

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/163498

発行日 令和2年5月14日(2020.5.14)

(43) 国際公開日 平成30年9月13日(2018.9.13)

(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 6 8 1	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
A 6 1 B 90/20 (2016.01)	A 6 1 B 90/20	

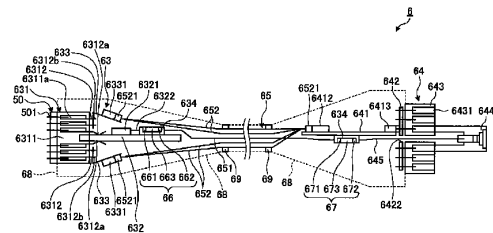
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

出願番号	特願2019-504310 (P2019-504310)	(71) 出願人	313009556
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/038576		ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社
(22) 国際出願日	平成29年10月25日(2017.10.25)		東京都八王子市子安町四丁目7番1号
(31) 優先権主張番号	特願2017-44213 (P2017-44213)	(74) 代理人	110002147
(32) 優先日	平成29年3月8日(2017.3.8)		特許業務法人酒井国際特許事務所
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)	(72) 発明者	天野 高太郎
			東京都八王子市子安町四丁目7番1号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社内
		(72) 発明者	山田 雄一
			東京都八王子市子安町四丁目7番1号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 DA02 FA13 GA02 GA06 GA11
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用装置および医療用装置の製造方法

(57) 【要約】

光ファイバを用いた場合であっても、経済的に優れた医療用装置および医療用装置の製造方法を提供する。医療用装置は、光信号を送送する第1の光ファイバ6322と、光信号を送送する第2の光ファイバ651と、第1の光ファイバ6322と第2の光ファイバ651とを接続する第1の光コネクタ66と、を内蔵する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光信号を伝送する第 1 の光ファイバと、
前記光信号を伝送する第 2 の光ファイバと、
前記第 1 の光ファイバと前記第 2 の光ファイバとを接続する光コネクタと、
を内蔵することを特徴とする医療用装置。

【請求項 2】

前記第 1 の光ファイバが接続されてなり、電気信号を前記光信号に変換する E / O 変換部と、

前記第 2 の光ファイバが接続されてなり、前記光信号を電気信号に変換する O / E 変換部と、

の少なくともいずれかをさらに内蔵することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用装置。

10

【請求項 3】

電気信号を伝送するメタルケーブルと、前記第 1 の光ファイバまたは前記第 2 の光ファイバの少なくともいずれか一方とがユニット化された複合ケーブルをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療用装置。

【請求項 4】

前記複合ケーブルを被覆する外被をさらに備えることを特徴とする請求項 3 に記載の医療用装置。

20

【請求項 5】

基板と、

前記基板に設けられ、前記基板と前記メタルケーブルとを接続するケーブルコネクタと

をさらに備えることを特徴とする請求項 4 に記載の医療用装置。

【請求項 6】

前記医療用装置は、内視鏡装置であることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の医療用装置。

【請求項 7】

前記医療用装置は、内視鏡カメラヘッドであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の医療用装置。

30

【請求項 8】

前記医療用装置は、手術用顕微鏡であることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の医療用装置。

【請求項 9】

前記医療用装置は、一端が内視鏡カメラヘッドに接続され、他端が画像処理装置に接続され、かつ、前記内視鏡カメラヘッドからの画像信号を前記光信号として前記画像処理装置に伝送する伝送ケーブルであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の医療用装置。

【請求項 10】

医療用装置の製造方法であって、

前記医療用装置の内部で、光信号を伝送する第 1 の光ファイバと、前記光信号を伝送する第 2 の光ファイバと、光コネクタを用いて前記第 1 の光ファイバと前記第 2 の光ファイバとを接続する接続工程を含むことを特徴とする医療用装置の製造方法。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療用装置および医療用装置の製造方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

近年、内視鏡等の医療用装置において、ＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等の撮像素子の高画素化に伴って、大容量の画像信号を画像処理装置へ高速に伝送するため、伝送ケーブルに光ファイバを用いることによって伝送する技術が知られている（特許文献１参照）。この技術では、光ファイバの先端側に撮像素子が生成した画像信号（電気信号）を光信号に変換するＥ／Ｏ変換器を設けるとともに、光ファイバの基端側に光信号を画像信号に変換するＯ／Ｅ変換器を設けることによって、撮像素子が生成した大容量の画像信号を画像処理装置へ高速に伝送する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

10

【特許文献１】国際公開第２０１２／０３３２００号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

ところで、光ファイバは、非常に細く、かつ、光信号を伝送するコアも非常に細い径であるため、Ｅ／Ｏ変換器またはＯ／Ｅ変換器との光軸合わせの作業に高度な技術が必要となる。このため、光軸合わせの作業は、Ｅ／Ｏ変換器およびＯ／Ｅ変換器の各々の変換器メーカによって行われることが望ましい。しかしながら、光ファイバを光ファイバメーカから変換器メーカへ供給する場合、供給の輸送コストがかかるうえ、供給時に光ファイバが断線する虞がある。さらに、変換器メーカにおいては、既にＥ／Ｏ変換器およびＯ／Ｅ変換器のどちらか一方が接続された光ファイバに、他方の変換器を接続する場合、一方の変換器からの荷重により、光ファイバが断線する虞がある。このような複合的な要因により、医療用装置に光ファイバを用いた場合、経済的であるとは言い難かった。

20

【０００５】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、光ファイバを用いる場合であっても、経済的に優れた医療用装置および医療用装置の製造方法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】

【０００６】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る医療用装置は、光信号を伝送する第１の光ファイバと、前記光信号を伝送する第２の光ファイバと、前記第１の光ファイバと前記第２の光ファイバとを接続する光コネクタと、を内蔵することを特徴とする。

30

【０００７】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、前記第１の光ファイバが接続されてなり、電気信号を前記光信号に変換するＥ／Ｏ変換部と、前記第２の光ファイバが接続されてなり、前記光信号を電気信号に変換するＯ／Ｅ変換部と、の少なくともいずれかをさらに内蔵することを特徴とする。

【０００８】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、電気信号を伝送するメタルケーブルと、前記第１の光ファイバまたは前記第２の光ファイバの少なくともいずれか一方とがユニット化された複合ケーブルをさらに備えたことを特徴とする。

40

【０００９】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、前記複合ケーブルを被覆する外被をさらに備えることを特徴とする。

【００１０】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、基板と、前記基板に設けられ、前記基板と前記メタルケーブルとを接続するケーブルコネクタと、をさらに備えることを特徴とする。

【００１１】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、内視鏡装置であることを特徴と

50

する。

【 0 0 1 2 】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、内視鏡カメラヘッドであることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、手術用顕微鏡であることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明に係る医療用装置は、上記発明において、一端が内視鏡カメラヘッドに接続され、他端が画像処理装置に接続され、かつ、前記内視鏡カメラヘッドからの画像信号を前記光信号として前記画像処理装置に伝送する伝送ケーブルであることを特徴とする。

10

【 0 0 1 5 】

また、本発明に係る医療用装置の製造方法は、医療用装置の製造方法であって、前記医療用装置の内部で、光信号を伝送する第 1 の光ファイバと、前記光信号を伝送する第 2 の光ファイバと、光コネクタを用いて前記第 1 の光ファイバと前記第 2 の光ファイバとを接続する接続工程を含むことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、光ファイバを用いる場合であっても、経済的に優れるという効果を奏する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る医療用装置の概略構成を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る第 1 の伝送ケーブルの断面を示す模式図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る第 1 の伝送ケーブルの要部の断面を示す模式図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 2 の保持部を先端側から見た斜視図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 2 の保持部を基端側から見た斜視図である。

【 図 6 】 図 6 は、図 2 の保持部のみの斜視図である。

30

【 図 7 】 図 7 は、図 4 の V I I - V I I 線断面図である。

【 図 8 】 図 8 は、図 2 の G N D コネクタを先端側から見た斜視図である。

【 図 9 】 図 9 は、図 2 の G N D コネクタの側面図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、図 8 の G N D コネクタを分割した状態の斜視図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、図 9 の G N D コネクタを分割した状態の側面図である。

【 図 1 2 A 】 図 1 2 A は、本発明の実施の形態 1 に係る第 1 の伝送ケーブルの製造方法における要部を模式的に示す図である。

【 図 1 2 B 】 図 1 2 B は、本発明の実施の形態 1 に係る第 1 の伝送ケーブルの製造方法における要部を模式的に示す図である。

【 図 1 2 C 】 図 1 2 C は、本発明の実施の形態 1 に係る第 1 の伝送ケーブルの製造方法における要部を模式的に示す図である。

40

【 図 1 3 】 図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る別の第 1 伝送ケーブルの断面を示す模式図である。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、本発明の実施の形態 1 に係る別の第 1 伝送ケーブルの断面を示す模式図である。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、本発明の実施の形態 2 に係る医療用装置の概略構成を示す図である。

【 図 1 6 】 図 1 6 は、本発明の実施の形態 3 に係る医療用装置の概略構成を示す図である。

【 図 1 7 】 図 1 7 は、本発明の実施の形態 3 に係る別の医療用装置の概略構成を示す図で

50

ある。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明を実施するための形態を図面とともに詳細に説明する。なお、以下の実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、以下の説明において参照する各図は、本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示しているに過ぎない。即ち、本発明は、各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものでない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付して説明する。

【0019】

(実施の形態1)

〔医療用装置の概略構成〕

図1は、本発明の実施の形態1に係る医療用装置の概略構成を示す図である。

図1に示す医療用装置1は、医療分野に用いられ、生体等の被検体内を観察する装置である。なお、本実施の形態1では、医療用装置1として、図1に示す硬性鏡(挿入部2)を用いた硬性内視鏡について説明するが、これに限定されず、軟性内視鏡であってもよい。

【0020】

図1に示すように、医療用装置1は、挿入部2と、光源装置3と、ライトガイド4と、内視鏡カメラヘッド5(内視鏡用撮像装置)と、第1の伝送ケーブル6と、表示装置7と、第2の伝送ケーブル8と、制御装置9と、第3の伝送ケーブル10と、を備える。

【0021】

挿入部2は、硬質または少なくとも一部が軟性で細長形状を有し、患者等の被検体内に挿入される。挿入部2の内部には、1または複数のレンズを用いて構成され、観察像を結像する光学系が設けられている。

【0022】

光源装置3は、ライトガイド4の一端が接続され、制御装置9による制御のもと、ライトガイド4の一端に被検体内を照明するための光を供給する。光源装置3は、例えばLED(Light Emitting Diode)ランプやハロゲンランプ等を用いて構成される。

【0023】

ライトガイド4は、一端が光源装置3に着脱自在に接続されるとともに、他端が挿入部2に着脱自在に接続される。ライトガイド4は、光源装置3から供給された光を一端から他端に伝達し、挿入部2に供給する。

【0024】

内視鏡カメラヘッド5は、挿入部2の接眼部21が着脱自在に接続される。内視鏡カメラヘッド5は、制御装置9の制御のもと、挿入部2によって結像された観察像を撮像し、この撮像信号(電気信号)を光信号に変換して出力する。

【0025】

第1の伝送ケーブル6は、一端がビデオコネクタ61を介して制御装置9に着脱自在に接続され、他端がカメラヘッドコネクタ62を介して内視鏡カメラヘッド5に接続される。第1の伝送ケーブル6は、内視鏡カメラヘッド5から出力される撮像信号を制御装置9へ伝送するとともに、制御装置9から出力される制御信号、同期信号、クロックおよび電力等を内視鏡カメラヘッド5にそれぞれ伝送する。なお、第1の伝送ケーブル6の詳細な構成は、後述する。

【0026】

表示装置7は、制御装置9の制御のもと、制御装置9において処理された映像信号に基づく観察画像や医療用装置1に関する各種情報を表示する。表示装置7は、液晶または有機EL(Electro Luminescence)等を用いて構成される。

【0027】

第2の伝送ケーブル8は、一端が表示装置7に着脱自在に接続され、他端が制御装置9

10

20

30

40

50

に着脱自在に接続される。第２の伝送ケーブル８は、制御装置９において処理された映像信号を表示装置７に伝送する。

【００２８】

制御装置９は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit）および各種メモリ等を含んで構成され、メモリ（図示せず）に記録されたプログラムに従って、第１の伝送ケーブル６、第２の伝送ケーブル８および第３の伝送ケーブル１０の各々を介して、光源装置３、内視鏡カメラヘッド５、および表示装置７の動作を統括的に制御する。なお、本実施の形態１では、制御装置９が画像処理装置として機能する。

【００２９】

第３の伝送ケーブル１０は、一端が光源装置３に着脱自在に接続され、他端が制御装置９に着脱自在に接続される。第３の伝送ケーブル１０は、制御装置９からの制御信号を光源装置３に伝送する。

【００３０】

〔第１の伝送ケーブルの構成〕

次に、第１の伝送ケーブル６の構成について説明する。

図２は、第１の伝送ケーブル６の断面を示す模式図である。図３は、第１の伝送ケーブル６の要部の断面を示す模式図である。

【００３１】

図２および図３に示すように、第１の伝送ケーブル６は、カメラヘッドコネクタ６２内に設けられた第１の光電複合モジュール６３と、ビデオコネクタ６１内に設けられた第２の光電複合モジュール６４と、第１の光電複合モジュール６３と第２の光電複合モジュール６４とを光学的および電氣的に接続する複合ケーブル６５と、第１の光電複合モジュール６３と複合ケーブル６５とを光学的に接続する第１の光コネクタ６６と、第２の光電複合モジュール６４と複合ケーブル６５とを光学的に接続する第２の光コネクタ６７と、第１の光電複合モジュール６３、第２の光電複合モジュール６４、複合ケーブル６５、第１の光コネクタ６６および第２の光コネクタ６７を被覆する軟性の外被６８（外郭）と、を備える。

【００３２】

〔第１の光電複合モジュールの構成〕

まず、第１の光電複合モジュール６３について説明する。

第１の光電複合モジュール６３は、内視鏡カメラヘッド５に設けられたハーメチックコネクタ５０に機械的および電氣的に接続する。第１の光電複合モジュール６３は、内視鏡カメラヘッド５の撮像素子（図示せず）から出力された撮像信号（電気信号）を光信号に変換し、第１の光ファイバ６３２および第１の光コネクタ６６を介して複合ケーブル６５（複数の第２の光ファイバ６５１）に出力する。また、第１の光電複合モジュール６３は、第２の光電複合モジュール６４および複合ケーブル６５を介して制御装置９から出力された制御信号等（電気信号）を、内視鏡カメラヘッド５に設けられたハーメチックコネクタ５０に中継する。第１の光電複合モジュール６３は、レセプタクル６３１と、第１の基板６３２と、２つの第２の基板６３３と、保持部６３４と、第１の光コネクタ６６と、を備える。

【００３３】

レセプタクル６３１は、ハーメチックコネクタ５０に機械的および電氣的に接続する丸形コネクタで構成され、第１の光電複合モジュール６３の先端に設けられている。レセプタクル６３１は、絶縁材料から構成されたインシュレータ６３１１と、複数のコンタクト６３１２と、を有する。インシュレータ６３１１は、ハーメチックコネクタ５０にレセプタクル６３１が接続される際に、ハーメチックコネクタ５０の複数の導通ピン５０１を挿入可能な複数の挿入孔６３１１ａが形成されている。また、インシュレータ６３１１は、複数の挿入孔６３１１ａの基端側それぞれに複数のコンタクト６３１２が設けられている。複数のコンタクト６３１２は、ハーメチックコネクタ５０の複数の導通ピン５０１が複

10

20

30

40

50

数の挿入孔 6 3 1 1 a にそれぞれ挿入された際に、複数の導通ピン 5 0 1 と電氣的に接続する。

【 0 0 3 4 】

第 1 の基板 6 3 2 は、リジッド基板で構成され、電気信号を光信号に変換する E / O 変換部 6 3 2 1 および第 1 の光コネクタ 6 6 を保持する保持部 6 3 4 (図 2 を参照) が実装されている。第 1 の基板 6 3 2 は、レセプタクル 6 3 1 の複数の第 1 のコンタクト 6 3 1 2 a に電氣的に接続し、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 (図示せず) から出力され、複数の導通ピン 5 0 1 および複数の第 1 のコンタクト 6 3 1 2 a を介して撮像信号 (電気信号) を E / O 変換部 6 3 2 1 に中継する。E / O 変換部 6 3 2 1 には、複数の第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 が接続される。E / O 変換部 6 3 2 1 は、撮像信号 (電気信号) を光信号に変換して複数の第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 に出力する。複数の第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 は、一端が E / O 変換部 6 3 2 1 に接続され、他端に第 1 の光コネクタ 6 6 の一部として機能する第 1 のフェルール 6 6 1 が設けられている。複数の第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 は、第 1 のフェルール 6 6 1 を介して複数の第 2 の光ファイバ 6 5 1 の一端に設けられた第 2 のフェルール 6 6 2 に光学的に接続される。保持部 6 3 4 は、割スリーブ 6 6 3 を用いて光学的に接続された複数の第 1 の光コネクタ 6 6 を保持する。なお、保持部 6 3 4 の詳細な構成は、後述する。

10

【 0 0 3 5 】

第 2 の基板 6 3 3 は、少なくとも一部が湾曲可能とするフレキシブル基板で構成され、複合ケーブル 6 5 に含まれる複数のメタルケーブル 6 5 2 と第 2 の基板 6 3 3 とを電氣的および機械的に接続する第 1 のピンソケット 6 3 3 1 (接続部) が実装されている。第 2 の基板 6 3 3 は、制御装置 9 から出力された制御信号等 (電気信号) を、複数のメタルケーブル 6 5 2 およびコネクタ 6 5 2 1 を介して複数の第 2 のコンタクト 6 3 1 2 b に中継する。即ち、複数の第 2 のコンタクト 6 3 1 2 b に中継された制御信号等 (電気信号) は、複数の導通ピン 5 0 1 を介して内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 (図示せず) に出力される。これら 2 つの第 2 の基板 6 3 3 は、同一の構成を有する。また、2 つの第 2 の基板 6 3 3 および第 1 の基板 6 3 2 は、一部が異なる平面にそれぞれ位置し、かつ、一部が互いに重なり合う状態で、立体的に配設されている。第 1 のピンソケット 6 3 3 1 (メス型ソケット) は、半田等によって第 2 の基板 6 3 3 上に実装される。

20

【 0 0 3 6 】

第 1 の光コネクタ 6 6 は、複数の第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 および複数の第 2 の光ファイバ 6 5 1 の各々を光学的に接続する。第 1 の光コネクタ 6 6 は、第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 に設けられた第 1 のフェルール 6 6 1 と、第 2 の光ファイバ 6 5 1 の一端に設けられた第 2 のフェルール 6 6 2 と、第 1 のフェルール 6 6 1 と第 2 のフェルール 6 6 2 とを接続する割スリーブ 6 6 3 と、を有する。

30

【 0 0 3 7 】

〔 複合ケーブルの構成 〕

次に、複合ケーブル 6 5 の構成について説明する。

複合ケーブル 6 5 は、光信号を伝送する複数の第 2 の光ファイバ 6 5 1 と、電気信号を伝送する複数のメタルケーブル 6 5 2 と、がユニット化されてなる。また、複合ケーブル 6 5 の両端の各々には、複合ケーブル 6 5 が折れ曲がることを防止するとともに、アースとして機能する GND コネクタ 6 9 が設けられている。なお、GND コネクタ 6 9 の詳細な構成は後述する。複数の第 2 の光ファイバ 6 5 1 は、一端に第 1 の光コネクタ 6 6 として機能する第 2 のフェルール 6 6 2 が設けられ、他端に第 2 の光コネクタ 6 7 として機能する第 3 のフェルール 6 7 1 が設けられている。また、複数のメタルケーブル 6 5 2 の各々は、両端に第 1 のピンソケット 6 3 3 1 および第 2 のピンソケット 6 4 1 2 に接続可能なコネクタ 6 5 2 1 (オス型) が設けられている。

40

【 0 0 3 8 】

〔 第 2 の光電複合モジュールの構成 〕

次に、第 2 の光電複合モジュール 6 4 の構成について説明する。

50

第２の光電複合モジュール６４は、制御装置９に設けられたレセプタクル（図示せず）に機械的、電気的および光学的に接続する。第２の光電複合モジュール６４は、制御装置９から出力された制御信号等（電気信号）を複合ケーブル６５（複数のメタルケーブル６５２）に中継する。また、第２の光電複合モジュール６４は、複合ケーブル６５を介して第１の光電複合モジュール６３から出力された光信号を制御装置９へ中継する。第２の光電複合モジュール６４は、第３の基板６４１と、第４の基板６４２と、コネクタプラグ６４３と、コリメータ部６４４と、第３の光ファイバ６４５と、第２の光コネクタ６７と、を備える。

【００３９】

第３の基板６４１は、外被６８内に配設され、リジッド基板で構成される。第３の基板６４１は、第２の光コネクタ６７を保持する保持部６３４（図２を参照）、複数のメタルケーブル６５２のコネクタ６５２１（オス型）と第３の基板６４１とを電気的および機械的に接続する第２のピンソケット６４１２（メス型ソケット）、および第４の基板６４２と電気的に接続するための基板間コネクタ６４１３が実装されている。第２のピンソケット６４１２および基板間コネクタ６４１３の各々は、半田等によって第３の基板６４１上に実装される。なお、保持部６３４の詳細な構成は、後述する。

10

【００４０】

第４の基板６４２は、外被６８（被膜）内に配設され、リジッド基板で構成される。第４の基板６４２は、コネクタプラグ６４３に設けられた複数のコネクタプラグ電極６４３１と第３の基板６４１とを中継する。また、第４の基板６４２は、複数の第３の光ファイバ６４５が挿入される挿入孔６４２２を有する。第４の基板６４２は、複数のコネクタプラグ電極６４３１（プラグ側電気接点）の各々と電気的に接続するとともに、基板間コネクタ６４１３を介して第３の基板６４１に電気的に接続する。

20

【００４１】

コリメータ部６４４は、第３の光ファイバ６４５が接続され、第３の光ファイバ６４５の出射端から出射された光（光信号）を平行光とする。

【００４２】

第２の光コネクタ６７は、複数の第２の光ファイバ６５１および複数の第３の光ファイバ６４５の各々を光学的に接続する。第２の光コネクタ６７は、第２の光ファイバ６５１に設けられた第３のフェルール６７１と、第３の光ファイバ６４５に設けられた第４のフェルール６７２と、第３のフェルール６７１と第４のフェルール６７２とを接続する割スリーブ６７３と、を有する。

30

【００４３】

〔保持部の構成〕

次に、上述した保持部６３４の詳細な構成について説明する。

図４は、図２の保持部６３４を先端側（内視鏡カメラヘッド５側）から見た斜視図である。図５は、図２の保持部６３４を基端側から見た斜視図である。図６は、図２の保持部６３４のみの斜視図である。図７は、図４のＶＩＩ－ＶＩＩ線断面図である。なお、図４～図７では、保持部６３４が第１の光コネクタ６６を保持している状態について説明するが、第２の光コネクタ６７を保持する場合であっても同様である。

40

【００４４】

図４～図７に示すように、保持部６３４は、複数の第１の光コネクタ６６または複数の第２の光コネクタ６７を保持する。保持部６３４は、主面６３４１と、複数の鉤部６３４２と、複数のバネ部６４３３と、を有する。主面６３４１、複数の鉤部６３４２および複数のバネ部６４３３は、一体的に形成される。

【００４５】

複数の鉤部６３４２の各々は、主面６３４１の長手方向の端部から主面６３４１が載置された載置面と直交する方向に延在して主面６３４１側に向けて略直角に折り曲げられて形成される。複数の鉤部６３４２は、所定の間隔毎に設けられ、中央の鉤部６３４２aは、両端の鉤部６３４２bの幅より大きく形成される。具体的には、複数の鉤部６３４２は

50

、第 1 のフェルール 6 6 1 の径と略同じ幅で形成され、かつ、割スリーブ 6 6 3 の径より小さい幅となるような間隔で設けられる。なお、図 4 ~ 図 7 では、主面 6 3 4 1 に対して 3 個の鉤部 6 3 4 2 を設けた例を説明しているが、これに限定されることなく、保持する第 1 の光コネクタ 6 6 の数に応じて適宜変更することができる。

【 0 0 4 6 】

複数のバネ部 6 4 3 3 は、主面 6 3 4 1 の長手方向の端部から主面 6 3 4 1 が載置された載置面と直交する方向に延在して主面 6 3 4 1 側に湾曲されて形成される。複数のバネ部 6 4 3 3 は、第 1 の光コネクタ 6 6 が保持部 6 3 4 に収容された際に、第 1 の光コネクタ 6 6 を鉤部 6 3 4 2 に向けて付勢する。

【 0 0 4 7 】

このように構成された保持部 6 3 4 は、まず、第 1 の光コネクタ 6 6 の先端側（第 1 のフェルール 6 6 1）が鉤部 6 3 4 2 に差し込まれた後、第 1 の光コネクタ 6 6 の後端側がバネ部 6 4 3 3 に当接されながら押圧されることによって第 1 の光コネクタ 6 6 が収容される。これにより、保持部 6 3 4 は、バネ部 6 4 3 3 が第 1 の光コネクタ 6 6 を鉤部 6 3 4 2 に向けて付勢するので、第 1 の光コネクタ 6 6 が保持部 6 3 4 から外れることを防止することができる。

【 0 0 4 8 】

〔 G N D コネクタの構成 〕

次に、上述した図 2 で説明した G N D コネクタ 6 9 の詳細な構成について説明する。

図 8 は、図 2 の G N D コネクタ 6 9 を先端側（内視鏡カメラヘッド 5 側）から見た斜視図である。図 9 は、図 2 の G N D コネクタ 6 9 の側面図である。図 1 0 は、図 8 の G N D コネクタ 6 9 を分割した状態の斜視図である。図 1 1 は、図 9 の G N D コネクタ 6 9 を分割した状態の側面図である。

【 0 0 4 9 】

G N D コネクタ 6 9 は、複合ケーブル 6 5 の編組線 6 5 a を挟み込むことにより複合ケーブル 6 5 を保持する分割部 6 9 2 と、分割部 6 9 2 を結合する結合部 6 9 3 と、を有する。分割部 6 9 2 は、図 1 0 および図 1 1 に示すように分割可能であるとともに導電性の材質からなり、内部で複合ケーブル 6 5 の編組線 6 5 a を把持することにより、グラウンドとして機能させる編組線 6 5 a と同電位となる。なお、分割部 6 9 2 の端部には凸状の抜け防止部 6 9 2 a が設けられている。抜け防止部 6 9 2 a を複合ケーブル 6 5 の編組線 6 5 a と外被 6 5 b との間に挿入させ、複合ケーブル 6 5 の外被 6 5 b が抜け防止部 6 9 2 a を覆う様に装着されることにより、複合ケーブル 6 5 が分割部 6 9 2 から抜けることを防止している。結合部 6 9 3 は、略円環状をなし、内部に複合ケーブル 6 5 の一部が挿通される。

【 0 0 5 0 】

このように構成された G N D コネクタ 6 9 は、まず、複合ケーブル 6 5 の外被 6 5 b から露出した複合ケーブル 6 5 の編組線 6 5 a を、一対の分割部 6 9 2 によって挟み込み、複合ケーブル 6 5 の外被 6 5 b に覆われる様に一対の分割部 6 9 2 を複合ケーブル 6 5 に装着する。その後、一対の分割部 6 9 2 に結合部 6 9 3 をネジ 6 9 3 1 によって固定する。これにより、G N D コネクタ 6 9 の前後に組み付ける部品、例えばフェルールや割スリーブの組み立て順序を考量することなく、固定することができる。

【 0 0 5 1 】

〔 第 1 の伝送ケーブルの製造方法 〕

次に、上述した第 1 の伝送ケーブル 6 の製造方法について説明する。

図 1 2 A ~ 図 1 2 C は、第 1 の伝送ケーブル 6 の製造方法における要部を模式的に示す図である。

【 0 0 5 2 】

図 1 2 A に示すように、まず、作業者は、第 1 の光電複合モジュール 6 3 および第 2 の光電複合モジュール 6 4 の各々に対して、複合ケーブル 6 5 を接続する（図 1 2 A → 図 1 2 B）。例えば、作業者は、第 1 の光電複合モジュール 6 3 の第 1 のフェルール 6 6 1 と

10

20

30

40

50

、複合ケーブル 6 5 における第 2 の光ファイバ 6 5 1 の第 2 のフェルール 6 6 2 と、を割スリーブ 6 6 3 によって光学的に接続する。具体的には、作業者は、割スリーブ 6 6 3 内において第 1 のフェルール 6 6 1 の中心と、第 2 のフェルール 6 6 2 の中心とを突合わせ突合わせ工程を行う（第 1 の突き合わせ工程）。

【 0 0 5 3 】

続いて、作業者は、第 1 の光電複合モジュール 6 3 の第 1 のピンソケット 6 3 3 1 に、メタルケーブル 6 5 2 のコネクタ 6 5 2 1 を接続する（第 1 の接続工程）。

【 0 0 5 4 】

その後、作業者は、第 2 の光電複合モジュール 6 4 と複合ケーブル 6 5 とを接続する。具体的には、作業者は、第 2 の光電複合モジュール 6 4 の第 4 のフェルール 6 7 2 と、複合ケーブル 6 5 の第 3 のフェルール 6 7 1 と、を割スリーブ 6 7 3 によって光学的に接続する。具体的には、作業者は、割スリーブ 6 7 3 内において第 3 のフェルール 6 7 1 の中心と、第 4 のフェルール 6 7 2 の中心とを突合わせる突合わせ工程を行う（第 2 の突き合わせ工程）。

10

【 0 0 5 5 】

続いて、作業者は、第 2 の光電複合モジュール 6 4 の第 2 のピンソケット 6 4 1 2 に、メタルケーブル 6 5 2 のコネクタ 6 5 2 1 を接続する（第 2 の接続工程）。

【 0 0 5 6 】

その後、作業者は、第 1 の光コネクタ 6 6 および第 2 の光コネクタ 6 7 を保持部 6 3 4 によって収納し、この保持部 6 3 4 を第 1 の基板 6 3 2 および第 3 の基板 6 4 1 それぞれに配置させる（図 1 2 B → 図 1 2 C ）（保持工程）。

20

【 0 0 5 7 】

そして、作業者は、GND コネクタ 6 9 を複合ケーブル 6 5 に接続し、外被 6 8 によって被覆する（被覆工程）。

【 0 0 5 8 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、光ファイバを用いた場合であっても、経済的に優れる。

【 0 0 5 9 】

また、本実施の形態 1 によれば、第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 、第 2 の光ファイバ 6 5 1 、第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 と第 2 の光ファイバ 6 5 1 とを接続する第 1 の光コネクタ 6 6 、第 3 の光ファイバ 6 4 5 、および、第 2 の光ファイバ 6 5 1 と第 3 の光ファイバ 6 4 5 とを接続する第 2 の光コネクタ 6 7 を第 1 の伝送ケーブル 6 内に内蔵させたので、E / O 変換器または O / E 変換器との光軸合わせを容易に行うことができるうえ、E / O 変換部 6 3 2 1 に光ファイバを接続する際に、光ファイバが断線することを防止することができる。

30

【 0 0 6 0 】

さらに、本実施の形態 1 によれば、光ファイバを変換器メーカ等に送付する必要がないので、経済的なコストを低減することができる。

【 0 0 6 1 】

また、本実施の形態 1 によれば、第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 、第 2 の光ファイバ 6 5 1 、第 1 の光ファイバ 6 3 2 2 と第 2 の光ファイバ 6 5 1 とを接続する第 1 の光コネクタ 6 6 、第 3 の光ファイバ 6 4 5 、および、第 2 の光ファイバ 6 5 1 と第 3 の光ファイバ 6 4 5 とを接続する第 2 の光コネクタ 6 7 を第 1 の伝送ケーブル 6 内に内蔵させているため、例えば第 2 の光ファイバ 6 5 1 が断線した場合において、新たな第 1 の伝送ケーブル 6 に交換するとき、第 1 の光コネクタ 6 6 および第 2 の光コネクタ 6 7 を用いて各光ファイバを光学的に接続するので、容易に交換することができる。

40

【 0 0 6 2 】

また、本実施の形態 1 によれば、電気信号を伝送する複数のメタルケーブル 6 5 2 と、第 2 の光ファイバ 6 5 1 とがユニット化されて複合ケーブル 6 5 として機能するので、第 1 の伝送ケーブル 6 の取り扱いを容易にすることができる。

50

【 0 0 6 3 】

また、本実施の形態 1 によれば、第 2 の基板 6 3 3 および第 3 の基板 6 4 1 に第 1 のピンソケット 6 3 3 1 および第 2 のピンソケット 6 4 1 2 の各々を設け、複数のメタルケーブル 6 5 2 の両端にコネクタ 6 5 2 1 を設けてケーブルコネクタとして機能させることによって、メタルケーブル 6 5 2 の半田付けの工程を省略するとともに、容易に組み立てを行うことができる。

【 0 0 6 4 】

また、本実施の形態 1 によれば、第 1 の伝送ケーブル 6 の第 1 の光電複合モジュール 6 3、第 2 の光電複合モジュール 6 4 および複合ケーブル 6 5 の各々をモジュール化することによって、E / O 変換部 6 3 2 1 と光ファイバとの接続工程およびコリメータ部 6 4 4 と光ファイバとの接続工程を順列に組み合わせる必要がなくなり、各接続工程を独立した工程とすることができるので、製造期間の短縮、仕損費の低減および最終組み立て加工の簡易化を行うことができる。

【 0 0 6 5 】

なお、本実施の形態 1 では、複数のメタルケーブル 6 5 2 の両端にコネクタ 6 5 2 1 を設け、第 2 の基板 6 3 3 に第 1 のピンソケット 6 3 3 1 および第 3 の基板 6 4 1 に第 2 のピンソケット 6 4 1 2 を設けることによって接続していたが、これに限定されることなく、図 1 3 に示す第 1 の伝送ケーブル 6 A に示すように、複数のメタルケーブル 6 5 2 の各々の両端と第 2 の基板 6 3 3 および第 3 の基板 6 4 1 の各々を半田付けによって接続してもよい。

【 0 0 6 6 】

また、本実施の形態 1 では、制御装置 9 からの制御信号（電気信号）を複数のメタルケーブル 6 5 2 によって内視鏡カメラヘッド 5 へ伝送していたが、図 1 4 に示す第 1 の伝送ケーブル 6 B に示すように、複数のメタルケーブル 6 5 2 に換えて、複数の光ファイバによって伝送するようにしてもよい。

【 0 0 6 7 】

なお、本実施の形態 1 では、コリメータ部 6 4 4 を用いて制御装置 9 に光学的に接続していたが、例えば第 3 の基板 6 4 1 に O / E 変換部を設け、光信号を電気信号に変換して制御装置 9 へ出力するようにしてもよい。この場合、O / E 変換部に第 3 の光ファイバ 6 4 5 を設け、第 2 の光コネクタ 6 7 を用いて第 2 の光ファイバ 6 5 1 と光学的に接続させるとともに、基板間コネクタ 6 4 1 3 を介して O / E 変換部とコネクタブラグ 6 4 3 とを電氣的に接続させるようにすればよい。

【 0 0 6 8 】

（実施の形態 2）

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、硬性内視鏡（挿入部 2）を用いた医療用装置に本発明を適用していたが、本実施の形態 2 では、挿入部の先端側に撮像部を有する軟性内視鏡、所謂ビデオスコープを用いた医療用観察システムに本発明を適用する。なお、上述した実施の形態 1 と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

【 0 0 6 9 】

図 1 5 は、本実施の形態 2 に係る医療用装置の概略構成を示す図である。図 1 5 に示す医療用装置 1 B は、生体内に挿入部 2 A を挿入することによって被検体の観察部位の体内画像を撮像して画像信号を出力する内視鏡 1 1 と、内視鏡 1 1 の先端から出射する照明光を発生する光源装置 3 と、内視鏡 1 1 から出力された画像信号を処理して映像信号を生成して出力する制御装置 9 と、映像信号に基づく画像を表示する表示装置 7 と、を備える。

【 0 0 7 0 】

内視鏡 1 1 は、図 1 5 に示すように、可撓性を有する細長形状をなす挿入部 2 A と、挿入部 2 A の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 1 4 1 と、操作部 1 4 1 から挿入部 2 A が延びる方向と異なる方向に延び、光源装置 3 および制御装置 9 に接続し、上述した第 1 の伝送ケーブル 6 を含む各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコ

10

20

30

40

50

ード１４２と、を備える。

【００７１】

挿入部２Ａは、図１５に示すように、生体内を撮像して画像信号を生成する撮像部（図示略）を内蔵した先端部２２と、先端部２２の基端側に接続され、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部２３と、湾曲部２３の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部２４と、を備える。そして、先端部２２（撮像部）にて撮像された画像信号は、操作部１４１および上述した第１の伝送ケーブル６が内蔵されたユニバーサルコード１４２を介して、制御装置９に出力される。

【００７２】

以上説明した本発明の実施の形態２によれば、軟性内視鏡（内視鏡１１）を用いた場合であっても、上述した実施の形態１と同様の効果を奏する。

【００７３】

（実施の形態３）

次に、本発明の実施の形態３について説明する。上述した実施の形態１では、硬性内視鏡（挿入部２）を用いた医療用装置１に本発明を適用していたが、本実施の形態３では、被検体内部（生体内）または被検体表面（生体表面）における所定の視野領域を拡大して撮像する手術用顕微鏡を用いた医療用装置に本発明を適用する。なお、以下の説明では、上述した実施の形態１と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

【００７４】

図１６は、本実施の形態３に係る医療用装置の概略構成を示す図である。図１６に示す医療用装置１Ｃは、被検体を撮像して画像信号を出力する手術用顕微鏡１２と、手術用顕微鏡１２から出力された画像信号を処理して映像信号を生成して出力する制御装置９と、映像信号に基づく画像を表示する表示装置７と、を備える。

【００７５】

手術用顕微鏡１２は、図１６に示すように、被写体の微小部位を拡大して撮像し、画像信号を出力する顕微鏡部１２１と、顕微鏡部１２１の基端部に接続し、顕微鏡部１２１を回動可能に支持するアームを含む支持部１２２と、支持部１２２の基端部を回動可能に保持し、床面上を移動可能なベース部１２３と、を備える。

【００７６】

制御装置９は、図１６に示すように、ベース部１２３に設置されている。また、支持部１２２には、支持部１２２に沿って第１の伝送ケーブル６が配線されている。すなわち、顕微鏡部１２１にて撮像された画像信号は、第１の伝送ケーブル６を介して、制御装置９に出力される。

【００７７】

なお、ベース部１２３は、床面上に移動可能に設けるのではなく、天井や壁面等に固定して支持部１２２を支持する構成としてもよい。また、ベース部１２３は、手術用顕微鏡１２から被写体に照射する照明光を生成する光源部を備えていてもよい。

【００７８】

以上説明した本発明の実施の形態３によれば、手術用顕微鏡１２を用いた場合であっても、上述した実施の形態１と同様の効果を奏する。

【００７９】

なお、本発明の実施の形態３では、顕微鏡部１２１と制御装置９とを第１の伝送ケーブル６によって光学的および電氣的に接続していたが、図１７に示す医療用装置１Ｄのように、顕微鏡部１２１と制御装置９との間に中継器１２２Ａを設け、顕微鏡部１２１と中継器１２２Ａとを上述した第１の伝送ケーブル６と同様の構成を有する第１の伝送ケーブル６Ａによって光学的および電氣的に接続し、中継器１２２Ａと制御装置９とを上述した第１の伝送ケーブル６と同様の構成を有する伝送ケーブル６Ｅによって光学的および電氣的に接続してもよい。もちろん、顕微鏡部１２１と中継器１２２Ａとを図１４に示す光ファイバおよび光コネクタによって光学的に接続してもよい。

【 0 0 8 0 】

(その他の実施の形態)

本明細書における医療用装置の製造方法の説明では、「まず」、「その後」、「続いて」等の表現を用いて各工程の前後関係を明示していたが、本発明を実施するために必要な工程の順序は、それらの表現によって一意的に定められるわけではない。即ち、本明細書で記載した医療用装置の製造方法における工程の順序は、矛盾のない範囲で変更することができる。

【 0 0 8 1 】

このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

10

【符号の説明】

【 0 0 8 2 】

- 1 , 1 B , 1 C , 1 D 医療用装置
- 2 , 2 A 挿入部
- 3 光源装置
- 4 ライトガイド
- 5 内視鏡カメラヘッド
- 6 , 6 A , 6 B 第 1 の伝送ケーブル
- 7 表示装置
- 8 第 2 の伝送ケーブル
- 9 制御装置
- 1 0 第 3 の伝送ケーブル
- 1 1 内視鏡
- 1 2 手術用顕微鏡
- 2 1 接眼部
- 2 2 先端部
- 2 3 湾曲部
- 2 4 可撓管部
- 5 0 ハーメチックコネクタ
- 6 1 ビデオコネクタ
- 6 2 カメラヘッドコネクタ
- 6 3 第 1 の光電複合モジュール
- 6 4 第 2 の光電複合モジュール
- 6 5 複合ケーブル
- 6 6 第 1 の光コネクタ
- 6 7 第 2 の光コネクタ
- 6 8 外被
- 6 9 G N D コネクタ
- 1 2 1 顕微鏡部
- 1 2 2 支持部
- 1 2 2 A 中継器
- 1 2 3 ベース部
- 6 3 2 第 1 の基板
- 6 3 3 第 2 の基板
- 6 3 4 保持部
- 6 4 1 第 3 の基板
- 6 4 2 第 4 の基板
- 6 4 5 第 3 の光ファイバ
- 6 5 1 第 2 の光ファイバ

20

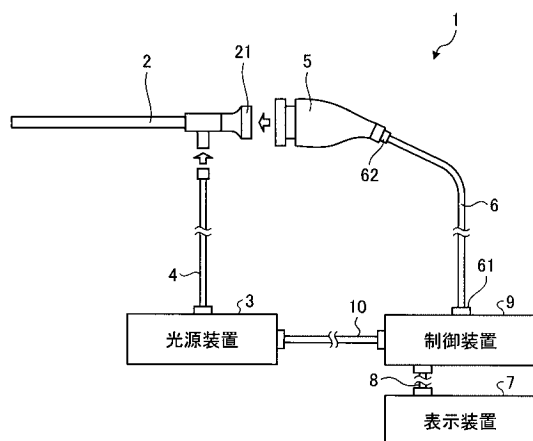
30

40

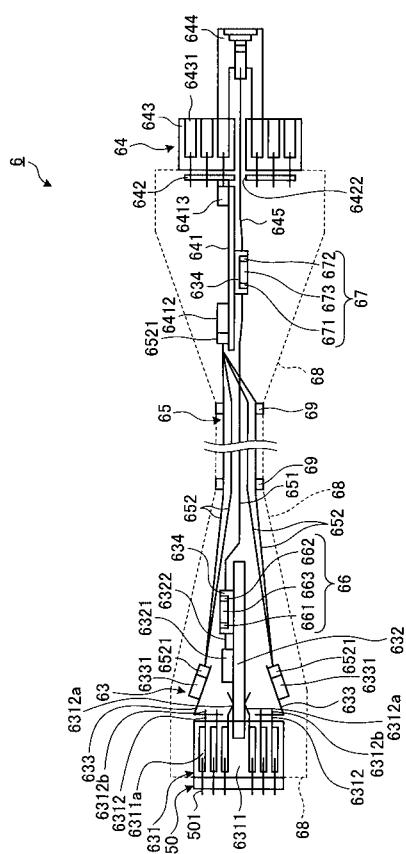
50

- | | |
|---------|-------------|
| 6 5 2 | メタルケーブル |
| 6 6 1 | 第 1 のフェルール |
| 6 6 2 | 第 2 のフェルール |
| 6 6 3 | 6 7 3 割スリーブ |
| 6 7 1 | 第 3 のフェルール |
| 6 7 2 | 第 4 のフェルール |
| 6 9 2 | 分割部 |
| 6 9 3 | 結合部 |
| 6 3 2 1 | E / O 変換部 |
| 6 3 2 2 | 第 1 の光ファイバ |

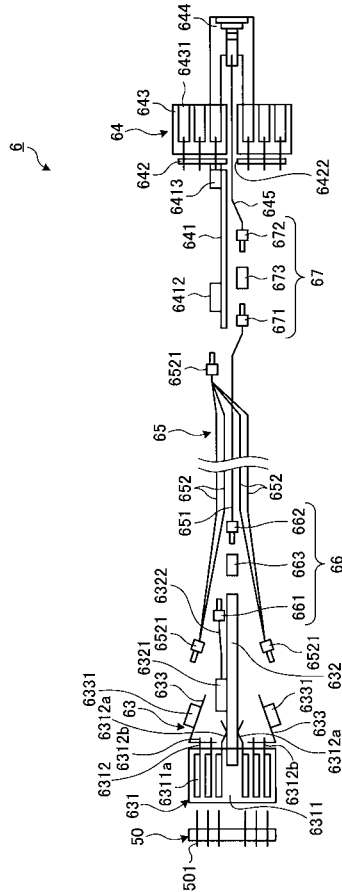
【 图 1 】



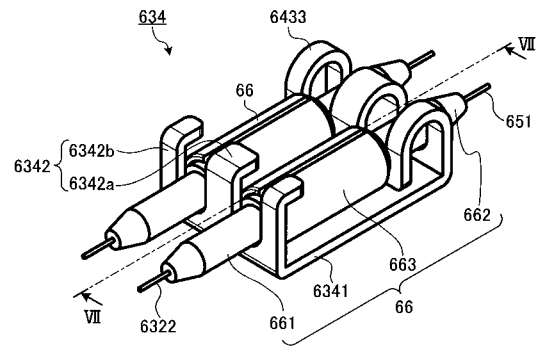
【圖 2】



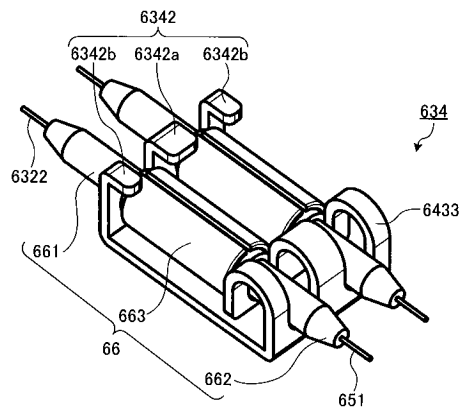
【 図 3 】



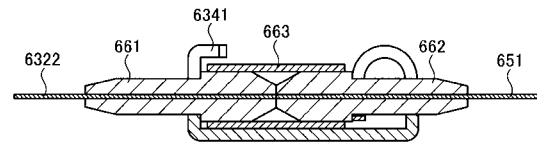
【 図 4 】



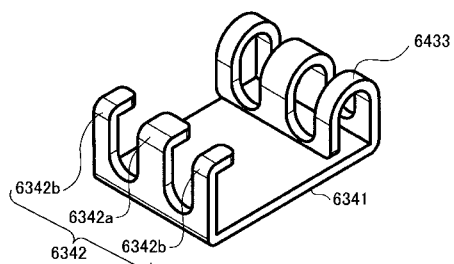
【 図 5 】



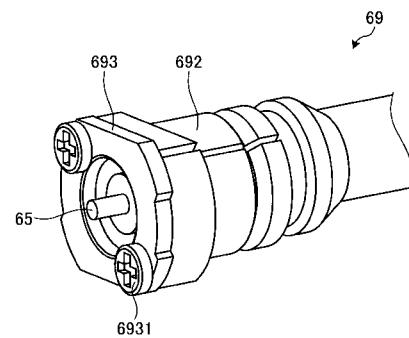
【 図 7 】



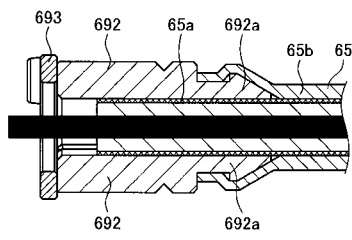
【 図 6 】



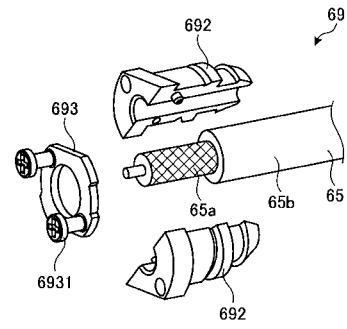
【圖 8】



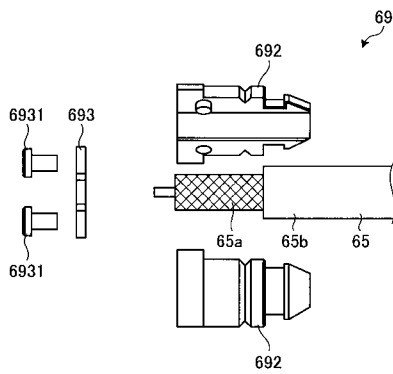
【図 9】



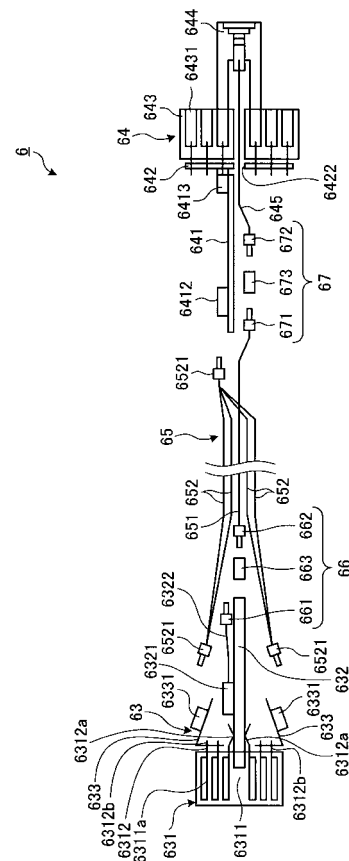
【図 10】



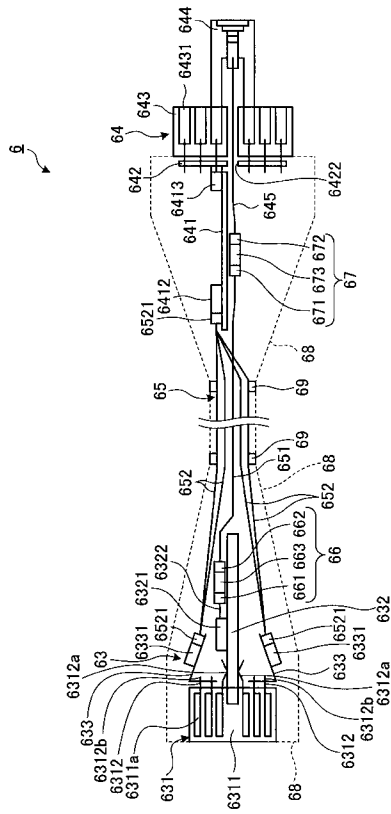
【図 11】



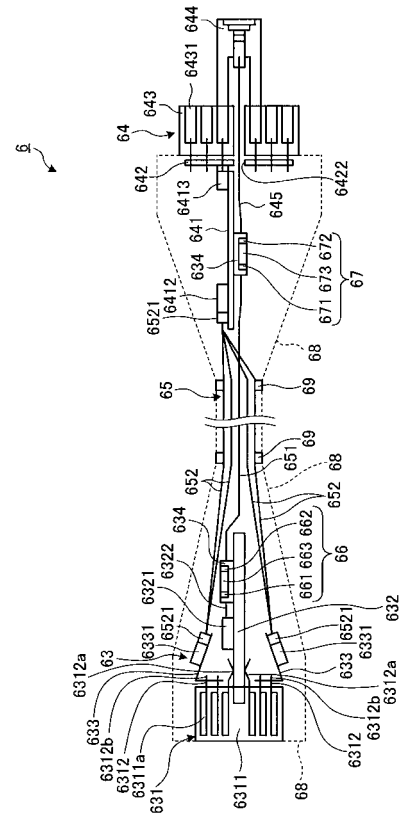
【図 12 A】



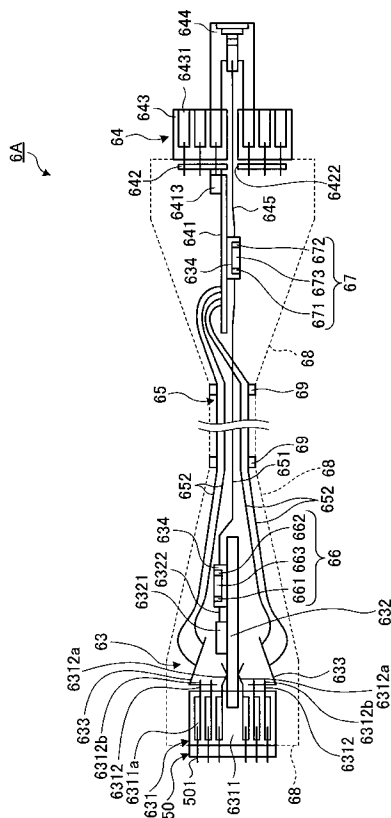
【 図 1 2 B 】



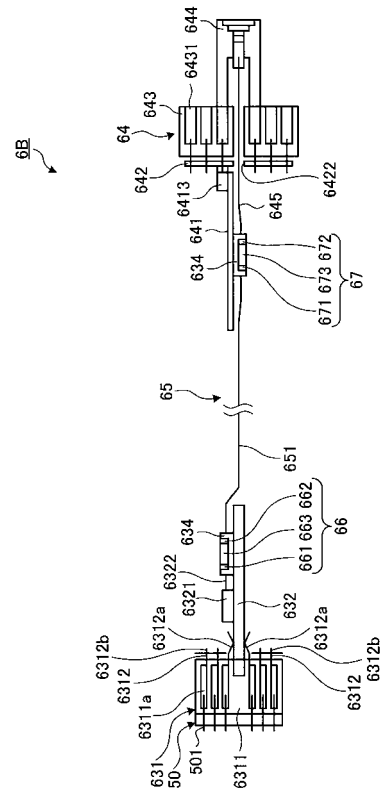
【 図 1 2 C 】



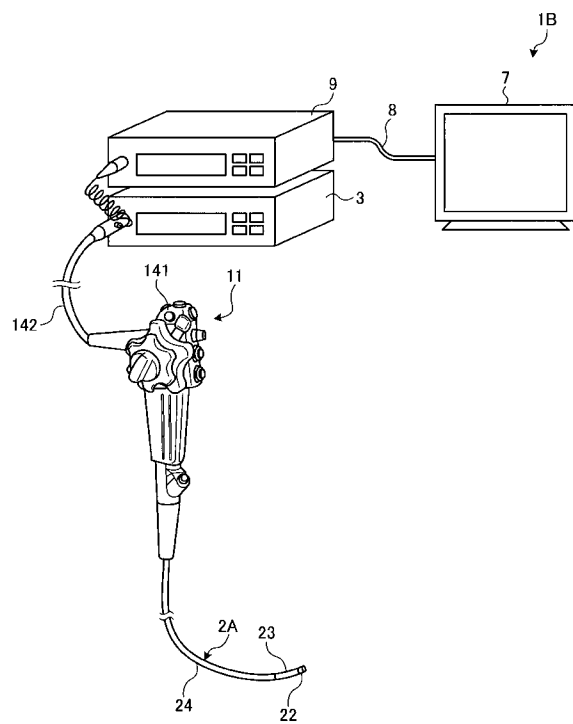
【 図 1 3 】



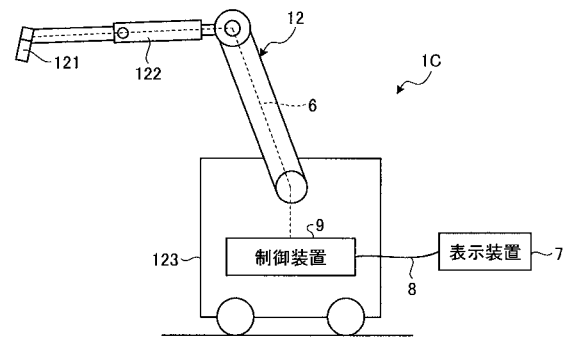
【 図 1 4 】



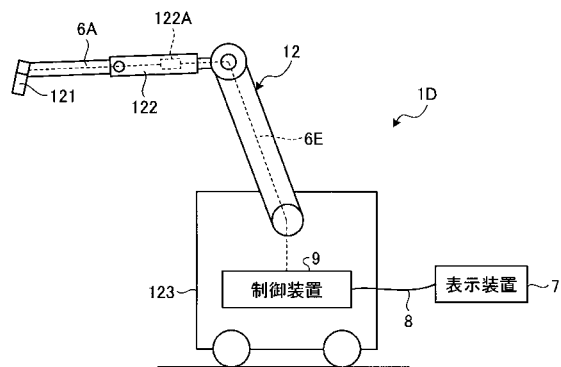
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/038576

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00 (2006.01) i, G02B23/24 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2016/002415 A1 (OLYMPUS CORP.) 07 January 2016, paragraphs [0077]-[0084], fig. 7-8 & US 2016/0206185 A1, paragraphs [0079]-[0086], fig. 7-8	1, 6, 10 2-5, 7-9
Y	WO 2014/171332 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 23 October 2014, paragraphs [0012]-[0065], fig. 2 & US 2016/0029874 A1, paragraphs [0016]-[0069], fig. 2 & EP 2987449 A1 & CN 105163646 A	2-5, 7-9

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
09 January 2018 (09.01.2018)Date of mailing of the international search report
23 January 2018 (23.01.2018)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/038576

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2013/0012777 A1 (BAUM, Eckhart et al.) 10 January 2013, paragraphs [0069]-[0083], [0091], fig. 1-2, 6 & EP 2543309 A1 & DE 102011106386 A1	2-5, 7-9
A	JP 2004-202040 A (I SYSTEMS KK) 22 July 2004, paragraphs [0023]-[0027], fig. 1, 4-5 (Family: none)	1-10
A	JP 2013-33158 A (OLYMPUS CORP.) 14 February 2013, paragraphs [0019]-[0045], [0062]-[0066], fig. 1-4, 14-16 & US 2014/0146559 A1, paragraphs [0040]-[0079], [0105]-[0111], fig. 1-3, 12-13 & WO 2013/018803 A1 & EP 2741119 A1	1-10
A	WO 2016/147556 A1 (SONY CORP.) 22 September 2016, paragraphs [0040]-[0113], [0231]-[0244], fig. 1-13, 40 (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 8 5 7 6	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	WO 2016/002415 A1（オリンパス株式会社） 2016.01.07, [0077]～[0084]、図7～8 & US 2016/0206185 A1 [0079]-[0086], FIG. 7-8	1, 6, 10 2-5, 7-9	
Y	WO 2014/171332 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2014.10.23, [0012]～[0065]、図2 & US 2016/0029874 A1 [0016]-[0069], FIG. 2 & EP 2987449 A1 & CN 105163646 A	2-5, 7-9	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 09.01.2018		国際調査報告の発送日 23.01.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 山口 裕之 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 8 5 7 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	US 2013/0012777 A1 (BAUM Eckhart et al.) 2013.01.10, [0069]-[0083], [0091], FIG.1-2, 6 & EP 2543309 A1 & DE 102011106386 A1	2-5, 7-9
A	JP 2004-202040 A (有限会社 アイシステムズ) 2004.07.22, 【0023】～【0027】、図1、4～5 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2013-33158 A (オリンパス株式会社) 2013.02.14, 【0019】～【0045】、 【0062】～【0066】、図1～4、14～16 & US 2014/0146559 A1 [0040]-[0079], [0105]-[0111], FIG. 1-3, 12-13 & WO 2013/018803 A1 & EP 2741119 A1	1-10
A	WO 2016/147556 A1 (ソニー株式会社) 2016.09.22, [0040]～[0113]、 [0231]～[0244]、図1～13、40 (ファミリーなし)	1-10

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

Fターム(参考) 4C161 CC03 CC06 DD01 DD03 FF02 JJ19 LL01 LL02 NN03 UU05

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	医疗器械及其制造方法		
公开(公告)号	JPWO2018163498A1	公开(公告)日	2020-05-14
申请号	JP2019504310	申请日	2017-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗解决方案公司		
申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗系统有限公司		
[标]发明人	天野高太郎 山田雄一		
发明人	天野 高太郎 山田 雄一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61B90/20		
CPC分类号	A61B1/00013 A61B1/00018 A61B1/00114 A61B1/00117 A61B1/00124 A61B1/00126 A61B1/051 A61B1/00 G02B6/3877 G02B6/389 G02B23/24 A61B1/00009 A61B1/0011 A61B1/00165 A61B1/04 H04N7/183 H04N7/22		
FI分类号	A61B1/00.681 G02B23/24.B A61B90/20		
F-TERM分类号	2H040/DA02 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161 /DD01 4C161/DD03 4C161/FF02 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU05		
优先权	2017044213 2017-03-08 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使在其中使用光纤，也提供了在成本性能方面具有优势的医疗设备和制造该医疗设备的方法。该医疗设备在其中包括配置为发送光信号的第一光纤6322，配置为发送光信号的第二光纤651以及配置为连接第一光纤6322和第二光纤的第一光学连接器66。651。

