

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [*] (参 考)
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	4 C 3 0 1
			4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 L (全 6 数)

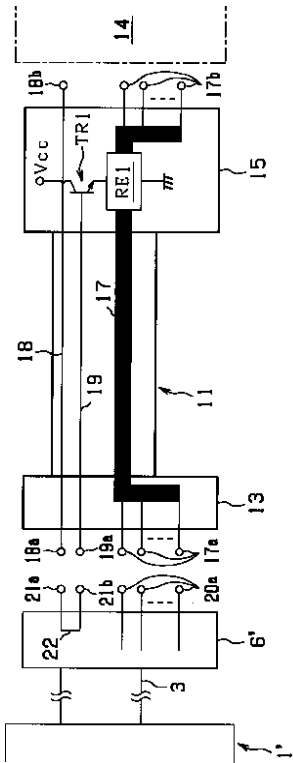
(21)出願番号	特願2001 - 333124(P2001 - 333124)	(71)出願人	000000376 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22)出願日	平成13年10月30日(2001.10.30)	(72)発明者	小室 雅彦 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(74)代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		F タ-ム (参 考)	4C301 EE19 FF04 JA06 JA20 LL17 4C601 EE16 FE01 GD06 GD20 LL17

(54)【発明の名称】 超音波内視鏡用中継ケーブル

(57)【要約】

【課題】超音波診断装置と超音波内視鏡との間を中継する超音波ケーブルを、超音波内視鏡よりも超音波診断装置側を先に接続した場合の電源や信号の剥き出しを防止する。

【解決手段】超音波診断装置14と超音波内視鏡1'に設けたスコープコネクタ6'とを中継する超音波ケーブル11に、電源・信号ライン17をON/OFF制御するリレーRE1と、このリレーRE1に制御電圧を供給するトランジスタTR1とを配設する。超音波ケーブル11の超音波コネクタ15を超音波診断装置14に接続しても、内視鏡コネクタ13がスコープコネクタ6'に対して非接続状態にあるときは、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TR1はOFF状態にあり、リレーRE1が電源・信号ライン17を遮断し、内視鏡コネクタ13の内視鏡側端子17a,17a...からの電源及び信号の剥き出しが防止される。



【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、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。

【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】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。

【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。

【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】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】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給される電源や信号が、内視鏡コネクタ 8a 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。

【0012】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なく、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。

【0013】

【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、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。

【0014】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。

【0015】

【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。

【0016】（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。

【0017】図中の符号11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11は、超音波診断装置14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11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13と、超音波診断装置14側に接続する超音波コネクタ15とが設けられている。

【0018】超音波ケーブル11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17が配設されており、この電源・信号ライン17の一端が内視鏡コネクタ13に設けられている内視鏡側端子17a, 17a...にそれぞれ接続されている。

【0019】又、電源・信号ライン17の他端が超音波コネクタ15に設けられている超音波側端子17b, 17b...に接続されている。更に、この超音波コネクタ15には、電源・信号ライン17の導通・遮断を制御する制御手段としてのリレーRE1と、このリレーRE1に対して駆動信号を出力するNPN型トランジスタ（以下、「トランジスタ」と略称）TR1とが内装されている。

【0020】又、超音波ケーブル11には、信号検知ライン18が配設されており、この一端が内視鏡コネクタ13に設けられている検出手段としての内視鏡側検知端子18aに接続され、他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18bに接続されている。

【0021】この超音波側検知端子18b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TR1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19aが設けられており、この検知リターン端子19a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TR1のベースに接続されている。尚、このトランジスタTR1のコレクタ側に制御電圧Vccが印加され、エミッタ側がリレーRE1の制御端子に接続されている。このリレーTR1は、トランジスタTR1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。

【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17a, 17a...に接続されるコネクタ側端子20a, 20a...が設けられており、この各コネクタ側端子20a, 20a...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18aと検知リターン端子19a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21a, 21bが設けられており、この両コネクタ側検知端子21a, 21b間が短絡ライン22を介して接続されている。

【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18aと検知リターン端子19aとがコネクタ側検知端子21a, 21b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18b、及び超音波側端子17b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18b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TR1のベースに検知信号が通電されず、トランジスタTR1はOFF状態を維持する。

【0028】従って、このトランジスタTR1のエミッタ側からリレーRE1の制御端子に対して駆動信号が出力されず、リレーRE1はOFF状態を維持しているため、このリレーRE1により、超音波ケーブル11内の電源・信号ライン17は遮断されている。

【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18aと検知リターン端子19a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21a, 21b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 TR1 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 TR1 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 TR1 が ON する。

【0031】その結果、このトランジスタ TR1 のエミッタ側からリレー RE1 の制御端子に、制御電圧 Vcc 10 が供給されて、リレー RE1 が ON し、電源・信号ライン 17 が導通状態となり、超音波診断装置 14 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 11 に設けられている電源・信号ライン 17 を介して導通され、超音波内視鏡 1' が使用可能となる。

【0032】このように、本実施の形態によれば、特願 2001 - 1695 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 11 に設けた内視鏡コネクタ 13 が超音波 20 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 TR1 が OFF 状態にあり、電源・信号ライン 17 が遮断されているため、超音波コネクタ 15 を内視鏡コネクタ 13 よりも先に、超音波診断装置 14 側へ接続した場合であっても、内視鏡コネクタ 13 の内視鏡側端子 17a, 17a... 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。

【0033】この場合、超音波診断装置 14 側から供給される検知信号は、トランジスタ TR1 のベース電流であるため微弱であり、内視鏡コネクタ 13 の内視鏡側 30 検知端子 18a 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。

【0034】(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。

【0035】本実施の形態では、トランジスタ TR1 のコレクタ側をリレー RE1 の制御端子に接続し、エミッタ側を信号検知ライン 18 に接続すると共に、ベースに制御電圧 VB、コレクタに制御電圧 Vcc を常時供給する 40 構成としたものである。

【0036】この信号検知ライン 18 は内視鏡コネクタ 13 に設けられている内視鏡側検知端子 18a 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 18a に接続するグランド端子 23 が設けられており、このグランド端子 23 が接地されている。

【0037】このような構成では、超音波ケーブル 11 に設けられている内視鏡コネクタ 13 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 TR 50

1 のエミッタ側には電流が流れず、リレー RE1 は OFF 状態を維持する。

【0038】一方、内視鏡コネクタ 13 をスコープコネクタ 6' に接続すると、信号検知ライン 18 が、スコープコネクタ 6' のグランド端子 23 を介して接地されるため、トランジスタ TR1 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 RE1 が ON し、電源・信号ライン 17 を介して、超音波診断装置 14 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 14 が使用可能な状態となる。

【0039】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 19 及び検知リターン端子 19a 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。

【0040】(第 3 実施の形態) 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。

【0041】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 TR1 を廃止し、内視鏡コネクタ 13 がスコープコネクタ 6' に接続されると、リレー RE1 に対して超音波診断装置 14 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。

【0042】すなわち、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 に接続すると、この超音波ケーブル 11 に設けられている信号検知ライン 18 が、超音波診断装置 14 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 RE1 を制御動作させるのに十分な電圧・電流値を有している。

【0043】一方、検知リターンライン 19 は、その一端が内視鏡コネクタ 13 に設けられている検知リターン端子 19a に接続され、他端がリレー RE1 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 18a と検知リターン端子 19a とに接続するコネクタ側検知端子 21a, 21b が設けられており、この各コネクタ側検知端子 21a, 21b 間が短絡ライン 22 を介して接続されている。

【0044】このような構成では、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 と超音波診断装置 14 とが接続されており、一方、超音波ケーブル 11 の一端に設けられている内視鏡コネクタ 13 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 18 と検知リターンライン 19 とが遮断されているため、リレー RE1 の制御端子に制御電圧が供給されておらず、リレー RE1 は OFF 状態にある。

【0045】そして、内視鏡コネクタ 13 をスコープコネクタ 6' に接続すると、内視鏡コネクタ 13 に設けら

*超音波内視鏡が使用可能状態となる。

【 0 0 5 0 】

【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】従来の超音波内視鏡の全体構成図

【図5】従来の他の態様による超音波内視鏡の全体構成

【符号の説明】

1' 超音波内視鏡

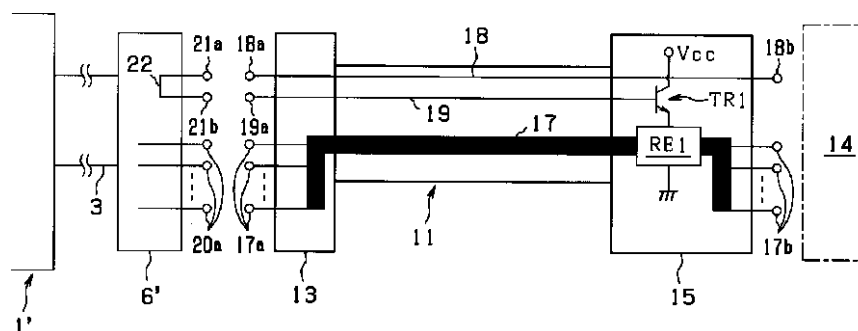
1.4 超音波診断装置

1 8 a 内視鏡側検知端子（検出手段）

19a 検知リターン端子（検出手段）

RE1 リレー（制御手段）

【图 1】



[illegible]

Fig. 1 is a schematic diagram of a medical device 1' for a patient. The device includes a main body 2, a flexible tube 3, and a distal unit 6'. A side branch 8 with a connector 9 and a component 8a is also shown. The device is connected to a patient's head.

专利名称(译)	超声波内窥镜用继电器电缆		
公开(公告)号	JP2003135470A	公开(公告)日	2003-05-13
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		
[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/EE16 4C601/FE01 4C601/GD06 4C601/GD20 4C601/LL17 4C601/EE11 4C601/EE18 4C601/EE21 4C601/FE02 4C601/GD12 4C601/GD14 4C601/GD18 4C601/LL30		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP3722739B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当超声波诊断装置和超声波内窥镜之间的中继超声波电缆比超声波内窥镜更早地连接到超声波诊断装置侧时，防止电源和信号的脱落。到。 解决方案：超声波电缆11将设置在超声波内窥镜1'中的超声波诊断装置14和镜体连接器6'；中继到用于控制电源/信号线17的ON / OFF的继电器RE1；设置用于向继电器RE1提供控制电压的晶体管TR1。即使当超声波电缆11的超声波连接器15连接到超声波诊断装置14时，当内窥镜连接器13相对于镜体连接器6'处于断开状态时，信号检测线18和检测返回线由于晶体管19截止，晶体管TR1处于截止状态，继电器RE1切断电源/信号线17，并且来自内窥镜连接器13的内窥镜侧端子17a，17a的电力和信号是暴露被阻止。

