

(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2010-194037
(P2010-194037A)

(43) 公開日 平成22年9月9日(2010.9.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-40962 (P2009-40962)
(22) 出願日 平成21年2月24日 (2009.2.24)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(74) 代理人 100106909
弁理士 棚井 澄雄
(74) 代理人 100064908
弁理士 志賀 正武
(74) 代理人 100094400
弁理士 鈴木 三義
(74) 代理人 100086379
弁理士 高柴 忠夫
(74) 代理人 100129403
弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

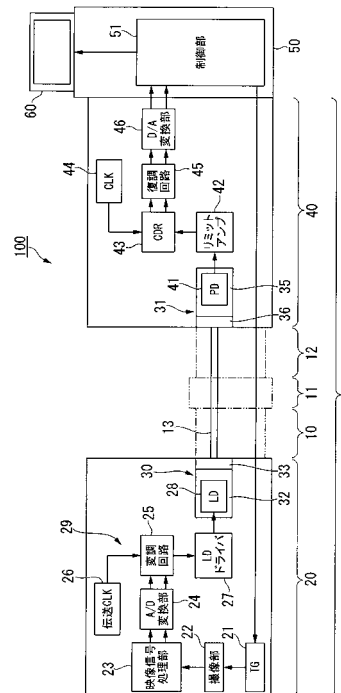
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡スコープ

(57) 【要約】

【課題】 光伝送により映像信号を伝送する構成でありながら、高い歩留まりを確保して製造可能な電子内視鏡スコープを提供する。

【解決手段】 本発明の電子内視鏡スコープ1は、被検物内に挿入される先端部20と、先端部20に配置され、被検物内の被写体を撮像し電気信号を出力する撮像部22と、先端部20に配置され、撮像部と接続されて電気信号を光信号に変換するE/O変換部29と、E/O変換部29と接続されて光信号を伝送する光ファイバ13と、E/O変換部29と光ファイバ13とを接続する板状又はフィルム状の光導波路32とを備えることを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検物内に挿入される先端部と、

前記先端部に配置され、前記被検物内の被写体を撮像して電気信号を出力する撮像部と

、
前記先端部に配置され、前記撮像部と接続されて前記電気信号を光信号に変換する E / O 変換部と、

前記 E / O 変換部と接続されて前記光信号を伝送する光ファイバと、

前記 E / O 変換部と前記光ファイバとを接続する板状又はフィルム状の光導波路と、
を備えることを特徴とする電子内視鏡スコープ。

10

【請求項 2】

前記 E / O 変換部と前記光導波路は、光学的パワーを有する光学レンズを介さずに接続される接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡スコープ。

【請求項 3】

前記光ファイバは、その先端に高屈折率層を付与したレンズドファイバであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡スコープ。

【請求項 4】

可撓性を有し、前記光ファイバの少なくとも一部が挿通された挿入部をさらに備え、

前記先端部は、前記挿入部よりも可撓性が低く構成されて前記挿入部の先端に取り付けられており、

20

前記光導波路と前記光ファイバとは、前記先端部内において接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡スコープ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検物内に挿入して使用される電子内視鏡スコープ、より詳しくは、光ファイバを介して撮像装置の映像信号を伝送する電子内視鏡スコープに関する。

【背景技術】

【0002】

従来の内視鏡スコープとしては、先端部の撮像素子からの映像信号を、アナログ信号のまま内視鏡スコープに繋がるビデオプロセッサに伝送する方式が一般的である。ここで、一般的な内視鏡スコープの全長は数メートルに及ぶため、アナログの映像信号は伝送中に外部ノイズの影響を受け、S / N 比が悪くなり画質が劣化する傾向にある。特に、内視鏡を使用する医療現場等においては、電気メス等の装置が動作する為、通常的环境には存在しないレベルのノイズが飛び交う状況にあり、その影響は極めて大きい。

30

【0003】

この問題を解決するために、特許文献 1 では、内視鏡スコープの先端部で撮像素子の映像信号を A / D 変換し、デジタル信号で内視鏡スコープ内を伝送する方式が提案されている。デジタル化した映像信号は、ノイズの影響を受けても信号の High レベル, Low レベルのみを認識できれば映像が乱れることが無い為、ノイズ耐性の向上を図ることができる。

40

【0004】

しかしながら、近年、撮像素子の高精細化の流れから映像信号のデータ量が増大する傾向にある。それに伴い、伝送レート的高速化が求められ、デジタル化した映像信号の振幅を低く設定する必要が生じている。その結果、映像信号をデジタル化したとしても、従来のような効果を望みにくくなってきている。

そこで、特許文献 2 では、内視鏡先端部で A / D 変換した映像信号を更に光信号に変換 (E / O 変換) し、光伝送により映像信号を伝送する手法が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 5 】

【特許文献1】特開昭61-121590号公報

【特許文献2】特開2007-260066号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献2に記載の手法をとる場合において、例えば発光素子から空間に拡散された光を、光学的パワーを有する光学レンズで集光して直径数マイクロメートル(μm)の光ファイバに取り込むような場合には、光学レンズの位置決めや製造公差の管理は非常に難しく、高い歩留まりを確保することが困難になるという問題がある。

10

【 0 0 0 7 】

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、光伝送により映像信号を伝送する構成でありながら、高い歩留まりを確保して製造可能な電子内視鏡スコープを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の電子内視鏡スコープは、被検物内に挿入される先端部と、前記先端部に配置され、前記被検物内の被写体を撮像して電気信号を出力する撮像部と、前記先端部に配置され、前記撮像部と接続されて前記電気信号を光信号に変換するE/O変換部と、前記E/O変換部と接続されて前記光信号を伝送する光ファイバと、前記E/O変換部と前記光ファイバとを接続する板状又はフィルム状の光導波路とを備えることを特徴とする。

20

【 0 0 0 9 】

本発明の電子内視鏡スコープによれば、光導波路と光ファイバが直接接続され、その間に大口径の光学レンズ等を必要としないので、高精度の位置決め等を必要とせずに光導波路と光ファイバとを容易に接続することができる。

【 0 0 1 0 】

前記E/O変換部と前記光導波路は、光学的パワーを有する光学レンズを介さずに接続されてもよい。この場合、先端部のサイズを大きくすることなく、高精度の位置決め等を必要とせずにE/O変換部と光ファイバとを容易に接続することができる。

【 0 0 1 1 】

前記光ファイバには、その先端に高屈折率層を付与したレンズドファイバを用いてもよい。この場合、光導波路と光ファイバとの結合効率をさらに向上させることができる。

30

【 0 0 1 2 】

本発明の電子内視鏡スコープは、可撓性を有し、前記光ファイバの少なくとも一部が挿通された挿入部をさらに備え、前記先端部は、前記挿入部よりも可撓性が低く構成されて前記挿入部の先端に取り付けられており、前記光導波路と前記光ファイバとは、前記先端部内において接続されてもよい。この場合、光導波路と光ファイバとの接続部分にズレが生じることを抑制して、動作のより安定した電子内視鏡スコープとすることができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明の電子内視鏡スコープによれば、光伝送により映像信号を伝送する構成でありながら、高い歩留まりを確保して製造可能な構成とすることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図1】本発明の一実施形態の電子内視鏡スコープを搭載した内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】同内視鏡システムの機能ブロックを示す図である。

【図3】同電子内視鏡スコープの第一接続部、第二接続部、及び光ファイバを抜き出して示す透過平面図である。

【図4】同第一接続部、同第二接続部、及び同光ファイバを示す透過正面図である。

50

【図5】図3のA-A線における断面図である。

【図6】同内視鏡システムの変形例の機能ブロックを示す図である。

【図7】同内視鏡システムの変形例の機能ブロックを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本発明の一実施形態について、図1から図7を参照して説明する。図1は、本実施形態の電子内視鏡スコープ（以下、単に「内視鏡スコープ」と称する。）1を搭載した内視鏡システム100の概略構成を示す図である。図1に示すように、内視鏡システム100は、内視鏡スコープ1と、内視鏡スコープ1で取得された映像信号を処理するためのビデオプロセッサ50と、ビデオプロセッサ50で処理された映像信号を画像として表示するモ

10

ニタ60とを備えている。

【0016】

内視鏡スコープ1は、医療用スコープであり、被検物である体腔内に挿入されるものである。内視鏡スコープ1は、可撓性を有しており、体腔内に挿入される挿入部10と、挿入部10の先端に設けられ、体腔内の目的部位の映像を撮影してビデオプロセッサ50に映像信号を伝送する先端部20と、挿入部10に対して湾曲させる等の各種操作を行うための操作部11と、内視鏡スコープ1とビデオプロセッサ50とを接続するためのコネクタ部40と、操作部11とコネクタ部40とを接続するケーブル12とを備えている。

先端部20は、後述する各種機構を好適に保護するため、例えば金属等を用いてその外面が硬質に構成されており、挿入部10よりも低い可撓性を有する。

20

【0017】

図2は、内視鏡システム100の機能ブロックを示す図である。図2に示すように、内視鏡スコープ1の先端部20とコネクタ部40とは、挿入部10、操作部11、及びケーブル12に挿通された光ファイバ13を介して接続されている。

【0018】

先端部20には、TG（タイミングジェネレータ）21と、撮像部22と、映像信号処理部23と、A/D変換部24と、変調回路25と、伝送用のクロックを出力する伝送CLK26と、LDドライバ27と、LDドライバ27に接続されたLD（レーザダイオード）28とを備えている。LD28と光ファイバ13とは第一接続部30によって接続されている。そして、映像信号処理部23、A/D変換部24、変調回路25、伝送CLK26、LDドライバ27、及びLD28は、撮像部22から発信される電気信号を光信号に変換するE/O変換部29として機能する。

30

【0019】

コネクタ部40は、PD（フォトダイオード、O/E変換部）41と、リミットアンプ42と、CDR（クロックデータリカバリ）43と、伝送CLK26と同じ周波数のクロックを出力するCLK44と、復調回路45と、D/A変換部46とを備えている。PD41と光ファイバ13とは第二接続部31によって接続されている。

なお、先端部20及びコネクタ部40の各機構はいずれも公知のものであるが、その動作の詳細については後述する。また、第一接続部30及び第二接続部31の詳細な構成についても後述する。

40

【0020】

ビデオプロセッサ50は、内視鏡システム100全体の制御を行う制御部51を備えており、制御部51は、コネクタ部40のD/A変換部46及びモニタ60とそれぞれ接続されている。

【0021】

次に、第一接続部30及び第二接続部31の構成について説明する。図3は、第一接続部30、第二接続部31、及び両者を接続する光ファイバ13を抜き出して示す平面図であり、図4は、図3に示された各構成を図3に示す矢印Bの方向から見た状態を示す正面図である。そして、図5は、図3のA-A線における断面図である。なお、第一接続部30及び第二接続部31内の構成は、実際には外部から視認できるものではないが、ここで

50

は構成をわかりやすくするために図3及び図4を透過図として示している。

【0022】

図3に示すように、第一接続部30は、LD28からの光信号を伝送する板状の光導波路32と、光導波路32に接続された光ファイバ13の端部を固定するガイドブロック33とを備えている。光導波路32は、光が通過するコア34を有し、図4に示すように、光導波路32の上面に露出したコア34の一方の端面34AにLD28が接続されている。

また、光導波路32には、コア34の他方の端面34Bに連通するようにV溝32Aが形成されており、図4及び図5に示すように、光ファイバ13の一方の端部13AがV溝32A内に収容される。そして、光ファイバ13は、V溝32Aによってコア34と光軸が一致するように位置決めされ、コア34の端面34Bと光ファイバ13の端面13Aが接続されている。ガイドブロック33は、V溝32Aとほぼ同様のV溝33Aを有し、図5に示すように、V溝32Aに収容された光ファイバ13の端部13Aの上側を覆うように光導波路32に接合されている。このようにして、光ファイバ13の端部13Aは、コア34に対して光軸がずれないように支持される。

10

【0023】

第二接続部31の構成は第一接続部30とほぼ同様であり、光導波路35及びガイドブロック36を備えている。そして、光導波路35の上面に露出したコア37の一方の端面37AにPD41が接続されており、光ファイバ13の他方の端部13Bが、光導波路35に形成されたV溝35A内に収容されてコア37の他方の端面37Bと同軸に接続されている。光ファイバ13の端部13Bの上側は、V溝36Aを有するガイドブロック36に覆われている。

20

【0024】

上記のように構成された第一接続部30では、LD28から発せられた光信号は、コア34の端面34Aから進入し、途中反射面34Cで90度曲げられて端面34Bに達する。そして、光ファイバ13を通過して第二接続部31に進入する。第二接続部31では、コア37の端面37Bから光信号が進入し、反射面37Cで90度曲げられて端面37Aに達し、PD41に到達する。

【0025】

上記のように構成された内視鏡システム100の使用時の動作について説明する。

30

内視鏡システム100が映像信号を出力する際、制御部51は駆動CLKを出力する。TG21は、該駆動CLKに基づきタイミング信号(HD:水平同期信号、VD:垂直同期信号等)を生成し、出力する。

【0026】

撮像部22は該タイミング信号に基づくタイミングで映像信号を検出し、出力する。映像信号処理部23は、撮像部22からの検出信号を信号処理(増幅等)し、アナログ映像信号と、該アナログ映像信号に同期した映像信号再生用クロック(映像CLK)を出力する。

A/D変換部24は、該アナログ映像信号をA/D変換してデジタル映像信号を生成し、該デジタル映像信号を、これと同期した前記映像CLKと共に出力する。変調回路25は、該デジタル映像信号及び映像CLKをシリアルライズし、伝送CLK26の出力する伝送信号再生用クロック(伝送クロック)に同期させて出力する。

40

LDドライバ27は、変調回路25からの出力信号に従いLD28を発光させる駆動信号を出力する。LD28は、LDドライバ27からの駆動信号に従いレーザ光を発光する。このようにしてE/O変換が行われる。

【0027】

LD28の発光するレーザ光は、第一接続部30の光導波路32のコア34を通過してガイドブロック33に支持された端部13Aから光ファイバ13に進入する。そして挿入部10、操作部11、及びケーブル12に挿通された光ファイバ13を通過して第二接続部31に到達する。第二接続部31では、ガイドブロック36に支持された光ファイバの端部

50

13Bから光導波路35のコア37にレーザ光が取り込まれ、PD41の受光部に到達する。

【0028】

PD41は、受光したレーザ光の光信号をO/E変換し、電気信号として出力する。リミットアンプ42は、PD41からの信号を増幅し、2値信号(デジタル信号)として出力する。CDR43は、CLK44のクロックをリミットアンプ42の出力信号に同期させることで伝送CLK26に同期した伝送クロックを再生し、データ信号(リミットアンプ42の出力信号)と共に復調回路45に出力する。

【0029】

復調回路45は、該伝送クロックに基づきデータ信号を検出し、データ信号をデシリアライズして、デジタル映像信号と、これに同期した映像CLKに分離して出力する。D/A変換部46は、復調回路45からのデジタル映像信号を、再びアナログ映像信号に変換し、映像CLKと共にビデオプロセッサ50内の制御部51に出力する。制御部51は、D/A変換部46からのアナログ映像信号と映像CLKとに基づき、映像信号をモニタ60に出力する。

【0030】

本実施形態の内視鏡システム100においては、内視鏡スコープ1の先端部20に設けられたE/O変換部29のうち、発光素子であるLD28が光導波路32を有する第一接続部30を介して光ファイバ13と接続されている。そして、光導波路32のコア34と光ファイバ13とは、光導波路32及びガイドブロック33に設けられたV溝32A、33Aによって容易に位置決め及び光軸合わせがされつつ接続される。

したがって、光ファイバ13を用いてLD28の発する光信号を伝送するために煩雑な位置決めや光軸合わせ等を必要とせず、内視鏡スコープ1の製造において高い歩留まりを確保しつつ、光伝送可能な構成とすることができる。

【0031】

また、コア34の端面34Aと光ファイバ13の端面13Aとが直接接合されているので、光ファイバ13に光信号を取り込むために無駄な空間や集光レンズ等の光学レンズを必要としない。これにより、先端部20を小型化できると共に、集光レンズ等を介してコア34と光ファイバ13とを接続する場合に比べてレンズの位置決めや光軸合わせが必要なくなることで製造が容易になり、高い歩留まりを確保することができる。先端部20の小型化は、特に本実施形態のような医療用スコープにおいて、挿入時の被験者等の負担を軽減するために大きく貢献するものである。

【0032】

さらに、LD28からの光信号が、光導波路32を有する第一接続部30を介して用いて直接的に光ファイバ13に取り込まれるので、集光レンズ等を用いて拡散した光を光ファイバに取り込む場合に比べて大幅に結合効率を向上させることができる。その結果、光信号を発する発光素子の発光量を抑え、消費電力を低減させることができる。

【0033】

加えて、E/O変換部29と光ファイバ13とは、外面が硬質に構成された先端部20内において接続されているので、内視鏡スコープ1を過度に操作しても第一接続部30におけるコア34と光ファイバ13との光軸ズレ等を生じることがなく、安定した動作を確保することができる。

【0034】

本実施形態においては、先端部20からコネクタ部40への信号の伝送についてのみ光ファイバ13を用いた電子内視鏡スコープの例を示したが、コネクタ部40から先端部20への信号の伝送についても光伝送を用いる構成としてもよい。この場合は、例えば図6に示す変形例のように、コネクタ部40側にLD71を設け、LDドライバ72を介してLD71と制御部51とを接続する。さらに、先端部20にはPD73を設けて、リミットアンプ74を介してPD73と先端部20の各機構とを接続する。そして、第一接続部30と同様の構成を有する接続部75及び他の光ファイバ14を用いてLD71とPD7

10

20

30

40

50

3とを接続する。このようにすると、コネクタ部40から先端部20に向けた信号(例えば、駆動CLKや先端部20内の回路ブロックへの制御信号等)についても、光ファイバ14を介した信号伝送を行うことができる。

【0035】

また、別の例として、コネクタ部40から先端部20に向けた信号を伝送する為に、一本の光ファイバ13を用いて2種類の波長の光を送受する、いわゆるWDM(Wavelength Division Multiplexing:波長分離多重)方式を採用した一芯双方向の構成が採用されても良い。この場合は、図7に示す変形例のように、LD28とは異なる波長の光を発するLD81を、発する光がコア37に進入できるように、例えば光導波路35に配置し、PD84を、光導波路32のコア34に到達した光信号を受光できるように、先端部20内、例えば光導波路32に配置すればよい。

10

【0036】

さらに、本実施形態においては、光導波路内に1つのLDを設け、1つの波長の光のみを用いて信号伝送する例を説明したが、これに代えて、第一接続部30の光導波路32内に複数の波長の異なる光を発するLDを設け、これらのLDが発する光を光導波路32のコア34内で合成して伝送するWDM方式を採用してもよい。この場合は、コネクタ部40側の光導波路35内で再びこれを波長分離して、分離された各々の波長の光を第二接続部31に接続された複数のPDで検出することによって、一本の光ファイバを用いて複数の信号を伝送することが可能である。

【0037】

以上、本発明の一実施形態を説明したが、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

20

例えば、上述の実施形態においては、端面が切りっぱなしで平坦に形成された光ファイバを用いているが、これに代えて、端面に一体的に設けられた高屈折率層を備えた光ファイバ(レンズドファイバ)を用いれば、光導波路のコアと光ファイバとの結合効率を更に向上させることができる。このようなレンズドファイバとしては、端面にマイクロレンズを接着等によって取り付けたり、端面を研磨してレンズ部を設けたものなど、各種方法により形成されたものが使用可能である。

【0038】

また、上述の実施形態においては、板状の光導波路を用いてE/O変換部と光ファイバとが接続された例を説明したが、これに代えて、フィルム状の光導波路が用いられてもよい。この場合にも、板状の光導波路と同様に光導波路と光ファイバを直接接続することができ、その間に大口径の光学レンズ等を必要としないので、高精度の位置決め等を必要とせずに光導波路と光ファイバとを容易に接続することができる。

30

【0039】

さらに、上述の実施形態においては、光導波路が先端部側及びコネクタ部側に設けられた例を説明したが、一般に、コネクタ部側は先端部側に比べて小型化の要請が少ないため、例えば十分なスペースがある等の場合は、コネクタ部側において、光導波路を用いずに光ファイバとPDとが接続されてもよい。

40

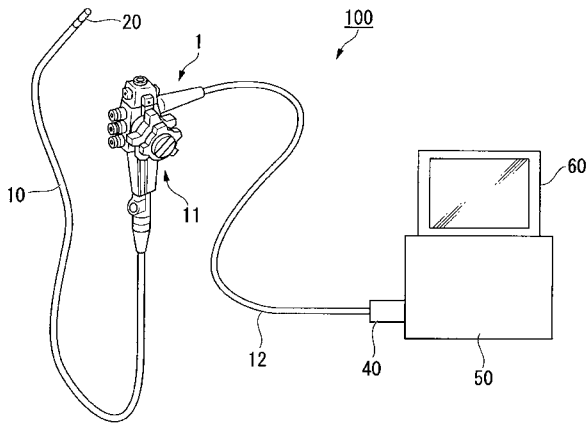
【符号の説明】

【0040】

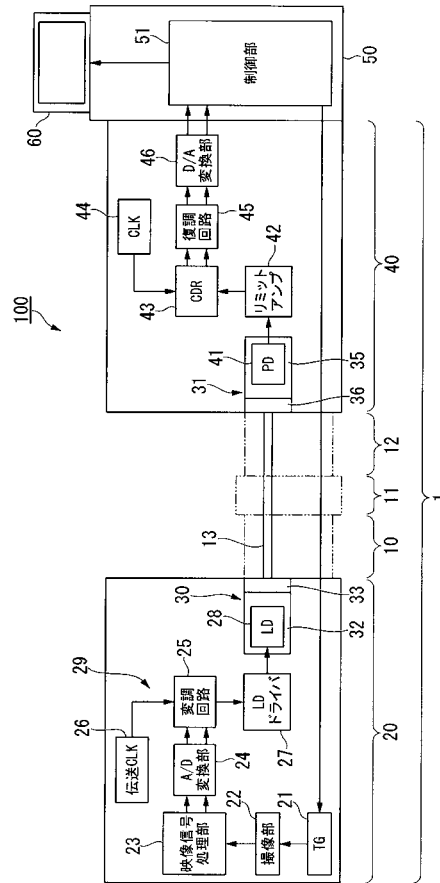
- 1 電子内視鏡スコープ
- 10 挿入部
- 13 光ファイバ
- 13A 端部
- 20 先端部
- 22 撮像部
- 29 E/O変換部
- 32 光導波路

50

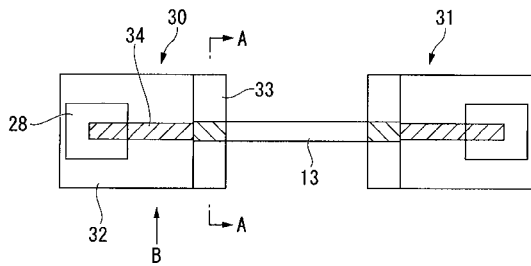
【 図 1 】



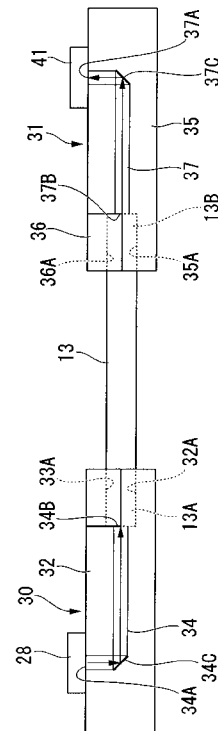
【 図 2 】



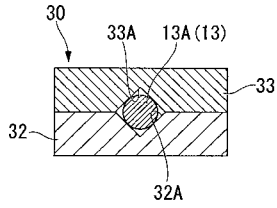
【 図 3 】



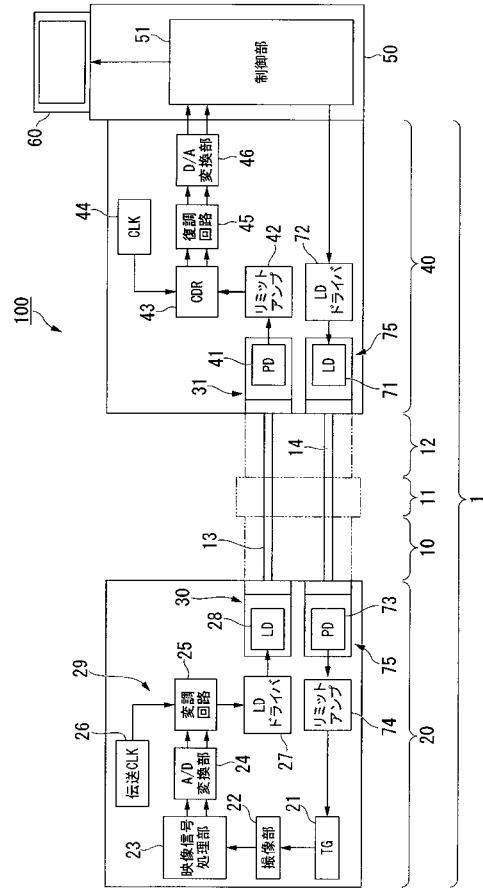
【 図 4 】



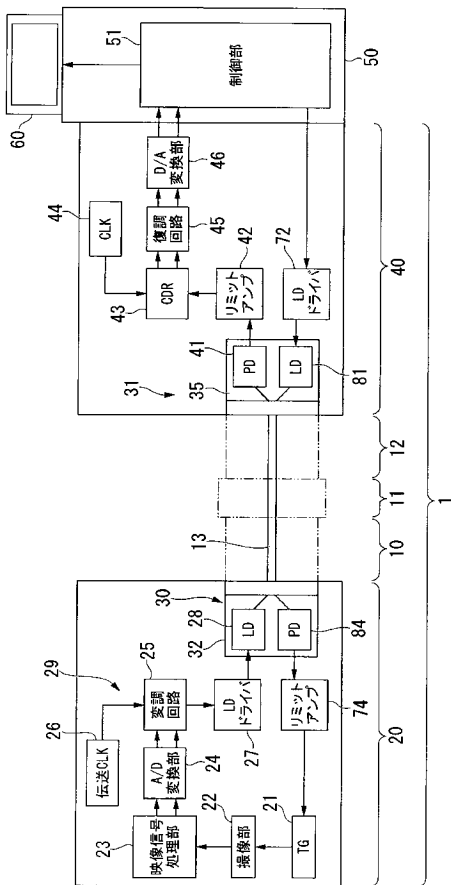
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 加藤 秀一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 CC06 CC07 DD03 FF24 FF40 FF46 FF47 JJ19 NN03 PP01
UU05 UU09

专利名称(译)	电子内窥镜范围		
公开(公告)号	JP2010194037A	公开(公告)日	2010-09-09
申请号	JP2009040962	申请日	2009-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	加藤秀一		
发明人	加藤 秀一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00013		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/00.300.U A61B1/00.681 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/PP01 4C061/UU05 4C061/UU09 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/PP01 4C161/UU05 4C161/UU09		
代理人(译)	塔奈澄夫		

摘要(译)

要解决的问题：然而，提供被配置为通过光传输传输图像信号的电子内窥镜，可以在保持高产量的同时制造。解决方案：电子内窥镜1包括：插入测试对象中的尖端20；安装在尖端20处的成像部分22，用于对测试对象中的对象成像并输出电信号；E/O转换器29，安装在与用于将电信号切换为光信号的成像部分连接的光纤13，与用于传输光信号的E/O转换器29连接的光纤13，以及连接光信号的板状或膜状光导32，E/O切换部分29和光纤13

