

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4468691号
(P4468691)

(45) 発行日 平成22年5月26日(2010.5.26)

(24) 登録日 平成22年3月5日(2010.3.5)

(51) Int.CI.	F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 300 F
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 D
H 0 1 R 12/24 (2006.01)	H 0 1 R 23/66 A

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2003-435620 (P2003-435620)
(22) 出願日	平成15年12月26日 (2003.12.26)
(65) 公開番号	特開2005-192639 (P2005-192639A)
(43) 公開日	平成17年7月21日 (2005.7.21)
審査請求日	平成18年10月16日 (2006.10.16)

(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(72) 発明者	雜賀 和也 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波信号ケーブルコネクタ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部先端に設けられ、体腔内組織に対して超音波を発信すると共に、体腔内組織から反射された超音波を受信して超音波信号を生成する電子走査式超音波振動子を有する超音波内視鏡と、その超音波内視鏡の超音波振動子を駆動制御すると共に、生成された超音波信号から超音波画像信号を生成する超音波観測機器とからなる超音波内視鏡装置に用いる超音波信号ケーブルコネクタ装置において、

前記電子走査式超音波振動子を構成する複数の圧電素子のそれぞれに接続された複数の信号線を有する超音波信号ケーブルと、

この超音波信号ケーブルを前記超音波観測機器に接続するための超音波コネクタと、

前記超音波信号ケーブルの複数の信号線を前記超音波コネクタにそれぞれ接続するための配線パターンが形成された略L字状のフレキシブル配線基板と、

このフレキシブル配線基板の一端面に前記超音波信号ケーブルの複数の信号線を前記配線パターンにそれぞれ接続させるための複数の配線ランドが形成され、その配線ランドが形成された部分を硬質化した第1の硬質基板部と、

前記フレキシブル配線基板の他端面に前記配線パターンを前記超音波コネクタに接続させるための複数のコネクタ接続ランドが形成され、そのコネクタ接続ランドが形成された部分を硬質化した第2の硬質基板部と、

を具備し、前記L字状フレキシブル配線基板を介して、前記第1の硬質基板部と第2の硬質基板部を対向するように変形可能なことを特徴とした超音波信号ケーブルコネクタ装

10

20

置。

【請求項 2】

前記第1の硬質基板部の表裏両面に、前記超音波信号ケーブルの信号線を接続するための複数の接続ランドを形成し、その第1の硬質基板部の裏面に形成された複数の接続ランドは、前記フレキシブル配線基板に設けられたスルーホールを有する配線パターンを介して前記第2の硬質基板部に接続されることを特徴とした請求項1記載の超音波信号ケーブルコネクタ装置。

【請求項 3】

前記第1の硬質基板部の幅方向と、前記第2の硬質基板部の長さ方向の寸法は、超音波内視鏡の挿入部内に設けられる超音波信号ケーブルチャンネルの内径以下とすることを特徴とした請求項1または2のいずれかに記載の超音波信号ケーブルコネクタ装置。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して体腔内を観察する超音波内視鏡装置において、特に電子走査式超音波素子の駆動制御信号と超音波信号を送受信する複数の信号線からなる超音波信号ケーブルを超音波観測機器に接続させる超音波コネクタと、前記超音波信号ケーブルとの接続に用いる超音波信号ケーブルコネクタ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野では、体腔内に挿入して生体組織の観察、採取、及び治療処置を行う際に内視鏡が用いられている。この内視鏡には、体腔内に挿入される挿入部先端に、超音波振動子を備え、その超音波振動子から生体組織に対して超音波を送信し、生体組織から反射された超音波から超音波断層画像を生成して、生体組織を観察する超音波内視鏡装置がある。

【0003】

この超音波内視鏡装置に用いる超音波内視鏡の構成を図5を用いて説明する。超音波内視鏡51は、体腔内に挿入される細長の挿入部52、この挿入部52の後端に設けられる操作部53、この操作部53の基端に設けられる接眼部54、前記操作部53から延出されたユニバーサルコード55、このユニバーサルコード55の基端に設けられた、図示していない光源装置に接続される内視鏡コネクタ56、この内視鏡コネクタ56から延出され先端に超音波コネクタ58を有する超音波信号ケーブル57から構成されている。 30

【0004】

前記挿入部52は、細径に形成され、先端から先端硬質部59、湾曲部60、長尺な可撓性を有する可撓部61が順に設けられている。この先端硬質部59には、超音波を送受する複数の圧電素子が配列して構成される電子走査式超音波振動子を備えた超音波振動子部63が設けられている。

【0005】

前記操作部53は、前記挿入部52の湾曲部60を所望の方向に湾曲操作する湾曲ノブ62、前記挿入部52内に設けられている図示していない送気・送水チャンネルに送気・送水するための送気・送水ボタン、吸引チャンネルに吸気・吸水する吸引ボタン、鉗子チャンネルに鉗子処置具を挿入する鉗子処置具挿入口等が設けられている。前記接眼部54は、前記挿入部52の先端硬質部59に設けられた対物レンズが取り込んだ体腔内の光学像をイメージガイドにより案内され視認する。 40

【0006】

前記内視鏡コネクタ56は、図示していない光源装置に接続され、光源装置からの照明光をユニバーサルコード55、操作部53、挿入部52に内蔵されているライトガイドによって導光され先端硬質部59から体腔内の観察部位に投射する。前記内視鏡コネクタ56から延出される超音波信号ケーブル57は、前記ユニバーサルコード55、操作部53、挿入部52に設けられた図示していない超音波信号ケーブルチャンネルを介して挿通さ 50

れ、前記超音波振動子部 6 3 に設けられた電子走査式超音波振動子に接続されている。この超音波信号ケーブル 5 7 の先端に設けられた超音波コネクタ 5 8 は、前記超音波振動子部 6 3 の電子走査式超音波振動子による超音波の送受駆動制御を行う図示していない超音波観測機器に接続する。

【 0 0 0 7 】

前記超音波信号ケーブル 5 7 は、前記超音波振動子部 6 3 に設けられた電子走査式超音波振動子の複数の圧電素子に接続されて、それぞれの圧電素子から超音波を送受する信号用の複数の信号線と、その複数の信号線を所定本数単位毎にグルーピングし、そのグルーピング毎の各信号線のシールドと絶縁被覆、及び全てのグループの信号線全体のシールドと絶縁被覆からなっている。

10

【 0 0 0 8 】

この超音波信号ケーブル 5 7 の基端側の複数の信号線は、前記超音波振動子部 6 3 に設けられる電子走査式超音波振動子の複数の圧電素子にそれぞれ電気的に接続される。前記複数の圧電素子に接続された前記超音波信号ケーブル 5 7 の先端は、前記挿入部 5 2 の先端硬質部 5 9 に設けられた超音波信号ケーブルチャンネル開口から挿入される。この先端硬質部 5 9 から超音波信号ケーブルチャンネル開口から挿入された前記超音波信号ケーブル 5 7 は、前記挿入部 5 2 の湾曲部 6 0 と可撓部 6 1 、操作部 5 3 、ユニバーサルコード 5 5 、内視鏡コネクタ 5 6 の超音波信号ケーブルチャンネルを挿通して超音波コネクタ 5 8 に接続される。

【 0 0 0 9 】

20

この超音波コネクタ 5 6 には、前記超音波信号ケーブル 5 7 の複数の信号線と、シールドをそれぞれ電気的に接続するための後述する接続コネクタ 9 2 と、それぞれの信号線により送受される信号の超音波観測機器とのマッチングを行う後述するマッチング基板 9 1 が設けられている。

【 0 0 1 0 】

前記超音波信号ケーブル 5 7 の複数の信号線の先端には、前記信号線をグルーピングしたグループ毎にケーブルコネクタ基板が設けられる。このケーブルコネクタ基板によって、前記超音波コネクタ 5 8 の接続コネクタ 9 2 に接続されるようになっている。このケーブルコネクタ基板の構成は、例えば、特許文献 1 に提案されている。

【 0 0 1 1 】

30

この特許文献 1 に提案されている超音波信号ケーブルの先端に設けられるケーブルコネクタ基板の構成について、図 6 乃至図 8 を用いて説明する。最初に図 8 を用いて超音波コネクタ 5 8 の構成を簡単に説明する。なお、図 8 は、超音波コネクタの断面図である。

【 0 0 1 2 】

この超音波コネクタ 5 8 は、略長方形の箱状の金属フレーム 9 6 、ケーブル挿入孔 9 0 、接続コネクタ 9 2 、絶縁シート 9 3 、マッチング基板 9 1 、ベース基板 9 4 、金属基板 9 7 、コネクタユニット 9 8 からなる。ケーブル挿入孔 9 0 は、前記金属フレーム 9 6 内に前記超音波信号ケーブル 5 7 を挿入するための挿入孔である。接続コネクタ 9 2 は、前記ケーブル挿入孔 9 0 から挿入された超音波信号ケーブル 5 7 の先端に設けられた後述する複数のケーブルコネクタ基板と、そのケーブルコネクタ基板に接続された後述する延長基板 8 5 が装着される。絶縁シート 9 3 は、前記接続コネクタ 9 2 に前記延長基板 8 5 を装着接続する際に、前記延長基板 8 5 と金属フレーム 9 6 との間に介装されて絶縁する。マッチング基板 9 1 は、前記接続コネクタ 9 2 に電気的に接続され、前記超音波信号ケーブル 5 7 に接続されている電子走査式超音波振動子と超音波観測機器とのマッチングを行うマッチング回路が搭載された基板である。ベース基板 9 4 は、前記マッチング基板 9 1 に接続され、かつ、超音波観測機器に接続するための複数のコネクタピンが設けられている。金属基板 9 7 は、前記ベース基板 9 4 のコネクタピンの周辺を覆い、前記金属フレーム 9 6 に固定されている。コネクタユニット 9 8 は、超音波コネクタ 5 8 を前記超音波観測機器に装着した際に前記金属フレーム 9 6 と金属基板 9 7 を超音波観測機器の基準電位と同電位とする。

40

50

【0013】

この超音波コネクタ58に接続される超音波信号ケーブル57の構成について図6を用いて説明する。この超音波信号ケーブル57は、複数の信号芯線71、この複数の信号芯線71のそれぞれの周囲に設けられた絶縁体層72、それぞれの絶縁体層72の周囲に設けられたシールド73、そのシールド73の周囲に被覆された絶縁被覆層74からなる信号線と、この信号線を複数本単位でグルーピングして形成した複数の同軸線75a, 75b, 75c, 75dと、この複数の同軸線75a~75dをまとめて、その周囲に設けられた全体シールド76と、この全体シールド76を被覆する全体絶縁被覆77からなっている。

【0014】

前記複数の同軸線75a~75dのそれぞれの先端には、ケーブルコネクタ基板78a~78dが接続されている。このケーブルコネクタ基板78a~78dは、図示するように、各同軸線75a~75dの先端からケーブルコネクタ基板78a~78dの長さL分、同軸線75a~75dの軸方向にずらして接続されている。つまり、ケーブルコネクタ基板78a~78dが相互に重ならないように配置されている。

10

【0015】

このケーブルコネクタ基板78a~78dの構成について、図7を用いて説明する。このケーブルコネクタ基板78は、図7(a)に示すように、長方形状のフレキシブル基板によって形成されている。この長方形状のフレキシブル基板の一方の表面の短辺側に前記同軸線75の信号芯線71を電気的に接続するための等間隔に設けられた第1の配線ランド79a、前記同軸線75のシールド73を電気的に接続される第1の接地配線ランド80aが設けられている。前記長方形状のフレキシブル基板の一方の表面の長辺側に等間隔に設けられた第2の配線ランド79c、この第2の配線ランド79cと併設された第2の接地配線ランド80cが設けられている。さらに、フレキシブル基板の表面には、前記第1の配線ランド79aと第2の配線ランド79cを接続する配線パターン79b、前記第1の接地配線ランド80aと第2の接地配線ランド80cを接続する接地配線パターン80bが形成されている。この接続コネクタ78の第1の配線ランド79aと第1の接地配線ランド80aが形成される短辺側の幅は、前記超音波内視鏡51の挿入部52、操作部53、ユニバーサルコード55、内視鏡コネクタ56に設けられている超音波信号ケーブルチャンネルに挿通可能な寸法に形成されている。

20

【0016】

このケーブルコネクタ基板78に接続する延長基板85は、長方形状のフレキシブル基板によって形成されている。この長方形状のフレキシブル基板の表面の一方端側には、前記ケーブルコネクタ基板78の第2の配線ランド79cと第2の接地配線ランド80cと電気的に接続される配線ランド86が設けられている。このフレキシブル基板の表面の他方端側には、前記超音波コネクタ58の接続コネクタ92に装着される接続ランド87が設けられ、前記配線ランド86と接続ランド87とを接続する配線パターン85からなっている。

30

【0017】

前記超音波信号ケーブル57の複数の同軸線75a~75dの先端に前記ケーブルコネクタ基板78a~78dが接続された状態において、前記ケーブルコネクタ基板78が接続された側から前記挿入部52の先端硬質部59から挿入して、前述したように、挿入部52、操作部53、ユニバーサルコード55、内視鏡コネクタ56の超音波信号ケーブルチャンネルを挿通して、前記超音波コネクタ58のケーブル挿入孔90から挿入させる。このケーブル挿入孔90から挿入された超音波信号ケーブル57の同軸線75a~75dの先端にそれぞれ接続されたケーブルコネクタ基板78a~78dの第2の配線ランド79cと第2の接地配線ランド80cに、前記延長基板85の配線ランド86を半田付により電気的に接続させる。

40

【0018】

前記ケーブルコネクタ基板78の第2の配線ランド79cと第2の接地配線ランド80

50

c に、配線ランド 8 6 が電気的に接続された前記延長基板 8 5 の他方の配線ランド 8 7 は、前記超音波コネクタ 5 8 の接続コネクタ 9 2 に装着されて、前記マッチング基板 9 1 を介して、前記ベース基板 9 4 のコンタクトピンに接続される。

【 0 0 1 9 】

つまり、超音波信号ケーブルは、細径な超音波信号ケーブルチャンネルに挿通可能な形状のケーブルコネクタ基板をケーブル先端に接続させて挿通させ、超音波コネクタに挿入後に延長基板を介してマッチング基板に接続している。

【特許文献 1】特開 2000-139927 号公報（第 5 頁右欄から第 7 頁左欄、図 8 から図 12 参照）

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 0 】

従来の超音波内視鏡において、電子走査式超音波振動子に接続された超音波ケーブル 5 7 の信号芯線 7 1 は、電子走査式超音波振動子を構成する圧電素子の数によるが、数十本以上の比較的多くの本数が内蔵されている。このために超音波信号ケーブル 5 7 の外形の細径化と、複数の圧電素子の幅が狭く信号芯線の電気的接続部分も狭いことなどから前記信号芯線 7 1 の線径が極細化されている。

【 0 0 2 1 】

更に、前記超音波信号ケーブル 5 7 の先端に接続されたケーブルコネクタ基板 7 8 の形状寸法は、前述したように、挿入部 5 2 、ユニバーサルコード 5 5 などの細径な超音波信号ケーブルチャンネルに挿通させるために、この超音波信号ケーブルチャンネルの内径以下にする必要がある。

20

【 0 0 2 2 】

このため、前記超音波信号ケーブル 5 7 の所定の本数の信号芯線 7 1 を接続する前記ケーブルコネクタ基板 7 8 に設けられる第 1 の配線ランド 7 9 a のランド幅とランド間隔は極小化する。従って、ランド幅とランド間隔が極小である第 1 の配線ランド 7 9 a に、極細な信号芯線 7 1 を半田付による電気的接続は高度な熟練した作業が必要となる。

【 0 0 2 3 】

一方、前記超音波コネクタ 5 8 の接続コネクタ 9 2 に設けられる複数のコネクタ片は、コネクタ片幅とコネクタ片間隔が比較的広く設定されて、接触不良が生じないように配慮されている。この超音波コネクタ 5 8 の接続コネクタ 9 2 のコネクタ片に対応して、前記ケーブルコネクタ基板 7 8 の第 2 の配線ランド 7 9 c のランド幅とランド間隔が設定されている。かつ、前記接続コネクタ 9 2 への装着を容易とするために前記延長基板 8 5 が設けられている。

30

【 0 0 2 4 】

しかし、前記超音波信号ケーブル 5 7 に事前に前記ケーブルコネクタ基板 7 8 を接続した状態において、前記超音波信号ケーブルチャンネルに挿通して、前記超音波コネクタ 5 8 のケーブル挿入孔 9 0 に挿入した後に、前記延長基板 8 5 を半田接続する必要がある。この超音波コネクタ 5 8 の狭い内部におけるケーブルコネクタ基板 7 8 と延長基板 8 5 との半田付け作業は煩雑で熟練を要する。又、このケーブルコネクタ基板 7 8 と延長基板 8 5 の半田付け箇所は、外力により亀裂が容易に発生する課題がある。

40

【 0 0 2 5 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、作業環境の狭い超音波コネクタにおける電気的接続作業をなくし、細径な超音波信号ケーブルチャンネルに容易に挿通できる超音波信号ケーブルコネクタ装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 6 】

本発明の超音波信号ケーブルコネクタ装置は、体腔内に挿入される挿入部先端に設けられ、体腔内組織に対して超音波を発信すると共に、体腔内組織から反射された超音波を受信して超音波信号を生成する電子走査式超音波振動子を有する超音波内視鏡と、その超音

50

波内視鏡の超音波振動子を駆動制御と共に、生成された超音波信号から超音波画像信号を生成する超音波観測機器とからなる超音波内視鏡装置に用いられる超音波信号ケーブルコネクタ装置において、前記電子走査式超音波振動子を構成する複数の圧電素子のそれぞれに接続された複数の信号線を有する超音波信号ケーブルと、この超音波信号ケーブルを前記超音波観測機器に接続するための超音波コネクタと、前記超音波信号ケーブルの複数の信号線を前記超音波コネクタにそれぞれ接続するための配線パターンが形成された略L字状のフレキシブル配線基板と、このフレキシブル配線基板の一端面に前記超音波信号ケーブルの複数の信号線を前記配線パターンにそれぞれ接続させるための複数の配線ランドが形成され、その配線ランドが形成された部分を硬質化した第1の硬質基板部と、前記フレキシブル配線基板の他端面に前記配線パターンを前記超音波コネクタに接続させるための複数のコネクタ接続ランドが形成され、そのコネクタ接続ランドが形成された部分を硬質化した第2の硬質基板部と、を具備し、前記L字状フレキシブル配線基板を介して、前記第1の硬質基板部と第2の硬質基板部を対向するように変形可能なことを特徴とする。

【0027】

本発明の超音波信号ケーブルコネクタ装置の前記第1の硬質基板部の表裏両面に、前記超音波信号ケーブルの信号線を接続するための複数の接続ランドを形成し、その第1の硬質基板部の裏面に形成された複数の接続ランドは、前記フレキシブル配線基板に設けられたスルーホールを有する配線パターンを介して前記第2の硬質基板部に接続されることを特徴としている。

【0028】

本発明の超音波信号ケーブルコネクタ装置の前記第1の硬質基板部の幅方向と、前記第2の硬質基板部の長さ方向の寸法は、超音波内視鏡の挿入部内に設けられる超音波信号ケーブル挿通チャンネルの内径以下とすることを特徴としている。

【0031】

本発明の超音波信号ケーブルコネクタ装置は、超音波信号ケーブルの先端へのケーブルコネクタの半田付により電気的接続作業が最小化でき、かつ、細径な超音波信号ケーブルチャンネルに容易に挿通できると共に、超音波コネクタに設けられた接続コネクタへの装着も容易となる。

【発明の効果】

【0032】

本発明は、超音波振動子に接続された超音波信号ケーブルの先端へのケーブルコネクタの接続作業の最小化と、細径な超音波ケーブルチャンネルへの挿通と、超音波コネクタへの装着作業の簡素なり、作業効率が向上し、かつ、ケーブルコネクタの強度が向上する効果を有している。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

以下、本発明の実施形態について図を用いて説明する。本発明の超音波信号ケーブルコネクタ装置の第一の実施形態を図1と図2を用いて説明する。図1は本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第一の実施形態である超音波信号ケーブルに接続するケーブルコネクタの構成を示し、図1(a)は平面図、図1(b)は側面図である。図2は本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第一の実施形態である超音波信号ケーブルに接続したケーブルコネクタの超音波信号ケーブルチャンネルへの挿入方法を示す側面図である。

【0034】

超音波内視鏡装置において、図6を用いて前述したように超音波内視鏡の挿入部先端に設けられた電子走査式超音波振動子に接続された超音波信号ケーブル57は、超音波内視鏡の挿入部52、操作部53、ユニバーサルコード55、内視鏡コネクタ56に設けられている細径の超音波信号ケーブルチャンネルに挿通され、超音波観測機器に超音波コネクタ58を介して接続される。この超音波信号ケーブル57の先端には、前記超音波コネクタ58を介して接続される。

10

20

30

40

50

タ 5 8 との接続用のケーブルコネクタが用いられている。

【 0 0 3 5 】

この超音波信号ケーブル 5 7 の先端に設けられる前記超音波コネクタ 5 8 に接続するための、本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置について、図 1 を用いて説明する。なお、本発明に用いる超音波信号ケーブル 5 7 と超音波コネクタ 5 8 の構成は、図 6 乃至図 8 を用いて前述した超音波信号ケーブル 5 7 と超音波コネクタ 5 8 と同じである。

【 0 0 3 6 】

本発明の第一の実施形態の超音波信号ケーブルコネクタ装置（以下、単にケーブルコネクタと称する）1 0 は、絶縁性ベース基板の表面に接続ランドや回路パターンが形成されたフレキシブル基板 1 1 からなり、このフレキシブル基板 1 1 は、略 L 字状に一体形成されている。

【 0 0 3 7 】

この L 字状に形成されたフレキシブル基板 1 1 の一端の表面には、前記超音波信号ケーブル 5 7 の同軸線 7 5 a ~ 7 5 d の複数の信号芯線 7 1 がそれぞれを半田付けにより電気的に接続される等間隔に設けられた複数の信号芯線配線ランド 1 5 a ~ 1 5 n と、この信号芯線配線ランド 1 5 a ~ 1 5 n にそれぞれ接続される複数の信号芯線 7 1 に設けられているシールド 7 3 それを半田付けにより電気的に接続される接地ランド 1 6 が設けられている。前記信号芯線ランド 1 5 a ~ 1 5 n と接地ランド 1 6 からは、前記フレキシブル基板 1 1 の表面形状に沿って等間隔に設けられた配線パターン 1 7 a ~ 1 7 n と、接地パターン 1 8 とが延出している。

【 0 0 3 8 】

前記 L 字状に形成されたフレキシブル基板 1 1 の他端の表面には、前記超音波コネクタ 5 8 の接続コネクタ 9 2 に装着されてマッチング基板 9 1 と接続する等間隔に設けられた複数のコネクタ接続ランド 1 9 a ~ 1 9 n とコネクタ接地ランド 2 0 が設けられている。このコネクタ接続ランド 1 9 a ~ 1 9 n は、前記配線パターン 1 7 a ~ 1 8 n に接続され、コネクタ接地ランド 2 0 は、前記接地パターン 1 8 に接続されている。

【 0 0 3 9 】

前記信号芯線ランド 1 5 a ~ 1 5 n と接地ランド 1 6 が設けられたフレキシブル基板 1 1 の一端の表面の幅方向寸法である図中の符号 1 1 は、前記超音波内視鏡 5 1 の挿入部 5 2 、操作部 5 3 、ユニバーサルコード 5 5 、内視鏡コネクタ 5 6 に設けられている超音波信号ケーブルチャンネルの内径以下とする。このために、前記信号芯線ランド 1 5 a ~ 1 5 n のランド幅は、超音波信号ケーブル 5 7 の信号芯線 7 1 の線径と略同等であり、前記信号芯線ランド 1 5 a ~ 1 5 n のランド間の間隔は、前記幅方向寸法 1 1 に所定の本数の信号芯線 7 1 が接続できる間隔に設定されている。

【 0 0 4 0 】

又、前記コネクタ接続ランド 1 9 a ~ 1 9 n とコネクタ接地ランド 2 0 が設けられたフレキシブル基板 1 1 の他端の表面の長手方向である前記超音波コネクタ 5 8 の接続コネクタ 9 2 への挿入方向寸法は、前記一端の表面の前記信号芯線ランド 1 5 a ~ 1 5 n と接地ランド 1 6 が設けられたフレキシブル基板 1 1 の幅方向寸法 1 1 と略同じく、前記超音波信号ケーブルチャンネルの内径以下に形成する。

【 0 0 4 1 】

前記信号芯線ランド 1 5 a ~ 1 5 n と接地ランド 1 6 が設けられたフレキシブル基板 1 1 の裏面側には、図 1 (b) に示すように、硬質部材 2 2 を貼着して第 1 の硬質基板部 1 2 を形成する。又、前記コネクタ接続ランド 1 9 a ~ 1 9 n とコネクタ接地ランド 2 0 が設けられたフレキシブル基板 1 1 の裏面側には、図 1 (b) に示すように、硬質部材 2 3 を貼着して第 2 の硬質基板部 1 3 を形成する。この第 1 項の硬質基板部 1 2 の幅寸法 1 1 と第 2 の硬質基板 1 3 の長手方向寸法 1 3 は、前記超音波信号ケーブルチャンネルの内径以下の略同等 (1 1 = 1 3) に形成されている。さらに、この第 1 の硬質基板部 1 2 から延出された配線パターン 1 7 a ~ 1 7 n と接地パターン 1 8 が形成されたフレキシブル基板 1 1 が L 字状に変形する部分から第 2 の硬質基板部 1 3 までの長手方向寸法 1 2 は、前

10

20

30

40

50

記超音波信号ケーブルチャンネルの内径以下とし、前記第1硬質部12の幅方向寸法と第2の硬質基板部13の長手方向寸法13と同等か、それ以下(11 = 13 12)とする。

【0042】

つまり、前記L字状に形成したフレキシブル基板11は、前記信号芯線ランド15a～15nと接地ランド16を設けた部分に硬質部材22を貼着して第1の硬質基板部12を形成し、前記コネクタ接続ランド19a～19nとコネクタ接地ランド20が形成された部分に硬質部材23を貼着して第2の硬質基板部13を形成し、前記第1の硬質基板部12と第2の硬質基板部13は折り曲げ変形がしにくい状態とし、その第1と第2の硬質基板部12, 13以外の配線パターン17a～17nと接地パターン18が設けられたフレキシブル基板11は軟性なフレキシブル性を残存させた軟性基板部14となる。

10

【0043】

このような構成のケーブルコネクタ10の第1の硬質基板部12に設けられた信号芯線ランド15a～15nに超音波信号ケーブル58の各信号芯線71を、接地ランド16に各信号芯線71のシールド73を細径信号線用の半田付け治具等を用いて電気的接続を行う。

【0044】

このケーブルコネクタ10が接続された超音波信号ケーブル57を前記超音波内視鏡51の先端硬質部59から挿入部52、操作部53、ユニバーサルコード55、内視鏡コネクタ56に設けられた超音波信号ケーブルチャンネルに挿通する方法について、図2を用いて説明する。

20

【0045】

前記超音波信号ケーブル57の先端に電気的に接続された前記ケーブルコネクタ10は、前記第1の硬質基板部12の信号芯線ランド15a～15nと接地ランド16が設けられた面と、第2の硬質基板部13のコネクタ接続ランド19a～19nとコネクタ接地ランド20が設けられた面とが対向するように前記軟性基板部14から略U字形に折り曲げる。

【0046】

このU字形に折り曲げた状態において、超音波信号ケーブルチャンネル25に挿入させると、第1と第2の硬質基板部12, 13は、超音波信号ケーブルチャンネル25の内径以下に設定されていることから前記超音波信号ケーブルチャンネル25に挿通させることができる。なお、前記ケーブルコネクタ10を超音波信号ケーブルチャンネル25に挿通時には、U字形状に維持させるために、U字状に折り曲げた状態で、例えば、円筒形チューブを被冠させたり、セロハンテープを巻回する。

30

【0047】

このようにして、前記超音波信号ケーブルチャンネル25に挿通された前記超音波信号ケーブル57の先端に接続された前記ケーブルコネクタ10は、前記超音波コネクタ58のケーブル挿入孔901から挿入して、前記ケーブルコネクタ10をU字形に折り曲げ維持させていた円筒形チューブ、またはセロハンテープなどを除去した後、前記第2の硬基板部23を接続コネクタ92に装着する。

40

【0048】

以上説明したように、超音波信号ケーブルチャンネル25に超音波信号ケーブル57を挿入する以前に、前記超音波信号ケーブル57の信号芯線71とシールド73に前記ケーブルコネクタ10の第1の硬質基板部12に設けられた信号芯線ランド15a～15nと接地ランド16へと電気的接続が可能となる。この電気的接続である半田付け作業は、周囲にいかなる構造物も存在しない広い環境状態において実施できる。このために、超音波信号ケーブル57とケーブルコネクタ10の半田接続用特殊治具も作業環境の制約がないことから比較的簡素とすることができます。さらに、ケーブルコネクタ10は、L字状に形成され、前記超音波コネクタ58の接続コネクタ92に装着させる第2の硬質基板部13と一緒に形成されているために、超音波コネクタ58の内部における半田付け作業も不要

50

となり、かつ、L字形状部分に外力が加わっても亀裂が生じにくくなる。

【0049】

次に、本発明の超音波内視鏡用超音波信号ケーブルコネクタ装置の第二の実施形態を図3と図4を用いて説明する。図3は、本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第二の実施形態である超音波信号ケーブルに用いるケーブルコネクタの構成を示し、図3(a)は平面図、図3(b)は側面図である。図4は本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第二の実施形態である超音波信号ケーブルに用いるケーブルコネクタの超音波信号ケーブルチャンネルへの挿入方法を示す側面図である。なお、図1と図2と同一部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。

【0050】

前述した第一の実施形態は、L字状に形成されたフレキシブル基板11の一端の表面に信号芯線ランド15a～15nと接地ランド16が形成されているが、この第二の実施形態のケーブルコネクタ10'は、L字状に形成されたフレキシブル基板11'の一端の表面と裏面の両面に信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'(裏面側の号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'は図示していない)とがそれぞれ設けられ、かつ、表裏両面のそれぞれの信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'からは、配線パターン17'a、17'b、...と接地パターン18'が長手方向に延出形成されている。前記フレキシブル基板11の裏面側に設けられた配線パターン17'a、17'b、...と接地パターン18'は、前記フレキシブル基板11'のL字状への変形部分にスルーホール24a、24b、...を設け、このスルーホール24a、24b、...を介して表面側に導出されている。

【0051】

前記フレキシブル基板11の他端の表面側には、前記超音波コネクタ58の接続コネクタ92に装着するためのコネクタ接続ランド19'a～19'nとコネクタ接地ランド20'が設けられ、このコネクタ接続ランド19'a～19'nと前記コネクタ接地ランド20'は、前記配線パターン17a、17b、...とスルーホール24a、24b、...に接続されている。

【0052】

つまり、前記フレキシブル基板11の一端の表裏両面に信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'がそれぞれ設けられ、その信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'に超音波信号ケーブル57の信号芯線71とシールド73が半田付け接続されることで、前述した第一の実施形態のように硬質部材22を貼着することなく第1の硬質基板部12'が形成できる。

【0053】

又、このケーブルコネクタ10'に接続する超音波信号ケーブル57の信号芯線71の数量が前述した第一の実施形態と同じである場合は、第1の硬質基板部12'の表裏両面側に信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'とをそれぞれ設けにより、この第1の硬質基板部12'の幅方向寸法11'は、約半分(11' = 11/2)にすることができる。

【0054】

さらに、前記第1の硬質基板部12'の表裏両面の信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'からの配線パターン17'a、17'b、...と接地パターン18'は、前記第1の硬質基板部12'の長手方向の直進延出させ、フレキシブル基板11のL字に変形する部分において、裏面側の配線パターン17'a、17'b、...と接地パターン18'をスルーホール24a、24b、...により表面側に導出させて、前述した第一の実施形態と同様に硬質部材23'が貼着された第2の硬質基板部13'のコネクタ接続ランド19'a～19'nとコネクタ接地ランド20'に接続される。この結果、第2の硬質部13'の長手方向の寸法と幅方向の寸法を前述した第一の実施形態と同様に前記超音波コネクタ58の接続コネクタ92の形状寸法に合わせることができる。

【0055】

10

20

30

40

50

このようにケーブルコネクタ10'は、L字状に形成したフレキシブル基板11'の表裏両面に信号芯線ランド15'a～15'nと接地ランド16'を設け、これらに超音波信号ケーブル57の信号芯線71とシールド73を半田付け接続することにより第1の硬質基板部12'を形成し、前記コネクタ接続ランド19'a～19'nとコネクタ接地ランド20'が形成された裏面に硬質部材23を貼着して第2の硬質基板部13'を形成することにより前記第1の硬質基板部12'、第2の硬質基板部13'は折り曲げ変形がしにくい状態となる。又、その第1と第2の硬質基板部12'、13'以外の配線パターン17'a、17'b、...、接地パターン18'、スルーホール24a、24b、...が設けられたフレキシブル基板11'の軟性フレキシブル性を残存させた軟性基板部14'となる。

【0056】

10

このケーブルコネクタ10'の第1の硬質基板部12'の表裏両面に設けられた信号芯線ランド15'a、15'b、...に超音波信号ケーブル58の各信号芯線71を、接地ランド16'に各信号芯線71のシールド73をそれぞれ細径信号線の半田付け用治具等を用いて電気的接続を行う。

【0057】

このケーブルコネクタ10'が接続された超音波信号ケーブル57を前記超音波内視鏡51の先端硬質部59から挿入部52、操作部53、ユニバーサルコード55、内視鏡コネクタ56に設けられた超音波信号ケーブルチャンネルに挿通する方法について、図4を用いて説明する。

【0058】

20

前記超音波信号ケーブル57の先端に電気的に接続された前記ケーブルコネクタ10'は、前記第1の硬質基板部12'の信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'が設けられた一方の面と、第2の硬質基板部13'のコネクタ接続ランド19'a～19'nとコネクタ接地ランド20'が設けられた面とが対向するように前記軟性基板部14'から略U字状に折り曲げる。

【0059】

このU字状に折り曲げた状態にして、超音波信号ケーブルチャンネル25に挿入させると、第1と第2の硬質基板部12'、13'は、超音波信号ケーブルチャンネル25の内径以下に設定されていることから前記超音波信号ケーブルチャンネル25に挿通させることができる。なお、前記ケーブルコネクタ10'を超音波信号ケーブルチャンネル25に挿通時には、U字状体を維持させるために、U字状に折り曲げた状態で、例えば、円筒形チューブを被冠させたり、セロハンテープを巻回する。

30

【0060】

このようにして、前記超音波信号ケーブルチャンネル25に挿通された前記超音波信号ケーブル57の先端に接続された前記ケーブルコネクタ10'は、前記超音波コネクタ58の超音波ケーブル挿入孔71から挿入して、前記ケーブルコネクタ10'をU字状に折り曲げ維持させていた円筒形チューブ、またはセロハンテープなどを除去した後、前記第2の硬質基板部23'を接続コネクタ92に装着する。

【0061】

40

この第二の実施形態では、前記第1の硬質基板部12'の幅寸法11'を前記第一の実施形態の幅寸法11'に対して、約半分(11' = 11/2)に設定できることから、第2の硬質基板部13'の長手方向寸法13'は、超音波信号ケーブルチャンネル25の直径に比較的近い値にすることができる。

【0062】

又、前記第1の硬質基板12'の表裏両面の信号芯線ランド15'a、15'b、...と接地ランド16'の長手方向の直進延出させた配線パターン17'a～17'n、接地パターン18'、スルーホール24a、24b、...が形成されているL字状変形部分14'aの表裏いずれかの面に硬質部材を貼着して第3の硬質基板14'aとする。この第3の硬質基板部14'aを形成すると、スルーホール24a、24b、...に対する変形湾曲のストレスの供給を防止できる。なお、前記第2の硬質基板部13'のコネクタ接続ランド1

50

9' a ~ 19' n とコネクタ接地ランド 20' から延出されている配線パターン 17' a ~ 17' n と接地パターン 18' が設けられる部分にはフレキシブル基板 11' の軟性状態が維持された軟性基板部 14' b を形成する。

【 0 0 6 3 】

以上説明したように、超音波信号ケーブルチャンネル 25 に超音波信号ケーブル 57 を挿入する以前に、前記超音波信号ケーブル 57 の信号芯線 71 とシールド 73 を前記ケーブルコネクタ 10 の第 1 の硬質基板部 12 に設けられた信号芯線ランド 15 a ~ 15 n と接地ランド 16 へと電気的接続が可能となる。この電気的接続である半田付け作業は、周囲にいかなる構造物も存在しない広い環境状態において実施できる。このために、超音波信号ケーブル 57 とケーブルコネクタ 10 の半田接続用特殊治具も作業環境の制約がないことから比較的簡素とすることができます。さらに、ケーブルコネクタ 10 は、L 字状に形成され、前記超音波コネクタ 58 の接続コネクタ 92 に装着させる第 2 の硬質基板部 13 と一体に形成されているために、超音波コネクタ 58 の内部における半田付け作業も不要となり、かつ、L 字形状部分に加わる切断力に対しても強固となる。

【 0 0 6 4 】

〔 付記 〕

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のとおり構成を得ることができる。

【 0 0 6 5 】

(付記 1) 体腔内に挿入される挿入部先端に設けられ、体腔内組織に対して超音波を発信すると共に、体腔内組織から反射された超音波を受信して超音波信号を生成する電子走査式超音波振動子を有する超音波内視鏡と、その超音波内視鏡の超音波振動子を駆動制御すると共に、生成された超音波信号から超音波画像信号を生成する超音波観測機器とかなる超音波内視鏡装置に用いられる超音波信号ケーブルコネクタ装置において、

前記電子走査式超音波振動子を構成する複数の圧電素子のそれぞれに接続された複数の信号線を有する超音波信号ケーブルと、

この超音波信号ケーブルを前記超音波観測機器に接続するための超音波コネクタと、

前記超音波信号ケーブルの複数の信号線を前記超音波コネクタにそれぞれ接続するための配線パターンが形成された略 L 字状のフレキシブル配線基板と、

このフレキシブル配線基板の一端面に前記超音波信号ケーブルの複数の信号線を前記配線パターンにそれぞれ接続させるための複数の配線ランドが形成され、その配線ランドが形成された部分を硬質化した第 1 の硬質基板部と、

前記フレキシブル配線基板の他端面に前記配線パターンを前記超音波コネクタに接続させるための複数のコネクタ接続ランドが形成され、そのコネクタ接続ランドが形成された部分を硬質化した第 2 の硬質基板部と、

を具備し、前記 L 字状フレキシブル配線基板を介して、前記第 1 の硬質基板部と第 2 の硬質基板部を対向するように変形可能なことを特徴とした超音波信号ケーブルコネクタ装置。

【 0 0 6 6 】

(付記 2) 前記第 1 の硬質基板部の表裏両面に、前記超音波信号ケーブルの信号線を接続するための複数の接続ランドを形成し、その第 1 の硬質基板部の裏面に形成された複数の接続ランドは、前記フレキシブル配線基板に設けられたスルーホールを有する配線パターンを介して前記第 2 の硬質基板部に接続されることを特徴とした付記 1 記載の超音波信号ケーブルコネクタ装置。

【 0 0 6 7 】

(付記 3) 前記第 1 の硬質基板部の幅方向と、前記第 2 の硬質基板部の長さ方向の寸法は、超音波内視鏡の挿入部内に設けられる超音波信号ケーブルチャンネルの内径以下とすることを特徴とした付記 1 または 2 のいずれかに記載の超音波信号ケーブルコネクタ装置。

【 0 0 6 8 】

(付記 4) 前記フレキシブル配線基板は、前記第 1 の硬質基板部の幅方向と同じ幅方

10

20

30

40

50

向部分を硬質化させたことを特徴とした付記 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波信号ケーブルコネクタ装置。

【0069】

(付記 5) 前記フレキシブル配線基板は、前記第 1 の硬質基板部の幅方向と同じ幅方向部分を硬質化させ、その硬質化された部分に前記スルーホールを設けたことを特徴とした付記 2 または 3 のいずれかに記載の超音波信号ケーブルコネクタ装置。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図 1】本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第一の実施形態である超音波信号ケーブルに用いるケーブルコネクタの構成を示し、図 3 (a) は平面図、図 3 (b) は側面図。10

【図 2】本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第一の実施形態である超音波信号ケーブルに用いるケーブルコネクタの超音波信号ケーブルチャンネルへの挿入方法を示す側面図。

【図 3】本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第二の実施形態である超音波信号ケーブルに用いるケーブルコネクタの構成を示し、図 3 (a) は平面図、図 3 (b) は側面図。

【図 4】本発明に係る超音波信号ケーブルコネクタ装置の第二の実施形態である超音波信号ケーブルに用いるケーブルコネクタの超音波信号ケーブルチャンネルへの挿入方法を示す側面図。20

【図 5】本発明に係る超音波内視鏡の構成を示す説明図。

【図 6】従来の超音波内視鏡に用いられている超音波信号ケーブルの構成を示す平面図。

【図 7】従来の超音波内視鏡に用いる超音波信号ケーブルのケーブルコネクタ基板の構成を示す平面図。

【図 8】従来の超音波内視鏡に用いる超音波コネクタの構成を示す断面図。

【符号の説明】

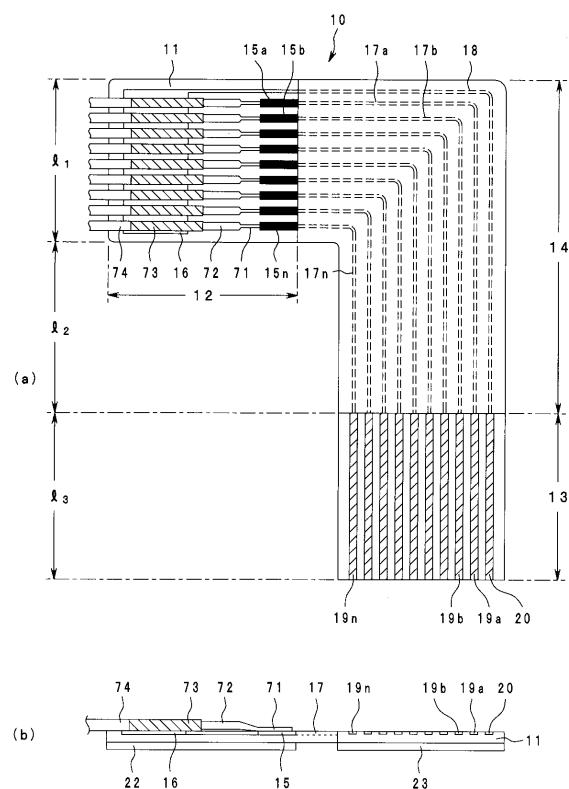
【0071】

- 10 ケーブルコネクタ
- 11 フレキシブル基板
- 12 第 1 の硬質基板部
- 13 第 2 の硬質基板部
- 14 軟性基板部
- 15 信号芯線ランド
- 16 接地ランド
- 17 配線パターン
- 18 接地パターン
- 19 コネクタ接続ランド
- 20 コネクタ接地ランド
- 22、23 硬質部材
- 25 超音波信号ケーブルチャンネル

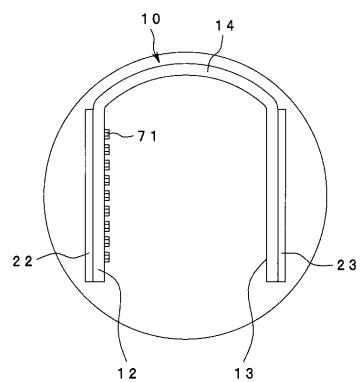
30

40

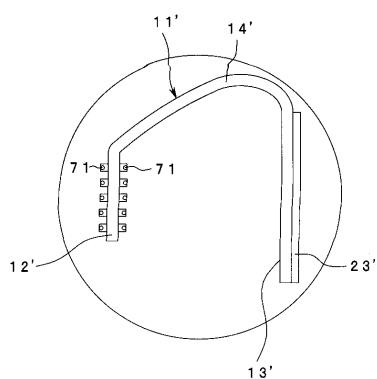
【図1】



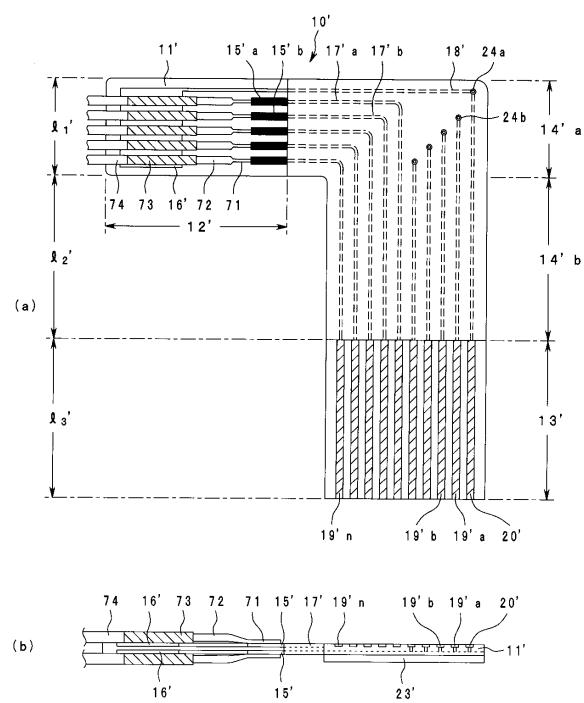
【図2】



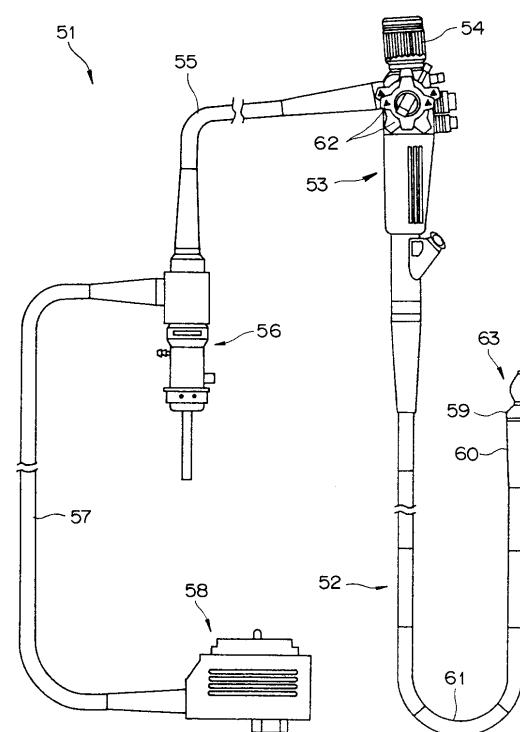
【図3】



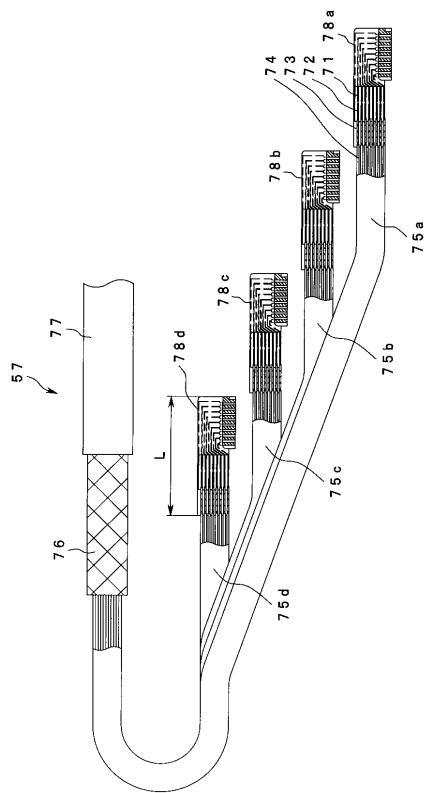
【図4】



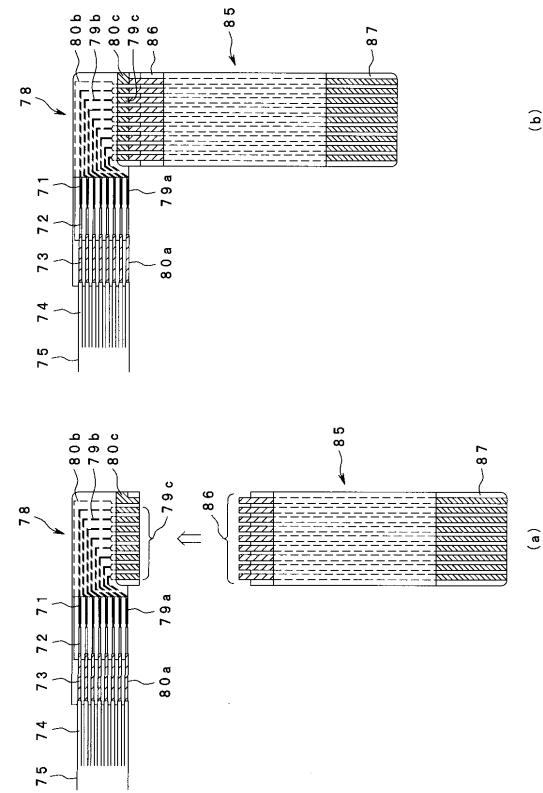
【図5】



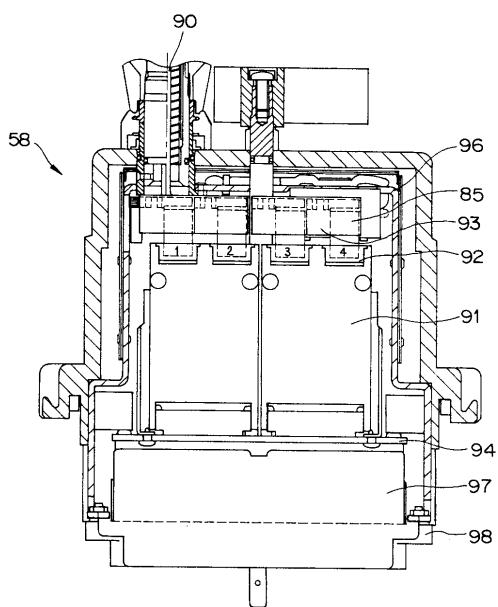
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09-038086(JP,A)
特開平08-280097(JP,A)
特開平01-136500(JP,A)
特開昭57-145650(JP,A)
特開2000-139927(JP,A)

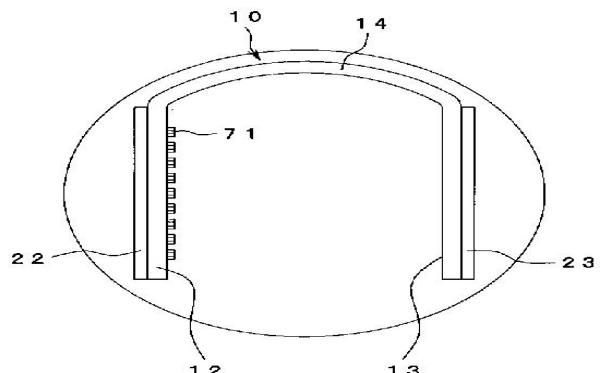
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	8 / 1 2
A 6 1 B	1 / 0 0
A 6 1 B	1 / 0 6
H 0 1 R	1 2 / 2 4

专利名称(译)	超声波信号电缆连接器装置		
公开(公告)号	JP4468691B2	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	JP2003435620	申请日	2003-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	雜賀和也		
发明人	雜賀 和也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B1/06 H01R12/24 H01R9/03 H01R9/05 H05K1/00 H05K1/02 H05K1/11		
CPC分类号	H01R9/032 A61B1/00114 A61B1/00124 A61B8/12 H01R12/62 H05K1/118 H05K2201/2009		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/06.D H01R23/66.A A61B1/00.530 A61B1/00.712 A61B1/06.520 A61B8/14 H01R12/75 H01R12/81 H01R24/38		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC06 4C161/BB08 4C161/CC06 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GB04 4C601/GB20 4C601/GD12 4C601/GD18 5E023/AA01 5E023/AA04 5E023/AA06 5E023/AA16 5E023/AA18 5E023/BB01 5E023/BB02 5E023/BB04 5E023/BB10 5E023/BB23 5E023/BB24 5E023/BB25 5E023/EE19 5E023/EE23 5E023/HH30 5E123/AA14 5E123/AC23 5E123/BA58 5E123/BB01 5E123/CA15 5E123/CB17 5E123/CC07 5E123/CD02 5E123/CD13 5E123/DB04 5E223/AA14 5E223/AC23 5E223/BA58 5E223/BB01 5E223/CA15 5E223/CB17 5E223/CC07 5E223/CD02 5E223/CD13 5E223/DB04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005192639A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
在超声波连接器丢失的连接的工作，是提供一种能够容易地插入小直径的超声波信号线缆信道的超声波信号线缆连接器装置。在其上形成用于连接到超声波内窥镜的超声波连接器的电子扫描超声波换能器超声波信号电缆57的信号线连接的布线图案的基本上L形的柔性布线板11时，该挠性布线第一被硬化，以形成布线硬板部12为超声波信号电缆57连接到基板11的一个端面上，连接到超声连接器58上的柔性布线基板的另一端面连接盘15超由此从通过硬化连接焊盘19连接器形成的第二硬板部13取得，通过第一硬板部12和第二硬板部13以面对变形超声波信号线缆信道插入声波信号电缆连接器装置。点域1

〔 义 2 〕



【 図 3 】