１５に供給される。

【００２８】

複数の導線１８には、それぞれ電流プローブ２８が配置されており、電流プローブ２８は、それぞれ導線１８の電流値を検出して、検知回路２７に出力する。複数の導線１８は、光ファイバ１４に蒸着されているため、光ファイバ１４が折れた場合、複数の導線１８、あるいは、複数の導線１８のいずれかが断線して、電流プローブ２８からの電流値の全て、あるいは、いずれかが０となり、検知回路２７に入力される。また、検知回路２７には、信号発生器３３からの駆動信号も入力される。

【００２９】

検知部としての検知回路２７は、信号発生器３３からの駆動信号の電圧に基づいて、電流プローブ２８から入力される所定期間の電流値を検知することで、光ファイバ１４の折れによる導線１８の切断を検知する。すなわち、検知回路２７は、信号発生器３３からの駆動信号の電圧が発生しているにもかかわらず、電流プローブ２８からの電流値が０の場合、光ファイバ１４が折れたことにより導線１８が断線していると検知する。

【００３０】

なお、検知回路２７は、所定期間の電流値を検知することに限定されるものではなく、例えば、信号発生器３３からの駆動信号の電圧が最大値における電流値を検知することで、光ファイバ１４の折れによる導線１８の切断を検知するようにしてもよい。検知回路２７は、複数の導線１８、あるいは、複数の導線１８のいずれかが断線したことを検知すると、検知信号をコントローラ２３に出力する。

【００３１】

光量制御部としてのコントローラ２３は、検知回路２７からの検知信号に基づいてレーザ光の光量を制御、より具体的には、レーザ光の出力を停止するようにレーザ光源３１を制御する。また、コントローラ２３は、レーザ光源３１からレーザ光が出射される前に、検知回路２７から検知信号が入力された場合、モニタ４にエラーメッセージを表示する。

【００３２】

駆動部としてのアクチュエータ１５は、アンプ３５からの駆動信号に基づいて、光ファイバ１４の先端（自由端）を揺動させ、螺旋状に走査させる。これにより、光源ユニット２４から光ファイバ１４に出射された光は、被検体に対して螺旋状に順次照射される。

【００３３】

検出ファイバ１６は、被検体の表面領域で反射された戻り光を受光し、受光した戻り光を分波器３６に導光する。

【００３４】

分波器３６は、例えば、ダイクロイックミラー等であり、所定の波長帯域で戻り光を分波する。具体的には、分波器３６は、検出ファイバ１６により導光された戻り光を、Ｒ，Ｇ，Ｂの波長帯域の戻り光に分波し、それぞれ検出器３７ａ、３７ｂ及び３７ｃに出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

検出器 3 7 a、3 7 b 及び 3 7 c は、それぞれ R、G、B の波長帯域の戻り光の光強度を検出する。検出器 3 7 a、3 7 b 及び 3 7 c で検出された光強度の信号は、それぞれ A / D 変換器 3 8、3 8 b 及び 3 8 c に出力される。

【 0 0 3 6 】

A / D 変換器 3 8 a ~ 3 8 c は、それぞれ検出器 3 7 a ~ 3 7 c から出力された光強度の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、コントローラ 2 3 に出力する。

【 0 0 3 7 】

コントローラ 2 3 は、A / D 変換器 3 8 a ~ 3 8 c からのデジタル信号に所定の画像処理を施して被写体像を生成し、モニタ 4 に表示する。

10

【 0 0 3 8 】

ここで、図 2 及び図 3 を用いて、挿入部 1 0 の先端部 1 2 の詳細な構成について説明する。

【 0 0 3 9 】

図 2 は、挿入部 1 0 の先端部 1 2 の構成について説明するための断面図であり、図 3 は、挿入部 1 0 の先端部 1 2 の構成について説明するための斜視図である。

【 0 0 4 0 】

図 2 及び図 3 に示すように、挿入部 1 0 の先端部 1 2 には、光ファイバ 1 4 と、アクチュエータ 1 5 との間に接合部材としてのフェルール 4 1 が配置されている。フェルール 4 1 は、光通信の分野で用いられる部材であり、材質はジルコニア（セラミック）、ニッケル等が用いられ、光ファイバ 1 4 の外径（例えば、1 2 5 μm ）に対して高精度（例えば、 $\pm 1 \mu\text{m}$ ）での中心孔加工が容易に実現できる。そして、フェルール 4 1 の略中心には、光ファイバ 1 4 の径に基づいた貫通孔が設けられ、中心孔加工が施され、光ファイバ 1 4 が接着剤等により固定される。

20

【 0 0 4 1 】

フェルール 4 1 は、四角柱の形状であり、アクチュエータ 1 5 は、四角柱のフェルール 4 1 の各側面にそれぞれに配置される。また、アクチュエータ 1 5、フェルール 4 1 及び光ファイバ 1 4 は、先端部 1 2 において、固定部材 4 3 により、先端部 1 2 の略中央に固定されている。

【 0 0 4 2 】

光ファイバ 1 4 には、複数の導線 1 8 が蒸着されている。これらの導線 1 8 は、それぞれフェルール 4 1 の各側面に配置されたアクチュエータ 1 5 に接続されている。これにより、ドライバユニット 2 5 からの駆動信号が導線 1 8 を介してアクチュエータ 1 5 に供給されることになる。アクチュエータ 1 5 は、例えば、圧電素子（ピエゾ素子）であり、ドライバユニット 2 5 からの駆動信号に応じて伸縮する。これにより、光ファイバ 1 4 の先端を螺旋状に走査させ、レーザ光が被写体に照射される。

30

【 0 0 4 3 】

次に、このように構成された内視鏡装置 1 の動作について説明する。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、光ファイバ 1 4 の折れを検知する検知処理の流れの例を示すフローチャートである。

40

【 0 0 4 5 】

まず、ドライバユニット 2 5 の信号発生器 3 3 からの駆動信号に基づき、光ファイバ 1 4 のスキャン駆動が開始される（ステップ S 1）。次に、アクチュエータ 1 5 の駆動信号の電流が検知され（ステップ S 2）、検知された電流値に異常があるか否かが判定される（ステップ S 3）。検知された電流値に異常があると判定された場合、YES となり、エラーメッセージが表示部 4 に表示され（ステップ S 4）、後述するステップ S 9 の処理に進む。一方、検知された電流値に異常がないと判定された場合、NO となり、レーザ光源 3 1 からのレーザ光が光ファイバ 1 4 に出射される（ステップ S 5）。

【 0 0 4 6 】

50

次に、アクチュエータ１５の駆動信号の電流が検知され（ステップＳ６）、検知された電流値に異常があるか否かが判定される（ステップＳ７）。電流値に異常がないと判定された場合、ＮＯとなり、ステップＳ６に戻り、同様の処理を繰り返す。一方、電流値に異常があると判定された場合、ＹＥＳとなり、レーザ光源３１からのレーザ光の出射が停止される（ステップＳ８）。最後に、光ファイバ１４のスキャン駆動が停止され（ステップＳ９）、処理を終了する。

【００４７】

以上の処理により、内視鏡装置１は、光ファイバ１４が折れた場合、検知回路２７からの検知信号が入力されたコントローラ２３の制御により、レーザ光源３１から出射されるレーザ光を直ちに停止することができるため、光ファイバ１４の折れた部分からレーザ光が漏れることがなくなり、内視鏡２を損傷することがなくなる。

10

【００４８】

よって、本実施の形態の内視鏡装置によれば、レーザ光を送る光ファイバが折れた場合でも、折れた部分からレーザ光が漏れ出ることを防止することができる。

【００４９】

また、内視鏡装置１は、駆動信号をアクチュエータ１５に送信する導線１８を用いて光ファイバ１４の折れを検知するようにしている。そのため、内視鏡装置１は、光ファイバ１４の折れを検知するための信号線を新たに設ける必要がなく、従来に比べ挿入部１０が太径化することがない。

【００５０】

20

（変形例）

次に、上述した実施の形態の変形例について説明する。

【００５１】

図５は、本実施の形態の変形例に係る内視鏡装置の構成を示す図である。なお、図５において、図１と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【００５２】

図５に示すように、内視鏡装置１ａは、図１の内視鏡装置１の光源ユニット２４に代わり、光源ユニット２４ａを用いて構成されている。この光源ユニット２４ａは、レーザ光源３１と、シャッタ３２とを有して構成されている。

【００５３】

30

シャッタ３２には、検知回路２７からの検知信号が入力される。また、光量制御部としてのシャッタ３２は、レーザ光源３１の出射光路上に配置されており、検知回路２７からの検知信号に基づき、レーザ光源３１からのレーザ光の光量を制御し、光ファイバ１４に出射する。より具体的には、シャッタ３２は、検知回路２７から導線１８が断線したことを示す検知信号が入力されると、レーザ光源３１からのレーザ光が光ファイバ１４に出力されないように、レーザ光源３１からのレーザ光の光量を制御する。その他の構成は、上述した実施の形態と同様である。

【００５４】

以上の構成により、内視鏡装置１ａは、光ファイバ１４が折れた場合、検知回路２７からの検知信号が入力されたシャッタ３２の制御により、レーザ光源３１から出射されるレーザ光が光ファイバ１４に出射されないようにできるため、光ファイバ１４の折れた部分からレーザ光が漏れることがなくなり、内視鏡２を損傷することがなくなる。

40

【００５５】

よって、変形例の内視鏡装置によれば、上述した実施の形態と同様に、レーザ光を送る光ファイバが折れた場合でも、折れた部分からレーザ光が漏れ出ることを防止することができる。

【００５６】

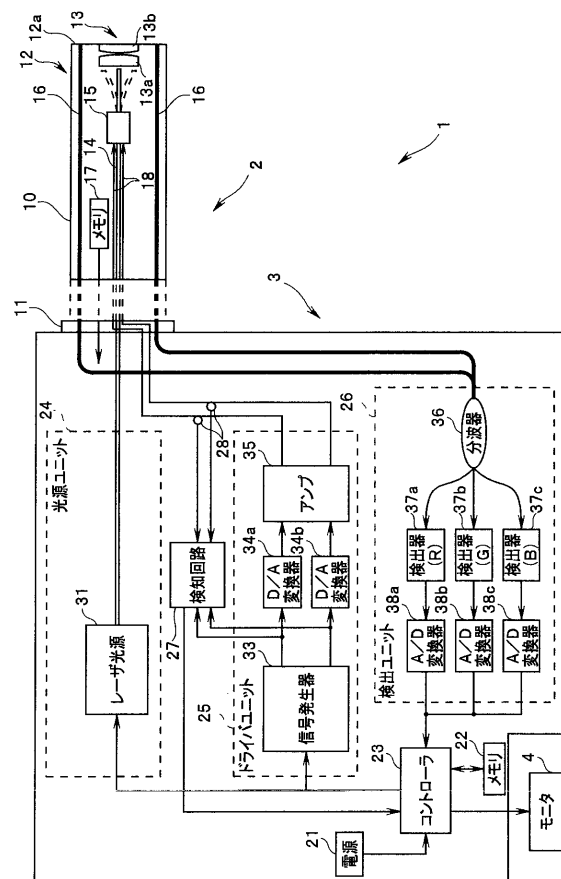
本発明は、上述した実施の形態及び変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【００５７】

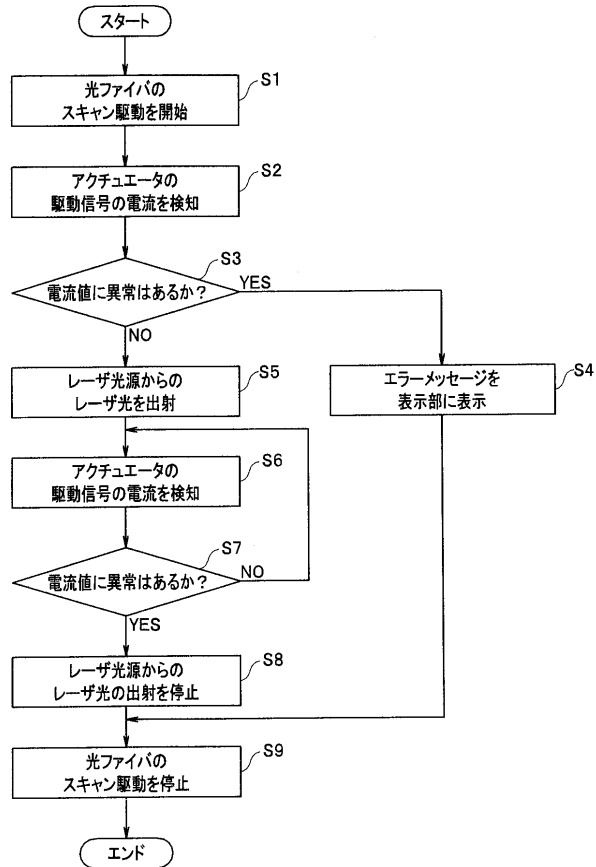
50

【要約】

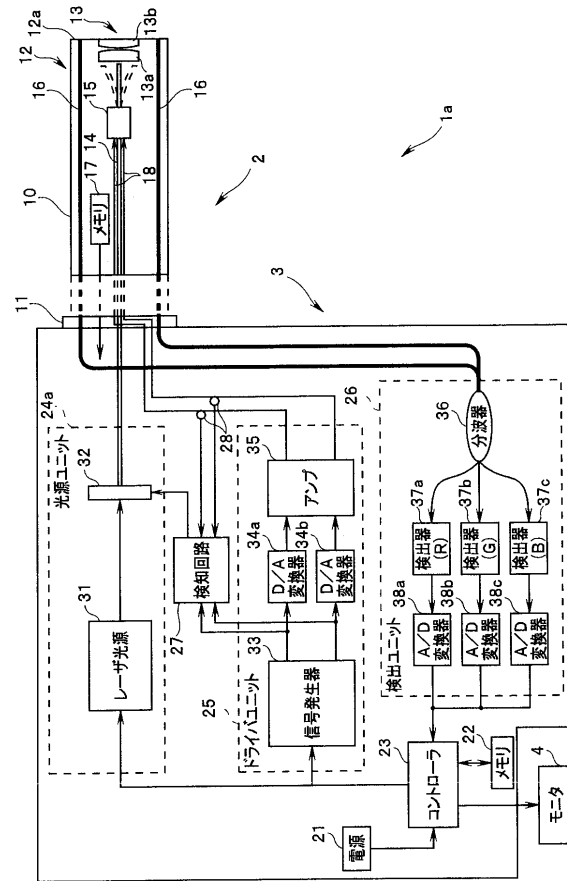
【圖 1】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 満祐

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 小田倉 直人

(56)参考文献 特表2009-528128(JP,A)

特開2004-205764(JP,A)

特開2011-19706(JP,A)

特開昭56-17303(JP,A)

特開昭58-130301(JP,A)

特開昭60-139241(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 18/20

专利名称(译)	内窥镜装置和处理装置		
公开(公告)号	JP5551844B1	公开(公告)日	2014-07-16
申请号	JP2014506388	申请日	2013-09-17
[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	今泉克一 安久井伸章 伊藤満祐		
发明人	今泉 克一 安久井 伸章 伊藤 満祐		
IPC分类号	A61B1/00 A61B18/20		
CPC分类号	A61B1/063 A61B1/00006 A61B1/00059 A61B1/00105 A61B1/00165 A61B1/00172 G02B23/26 G02B26/10 A61B2017/00057 A61B2017/00123 A61B2018/00642 A61B2018/00708 A61B2018/00785 A61B2018/00827 A61B2018/00898 A61B2018/00982 A61B2018/20357 A61B2018/20361 A61B2018/2247		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.H A61B17/36.350		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012226226 2012-10-11 JP		
其他公开文献	JPWO2014057773A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置1包括：激光光源31;光纤14，其将来自激光光源31的照明光引导到物体;导线18与光纤14紧密接触;致动器15设置在导线18的远端，用于传导驱动信号，致动器基于驱动信号摆动光纤14的远端部分;检测电路18检测导线18断裂并输出检测信号;控制器23基于检测信号控制照明光的量。

