

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5159051号
(P5159051)

(45) 発行日 平成25年3月6日(2013.3.6)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 A

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-137236 (P2006-137236)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成18年5月17日 (2006.5.17)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2007-307002 (P2007-307002A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成19年11月29日 (2007.11.29)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成21年4月6日 (2009.4.6)		弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	伊藤 栄一
			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
		(72) 発明者	津田 浩二
			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
		(72) 発明者	水口 直志
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

固体撮像素子を含む先端部と、可撓性を有する挿入部可撓管とを有する内視鏡装置において、前記挿入部可撓管内に、前記固体撮像素子からの信号を伝送するための伝送手段を含む層構造のシート状の伝送部材を備え、前記伝送部材は、前記固体撮像素子を駆動するための電源電圧を供給するために互いに絶縁されている複数の電源層を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記伝送部材は、前記挿入部可撓管の長手方向に垂直な全ての方向において可撓性を有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】

前記伝送手段は、複数の通信素子による 2 次元拡散信号伝送技術を用いることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記伝送手段は、前記固体撮像素子からのアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換機能を、前記伝送部材内の前記固体撮像素子に最も近い位置の前記通信素子内に備えることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記伝送手段は、伝送された前記デジタル信号を外部機器に接続するために使用されるインターフェース機能を、前記伝送部材内の前記固体撮像素子から最も遠い位置の前記通

信素子内に備えることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記複数の電源層は、前記伝送手段への電源電圧と前記固体撮像素子を駆動するための電源電圧の両方を提供する第一の電源層と、前記固体撮像素子を駆動するための第二、第三の電源層とを含むことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記複数の電源層の少なくとも一つは、前記固体撮像素子を駆動するためのクロック信号を重畳した電源電圧により、前記クロック信号を供給することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 8】

前記複数の電源層は、前記固体撮像素子を駆動するための複数の異なるクロック信号をそれぞれ重畳した複数の電源電圧により、前記複数の異なる前記クロック信号をそれぞれ供給することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記伝送部材は、長手方向の長さを維持したまま折り曲げることが可能であることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記伝送部材が、筒状であり、

20

前記伝送部材は、その筒内部に少なくとも一つの前記挿入部可撓管内のケーブルを含むよう前記挿入部可撓管内で配置されていることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、体腔内に挿入された生体組織を撮像、観察するための内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

30

電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）の挿入部可撓管は、体腔内の経路の曲がりによって、無理なく挿入できるように適度な可撓性を有している。内視鏡は、観察対象物までの経路の最狭部の径と経路の長さに応じて種々のサイズのものが製造されている。比較的挿入部可撓管の径が大きい消化器系内視鏡では、挿入部可撓管に内蔵されるケーブルは、一般的に、固体撮像素子制御用ケーブル（画像信号伝送と電源電圧伝送用）、鉗子チャンネル、照明用ファイバ、送気・送水管、操作ケーブル等である。細径型の内視鏡では、例として、固体撮像素子制御用ケーブル、鉗子チャンネル、照明用ファイバ、操作ケーブル等である。各種内視鏡において、挿入部可撓管に内蔵される複数のケーブルは細径であるほど好ましく、また、それらのケーブルは可撓性を必要とされる。

【0003】

40

近年、内視鏡観察中に被検者に与える負担を軽減する目的から、挿入部可撓管をより細径化することが望まれている。しかし、従来の各種内視鏡においては、挿入部可撓管に内蔵される各種ケーブルが円筒形状であるために稠密構造以上に密接させることができず、挿入部可撓管の細径化が困難であるという問題があった。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、挿入部可撓管に内蔵されるケーブルの一部をシート状部材に置き換えることにより、挿入部可撓管の細径化を実現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。

50

【課題を解決するための手段】**【0005】**

上記の課題を解決するため、本発明では、固体撮像素子を含む先端部と、可撓性を有する挿入部可撓管とを有する内視鏡装置において、前記挿入部可撓管内に、前記固体撮像素子からの信号を伝送するための伝送手段を含む層構造のシート状の伝送部材を備えることを特徴とする内視鏡装置を提供する。

【0006】

さらに、本発明による内視鏡装置では、前記伝送部材は、前記挿入部可撓管の長手方向に垂直な全ての方向において可撓性を有する。

【0007】

上述の構成により、本発明による内視鏡装置では、比較的大きな直径を有していた固体撮像素子制御用ケーブルに換えて、比較的厚みの小さいシート状部材を用いることにより、他のケーブル同士をより近接させて配置可能となり、結果として挿入部可撓管の細径化を実現することができる。また、そのシート状部材が、挿入部可撓管の長手方向に垂直な全ての方向において可撓性を有するために、挿入部可撓管の可撓性が失われることがない。

【0008】

また、本発明では、前記伝送手段は、前記固体撮像素子からのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換機能を、前記伝送部材内の前記固体撮像素子に最も近い位置の前記通信素子内に備える。さらに、前記伝送手段は、伝送された前記デジタル信号を外部機器に接続するために使用されるインターフェース機能を、前記伝送部材内の前記固体撮像素子から最も遠い位置の前記通信素子内に備える。

【0009】

上述の構成により、本発明による内視鏡装置は、固体撮像素子から送られてくる画像信号を、内視鏡の先端部付近でデジタル信号に変換し、比較的距離の短い各通信素子間で送受しながら伝送するため、信号の劣化やノイズが生じにくい。

【0010】

さらに、前記伝送部材は、前記固体撮像素子を駆動するための電源電圧を供給するために互いに絶縁されている少なくとも3つの電源層を有する。さらに、前記伝送手段への電源電圧と前記固体撮像素子を駆動するための電源電圧の両方を提供する第一の電源層と、前記固体撮像素子を駆動するための第二、第三の電源層とを含む。

【0011】

さらに、前記伝送部材は、長手方向の長さを維持したまま折り曲げることが可能である。さらに、前記伝送部材が、筒状であり、その筒内部に少なくとも一つの前記挿入部可撓管のケーブルを含む。その結果、複数のケーブルの間に効率よく伝送部材を敷き詰めることが可能となり、細径化を図ることができる。

【0012】

また、本発明では、その他の利益として、従来と同じ径の挿入部可撓管を用いた場合に、シート状の伝送部材を使用したことにより空間が空いた分だけ、他のケーブル（例えば、鉗子チャンネル等）の径を大きくすることができ、或いは他の機能を追加することも可能となる。

【発明の効果】**【0013】**

したがって、本発明は上記の構成により、挿入部可撓管に内蔵されているケーブルの一部をシート状部材に置き換えることにより、挿入部可撓管の細径化を実現することができる。内視鏡装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0014】**

以下、本発明の具体的な実施形態を図面を参照して説明する。

【0015】

図１は、本発明の実施形態による内視鏡装置を示す図である。この内視鏡装置は、内視鏡部１００と内視鏡外部装置１１０から構成されている。内視鏡部１００は、挿入部可撓管１０１、鉗子差込口１０２、操作部１０３、先端部１０４、ユニバーサルコード１０５、コネクタ１０６を有する。内視鏡外部装置１１０は、処理部１１２、表示部１１４、記憶部１１６、コネクタ接続部１１８を有する。

【００１６】

挿入部可撓管１０１は、体腔内に挿入される長い管であり、可撓性を有し且つ本体をねじったときに先端部１０４が追従して回るだけの剛性を有する。さらに、挿入部可撓管１０１は、後述するように、その内部に複数のケーブルと固体撮像素子（CCD）を制御するためのシート状の基板を有している。

10

【００１７】

鉗子差込口１０２は、生体組織の止血や採取など、様々な処置を行うための鉗子を挿入する部位である。ユーザは、手術内容に応じてさまざまな鉗子を、この鉗子差込口１０２にセットする。この鉗子差込口１０２にセットされた鉗子は、挿入部可撓管１０１の内部に沿って配設されている鉗子チャンネル１２１内を挿通して、その先端が先端部１０４の所定の部位から送出される。なお、多様な鉗子を挿通することができるよう、鉗子チャンネル１２１の径は可能な限り大きいほうが好ましい。

【００１８】

操作部１０３は、ユーザが内視鏡を操作するための部位であり、先端部１０４を上下や左右に移動させて観察領域を自在に変更したり、経路に沿って内視鏡を挿入しやすくしたり、鉗子差込口１０２にセットされた鉗子を起上させたりする等の操作機能を有している。なお、操作部１０３から挿入部可撓管１０１内を通して先端付近まで延びる一対の操作ケーブルを用いることにより上下（もしくは左右）の移動が可能となり、さらに、他に一対の操作ケーブルを用いることにより左右（もしくは上下）の移動が可能となる。

20

【００１９】

先端部１０４は、光を受光し光電変換により画像信号を出力する図示しないCCDを含む。CCDを制御するために挿入部可撓管１０１には、画像信号を処理部１１２へと伝送するための信号伝送手段、電源電圧及びクロックパルスを送送するための電源伝送手段が必要である。本発明の実施形態によれば、挿入部可撓管１０１内に配設された後に詳述するDST（拡散信号伝送）基板１２０内に信号伝送手段（DST回路）及び電源伝送手段が含まれている。

30

【００２０】

コネクタ１０６は、内視鏡部１００を内視鏡外部装置１１０に接続する部位である。コネクタ１０６は内視鏡外部装置１１０のコネクタ接続部１１８に接続され、CCDから出力され伝送されてきた画像信号を処理部１１２へと接続し、さらに、内視鏡外部装置１１０が備える生体組織を照明するための光を発生する図示しない光源装置と内視鏡部１００に備えられた照明用ファイバとを接続し、さらに、CCDを駆動するための電源電圧及びクロックを供給する内視鏡外部装置１１０に備えられた図示しない電源装置と内視鏡部１００中の所定のケーブルとを接続する。

【００２１】

40

また、この内視鏡外部装置１１０が備える光源装置から照射された光は、コネクタ１０６、ユニバーサルコード１０５、挿入部可撓管１０１等に沿って配置された照明用ファイバを介して先端部１０４に備えられた図示しない照明窓から出射される。

【００２２】

先端部１０４に備えられたCCDが出力する画像信号は、挿入部可撓管１０１（DST基板１２０も含む）、操作部内部、ユニバーサルコード１０５、コネクタ１０６、コネクタ接続部１１８を経て、処理部１１２へと伝送される。処理部１１２に伝送された画像信号は、この処理部１１２で所定の画像処理を施されて映像信号に変換され、表示部１１４において内視鏡による観察画像として表示される。また、当該映像信号を記憶部１１６に記憶することもできる。なお、DST基板１２０では、後述するように、画像信号の劣化、ノイズ

50

を生じにくくすることができる。

【 0 0 2 3 】

なお、上述した内視鏡部 1 0 0 及び内視鏡外部装置 1 1 0 に含まれる構成は、比較的挿入部可撓管の径が大きい消化器系内視鏡、比較的挿入部可撓管径の小さい細径型内視鏡、及びその他の内視鏡においてもほぼ同様である。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、本発明の実施形態の一つによる消化器系内視鏡の挿入部可撓管 1 0 1 の断面の模式図であり、図 1 の点線 A の位置を長手方向に見た図である。この挿入部可撓管 1 0 1 は、内部に、鉗子チャンネル 1 2 1、2 本の照明用ファイバ 1 2 2、送気管 1 2 4・送水管 1 2 5、4 本の操作用ケーブル 1 2 3、DST 基板 1 2 0 を有する。

10

【 0 0 2 5 】

操作用ケーブル 1 2 3 は、上述したように挿入部可撓管 1 0 1 の先端付近を図面の上下左右方向に移動させるために、挿入部可撓管 1 0 1 の内壁近傍であって、一対が図の上下の位置に、他の一対が図の左右の位置にそれぞれ配置されている。比較的大きな径を有する照明用ファイバ 1 2 2 と鉗子チャンネル 1 2 1 は、それぞれの操作用ケーブル 1 2 3 の間に配置されている。送気管 1 2 4・送水管 1 2 5 もセットになって操作用ケーブル 1 2 3 の間に配置されている。DST 基板 1 2 0 は可撓性を有するシート状の基板であり、挿入部可撓管 1 0 1 の中央部に配置されている。

【 0 0 2 6 】

ここで、比較のために、従来の消化器系内視鏡の挿入部可撓管の断面を、図 1 8 の模式図を用いて説明する。図 1 8 は図 2 に示される断面と同様に、図 1 の点線 A に相当する位置の断面である。従来例では、本発明の消化器系内視鏡の実施形態と同様に、鉗子チャンネル 1 2 1、2 本の照明用ファイバ 1 2 2、送気管 1 2 4・送水管 1 2 5、4 本の操作用ケーブル 1 2 3 を有する。CCD 制御用には、一般的な円筒状のケーブル 1 2 8 が使用されている。図 2 と同様に、鉗子チャンネル 1 2 1、照明用ファイバ 1 2 2、CCD 制御用ケーブル 1 2 8 が比較的大きな径のケーブルであり、4 本の操作ケーブルの間にそれぞれが配置される構成となっている。中央部に送気管 1 2 4・送水管 1 2 5 のセットが配置されているため、比較的大きな 4 本のケーブルは、互いを近接させることが困難となる。従って、挿入部可撓管の内壁は比較的大きな 4 本のケーブルに接するので、挿入部可撓管の径はそれらのケーブルの配置関係に依存していることがわかるであろう。

20

30

【 0 0 2 7 】

本実施形態では、送気管 1 2 4・送水管 1 2 5 を従来例では CCD 制御用ケーブルがあった位置に配置し、DST 基板 1 2 0 を中央部に配置することにより、照明用ファイバ 1 2 2 のうち一つは鉗子チャンネル 1 2 1 に接触することができ、もう一方の照明用ファイバ 1 2 2 は、DST 基板 1 2 0 を介して鉗子チャンネル 1 2 1 に近づくことができる。その結果、上述の従来例と比して、比較的大きな 3 本のケーブルが互いに接近することができるため、挿入部可撓管 1 0 1 の直径を小さくすることが可能となる。本実施形態では、図 1 8 に示す従来例と比較して挿入部可撓管 1 0 1 の直径を約 9 2 % 程度とすることが可能となる。

【 0 0 2 8 】

40

図 3 は、本発明の実施形態の一つによる細径型内視鏡の挿入部可撓管 1 0 1 の断面の模式図であり、図 1 の点線 A の位置を長手方向に見た図である。この挿入部可撓管 1 0 1 は、内部に、鉗子チャンネル 1 3 1、2 本の照明用ファイバ 1 3 2、2 本の操作用ケーブル 1 3 3、2 枚の DST 基板 1 2 0 を有する。

【 0 0 2 9 】

操作用ケーブル 1 3 3 は、挿入部可撓管 1 0 1 の先端付近を図面の上下方向に移動させるために、挿入部可撓管 1 0 1 の内壁近傍であって、一対が図の上下の位置に配置されている。本実施形態においては、操作用ケーブル 1 3 3 が図 2 の消化器系内視鏡の操作用ケーブル 1 2 3 よりも細いケーブルが使用され、照明用ファイバ 1 3 2 も図 2 の照明用ファイバ 1 2 2 より細いものが使用されている。また、本実施形態では、鉗子チャンネル 1 3

50

1と2本の照明用ファイバ132の計3本が稠密構造となっており、それぞれが挿入部可撓管101の内壁に接している。その3本のケーブルの隙間に操作用ケーブル133と、2枚のDST基板120が配置されている。本実施形態では、2枚のDST基板120を使用しているが一枚であってもよい。

【0030】

ここで、比較のために、従来の細径型内視鏡の挿入部可撓管の断面を、図19の模式図を用いて説明する。図19は図3に示される断面と同様に、図1の点線Aに相当する位置の断面である。従来例では、本発明の細径型内視鏡の実施形態と同様に、鉗子チャンネル131、照明用ファイバ132を有する。CCD制御用には一般的な円筒状のケーブル138が用いられている。鉗子チャンネル131、照明用ファイバ132、CCD制御用ケーブル138が比較的大きな径のケーブルであり、計4本のケーブルで稠密構造を形成している。この従来例では、鉗子チャンネル131とCCD制御用ケーブル138の直径の和が、挿入部可撓管101の内径の最小値となる。

【0031】

本実施形態では、DST基板120を使用することにより、鉗子チャンネル131と2本の照明用ファイバ132の3つのケーブルの稠密構造となるため、挿入部可撓管101の直径を従来例と比較して約93%程度とすることが可能となる。

【0032】

次に、本発明に使用されているDST基板120について詳細を説明する。DST基板120の信号伝送の為に構成例の一つは、特開2003-188882号公報に開示されている2次元拡散信号伝送(2D-DST)技術を用いた通信装置(すなわち、2つの信号層間に複数のチップを散在させ、これらの信号層を利用して近接したチップ間を接続させ、所望のデータを目的地に向けてパケット送信する装置)である。

【0033】

図4にDST基板120の断面の模式図を示す(図は水平方向が挿入部可撓管101の長手方向であり、垂直方向が基板の厚み方向である)。本発明の実施形態によるDST基板120は、絶縁層201、第二信号層202、通信チップ間を占める絶縁層203、第一信号層204、高抵抗層205、第一電源層206、絶縁層207、第二電源層208、絶縁層209、第三電源層210、絶縁層211、通信チップ150、撮像素子との接続用通信チップ160、内視鏡外部との接続用通信チップ170からなる構造を有する。通信チップ150は複数からなる。DST基板120の撮像部側からは、第二信号層202、接続チップ160、第一電源層206、第二電源層208、第三電源層210がそれぞれ撮像部140の所定の箇所に接続されている。

【0034】

絶縁層201、第二信号層202、絶縁層203、第一信号層204、高抵抗層205、第一電源層206、通信チップ150、接続チップ160、170によって信号伝送手段が構成され、主に、通信チップと信号層がDST回路として信号を所定方向へと伝送する。通信チップ150は、第一信号層204と第二信号層202の間でそれぞれの層に電氣的に接続され、2次元的に所定の間隔で散在されている。隣り合う通信チップの間隔は、信号層の抵抗値の設定により自由に決定することができる。DST基板120の横幅が狭い場合には、通信チップ150の配列は挿入部可撓管101の長手方向に1列だけで構成されていてもよい。第二信号層202は、接地されたグランド層であってもよい。第一信号層204と第二信号層202は絶縁されており、第一信号層204よりも高い抵抗値を有する高抵抗層205が第一信号層204に電氣的に接続され、この高抵抗層205には、通信チップ150、接続チップ160、170に電力を供給するための第一電源層206が電氣的に接続されている。第二信号層202と第一電源層206は、その抵抗値が非常に小さくなるように形成される。

【0035】

撮像部(CCD)140を駆動するためには複数の電源及びクロックを供給する必要がある。DST基板120内の第一から第三電源層の3つの電源層がその電源電圧を伝送する役

割を担う。すなわち、本発明の実施形態では、第一、第二、第三電源層を使用して、3種類の電源をCCDへ供給している。第一電源層206は、通信チップ150、接続チップ160、170への供給電力を伝送するとともに、撮像部140にも伝送することができる。第二電源層208、第三電源層210は撮像部140にのみ電源電圧を伝送する。第二電源層208、第三電源層210も第一電源層206と同様に抵抗値が非常に小さくなるように形成されている。また後述するように、クロックは電源電圧に重畳して供給される。

【0036】

第一信号層204、第二信号層202、高抵抗層205、電源層206、208、210は柔軟性及び導電性を有し、例えば導電ゴムや導電体が織り込まれた布からなり、各々適切な抵抗値に設定されている。絶縁層201、203、207、209、211は、柔軟性及び絶縁性を有し、例えば絶縁ゴムや、絶縁フィルム、絶縁性を有した布から成る。

【0037】

なお、DST基板120は、複数枚備えられていてもよい。また、その形状は板状であるだけでなく、湾曲させることも可能であり、さらに折り曲げることも可能である。また、代替的に、電源・クロックの供給は上記のように第二電源層208、第三電源層210ではなく、通常のケーブルによって行ってもよい。この場合、DST基板120の構成は、絶縁層201から絶縁層207までとなる。

【0038】

次に、第一電源層206、第二電源層208、第三電源層210によって伝送される電源及びクロックについて説明する。CCDを駆動させるためには、光電変換された電荷を転送・検出等するための機能に、数種類の電圧とクロックが必要となる。図5は、本発明の実施形態による、各電源層により伝送される電源電圧を概念的に示した図である(電圧vs時間)。本発明の実施形態においては、クロック信号は電源電圧に重畳して供給される。

【0039】

図中の V_G は0Vであり、接地された第二信号層202中の電圧を示す。 V_3 は比較的低い電圧に比較的小さい周期のクロックが重畳された第一電源層206中の電圧の時間波形を示す。 V_2 は V_3 よりも高い電圧に、 V_3 よりも大きな周期のクロックが重畳された第二電源層208中の電圧の時間波形を示す。 V_1 は V_2 よりも高い電圧に、 V_2 よりも大きな周期のクロックが重畳された第三電源層210中の電圧の時間波形を示す。このように、本実施形態においては、DST基板120によって、グランドを除いた3種類の電源電圧と3種類のクロックを供給することが可能である。なお、3つの電源層206、208、210を用いて3種類のクロックを供給しなくとも、例えば、2種類、または1種類でもよい。また、さらに多くの種類の電源及びクロックを供給しても良い。

【0040】

図6は本発明の実施形態による内視鏡システムの撮像に関する機能ブロック図を示す。説明の簡便化のため、図中では、DST基板120には通信チップのみを示し、電源層等は省略している。撮像部140から出力された画像信号(アナログ信号)は、信号線を介してDST基板120への接続部として機能し且つアナログ-デジタル変換(A/D変換)機能を有する接続チップ160へと伝送され、その後、デジタル信号として、中継部として機能する複数の通信チップ150を経由して、インターフェースを備える接続部として機能する接続チップ170へと伝送される。接続チップ170から伝送された信号は、内視鏡外部装置110の処理部112へと伝送され、所定の処理が行われ、さらに処理部112に接続される表示部114及び記憶部116へと伝送される。

【0041】

撮像部140は、照明用ファイバから出射された光によって照明された観察部位より反射された光を受光することにより、受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積し、蓄積電荷に基づく電圧値(画像信号)として出力する。出力された画像信号は、信号線を介してDST基板120の接続チップ160へと伝送される。また、撮像部140は、内視鏡外部装置110に備えられた図示しない電源装置から供給される上述した複数の電源電

10

20

30

40

50

圧により上記撮像動作を行っている

【0042】

図7に通信チップ150の機能ブロック図を示す。通信チップ150は、通信部152、処理部154及びメモリ部156を備える。通信部152は、第一信号層204及び第二信号層202（図4参照）を介して、他の通信チップとの間で信号の送受を行う。処理部154は、通信チップ150の通信機能を制御する。具体的には処理部154は、周囲の信号の監視、受信信号の解析や、送信信号の生成および信号の送信タイミングなど他の通信チップとの間の信号伝達に関する行為を自発的に行うことが好ましい。また、処理部154は信号を適切に補正しながら通信をおこなってもよい。メモリ部156は、通信機能や他の機能を実現するために必要な情報を予め記憶し、また必要に応じて順次記憶していく。

10

【0043】

図8に接続チップ160の機能ブロック図を示す。接続チップ160は、通信部162、処理部164、メモリ部166、アナログ-デジタル変換（A/D変換）部168を備える。通信部162、処理部164、メモリ部166はそれぞれ通信チップ150の通信部152、処理部154、メモリ部156の機能と同様である。アナログ-デジタル変換（A/D変換）部168は、撮像部140より伝送されてきたアナログ信号を受信してデジタル信号に変換し、処理部164へと送る機能を有する。本実施形態によれば、内視鏡の先端部付近でアナログ画像信号をデジタル信号に変換して伝送を行うため、アナログ信号のままで内視鏡外部装置110の処理部112まで伝送する従来の形式よりも、ノイズや信号の劣化を少なくして信号を伝送することができる。

20

【0044】

図9に接続チップ170の機能ブロック図を示す。接続チップ170は、通信部172、処理部174、メモリ部176、インターフェース（I/F）部178を備える。通信部172、処理部174、メモリ部176はそれぞれ通信チップ150の通信部152、処理部154、メモリ部156の機能と同様である。インターフェース部178は、信号線を介して、内視鏡外部装置110の処理部112へと信号を送信する機能を有する。

【0045】

処理部112は、撮像部140から出力され上述のようにDST基板120を介して処理及び伝送された画像信号に対して所定の処理を行った後、該画像信号をビデオ信号として表示部114に出力する。表示部114は、ビデオ信号に対応する画像を表示する。また、そのビデオ信号は記憶部116に記憶することもできる。

30

【0046】

本実施形態では、A/D変換部168がDST基板120内の接続チップ160に備えられているが、A/D変換部168をDST基板120の外部（例えば、撮像部140とDST基板120の間等）に備えていてもよい。同様に、I/F部もDST基板120の外部（例えば、処理部112内または処理部112とDST基板120の間等）に備えていてもよい。そのような構成にしたとしても、本発明の目的を達成することに何ら支障をきたさない。

【0047】

図10は、本発明の他の実施形態による消化器系内視鏡における挿入部可撓管101の断面を示す。本実施形態では、DST基板120が、図のように折り曲げて十字型にされ、その十字型の4つの先端がそれぞれ操作ケーブル123の方向に向くようにされ、鉗子チャンネル121、照明用ファイバ122の隙間に配置されている。DST基板120の面積を十分に広くすることができるため、通信チップを2次元的に配置することにより、使用中に中継チップ150の一部が故障したとしてもその故障したチップを避けて通信することができるため、断線の確立が少なくなるという利点がある。また、電源層の断面積を広くとることができより低抵抗な層を得ることができる。本実施形態では、図18に示す従来例と比較して挿入部可撓管101の直径を約94%程度とすることが可能となる。

40

【0048】

図11は、本発明のその他の実施形態による消化器系内視鏡における挿入部可撓管10

50

1の断面を示す。本実施形態では、図10に示される実施形態と同様な形状でDST基板120を折り曲げているが、挿入部可撓管101を図18の従来例と同一径にしているため、図の斜線部に示されるような新規領域を作り出すことができ、内視鏡に新たな機能を追加するスペースを作ることができる。ないしは、鉗子チャンネル121や照明用ファイバ122の径を太くして、それぞれの機能を充実させることもできる。

【0049】

図12は、本発明のその他の実施形態による消化器系内視鏡における挿入部可撓管101の断面を示す。本実施形態では、DST基板120が、鉗子チャンネル121、照明用ファイバ122、及び送気管124・送水管125を図のように包みこんで配置されている。本実施形態では、図18に示す従来例と比較して挿入部可撓管101の直径を約98%程度とすることが可能となる。

10

【0050】

図13は、本発明のその他の実施形態による消化器系内視鏡における挿入部可撓管101の断面を示す。本実施形態では、DST基板120を円筒状、もしくは螺旋状とし、図のように挿入部可撓管101の内壁に沿って敷設して、鉗子チャンネル121、2本の照明用ファイバ122、送気管124・送水管125、4本の操作ケーブル123の全てを包む様に配置している。本実施形態では、図18に示す従来例と比較して挿入部可撓管101の直径を約98%程度とすることが可能となる。

【0051】

図14は、本発明のその他の実施形態による消化器系内視鏡における挿入部可撓管101の断面を示す。本実施形態では、円筒状のDST基板120が送気管124・送水管125を包む配置となっている。このよう配置とした場合、鉗子チャンネル121、2本の照明用ファイバ122の配置との関係が対称的となり、バランスが取れた配置関係になる。本実施形態では、図18に示す従来例と比較して挿入部可撓管101の直径を約95%程度とすることが可能となる。

20

【0052】

図15は、本発明のその他の実施形態による消化器系内視鏡における挿入部可撓管101の断面を示す。本実施形態では、鉗子チャンネル121、照明用ファイバ122、操作ケーブル123、送気管124・送水管125をほぼ稠密配置とし、それらの隙間にDST基板120を配置した構成となっている。本実施形態ではDST基板120が2枚用いられているが、DST基板120は1枚でもよいし、3枚以上であってもよい。本実施形態では、図18に示す従来例と比較して挿入部可撓管101の直径を約87%程度とすることが可能となる。

30

【0053】

図16は、本発明の他の実施形態による細径型内視鏡における挿入部可撓管101の断面を示す。本実施形態では、図4の実施形態と同様に、鉗子チャンネル131、2本の照明ファイバ132が稠密構造をとるように配置されており、図のように1枚のDST基板120を折り曲げて配置している。本実施形態では、図4の実施形態と挿入部可撓管101の直径は同じであり、図19の従来例と比較して直径を約93%程度とすることが可能となる。

40

【0054】

図17は、本発明のその他の実施形態による細径型内視鏡における挿入部可撓管101の断面を示す。本実施形態では、DST基板120を円筒状もしくは螺旋状とし、図のように挿入部可撓管101の内壁に沿って敷設して、鉗子チャンネル131、2本の照明用ファイバ132、操作ケーブル133を全て包むように配置している。本実施形態の挿入部可撓管101の径は図19に示す従来例と同一であるが、図の斜線部に示されるような新規領域を作り出すことができ、内部に広い空間を確保することができる。

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図1】本発明の実施形態における内視鏡装置の概観図である。

50

【図 2】本発明の実施形態における消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 3】本発明の実施形態における細径型内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 4】本発明の実施形態におけるDST基板の説明図である。

【図 5】本発明の実施形態における電源電圧にクロック信号を重畳させた場合の説明図である。

【図 6】本発明の実施形態における内視鏡システムの機能ブロック図である。

【図 7】本発明の実施形態における通信チップの機能ブロック図である。

【図 8】本発明の実施形態における通信チップの機能ブロック図である。

【図 9】本発明の実施形態における通信チップの機能ブロック図である。

10

【図 10】本発明の他の実施形態における消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 11】本発明のその他の実施形態における消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 12】本発明のその他の実施形態における消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 13】本発明のその他の実施形態における消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 14】本発明のその他の実施形態における消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

20

【図 15】本発明のその他の実施形態における消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 16】本発明の他の実施形態における細径型内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 17】本発明のその他の実施形態における細径型内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 18】従来例における、消化器系内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【図 19】従来例における、細径型内視鏡における挿入部可撓管の断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 6 】

30

1 0 0 内視鏡部

1 0 1 挿入部可撓管

1 0 2 鉗子差込口

1 0 3 操作部

1 0 4 先端部

1 0 6 コネクタ

1 1 0 内視鏡外部装置

1 1 2 処理部

1 1 4 表示部

1 1 6 記憶部

40

1 1 8 コネクタ接続部

1 2 0 DST基板

1 2 1 , 1 3 1 鉗子チャンネル

1 2 2 , 1 3 2 照明用ファイバ

1 2 4 送気管

1 2 5 送水管

1 2 3 , 1 3 3 操作ケーブル

1 4 0 撮像部

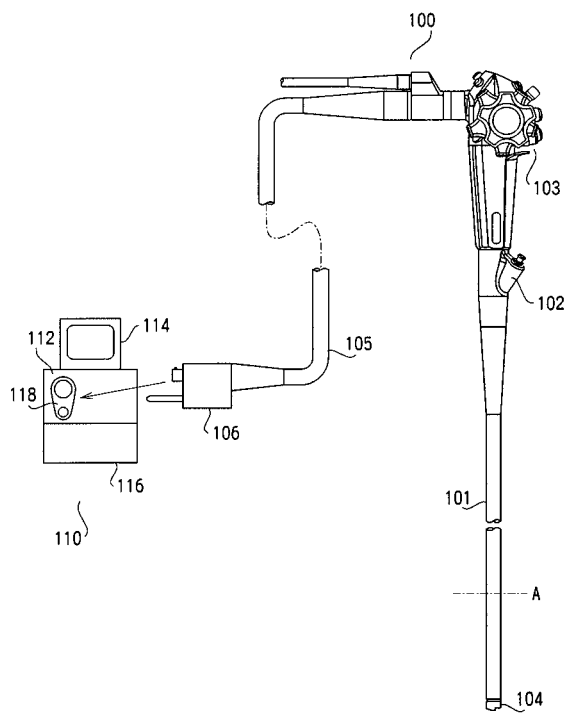
1 5 0 通信チップ

1 6 0 接続チップ

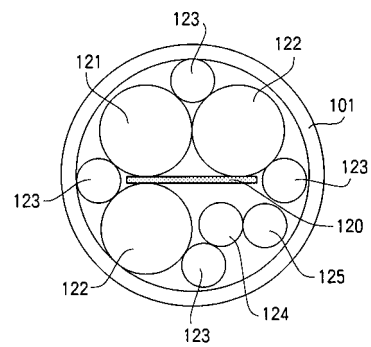
50

- 170 接続チップ
- 202 第二信号層
- 204 第一信号層
- 206 第一電源層
- 208 第二電源層
- 210 第三電源層

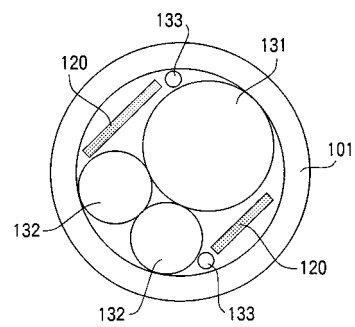
【図1】



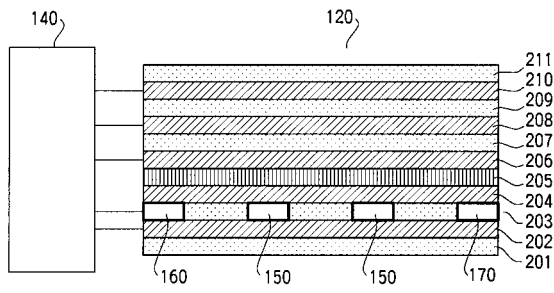
【図2】



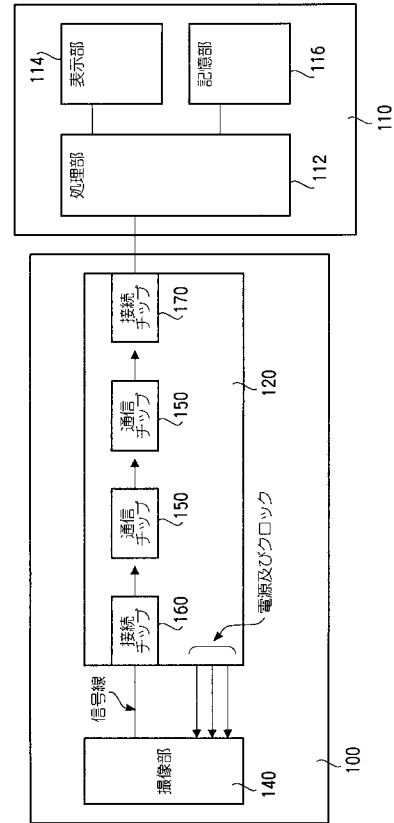
【図3】



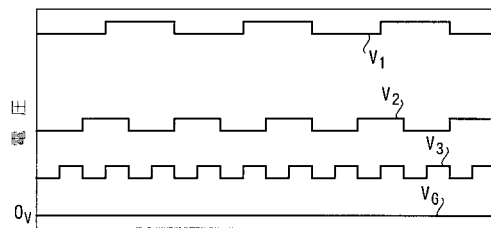
【図 4】



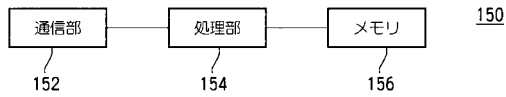
【図 6】



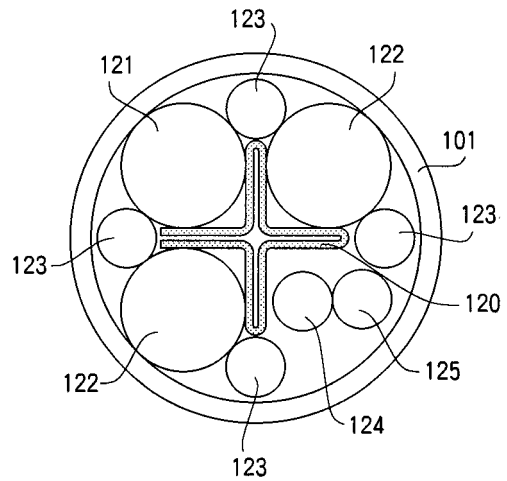
【図 5】



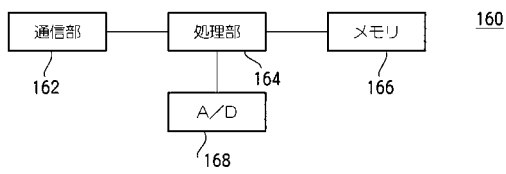
【図 7】



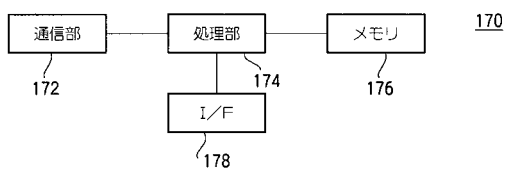
【図 10】



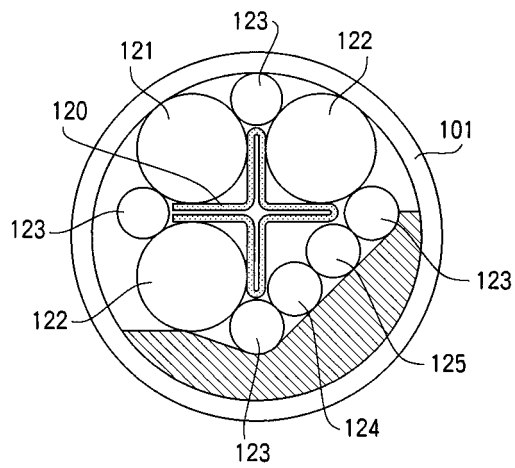
【図 8】



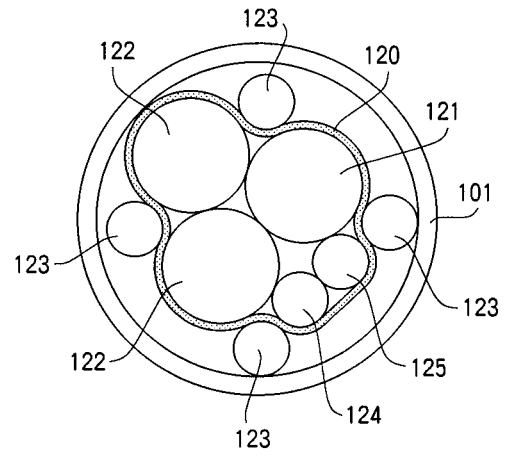
【図 9】



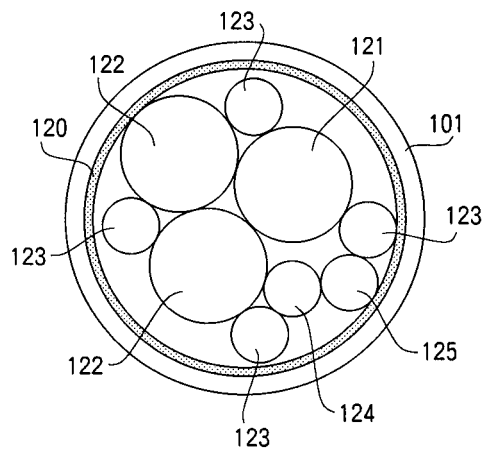
【図 1 1】



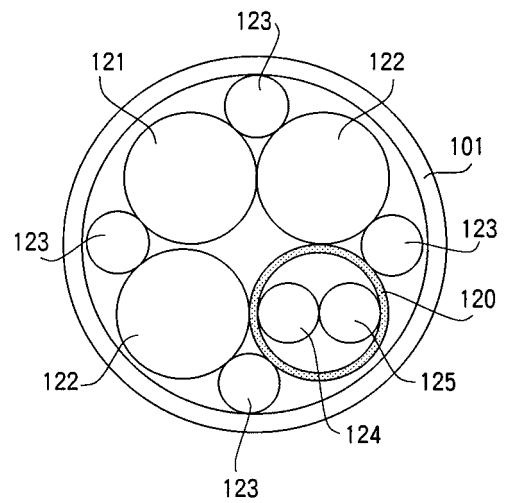
【図 1 2】



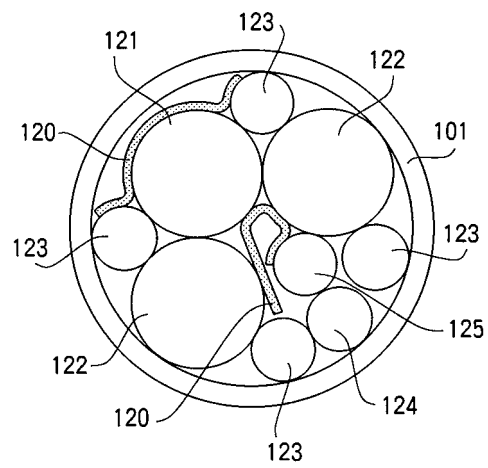
【図 1 3】



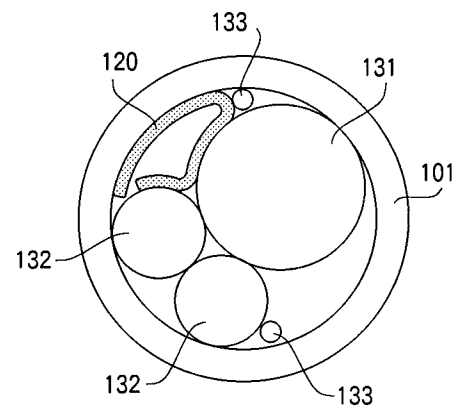
【図 1 4】



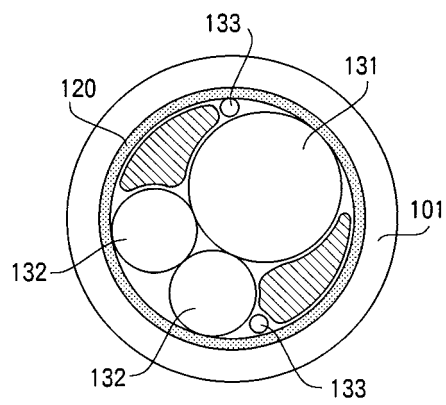
【図 15】



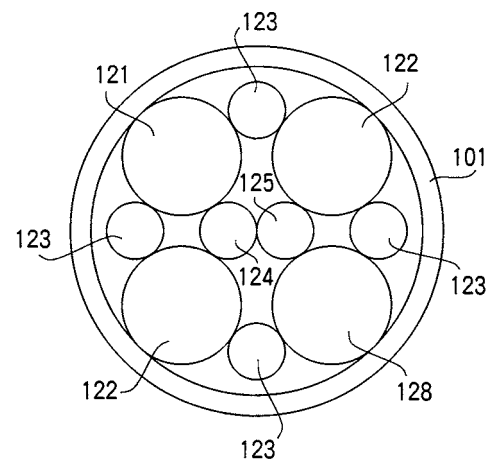
【図 16】



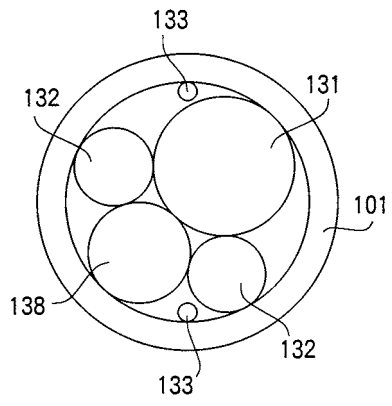
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

(72)発明者 松本 光弘
東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開昭62-199058(JP,A)
特開昭62-199057(JP,A)
特開2005-295518(JP,A)
特開2000-070221(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
G02B 23/24
H04N 7/18

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5159051B2	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	JP2006137236	申请日	2006-05-17
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	伊藤 栄一 津田 浩二 水口 直志 松本 光弘		
发明人	伊藤 栄一 津田 浩二 水口 直志 松本 光弘		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.362.J G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/00.713 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/DA17 2H040/DA18 2H040/GA02 4C061/JJ01 4C061/NN03 4C061/UU03 4C161/JJ01 4C161/NN03 4C161/UU03		
其他公开文献	JP2007307002A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其能够通过用片状构件替换柔性管中内置的电缆的一部分来减小插入部分柔性管的直径。解决方案：内窥镜设备包括远端，该远端包括固态成像元件和插入部分柔性管。内窥镜装置具有片状传输构件，该片状传输构件具有分层结构，该分层结构包括用于从插入部分柔性管内部的固态成像元件传输信号的传输装置。

【图 2】

