

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2005 年 11 月 24 日 (24.11.2005)

PCT

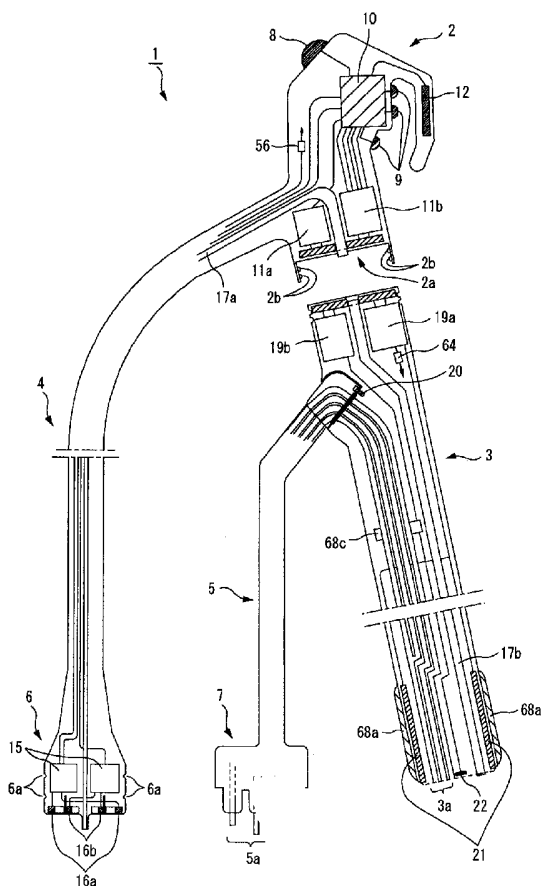
(10) 国際公開番号
WO 2005/110189 A1

- (51) 国際特許分類: **A61B 1/00** (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP2005/008801 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 内村 澄洋 (UCHIMURA, Sumihiro) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 谷口 明 (TANIGUCHI, Akira). 小野田 文幸 (ONODA, Fumiyuki). 野口 利昭 (NOGUCHI, Toshiaki). 鈴木 克哉 (SUZUKI, Katsuya).
(22) 国際出願日: 2005 年 5 月 13 日 (13.05.2005)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語 (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
(30) 優先権データ:
特願2004-145695 2004 年 5 月 14 日 (14.05.2004) JP (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, JP.
特願2004-145704 2004 年 5 月 14 日 (14.05.2004) JP
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).

/ 続葉有 /

(54) Title: ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡



(57) Abstract: An endoscope where an insertion section and an operation section are separatable from each other to make the insertion section replaceable, thereby a commonality is provided to the operation section and inspection cost is reduced. The endoscope (1) has an operation section (2), an insertion section (3) removably connected to the operation section (2), and transmission/reception coils (13a, 13b, 18a, 18b) provided on the operation section (2) and the insertion section (3) and performing contactless transmission and reception of a signal between the operation section (2) and the insertion section (3) when the insertion section (3) is connected to the operation section (2).

(57) 要約: 挿入部と操作部とを着脱自在にして挿入部を交換可能とすることにより、操作部の共通化を図り検査コストを低減することができる内視鏡を提供する。本発明の内視鏡1は、操作部2と、操作部2に対して着脱自在に接続される挿入部3と、操作部2及び挿入部3に各々設けられ、操作部2に挿入部3が接続された場合に、操作部2と挿入部3との間における信号の送受信を無接点にて行うための送受信コイル13a、13b、18a及び18bとを有する。



SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護
が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA,
SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ,
BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE,
BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される
各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語
のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

内視鏡

技術分野

[0001] 本発明は、体腔内などに挿入され、内視鏡検査等を行う内視鏡に関する。

背景技術

[0002] 従来より、内視鏡装置は医療分野等において広く用いられている。特に、医療分野における内視鏡装置は、術者が被検体としての生体内の検査、観察等の処置を行うという用途において主に用いられている。

生体内の検査、観察等の処置を行うために用いられる内視鏡としては、例えば、特開2000-157486号公報によって開示されている内視鏡が広く知られている。この提案による内視鏡は、主に、挿入部と、操作部とからなり、それぞれが一体に構成されている。

[0003] しかしながら、特開2000-157486号公報の例においては、操作部と挿入部とが一体に構成されているため、所望の仕様の挿入部を有する内視鏡を全て揃えておく必要があり、このため、設備の量や管理の煩雑さが増大してしまい、その結果、検査コストに影響を及ぼしてしまうといった問題点があった。

[0004] 本発明は、前述のような点に鑑みてなされたものであり、挿入部と操作部とを着脱自在にして挿入部を交換可能とすることにより、操作部の共通化を図り検査コストを低減することができる内視鏡を提供することを目的としている。

発明の開示

課題を解決するための手段

[0005] 本発明の内視鏡は、操作部と、前記操作部に対して着脱自在に接続される挿入部と、前記操作部及び前記挿入部に各々設けられ、前記操作部に前記挿入部が接続された場合に、前記操作部と前記挿入部との間における信号の送受信を無接点にて行うための信号送受信部とを有する。

図面の簡単な説明

[0006] [図1]第1の実施形態に係る内視鏡の構成を説明するための図である。

[図2]第1の実施形態に係る内視鏡の操作部の構成を説明するための図である。

[図3]第1の実施形態に係る内視鏡の挿入部の構成を説明するための図である。

[図4]第1の実施形態に係る内視鏡のスコープコネクタが接続される内視鏡システム制御装置の概略構成図である。

[図5]第1の実施形態に係る内視鏡の操作部及び挿入部の内部構成を示すブロック図である。

[図6]第1の実施形態に係る内視鏡の挿入部に設けられた、撮像ユニットの内部構成を示すブロック図である。

[図7]第1の実施形態に係る内視鏡の挿入部に設けられた、センシングユニットの内部構成を示すブロック図である。

[図8]第1の実施形態に係る内視鏡の挿入部に設けられた、モーション制御ユニットの内部構成を示すブロック図である。

[図9]第1の実施形態に係る内視鏡の第1の変形例を示す構成を説明するための図である。

[図10]第1の実施形態に係る内視鏡システム制御装置に、従来型の内視鏡を接続した場合の構成を説明するための図である。

[図11]第1の実施形態に係る内視鏡システム制御装置に、従来型の内視鏡を接続する際に用いるアダプタの断面図である。

[図12]第2の実施形態に係る内視鏡の構成を説明するための図である。

[図13]第2の実施形態に係る内視鏡のカメラヘッドアダプタの構成を説明するための図である。

[図14]第2の実施形態に係る内視鏡の操作部及びカメラヘッドアダプタの内部構成を示すブロック図である。

[図15]第2の実施形態に係る内視鏡の変形例を示す断面図である。

[図16]第2の実施形態に係る内視鏡の変形例のケーブルユニットの断面図である。

[図17]第2の実施形態に係る内視鏡の変形例のケーブルユニット及びカメラヘッドアダプタの内部構成を示すブロック図である。

[図18]第3の実施形態に係る内視鏡の構成を示す構成図である。

[図19]図18に示す操作部の構成を説明するための図である。

[図20]図18に示す挿入部の構成を説明するための図である。

[図21]図18の内視鏡全体の電氣的な構成を示すブロック図である。

[図22]図21の挿入部に設けられた撮像ユニットの内部構成を示すブロック図である。

[図23]図21の挿入部に設けられた照明ユニットの内部構成を示すブロック図である。

[図24]図21の挿入部に設けられたセンシングユニットの内部構成を示すブロック図である。

[図25]図21の挿入部に設けられたモーション制御ユニットの内部構成を示すブロック図である。

[図26]図21の挿入部に設けられた電源発生部の内部構成を示すブロック図である。

[図27]第3の実施形態に係る内視鏡の第1の変形例を説明するための構成図である。

[図28]第4の実施形態に係る内視鏡の構成を示す構成図である。

[図29]図28に示す操作部の構成を説明するための図である。

[図30]図28に示す挿入部の構成を説明するための図である。

[図31]図28の内視鏡全体の電氣的な構成を示すブロック図である。

[図32]第4の実施形態に係る内視鏡の第1の変形例を説明するための構成図である。

[図33]第5の実施形態に係る内視鏡の構成を示す構成図である。

[図34]内視鏡のカメラヘッドアダプタの構成を説明するための構成図である。

[図35]図33に示す操作部の構成を説明するための図である。

[図36]図33に示すカメラヘッドアダプタの構成を説明するための図である。

[図37]図34の内視鏡全体の電氣的な構成を示すブロック図である。

発明を実施するための最良の形態

[0007] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

[0008] (第1の実施形態)

図1から図11は、本発明の第1の実施形態に係るものである。図1は、本実施形態に係る内視鏡の構成を説明するための図である。図2は、本実施形態に係る内視鏡

の操作部の構成を説明するための図である。図3は、本実施形態に係る内視鏡の挿入部の構成を説明するための図である。図4は、本実施形態に係る内視鏡のスコープコネクタが接続される内視鏡システム制御装置の概略構成図である。図5は、本実施形態に係る内視鏡の操作部及び挿入部の内部構成を示すブロック図である。図6は、本実施形態に係る内視鏡の挿入部に設けられた、撮像ユニットの内部構成を示すブロック図である。図7は、本実施形態に係る内視鏡の挿入部に設けられた、センシングユニットの内部構成を示すブロック図である。図8は、本実施形態に係る内視鏡の挿入部に設けられた、モーション制御ユニットの内部構成を示すブロック図である。図9は、本実施形態に係る内視鏡の第1の変形例を示す構成を説明するための図である。図10は、本実施形態に係る内視鏡システム制御装置に、従来型の内視鏡を接続した場合の構成を説明するための図である。図11は、本実施形態に係る内視鏡システム制御装置に、従来型の内視鏡を接続する際に用いるアダプタの断面図である。

[0009] 内視鏡1は、操作部2と、挿入部3とを有している。操作部2は、操作部側係合部として、操作部2の端部に形成されたコネクタ部2aを有し、さらに、図2に示すように、凸部であるボールプランジャー2bがコネクタ部2aの内周面上に設けられている。また、挿入部3の外周面上には、挿入部側係合部として、図3に示すように、凹部である周溝3bが設けられている。ボールプランジャー2bは、周溝3bに対して係合できる構造となっており、該構造により、操作部2と挿入部3とは着脱自在かつ回動自在な構成となっている。なお、本実施形態においては、ボールプランジャー2bと周溝3bとが係合している場合、操作部2に設けられた、後述する送受信コイル13a及び13bと、挿入部3に設けられた、後述する送受信コイル18a及び18bとは物理的に離間した位置に配置されるものとする。

[0010] 操作部2からは、ユニバーサルコード4が延出しており、挿入部3からは、チューブユニット5が延出している。ユニバーサルコード4の先端部には、スコープコネクタ6が設けられ、スコープコネクタ6の外周面には、周溝6aが設けられている。スコープコネクタ6は、周溝6aにより、後述する内視鏡システム制御装置30と無接点にて着脱自在な構成となっている。また、チューブユニット5の先端部には、チューブコネクタ7が

設けられ、後述する内視鏡システム制御装置30と着脱自在な構成となっている。また、チューブユニット5の内部には、送気、送水等を行うための各種管路5aが設けられている。さらに、チューブユニット5は挿入部3と着脱自在な構成となっている。

[0011] 操作部2は、外表面上に、トラックボール8と、スコープスイッチ類9とが設けられている。トラックボール8は、球状に形成され、術者により回転もしくは押圧されることにより、湾曲動作、設定変更等の各種操作等を行うことができる。スコープスイッチ類9は、術者により押圧等が行われることにより、送気、送水等の各種操作を行うことができる。

[0012] また、操作部2は、図2に示すように、制御回路10と、送受信回路11a及び11bと、アンテナ12と、送受信コイル13a及び13bと、センサ14a及び14bと、ライトガイドファイバ17aとを内部に有する。

[0013] 挿入部3は、図3に示すように、複数の管路を有する各種管路3aと、ライトガイドファイバ17bと、送受信コイル18a及び18bと、送受信回路19a及び19bと、漏水検知口金20と、アングル用部材21と、撮像素子22と、後述する接触センサ68aと、後述する透明度センサ68cとを内部に有する。なお、挿入部3には、前述したものの他に、モーション制御ユニット69等が設けられているが、図3においては図示しないものとし、作用等の詳細な説明は後述するものとする。

[0014] 各種管路3aは、挿入部3にチューブユニット5が接続された際に、チューブユニット5の内部に設けられた各種管路5aと連通する構造となっており、該構造により、被検体内部に対して送気、送水等を行うことができる。

[0015] アングル用部材21は、挿入部3の先端部に設けられており、トラックボール8を術者が操作することにより、後述するモーション制御ユニット69の制御内容に応じて挿入部3の先端部を湾曲させることができる。

[0016] 制御回路10は、トラックボール8に接続されている、センサ14a及び14bと、スコープスイッチ類9とから、術者が行った操作の内容を信号として受信し、該信号の状態に基づき、各部に制御信号を送信する。また、制御回路10は、アンテナ12と接続されており、アンテナ12を介して、後述する内視鏡システム制御装置30に対し、制御信号の送受信を行う。

- [0017] 制御回路10は、送受信回路11a及び11bに接続されている。制御回路10は、操作部2に挿入部3が接続された際に、送受信回路11bと、送受信コイル13aとを介し、制御信号を挿入部3に設けられた送受信コイル18aに対して送信する。また、制御回路10は、操作部2に挿入部3が接続された際に、挿入部3に設けられた送受信コイル18bから送信される、映像信号としての撮像信号及び制御信号を、送受信コイル13bと、送受信回路11aとを介して受信する。そして、制御回路10は、受信した前記撮像信号及び前記制御信号を、スコープコネクタ6の内部に設けられた撮像信号変調部15に対して送信する。撮像信号変調部15は、内視鏡システム制御装置30にユニバーサルコード4が接続された際に、前記撮像信号及び前記制御信号の周波数変調を行った後、送受信コイル16aを介し、内視鏡システム制御装置30に対して前記撮像信号及び前記制御信号の送信を行う。
- [0018] 信号送受信部としての送受信コイル13a及び13bは、断面形状が円環状に構成されているため、操作部2に挿入部3が接続された際に、電磁誘導により、同様の構成を有する、信号送受信部としての送受信コイル18a及び18bと、無接点にて各種信号の送受信ができる。また、送受信コイル16a及び16bも、送受信コイル13a及び13bと同様に断面形状が円環状に構成されているため、内視鏡システム制御装置30にユニバーサルコード4が接続された際に、電磁誘導により、内視鏡システム制御装置30に設けられた、送受信コイル31a及び31bと、無接点にて各種信号の送受信ができる。
- [0019] なお、操作部2及び挿入部3に設けられた各部の駆動に必要な電力は、内視鏡システム制御装置30において信号化された電力信号として、操作部2及び挿入部3に供給される。すなわち、内視鏡システム制御装置30から送信された電力信号は、送受信コイル31aから、送受信コイル16aに対して無接点にて送信された後、送受信回路11bを介し、送受信コイル13aに送信される。該電力信号を受信した送受信コイル13aは、電磁誘導により、電力信号を無接点にて送受信コイル18aに送信する。また、送受信コイル18aは、電磁誘導により、前記電力信号を無接点にて受信する。そして、送受信コイル18aは、受信した前記電力信号を、後述するDC電源発生部64に対して送信する。

- [0020] 操作部2及びユニバーサルコード4の内部には、図2に示すように、第1の導光手段としてのライトガイドファイバ17aが設けられており、また、挿入部3の内部には、図3に示すように、第2の導光手段としてのライトガイドファイバ17bが設けられている。ライトガイドファイバ17aとライトガイドファイバ17bとは、挿入部3が操作部2に接続されることにより連通する構造となっており、該構造により、内視鏡システム制御装置30から供給された照射光は、挿入部3の先端部から被検体内部に照射される。
- [0021] 漏水検知用口金20は、各種管路3aの近傍に設けられており、各種管路3aいずれかにおいて漏水が発生したことを検知できる構造を有している。
- [0022] 送受信回路19aは、電力信号及び制御回路10から送信された制御信号を、送受信コイル18aを介して受信し、各部の駆動に必要な電力信号をDC電源発生部64に送信し、各部に対する制御信号を、アングル用部材21、撮像素子22等に送信する。また、送受信回路19bは、撮像素子22が撮影した被検体内部の撮像信号等の信号を受信し、送受信コイル18bを介して制御回路10に該撮像信号を送信する。
- [0023] また、本実施形態の内視鏡1のスコープコネクタ6及びチューブコネクタ7が接続される内視鏡システム制御装置30の内部構造について、図4を参照しつつ説明を行う。
- [0024] 内視鏡システム制御装置30は、第1マルチコネクタ31と、第2マルチコネクタ32と、パネル制御ユニット33と、チューブコネクタ接続部34と、映像入出力部35と、アンテナ36とを筐体の外表面上に有する。
- [0025] 第1マルチコネクタ31は、内部に送受信コイル31a及び31bと、ボールプランジヤー31cと、絞りユニット31dとを内部に有する。
- [0026] 送受信コイル31a及び31bは、断面形状が円環状に構成されているため、内視鏡システム制御装置30にユニバーサルコード4が接続された際に、電磁誘導により、同様の構成を有する送受信コイル16a及び16bと、無接点にて各種信号の送受信ができる。ボールプランジヤー31cは、第1マルチコネクタ31の内周面上に設けられている。ボールプランジヤー31cは、周溝6aに対して係合できる構造となっており、該構造により、内視鏡システム制御装置30とユニバーサルコード4とは着脱自在な構成となっている。絞りユニット31dは、光源としてのランプ37から供給される照射光の強弱

を調整できる。

[0027] 第2マルチコネクタ32は、内視鏡システム制御装置30の内部において、システム制御ユニット38に接続されており、内視鏡システム制御装置30の外表面上において、シリアルケーブル等の各種ケーブルを接続することができる。パネル制御ユニット33は、内視鏡システム制御装置30の操作、制御等を行うためのスイッチ等を有している。

[0028] チューブコネクタ接続部34は、チューブコネクタ7と着脱自在な構成となっている。チューブコネクタ7がチューブコネクタ接続部34に接続されると、各種管路5aと、内視鏡システム制御装置30の内部に設けられた各管路とが連通する。そして、内視鏡システム制御装置30の内部に設けられた各管路は、送水用ボトル44と、副送水用ボトル45と、吸引用ボトル46とに接続されている。送水用ボトル44に接続される管路の途中には、第1ポンプ44aと、第1電磁弁44bと、第2電磁弁44cとが設けられており、各部が連携して、各種管路5aが有する送水管路に対する送水量の調整を行っている。また、副送水用ボトル45に接続される管路の途中には、第2ポンプ45aが設けられており、第2ポンプ45aは、各種管路5aが有する送水管路に対する送水量の調整を行っている。さらに、吸引用ボトル46に接続される管路の途中には、第3ポンプ46aが設けられており、第3ポンプ46aは、各種管路3aが有する吸引管路と、各種管路5aが有する吸引管路とを通じて吸引される、生体内の体液等の吸引量の調整が行われている。なお、前記各ポンプ及び前記各電磁弁は、AWS(送気／送水／吸引)ユニット41から送信される制御信号の状態に基づき、個別に制御される。

[0029] 映像入出力部35は、内視鏡システム制御装置30の内部において、撮像信号処理ユニット39に接続されており、モニタ等を接続することができる。アンテナ36は、内視鏡システム制御装置30の内部において、送受信ユニット42に接続されており、操作部2に設けられたアンテナ12に対し、制御信号の送受信を行う。

[0030] システム制御ユニット38は、内視鏡システム制御装置30の各部に対して制御信号を送信し、各部の制御を行う。撮像信号処理ユニット39は、撮像素子22が撮影した被検体内部の撮像信号の処理等を行う。ランプ点灯用電源ユニット40は、ランプ37に対し、ランプ37が照射光を供給する際に必要となる電力の供給を行う。

- [0031] ランプ37は、被検体内部を照射するための照射光を、ライトガイドファイバ17aと、ライトガイドファイバ17bとを介して供給する。ランプ37と、ライトガイドファイバ17aとの間には、RGBフィルター47及びターレット板48が設けられており、色調調整等を行うことができる。また、電源ユニット43は、内視鏡システム30に対して電力を供給すると共に、内視鏡1に対し、各々が駆動するために必要な電力を、信号化された電力信号として供給する。
- [0032] 次に、本実施形態の内視鏡1の操作部2及び挿入部3の内部構造について、主に、図5を参照しつつ説明を行う。
- [0033] 操作部2の内部に設けられた制御回路10は、トラックボール変位検出部50と、スイッチ状態変化検出部51と、状態管理部52と、画像メモリ53と、状態保持メモリ54と、無線信号通信部55と、DC電源発生部56とを有する。また、センサ部14は、図2に示すように、センサ14a及びセンサ14bからなる。
- [0034] また、操作部2の内部に設けられた送受信回路11aは、状態信号復調部57と、撮像信号復調部58からなり、状態信号及び撮像信号の復調を行う。操作部2の内部に設けられた送受信回路11bは、制御信号変調部59と、信号合成部60からなり、制御信号及び電力信号の変調及び合成を行う。
- [0035] 挿入部3の内部に設けられた送受信回路19aは、制御信号復調部63と、信号分離部65からなり、制御信号及び電力信号の分離及び復調を行う。挿入部3の内部に設けられた送受信回路19bは、状態信号変調部61と、撮像信号変調部62からなり、状態信号及び撮像信号の変調を行う。
- [0036] トラックボール変位検出部50は、トラックボール8が術者により回転されたことを、センサ部14を介して検出した後、状態管理部52に対し、検出内容を信号として送信する。スイッチ状態変化検出部51は、トラックボール8が術者により押圧されたこと及びスコープスイッチ9が押圧等されたことを検出した後、状態管理部52に対し、検出内容を信号として送信する。
- [0037] 画像メモリ53は、撮像素子22を有する撮像ユニット70が撮影した被検体内部の撮像信号を記録することができる。また、状態保持メモリ54は、例えば、不揮発性であってかつ書き換えが可能な記録手段として構成され、内視鏡1の機種情報、個体別

情報等が記録されている。

[0038] 状態管理部52は、図示しないCPU(中央演算装置)等を有し、操作部2及び挿入部3の各部の制御等を行う。状態管理部52は、トラックボール変位検出部50及びスイッチ状態変化検出部51から送信された信号、すなわち、トラックボール8の変位もしくは押圧の有無及びスコープスイッチ類9の押圧の有無に応じて送信される信号の状態に基づき、無線信号通信部55及び制御信号変調部59に対し、制御、動作等を行うための信号、すなわち、照射光の光量制御、湾曲動作等を行うための信号を送信する。さらに、状態管理部52は、挿入部3に設けられた、後述するセンシングユニット68が検出した各種管路3aの汚染状態及び挿入部3の先端部の被検体内部における接触状態と、モーション制御ユニット69が検出した挿入部3の湾曲量と、撮像ユニット70が取得した撮像素子22の増幅率とを、状態信号として受信する。そして、該信号の状態と、状態保持メモリ54に格納された情報の内容とに基づき、状態管理部52は、無線信号通信部55及び制御信号変調部59に対し、制御等を行うための信号を送信する。また、無線信号通信部55は、状態管理部52から受信した制御信号を、アンテナ12に対して送信する。また、状態管理部52は、撮像素子22を有する撮像ユニット70が撮影した被検体内部の撮像信号を、撮像信号復調部58と、画像メモリ53とを介して受信する。

[0039] DC電源発生部56は、内視鏡システム制御装置30から操作部2に送信された電力信号を受信した後、電力信号を直流電力に変換し、操作部2の各部に電力を供給する。すなわち、DC電源発生部56は、受信した電力信号に基づいて、操作部2内において利用される電力を生成し、操作部2の各部に電力を供給する。

[0040] 送受信回路11aを構成する状態信号復調部57は、受信した状態信号の復調を行い、状態管理部52に対し、復調後の状態信号を送信する。また、送受信回路11aを構成する撮像信号復調部58は、受信した撮像信号の復調を行い、画像メモリ53に対し、復調後の撮像信号を送信する。

[0041] 送受信回路11bを構成する制御信号変調部59は、例えば、周波数変調等により、状態管理部52から送信された制御信号の変調を行い、信号合成部60に対し、変調後の制御信号を送信する。また、送受信回路11bを構成する信号合成部60は、内

視鏡システム制御装置30から操作部2に送信された電力信号と、前記変調後の制御信号の合成を行い、挿入部3に対して合成後の信号を送信する。

- [0042] 送受信回路19bを構成する状態信号変調部61は、例えば、周波数変調等により、状態信号合成部67から送信された状態信号の変調を行い、状態信号復調部57に対し、変調後の状態信号を送信する。また、送受信回路19bを構成する撮像信号変調部62は、撮像ユニット70から送信された撮像信号の変調を行い、撮像信号復調部58に対し、変調後の撮像信号を送信する。
- [0043] 送受信回路19aを構成する制御信号復調部63は、信号分離部65から送信された制御信号の復調を行い、識別情報メモリ66及び撮像ユニット70に対し、復調後の制御信号を送信する。また、送受信回路19aを構成する信号分離部65は、信号合成部60から送信された信号を、電力信号と制御信号とに分離し、制御信号復調部63に対して該制御信号を、また、DC電源発生部64に対して該電力信号をそれぞれ送信する。
- [0044] 電力生成手段としてのDC電源発生部64は、信号分離部65から送信された電力信号を受信した後、電力信号を直流電力に変換し、挿入部3の各部に電力を供給する。すなわち、DC電源発生部64は、受信した電力信号に基づいて、挿入部3内において利用される電力を生成し、挿入部3の各部に電力を供給する。識別情報メモリ66は、例えば、不揮発性であってかつ書き換えが可能な記録手段として構成され、内視鏡1の機種情報、個体別情報等が記録されている。また、識別情報メモリ66は、識別情報メモリ66に格納された情報と、制御信号復調部63から送信された制御信号の状態とに基づく信号を状態信号合成部67に送信する。状態信号合成部67は、識別情報メモリ66から送信された前記信号と、センシングユニット68から送信された透明度信号及び接触圧信号と、モーション制御ユニット69から送信された現在位置信号と、撮像ユニット70から送信された増幅率信号との合成を行い、合成後の状態信号を状態信号変調部61に対して送信する。
- [0045] 撮像手段としての撮像ユニット70は、図6に示すように、撮像素子22と、アナログ／デジタル変換回路(以下ADCと記述する)としてのADC70aと、増幅率制御部70bと、撮像素子駆動部70cとを有する。撮像素子駆動部70cは、制御信号復調部63から

送信された制御信号、すなわち、撮像制御信号を受信した後、撮像素子22と、ADC70aと、増幅率制御部70bとに撮像制御信号を送信する。そして、撮像素子駆動部70cは、前記撮像制御信号の状態に基づき、前記撮像制御信号を送信した各部の駆動を行う。また、増幅率制御部70bは、撮像素子駆動部70cから送信された制御信号、すなわち、増幅率制御信号と、前記撮像制御信号との内容に基づき、感度調整を行うための信号、すなわち感度調整信号を撮像素子22に送信するとともに、調整した感度に基づく増幅率をデジタル信号に変換した増幅率信号を状態信号合成部67に送信する。撮像素子22は、前記撮像制御信号と、前記感度調整信号との状態に基づき、被検体内部の撮影を行う。撮影された被検体内部の像は、ADC70aに送信される。前記被検体内部の像を受信したADC70aは、前記被検体内部の像をデジタル信号に変換し、該デジタル信号、すなわち、撮像信号を撮像信号変調部62に送信する。

[0046] センシングユニット68は、図7に示すように、挿入部3の先端部の被検体内部に対する接触状態を検出するために、挿入部3の先端部に設けられた接触センサ68a(図1参照)と、ADC68bと、各種管路3aの内部の汚染状態を検出するために、各種管路3aの中において、透明チューブの部分の近傍に設けられた透明度センサ68c(図1参照)と、ADC68dとを有する。接触センサ68aは、挿入部3の先端部が被検体と接触した際の接触圧を取得し、取得した接触圧の値をADC68bに送信する。ADC68bは、前記接触圧の値をデジタル信号に変換し、変換後の信号である接触圧信号を状態信号合成部67に対して送信する。また、透明度センサ68cは、照射光が被検体内において反射されたものである反射光を受光する。そして、透明度センサ68cは、受光した反射光の強度から、透明度の値を求め、ADC68dに該透明度の値を送信する。ADC68dは、前記透明度の値をデジタル信号に変換し、変換後の信号である透明度信号を状態信号合成部67に対して送信する。

[0047] モーション制御ユニット69は、図8に示すように、エンコーダ69aと、挿入部3の湾曲動作を行う際に用いられるアクチュエータ69bと、アクチュエータ69bを駆動させるために設けられたアクチュエータ駆動部69cとを有する。アクチュエータ駆動部69cは、制御信号復調部63から送信された制御信号、すなわち、目標位置信号の状態に基

づき、制御目標の位置までアクチュエータ69bを駆動させる。エンコーダ69aは、アクチュエータ69bの駆動状態、すなわち、アクチュエータ69bの現在位置信号を、アクチュエータ駆動部69cを介し、状態信号合成部67に対して送信する。

[0048] なお、本実施形態に係る第1の変形例として、図9に示すように、内視鏡1の操作部2に、外科用軟性鏡3Aを接続することもできる。外科用軟性鏡3Aは、挿入部3よりも外径が小さく構成されており、挿入部3の各種管路3aよりも管路の本数が少ない各種管路3cを有する。なお、前述した以外の部分については、外科用軟性鏡3Aと、挿入部3とは同様の構成等を有する。すなわち、外科用軟性鏡3Aは、無接点にて操作部2に対して電力信号、制御信号等を送受信することができる構造を有し、かつ、操作部2のコネクタ部2aに着脱自在に接続ができるような寸法形状を有している。また、外科用軟性鏡3Aは、各種管路3cの管路の本数に対応した各種管路5bを有するチューブユニット5Aを着脱自在に接続することができる。そして、チューブユニット5Aの先端部には、チューブコネクタ7Aが設けられ、内視鏡システム制御装置30と着脱自在な構成となっている。

[0049] さらに、本実施形態に係る第2の変形例として、図10に示すように、アダプタ80を介することにより、従来型の内視鏡1Aを内視鏡システム制御装置30Aに接続することができる。内視鏡システム制御装置30Aは、外表面上にコネクタ49を有し、後述する信号線80aと、撮像信号処理ユニット39とを接続できるような信号線が内部に設けられている。なお、前述した以外の部分については、内視鏡システム制御装置30Aと、内視鏡システム制御装置30とは同様の構成等を有する。

[0050] アダプタ80は、図11に示すように、信号線80aと、光導通路80bと、送気／送水管路80cと、周溝80dとを有している。信号線80aは、内視鏡システム制御装置30Aの内部において、撮像信号処理ユニット39と接続されるような構造であり、アダプタ80に内視鏡1Aが接続された際に、内視鏡1Aが撮影した被検体内部の撮像信号を送信することができる。光導通路80bは、光ファイバ等のライトガイドであり、内視鏡1Aが有する図示しない導光手段、例えば、光ファイバ等のライトガイドと接続されることにより、内視鏡システム制御装置30Aから供給される照射光を内視鏡1Aに対して導光することができる。送気／送水管路80cは、管路であり、アダプタ80に内視鏡1A

が接続された際に、内視鏡1Aが有する図示しない各種管路と、内視鏡システム制御装置30Aが内部に有する管路とを連通させることができる。周溝80dと、ボールプランジャー31cとは、互いが互いに対して係合できる構造となっており、該構造により、内視鏡システム制御装置30とアダプタ80とは着脱自在な構成となっている。

[0051] ビデオシステムセンター81は、従来型の内視鏡1Aに、ケーブル81aを介して接続される。また、ビデオシステムセンター81は、コネクタ81bを有し、さらに、コネクタ81bに接続されるケーブル81cを介して、内視鏡システム制御装置30Aのコネクタ49と接続される。なお、コネクタ49は、内視鏡システム制御装置30Aの内部において、システム制御ユニット38と接続されている。

[0052] 本実施形態の内視鏡1は、操作部2に接続される部分が、無接点にて電力信号、制御信号等を送受信することができる構造を有し、かつ、操作部2のコネクタ部2aに接続ができるような寸法形状を有してさえいれば、挿入部3の種類等を問わず、操作部2と挿入部3との着脱は自在である。その結果、共通の操作部2を用いて、前記構造及び前記寸法形状を有する、様々な種類の挿入部3を接続することができる。

[0053] また、本実施形態の内視鏡1は、操作部2と挿入部3との間において、無接点にて各種信号の送受信ができるように構成されているため、外装の凹凸等を減らすことができ、より洗滌性を向上させることができる。さらに、本実施形態の内視鏡1は、腐食等により接点が劣化することないため、電気的特性が安定である状態を保ちつつ使用することができる。

[0054] (第2の実施形態)

図12から図17は、本発明の第2の実施形態に係るものである。なお、第1の実施形態と同様の構成を有する部分については、詳細説明は省略する。また、第1の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。

[0055] 図12は、本実施形態に係る内視鏡の構成を説明するための図である。図13は、本実施形態に係る内視鏡のカメラヘッドアダプタの構成を説明するための図である。図14は、本実施形態に係る内視鏡の操作部及びカメラヘッドアダプタの内部構成を示すブロック図である。図15は、本実施形態に係る内視鏡の変形例を示す断面図である。図16は、本実施形態に係る内視鏡の変形例のケーブルユニットの断面図である。

。図17は、本実施形態に係る内視鏡の変形例のケーブルユニット及びカメラヘッドアダプタの内部構成を示すブロック図である。

[0056] 図12に示すように、本実施形態の内視鏡1Bは、操作部2と、接続アダプタとしてのカメラヘッドアダプタ90と、挿入部としての硬性鏡3Bとからなる。操作部2は、第1の実施形態と同様の構成であり、同様の構成要素を有する。カメラヘッドアダプタ90の外周面上には、接続アダプタ側係合部として、図13に示すように、凹部である周溝90aが設けられている。ボールプランジヤー2bは、周溝90aに対して係合できる構造となっており、該構造により、操作部2とカメラヘッドアダプタ90とは着脱自在かつ回動自在な構成となっている。また、カメラヘッドアダプタ90は、円環状の弾性部材等により構成された固定部材90b及び90cを有する。硬性鏡3Bは、基端部が二股に分かれた管路状に構成され、該2つの基端部は、固定部材90b及び90cと、それぞれ係合できる構造となっている。そして、前記構造により、カメラヘッドアダプタ90と、硬性鏡3Bとは着脱自在な構成となっている。なお、本実施形態においては、ボールプランジヤー2bと周溝90aとが係合している場合、操作部2に設けられた送受信コイル13a及び13bと、カメラヘッドアダプタ90に設けられた送受信コイル18a及び18bとは物理的に離間した位置に配置されるものとする。

[0057] カメラヘッドアダプタ90は、図13に示すように、ライトガイドファイバ17cと、送受信コイル18a及び18bと、送受信回路19a及び19bと、撮像素子22と、レンズ91と、レンズ92とを内部に有する。

[0058] レンズ91は、撮像素子22上において被検体内部の像が結ばれるような位置に設けられており、また、レンズ92は、ライトガイドファイバ17cの一端に設けられ、かつ、硬性鏡3Bの基端部において、図示しないライトガイドファイバの端面部にライトガイドファイバ17cを通った光を集光する位置に設けられている。

[0059] 第1の実施形態と同様に、送受信コイル18a及び18bは、断面形状が円環状に構成されているため、操作部2にカメラヘッドアダプタ90が接続された際に、電磁誘導により、同様の構成を有する送受信コイル13a及び13bと、無接点にて各種信号の送受信ができる。なお、操作部2及びカメラヘッドアダプタ90に設けられた各部の駆動に必要な電力は、内視鏡システム制御装置30において信号化された電力信号とし

て、操作部2及びカメラヘッドアダプタ90に供給される。すなわち、内視鏡システム制御装置30から送信された電力信号は、送受信コイル31aから、送受信コイル16aに対して無接点にて送信された後、送受信回路11bを介し、電力信号送信手段としての送受信コイル13aに送信される。該電力信号を受信した送受信コイル13aは、電磁誘導により、電力信号を無接点にて送受信コイル18aに送信する。また、電力信号受信手段としての送受信コイル18aは、前記電力信号を、電磁誘導により、無接点にて受信する。また、DC電源発生部56は、受信した電力信号に基づいて、操作部2内において利用される電力を生成し、操作部2の各部に電力を供給する。

[0060] 操作部2及びユニバーサルコード4の内部には、図12に示すように、第3の導光手段であり、かつ、第1の導光手段と同様の構成である、ライトガイドファイバ17aが設けられており、また、カメラヘッドアダプタ90の内部には、図13に示すように、第4の導光手段としてのライトガイドファイバ17cが設けられている。ライトガイドファイバ17aとライトガイドファイバ17cとは、カメラヘッドアダプタ90が操作部2に接続されることにより連通する構造となっており、該構造により、内視鏡システム制御装置30から供給された照射光は、カメラヘッドアダプタ90のレンズ92を介し、硬性鏡3Bの先端部から被検体内部に照射される。

[0061] また、カメラヘッドアダプタ90は、図14に示すような内部構成となっている。硬性鏡3Bは、第1の実施形態の内視鏡1における挿入部3とは異なり、アングル用部材21と、接触センサ68aと、透明度センサ68cとを有しない。そのため、カメラヘッドアダプタ90は、第1の実施形態の内視鏡1における挿入部3とは異なり、センシングユニット68と、モーション制御ユニット69とを有しない。なお、前述した以外の部分については、カメラヘッドアダプタ90と、挿入部3とは略同様の機能を有する。すなわち、カメラヘッドアダプタ90は、無接点にて電力信号、制御信号等を操作部2に対して送受信することができる機能を有している。

[0062] なお、本実施形態に係る変形例として、内視鏡1Bのカメラヘッドアダプタ90に、図15に示すような、ユニバーサルコード4が一体に構成された、ケーブルユニット2Aを接続することもできる。

[0063] ケーブルユニット2Aは、第3の導光手段としてのライトガイドファイバ17dを内部に

有する。そして、ケーブルユニット2Aの先端部には、スコープコネクタ6と同様の構成であるスコープコネクタ6Aが設けられている。

[0064] ケーブルユニット2Aの内部には、図15に示すように、第3の導光手段であり、かつ、第1の導光手段と同様の構成である、ライトガイドファイバ17dが設けられており、また、カメラヘッドアダプタ90の内部には、図15に示すように、第4の導光手段としてのライトガイドファイバ17cが設けられている。ライトガイドファイバ17dとライトガイドファイバ17cとは、カメラヘッドアダプタ90が操作部2Aに接続されることにより連通する構造となっており、該構造により、内視鏡システム制御装置30から供給された照射光は、カメラヘッドアダプタ90のレンズ92を介し、硬性鏡3Bの先端部から被検体内部に照射される。

[0065] また、ケーブルユニット2Aは、図16に示すような内部構成となっている。ケーブルユニット2Aは、図12に示す内視鏡1Bにおける操作部2とは異なり、トラックボール8と、スコープスイッチ類9と、アンテナ12とを有しない。そのため、ケーブルユニット2Aは、トラックボール8の変位もしくは押圧の有無及びスコープスイッチ類9の押圧の有無を検出するために必要である、制御回路10と、センサ14a及び14bとを有しない。また、ケーブルユニット2Aは、制御回路10を有しないため、送受信回路11a及び11bは、撮像信号変調部15に直接接続されている。なお、前述した以外の部分については、ケーブルユニット2Aと、操作部2とは同様の構成等を有する。すなわち、ケーブルユニット2Aは、無接点にて電力信号、制御信号等をカメラヘッドアダプタ90に対して送受信することができる構造を有し、かつ、カメラヘッドアダプタ90に着脱自在に接続ができるような寸法形状を有している。

[0066] また、ケーブルユニット2Aは、図17に示すように、内部において、送受信コイル13aが電源端子102に、送受信コイル13bが信号端子100及び101にそれぞれ接続されている。信号端子100及び101と、電源端子102とは、それぞれが送受信回路11a及び11bに接続されている。

[0067] 本実施形態の内視鏡1Bは、カメラユニット90に接続する部分が、無接点にて電力信号、制御信号等を送受信することができる構造を有し、かつ、カメラユニット90に接続ができるような寸法形状を有してさえいれば、操作部2の種類等を問わず、操作部

2とカメラユニット90との着脱は自在である。また、カメラユニット90に接続ができるような寸法形状を有してさえいれば、硬性鏡3Bの種類等を問わず、カメラユニット90と硬性鏡3Bとの着脱は自在である。その結果、共通のカメラユニット90を用いて、前記構造及び前記寸法形状を有する、様々な種類の操作部2及び硬性鏡3Bを接続することができ、軟性鏡用システムを共用することができる。

[0068] (第3の実施形態)

図18から図27は、本発明の第3の実施形態に係るものである。図18は、第3の実施形態に係る内視鏡の構成を示す構成図である。図19は、図18に示す操作部の構成を説明するための図である。図20は、図18に示す挿入部の構成を説明するための図である。図21は、図18の内視鏡全体の電氣的な構成を示すブロック図である。図22は、図21の挿入部に設けられた撮像ユニットの内部構成を示すブロック図である。図23は、図21の挿入部に設けられた照明ユニットの内部構成を示すブロック図である。図24は、図21の挿入部に設けられたセンシングユニットの内部構成を示すブロック図である。図25は、図21の挿入部に設けられたモーション制御ユニットの内部構成を示すブロック図である。図26は、図21の挿入部に設けられた電源発生部の内部構成を示すブロック図である。図27は、第3の実施形態に係る内視鏡の第1の変形例を説明するための構成図である。なお、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様の構成を有する部分については、詳細説明は省略する。また、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。

[0069] 図18に示すように、本実施形態の内視鏡201は、操作部202と、挿入部203と、チューブユニット204からなる。前記操作部202は下部にコネクタ部202Aを有し、このコネクタ部202Aには、図19に示すようにボールプランジャー202aが前記コネクタ部202Aの内周面上に設けられている。

また、前記挿入部203の外周面には、図20に示すように周溝203aが設けられている。前記ボールプランジャー202aと前記周溝203aとは、互いが互いに対して勘合できる構造となっている。したがって、この構造により、前記操作部202と前記挿入部203とは着脱自在且つ回動自在な構成となっている。

[0070] 前記挿入部203のコネクタ部203Bには、前記チューブユニット204のコネクタ部204Aが着脱自在に接続されている。このチューブユニット204の内部には、駆動用電源を挿入部203及び操作部202に供給するための電源線205cと、撮像素子制御信号や駆動系制御信号等の信号の伝送を行う信号線205dと、送気、送水等の各種管路205eとが設けられている。

また、前記チューブユニット204の先端部にはスコープコネクタ205が設けられ、このスコープコネクタ205には、前記電源線205cと電氣的に接続された電源用端子205aと前記信号線205dに電氣的に接続された信号用端子205bとが設けられている。

前記スコープコネクタ205は、例えば、少なくとも一部が図4に示す内視鏡システム制御装置30と同様の構成を有するような、図示しない光源装置に接続されるようになっている。電源としての図示しない光源装置は、接続された前記スコープコネクタ205の前記電源用端子205a及び信号線205cを介し、内視鏡201の各部の駆動に用いられる電力に基づく電力信号を供給する。また、電源としての図示しない光源装置は、前記信号用端子205bを介して撮像素子制御信号や駆動系制御信号等の信号の送受を行うようになっている。

[0071] 前記操作部202は本体部202Bを有し、この本体部202Bの一部には突出してなるフックを備えた把持部202Cが設けられている。また、前記本体部202Bの前記把持部202C近傍の外表面上には、トラックボール206と、スコープスイッチ類207とが設けられている。

前記トラックボール206は、球状に形成され、術者により回転もしくは押圧されることにより、設定変更等の各種操作等を行うことができるようになっている。前記スコープスイッチ類207は、例えば第1スコープスイッチ207a、第2スコープスイッチ207b、第3スコープスイッチ207cとを有している。これら第1～第3スコープスイッチ207a～207cは、術者により押圧等が行われることにより、送気、送水等の各種操作を行うことができるようになっている。

[0072] また、前記操作部202は、図18及び図19に示すように、制御手段としての制御回路208と、送受信・制御回路209(209A、209B)と、周波数変調／電源発生部210

と、アンテナ211と、送受信コイル212(212a～212c)と、センサ206a、206bとを内部に有している。

[0073] 前記挿入部203は、図18に示すように、先端部側から順に湾曲部218、可撓管部219を有している。

また、前記挿入部203は、図18及び図20に示すように、複数の管路を有する各種管路203bと、送受信コイル213(213a～213c)と、駆動制御手段としての送受信・制御回路214(214A、214B)と、各種信号線214a～214cと、周波数変調／電源発生部215と、送受信コイル216a、217aと、アングル用部材218Aと、撮像素子220と、照明素子221と、漏水検知口金222とを内部に有している。

[0074] なお、前記撮像素子220は、例えば電荷撮像素子であるCCDやCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)を用いている。また、前記照明素子221は、例えばLED等を用いている。

前記各種管路203bは、挿入部203にチューブユニット204が接続された際に、前記チューブユニット204の内部に設けられた各種管路205eと接続部203Cを介して連通する構造となっており、この構造により、被検体内部に対して送気、送水等を行うことができるようになっている。

[0075] 前記操作部202において、前記制御回路208は、図19に示すように、前記トラックボール206に接続されているセンサ206a、206bと、スコープスイッチ類207とから、術者が行った操作の内容を信号として受信し、この信号の状態に基づき、各部に制御信号を送信する。この制御回路208は、前記アンテナ211と接続されており、このアンテナ211を介して、この内視鏡201の各種制御を行う内視鏡システム制御装置(図示せず)に対し、制御信号の送受信を行う。

[0076] また、前記制御回路208は、送受信・制御回路209(209A、209B)に接続されている。前記制御回路208は、操作部202に挿入部203が接続された際に、前記送受信・制御回路209(209A、209B)を介し、制御信号を前記送受信コイル212に供給して、挿入部203に設けられた送受信コイル213に対して送信する。

また、前記制御回路208は、操作部202に挿入部203が接続された際に、前記挿入部203に設けられた送受信コイル213から送信される、後述する電力信号、状態

信号、撮像信号(画像信号)及び制御信号を含む合成信号を、送受信コイル212、送受信・制御回路209(209A、209B)を介して受信する。

[0077] そして、前記制御回路208は、受信した前記合成信号を周波数変調／電源発生部210に供給する。この周波数変調／電源発生部210は、前記合成信号から周波数分離処理してもとの電力信号、状態信号、撮像信号及び制御信号を得、電力信号を後述する電源発生部240に供給する。また、前記制御回路208は、状態信号を後述する状態信号復調部239に供給し、前記撮像信号及び制御信号を後述する無線データ通信部243に供給する。この無線データ通信部243は、前記アンテナ211を介して図示しない内視鏡システム制御装置に対して前記撮像信号及び前記制御信号の送信を行う。

[0078] 信号送受信部としての前記送受信コイル212は、図19に示すように、3つの送受信コイル212a～212cを有する。また、前記送受信コイル212は、断面形状が円形に構成されているため、操作部202に挿入部203が接続された際に、電磁誘導により、同様の構成を有する、信号送受信部としての送受信コイル213(213a～213c)(図20参照)と、無接点にて各種信号の送受信ができるようになっている。この各種信号の伝送周波数は、混信し難くするためにそれぞれ異なるようにしておいても良い。

[0079] なお、本実施形態では、前記3つの送受信コイル212a～212c及び3つの送受信コイル213a～213cの内、例えば前記送受信コイル212a、213aについては制御信号等の信号伝送に割り当てている。また、回転軸近傍であるため信号伝送に影響が少ない前記送受信コイル212c、213cについては撮像信号等の信号伝送に割り当て、前記送受信コイル212B、213Bについては、電力信号や状態信号を含む合成信号の信号伝送に割り当てている。勿論、これに限定されることなく、適宜変更して設定しても良い。

[0080] また、後述するチューブユニット204に設けられた送受信コイル216b、217bも、前記操作部202に設けられた送受信コイル212と同様に断面形状が円形に構成されているため、挿入部203にチューブユニット204が接続された際に、電磁誘導により、挿入部203に設けられた送受信コイル216a、217aと、無接点にて後述する電力信号などの各種信号の送受信ができるようになっている。

[0081] 本実施形態では、操作部202及び挿入部203に設けられた各部の駆動に必要な電力は、前記チューブユニット204が前記挿入部203に接続されることにより、前記挿入部203及び前記操作部202に供給されるようになっている。

すなわち、図示しない光源装置からの電力(電力信号)は、スコープコネクタ205の電源用端子205a、チューブユニット204の電源線205cを介して前記送受信コイル216bに供給される。この送受信コイル216bは、電磁誘導により、電力信号を前記挿入部203の送受信コイル216aに無接点に送信する。この送受信コイル216aは、前記電力信号を、電磁誘導により、無接点にして受信するようになっている。

[0082] 前記挿入部203において、前記周波数変調／電源発生部215は、送受信コイル216aに接続されている。前記周波数変調／電源発生部215は、挿入部203にチューブユニット204が接続された際に、前記送受信コイル216aを介して前記電力信号を受信し、受信した電力信号を後述する電源発生部224に供給する。また、前記周波数変調／電源発生部215は、前記電力信号を周波数変調して前記送受信・制御回路214Aに供給する。

[0083] 前記送受信・制御回路214Aは、前記周波数変調された電力信号を操作部202に送信する、状態信号、撮像信号及び制御信号に合成して合成信号を得、この合成信号を前記送受信コイル213(213a～213c)を介して、操作部202の送受信コイル212(212a～212c)に送信する。また、送受信・制御回路214Aは、挿入部203に操作部202が接続された際に、前記操作部202の送受信コイル212(212a～212c)から送信される、制御信号等の所定信号を、送受信コイル213(213a～213c)を介して受信し、各部に対する駆動信号を、アングル用部材218A、撮像素子220及び照明素子221等に供給する。

[0084] また、送受信・制御回路214Bは、前記送受信コイル217aに接続されている。送受信・制御回路214Bは、挿入部203にチューブユニット204が接続された際に前記周波数変調／電源発生部215からの撮像信号を前記送受信コイル217aに供給して、チューブユニット204の送受信コイル217bに対して送信する。

[0085] 前記漏水検知用口金222は、各種管路203bの近傍に設けられており、各種管路203bいづれかにおいて漏水が発生したことを検知できる構造を有している。

[0086] 次に、本実施形態の内視鏡201の操作部202、挿入部203及びチューブユニット204の内部構造について、図21を参照しながら説明する。

[0087] まず、前記操作部202の内部構成について説明する。

図21に示すように、前記操作部202の内部に設けられた制御回路208は、トラックボール変移検出部235と、スイッチ状態変化検出部236と、状態管理部237と、状態保持メモリ241と、無線データ通信部243とを有している。

[0088] 前記トラックボール変移検出部235は、内部にセンサ206a、206bを有し、このセンサ206a、206bを介してトラックボール206が術者により回動されたことを検知した後、状態管理部237に対し、検知内容を所定の信号として供給する。

[0089] 前記スイッチ状態変化検出部236は、トラックボール206が術者により押圧されたこと及びスコープスイッチ類207が押圧等されたことを検知した後、前記状態管理部237に対し、検知内容を所定の信号として供給する。

[0090] 前記状態保持メモリ241は、例えば、不揮発性であって且つ書き換えが可能な記録手段として構成され、内視鏡201の機種情報、個体別情報等が記録されている。

[0091] 前記状態管理部237は、図示しないCPU(中央演算装置)等を有し、前記操作部202及び前記挿入部203の各部の制御等を行う。

前記状態管理部237は、前記トラックボール変移検出部235及び前記スイッチ状態変化検出部236から送信された所定の信号の状態に基づく制御等を行うための信号を、無線データ通信部243及び制御信号周波数変調部242に対して供給する。

また、前記状態管理部237は、撮像素子220を有する撮像ユニット231が撮影した被検体内部の撮像信号を、周波数分離部238、状態信号復調部239とを介して受信する。

さらに、前記状態管理部237は、前記挿入部203に設けられた、センシングユニット233及びモーション制御ユニット234の状態を、状態信号として受信する。そして、前記状態管理部237は、この信号の状態と、状態保持メモリ241に格納された情報の内容とに基づく制御等を行うための信号を、無線データ通信部243及び制御信号周波数変調部242に対して送信する。また、無線データ通信部243は、前記状態管理

部237から受信した制御信号を、アンテナ211に対して送信する。

[0092] 前記周波数変調／電源発生部210を構成する周波数分離部238は、前記送受信コイル212により受信した合成信号から周波数分離処理してもとの電力信号、状態信号、撮像信号及び制御信号を得、電力信号を電源発生部240に供給し、状態信号、撮像信号及び制御信号を状態信号復調部239に供給する。

[0093] 前記送受信・制御回路209を構成する状態信号復調部239は、受信した状態信号の復調を行い、状態管理部237に対し、復調後の状態信号を供給する。また、前記状態信号復調部239は、前記合成信号に撮像信号及び制御信号が含まれる場合には、撮像信号の復調及び制御信号の復調を行い、復調後の撮像信号及び復調後の制御信号を状態管理部237に供給する。

[0094] 前記電源発生部240は、供給された電力信号を直流電力に変換し、操作部202の各部に電力を供給する。詳細な構成については後述する。

[0095] 前記送受信・制御回路209を構成する制御信号周波数変調部242は、状態管理部237から供給された制御信号の変調を行い、変調後の制御信号を送受信コイル212に供給して、挿入部203の送受信コイル213に送信する。

[0096] 次に、前記挿入部203の内部構成について説明する。

前記挿入部203内に設けられた周波数変調／電源発生部215は、電源電流周波数変調部223と、電源発生部224と、を有している。

[0097] 前記電源電流周波数変調部223は、前記送受信コイル216aにより受信した電力信号を前記電源発生部224に供給するとともに、前記電力信号を前記操作部202に送信するために、電力信号の変調を行い、変調後の電力信号を周波数合成部225に供給する。

[0098] 前記電源発生部224は、電源電流周波数変調部223を介して供給された電力信号を直流電力に変換し、挿入部203の各部に電力を供給する。

[0099] 前記状態信号周波数変調部226は、後述する状態信号合成部229から供給された制御信号の変調を行い、変調後の制御信号を前記周波数合成部225に供給する。

送受信・制御回路214Aを構成する前記周波数合成部225は、前記電源電流周

波数変調部223からの変調後の電力信号と前記状態信号周波数変調部226からの変調後の制御信号とを合成処理して合成信号を得、この合成信号を前記送受信コイル213に供給して、前記操作部202の送受信コイル212に送信する。

- [0100] 前記撮像信号周波数変調部227は、後述する撮像ユニット231から供給された撮像信号の変調を行い、変調後の撮像信号を前記送受信コイル217aに供給して、チューブユニット204の送受信コイル217bに送信する。
- [0101] 送受信・制御回路214Aを構成する制御信号復調部228は、前記送受信コイル213から供給された制御信号の復調を行い、識別情報メモリ230、撮像ユニット231及び照明ユニット232に対し、復調後の制御信号を供給する。
- [0102] 前記識別情報メモリ230は、例えば、不揮発性であって且つ書き換えが可能な記録手段として構成され、内視鏡201の機種情報、個体別情報等が記録されている。また、識別情報メモリ230は、識別情報メモリ230に格納された情報と、制御信号復調部228から供給された制御信号の状態とに基づき、状態信号合成部229に所定の信号を供給する。
- [0103] 前記状態信号合成部229は、前記識別情報メモリ230から送信された前記所定の信号と、センシングユニット233から送信された状態信号と、モーション制御ユニット234から送信された状態信号と、撮像ユニット231から送信された状態信号との合成を行い、合成後の状態信号を状態信号周波数変調部226に供給する。そして、この状態信号は、前記したように前記状態信号周波数変調部226により変調された後、前記周波数合成部225によって変調された電力信号と合成されて、前記操作部202へと送信されるようになっている。
- [0104] 次に、前記挿入部203の撮像ユニット231、照明ユニット232、センシングユニット233及びモーション制御ユニット234の具体的な構成を説明する。
- [0105] 図22に示すように、撮像手段としての前記撮像ユニット231は、撮像素子(CCD)220と、CCD駆動部250と、増幅率制御部251と、ADC252とを有している。
- 前記CCD駆動部250は、制御信号復調部228から供給された制御信号、すなわち、撮像制御信号を受信した後、撮像素子220と、増幅率制御部251と、ADC252とに撮像制御信号を供給する。

- [0106] そして、CCD駆動部250は、前記撮像制御信号の状態に基づき、前記撮像制御信号を送信した各部の駆動を行う。また、前記増幅率制御部251は、CCD駆動部250から送信された制御信号、すなわち、増幅率調整信号を撮像素子220に供給する。この撮像素子220は、前記撮像制御信号と、前記増幅率調整信号との状態に基づき、被検体内部の撮影を行う。撮影された被検体内部の像は、ADC252に供給される。
- [0107] 前記被検体内部の像を受信したADC252は、前記被検体内部の像をデジタル信号に変換し、この信号、すなわち、撮像信号を前記撮像信号周波数変調部227に供給する。また、前記増幅率制御部251は、増幅率調整信号をデジタル信号に変換し、状態信号合成部229に供給する。
- [0108] 図23に示すように、前記照明ユニット232は、照明素子(LED)221と、LED駆動部253とを有している。
- [0109] 前記LED駆動部253は、制御信号復調部228から供給された制御信号、すなわち、照明制御信号(明るさを制御する制御信号)と、前記状態信号合成部229から供給される状態信号、すなわち、各種ユニットの状態信号とを前記照明素子221に供給して前記照明素子221を駆動させる。
- [0110] 図24に示すように、前記センシングユニット233は、接触センサ254aと、ADC(A/Dコンバータ)255aと、透明度センサ254bと、ADC255bとを有している。
- 前記接触センサ254aは、前記挿入部203の先端部が被検体と接触した際の接触圧を取得し、取得した接触圧の値をADC255aに供給する。前記ADC255aは、前記接触圧の値をデジタル信号に変換し、変換後の信号である接触圧信号を状態信号合成部229に対して供給する。
- [0111] また、前記透明度センサ254bは、照射光が被検体内において反射されたものである反射光を受光する。そして、前記透明度センサ254bは、受光した反射光の強度から、透明度の値を求め、前記ADC255bにこの透明度の値を供給する。
- [0112] 前記ADC255bは、前記透明度の値をデジタル信号に変換し、変換後の信号である透明度信号を状態信号合成部229に対して供給する。
- [0113] 図25に示すように、前記モーション制御ユニット234は、エンコーダ256aと湾曲ア

クチュエータ256bからなるアクチュエータ256と、アクチュエータ駆動部257とを有している。

[0114] アクチュエータ駆動部257は、制御信号復調部228から供給された制御信号、すなわち、目標位置信号の状態に基づき、制御目標の位置まで湾曲アクチュエータ256bを駆動させる。

[0115] 前記エンコーダ256aは、前記湾曲アクチュエータ256bの駆動状態をデジタル信号に変換し、この信号、すなわち、湾曲アクチュエータ256bの現在位置信号を、アクチュエータ駆動部257を介し、状態信号合成部229に対して供給する。

[0116] 次に、前記操作部202及び前記挿入部203にそれぞれ設けられた前記電源発生部224及び電源発生部240の具体的な構成を説明する。

[0117] 図26に示すように、前記電源発生部224は、第1～第3処理回路260、261、262を有している。前記第1～第3処理回路260、261、262には、伝送された電力信号が供給される。

[0118] 前記第1処理回路260は、ノイズフィルタ260aと、DC－DCコンバータ260bとを有している。前記ノイズフィルタ260aは、電力信号の所定の領域におけるノイズ成分を除去し、前記DC－DCコンバータ260bに供給する。

前記DC－DCコンバータ260bは、供給された電力信号に直流電力に変換し、変換して直流電力を図示しない無線回路用電源供給線に出力する。

[0119] 前記第2処理回路261は、同様にノイズフィルタ261aと、DC－DCコンバータ261bとを有している。前記ノイズフィルタ261aは、電力信号の所定の領域におけるノイズ成分を除去し、前記DC－DCコンバータ261bに供給する。

前記DC－DCコンバータ261bは、供給された電力信号に直流電力に変換し、変換して直流電力を図示しない制御回路用電源供給線に出力する。

[0120] 前記第3処理回路262は、ノイズフィルタ262aと、DC－DCコンバータ262bとを有している。前記ノイズフィルタ262aは、電力信号の所定の領域におけるノイズ成分を除去し、前記DC－DCコンバータ262bに供給する。

前記DC－DCコンバータ262bは、供給された電力信号に直流電力に変換し、変換して直流電力を図示しない駆動回路用電源供給線に出力する。

[0121] また、前記操作部202に設けられた前記電源発生部240は、前述した、電源発生部224の構成と略同様の構成を有している。

このように、動作周波数が異なる各回路系に対しノイズフィルタを設けたことで、混信を防止し各回路系の電源を安定化することができる。

[0122] 以上説明したように、本実施形態の内視鏡201は、前記挿入部203と前記操作部202とが着脱自在であり、また、前記操作部202に、患者に対して最適な仕様の挿入部203を接続した場合でも、前記操作部202側でその仕様に基づく撮像素子等の駆動制御を行うことができる。また、前記内視鏡201は、前記挿入部203によって前記チューブユニット204を介して供給された駆動に必要な電力を無接点にて前記操作部202側に供給できる。

[0123] これにより、従来の内視鏡のように、所望の仕様の挿入部を有する内視鏡を全て揃えておく必要もなく、挿入部203のみの仕様を変えて製造するだけで、操作部202については共通して使用することができるため、その結果、検査コストを低減することが可能となる。

[0124] また、前記操作部202は、洗滌の頻度を少なくすることができるので、耐久性を向上させることが可能となり、前記同様、検査コストの低減化に寄与する。

[0125] さらに、前記操作部202と前記挿入部203との間において、無接点にて信号を送受信するように構成されているので、外装の凹凸等を減らすことができ、より洗滌性を向上させることができる。また、腐食等により接点が劣化することがなく、電気的特性を安定にすることができる。

[0126] なお、本実施形態に係る第1の変形例として、図27に示すように、前記内視鏡201Aの前記操作部202に、導光手段としてのライトガイド263を設けた挿入部203を接続することもできる。

[0127] 前記挿入部203は、前記照明素子221に変えて照明光学系221Aを有している。また、前記挿入部203は、前記信号線214bに変えてライトガイド263を内部に挿通している。このライトガイド263の先端部には、前記照明光学系221Aが接続されている。前記ライトガイド263の基端側と、前記チューブユニット204及び前記スコープコネクタ205に連通しているライトガイド263aとは、前記チューブユニット204が前記挿

入部203に接続されることにより連通する構造となっている。この構造により、図示しない光源装置からの照明光は、前記スコープコネクタ205、チューブユニット204及び挿入部203内を連通する、ライトガイド263a及びライトガイド263を介して前記照明光学系221Aに供給された後、照明光学系221Aによって被検体に対して照射される。

[0128] (第4の実施形態)

図28から図32は、本発明の第4の実施形態に係るものである。図28は第4の実施形態に係る内視鏡の構成を示す構成図である。図29は、図28に示す操作部の構成を説明するための図である。図30は、図28に示す挿入部の構成を説明するための図である。図31は、図28の内視鏡全体の電氣的な構成を示すブロック図である。図32は、第4の実施形態に係る内視鏡の第1の変形例を説明するための構成図である。なお、第1の実施形態から第3の実施形態と同様の構成を有する部分については、詳細説明は省略する。また、第1の実施形態から第3の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。

[0129] 本実施形態の内視鏡201Bは、前記第3の実施形態の内視鏡201における電力の供給方法が異なっている。

図28に示すように、本実施形態の内視鏡201Bは、操作部202と、挿入部203と、チューブユニット204とを有している。前記操作部202は、前記第3の実施形態と略同様に構成されているが、本体部202Bのコネクタ部202A近傍に、電源手段としてのバッテリーユニット264が着脱自在なコネクタ部202Dを有している。

[0130] また、前記挿入部203は、前記第3の実施形態と略同様に構成されているが、前記周波数変調／電源発生部215を備えてない構成となっている。この挿入部203は、吸引管路203c、副送水管路203d、送気・送水管路203e、鉗子管路203fが設けられ、これら各種管路203c～203eの管路の本数に対応した各種管路205eを有するチューブユニット204を着脱自在に接続することができるようになっている。

[0131] 前記バッテリーユニット264は、無接点にて電力信号を前記操作部202に送信することができる構造を有している。前記バッテリーユニット264は、図28及び図29に示すように、駆動用電源であるバッテリー265と、周波数変調部266と、送受信コイル267aとを

、有している。

[0132] 前記バッテリー265は、電力信号を周波数変調部266に供給する。前記周波数変調部266は、この供給された電力信号を前記操作部202に送信するために電力信号の変調を行い、変調後の電力信号を前記送受信コイル267aに供給する。

[0133] 電力信号送信手段としての前記送受信コイル267aは、電磁誘導により、電力信号を前記操作部202に設けられた送受信コイル267bに無接点にて送信する。この送受信コイル267bは、前記電力信号を、電磁誘導により、無接点にて受信するようになっている。

[0134] 前記送受信コイル267bは、受信した電力信号を前記周波数変調部／電源発生部210に供給する。

[0135] 前記制御回路208は、操作部202に挿入部203が接続された際に、前記送受信・制御回路209(209A、209B)を介し、前記周波数変調部／電源発生部210からの電力信号と制御信号との合成信号を前記送受信コイル212に供給して、挿入部203に設けられた送受信コイル213に対して送信する。

また、前記制御回路208は、操作部202に挿入部203が接続された際に、前記挿入部203に設けられた送受信コイル213から送信される、状態信号及び撮像信号を、送受信コイル212、送受信・制御回路209(209A、209B)を介して受信する。

[0136] 前記送受信コイル212は、図29に示すように、前記第3の実施形態のように電力信号を送信する必要がないので2つの送受信コイル212a、212cを有し、操作部202に挿入部203が接続された際に、電磁誘導により、同様の構成を有する送受信コイル213(213a、213c)(図30参照)と、無接点にて各種信号の送受信ができるようになっている。

また、前記挿入部203の前記チューブユニット204との接続近傍には、鉗子栓268が設けられている。この鉗子栓268を開くことにより開口する鉗子口268aは、前記鉗子管路203fと連通している。これにより、前記鉗子口268aを介して鉗子等の処置具を挿通することにより、処置を行うことができるようになっている。

[0137] 次に、本実施形態の内視鏡201の操作部202、挿入部203及びバッテリーユニット264の内部構造について、図31を参照しながら説明する。なお、前記第3の実施形態

と同様な構成要素については説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

- [0138] 前記バッテリーユニット264は、前記操作部202に接続した際に、前記周波数変調部266によって変調された電力信号を前記送受信コイル267aを介して無接点で前記操作部202の前記送受信コイル267bに送信する。
- [0139] 前記送受信コイル267bは、受信した電力信号を前記周波数変調部／電源発生部210に供給する。
- [0140] 前記周波数変調部／電源発生部210を構成する電源電流周波数変調部242bは、前記送受信コイル267bにより受信した電力信号を電源発生部240に供給するとともに、前記電力信号を前記挿入部203に送信するために電力信号の変調を行い、変調後の電力信号を周波数合成部269に供給する。
- [0141] 前記電源発生部240は、前記第3の実施形態と同様に電源電流周波数変調部242bを介して供給された電力信号を直流電力に変換し、挿入部203の各部に電力を供給する。
- [0142] 前記操作部202の内部に設けられた制御回路208は、さらに画像メモリ259が付加されている。前記画像メモリ259は、撮像素子220Aを有する撮像ユニット231が撮影した被検体内部の撮像信号を記録することができる。
- [0143] 状態管理部252は、操作部202及び挿入部203の各部の制御等を行う。前記状態管理部252は、トラックボール変移検出部235及びスイッチ状態変化検出部236から供給された所定の信号の状態に基づく制御等を行うための信号を、無線データ通信部243及び制御信号周波数変調部242aに対して供給する。
- [0144] また、前記状態管理部252は、撮像素子220Aを有する撮像ユニット231が撮影した被検体内部の撮像信号を、撮像信号周波数復調部239bと、前記画像メモリ259とを介して受信する。
- [0145] さらに、前記状態管理部252は、挿入部203に設けられた、センシングユニット233及びモーション制御ユニット234の状態を、状態信号として受信する。そして、前記状態管理部252は、この信号の状態と、状態保持メモリ241に格納された情報の内容とに基づく制御等を行うための信号を、無線データ通信部243及び制御信号周波数変調部242aに対して供給する。また、無線データ通信部243は、状態管理部252か

ら受信した制御信号及び前記画像メモリからの撮像信号を、アンテナ211に対して送信する。

[0146] 前記送受信・制御回路209を構成する状態信号周波数復調部239aは、受信した状態信号の復調を行い、状態管理部252に対し、復調後の状態信号を供給する。

また、送受信・制御回路209を構成する撮像信号周波数復調部239dは、受信した撮像信号の復調を行い、前記画像メモリ259に対し、復調後の撮像信号を供給する。

[0147] 前記送受信・制御回路209を構成する制御信号周波数変調部242aは、状態管理部252から送信された制御信号の変調を行い、前記周波数合成部269に対し、変調後の制御信号を供給する。

また、前記周波数合成部269は、前記バッテリー265から操作部202に送信された電力信号と、前記変調後の制御信号との合成を行い、この合成された信号を、前記送受信コイル212を介し、挿入部203に対して送信する。

[0148] 前記挿入部203において、送受信・制御回路214Aを構成する状態信号周波数変調部226は、前記状態信号合成部229から送信された制御信号の変調を行い、状態信号周波数復調部239aに対し、変調後の制御信号を送信する。

[0149] また、送受信・制御回路214Aを構成する撮像信号周波数変調部227は、前記撮像ユニット231から送信された撮像信号の変調を行い、前記撮像信号周波数復調部239bに対し、変調後の撮像信号を送信する。

[0150] 送受信・制御回路214Aを構成する制御信号復調部228は、周波数分離部238aから供給された制御信号の復調を行い、識別情報メモリ230、撮像ユニット231及び照明ユニット232に対し、復調後の制御信号を供給する。また、前記周波数分離部238aは、周波数合成部269から送信された信号を、電力信号と制御信号とに分離し、制御信号復調部228に対して前記制御信号を、また、電源発生部223に対して前記電力信号をそれぞれ供給する。なお、その他の構成については、前記第3の実施形態と同様である。

[0151] 以上説明したように、本実施形態によれば、前記第3の実施形態と同様の効果が得られる他に、前記操作部202にバッテリーユニット264を着脱自在に構成したことにより

、前記操作部202側から前記挿入部203に対して電力供給を行うことができるので、前記挿入部203及び前記チューブユニット204の部品点数を少なくすることができる。よって、検査コスト低減に寄与する。

[0152] なお、本実施形態に係る第1の変形例として、図32に示すように、内視鏡201Cの操作部202に、外科用軟性鏡203A1を接続することもできる。前記外科用軟性鏡203A1は、挿入部203よりも外径が小さく構成されており、挿入部203の各種管路203bよりも管路の本数が少ない各種管路203pを有する。なお、前述した以外の部分については、外科用軟性鏡203A1と、挿入部203とは同様の構成等を有する。すなわち、前記外科用軟性鏡203A1は、無接点にて電力信号、制御信号等を送受信することができる構造を有し、且つ、操作部202のコネクタ部202Aに接続ができるような寸法形状を有している。

[0153] また、前記外科用軟性鏡203A1は、各種管路203pの管路の本数に対応した各種管路205eを有するチューブユニット204Aを着脱自在に接続することができる。そして、前記チューブユニット204Aの先端部には、スコープコネクタ205が設けられ、図示しない内視鏡システム制御装置と着脱自在な構成となっている。

[0154] (第5の実施形態)

図33から図37は本発明の第5の実施形態に係るものである。図33は、第5の実施形態に係る内視鏡の構成を示す構成図である。図34は、内視鏡のカメラヘッドアダプタの構成を説明するための構成図である。図35は、図33に示す操作部の構成を説明するための図である。図36は、図33に示すカメラヘッドアダプタの構成を説明するための図である。図37は、図34の内視鏡全体の電気的な構成を示すブロック図である。なお、第1の実施形態から第4の実施形態と同様の構成を有する部分については、詳細説明は省略する。また、第1の実施形態から第4の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。

[0155] 図33に示すように、本実施例の内視鏡201Dは、操作部202と、接続アダプタとしてのカメラヘッドアダプタ270と、挿入部としての硬性鏡280とからなる。

前記操作部202は、図35に示すように、前記第4の実施形態と同様の構成であり、同様の構成要素を有する。

図33に示すように、前記カメラヘッドアダプタ270は、周溝270aが設けられている。前記操作部202のボールプランジャー202aと、前記周溝270aとは、互いが互いに対して吻合できる構造となっており、この構造により、前記操作部202と前記カメラヘッドアダプタ270とは着脱自在かつ回動自在な構成となっている。

[0156] また、図33及び図34に示すように、前記カメラヘッドアダプタ270は、固定部材としてのボールプランジャー202aが内周面に設けられた2つのコネクタ部273A、273Bを有している。前記硬性鏡280は、基端部が二股に分かれた管路状に構成されている。そして、前記コネクタ部273A、273Bに各々設けられたボールプランジャー202aと、前記硬性鏡280の基端部とは、互いが互いに対して吻合できる構造となっている。そのため、前記構造により、図34に示すように前記カメラヘッドアダプタ270と、前記硬性鏡280とは着脱自在な構成となっている。

[0157] 図34及び図36に示すように、前記カメラヘッドアダプタ270は、送受信コイル213(213a、213c)と、送受信・制御回路214(214A、214B)と、撮像素子220と、照明素子221Aと、レンズ271と、2つのカバーガラス272とを内部に有している。

[0158] 前記レンズ271は、前記撮像素子220上において被検体内部の像が結ばれるような位置に設けられている。

また、前記カバーガラス272は、前記レンズ271を保護するもので前記コネクタ部273Aの当接面であり、且つ、硬性鏡280の基端部に接続される位置の近傍に設けられている。もう一方のカバーガラス272は、前記照明素子221Aを保護するもので前記コネクタ部273Bの当接面であり、且つ、硬性鏡280の基端部に接続される位置の近傍に設けられている。

[0159] 前記送受信コイル213(213a、213c)は、前記第4の実施形態と同様に、断面形状が円形に構成されているため、操作部202に前記カメラヘッドアダプタ270が接続された際に、電磁誘導により、同様の構成を有する送受信コイル212(212a、212c)と、無接点にて各種信号の送受信ができる。

[0160] なお、前記操作部202及び前記カメラヘッドアダプタ270に設けられた各部の駆動に必要な電力は、前記第4の実施形態と同様に前記バッテリーユニット264において信号化された電力信号として、前記操作部202及び前記カメラヘッドアダプタ270に供

給される。

すなわち、前記バッテリーユニット264から送信された電力信号は、図35に示すように送受信コイル267aから、送受信コイル267bに対して無接点にて送信された後、前記第2実施例と同様に周波数変調部／電源発生部10を介し、送受信コイル212に供給される。この送受信コイル212は、電磁誘導により、電力信号を無接点にてカメラヘッドアダプタ270の送受信コイル213に送信する。また、この送受信コイル213は、前記電力信号を、電磁誘導により、無接点にて受信する。

- [0161] 図37に示すように、本実施例の内視鏡201Dの内部構成は、前記第4の実施形態にて説明した構成と略同様であり、前記挿入部203に替えて前記カメラヘッドアダプタ270が設けられている。この場合、前記カメラヘッドアダプタ270は、前記硬性鏡280を取付けることになるので、図31に示すセンシングユニット233、モーション制御ユニット234を備えていない。

本実施形態の内視鏡201Dは、前記第4の実施形態の内視鏡201Bと略同様に作用する。

- [0162] したがって、本実施形態によれば、前記第4の実施形態と同様の効果が得られる他に、特に手術室で用いられる硬性鏡280についても前記操作部202に接続することができるとともに、バッテリーユニット264により電力を供給することができるので、従来の硬性鏡に接続されていた複数の接続ケーブルを無くすることができる。これにより、内視鏡の操作性を向上させることができるとともに、検査コストを低減することも可能となる。

- [0163] また、前記内視鏡201Dは、接続ケーブルがいらず無線形式で使用するできるので、複数の内視鏡201Dを設けた場合には、院内、あるいは手術室においてLAN等のネットワーク接続することも可能であり、より手術を効果的に行うことも可能となる。

- [0164] 本発明は、前記第1乃至第5の実施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。

請求の範囲

- [1] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
前記操作部に対して着脱自在に接続される挿入部と、
前記操作部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記挿入部に設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、
前記操作部と前記挿入部とが接続された場合に、前記第1の信号送受信部と、第2の信号送受信部とは離間して配置されることを特徴とする内視鏡。
- [2] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
前記操作部に設けられた操作部側係合部と、
少なくとも内視鏡の機能を動作させるための挿入部と、
前記挿入部に設けられ、前記操作部側係合部に対して着脱自在な構造を有する挿入部側係合部と、
前記操作部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記挿入部に設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、
前記操作部側係合部と前記挿入部側係合部とが接続された場合に、前記第1の信号送受信部及び前記第2の信号送受信部は離間して配置されることを特徴とする内視鏡。
- [3] 前記操作部側係合部は、前記操作部の端部に形成されたコネクタ部と、前記コネクタ部の内周面上に設けられた凸部とを有し、前記挿入部側係合部は、前記挿入部の外周面上に設けられ、前記凸部に対して係合可能な構造である凹部を有することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡。
- [4] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
前記操作部に対して着脱自在に接続される挿入部と、
前記操作部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記挿入部に設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、

前記第1の信号送受信部及び前記第2の信号送受信部は、前記操作部と前記挿入部とが接続された場合に、前記操作部と前記挿入部との間における信号の送受信を無接点にて行うことを特徴とする内視鏡。

- [5] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
前記操作部に設けられた操作部側係合部と、
少なくとも内視鏡の機能を動作させるための挿入部と、
前記挿入部に設けられ、前記操作部側係合部に対して着脱自在な構造を有する挿入部側係合部と、
前記操作部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記挿入部に設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、
前記第1の信号送受信部及び前記第2の信号送受信部は、前記操作部側係合部と前記挿入部側係合部とが接続された場合に、前記操作部と前記挿入部との間における信号の送受信を無接点にて行うことを特徴とする内視鏡。
- [6] 前記操作部側係合部は、前記操作部の端部に形成されたコネクタ部と、前記コネクタ部の内周面上に設けられた凸部とを有し、前記挿入部側係合部は、前記挿入部の外周面上に設けられ、前記凸部に対して係合可能な構造である凹部を有することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡。
- [7] さらに、前記挿入部は、前記挿入部において利用される電力を生成する電力生成手段を有し、
前記第1の信号送受信部は、前記電力に基づく電力信号を、前記第2の信号送受信部に対して送信し、前記第2の信号送受信部は、受信した前記電力信号を、前記電力生成手段に対して送信することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [8] さらに、前記操作部及び前記挿入部は、第1の導光手段及び第2の導光手段を各々内部に有し、
前記挿入部が前記操作部に接続された場合に、前記第1の導光手段と、前記第2の導光手段とが連通することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [9] さらに、前記挿入部は、撮像手段と、前記撮像手段を制御するための駆動制御手

段とを有し、前記操作部は、前記駆動制御手段から出力された信号に基づき、前記駆動制御手段を制御するための制御手段を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

[10] さらに、前記挿入部に接続された場合に、前記挿入部内の複数の管路に連通する管路と、前記駆動制御手段に接続される信号線とが設けられたチューブユニットを有することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡。

[11] 前記チューブユニットは、電源からの電力信号を、前記信号線を介して前記駆動制御手段に送信し、前記駆動制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信部を介して前記制御手段に送信することを特徴とする請求項10に記載の内視鏡。

[12] さらに、前記操作部は、前記操作部に対して着脱自在に構成された電源手段を有し、前記電源手段は、前記操作部と前記電源手段との間において、無接点にて電力信号を送信する電力信号送信手段を介して前記電力信号を前記制御手段に送信し、前記制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信手段を介して前記駆動制御手段に送信することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡。

[13] さらに、前記操作部は、前記操作部に対して着脱自在に構成された電源手段を有し、前記電源手段は、前記操作部と前記電源手段との間において、無接点にて電力信号を送信する電力信号送信手段を介して前記電力信号を前記制御手段に送信し、前記制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信手段を介して前記駆動制御手段に送信することを特徴とする請求項10に記載の内視鏡。

[14] さらに、前記挿入部は、前記挿入部において利用される電力を生成する電力生成手段を有し、

前記第1の信号送受信部は、前記電力に基づく電力信号を、前記第2の信号送受信部に対して送信し、前記第2の信号送受信部は、受信した前記電力信号を、前記電力生成手段に対して送信することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。

[15] さらに、前記操作部及び前記挿入部は、第1の導光手段及び第2の導光手段を各々内部に有し、

前記挿入部が前記操作部に接続された場合に、前記第1の導光手段と、前記第2の導光手段とが連通することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。

- [16] さらに、前記挿入部は、撮像手段と、前記撮像手段を制御するための駆動制御手段とを有し、前記操作部は、前記駆動制御手段から出力された信号に基づき、前記駆動制御手段を制御するための制御手段を有することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。
- [17] さらに、前記挿入部に接続された場合に、前記挿入部内の複数の管路に連通する管路と、前記駆動制御手段に接続される信号線とが設けられたチューブユニットを有することを特徴とする請求項16に記載の内視鏡。
- [18] 前記チューブユニットは、電源からの電力信号を、前記信号線を介して前記駆動制御手段に送信し、前記駆動制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信部を介して前記制御手段に送信することを特徴とする請求項17に記載の内視鏡。
- [19] さらに、前記操作部は、前記操作部に対して着脱自在に構成された電源手段を有し、前記電源手段は、前記操作部と前記電源手段との間において、無接点にて電力信号を送信する電力信号送信手段を介して前記電力信号を前記制御手段に送信し、前記制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信手段を介して前記駆動制御手段に送信することを特徴とする請求項16に記載の内視鏡。
- [20] さらに、前記操作部は、前記操作部に対して着脱自在に構成された電源手段を有し、前記電源手段は、前記操作部と前記電源手段との間において、無接点にて電力信号を送信する電力信号送信手段を介して前記電力信号を前記制御手段に送信し、前記制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信手段を介して前記駆動制御手段に送信することを特徴とする請求項17に記載の内視鏡。
- [21] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
挿入部と、
前記操作部との着脱が自在であり、前記挿入部を前記操作部に接続するための接続アダプタと、
前記挿入部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記接続アダプタに設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、
前記操作部と前記接続アダプタとが接続された場合に、前記第1の信号送受信部

と、第2の信号送受信部とは離間して配置されることを特徴とする内視鏡。

- [22] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
前記操作部に設けられた操作部側係合部と、
挿入部と、
前記操作部との着脱が自在であり、前記挿入部を前記操作部に接続するための接続アダプタと、
前記接続アダプタに設けられ、前記操作部側係合部に対して着脱自在な構造を有する接続アダプタ側係合部と、
前記操作部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記挿入部に設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、
前記操作部側係合部と前記接続アダプタ側係合部とが接続された場合に、前記第1の信号送受信部及び前記第2の信号送受信部は、離間して配置されることを特徴とする内視鏡。
- [23] 前記操作部側係合部は、前記操作部の端部に形成されたコネクタ部と、前記コネクタ部の内周面上に設けられた凸部とを有し、前記接続アダプタ側係合部は、前記接続アダプタの外周面上に設けられ、前記凸部に対して係合可能な構造である凹部を有することを特徴とする請求項22に記載の内視鏡。
- [24] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
挿入部と、
前記操作部との着脱が自在であり、前記挿入部を前記操作部に接続するための接続アダプタと、
前記操作部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記接続アダプタに設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、
前記第1の信号送受信部及び前記第2の信号送受信部は、前記操作部と前記接続アダプタとが接続された場合に、前記挿入部と前記接続アダプタとの間における信号の送受信を無接点にて行うことを特徴とする内視鏡。

- [25] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
前記操作部に設けられた操作部側係合部と、
挿入部と、
前記操作部との着脱が自在であり、前記挿入部を前記操作部に接続するための接続アダプタと、
前記接続アダプタに設けられ、前記操作部側係合部に対して着脱自在な構造を有する接続アダプタ側係合部と、
前記操作部に設けられた第1の信号送受信部と、
前記挿入部に設けられた第2の信号送受信部と、
を有し、
前記第1の信号送受信部及び前記第2の信号送受信部は、前記操作部側係合部と前記接続アダプタ側係合部とが接続された場合に、前記挿入部と前記接続アダプタとの間における信号の送受信を無接点にて行うことを特徴とする内視鏡。
- [26] 前記操作部側係合部は、前記操作部の端部に形成されたコネクタ部と、前記コネクタ部の内周面上に設けられた凸部とを有し、前記接続アダプタ側係合部は、前記接続アダプタの外周面上に設けられ、前記凸部に対して係合可能な構造である凹部を有することを特徴とする請求項25に記載の内視鏡。
- [27] さらに、前記接続アダプタは、前記接続アダプタにおいて利用される電力を生成する電力生成手段を有し、
前記第1の信号送受信部は、前記電力に基づく電力信号を、前記第2の信号送受信部に対して送信し、前記第2の信号送受信部は、受信した前記電力信号を、前記電力生成手段に対して送信することを特徴とする請求項21に記載の内視鏡。
- [28] さらに、前記操作部及び前記接続アダプタは、第3の導光手段及び第4の導光手段を各々内部に有し、
前記接続アダプタが前記操作部に接続された場合に、前記第3の導光手段と、前記第4の導光手段とが連通することを特徴とする請求項21に記載の内視鏡。
- [29] さらに、前記接続アダプタは、撮像手段と、前記撮像手段を制御するための駆動制御手段とを有し、前記操作部は、前記駆動制御手段から出力された信号に基づき、

前記駆動制御手段を制御するための制御手段を有することを特徴とする請求項21に記載の内視鏡。

[30] さらに、前記操作部は、前記操作部に対して着脱自在に構成された電源手段を有し、前記電源手段は、前記操作部と前記電源手段との間において、無接点にて電力信号を送信する電力信号送信手段を介して前記電力信号を前記制御手段に送信し、前記制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信手段を介して前記駆動制御手段に送信することを特徴とする請求項29に記載の内視鏡。

[31] さらに、前記接続アダプタは、前記接続アダプタにおいて利用される電力を生成する電力生成手段を有し、

前記第1の信号送受信部は、前記電力に基づく電力信号を、前記第2の信号送受信部に対して送信し、前記第2の信号送受信部は、受信した前記電力信号を、前記電力生成手段に対して送信することを特徴とする請求項24に記載の内視鏡。

[32] さらに、前記操作部及び前記接続アダプタは、第3の導光手段及び第4の導光手段を各々内部に有し、

前記接続アダプタが前記操作部に接続された場合に、前記第3の導光手段と、前記第4の導光手段とが連通することを特徴とする請求項24に記載の内視鏡。

[33] さらに、前記接続アダプタは、撮像手段と、前記撮像手段を制御するための駆動制御手段とを有し、前記操作部は、前記駆動制御手段から出力された信号に基づき、前記駆動制御手段を制御するための制御手段を有することを特徴とする請求項24に記載の内視鏡。

[34] さらに、前記操作部は、前記操作部に対して着脱自在に構成された電源手段を有し、前記電源手段は、前記操作部と前記電源手段との間において、無接点にて電力信号を送信する電力信号送信手段を介して前記電力信号を前記制御手段に送信し、前記制御手段は、受信した前記電力信号を、前記信号送受信手段を介して前記駆動制御手段に送信することを特徴とする請求項33に記載の内視鏡。

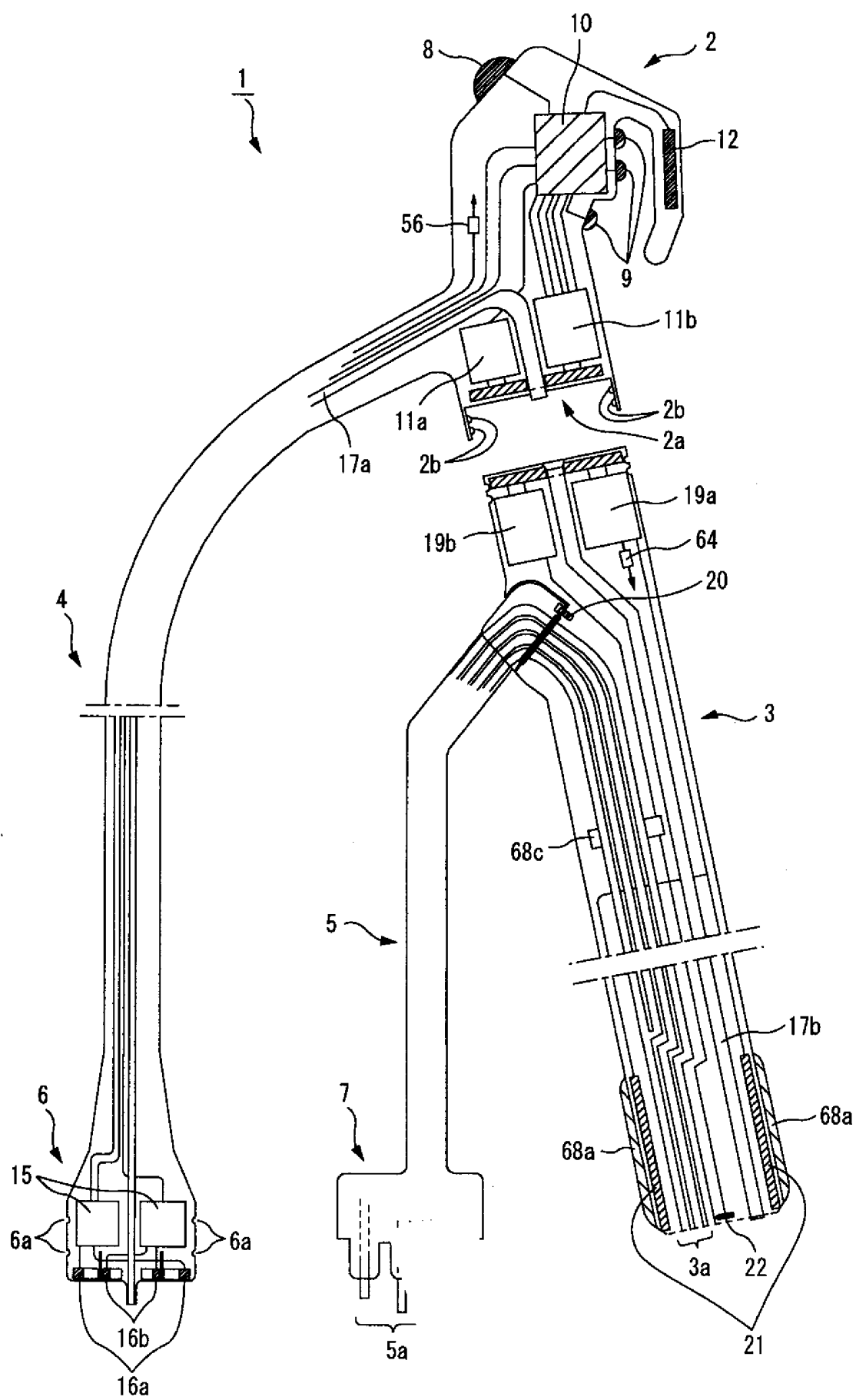
[35] 少なくとも内視鏡の機能を動作させるための操作部と、
前記操作部に対して着脱自在に接続される挿入部または接続アダプタと、
前記操作部と前記挿入部または前記接続アダプタとが接続された場合に、前記操

作部と前記挿入部または前記接続アダプタとの間における信号の送受信を電磁誘導により行うための信号送受信部と、

を有することを特徴とする内視鏡。

- [36] 前記信号送受信部は、コイルからなることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [37] 前記信号送受信部は、コイルからなることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。
- [38] 前記信号送受信部は、コイルからなることを特徴とする請求項21に記載の内視鏡。
- [39] 前記信号送受信部は、コイルからなることを特徴とする請求項24に記載の内視鏡。
- [40] 前記信号送受信部は、コイルからなることを特徴とする請求項35に記載の内視鏡。

[図1]



[図4]

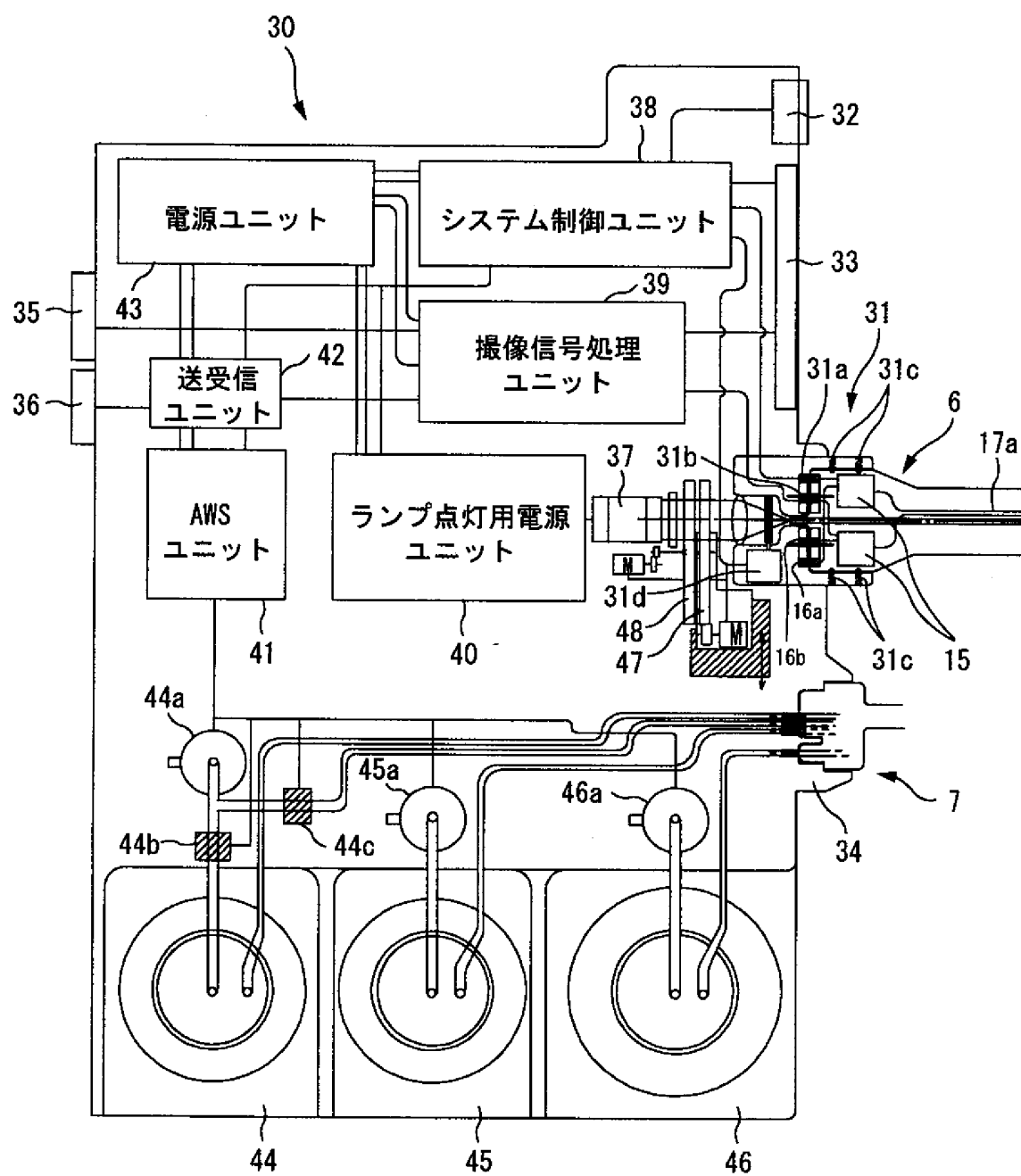
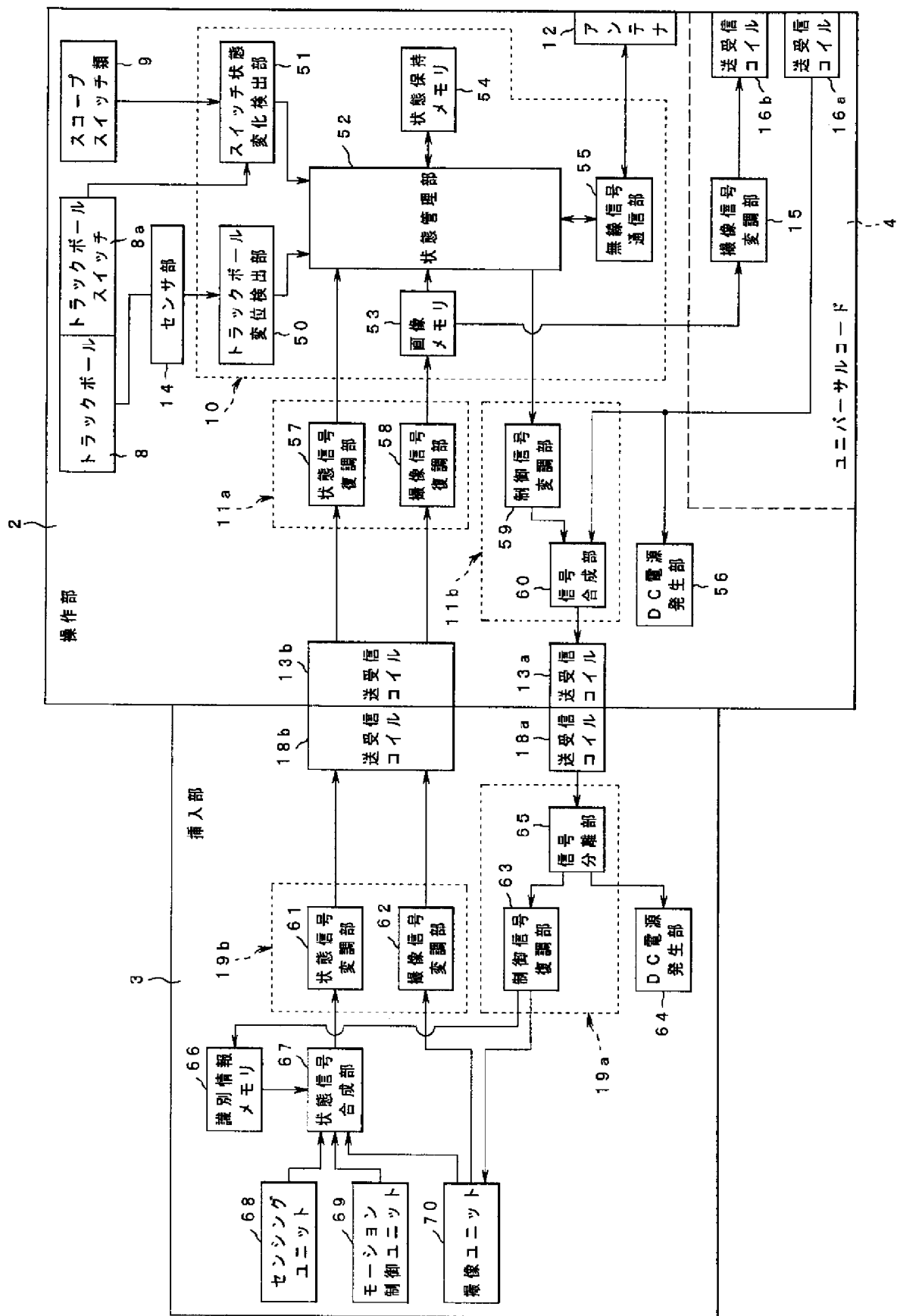
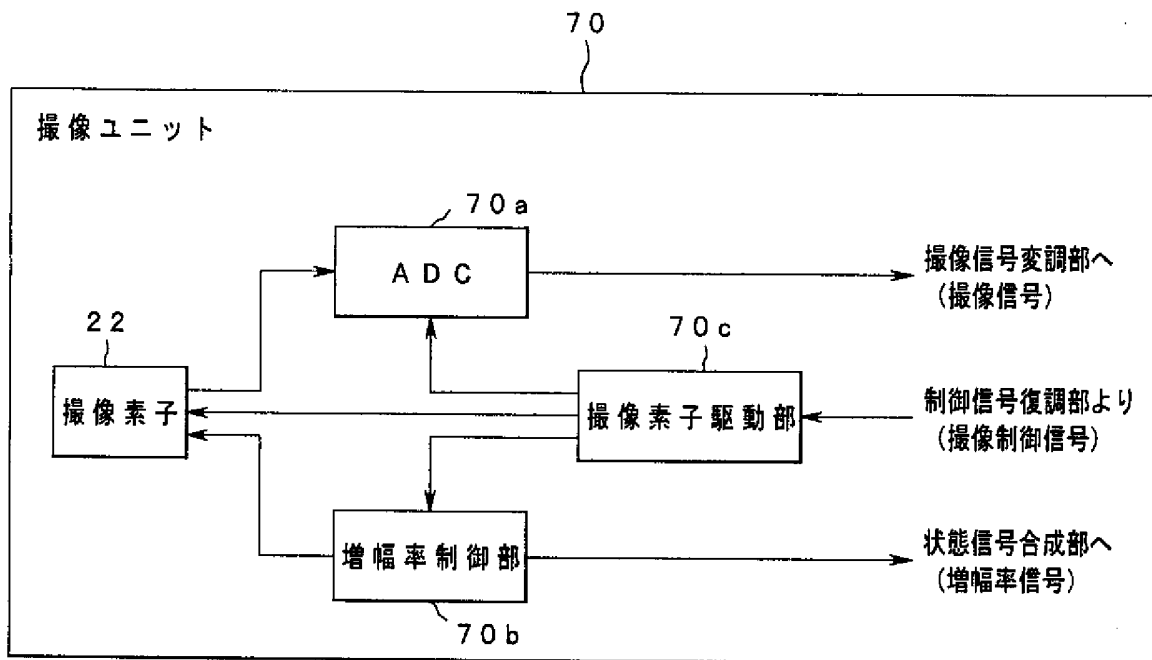


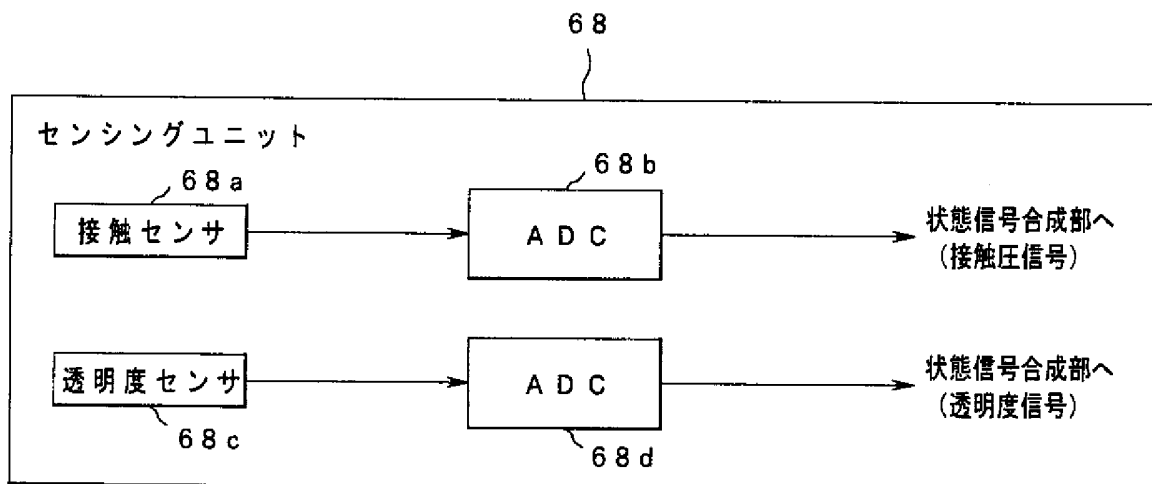
図5



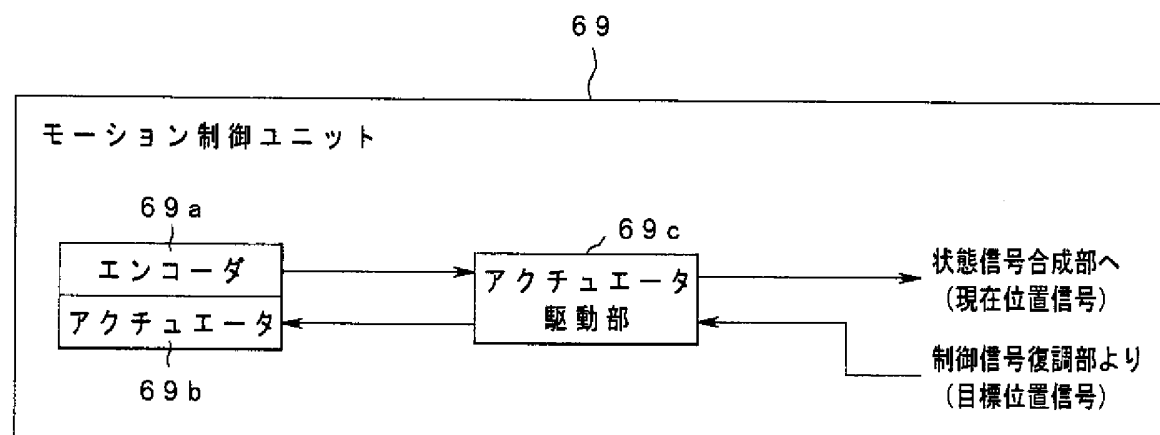
[図6]



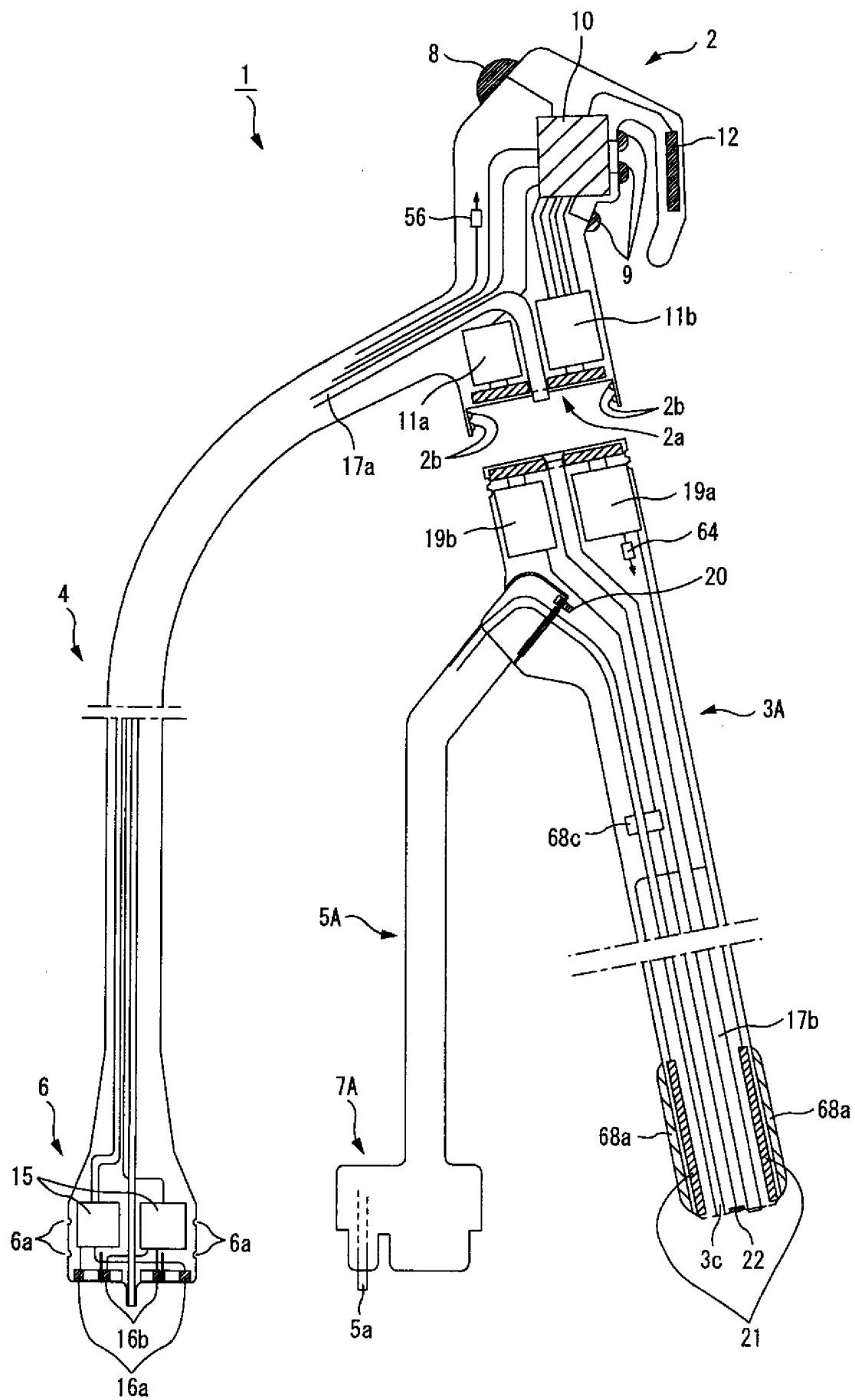
[図7]



[図8]

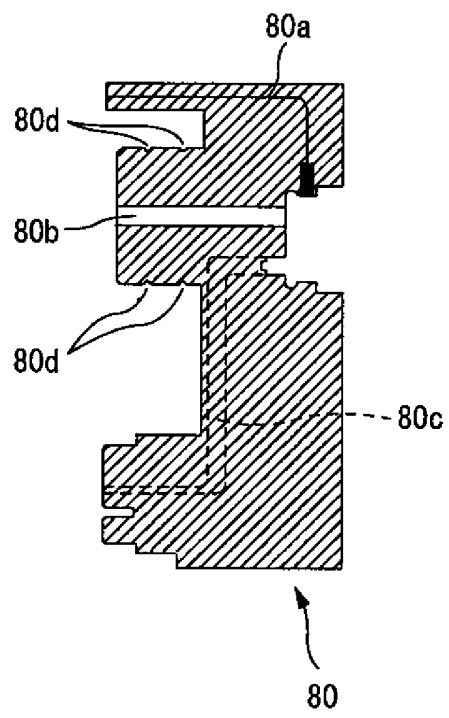


[図9]

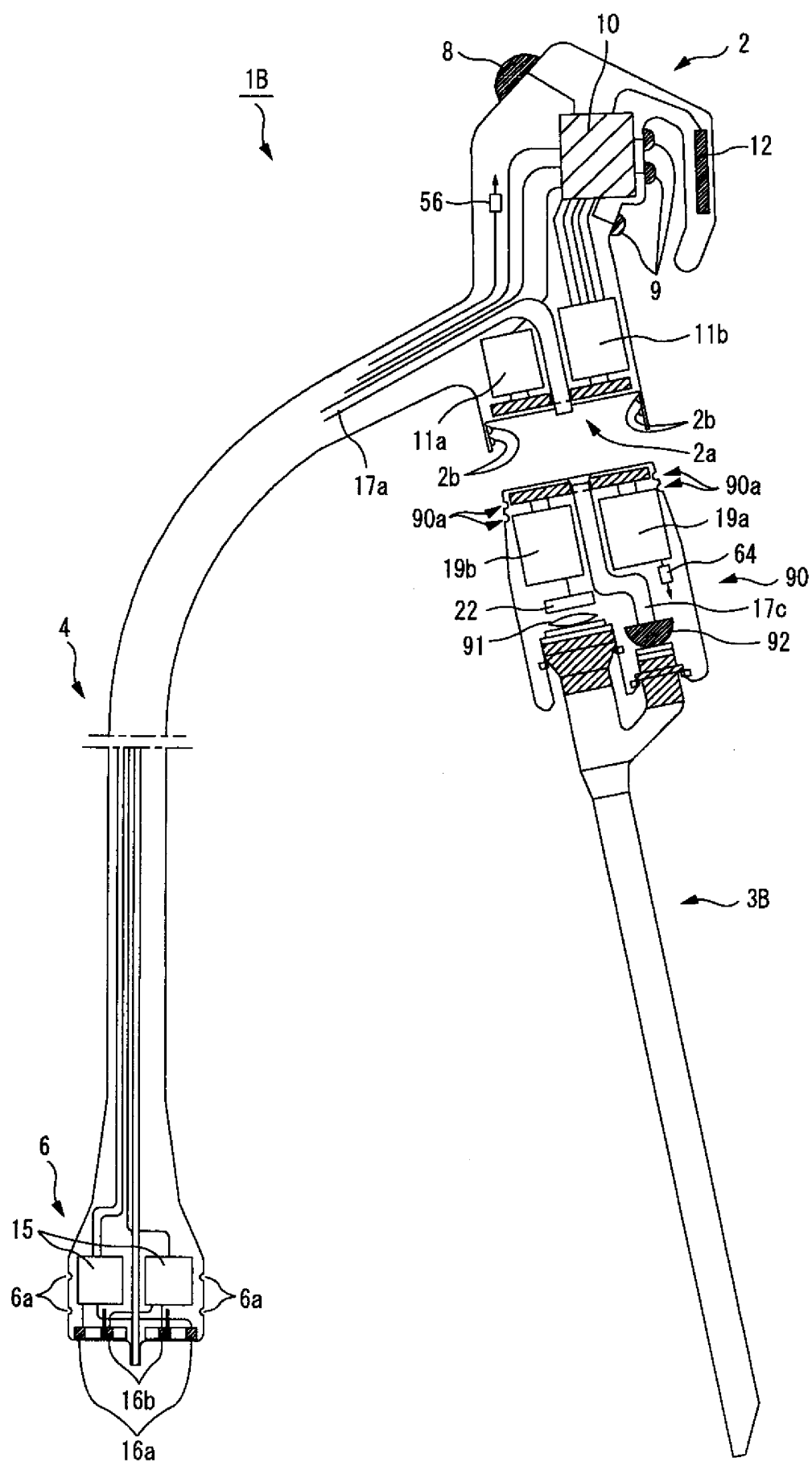


[illegible]

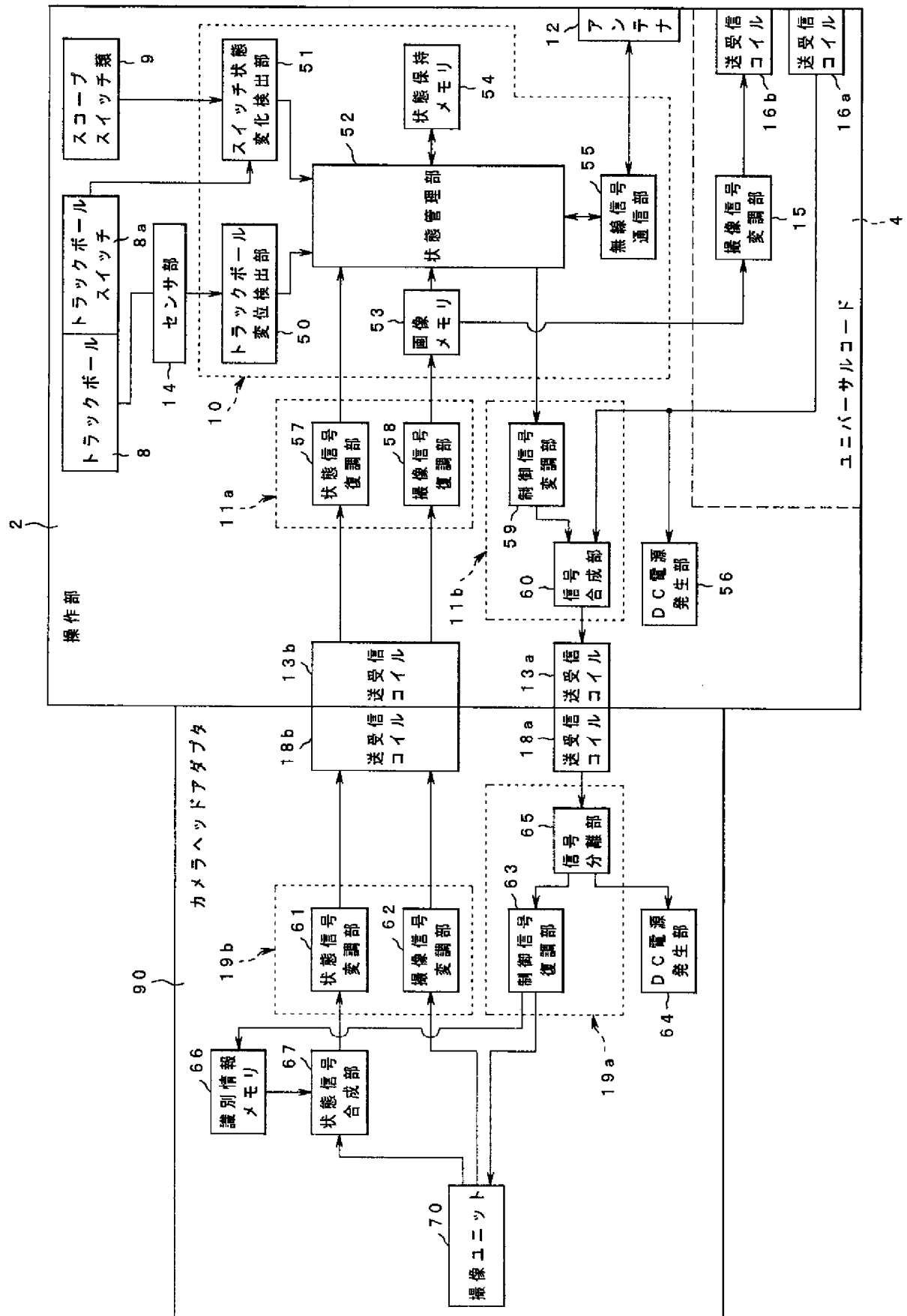
[図11]



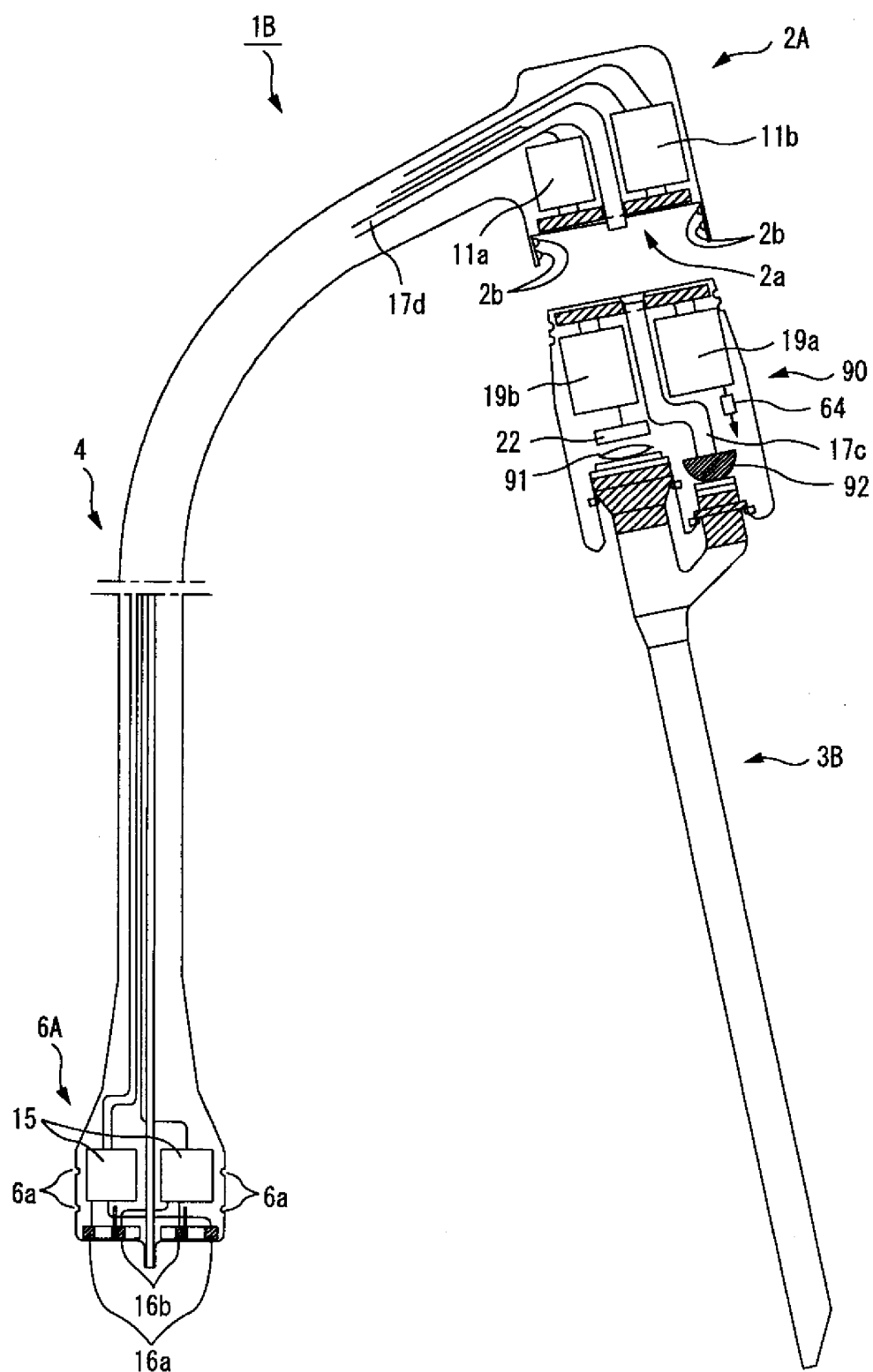
[図12]



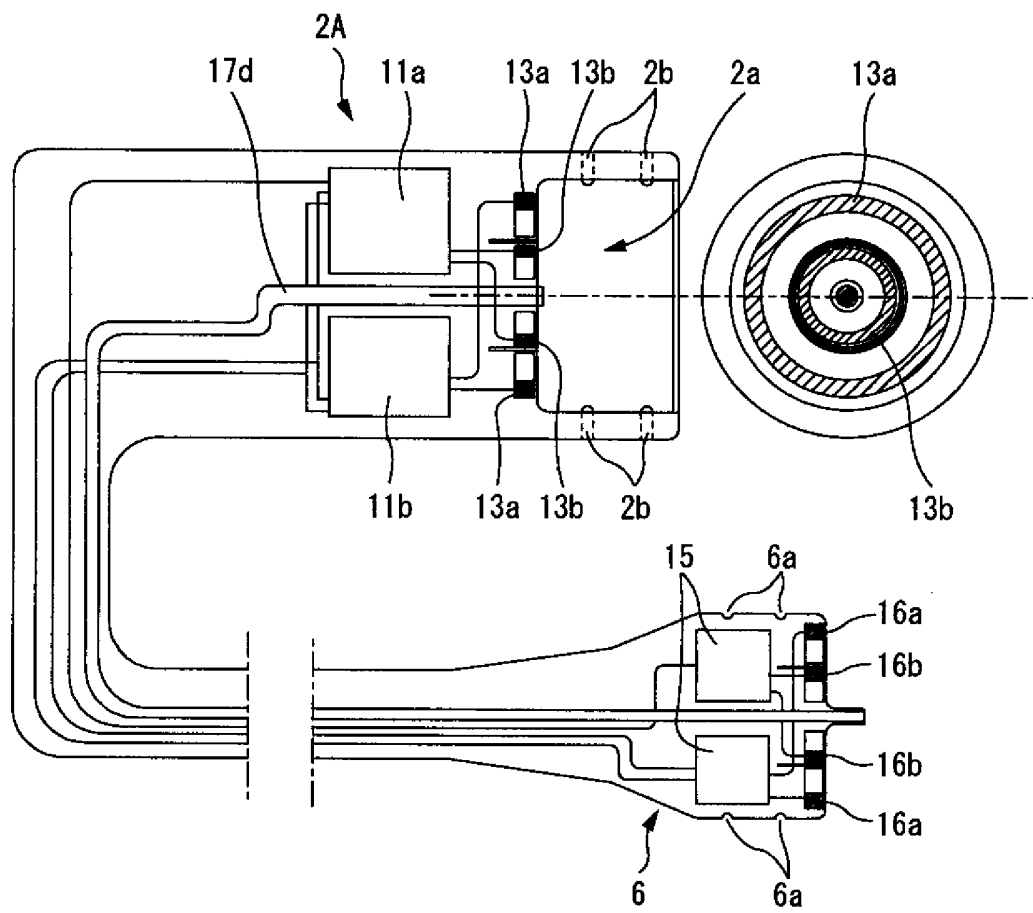
[図14]



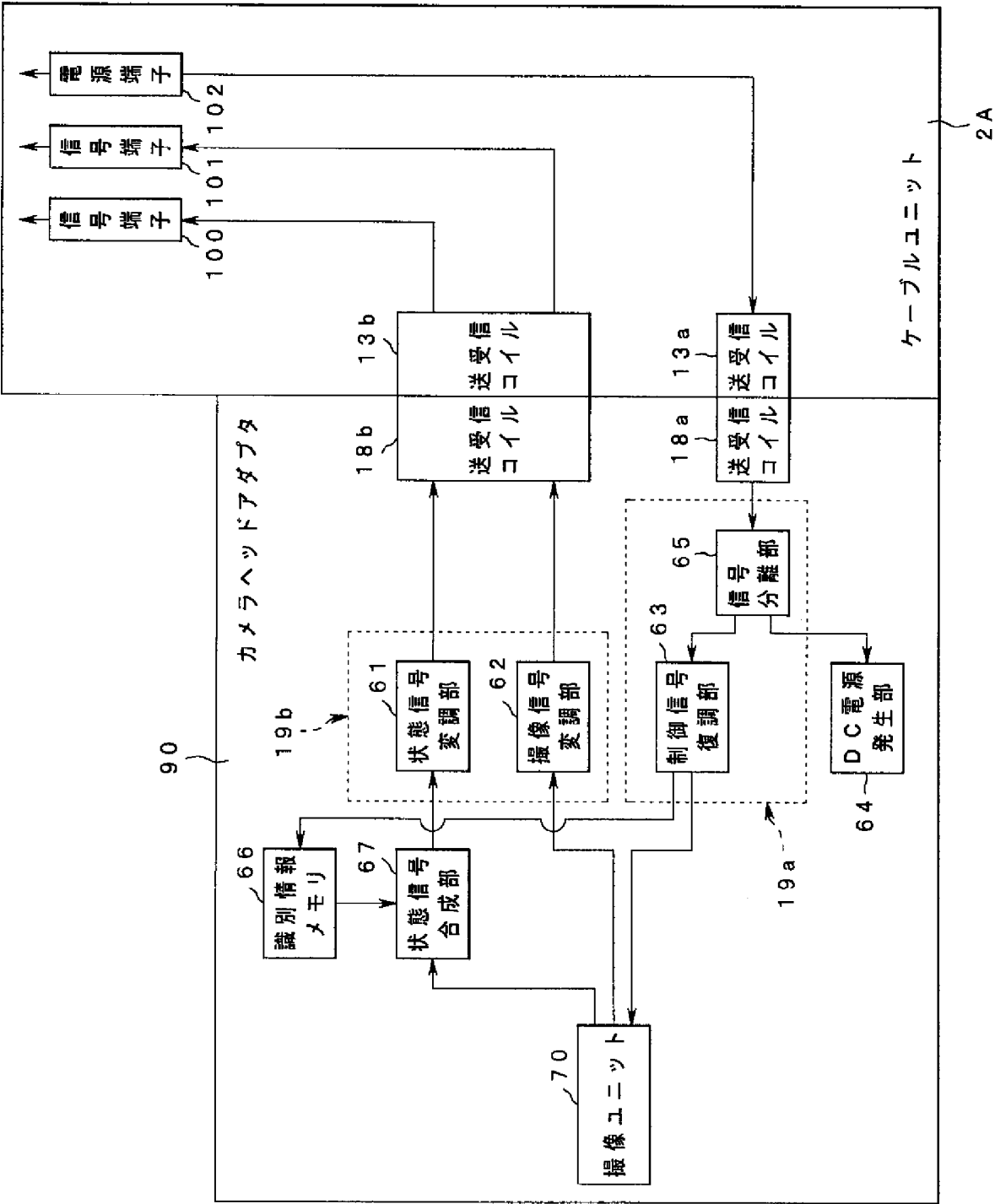
[図15]



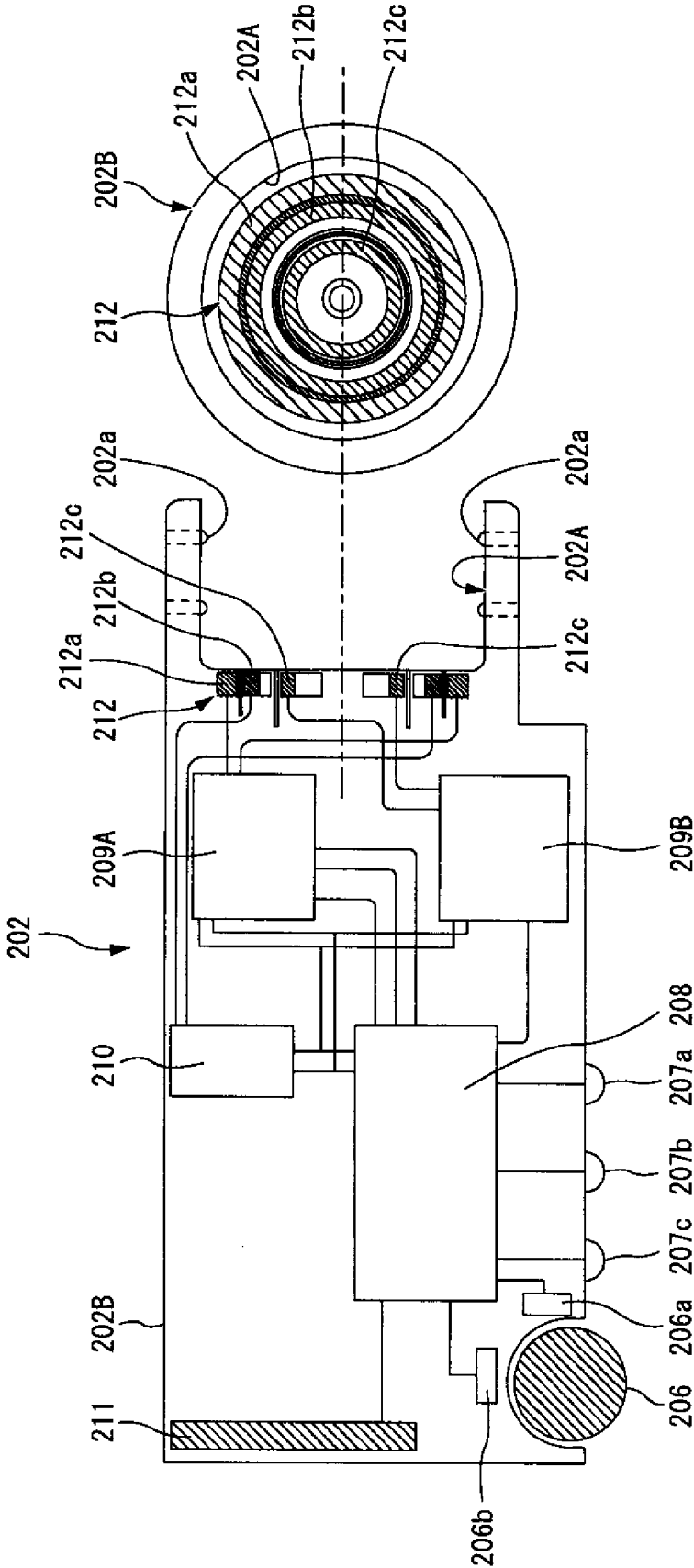
[図16]



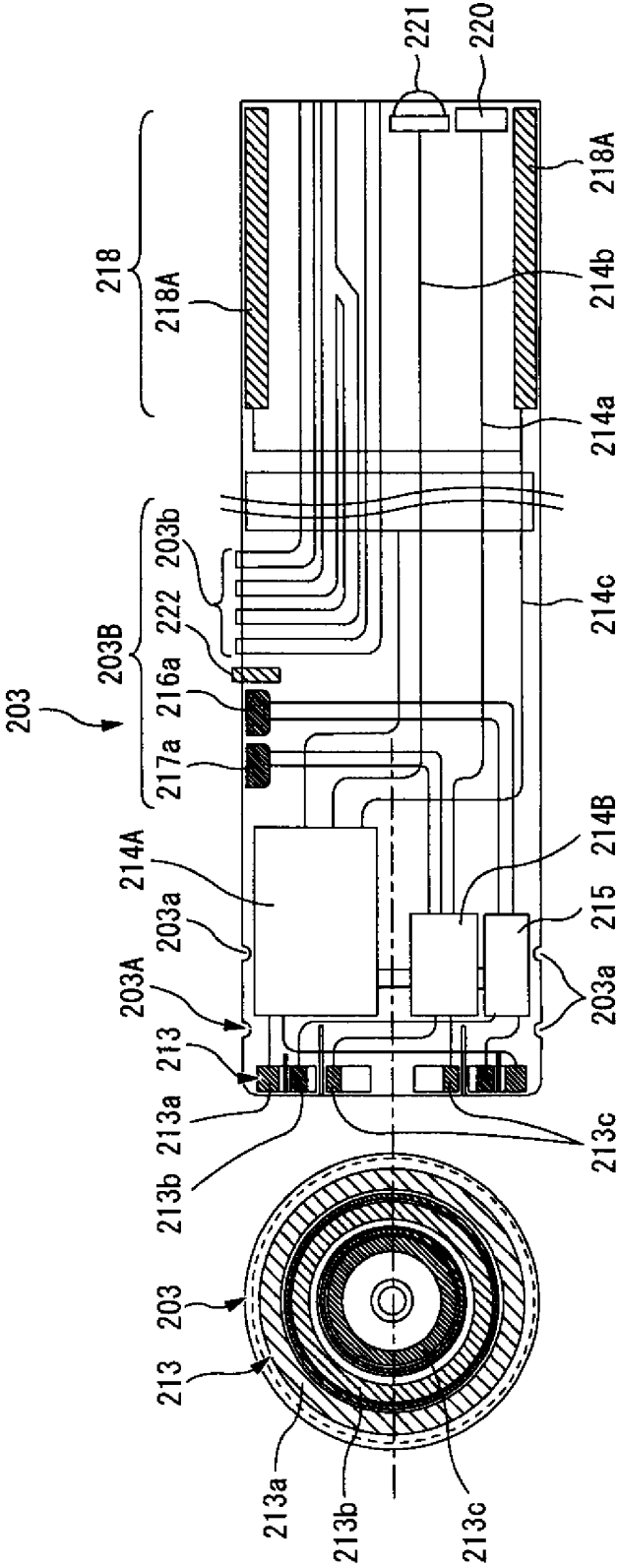
[図17]



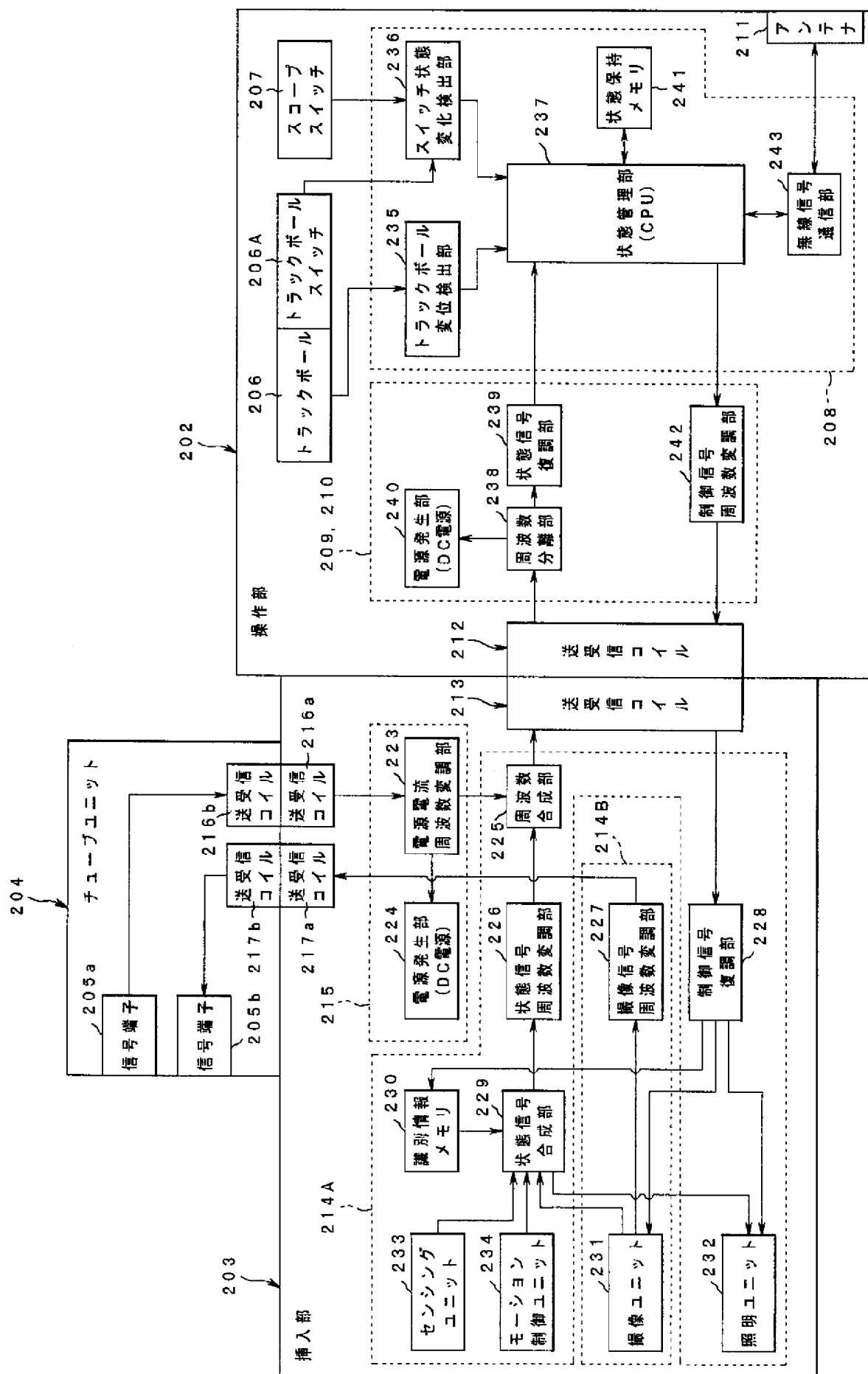
[図19]



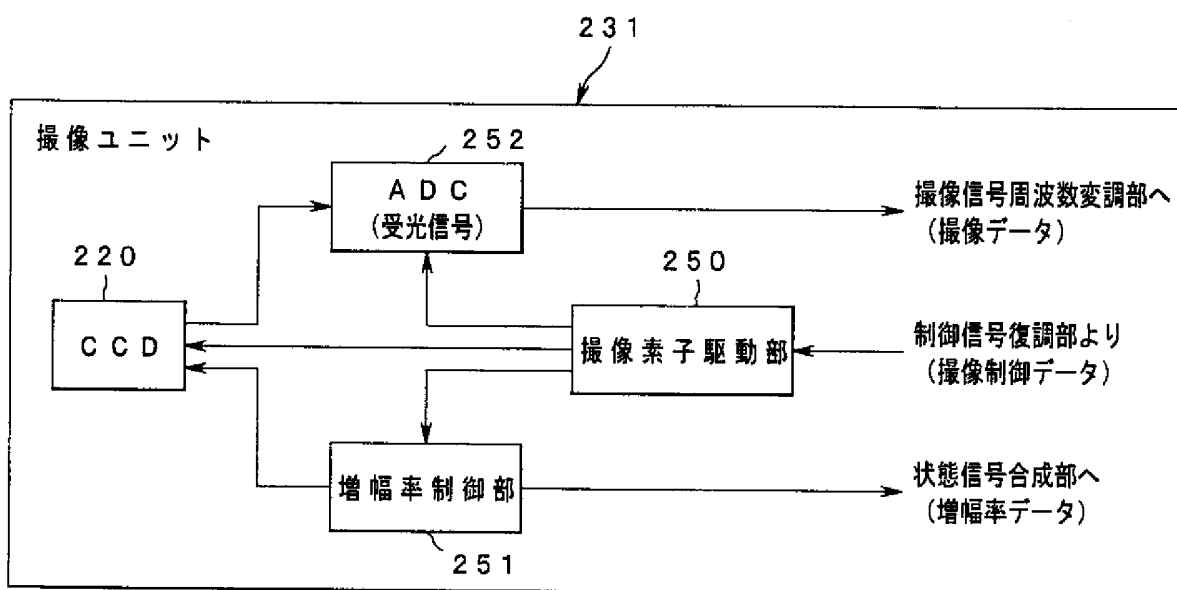
[図20]



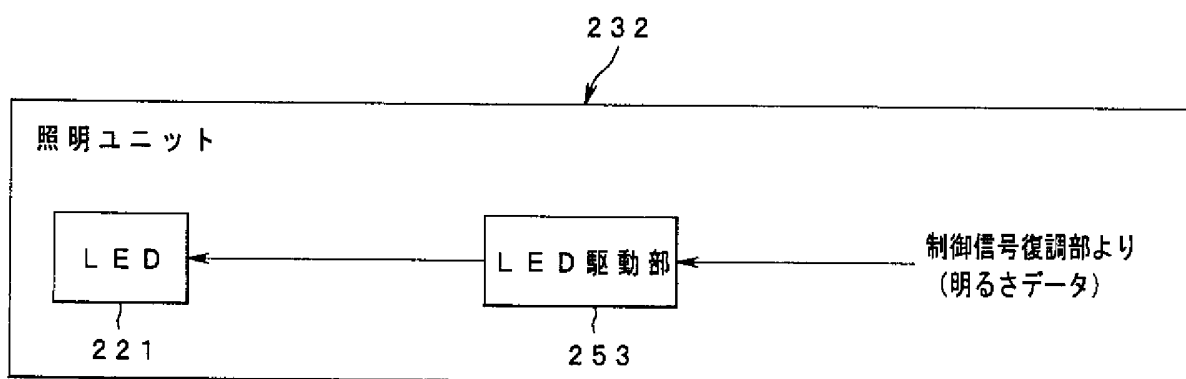
[図21]



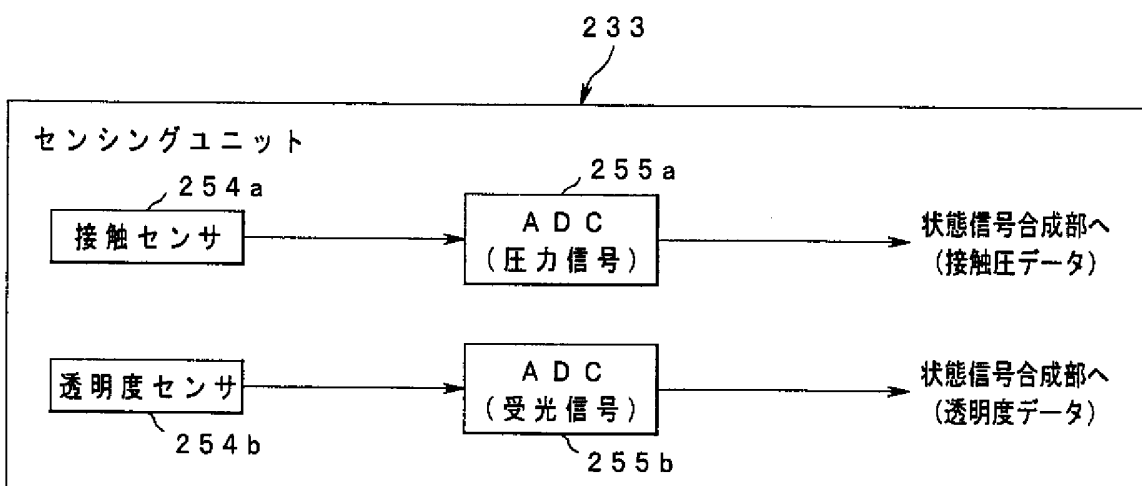
[図22]



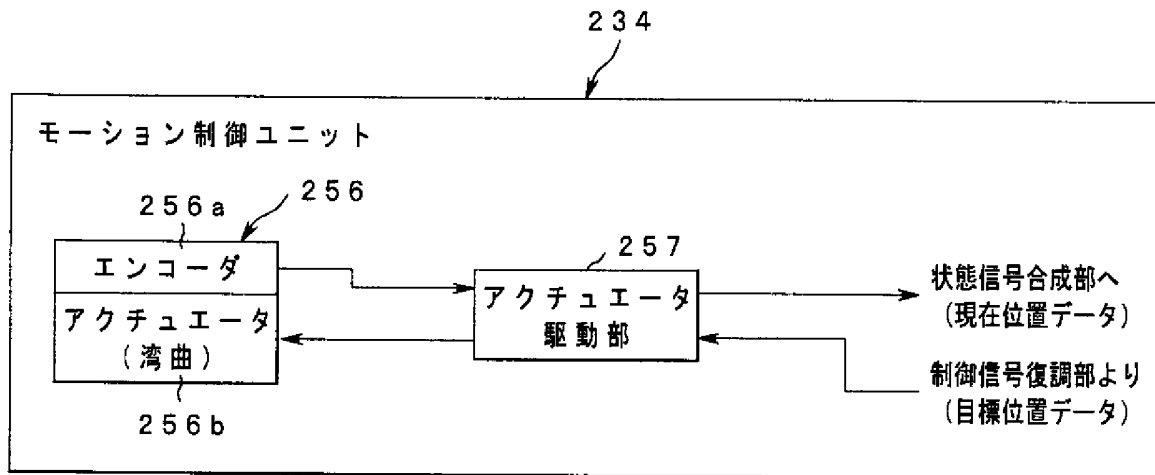
[図23]



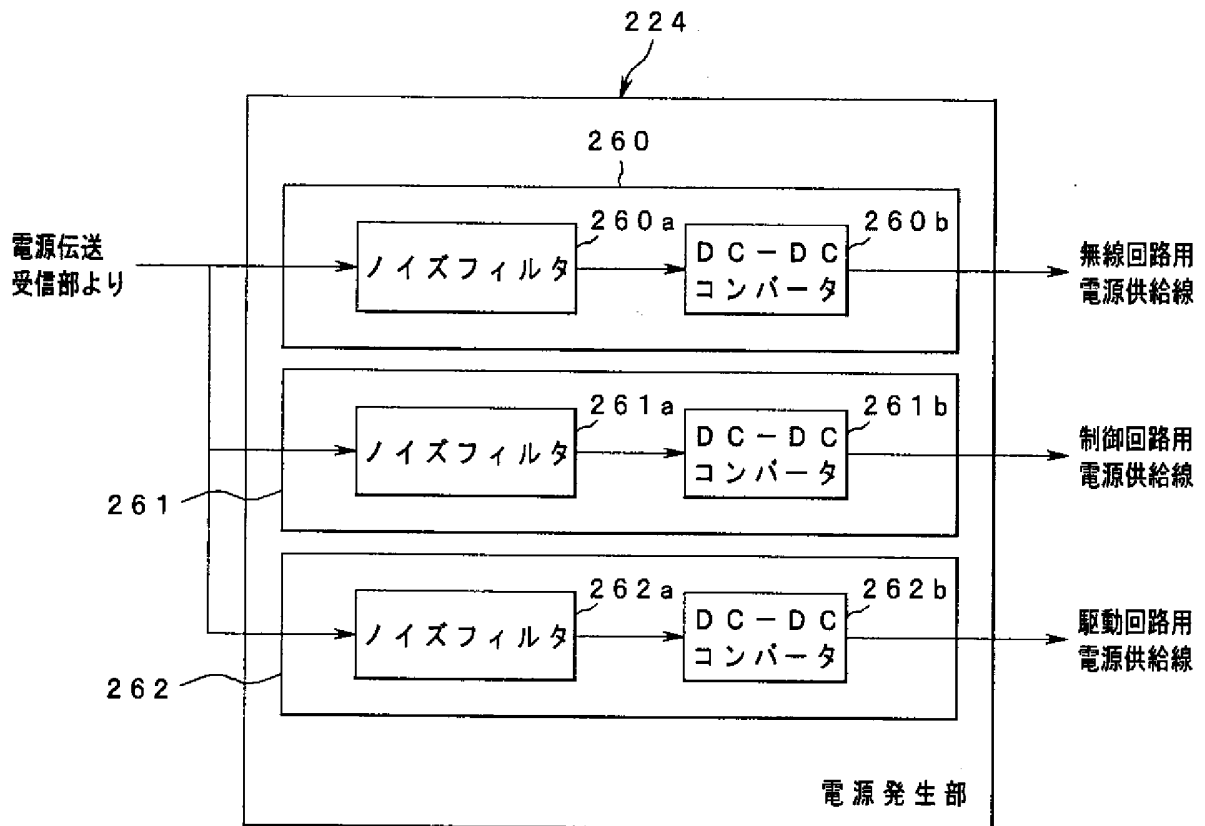
[図24]



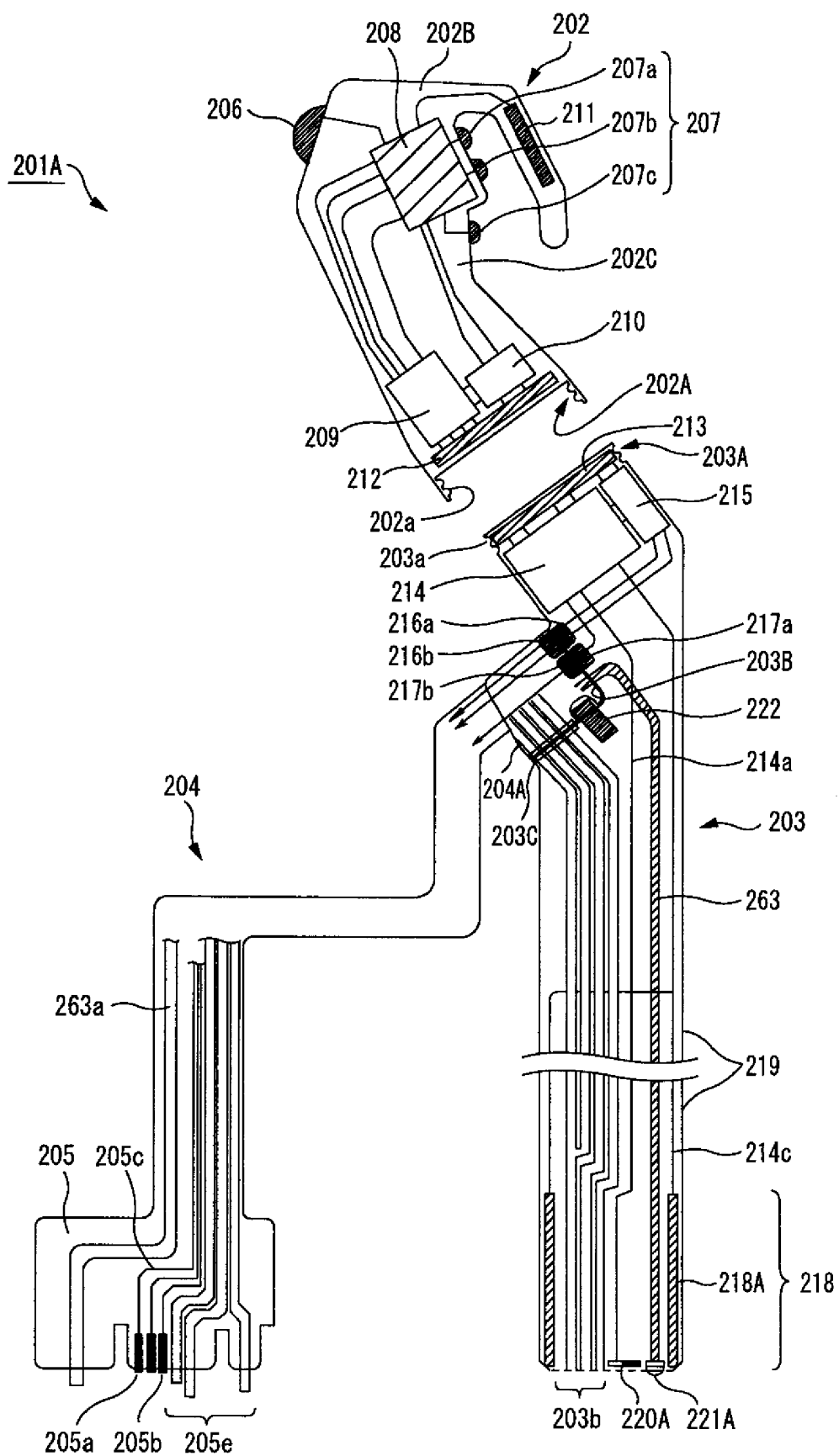
[図25]



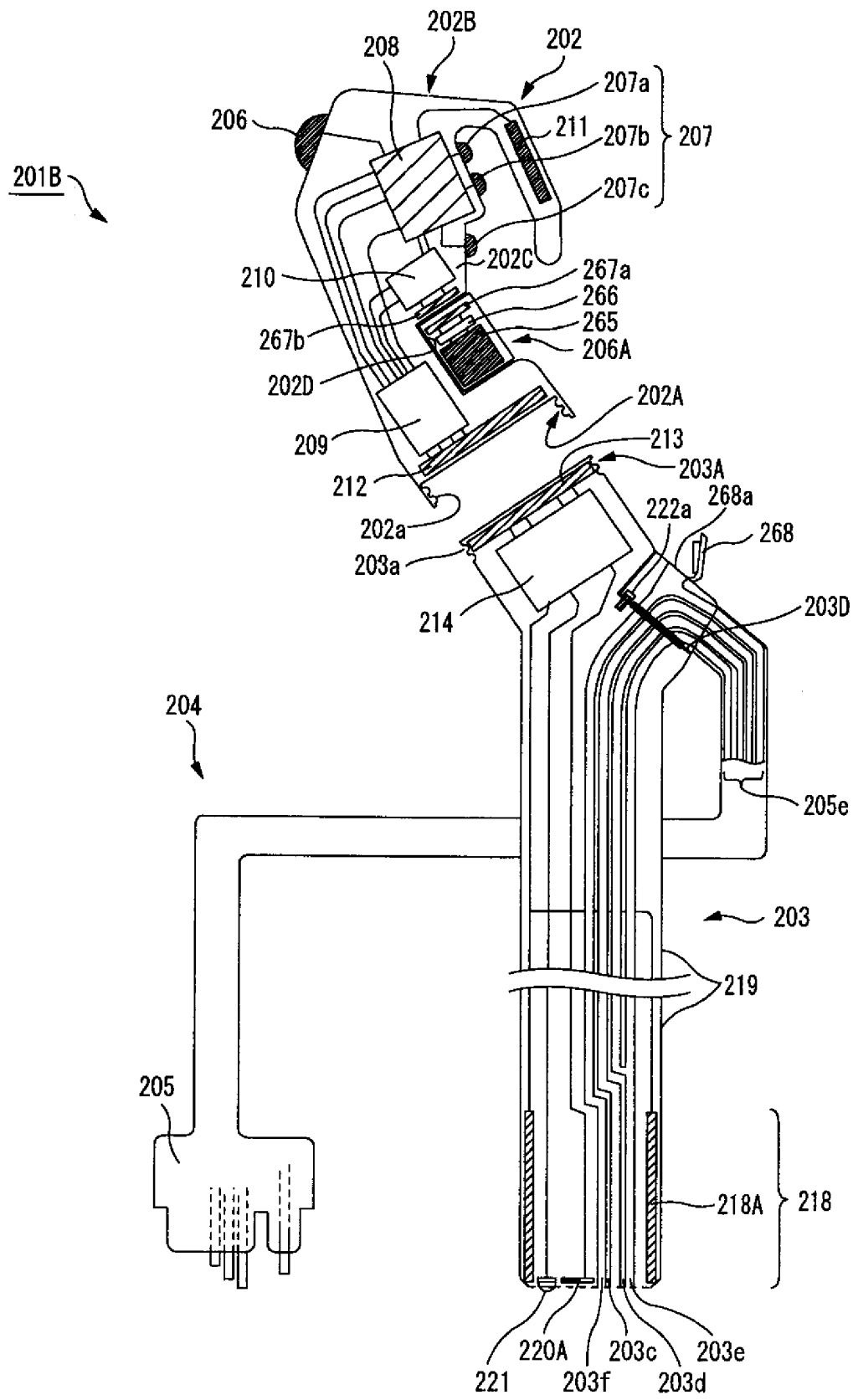
[図26]



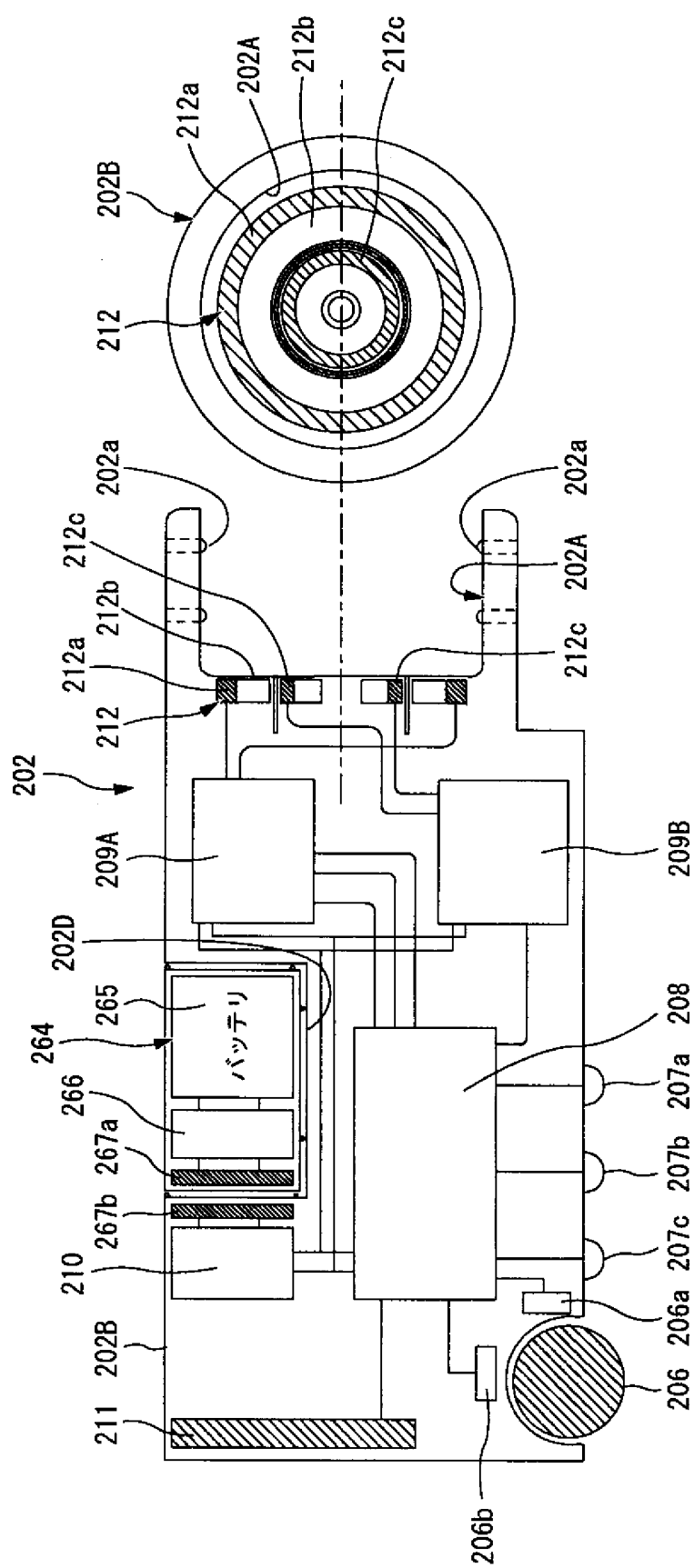
[図27]



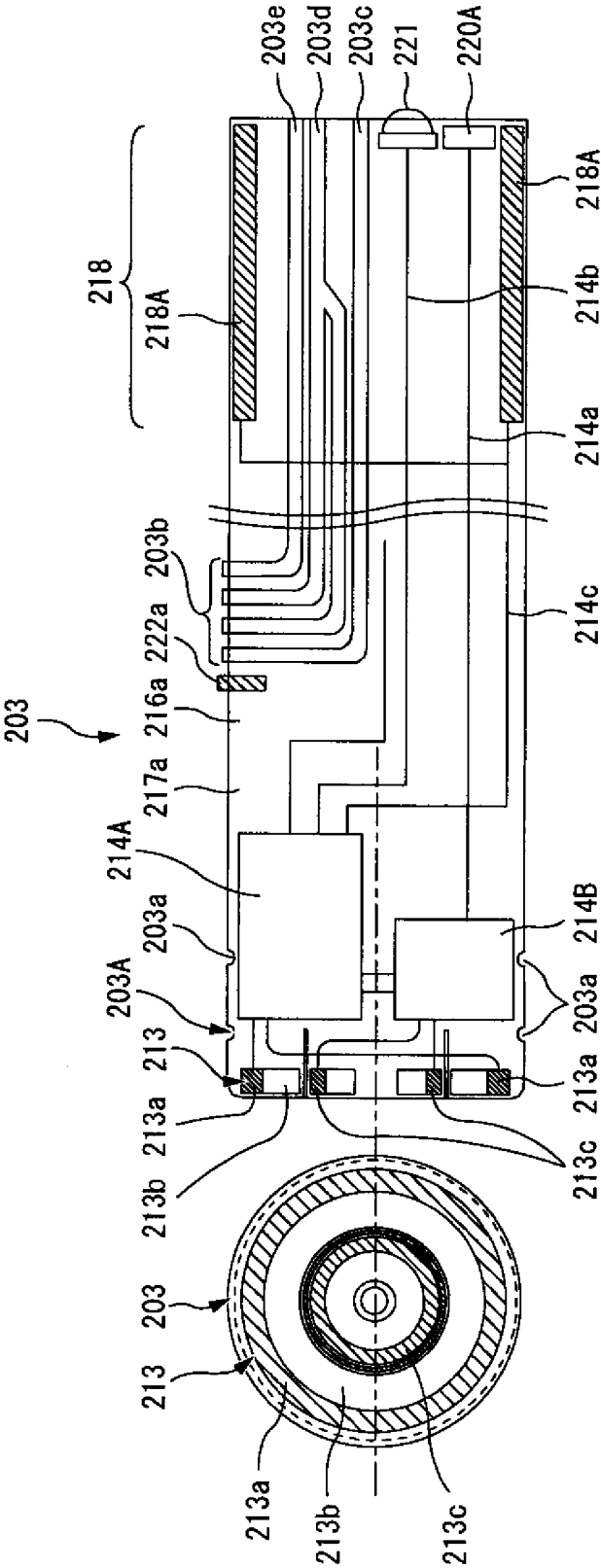
[図28]



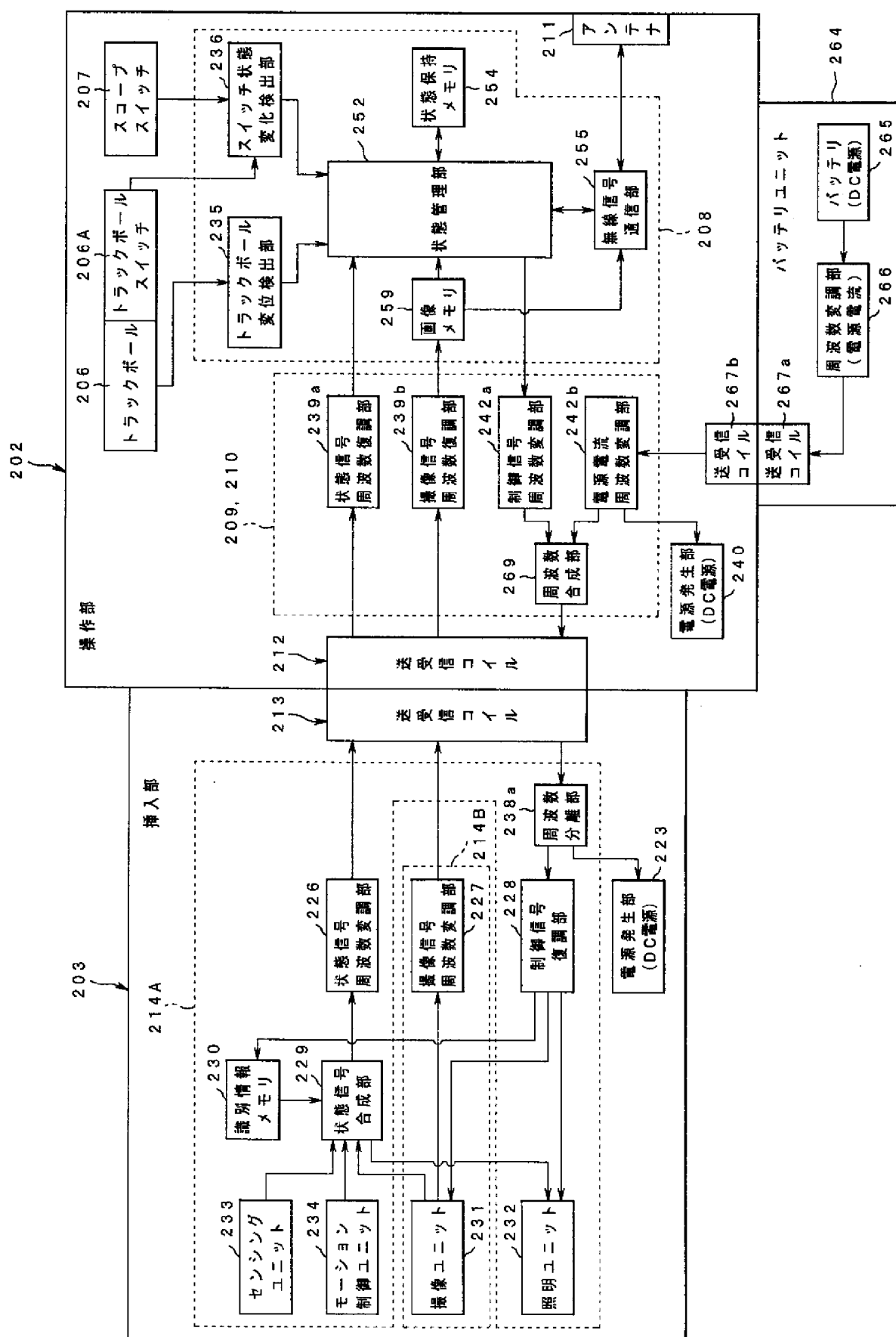
[図29]



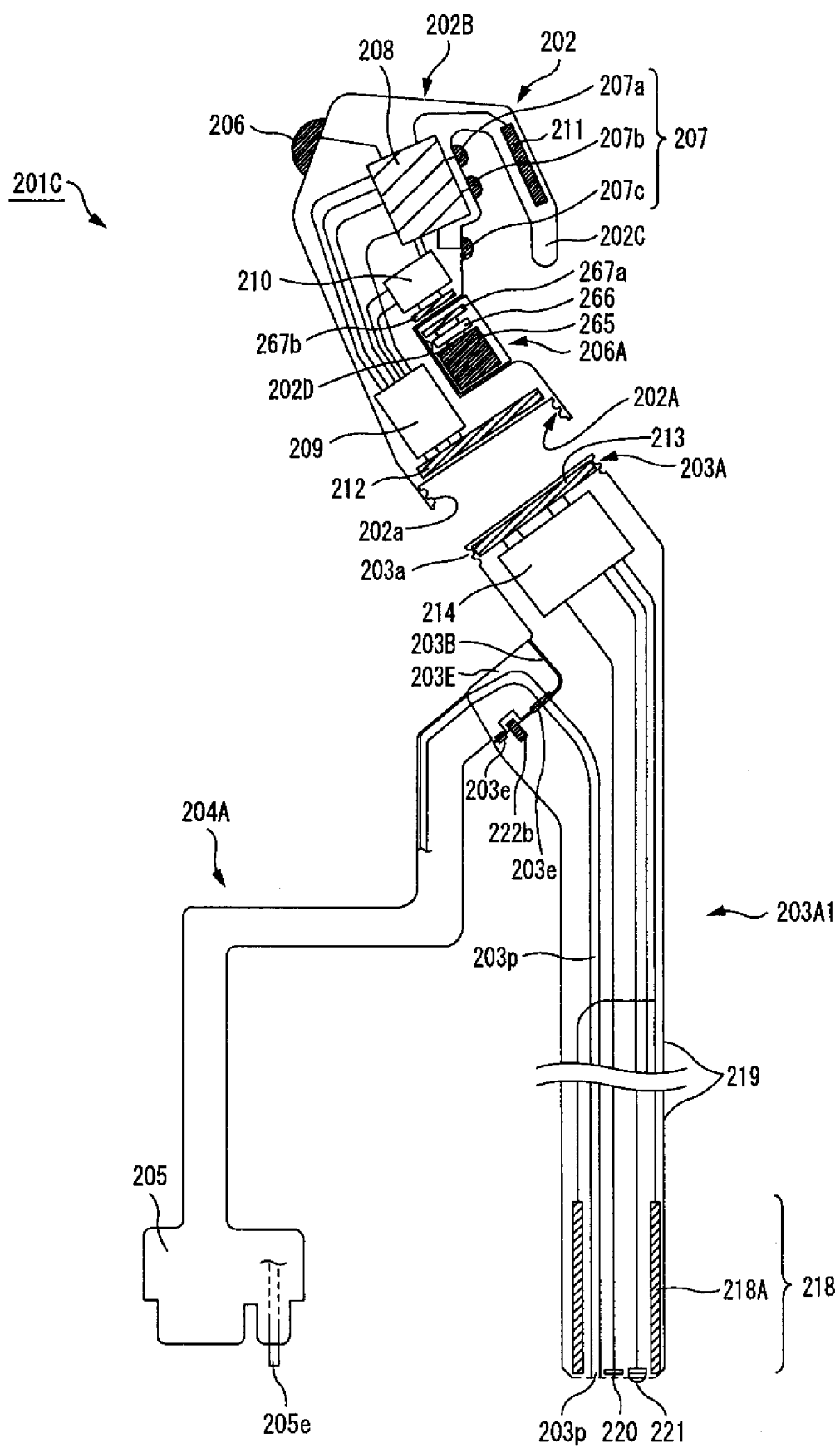
[図30]



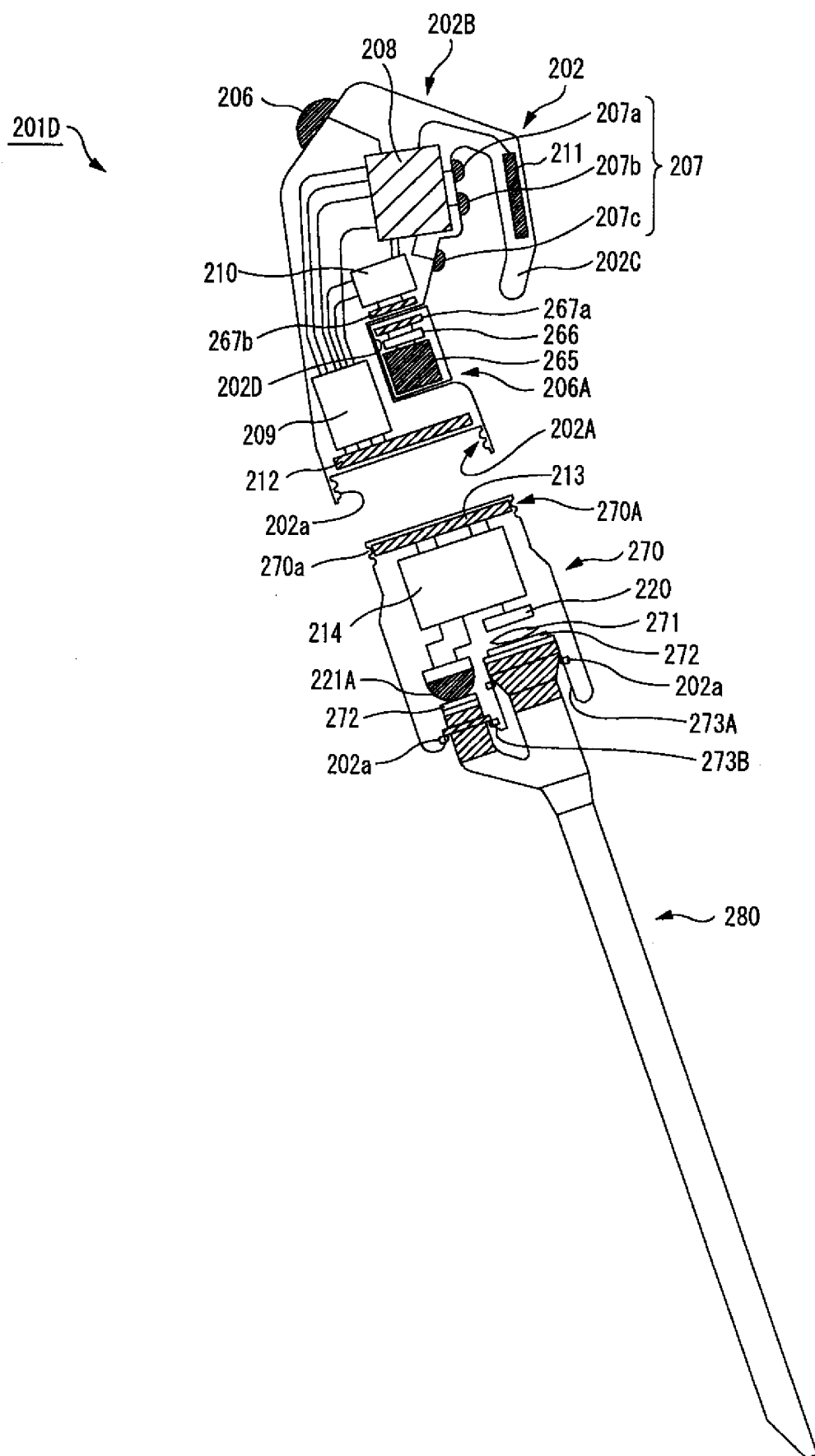
[図31]



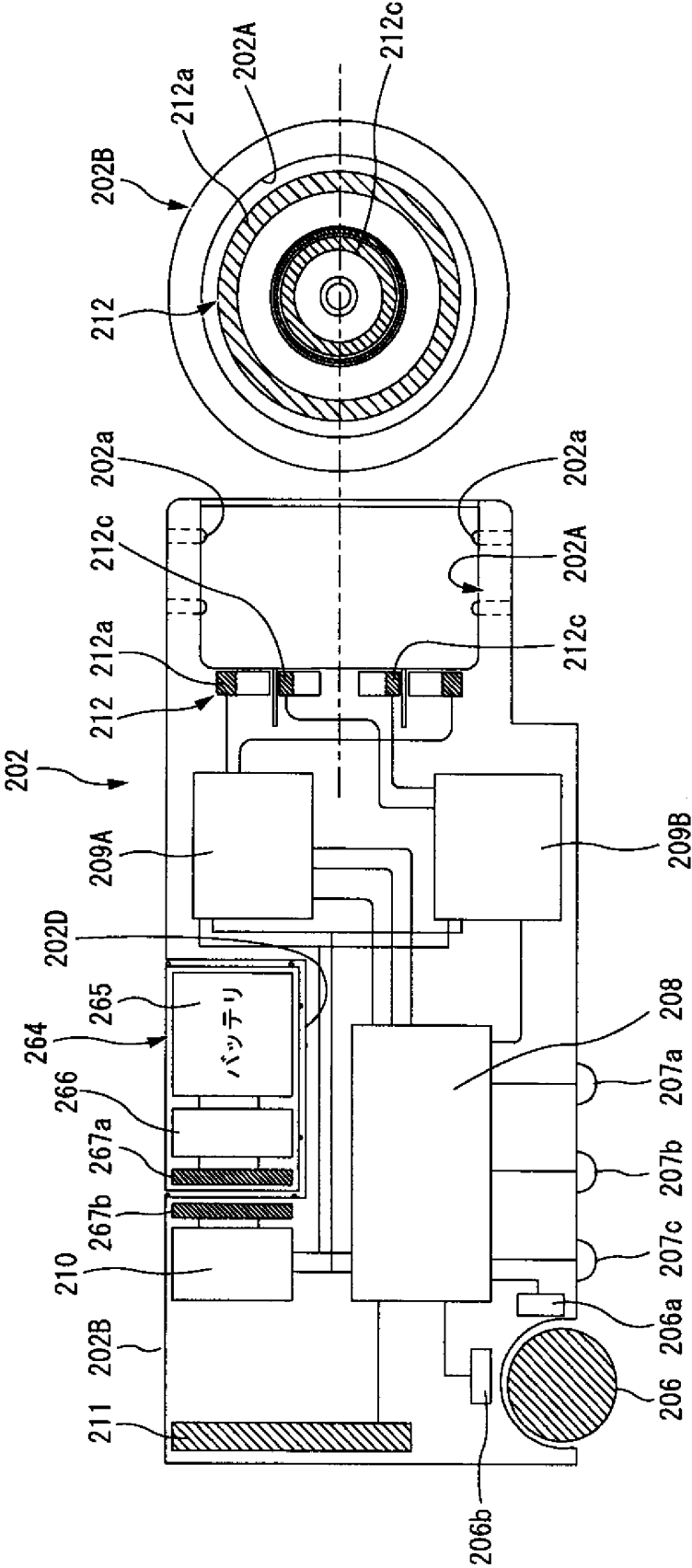
[図32]



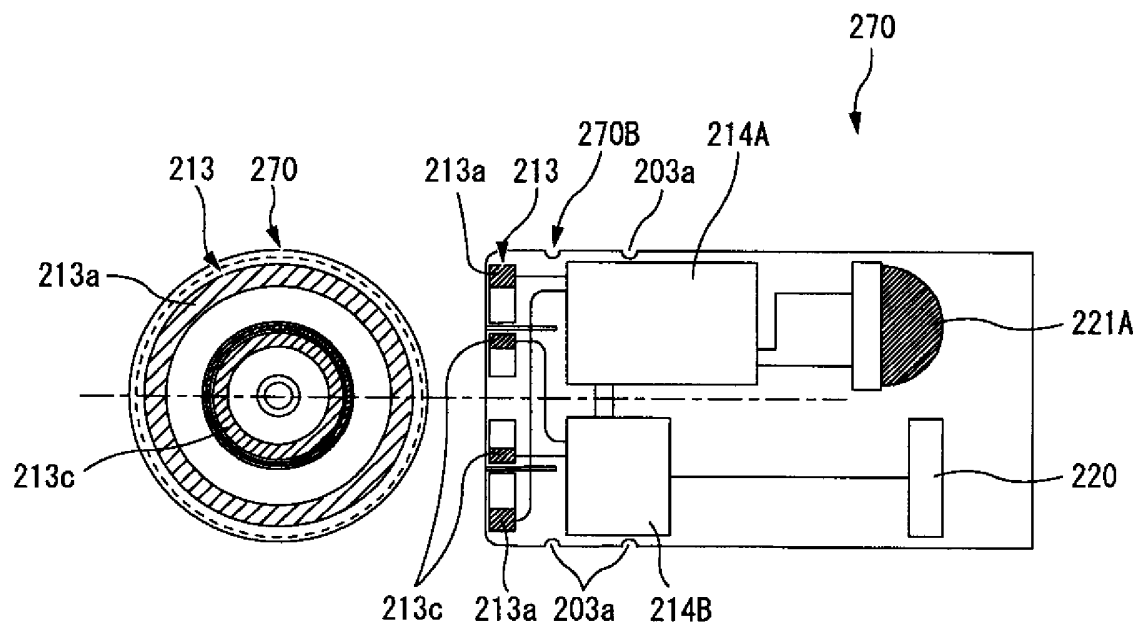
[図33]



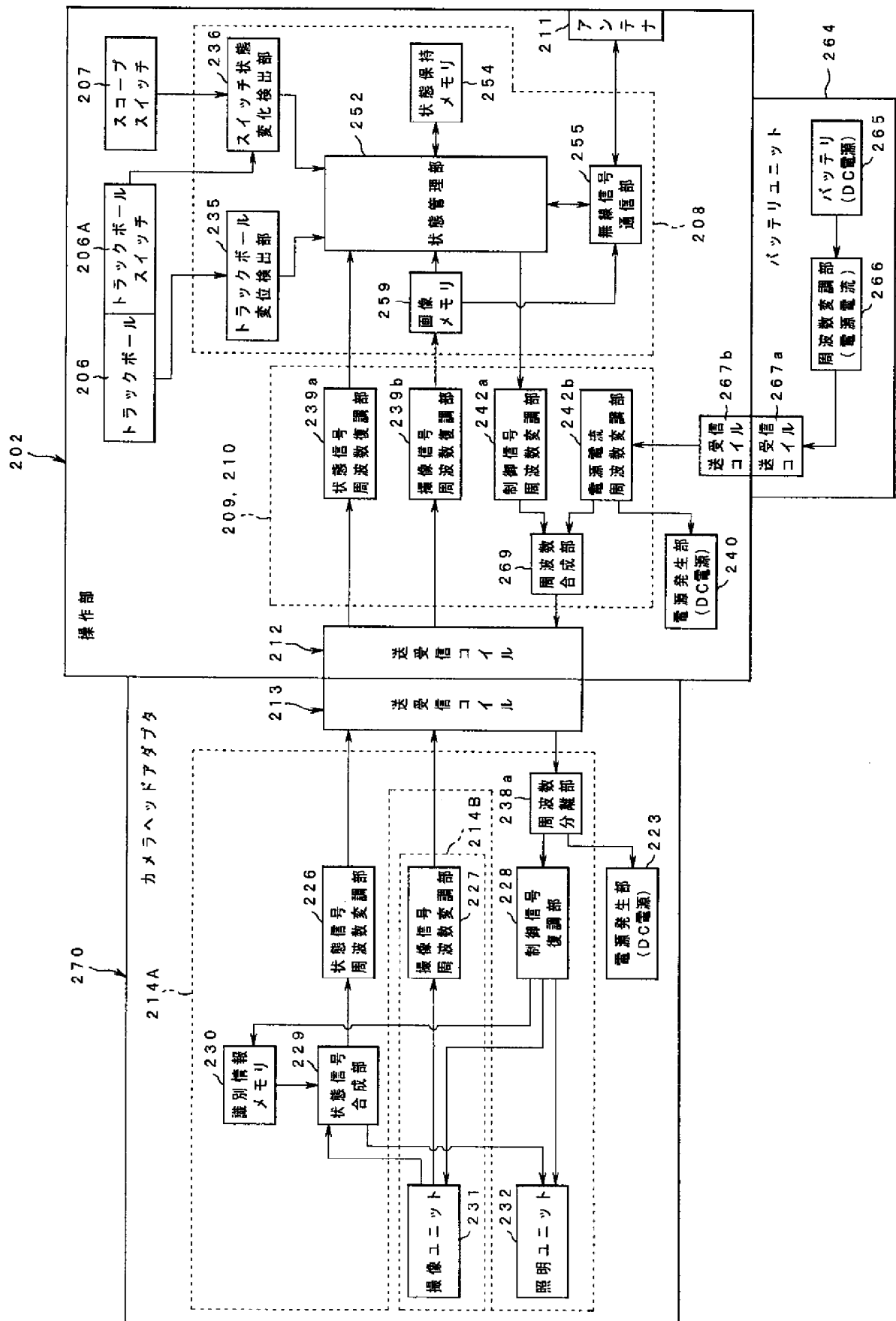
[図35]



[図36]



[図37]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/008801

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl.⁷ A61B1/00

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.⁷ A61B1/00-1/32

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

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.
Y	JP 2001-8885 A (Olympus Winter & Ibe GmbH), 16 January, 2001 (16.01.01), Par. No. [0006]; Fig. 1	1-9, 12, 14-16, 19, 21-40
A	& GB 2352922 A & DE 19925323 A & DE 99023887 U & FR 2794535 A & FR 2794535 A1	10, 11, 13, 17, 18, 20
Y	JP 10-295635 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 10 November, 1998 (10.11.98), Par. Nos. [0027] to [0047]; Figs. 1, 4	1-9, 12, 14-16, 19, 21-40
A	(Family: none)	10, 11, 13, 17, 18, 20
A	JP 10-262908 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 06 October, 1998 (06.10.98), Par. Nos. [0032] to [0034]; Fig. 7 (Family: none)	10, 11, 13, 17, 18, 20



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 August, 2005 (09.08.05)

Date of mailing of the international search report

23 August, 2005 (23.08.05)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. ⁷ A 6 1 B 1 / 0 0			
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（IPC）） Int.Cl. ⁷ A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2			
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 日本国公開実用新案公報 日本国実用新案登録公報 日本国登録実用新案公報 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 1 9 7 1 - 2 0 0 5 年 1 9 9 6 - 2 0 0 5 年 1 9 9 4 - 2 0 0 5 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 請求の範囲の番号	
Y A	JP 2 0 0 1 - 8 8 8 5 A (オリンパス ビンテル ウント イーベ ーエー ゲーエムベーパー) 2 0 0 1 . 0 1 . 1 6 , 段落【0 0 0 6】、第1図 & GB 2 3 5 2 9 2 2 A & DE 1 9 9 2 5 3 2 3 A & DE 9 9 0 2 3 8 8 7 U & FR 2 7 9 4 5 3 5 A & FR 2 7 9 4 5 3 5 A 1	1 - 9 , 1 2 , 1 4 - 1 6 , 1 9 , 2 1 - 4 0 1 0 , 1 1 , 1 3 , 1 7 , 1 8 , 2 0	
☒ 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 の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 0 9 . 0 8 . 2 0 0 5		国際調査報告の発送日 23. 8. 2005	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/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） 右▲高▼ 孝幸	2 Q 3 4 1 0
電話番号 03-3581-1101 内線 3290			

C (続き). 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 請求の範囲の番号
Y	JP 10-295635 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.11.10, 段落【0027】-【0047】、第1、4図 (ファミリーなし)	1-9、12、 14-16、 19、21- 40
A		10、11、 13、17、 18、20
A	JP 10-262908 A (富士写真光機株式会社) 1998.10.06, 段落【0032】-【0034】、第7図 (ファミリーなし)	10、11、 13、17、 18、20