

(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2018-149089

(P2018-149089A)

(43) 公開日 平成30年9月27日(2018.9.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 4 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 R	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	A 6 1 B 1/00 6 8 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2017-47787 (P2017-47787)
 (22) 出願日 平成29年3月13日 (2017.3.13)

(71) 出願人 313009556
 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
 東京都八王子市子安町四丁目7番1号
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (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 菅野 清貴
 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

最終頁に続く

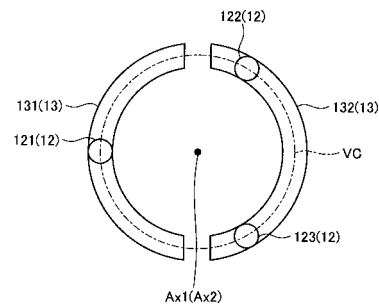
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 小型化を図ること。

【解決手段】 内視鏡装置は、被検体内に挿入され、先端から当該被検体内の被写体像を取り込んで接眼部から出射する内視鏡と、接眼部に着脱可能に接続される装着部を有し、被写体像を撮像するカメラヘッドとを備える。接眼部及び装着部は、内視鏡の被検体内への挿入軸Ax1を中心として内視鏡及びカメラヘッドを相対的に回転可能に接続する。接眼部には、内視鏡側端子12が設けられている。装着部には、内視鏡側端子12に当接してカメラヘッドから内視鏡に給電するためのヘッド側端子13が設けられている。内視鏡側端子12は、挿入軸Ax1を中心とする仮想円VC上に3つ設けられている。ヘッド側端子13は、仮想円VC上に2つ設けられている。

【選択図】 図7A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入され、先端から当該被検体内の被写体像を取り込んで接眼部から出射する内視鏡と、前記接眼部に着脱可能に接続される装着部を有し、前記被写体像を撮像するカメラヘッドとを備えた内視鏡装置であって、

前記接眼部及び前記装着部は、

前記内視鏡の前記被検体内への挿入軸を中心として当該内視鏡及び前記カメラヘッドを相対的に回転可能に互いに接続し、

前記接眼部には、

内視鏡側端子が設けられ、

10

前記装着部には、

前記内視鏡側端子に電氣的に接続して前記カメラヘッドから前記内視鏡に給電するためのヘッド側端子が設けられ、

前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の一方の端子は、

前記挿入軸を中心とする仮想円上に少なくとも3つ設けられ、

前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の他方の端子は、

前記仮想円上に少なくとも2つ設けられている

ことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記一方の端子は、

20

前記他方の端子に向けて突出する凸状の端子であり、

前記他方の端子は、

前記仮想円に沿って円弧状に延在し、前記一方の端子に当接する面が平坦な端子であ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】

前記一方の端子は、

3つ設けられている

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】

3つの前記一方の端子は、

30

互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする120°の回転対称となるように設けられている

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】

少なくとも3つの前記一方の端子は、

同一の高さ寸法を有するように形成され、

少なくとも2つの前記他方の端子は、

前記一方の端子に当接する面が面一となるように形成され、

前記装着部には、

前記内視鏡側端子が前記ヘッド側端子に近接する方向に前記接眼部を当該装着部に押圧する押圧部が設けられている

40

ことを特徴とする請求項 2 ~ 4 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記内視鏡側端子は、

前記ヘッド側端子とは異なる数だけ設けられ、互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする回転対称となるように設けられ、

前記ヘッド側端子は、

互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする回転対称となるように設けられていることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

50

前記内視鏡側端子は、
 前記ヘッド側端子と同一の数だけ設けられ、
 前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の一方は、
 互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする回転対称となるように設けられ、
 前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の他方は、
 少なくともいずれかが他と異なる形状を有する
 ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記ヘッド側端子は、
 第 1 ヘッド側端子及び第 2 ヘッド側端子の 2 つ設けられ、
 前記カメラヘッドは、
 前記第 1 ヘッド側端子及び前記第 2 ヘッド側端子にそれぞれ逆相の交流電圧を供給する
 送電部を備え、
 前記内視鏡は、
 前記内視鏡側端子に入力された交流電圧を全波整流する整流回路と、
 前記整流回路にて全波整流された電圧を平滑化する平滑回路とを備える
 ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

10

【請求項 9】

前記内視鏡側端子は、
 第 1 内視鏡側端子、第 2 内視鏡側端子、及び第 3 内視鏡側端子の 3 つ設けられ、
 前記整流回路は、
 前記第 1 内視鏡側端子及び前記第 2 内視鏡側端子間に入力された交流電圧を全波整流す
 る第 1 整流回路と、
 前記第 1 内視鏡側端子及び前記第 3 内視鏡側端子間に入力された交流電圧を全波整流す
 る第 2 整流回路と、
 前記第 2 内視鏡側端子及び前記第 3 内視鏡側端子間に入力された交流電圧を全波整流す
 る第 3 整流回路とを備える
 ことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 10】

前記内視鏡及び前記カメラヘッドは、
 前記交流電圧に通信信号を重畳させて互いに通信を行う通信部をそれぞれ備える
 ことを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、撮像素子を用いて人等の被検体内（生体内）を撮像し、当該生体内を観察する内
 視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

40

特許文献 1 に記載の内視鏡装置は、ヘッド分離型の内視鏡装置で構成されている。具体
 的に、当該内視鏡装置は、生体内に挿入され、先端から当該生体内の被写体像を取り込ん
 で接眼部から出射する内視鏡と、接眼部に着脱自在に接続され、被写体像を撮像するカメ
 ラヘッドとを備える。また、当該内視鏡装置では、カメラヘッドは、外部の光源及びテレ
 ビカメラ装置から内視鏡を介して給電される。このため、接眼部には、2 つの内視鏡側端
 子が設けられている。また、カメラヘッドの装着面には、2 つの内視鏡側端子に対して 1
 対 1 でそれぞれ電氣的に接続して内視鏡からカメラヘッドに給電するための 2 つのヘッド
 側端子が設けられている。具体的に、2 つの内視鏡側端子は、内視鏡の中心軸を中心とす
 る円環形状を有し、互いに径寸法の異なる円環状端子でそれぞれ構成されている。また、
 2 つのヘッド側端子は、内視鏡の中心軸を中心とする径方向に並設され、2 つの円環状端

50

子にそれぞれ挿入される突型端子でそれぞれ構成されている。すなわち、当該内視鏡装置では、内視鏡側端子及びヘッド側端子を上記の形状とすることで、内視鏡の中心軸を中心とする内視鏡及びカメラヘッドの相対的な回転に対応させている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2000-262467号公報(図4)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

10

しかしながら、特許文献1に記載の内視鏡装置では、内視鏡側端子及びヘッド側端子を内視鏡の中心軸を中心とする径方向に並設させている。このため、内視鏡(接眼部)及びカメラヘッドとしては、当該内視鏡側端子及びヘッド側端子の配置を考慮して、内視鏡の中心軸を中心とする径方向に拡径させる必要がある。すなわち、特許文献1に記載の内視鏡装置では、小型化を阻害する、という問題がある。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、小型化を図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。

【課題を解決するための手段】

【0006】

20

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡装置は、被検体内に挿入され、先端から当該被検体内の被写体像を取り込んで接眼部から出射する内視鏡と、前記接眼部に着脱可能に接続される装着部を有し、前記被写体像を撮像するカメラヘッドとを備えた内視鏡装置であって、前記接眼部及び前記装着部は、前記内視鏡の前記被検体内への挿入軸を中心として当該内視鏡及び前記カメラヘッドを相対的に回転可能に互いに接続し、前記接眼部には、内視鏡側端子が設けられ、前記装着部には、前記内視鏡側端子に電氣的に接続して前記カメラヘッドから前記内視鏡に給電するためのヘッド側端子が設けられ、前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の一方の端子は、前記挿入軸を中心とする仮想円上に少なくとも3つ設けられ、前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の他方の端子は、前記仮想円上に少なくとも2つ設けられていることを特徴とする。

30

【0007】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、前記一方の端子は、前記他方の端子に向けて突出する凸状の端子であり、前記他方の端子は、前記仮想円に沿って円弧状に延在し、前記一方の端子に当接する面が平坦な端子であることを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、前記一方の端子は、3つ設けられていることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、3つの前記一方の端子は、互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする120°の回転対称となるように設けられていることを特徴とする。

40

【0010】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、少なくとも3つの前記一方の端子は、同一の高さ寸法を有するように形成され、少なくとも2つの前記他方の端子は、前記一方の端子に当接する面が面一となるように形成され、前記装着部には、前記内視鏡側端子が前記ヘッド側端子に近接する方向に前記接眼部を当該装着部に押圧する押圧部が設けられていることを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、前記内視鏡側端子は、前記ヘッド側端子とは異なる数だけ設けられ、互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする

50

回転対称となるように設けられ、前記ヘッド側端子は、互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする回転対称となるように設けられていることを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、前記内視鏡側端子は、前記ヘッド側端子と同一の数だけ設けられ、前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の一方は、互いに同一形状を有し、前記挿入軸を中心とする回転対称となるように設けられ、前記内視鏡側端子及び前記ヘッド側端子の他方は、少なくともいずれかが他と異なる形状を有することを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、前記ヘッド側端子は、第1ヘッド側端子及び第2ヘッド側端子の2つ設けられ、前記カメラヘッドは、前記第1ヘッド側端子及び前記第2ヘッド側端子にそれぞれ逆相の交流電圧を供給する送電部を備え、前記内視鏡は、前記内視鏡側端子に入力された交流電圧を全波整流する整流回路と、前記整流回路にて全波整流された電圧を平滑化する平滑回路とを備えることを特徴とする。

10

【0014】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、前記内視鏡側端子は、第1内視鏡側端子、第2内視鏡側端子、及び第3内視鏡側端子の3つ設けられ、前記整流回路は、前記第1内視鏡側端子及び前記第2内視鏡側端子間に入力された交流電圧を全波整流する第1整流回路と、前記第1内視鏡側端子及び前記第3内視鏡側端子間に入力された交流電圧を全波整流する第2整流回路と、前記第2内視鏡側端子及び前記第3内視鏡側端子間に入力された交流電圧を全波整流する第3整流回路とを備えることを特徴とする。

20

【0015】

また、本発明に係る内視鏡装置では、上記発明において、前記内視鏡及び前記カメラヘッドは、前記交流電圧に通信信号を重畳させて互いに通信を行う通信部をそれぞれ備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明に係る内視鏡装置では、内視鏡側端子及びヘッド側端子は、接眼部及び装着部において、同一の仮想円上にそれぞれ設けられている。すなわち、内視鏡側端子は、従来のように挿入軸を中心とする径方向に並設されていない。ヘッド側端子も同様である。このため、内視鏡（接眼部）及びカメラヘッド（装着部）としては、当該内視鏡側端子及びヘッド側端子の配置を考慮して、挿入軸を中心とする径方向に拡径させる必要がない。

30

したがって、本発明に係る内視鏡装置によれば、小型化を図ることができる、という効果を奏する。

特に、内視鏡側端子及びヘッド側端子の一方の端子は、仮想円上に少なくとも3つ設けられている。また、内視鏡側端子及びヘッド側端子の他方の端子は、仮想円上に少なくとも2つ設けられている。このため、挿入軸を中心として内視鏡及びカメラヘッドを相対的に回転させた場合であっても、当該一方の端子のうち2つの端子と当該他方の端子のうち2つの端子とが1対1で必ず電氣的に接続する構成を実現することができる。したがって、挿入軸を中心として内視鏡及びカメラヘッドを相対的に回転させた場合であっても、カメラヘッドから内視鏡に給電することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本実施の形態に係る内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【図2A】図2Aは、接眼部の構成を示す図である。

【図2B】図2Bは、接眼部の構成を示す図である。

【図3A】図3Aは、装着部の構成を示す図である。

【図3B】図3Bは、装着部の構成を示す図である。

【図4】図4は、カメラヘッドから内視鏡への給電構造を示すブロック図である。

【図5】図5は、送電部から第1、第2ヘッド側端子に供給される電圧波形をそれぞれ示

50

す図である。

【図 6】図 6 は、整流回路による整流後の電圧波形を示す図である。

【図 7 A】図 7 A は、内視鏡及びカメラヘッドが相対的に回転した状態での第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子と第 1, 第 2 ヘッド側端子との位置関係の一例を示す図である。

【図 7 B】図 7 B は、内視鏡及びカメラヘッドが相対的に回転した状態での第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子と第 1, 第 2 ヘッド側端子との位置関係の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、平滑回路による平滑化後の電圧波形を示す図である。

【図 9】図 9 は、本実施の形態の変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。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いる。

【0019】

〔内視鏡装置の概略構成〕

図 1 は、本実施の形態に係る内視鏡装置 1 の概略構成を示す図である。

内視鏡装置 1 は、医療分野において用いられ、生体内を観察する装置である。この内視鏡装置 1 は、図 1 に示すように、内視鏡 2 と、光源装置 3 と、ライトガイド 4 と、カメラヘッド 5 と、第 1 伝送ケーブル 6 と、表示装置 7 と、第 2 伝送ケーブル 8 と、制御装置 9 と、第 3 伝送ケーブル 10 とを備える。

【0020】

内視鏡 2 は、硬性鏡で構成されている。すなわち、内視鏡 2 は、硬質または少なくとも一部が軟質で細長形状を有し、生体内に挿入される。この内視鏡 2 内には、1 または複数のレンズを用いて構成され、被写体像を集光する光学系が設けられている。

ところで、内視鏡 2 は、通常、温度や湿度が管理された環境下、例えば、処置室等に設置されている。このため、内視鏡 2 の先端は、使用前において、このような温度や湿度に晒されている。そして、内視鏡 2 が生体内に挿入された場合には、例えば、室温と体温との温度差や、生体内の高湿度環境（湿度：約 98 ~ 100 %）等によって、内視鏡 2 内に設けられた光学系に曇りが発生し、視野が著しく低下してしまう。

そこで、内視鏡 2 内には、光学系に生じる曇りを防止する曇り防止装置 11（図 4 参照）が設けられている。

この曇り防止装置 11 は、通電により発熱して当該熱を光学系に付与するヒータ 111 と、当該光学系の温度を検出する温度センサ 112 とを備える（図 4 参照）。

【0021】

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 による制御の下、当該ライトガイド 4 の一端に生体内を照明するための光を供給する。

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、他端が内視鏡 2 に着脱自在に接続される。そして、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、内視鏡 2 に供給する。内視鏡 2 に供給された光は、当該内視鏡 2 の先端から出射され、生体内に照射される。生体内に照射され、当該生体内で反射された光（被写体像）は、内視鏡 2 内の光学系により集光される。

【0022】

カメラヘッド 5 は、内部に撮像部（図示略）等が気密に収納された気密部 51（図 1）と、気密部 51 に設けられ、内視鏡 2 の接眼部 21（図 1）に着脱自在に接続される装着部 52 とを備える。そして、カメラヘッド 5 は、制御装置 9 による制御の下、内視鏡 2 にて集光された被写体像を撮像し、当該撮像による画像信号（RAW 信号）を出力する。当該画像信号は、例えば、4K 以上の画像信号である。また、カメラヘッド 5 は、制御装置 9 から供給された電力に基づいて、曇り防止装置 11 等を駆動するために内視鏡 2 に給電する。

なお、接眼部 21 及び装着部 52 の詳細な構成、並びに、カメラヘッド 5 から内視鏡 2

10

20

30

40

50

への給電構造の詳細については、後述する。

【0023】

第1伝送ケーブル6は、一端がコネクタCN1(図1)を介して制御装置9に着脱自在に接続され、他端がコネクタCN2(図1)を介してカメラヘッド5に着脱自在に接続される。そして、第1伝送ケーブル6は、カメラヘッド5から出力される画像信号等を制御装置9に伝送するとともに、制御装置9から出力される制御信号、同期信号、クロック、及び電力等をカメラヘッド5にそれぞれ伝送する。

なお、第1伝送ケーブル6を介したカメラヘッド5から制御装置9への画像信号等の伝送は、当該画像信号等を光信号で伝送してもよく、あるいは、電気信号で伝送しても構わない。第1伝送ケーブル6を介した制御装置9からカメラヘッド5への制御信号、同期信号、クロックの伝送も同様である。

【0024】

表示装置7は、液晶または有機EL(Electro Luminescence)等を用いた表示ディスプレイを用いて構成され、制御装置9による制御の下、当該制御装置9からの映像信号に基づく画像を表示する。

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

【0025】

制御装置9は、CPU(Central Processing Unit)等を含んで構成され、光源装置3、カメラヘッド5、及び表示装置7の動作を統括的に制御する。

例えば、制御装置9は、第1伝送ケーブル6を介してカメラヘッド5から取得した画像信号に対して種々の処理を施すことで映像信号を生成し、第2伝送ケーブル8を介して当該映像信号を表示装置7に出力する。そして、表示装置7は、当該映像信号に基づく画像を表示する。また、制御装置9は、第1、第3伝送ケーブル6、10を介して、カメラヘッド5や光源装置3に対して制御信号等を出力する。

第3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。そして、第3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。

【0026】

〔接眼部の構成〕

次に、接眼部21の構成について説明する。

なお、以下に記載する「先端」は、内視鏡2の先端側の端部を意味する。また、「基端」は、内視鏡2の先端から離間した側の端部を意味する。

図2A及び図2Bは、接眼部21の構成を示す図である。具体的に、図2Aは、接眼部21を当該接眼部21の中心軸Ax1(本発明に係る挿入軸に相当)に沿う切断面にて切断した断面図である。図2Bは、接眼部21を基端側から見た図である。

接眼部21は、略円筒形状を有し、内視鏡2の基端に設けられている。この接眼部21内には、内視鏡2内の光学系により集光された被写体像を接眼部21の基端から外部に射出する接眼光学系211(図2A,図2B)が設けられている。そして、接眼部21は、基端側に向かうにしたがって拡径するテーパ状に形成され、当該拡径した部分に装着部52が着脱自在に接続される。

【0027】

ここで、接眼部21における基端側の端面は、図2Aに示すように、当該接眼部21の中心軸Ax1(接眼光学系211のレンズ光軸)に直交する平坦状の面である。そして、当該基端側の端面には、図2Aまたは図2Bに示すように、内視鏡側端子12が設けられている。

内視鏡側端子12は、金属等の導電性材料から構成され、接眼部21における基端側の端面から突出する凸状の端子であり、当該端面に埋め込まれている。より具体的に、内視鏡側端子12は、中心軸Ax1に直交する切断面にて切断した断面が円形状を有し、突端

10

20

30

40

50

が半球形状を有する。そして、内視鏡側端子 1 2 は、内視鏡 2 内に配線された電力線 $L i A$ (図 2 A) に電氣的に接続する。

本実施の形態では、内視鏡側端子 1 2 は、図 2 B に示すように、互いに絶縁された状態で設けられた第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子 1 2 1 ~ 1 2 3 の 3 つで構成されている。これら第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子 1 2 1 ~ 1 2 3 は、互いに同一形状を有し、接眼部 2 1 における基端側の端面からの突出寸法が同一となるように設けられている。また、第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子 1 2 1 ~ 1 2 3 は、中心軸 $A \times 1$ を中心とする仮想円 $V C$ 上において、当該中心軸 $A \times 1$ を中心とする 120° の回転対称となるように設けられている。なお、電力線 $L i A$ も同様に、第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子 1 2 1 ~ 1 2 3 に対応させて、第 1 ~ 第 3 電力線 $L i A 1 \sim L i A 3$ (図 4 参照) の 3 本で構成されている。

10

【0028】

〔装着部の構成〕

次に、装着部 5 2 の構成について説明する。

図 3 A 及び図 3 B は、装着部 5 2 の構成を示す図である。具体的に、図 3 A は、装着部 5 2 を当該装着部 5 2 の中心軸 $A \times 2$ (本発明に係る挿入軸に相当) に沿う切断面にて切断した断面図である。図 3 B は、装着部 5 2 を先端側から見た図である。

装着部 5 2 は、円柱形状を有する。

この装着部 5 2 において、先端側の端面には、図 3 A または図 3 B に示すように、基端側に向けて窪み、接眼部 2 1 が嵌合する嵌合穴 5 2 1 が設けられている。そして、嵌合穴 5 2 1 に接眼部 2 1 が嵌合した状態では、中心軸 $A \times 1$, $A \times 2$ 同士が合致する。また、嵌合穴 5 2 1 の内周面には、押圧部 5 2 2 が設けられている。

20

押圧部 5 2 2 は、中心軸 $A \times 2$ に対して近接隔離する方向に移動可能に弾性を有し、接眼部 2 1 の外周面に当接して接眼部 2 1 を図 3 A 中、右方向に向けて押圧する。本実施の形態では、押圧部 5 2 2 は、図 3 B に示すように、4 つ設けられ、中心軸 $A \times 2$ を中心とする 90° の回転対称となるように設けられている。

そして、内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 は、互いに接続した状態で、中心軸 $A \times 1$ ($A \times 2$) を中心として相対的に回転可能に構成されている。

【0029】

また、装着部 5 2 において、基端側の端面には、図 3 A または図 3 B に示すように、嵌合穴 5 2 1 に連通し、気密部 5 1 と接続するための連通孔 5 2 3 が設けられている。

30

この連通孔 5 2 3 は、その中心が中心軸 $A \times 2$ に一致する円孔で構成されている。そして、連通孔 5 2 3 には、気密部 5 1 における先端側の一部が接続される。なお、図 3 A 及び図 3 B では、気密部 5 1 を構成するケーシング 5 1 1、及びケーシング 5 1 1 の開口を気密に封止する光学素子 5 1 2 のみを図示している。

【0030】

ここで、嵌合穴 5 2 1 の底面は、図 3 A に示すように、中心軸 $A \times 2$ に直交する平坦状の面である。そして、当該底面には、図 3 A または図 3 B に示すように、ヘッド側端子 1 3 が設けられている。

ヘッド側端子 1 3 は、金属等の導電性材料から構成され、嵌合穴 5 2 1 の底面に埋め込まれている。そして、ヘッド側端子 1 3 は、気密部 5 1 内に配線された電力線 $L i B$ (図 3 A) に電氣的に接続する。

40

本実施の形態では、ヘッド側端子 1 3 は、図 3 B に示すように、互いに絶縁された状態で設けられた第 1 , 第 2 ヘッド側端子 1 3 1 , 1 3 2 の 2 つで構成されている。これら第 1 , 第 2 ヘッド側端子 1 3 1 , 1 3 2 は、互いに同一形状を有し、中心軸 $A \times 2$ を中心とする仮想円 $V C$ (図 2 B に示した仮想円 $V C$ と同一の円) に沿って延在する略半円弧状にそれぞれ形成され、先端側の面が平坦で面一となるように設けられている。また、第 1 , 第 2 ヘッド側端子 1 3 1 , 1 3 2 は、中心軸 $A \times 2$ を中心とする 180° の回転対称となるように設けられている。なお、電力線 $L i B$ も同様に、第 1 , 第 2 ヘッド側端子 1 3 1 , 1 3 2 に対応させて、第 1 , 第 2 電力線 $L i B 1$, $L i B 2$ (図 3 A) の 2 本で構成されている。

50

【0031】

また、嵌合穴521の底面において、仮想円VC上の第1,第2ヘッド側端子131,132間には、図3Aまたは図3Bに示すように、先端側の面が平坦で第1,第2ヘッド側端子131,132における先端側の面と面一となる突出部524が設けられている。ここで、仮想円VC上において、第1,第2ヘッド側端子131,132の離間寸法(突出部524における仮想円VCに沿う長さ寸法)は、内視鏡側端子12における仮想円VCに沿う長さ寸法と略同一である(図7B参照)。なお、図3Bでは、突出部524と識別するために、第1,第2ヘッド側端子131,132に斜線を付している。

【0032】

そして、ヘッド側端子13は、装着部52に接眼部21が接続された際に、内視鏡側端子12に当接して電氣的に接続する。すなわち、内視鏡側端子12及びヘッド側端子13は、カメラヘッド5から内視鏡2への給電用の端子として機能する。また、3つの内視鏡側端子12の各突端で形成される平面、及び2つのヘッド側端子13における先端側の平坦な面は、カメラヘッド5に対する内視鏡2の位置決め面(中心軸A×1(A×2)方向の位置決め面、及び中心軸A×1(A×2)に直交する2つの各軸まわりの回転方向の位置決め面)として機能する。

【0033】

ところで、内視鏡2やカメラヘッド5では、拭き取りや液浸での滅菌処理の際に使用する薬液や、オートクレーブ処理(高温高圧蒸気滅菌処理)での高温高圧蒸気から内部に配設される部材を保護するために、当該内視鏡2やカメラヘッド5内の気密性を確保する必要がある。そして、接眼部21における基端側の端面や嵌合穴521の底面に内視鏡側端子12やヘッド側端子13を単純に埋め込んだ構成を採用した場合には、内視鏡2やカメラヘッド5内の気密性を確保することが難しい。

このため、本実施の形態では、内視鏡側端子12及びヘッド側端子13をインサート成形により形成している。

【0034】

[カメラヘッドから内視鏡への給電構造]

次に、カメラヘッド5から内視鏡2への給電構造について説明する。

図4は、カメラヘッド5から内視鏡2への給電構造を示すブロック図である。

カメラヘッド5(気密部51)のケーシング511内には、図4に示すように、送電部53と、通信部54と、接続検出部55と、コントローラ56とが配設されている。

【0035】

図5は、送電部53から第1,第2ヘッド側端子131,132に供給される電圧波形をそれぞれ示す図である。

送電部53は、第1,第2電力線LiB1,LiB2にそれぞれ電氣的に接続し、コントローラ56による制御の下、第1,第2ヘッド側端子131,132に対してそれぞれ逆相の交流電圧(図5に実線で示した波形の交流電圧と図5に破線で示した波形(図5に実線で示した波形に対して180°位相がずれた波形)の交流電圧)を供給する。

【0036】

通信部54は、第1,第2電力線LiB1,LiB2に対して直流カット用のコンデンサCaを介してそれぞれ電氣的に接続し、コントローラ56による制御の下、第1,第2電力線LiB1,LiB2で伝送される交流電圧に通信信号を重畳させて内視鏡2の後述する通信部24との間で通信(所謂、電力線通信)を行う。

ここで、当該電力線通信の通信方式としては、例えば、直交周波数分割多重方式(OFDM方式)、スペクトル拡散方式(SS方式)、あるいはマルチキャリア方式(MC方式)等を例示することができる。

【0037】

接続検出部55は、内視鏡2及びカメラヘッド5(接眼部21及び装着部52)の接続状態を検出する。この接続検出部55としては、例えば、ホール素子やRFID検出回路等を例示することができる。そして、接続検出部55は、検出結果に応じた検出信号をコ

10

20

30

40

50

ントローラ 5 6 に出力する。

コントローラ 5 6 は、制御装置 9 による制御の下、カメラヘッド 5 全体及び曇り防止装置 1 1 の動作を制御する。

例えば、コントローラ 5 6 は、接続検出部 5 5 にて内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 が接続されたことが検出された場合に、送電部 5 3 から第 1, 第 2 ヘッド側端子 1 3 1, 1 3 2 に対してそれぞれ逆相の交流電圧を供給させる。すなわち、コントローラ 5 6 は、接続検出部 5 5 にて内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 が接続されたことが検出されていない場合には、送電部 5 3 から第 1, 第 2 ヘッド側端子 1 3 1, 1 3 2 に対してそれぞれ交流電圧を供給しない。また、コントローラ 5 6 は、通信部 5 4 を介して温度センサ 1 1 2 の検出結果（光学系の温度）を取得し、当該光学系が目標温度となるようにヒータ 1 1 1 の通電制御

10

【0038】

内視鏡 2 内には、図 4 に示すように、曇り防止装置 1 1 の他、整流回路 2 2 と、平滑回路 2 3 と、通信部 2 4 と、タグ 2 5 とが配設される。

本実施の形態では、整流回路 2 2 は、図 4 に示すように、並列に接続された第 1 ~ 第 3 整流回路 2 2 1 ~ 2 2 3 の 3 つで構成されている。これら第 1 ~ 第 3 整流回路 2 2 1 ~ 2 2 3 は、例えば、ブリッジ式全波整流回路で構成されている。

第 1 整流回路 2 2 1 は、第 1, 第 2 電力線 $LiA1$, $LiA2$ に電氣的に接続し、第 1, 第 2 内視鏡側端子 1 2 1, 1 2 2 間に入力された交流電圧を全波整流する。

第 2 整流回路 2 2 2 は、第 1, 第 3 電力線 $LiA1$, $LiA3$ に電氣的に接続し、第 1, 第 3 内視鏡側端子 1 2 1, 1 2 3 間に入力された交流電圧を全波整流する。

第 3 整流回路 2 2 3 は、第 2, 第 3 電力線 $LiA2$, $LiA3$ に電氣的に接続し、第 2, 第 3 内視鏡側端子 1 2 2, 1 2 3 間に入力された交流電圧を全波整流する。

そして、整流回路 2 2 は、上記のように全波整流した電圧を平滑回路 2 3 に出力する。

【0039】

図 6 は、整流回路 2 2 による整流後の電圧波形を示す図である。図 7 A 及び図 7 B は、内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 が相対的に回転した状態での第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子 1 2 1 ~ 1 2 3 と第 1, 第 2 ヘッド側端子 1 3 1, 1 3 2 との位置関係の一例を示す図である。具体的に、図 7 A 及び図 7 B は、第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子 1 2 1 ~ 1 2 3 と第 1, 第 2 ヘッド側端子 1 3 1, 1 3 2 とを中心軸 $A \times 1$ ($A \times 2$) に沿う方向から見た図である。

本実施の形態では、内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 が回転した場合には、第 1 ~ 第 3 内視鏡側端子 1 2 1 ~ 1 2 3 と第 1, 第 2 ヘッド側端子 1 3 1, 1 3 2 との位置関係としては、2 つのパターンが存在する。

1 つ目のパターンは、図 7 A に示すように、1 つの内視鏡側端子 1 2 と 1 つのヘッド側端子 1 3 とが当接（電氣的に接続）し、2 つの内視鏡側端子 1 2 と 1 つのヘッド側端子 1 3 とが電氣的に接続したパターンである。なお、図 7 A では、第 1 内視鏡側端子 1 2 1 と第 1 ヘッド側端子 1 3 1 とが電氣的に接続し、第 2, 第 3 内視鏡側端子 1 2 2, 1 2 3 と第 2 ヘッド側端子 1 3 2 とが電氣的に接続した状態を例示している。

【0040】

ここで、第 1 ヘッド側端子 1 3 1 に対して図 5 に実線で示した波形の交流電圧が供給され、第 2 ヘッド側端子 1 3 2 に対して図 5 に破線で示した波形の交流電圧が供給されている場合を想定する。この場合、図 7 A に例示した 1 つ目のパターンでは、第 1 ~ 第 3 整流回路 2 2 1 ~ 2 2 3 は、以下に示す波形の電圧を出力することとなる。

第 1 整流回路 2 2 1 には、第 1 ヘッド側端子 1 3 1 に電氣的に接続した第 1 内視鏡側端子 1 2 1 から図 5 に実線で示した波形の交流電圧が入力され、第 2 ヘッド側端子 1 3 2 に電氣的に接続した第 2 内視鏡側端子 1 2 2 から図 5 に破線で示した波形の交流電圧が入力される。このため、第 1 整流回路 2 2 1 は、全波整流により図 6 に示した波形の電圧を出力する。

【0041】

第 2 整流回路 2 2 2 は、第 1 ヘッド側端子 1 3 1 に電氣的に接続した第 1 内視鏡側端子

40

30

50

1 2 1 から図 5 に実線で示した波形の交流電圧が入力され、第 2 ヘッド側端子 1 3 2 に電氣的に接続した第 3 内視鏡側端子 1 2 3 から図 5 に破線で示した波形の交流電圧が入力される。このため、第 2 整流回路 2 2 2 は、全波整流により図 6 に示した波形の電圧を出力する。

第 3 整流回路 2 2 3 は、第 2 ヘッド側端子 1 3 2 に電氣的に接続した第 2 内視鏡側端子 1 2 2 から図 5 に破線で示した波形の交流電圧が入力され、同様に、第 2 ヘッド側端子 1 3 2 に電氣的に接続した第 3 内視鏡側端子 1 2 3 から図 5 に破線で示した波形の交流電圧が入力される。すなわち、第 3 整流回路 2 2 3 には、等電位となる交流電圧がそれぞれ入力される。このため、第 3 整流回路 2 2 3 は、機能しない。

以上のように、1 つ目のパターンでは、整流回路 2 2 から平滑回路 2 3 に対して、図 6 に示した波形の電圧が出力される。

【 0 0 4 2 】

2 つ目のパターンは、図 7 B に示すように、1 つの内視鏡側端子 1 2 がヘッド側端子 1 3 と電氣的に接続せず（1 つの内視鏡側端子 1 2 が突出部 5 2 4 に当接し）、2 つの内視鏡側端子 1 2 と 2 つのヘッド側端子 1 3 とが 1 対 1 でそれぞれ電氣的に接続したパターンである。なお、図 7 B では、第 1 内視鏡側端子 1 2 1 がヘッド側端子 1 3 と電氣的に接続せず（第 1 内視鏡側端子 1 2 1 が突出部 5 2 4 に当接し）、第 2 内視鏡側端子 1 2 2 と第 1 ヘッド側端子 1 3 1 とが電氣的に接続し、第 3 内視鏡側端子 1 2 3 と第 2 ヘッド側端子 1 3 2 とが電氣的に接続した状態を例示している。

ここで、上記同様に、第 1 ヘッド側端子 1 3 1 に対して図 5 に実線で示した波形の交流電圧が供給され、第 2 ヘッド側端子 1 3 2 に対して図 5 に破線で示した波形の交流電圧が供給されている場合を想定する。この場合、図 7 B に例示した 2 つ目のパターンでは、第 1 ~ 第 3 整流回路 2 2 1 ~ 2 2 3 は、以下に示す波形の電圧を出力することとなる。

第 1 , 第 2 整流回路 2 2 1 , 2 2 2 は、第 1 内視鏡側端子 1 2 1 が第 1 , 第 2 ヘッド側端子 1 3 1 , 1 3 2 のいずれにも電氣的に接続していないため、当該第 1 内視鏡側端子 1 2 1 から交流電圧が入力されない。このため、第 1 , 第 2 整流回路 2 2 1 , 2 2 2 は、機能しない。

一方、第 3 整流回路 2 2 3 は、第 1 ヘッド側端子 1 3 1 に電氣的に接続した第 2 内視鏡側端子 1 2 2 から図 5 に実線で示した波形の交流電圧が入力され、第 2 ヘッド側端子 1 3 2 に電氣的に接続した第 3 内視鏡側端子 1 2 3 から図 5 に破線で示した波形の交流電圧が入力される。このため、第 3 整流回路 2 2 3 は、全波整流により図 6 に示した波形の電圧を出力する。

以上のように、2 つ目のパターンでは、整流回路 2 2 から平滑回路 2 3 に対して、図 6 に示した波形の電圧（1 つ目のパターンと同一の波形の電圧）が出力される。すなわち、内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 がいずれの位置に相対的に回転した状態であっても、整流回路 2 2 から平滑回路 2 3 に対して、図 6 に示した波形の電圧が出力される。

【 0 0 4 3 】

図 8 は、平滑回路 2 3 による平滑化後の電圧波形を示す図である。

平滑回路 2 3 は、例えば、LC フィルタで構成され、整流回路 2 2 から出力された電圧を平滑化する。すなわち、平滑回路 2 3 は、図 6 に示した波形の電圧を平滑化することで、図 8 に示す波形の電圧を生成する。平滑化後の電圧（直流電圧）は、曇り防止装置 1 1 等に供給される。そして、曇り防止装置 1 1 等は、当該直流電圧にて駆動する。

【 0 0 4 4 】

通信部 2 4 は、整流回路 2 2 及び平滑回路 2 3 間の電力線 L i C に対して直流カット用のコンデンサ C a を介して電氣的に接続し、通信部 5 4 との間で電力線通信を行う。

タグ 2 5 は、接続検出部 5 5 による内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 の接続状態の検出に用いられる部分であり、例えば、永久磁石（接続検出部 5 5 がホール素子である場合）や R F I D タグ（接続検出部 5 5 が R F I D 検出回路である場合）等で構成されている。

【 0 0 4 5 】

以上説明した本実施の形態によれば、以下の効果を奏する。

10

20

30

40

50

本実施の形態に係る内視鏡装置 1 では、内視鏡側端子 1 2 及びヘッド側端子 1 3 は、接眼部 2 1 及び装着部 5 2 において、同一の仮想円 V C 上にそれぞれ設けられている。すなわち、内視鏡側端子 1 2 は、従来のように中心軸 A x 1 を中心とする径方向に並設されていない。ヘッド側端子 1 3 も同様である。このため、内視鏡 2 (接眼部 2 1) 及びカメラヘッド 5 (装着部 5 2) としては、内視鏡側端子 1 2 及びヘッド側端子 1 3 の配置を考慮して、中心軸 A x 1 (A x 2) を中心とする径方向に拡径させる必要がない。

したがって、本実施の形態に係る内視鏡装置 1 によれば、小型化を図ることができる、という効果を奏する。

特に、内視鏡側端子 1 2 は、仮想円 V C 上に 3 つ設けられている。また、ヘッド側端子 1 3 は、仮想円 V C 上に 2 つ設けられている。このため、中心軸 A x 1 (A x 2) を中心として内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 を相対的に回転させた場合であっても、内視鏡側端子 1 2 のうち 2 つの端子と 2 つのヘッド側端子 1 3 とが 1 対 1 で必ず電氣的に接続する構成を実現することができる。したがって、中心軸 A x 1 (A x 2) を中心として内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 を相対的に回転させた場合であっても、カメラヘッド 5 から内視鏡 2 に給電することができる。

【0046】

また、本実施の形態に係る内視鏡装置 1 では、内視鏡側端子 1 2 は、3 つ設けられ、同一の高さ寸法を有する凸状の端子でそれぞれ構成されている。また、ヘッド側端子 1 3 は、2 つ設けられ、仮想円 V C に沿って円弧状に延在し、内視鏡側端子 1 2 に当接する面が平坦で面一となる端子でそれぞれ構成されている。さらに、装着部 5 2 には、内視鏡側端子 1 2 がヘッド側端子 1 3 に近接する方向に接眼部 2 1 を装着部 5 2 に押圧する押圧部 5 2 2 が設けられている。

このため、3 つの内視鏡側端子 1 2 の各突端で形成される平面、及び 2 つのヘッド側端子 1 3 における先端側の平坦な面をカメラヘッド 5 に対する内視鏡 2 の位置決め面 (中心軸 A x 1 (A x 2) 方向の位置決め面、及び中心軸 A x 1 (A x 2) に直交する 2 つの各軸まわりの回転方向の位置決め面) として機能させることができる。

特に、例えば、内視鏡側端子 1 2 を 4 つ設けた場合には、当該 4 つのうち 1 つの内視鏡側端子 1 2 の突端は、他の 3 つの内視鏡側端子 1 2 の各突端で形成される平面とは異なる位置に位置付けられ易い。このため、当該場合には、当該 1 つの内視鏡側端子 1 2 を中心軸 A x 1 (A x 2) に沿って移動可能な可動型の端子で構成する必要がある。そして、当該 1 つの内視鏡側端子 1 2 を可動型の端子で構成した場合には、内視鏡 2 内の気密性を確保することが難しい。

本実施の形態に係る内視鏡装置 1 では、上述したように内視鏡側端子 1 2 を 3 つで構成することで、当該 3 つの内視鏡側端子 1 2 を可動型の端子で構成する必要がなく、内視鏡 2 内の気密性を十分に確保することができる。

【0047】

また、本実施の形態に係る内視鏡装置 1 では、3 つの内視鏡側端子 1 2 は、中心軸 A x 1 を中心とする 1 2 0 ° の回転対称となるように設けられている。

このため、3 つの内視鏡側端子 1 2 が装着部 5 2 (ヘッド側端子 1 3 や突出部 5 2 4) から受ける荷重を同一のものとすることができる。したがって、カメラヘッド 5 に対する内視鏡 2 の位置決め状態を良好に維持することができる。

【0048】

また、本実施の形態に係る内視鏡装置 1 では、カメラヘッド 5 は、第 1, 第 2 ヘッド側端子 1 3 1, 1 3 2 にそれぞれ逆相の交流電圧を供給する送電部 5 3 を備える。また、内視鏡 2 は、第 1, 第 2 内視鏡側端子 1 2 1, 1 2 2 間に入力された交流電圧を全波整流する第 1 整流回路 2 2 1 と、第 1, 第 3 内視鏡側端子 1 2 1, 1 2 3 間に入力された交流電圧を全波整流する第 2 整流回路 2 2 2 と、第 2, 第 3 内視鏡側端子 1 2 2, 1 2 3 間に入力された交流電圧を全波整流する第 3 整流回路 2 2 3 と、整流回路 2 2 にて全波整流された電圧を平滑化する平滑回路 2 3 とを備える。

このため、内視鏡 2 及びカメラヘッド 5 がいずれの位置に相対的に回転した状態 (上述

10

20

30

40

50

した1つ目のパターンや2つ目のパターン)であっても、常時、安定した直流電圧を曇り防止装置11等に供給することができる。

特に、例えば、第1,第2ヘッド側端子131,132に直流電圧を供給する構成を採用した場合には、上述した1つ目のパターンや2つ目のパターンの状態を検知する構成が必要となり、構成が複雑化し易い。これに対して、本実施の形態では、逆相の交流電圧を供給する構成を採用しているため、当該1つ目のパターンや2つ目のパターンの状態を検知する構成が不要となり、構成の簡素化を図ることができる。

【0049】

また、本実施の形態に係る内視鏡装置1では、内視鏡2及びカメラヘッド5は、電力線通信を行う通信部24,54をそれぞれ備える。

このため、給電用の電力線と通信ラインとを共用し、電力線とは別に通信ラインを設ける必要がないため、内視鏡2及びカメラヘッド5の構成の簡素化を図ることができる。

【0050】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。

図9は、本実施の形態の変形例を示す図である。具体的に、図9は、図7A及び図7Bに対応した図である。

上述した実施の形態では、内視鏡側端子12とヘッド側端子13とは、異なる数で構成されていたが、これに限らない。例えば、図9に示すように、ヘッド側端子13Aとして、内視鏡側端子12と同一の数、すなわち、第3~第5ヘッド側端子133~135の3つで構成しても構わない。

ここで、第3,第4ヘッド側端子133,134は、互いに同一形状を有し、仮想円VCに沿って延在する円弧状にそれぞれ形成され、先端側の面が平坦で面一となるように設けられている。また、第5ヘッド側端子135は、仮想円VCに沿って延在する円弧状に形成されているが、第3,第4ヘッド側端子133,134よりも円弧の長さが短く設定されている。なお、第5ヘッド側端子135は、先端側の面が平坦で第3,第4ヘッド側端子133,134における先端側の面と面一となるように設けられている。

なお、第3~第5ヘッド側端子133~135の間には、具体的な図示は省略したが、上述した実施の形態で説明した突出部524が設けられている。

【0051】

また、内視鏡側端子12及びヘッド側端子13,13Aの形状は、上述した実施の形態及び図9で示した形状に限らず、上述した実施の形態及び図9とは逆に、内視鏡側端子12をカメラヘッド5に設け、ヘッド側端子13,13Aを内視鏡2に設けても構わない。

さらに、内視鏡側端子12及びヘッド側端子13,13Aの数は、上述した実施の形態及び図9で示した数に限らず、いずれか一方の端子が少なくとも3つ設けられており、いずれか他方の端子が少なくとも2つ設けられていれば、その他の数で構成してもよい。

【0052】

上述した実施の形態では、カメラヘッド5から給電する対象部材として、曇り防止装置11を採用していたが、これに限らず、その他の部材を当該対象部材としてもよい。例えば、光源装置3及びライトガイド4を省略し、内視鏡2の先端にLED(Light Emitting Diode)を設ける。そして、当該対象部材として、当該LEDを採用してもよい。また、焦点や画角を調整するために内視鏡2内に設けた光学系を光軸に沿って移動させるアクチュエータを当該内視鏡2内に設けた場合には、当該対象部材として、当該アクチュエータを採用してもよい。

【0053】

上述した実施の形態において、コントローラ56の機能の少なくとも一部をカメラヘッド5外部(例えば、コネクタCN1,CN2、制御装置9)に設けても構わない。

上述した実施の形態において、内視鏡2は、硬性鏡に限らず、軟性鏡としてもよい。

上述した実施の形態において、内視鏡装置1は、医療分野に限らず、工業分野で用いら

10

20

30

40

50

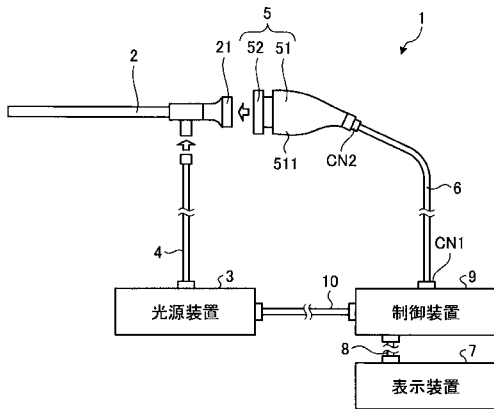
れ、機械構造物等の被検体内を観察する内視鏡装置としても構わない。

【符号の説明】

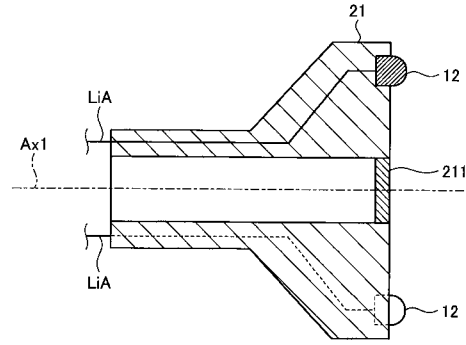
【0054】

1	内視鏡装置	
2	内視鏡	
3	光源装置	
4	ライトガイド	
5	カメラヘッド	
6	第1伝送ケーブル	
7	表示装置	10
8	第2伝送ケーブル	
9	制御装置	
10	第3伝送ケーブル	
11	曇り防止装置	
12	内視鏡側端子	
13, 13A	ヘッド側端子	
21	接眼部	
22	整流回路	
23	平滑回路	
24	通信部	20
25	タグ	
51	気密部	
52	装着部	
53	送電部	
54	通信部	
55	接続検出部	
56	コントローラ	
111	ヒータ	
112	温度センサ	
121 ~ 123	第1 ~ 第3内視鏡側端子	30
131 ~ 135	第1 ~ 第5ヘッド側端子	
211	接眼光学系	
221 ~ 223	第1 ~ 第3整流回路	
511	ケーシング	
512	光学素子	
521	嵌合穴	
522	押圧部	
523	連通孔	
524	突出部	
A x 1, A x 2	中心軸	40
Ca	コンデンサ	
CN 1, CN 2	コネクタ	
Li A, Li B, Li C	電力線	
Li A 1, Li B 1	第1電力線	
Li A 2, Li B 2	第2電力線	
Li A 3	第3電力線	
VC	仮想円	

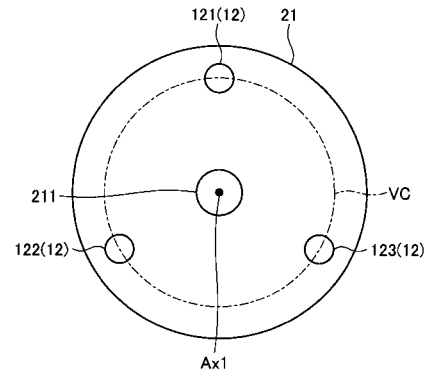
【図1】



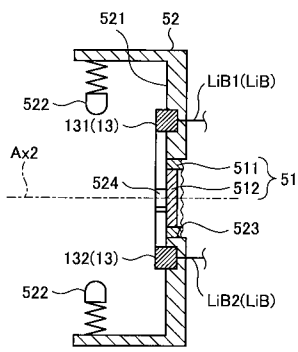
【図2A】



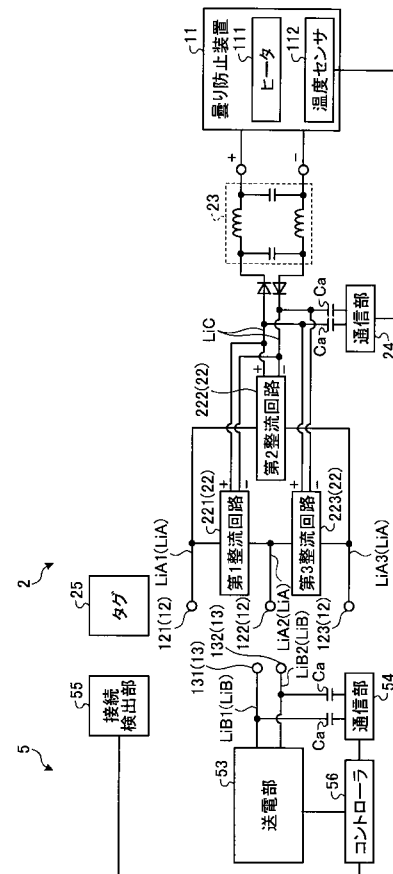
【図2B】



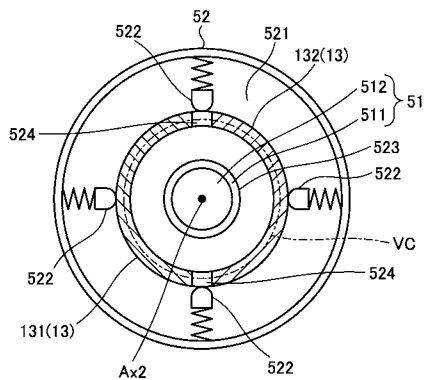
【図3A】



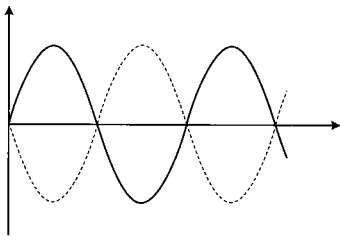
【図4】



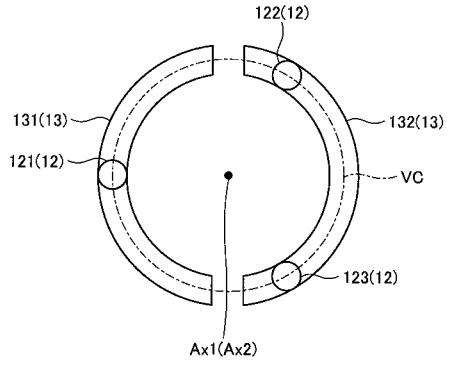
【図3B】



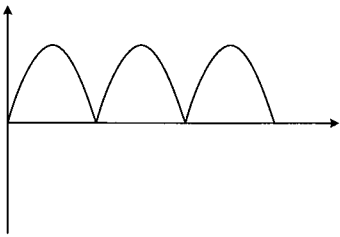
【 図 5 】



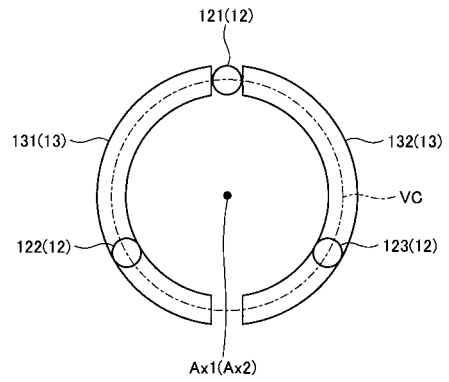
【 図 7 A 】



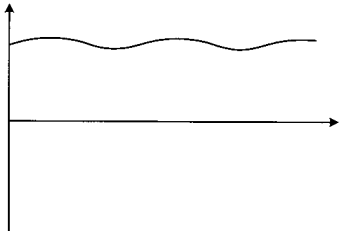
【 図 6 】



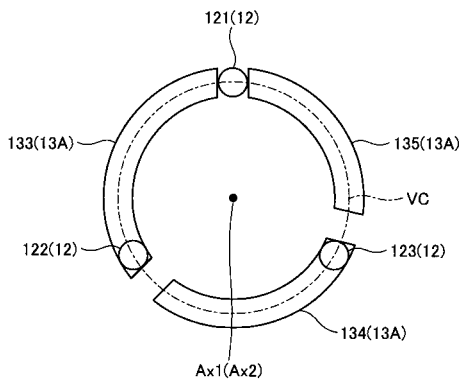
【 図 7 B 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA22 DA02 DA31 GA01 GA03 GA11
4C161 BB02 CC06 DD01 FF02 JJ06 NN01 NN03 SS12 UU02

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2018149089A	公开(公告)日	2018-09-27
申请号	JP2017047787	申请日	2017-03-13
[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 菅野清贵		
发明人	天野 高太郎 菅野 清贵		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00025 A61B1/00105 A61B1/00124 A61B1/00195 A61B1/053 A61B1/127 H02M1/143 H02M7/04		
FI分类号	A61B1/04.540 A61B1/00.R G02B23/24.B A61B1/00.680		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA02 2H040/DA31 2H040/GA01 2H040/GA03 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF02 4C161/JJ06 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS12 4C161/UU02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

问题是小型化。内窥镜装置包括：内窥镜，其插入到对象中并从其远端捕获对象中的对象图像并从目镜部分发射对象图像；以及内窥镜，其可拆卸地连接到目镜部分。并且摄像头具有附接部分并捕获对象图像。目镜和所述安装部分在内窥镜和摄像机头相对旋转地插入轴Ax1上连接到围绕内窥镜内的对象。内窥镜侧端子12设置在目镜部分中。用于接触内窥镜侧端子12并从摄像头向内窥镜供电的头侧端子13设置在安装部分中。三个内窥镜侧端子12设置在以插入轴Ax 1为中心的假想圆VC上。两个头侧端子13设置在假想圆VC上。

