

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4390511号  
(P4390511)

(45) 発行日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(24) 登録日 平成21年10月16日(2009.10.16)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 J  
**A 6 1 B 18/12 (2006.01)** A 6 1 B 17/39 3 1 0  
**H 0 4 N 7/18 (2006.01)** H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2003-329448 (P2003-329448)	(73) 特許権者	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号
(22) 出願日	平成15年9月22日 (2003. 9. 22)	(74) 代理人	100083286 弁理士 三浦 邦夫
(65) 公開番号	特開2004-130126 (P2004-130126A)	(74) 代理人	100120204 弁理士 平山 巖
(43) 公開日	平成16年4月30日 (2004. 4. 30)	(72) 発明者	伊藤 俊一 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペ ンタックス株式会社内
審査請求日	平成18年8月10日 (2006. 8. 10)	(72) 発明者	飯田 充 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペ ンタックス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2002-274561 (P2002-274561)	審査官	井上 香緒梨
(32) 優先日	平成14年9月20日 (2002. 9. 20)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

グランド端子を有するプロセッサと、高周波処置具を挿入部先端に挿通させる処置具挿通チャンネルを有する電子内視鏡とがコネクタ部を介して着脱可能な電子内視鏡装置において、

前記グランド端子に導通するコンデンサ接地ケーブルと、

前記処置具挿通チャンネルに導通接続された帰還端子と、

この帰還端子に高周波電流発生装置に導通する導通ケーブルが接続されていない状態では前記処置具挿通チャンネルと前記コンデンサ接地ケーブルを導通させ、前記導通ケーブルが接続されている状態では前記処置具挿通チャンネルと前記コンデンサ接地ケーブルとの間を非導通に切り替えるスイッチ機構と、  
 を設けたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の電子内視鏡装置において、

前記帰還端子は、前記コネクタ部に突設された中空の筒状端子であり、

前記スイッチ機構は、

この帰還端子内に嵌挿されていて、前記帰還端子に前記導通ケーブルが接続されていないとき前記帰還端子よりも外方に突出した自由位置で保持され、前記導通ケーブルが接続されているとき前記自由位置よりも押し込まれた押込位置で保持される突起部材と、

この突起部材が自由位置にあるとき前記処置具挿通チャンネルと前記コンデンサ接地ケ

ケーブルを導通させ、押込位置にあるとき前記処置具挿通チャンネルと前記コンデンサ接地ケーブルを非導通とするスイッチ端子と、  
を有する電子内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の電子内視鏡装置において、前記コンデンサ接地ケーブルは前記プロセッサに内蔵されている電子内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置において、前記帰還端子及び該帰還端子に着脱される導通ケーブルのいずれか一方に、前記帰還端子と前記導通ケーブルをバネ部材の弾性力により着脱自在とする押込式コネクタを設けた電子内視鏡装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 記載の電子内視鏡装置において、前記押込式コネクタは前記導通ケーブルに設けられていて、前記バネ部材は、一方の開口端に前記帰還端子を弾性力により着脱自在に保持する筒状バネ部材である電子内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の電子内視鏡装置において、前記筒状バネ部材は、中空円筒の軸線方向に切り欠けを有する C 型円筒バネ部材である電子内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 5 又は 6 記載の電子内視鏡装置において、前記押込式コネクタはさらに、  
前記導通ケーブルの先端に固定され、該導通ケーブルが前記帰還端子に接続されたとき  
該帰還端子の突起部材を押し込む導電性部材と、

20

前記筒状バネ部材の他方の開口端に挿嵌された、前記導電性部材を支持する支持部材と

、  
前記筒状バネ部材の他方の開口端と前記支持部材と前記導電性部材と前記導通ケーブルとを一体に保持する外装カバーと、  
を備えている電子内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 4 記載の電子内視鏡装置において、前記押込式コネクタは前記導通ケーブルに設けられていて、前記バネ部材は、前記帰還端子を弾性力により着脱自在に保持するスナップリングである電子内視鏡装置。

30

【請求項 9】

請求項 8 記載の電子内視鏡装置において、前記押込式コネクタはさらに、  
前記導通ケーブルの先端に固定され、該導通ケーブルが前記帰還端子に接続されたとき  
該帰還端子の突起部材を押し込む導電性部材と、

この導電性部材と前記導通ケーブルの接続部を支持する小径挿通穴；この小径挿通穴に連通し、前記導電性部材を支持する中径挿通穴；及びこの中径挿通穴に連通し、前記導電性部材の先端面を露出させ、且つ、前記帰還端子を嵌合自在な大径挿通穴を有する第 1 外装カバーと、

前記大径挿通穴に連通して前記帰還端子を挿通する中継挿通穴を有し、この中継挿通穴に前記スナップリングを挟み込んで前記第 1 外装カバーに取付けられた第 2 外装カバーと

40

、  
を備えている電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高周波処置具を用いる電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡では、処置具を挿通するための管路（処置具挿通チャンネル）を設けたものがある。上記処置具としては、例えば、高周波電流により病変部を切除または止血する高周波

50

処置具が知られている。

【0003】

高周波処置具を用いる場合には、高周波電流発生装置の対極板を例えば患者の臀部に貼り付け、この状態で高周波処置具に高周波電流を流して病変部に処置を施す。このとき、高周波処置具を通して患者の体内に流れた高周波電流は、大部分が対極板を介して高周波電流発生装置に戻されるが、残り一部は漏れ電流（電磁ノイズ）となってモニタ画像を乱してしまうという問題があった。

【0004】

そこで従来では、高周波処置具に導通した帰還端子を内視鏡に設け、この帰還端子とプロセッサ装置のグランド端子を接地ケーブルにより接続することで、電磁ノイズを抑制している。

10

【特許文献1】特開2003-61899号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、近年では高周波処置具の形態も多様化しており、高周波処置具の機種によっては、帰還端子と高周波電流発生装置を接地ケーブルで接続し、漏れ電流を高周波電流発生装置に帰還させて電磁ノイズを抑制させるものもある。このため、帰還端子をプロセッサ側に接続するタイプと帰還端子を高周波処置具側に接続するタイプの両方を付け替えて使用する場合は、接続ケーブルの着脱及び取替作業が煩雑であり、この着脱及び取替作業が頻発するため操作性が悪化する。また従来では、ねじ込み式の接続コネクタにより、プロセッサ側又は高周波電流発生装置側の接地ケーブルを帰還端子に接続しているため、さらに接地ケーブルの着脱作業が煩雑になっていた。

20

【0006】

本発明は、煩雑な操作を必要とせずに、高周波処置具使用時に生じる電磁ノイズを抑制できる電子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】

【0007】

本発明は、グランド端子を有するプロセッサと、高周波処置具を挿入部先端に挿通させる処置具挿通チャンネルを有する電子内視鏡とがコネクタ部を介して着脱可能な電子内視鏡装置において、グランド端子に導通するコンデンサ接地ケーブルと、処置具挿通チャンネルに導通接続された帰還端子と、この帰還端子に高周波電流発生装置に導通する導通ケーブルが接続されていない状態では処置具挿通チャンネルとコンデンサ接地ケーブルを導通させ、導通ケーブルが接続されている状態では処置具挿通チャンネルとコンデンサ接地ケーブルとの間を非導通に切り替えるスイッチ機構とを設けたことを特徴としている。

30

【0008】

上記構成によれば、導通ケーブルの着脱に応じて、処置具挿通チャンネルとコンデンサ接地ケーブルとの導通/非導通状態が自動的に切り替わる。よって、煩雑なケーブル取替作業を必要とせずに、帰還端子とプロセッサ装置のグランド端子を導通ケーブルで接続して電磁ノイズを抑制するタイプ及び帰還端子と高周波電流発生装置を導通ケーブルで接続して電磁ノイズを抑制するタイプの両方を取り替えて使うことができる。

40

【0009】

上記電子内視鏡装置において、具体的には例えば、帰還端子を、コネクタ部に突設された中空の筒状端子とする。ここでコネクタ部とは、電子内視鏡側のコネクタ部であってもプロセッサ側のコネクタ部であってもよい。そして、スイッチ機構には、中空筒状の帰還端子内に嵌挿されていて、帰還端子に導通ケーブルが接続されていないとき帰還端子よりも外方に突出した自由位置で保持され、導通ケーブルが接続されているとき自由位置よりも押し込まれた押込位置で保持される突起部材と；この突起部材が自由位置にあるとき処置具挿通チャンネルとコンデンサ接地ケーブルを導通させ、押込位置にあるとき処置具挿通チャンネルとコンデンサ接地ケーブルを非導通とするスイッチ端子と；を備えることが

50

好ましい。

【0010】

コンデンサ接地ケーブルは、プロセッサに内蔵されているのが実際的である。

【0011】

帰還端子及び該帰還端子に着脱される導通ケーブルのいずれか一方には、バネ部材の弾性力により、帰還端子と導通ケーブルを着脱自在とする押込式コネクタを設けることが好ましい。

【0012】

上記押込式コネクタは導通ケーブルに設けることができる。この場合にバネ部材は、一方の開口端に帰還端子を弾性力により着脱自在に保持する筒状バネ部材とすることが好ましい。具体的に筒状バネ部材は、例えば、中空円筒の軸線方向に切り欠けを有するC型円筒バネ部材とすることができる。このような筒状バネ部材を備えた押込式コネクタはさらに、導通ケーブルの先端に固定され、該導通ケーブルが帰還端子に接続されたとき該帰還端子の突起部材を押し込む導電性部材と、筒状バネ部材の他方の開口端に挿嵌された、導電性部材を支持する支持部材と、筒状バネ部材の他方の開口端と支持部材と導電性部材と導通ケーブルとを一体に保持する外装カバーとを備えることが好ましい。

10

【0013】

あるいは上記バネ部材は、帰還端子を弾性力により着脱自在に保持するスナップリングであってもよい。このスナップリングを備えた押込式コネクタはさらに、導通ケーブルの先端に固定され、該導通ケーブルが帰還端子に接続されたとき該帰還端子の突起部材を押し込む導電性部材と、この導電性部材と導通ケーブルの接続部を支持する小径挿通穴；この小径挿通穴に連通し、導電性部材を支持する中径挿通穴；及びこの中径挿通穴に連通し、導電性部材の先端面を露出させ、且つ、帰還端子を嵌合自在な大径挿通穴を有する第1外装カバーと、大径挿通穴に連通して帰還端子を挿通する中継挿通穴を有し、この中継挿通穴にスナップリングを挟み込んで第1外装カバーに取付けられた第2外装カバーとを備えることが好ましい。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明の電子内視鏡装置によれば、高周波電流発生装置に接続された導通ケーブルを帰還端子に着脱動作することで、処置具挿通チャンネルとコンデンサ接地ケーブルとの間が導通/非導通に自動的に切り替わる。よって、帰還端子をプロセッサに接続するタイプと高周波電流発生装置に接続するタイプの両方の高周波処置具を取り替えて使用する場合にも、煩雑なケーブル取替作業を必要とせず、高周波処置具使用時に生じる電磁ノイズを良好に抑制することができる。

30

【0015】

また本発明の電子内視鏡装置によれば、高周波電流発生装置に接続された導通ケーブルと帰還端子をバネ部材の弾性力により着脱自在とする押込式コネクタを設けたので、導通ケーブルと帰還端子の着脱動作が容易になり、操作性がさらに向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

図1は、本発明の第1実施形態による電子内視鏡装置の全体構成図である。電子内視鏡装置は、被検者の体腔内を撮像する電子内視鏡10、電子内視鏡10が撮像した画像を各種処理するプロセッサ30、プロセッサ30により処理された画像を表示するTVモニター40、高周波処置具50及びこの高周波処置具50に高周波電流を供給する高周波電流発生装置51とを有している。

40

【0017】

電子内視鏡10は、可撓性を有する挿入部11と、この挿入部11の基部に接続された操作部12と、この操作部12から延出されたユニバーサルチューブ13と、このユニバーサルチューブ13の先端に設けられたコネクタ部14とを有し、このコネクタ部14を介してプロセッサ30に着脱可能である。挿入部11の先端面11aには、図2に示すよ

50

うに対物レンズ15、配光レンズ16、送気送水ノズル17及び処置具挿通チャンネル出口18aが配置されている。対物レンズ15によって結像された像は、CCDによって電子画像化され、プロセッサ30を介してTVモニタ40上で観察することができる。配光レンズ16には、コネクタ部14からユニバーサルチューブ13、操作部12及び挿入部11内を通るライトガイドを介して、プロセッサ30が備えた光源からの照明光が与えられる。送気送水ノズル17は対物レンズ15の洗浄用ノズルである。

#### 【0018】

挿入部11と操作部12の連結部には、処置具挿通チャンネル出口18aに通じる処置具挿入突起19が設けられている。高周波処置具50は、この処置具挿入突起19から挿入され、処置具挿通チャンネル18を通過して処置具挿通チャンネル出口18aから外方へ突出される。コネクタ部14には、処置具挿通チャンネル出口18aに導通接続された帰還端子20が突設されている。

10

#### 【0019】

プロセッサ30には、グラウンド端子G、このグラウンド端子Gと等電位となる等電位端子31及びこの等電位端子31に接続されたコンデンサ接地ケーブル32が備えられている。

#### 【0020】

本実施形態の主な特徴は、図1及び図3に示すように、高周波電流発生装置51に導通接続された導通ケーブル52が帰還端子20に接続されているか否かに応じて、処置具挿通チャンネル18とコンデンサ接地ケーブル32との間が導通/非導通状態に切り替わる点にある。

20

#### 【0021】

図4及び図5は、帰還端子20付近の構造を示す部分断面図である。帰還端子20は、中空の筒状端子であり、コネクタ部14から外方に突出した状態で支持されている。帰還端子20の内側には、ばね部材21を介して突起部材22が嵌挿されている。この突起部材22及びコネクタ部14は、絶縁材料により形成されている。突起部材22の後端部にはスイッチ端子23が固定され、スイッチ端子23とコネクタ部14との間には帰還端子20及び突起部材22を保持するスイッチ基板24が固定されている。上記スイッチ端子23は、導通ケーブル52が帰還端子20に接続されている場合に漏れ電流を高周波電流発生装置51に戻すため、コンデンサ接地ケーブル32を介して等電位端子31に接続されている。図示されていないがスイッチ基板24には、スイッチ端子23に対向する位置に、該スイッチ端子23に接するスイッチ端子が備えられている。

30

#### 【0022】

帰還端子20の外周には雄ねじ部20aが形成されている。導通ケーブル52には、その先端52aに導電性部材55が固定されており、この導電性部材55を介して、雌ねじ部59aを内周面に有するナット59が取付けられている。ナット59の雌ねじ部59aに帰還端子20の雄ねじ部20aを完全に螺合させることにより、導通ケーブル52は帰還端子20に対して回動不能に装着される。導通ケーブル52を帰還端子20から外すときには、ナット59を左回りに回して雌ねじ部59aと雄ねじ部20aの螺合を外せばよい。

40

#### 【0023】

図4に示すように帰還端子20に導通ケーブル52が接続されていない場合、突起部材22は、ばね部材21の付勢力により帰還端子20よりも外方に突出した自由位置で保持される。突起部材22が自由位置にあるとき、スイッチ端子23がスイッチ基板24に接し、処置具挿通チャンネル18とコンデンサ接地ケーブル32との間を導通状態とする。すなわち、図1に示すように、処置具挿通チャンネル18がコンデンサ接地ケーブル32を介して等電位端子31に電氣的に接続される(処置具挿通チャンネル18が接地される)。この導通状態において、高周波処置具50からの漏れ電流は処置具挿通チャンネル18からスイッチ端子23及びコンデンサ接地ケーブル32を経由して等電位端子31に流れ込む。よって、CCDによる画像信号に電磁ノイズを生じさせることがなく、TVモニ

50

タ 40 上に鮮明な内視鏡画像を表示することができる。

【 0024 】

一方、図 5 に示すように帰還端子 20 に導通ケーブル 52 が接続されている場合は、突起部材 22 は、導通ケーブル 52 によって帰還端子 20 内に完全に押し込まれた押込位置で保持される。突起部材 22 が押込位置にあるとき、スイッチ端子 23 はスイッチ基板 24 から離れ、処置具挿通チャンネル 18 とコンデンサ接地ケーブル 32 との間を非導通状態にする。この非導通状態において、高周波処置具 50' からの漏れ電流は処置具挿通チャンネル 18 から帰還端子 20 及び導通ケーブル 52 を経由して高周波電流発生装置 51 に戻される。この場合にも、CCD による画像信号に電磁ノイズを生じさせることがなく、TV モニタ 40 上に鮮明な内視鏡画像を表示することができる。

10

【 0025 】

以上のように本実施形態では、導通ケーブル 52 の着脱に応じて、処置具挿通チャンネル 18 とコンデンサ接地ケーブル 32 の間が非導通と導通とに自動的に切り替わる。よって、帰還端子 20 をプロセッサ 30 の等電位端子 31 に接続することで電磁ノイズが抑制されるタイプの高周波処置具 50 と、帰還端子 20 を高周波電流発生装置 51 に接続することで電磁ノイズが抑制されるタイプの高周波処置具 50' の両方を取り替えて使用する場合にも、導通ケーブル 52 を着脱させるだけで済み、従来の煩雑なケーブル取替作業は不要となる。これにより、操作性が向上し、迅速な内視鏡検査を行なえる。

【 0026 】

図 6 は、本発明の第 2 実施形態による電子内視鏡装置の帰還端子付近の構造を示している。第 2 実施形態は、パネ部材の弾性力により導通ケーブル 52 と帰還端子 20 を着脱自在とする押込式コネクタ 53 を設けた点において、第 1 実施形態とは異なる。この押込式コネクタ 53 以外の構成は第 1 実施形態と同じであり、第 1 実施形態と同じ構成要素に対しては図 1 と同じ符号を付してある。

20

【 0027 】

押込型コネクタ 53 は、一方の開口端 54 a に帰還端子 20 を着脱自在に保持する C 型円筒パネ部材 54 と、導通ケーブル 52 の先端 52 a に固定した導電性部材 55 と、この導電性部材 55 を支持する支持部材 56 と、外装カバー 57 とを有している。C 型円筒パネ部材 54 は、略中空円筒形状をなし、その軸線方向に細長の切り欠け 54 c を有している。図 7 に示すように C 型円筒パネ部材 54 を軸線方向に対して垂直に切断したとき、その断面が略 C 型形状をなす。この C 型円筒パネ部材 54 は、自然状態（帰還端子 20 を装着していない状態）で内径が帰還端子 20 の雄ねじ部 20 a の外径よりも小さく、帰還端子 20 を装着した状態では該 C 型円筒パネ部材 54 の内周側へ向かう方向に弾性力がはたらし、弾性力によって帰還端子 20 を締め付ける。

30

【 0028 】

導電性部材 55 は、導通ケーブル 52 の先端 52 a を内挿した小径円筒部 55 a と、導通ケーブル 52 を帰還端子 20 に接続したとき帰還端子 20 の突起部材 22 を押込位置まで押し込む突起部 55 c と、この小径円筒部 55 a と突起部 55 c を接続する中継円柱部 55 b とを有している。支持部材 56 には、その軸線方向に貫通する支持穴 56 a が内周面に形成され、C 型円筒パネ部材 54 の他方の開口端 54 b を支持する支持溝 56 b が外縁に形成されている。この支持部材 56 は、支持穴 56 a に導電性部材 55 の中継円柱部 55 b と突起部 55 c を挿通させることにより、導電性部材 55（突起部 55 c）の先端面を C 型円筒パネ部材 54 の中空内に露出させた状態で導電性部材 55 を支持する。導電性部材 55 の突起部 55 c には、支持穴 56 a に当接する抜け止め用の突縁部 55 d が形成されている。外装カバー 57 は、C 型円筒パネ部材 54 の他方の開口端 54 b と支持部材 56 と導電性部材 55 と導通ケーブル 52 とを一体に保持する。この外装カバー 57 により、支持部材 56 及び導電性部材 55 はすべて覆われ、外方には露出しない。外方に露出するのは、図 6 (b) に示すように外装カバー 57 と導通ケーブル 52 と C 型円筒パネ部材 54 のみである。

40

【 0029 】

50

上記押込式コネクタ53は、C型円筒バネ部材54内に帰還端子20の雄ねじ部20aを押し込むことにより、導電性部材55を介して帰還端子20の突起部材22を押し込位置で保持し、導通ケーブル52と帰還端子20を接続する。すると、C型円筒バネ部材54の弾性力が帰還端子20を締め付ける方向にはたらき、押込式コネクタ53は抜け止めされる。この接続状態において、所定以上の力で導通ケーブル52を帰還端子20から離す方向へ引きぬけば、C型円筒バネ部材54の弾性力に抗して帰還端子20が外れ、容易に導通ケーブル52と帰還端子20の接続を解除することができる。

【0030】

このようにC型円筒バネ部材54の弾性力を利用して導通ケーブル52と帰還端子20を着脱自在とすれば、導通ケーブル52と帰還端子20の着脱動作がより容易となり、第1実施形態よりも操作性がさらに向上する。

10

【0031】

図8は、本発明の第3実施形態による電子内視鏡装置の帰還端子付近の構造を示している。第3実施形態は、第2実施形態とは別の態様による押込式コネクタ153を設けた点において、第1実施形態とは異なる。この押込式コネクタ153以外の構成は第1実施形態と同じであり、第1実施形態と同じ構成要素に対しては図1と同じ符号を付してある。

【0032】

押込式コネクタ153は、帰還端子20を弾性力により着脱自在に保持するスナッピングリング154と、導通ケーブル52の先端52aに固定した導電性部材155と、この導電性部材155を支持する第1外装カバー156と、この第1外装カバー156に取付けられた第2外装カバー157とを有している。スナッピングリング154は、図8に示すように円環の一部を切り欠いたC型形状をなし、弾性材料により形成されている。このスナッピングリング154は、自然状態（帰還端子20を装着していない状態）で内径が帰還端子20の雄ねじ部20aの外径よりも小さく、帰還端子20を装着した状態では該スナッピングリング154の内周側へ向かう方向に弾性力がはたらき、該弾性力によって帰還端子20を締め付ける。

20

【0033】

導電性部材155は、導通ケーブル52の先端52aを内挿した小径円筒部155aと、導通ケーブル52を帰還端子20に接続したとき帰還端子20の突起部材22を押し込位置まで押し込む突起部155cと、この小径円筒部155aと突起部155cを接続する中継円柱部155bとを有している。突起部155cには、第1外装カバー156の大径挿通穴156cに当接する抜け止め用の突縁部155dが形成されている。第1外装カバー156は、保護カバーとしての機能と導電性部材155の支持部材としての機能を有し、その軸線方向に貫通して形成された挿通穴を備えている。この挿通穴は、導電性部材155と導通ケーブル52の接続部を支持する小径挿通穴156aと、該小径挿通穴156aに連通して導電性部材155を支持する中径挿通穴156bと、該中径挿通穴156bに連通して導電性部材155の先端面を露出させ、且つ、帰還端子20を嵌合自在な大径挿通穴156cとにより形成されている。また第1外装カバー156には、大径挿通穴156cが開口する一端部側に位置させて、第2外装カバー157を支持する嵌合溝156dと支持突起156eが形成されている。これら嵌合溝156d及び支持突起156eを介して、第2外装カバー157は中継挿通穴157aに上述のスナッピングリング154を挟み込んだ状態で、第1外装カバー156に取り付けられている。中継挿通穴157aは、帰還端子20を挿通可能な大きさと形成されており、第1外装カバー156の大径挿通穴156cに連通している。

30

40

【0034】

上記押込式コネクタ153は、帰還端子20の雄ねじ部20aをスナッピングリング154の弾性力に抗して大径挿通穴156c内に押し込むことにより、導電性部材55を介して帰還端子20の突起部材22を押し込位置で保持し、導通ケーブル52と帰還端子20を接続する。このとき、スナッピングリング154の弾性力は帰還端子20を締め付ける方向にはたらき、押込式コネクタ153は抜け止めされる。すなわち、帰還端子20の雄ねじ部2

50

0 aは大径挿通穴1 5 6 c内で保持され、所定以上の力が加えられない限り大径挿通穴1 5 6 cから抜けなくなっている。そして、所定以上の力で導通ケーブル5 2を帰還端子2 0から離す方向へ引き抜けば、スナッピング1 5 4の弾性力に抗して帰還端子2 0が外れ、容易に導通ケーブル5 2と帰還端子2 0の接続を解除することができる。

【0 0 3 5】

このようにスナッピング1 5 4の弾性力を利用して導通ケーブル5 2と帰還端子2 0を着脱自在とすれば、導通ケーブル5 2と帰還端子2 0の着脱動作がより容易となり、第1実施形態よりも操作性がさらに向上する。また本実施形態では、帰還端子2 0の雄ねじ部2 0 aを大径挿通穴1 5 6 cに保持した状態でスナッピング1 5 4により帰還端子2 0を締め付けているので、第2実施形態よりも抜けづらくなる。

10

【0 0 3 6】

以上の第2及び第3実施形態では、押込型コネクタを導通ケーブル5 2側に設けているが、導通ケーブル5 2又は帰還端子2 0のいずれか一方に設けられていればよく、帰還端子2 0側に設けることも可能である。

【0 0 3 7】

また各実施形態では、電子内視鏡1 0のコネクタ部1 4に帰還端子2 0を設けているが、帰還端子を設ける位置は、プロセッサ側のコネクタ部、プロセッサ本体または電子内視鏡本体であってもよい。また本実施形態では、コンデンサ接地ケーブル3 2をプロセッサ3 0に内蔵してあるが、プロセッサ3 0に対して着脱可能な外付けタイプであってもよい。

20

【0 0 3 8】

以上、図示実施形態を参照して本発明を説明したが、本発明の電子内視鏡装置は図示実施形態に限定されるものではない。

【図面の簡単な説明】

【0 0 3 9】

【図1】本発明を適用した電子内視鏡装置の全体構成図であり、帰還端子がプロセッサのグランド端子に接続されている場合を示している。

【図2】図1に示す電子内視鏡の挿入部先端面を示す平面図である。

【図3】本発明を適用した電子内視鏡装置の全体構成図であり、帰還端子が高周波電流発生装置に接続されている場合を示している。

30

【図4】図1に示す導通状態での帰還端子付近の構造を示す部分断面図である。

【図5】図3に示す非導通状態での帰還端子付近の構造を示す部分断面図である。

【図6】(a)図3に示す非導通状態での帰還端子付近(=押込式コネクタ付近)の構造を示す部分断面図である。(b)同帰還端子付近の構造を示す上面図である。

【図7】C型円筒バネ部材の横断面図である。

【図8】(a)図3に示す非導通状態での、図5とは別態様による押込式コネクタの構造を示す部分断面図である。(b)同帰還端子付近の構造を示す上面図である。

【図9】スナッピングを示す平面図である。

【符号の説明】

【0 0 4 0】

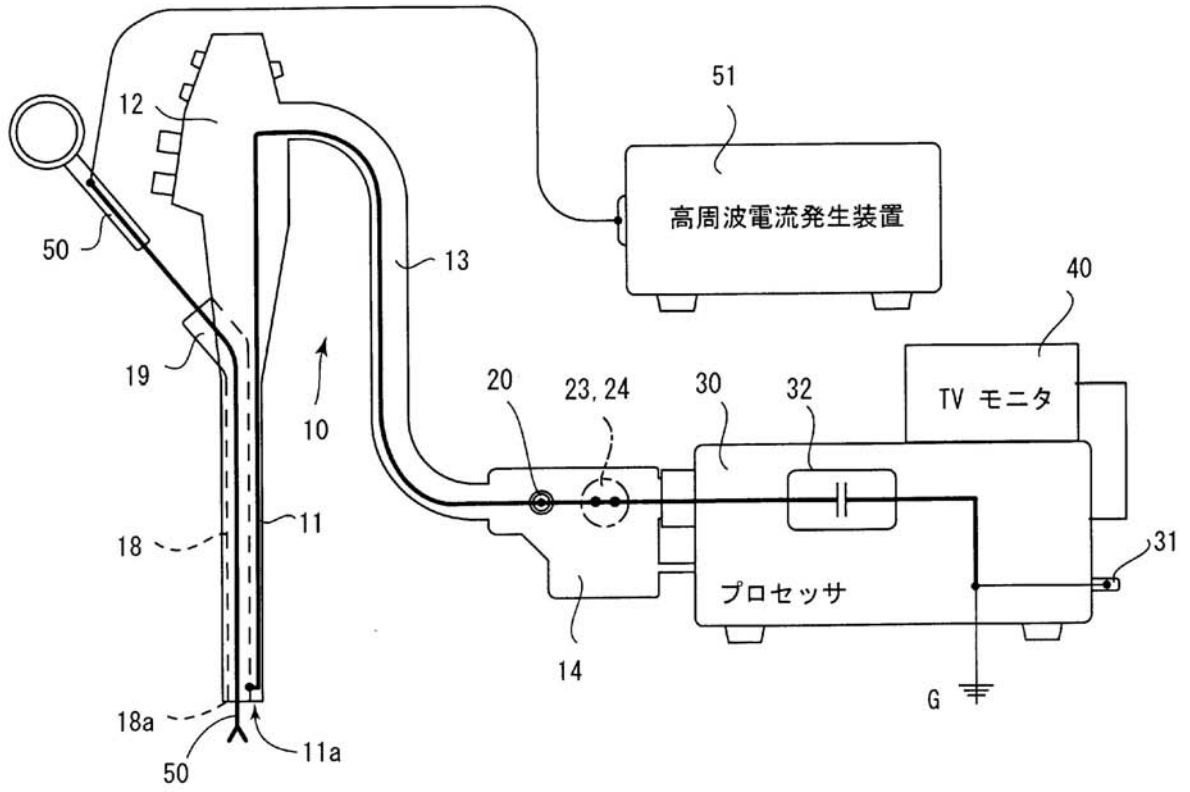
40

- 1 0 電子内視鏡
- 1 1 挿入部
- 1 4 コネクタ部
- 1 8 処置具挿通チャンネル
- 1 8 a 処置具挿通チャンネル出口
- 1 9 処置具挿入突起
- 2 0 帰還端子
- 2 1 ばね部材
- 2 2 突起部材
- 2 3 スイッチ端子

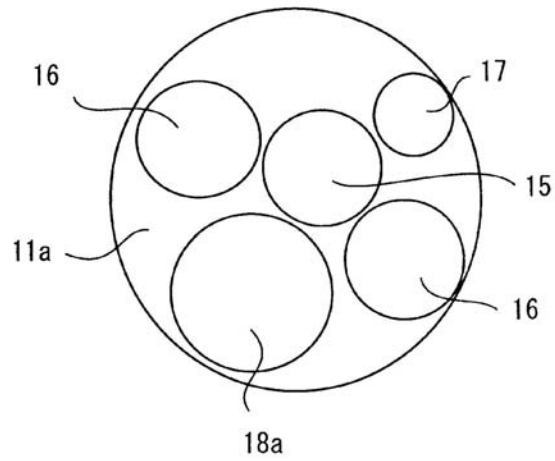
50

- 2 4 スイッチ基板
- 3 0 プロセッサ
- 3 1 等電位端子 ( グランド端子 )
- 3 2 コンデンサ接地ケーブル
- 4 0 T V モニタ
- 5 0 高周波処置具
- 5 1 高周波電流発生装置
- 5 2 導通ケーブル
- 5 3 押込式コネクタ
- 5 4 C 型円筒バネ部材 ( 板バネ部材 )
- 5 5 導電性部材
- 5 6 支持部材
- 5 7 外装カバー
- 5 9 ナット
- 1 5 3 押込式コネクタ
- 1 5 4 導電性部材
- 1 5 5 第 1 外装カバー
- 1 5 6 第 2 外装カバー

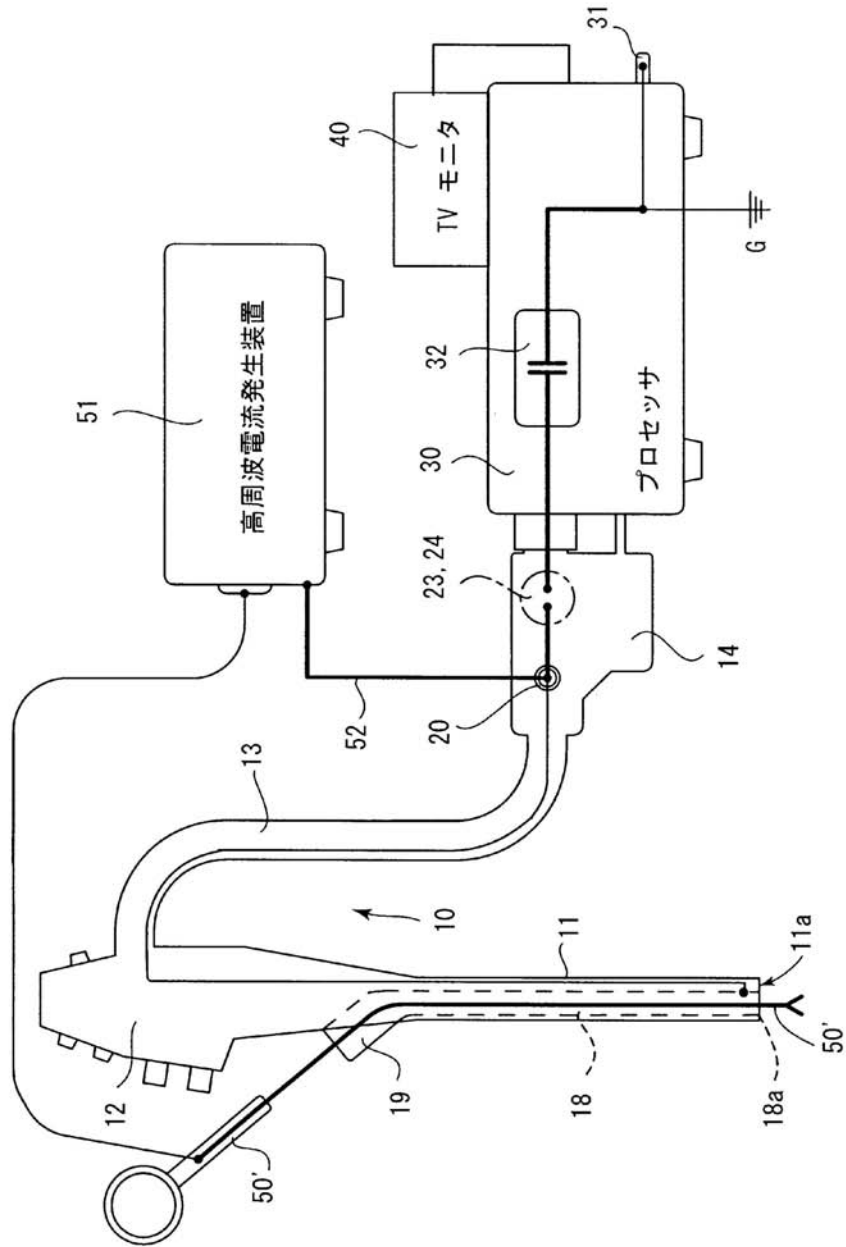
【図1】



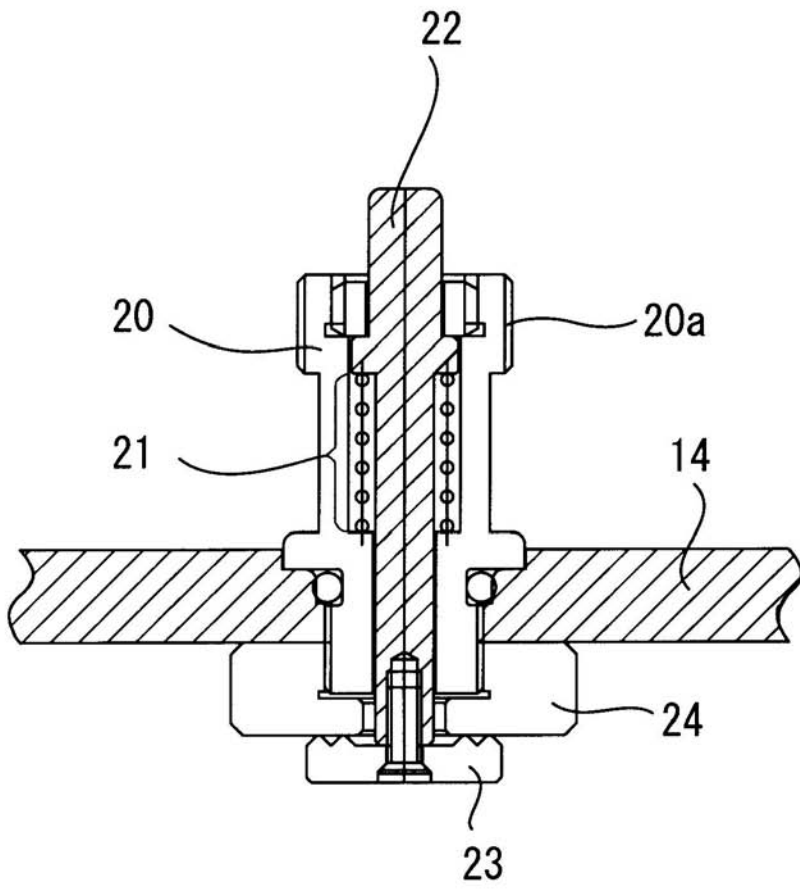
【図2】



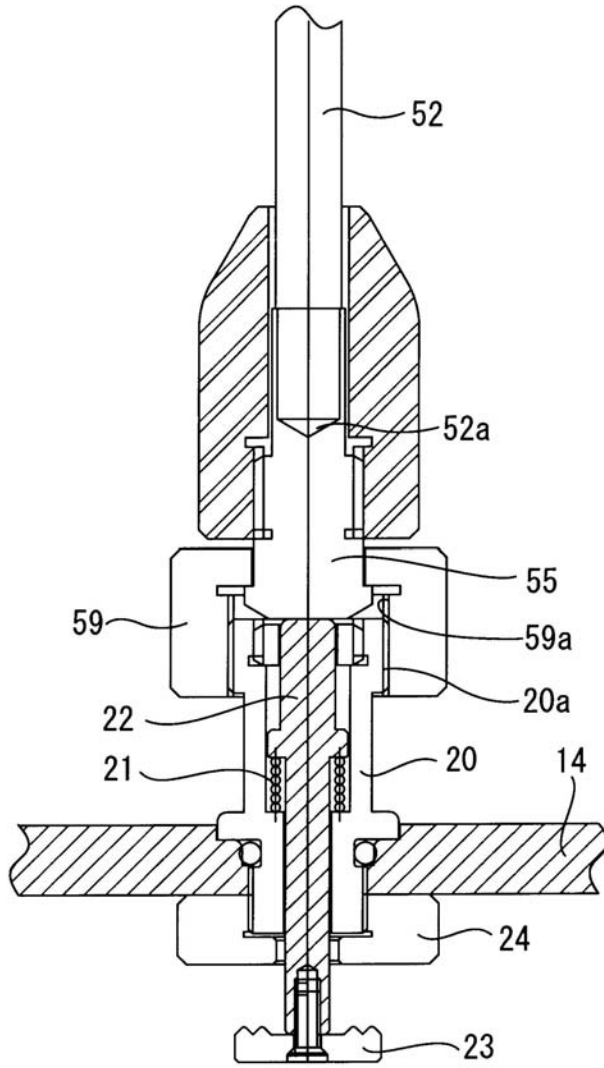
【図3】



【図4】

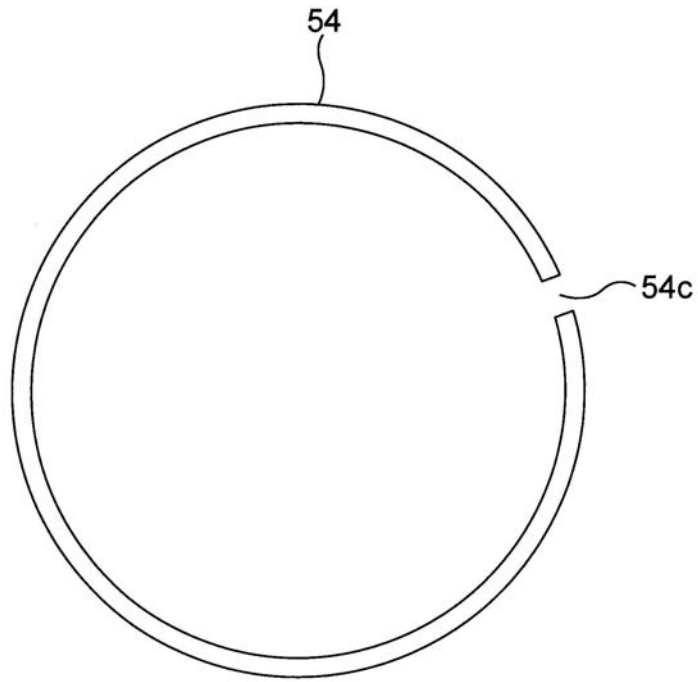


【図5】

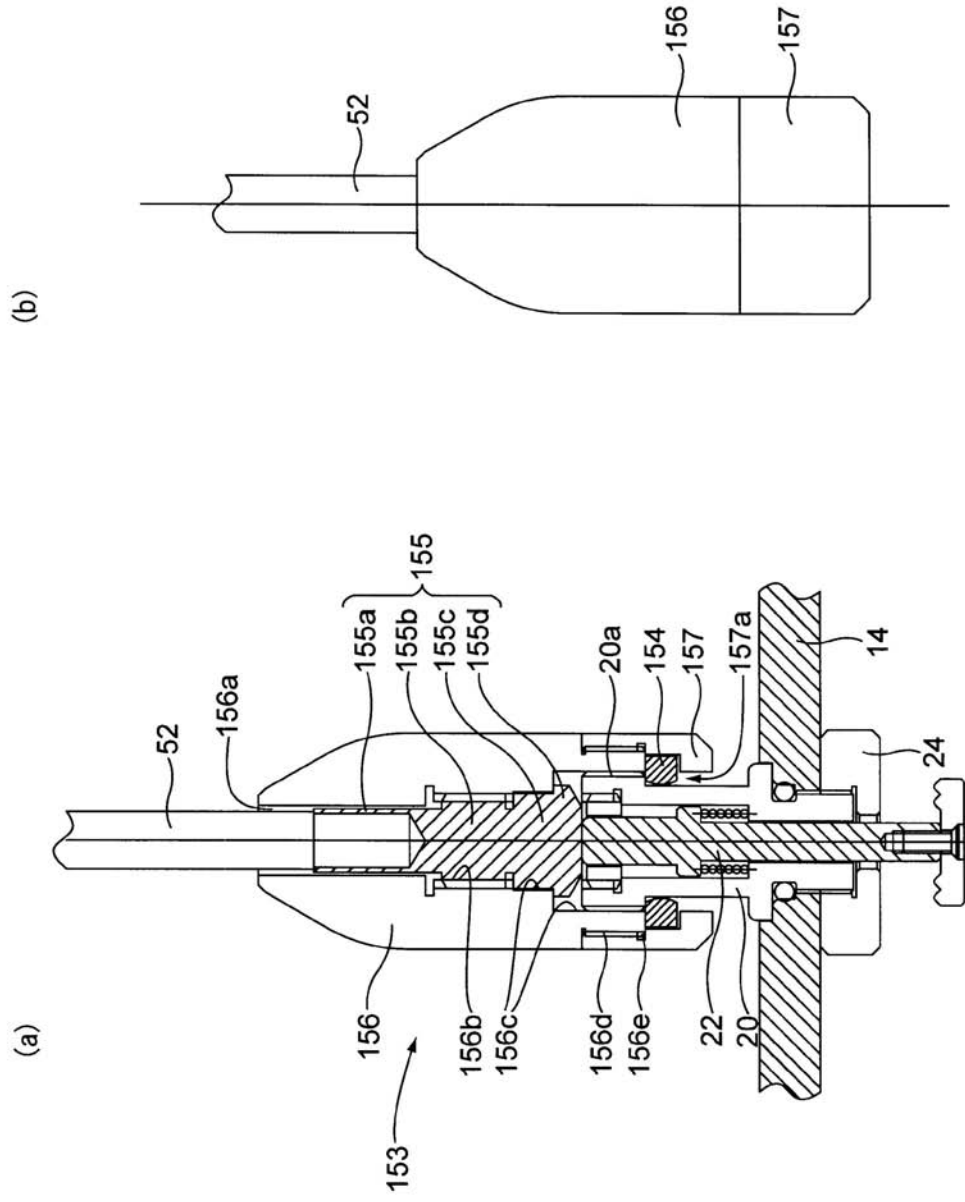




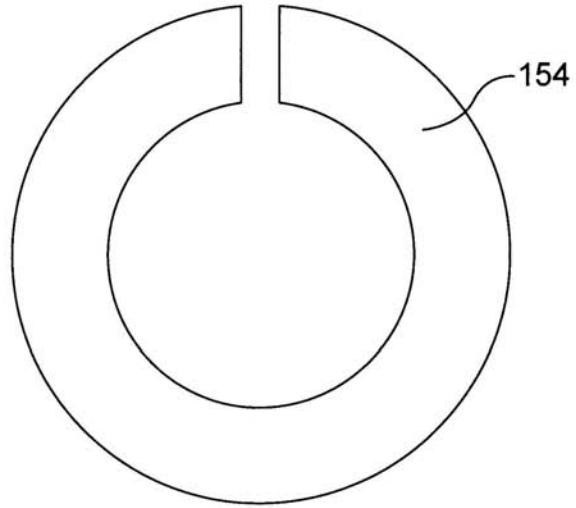
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特公平06-057195(JP, B2)  
特開平04-244132(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4390511B2</a>	公开(公告)日	2009-12-24
申请号	JP2003329448	申请日	2003-09-22
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	伊藤俊一 飯田充		
发明人	伊藤 俊一 飯田 充		
IPC分类号	A61B1/00 A61B18/12 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.J A61B17/39.310 H04N7/18.M A61B1/00.622 A61B1/018.511 A61B1/04.510 A61B1/04.520		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK29 4C060/MM24 4C061/HH57 4C061/JJ12 4C061/JJ15 4C161/HH57 4C161/JJ12 4C161/JJ15 5C054/CC07 5C054/HA12		
代理人(译)	三浦邦夫 平山岩		
优先权	2002274561 2002-09-20 JP		
其他公开文献	JP2004130126A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够抑制使用高频治疗仪时产生的电磁噪声的电子内窥镜装置，而不需要复杂的操作。ZOLUTION：这种电子内窥镜装置，其中具有接地端子的处理器和具有用于通过插入部分的尖端插入高频治疗仪器的治疗仪器插入通道的电子内窥镜可以通过连接器部分安装/拆卸，设有与接地端子导电的电容器接地电缆；反馈端子导电连接到治疗仪器插入通道；以及切换机构，用于使导电电缆插入通道和电容器接地电缆在导电电缆的断开状态下导电，导电至高频电流发生器，导电至反馈端子，并切换至处理仪器之间的非导通状态插入通道和电容器接地电缆处于导电电缆的连接状态。此外，反馈端子和导电电缆中的任一个设置有推入式连接器，用于通过弹簧构件的弹性使反馈端子和导电电缆可拆卸。Z

