

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3722739号
(P3722739)**

(45) 発行日 平成17年11月30日(2005.11.30)

(24) 登録日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.⁷**A 6 1 B 8/12**

F I

A 6 1 B 8/12

請求項の数 2 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2001-333124 (P2001-333124)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年10月30日(2001.10.30)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-135470 (P2003-135470A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成15年5月13日(2003.5.13)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成15年6月10日(2003.6.10)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	小室 雅彦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス光学工業株式会社内
		審査官	後藤 順也
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡用中継ケーブル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波内視鏡と超音波診断装置とを中継し、それぞれに対して着脱自在な超音波内視鏡用中継ケーブルにおいて、

前記超音波内視鏡に接続される内視鏡コネクタと前記超音波内視鏡診断装置に接続される超音波コネクタとの間に設けられた信号検知ラインに接続され、前記内視鏡コネクタと前記超音波内視鏡との接続に基づき通電される検知信号を検出する検出手段と、

前記検出手段に接続され、前記検出手段の検出結果に基づいて、前記超音波診断装置からの電気信号の伝達をオン/オフ制御する制御手段と、
を備えたことを特徴とする超音波内視鏡用中継ケーブル。

10

【請求項2】

前記制御手段は、前記検知信号に基づいて動作されるリレーであることを特徴とする請求項1記載の超音波内視鏡用中継ケーブル。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡先端に超音波振動子を具備して超音波断層像を観察し得る超音波内視鏡と超音波診断装置とを中継する超音波内視鏡用中継ケーブルに関する。

【0002】

【従来の技術】

20

一般に、超音波内視鏡は内視鏡挿入部の先端に超音波振動子を具備しており、体腔内の内視鏡像を観察すると共に周辺臓器の超音波断層像を観察することができる。

【0003】

図4に、従来の超音波内視鏡の構成を示す。同図に示すように、この超音波内視鏡1の操作部2からは、主に内視鏡機能に関連する内視鏡機能用ケーブル（以下「ユニバーサルケーブル」と略称）3が延出されており、又、副操作部4からは超音波機能に関連する超音波ケーブル5が延出されている。

【0004】

ユニバーサルケーブル3の先端には、図示しない内視鏡用光源装置、及びスコープケーブルを介して内視鏡装置に接続されるスコープコネクタ6が固設されており、又、超音波ケーブル5の先端には、図示しない超音波診断装置に接続される超音波コネクタ7が固設されている。

10

【0005】

このように、一般的な超音波内視鏡1は、手元の操作部2側からユニバーサルケーブル3と超音波ケーブル5との二本のケーブルが延出されているため、超音波内視鏡の外形が大型化し、重量増となってしまうばかりでなく、2つの装置に各々接続されるケーブル3, 5が邪魔になる等、ユーザーにとって使い勝手が悪いという側面を有している。

【0006】

そのため、本出願人は、特願2001-1695号において、ユニバーサルケーブルと超音波ケーブルとを一元化し、超音波内視鏡からはユニバーサルケーブルのみを延出させることで、形状の小型化、及び軽量化を実現すると共に、取扱性の向上を図る技術を提案した。

20

【0007】

すなわち、図5に示すように、超音波ケーブル8の両端に、超音波コネクタ7と内視鏡コネクタ8aとを固設することで、この超音波ケーブル8を中継ケーブルとして機能させ、内視鏡コネクタ8aを、超音波内視鏡1'の操作部2から延出するユニバーサルケーブル3の先端に固設されているスコープコネクタ6'に接続することで、ユニバーサルケーブル3と超音波ケーブル8との一元化を実現している。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

30

しかし、上述した先行技術のように、超音波ケーブル8を着脱自在な中継ケーブルとして機能させた場合、この超音波ケーブル8の両端に設けられている超音波コネクタ7と内視鏡コネクタ8aとを、超音波診断装置（図示せず）とスコープコネクタ6'とに各々接続する必要があるが、その際、内視鏡コネクタ8a側よりも先に、超音波コネクタ7側を超音波診断装置に接続してしまう場合がある。

【0009】

超音波コネクタ7側を内視鏡コネクタ8a側よりも先に接続すると、内視鏡コネクタ8aの接続端子に、超音波診断装置側から供給される電源や信号が剥き出し状態となるため、その防止策を講じる必要がある。

【0010】

40

例えば、上述した図5に示す超音波内視鏡1'では、超音波コネクタ8aに、超音波ケーブル固定用の回転レバー9を設けると共に、この回転レバー9を固定側に回転させたときONするスイッチを併設し、このスイッチがOFF状態、すなわち、スコープコネクタ6'に対し、超音波ケーブル8の内視鏡コネクタ8aを接続した後、回転レバー9を操作してスイッチをONさせるまでは、超音波診断装置側から供給される電源や信号が、超音波コネクタ8aの接続端子から出力されないようにした技術が開示されている。

【0011】

しかし、回転レバー9にスイッチを連動させた場合であっても、例えば超音波診断装置に超音波コネクタを接続した後、内視鏡コネクタ8aをスコープコネクタ6'に接続する前に、回転レバー9を回転させてしまうと、スイッチがONして、超音波診断装置側から供

50

給される電源や信号が、内視鏡コネクタ 8 a の接続端子に剥き出された状態となってしまう、上述と同様の問題が生じてしまう。

【 0 0 1 2 】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、超音波診断装置と超音波内視鏡とを中継する中継ケーブルが、超音波内視鏡側に接続するよりも先に、超音波診断装置側に接続された場合であっても、超音波診断装置側からの電源や信号が中継ケーブルの接続端子に剥き出しとなることが無く、使い勝手が良く、しかも小型軽量の超音波内視鏡用中継ケーブルを提供することを目的とする。

【 0 0 1 3 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明は、超音波内視鏡と超音波診断装置とを中継し、それぞれに対して着脱自在な超音波内視鏡用中継ケーブルにおいて、前記超音波内視鏡に接続される内視鏡コネクタと前記超音波内視鏡診断装置に接続される超音波コネクタとの間に設けられた信号検知ラインに接続され、前記内視鏡コネクタと前記超音波内視鏡との接続に基づき通電される検知信号を検出する検出手段と、前記検出手段に接続され、前記検出手段の検出結果に基づいて、前記超音波診断装置からの電気信号の伝達をオン/オフ制御する制御手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

このような構成では、検出手段が超音波内視鏡と中継ケーブルとの接続に基づき通電される検知信号を検出すると、制御手段がオン動作して、超音波診断装置と超音波内視鏡との間の電源ラインや信号ラインを中継ケーブルを介して導通させ、超音波内視鏡を使用可能な状態にする。従って、中継ケーブルが、超音波診断装置側には接続されているが超音波内視鏡側には未接続のときは、制御手段がオフ状態にあるため、中継ケーブルの超音波内視鏡用接続端側から電源や信号が剥き出しとなってしまうことがない。

【 0 0 1 5 】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の一実施の形態を説明する。

【 0 0 1 6 】

(第1実施の形態)

図1に本発明の第1実施の形態による超音波ケーブルと、超音波ケーブルに接続する超音波内視鏡のスコープコネクタとの概略構成図を示す。

【 0 0 1 7 】

図中の符号 1 1 は超音波内視鏡用中継ケーブルとしての超音波ケーブルである。この超音波ケーブル 1 1 は、超音波診断装置 1 4 と超音波内視鏡 1 ' (図5参照)とを接続するもので、超音波ケーブル 1 1 の両端に、超音波内視鏡 1 ' に設けたスコープコネクタ 6 ' に接続する内視鏡コネクタ 1 3 と、超音波診断装置 1 4 側に接続する超音波コネクタ 1 5 とが設けられている。

【 0 0 1 8 】

超音波ケーブル 1 1 内には、電源ラインや信号ラインで構成された電源・信号ライン 1 7 が配設されており、この電源・信号ライン 1 7 の一端が内視鏡コネクタ 1 3 に設けられている内視鏡側端子 1 7 a , 1 7 a ... にそれぞれ接続されている。

【 0 0 1 9 】

又、電源・信号ライン 1 7 の他端が超音波コネクタ 1 5 に設けられている超音波側端子 1 7 b , 1 7 b ... に接続されている。更に、この超音波コネクタ 1 5 には、電源・信号ライン 1 7 の導通・遮断を制御する制御手段としてのリレー R E 1 と、このリレー R E 1 に対して駆動信号を出力する N P N 型トランジスタ (以下、「トランジスタ」と略称) T R 1 とが内装されている。

【 0 0 2 0 】

又、超音波ケーブル 1 1 には、信号検知ライン 1 8 が配設されており、この一端が内視鏡コネクタ 1 3 に設けられている検出手段としての内視鏡側検出端子 1 8 a に接続され、他

10

20

30

40

50

端が超音波コネクタ 15 に設けられている超音波側検知端子 18 b に接続されている。

【0021】

この超音波側検知端子 18 b は超音波診断装置 14 に接続されて、この超音波診断装置 14 からの検知信号が通電される。この検知信号は、トランジスタ T R 1 を ON 動作させるに十分な電流・電圧を備えている。

【0022】

一方、内視鏡コネクタ 13 には、検出手段としての検知リターン端子 19 a が設けられており、この検知リターン端子 19 a を一端に接続する検知リターンライン 19 の他端が、トランジスタ T R 1 のベースに接続されている。尚、このトランジスタ T R 1 のコレクタ側に制御電圧 V c c が印加され、エミッタ側がリレー R E 1 の制御端子に接続されている。このリレー T R 1 は、トランジスタ T R 1 のエミッタ側からの駆動信号が非通電状態のときは OFF 状態にあり、駆動信号が通電されたとき ON 動作する。

10

【0023】

又、スコープコネクタ 6' には、内視鏡コネクタ 13 に設けられている各内視鏡側端子 17 a, 17 a ... に接続されるコネクタ側端子 20 a, 20 a ... が設けられており、この各コネクタ側端子 20 a, 20 a ... が、超音波内視鏡 1' の電源ラインや信号ラインに各々接続されている。

【0024】

更に、このスコープコネクタ 6' の、内視鏡側検知端子 18 a と検知リターン端子 19 a とに対応する位置に、内視鏡コネクタ 13 の接続を検知する検知手段としてのコネクタ側検知端子 21 a, 21 b が設けられており、この両コネクタ側検知端子 21 a, 21 b 間

20

【0025】

従って、内視鏡コネクタ 13 をスコープコネクタ 6' に装着すると、内視鏡側検知端子 18 a と検知リターン端子 19 a とがコネクタ側検知端子 21 a, 21 b を介して導通される。

【0026】

次に、このような構成による本実施の形態の作用について説明する。

超音波ケーブル 11 の一端に設けられている超音波コネクタ 15 を超音波診断装置 14 側に接続すると、この超音波コネクタ 15 に設けられている超音波側検知端子 18 b、及び

30

超音波側端子 17 b が、超音波診断装置 14 側の端子（図示せず）に接続される。

【0027】

このとき、超音波ケーブル 11 の他端に設けられている内視鏡コネクタ 13 が、超音波内視鏡 1' から延出するユニバーサルケーブル 3 の先端に設けられている超音波ケーブル 5' に対し非接続状態のときは、超音波側検知端子 18 b に接続する信号検知ライン 18 と検知リターンライン 19 とが遮断されているため、トランジスタ T R 1 のベースに検知信号が通電されず、トランジスタ T R 1 は OFF 状態を維持する。

【0028】

従って、このトランジスタ T R 1 のエミッタ側からリレー R E 1 の制御端子に対して駆動信号が出力されず、リレー R E 1 は OFF 状態を維持しているため、このリレー R E 1 に

40

【0029】

次いで、超音波ケーブル 11 の他端に設けられている内視鏡コネクタ 13 を、スコープコネクタ 6' に装着すると、内視鏡コネクタ 13 に設けられている内視鏡側検知端子 18 a と検知リターン端子 19 a とが、スコープコネクタ 6' に設けられているコネクタ側検知端子 21 a, 21 b に接続され、信号検知ライン 18 と検知リターンライン 19 とが、スコープコネクタ 6' に設けられている短絡ライン 22 を介して導通される。

【0030】

すると、トランジスタ T R 1 のベースに、信号検知ライン 18、短絡ライン 22、検知リターンライン 19 を介して、超音波診断装置 14 側から供給されている、トランジスタ T

50

R 1 が ON するのに十分な電流・電圧を有する検知信号が入力され、トランジスタ T R 1 が ON する。

【 0 0 3 1 】

その結果、このトランジスタ T R 1 のエミッタ側からリレー R E 1 の制御端子に、制御電圧 V c c が供給されて、リレー R E 1 が ON し、電源・信号ライン 1 7 が導通状態となり、超音波診断装置 1 4 とスコープコネクタ 6 ' との電源ライン、及び信号ラインが、超音波ケーブル 1 1 に設けられている電源・信号ライン 1 7 を介して導通され、超音波内視鏡 1 ' が使用可能となる。

【 0 0 3 2 】

このように、本実施の形態によれば、特願 2 0 0 1 - 1 6 9 5 号に開示された超音波ケーブル固定用回転レバー 9 に連動するスイッチの状態によらず、超音波ケーブル 1 1 に設けた内視鏡コネクタ 1 3 が超音波内視鏡 1 ' のスコープコネクタ 6 ' に接続されるまでは、トランジスタ T R 1 が OFF 状態にあり、電源・信号ライン 1 7 が遮断されているため、超音波コネクタ 1 5 を内視鏡コネクタ 1 3 よりも先に、超音波診断装置 1 4 側へ接続した場合であっても、内視鏡コネクタ 1 3 の内視鏡側端子 1 7 a , 1 7 a ... から電源や信号が剥き出しとなってしまうことが無く、取扱性が良い。

10

【 0 0 3 3 】

この場合、超音波診断装置 1 4 側から供給される検知信号は、トランジスタ T R 1 のベース電流であるため微弱であり、内視鏡コネクタ 1 3 の内視鏡側検知端子 1 8 a から検知信号が剥き出しとなっても、周辺に影響を及ぼすことはない。

20

【 0 0 3 4 】

(第 2 実施の形態)

図 2 に本発明の第 2 実施の形態による超音波ケーブルと、超音波ケーブルに接続する超音波内視鏡のスコープコネクタとの概略構成図を示す。

【 0 0 3 5 】

本実施の形態では、トランジスタ T R 1 のコレクタ側をリレー R E 1 の制御端子に接続し、エミッタ側を信号検知ライン 1 8 に接続すると共に、ベースに制御電圧 V B 、コレクタに制御電圧 V c c を常時供給する構成としたものである。

【 0 0 3 6 】

この信号検知ライン 1 8 は内視鏡コネクタ 1 3 に設けられている内視鏡側検知端子 1 8 a に接続されている。一方、スコープコネクタ 6 ' には、内視鏡側検知端子 1 8 a に接続するグランド端子 2 3 が設けられており、このグランド端子 2 3 が接地されている。

30

【 0 0 3 7 】

このような構成では、超音波ケーブル 1 1 に設けられている内視鏡コネクタ 1 3 とスコープコネクタ 6 ' とが非接続状態のときは、トランジスタ T R 1 のエミッタ側の電位が不定であるため、トランジスタ T R 1 のエミッタ側には電流が流れず、リレー R E 1 は OFF 状態を維持する。

【 0 0 3 8 】

一方、内視鏡コネクタ 1 3 をスコープコネクタ 6 ' に接続すると、信号検知ライン 1 8 が、スコープコネクタ 6 ' のグランド端子 2 3 を介して接地されるため、トランジスタ T R 1 のエミッタ側の電位 (グランドレベル) が確定し、エミッタ側に電流が流れてリレー R E 1 が ON し、電源・信号ライン 1 7 を介して、超音波診断装置 1 4 と超音波内視鏡 1 ' との電源ライン、及び信号ラインが導通され、超音波内視鏡 1 4 が使用可能な状態となる。

40

【 0 0 3 9 】

このように、本実施の形態によれば、第 1 実施の形態の効果に加え、第 1 実施の形態に示す検知リターンライン 1 9 及び検知リターン端子 1 9 a が不要となり、その分、部品点数の削減による構造の簡素化が図れ、製品の低コスト化を実現することができる。

【 0 0 4 0 】

(第 3 実施の形態)

50

図 3 に本発明の第 3 実施の形態による超音波ケーブルと、超音波ケーブルに接続する超音波内視鏡のスコープコネクタとの概略構成図を示す。

【 0 0 4 1 】

本実施の形態では、第 1、第 2 の実施の形態で必要であったトランジスタ T R 1 を廃止し、内視鏡コネクタ 1 3 がスコープコネクタ 6 ' に接続されると、リレー R E 1 に対して超音波診断装置 1 4 側から制御電圧が直接供給されるようにしたものである。

【 0 0 4 2 】

すなわち、超音波ケーブル 1 1 の一端に設けられている超音波コネクタ 1 5 を超音波診断装置 1 4 に接続すると、この超音波ケーブル 1 1 に設けられている信号検知ライン 1 8 が、超音波診断装置 1 4 に設けられている検知電圧供給ライン（図示せず）に接続される。尚、この制御電圧は、リレー R E 1 を制御動作させるのに十分な電圧・電流値を有している。

10

【 0 0 4 3 】

一方、検知リターンライン 1 9 は、その一端が内視鏡コネクタ 1 3 に設けられている検知リターン端子 1 9 a に接続され、他端がリレー R E 1 の制御端子に接続されている。更に、スコープコネクタ 6 ' には、内視鏡側検知端子 1 8 a と検知リターン端子 1 9 a とに接続するコネクタ側検知端子 2 1 a , 2 1 b が設けられており、この各コネクタ側検知端子 2 1 a , 2 1 b 間が短絡ライン 2 2 を介して接続されている。

【 0 0 4 4 】

このような構成では、超音波ケーブル 1 1 の一端に設けられている超音波コネクタ 1 5 と超音波診断装置 1 4 とが接続されており、一方、超音波ケーブル 1 1 の一端に設けられている内視鏡コネクタ 1 3 とスコープコネクタ 6 ' とが非接続状態にある場合は、信号検知ライン 1 8 と検知リターンライン 1 9 とが遮断されているため、リレー R E 1 の制御端子に制御電圧が供給されておらず、リレー R E 1 は O F F 状態にある。

20

【 0 0 4 5 】

そして、内視鏡コネクタ 1 3 をスコープコネクタ 6 ' に接続すると、内視鏡コネクタ 1 3 に設けられている信号検知ライン 1 8 と検知リターンライン 1 9 とが、スコープコネクタ 6 ' に設けられている短絡ライン 2 2 を介して導通され、信号検知ライン 1 8 に供給されている制御電圧が、検知リターンライン 1 9 を介してリレー R E 1 の制御端子に供給される。

30

【 0 0 4 6 】

すると、このリレー R E 1 が O N し、電源・信号ライン 1 7 が導通状態となり、超音波診断装置 1 4 とスコープコネクタ 6 ' とに設けられている電源ライン、及び信号ラインが、超音波ケーブル 1 1 に設けられている電源・信号ライン 1 7 を介して導通され、超音波内視鏡 1 ' が使用可能状態となる。

【 0 0 4 7 】

このように、本実施の形態では、リレー R E 1 に対して超音波診断装置 1 4 側から制御電圧を直接供給するようにしたので、信号検知ライン 1 8 を流れる電流値は、第 1 実施の形態に比し、若干大きい値となるが、トランジスタ T R 1 を省略することができるため、部品点数の削減、及び構造の簡素化を実現することができ、製品コストを低減することができる。

40

【 0 0 4 8 】

[付記] 以上詳述したように、本発明によれば、以下のごとき構成を得ることができる。
(1) 内視鏡用ケーブルと着脱自在な超音波機能用ケーブルとを具備した超音波内視鏡において、
前記超音波機能用ケーブルの超音波内視鏡側コネクタに設けた、前記超音波内視鏡との接続を検出する検出手段と、
前記検出手段の検出結果に基づいて超音波診断装置の電源ラインや信号ラインの伝達を O N / O F F する制御手段と、
を備えたことを特徴とする超音波内視鏡。

50

【 0 0 4 9 】

このような構成では、超音波機能用ケーブルと超音波内視鏡との接続を検知した場合のみ、超音波診断装置からの電源ラインや信号ラインが導通されて、超音波内視鏡が使用可能状態となる。

【 0 0 5 0 】

【 発明の効果 】

以上、説明したように本発明によれば、中継ケーブルを超音波内視鏡側に接続するよりも先に、超音波診断装置側に接続した場合であっても、超音波診断装置側からの電源や信号が中継ケーブルの接続端子に剥き出しとなることがないので、使い勝手がよい。又、簡単な構造であるため、小型軽量化が実現でき、しかも高い安全性を得ることができる等の優れた効果が奏される。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 第 1 実施の形態による超音波ケーブルと、超音波ケーブルに接続する超音波内視鏡のスコープコネクタとの概略構成図

【 図 2 】 第 2 実施の形態による超音波ケーブルと、超音波ケーブルに接続する超音波内視鏡のスコープコネクタとの概略構成図

【 図 3 】 第 3 実施の形態による超音波ケーブルと、超音波ケーブルに接続する超音波内視鏡のスコープコネクタとの概略構成図

【 図 4 】 従来 of 超音波内視鏡の全体構成図

【 図 5 】 従来 of 他の態様による超音波内視鏡の全体構成図

20

【 符号の説明 】

1 ' 超音波内視鏡

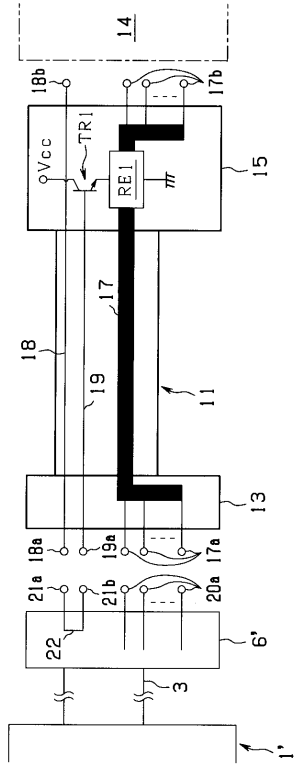
1 4 超音波診断装置

1 8 a 内視鏡側検知端子（検出手段）

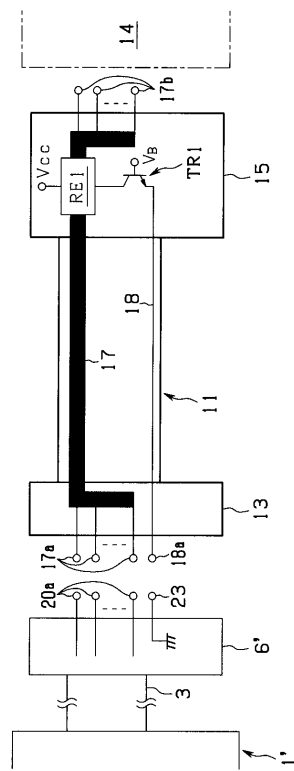
1 9 a 検知リターン端子（検出手段）

R E 1 リレー（制御手段）

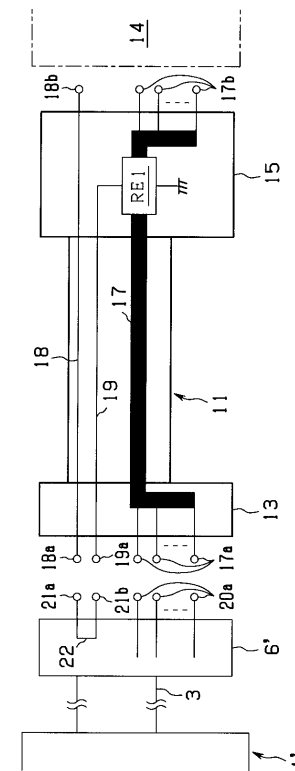
【図 1】



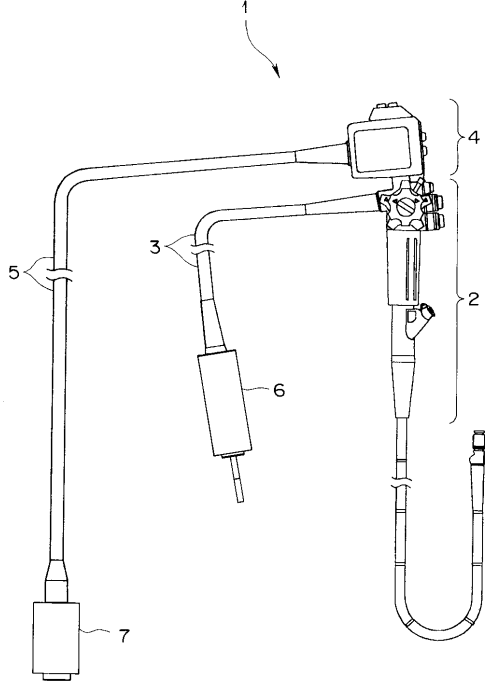
【図 2】



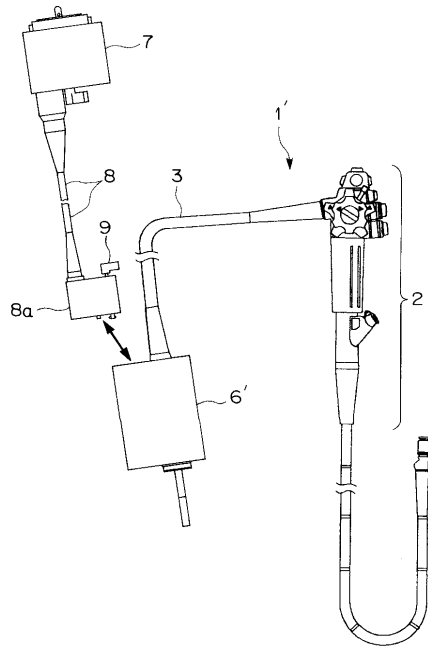
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-166928(JP,A)
特開2000-139031(JP,A)
実開平04-106870(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波内窥镜用继电器电缆		
公开(公告)号	JP3722739B2	公开(公告)日	2005-11-30
申请号	JP2001333124	申请日	2001-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小室雅彦		
发明人	小室 雅彦		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/EE19 4C301/FF04 4C301/JA06 4C301/JA20 4C301/LL17 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/EE18 4C601/EE21 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GD06 4C601/GD12 4C601/GD14 4C601/GD18 4C601/GD20 4C601/LL17 4C601/LL30		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003135470A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在连接到超声波内窥镜之前，当超声波诊断仪器和超声波内窥镜之间用于执行继电器的超声波电缆连接到超声波诊断仪器时，防止关于电源和信号的条带。解决方案：用于在超声波诊断仪器14和布置在超声波内窥镜1中的镜体连接器6之间进行中继的超声波电缆11设置有用于控制电源和信号线17和晶体管的导通/截止的继电器RE1。TR1用于向继电器RE1施加控制电压。即使超声波电缆11的超声波连接器15连接到仪器14，当内窥镜连接器13处于与镜体连接器6的非连接状态时，信号检测线18和检测返回线19被中断。因此，晶体管TR1处于截止状态。继电器RE1断开电源和信号线17，因此，防止了关于电源和来自内窥镜连接器13的内窥镜侧端子17a的信号的条带。

