

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4652518号  
(P4652518)

(45) 発行日 平成23年3月16日(2011.3.16)

(24) 登録日 平成22年12月24日(2010.12.24)

(51) Int.Cl.

F I

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 3 0 0 F

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2000-115563 (P2000-115563)  
 (22) 出願日 平成12年4月17日(2000.4.17)  
 (65) 公開番号 特開2001-104311 (P2001-104311A)  
 (43) 公開日 平成13年4月17日(2001.4.17)  
 審査請求日 平成19年2月13日(2007.2.13)  
 (31) 優先権主張番号 特願平11-221486  
 (32) 優先日 平成11年8月4日(1999.8.4)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 雑賀 和也  
 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  
 (72) 発明者 寶 敏幸  
 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 東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部の先端側に電子走査式超音波送受信部を有する超音波内視鏡と、

前記電子走査式超音波送受信部から超音波を発生させるための駆動信号の生成及び前記電子走査式超音波送受信部で受信した超音波信号に対する信号処理等を行う超音波観測装置と、

前記超音波内視鏡の電子走査式超音波送受信部に接続された複数の信号線を総合シールド及び総合保護被覆で外装された多心超音波信号ケーブルと、

前記多心超音波信号ケーブルの基端に接続され、前記超音波観測装置に着脱自在に接続される超音波コネクタと、

を備える超音波内視鏡診断装置において、

前記多心超音波信号ケーブルは、

先端が前記走査式超音波受信部に接続され、基端がフレキシブル配線基板によって構成された信号ケーブル、及び

基端が前記超音波コネクタに接続され、先端が中継用フレキシブル配線基板によって構成された中継ケーブル、に分割されており、

前記フレキシブル配線基板及び前記中継用フレキシブル配線基板が電氣的に着脱接続されるコネクタ及び中継コネクタが配置され、前記信号ケーブルの基端及び前記中継ケーブルの先端を電氣的に接続する中継基板を備える

10

20

ことを特徴とする超音波内視鏡診断装置。

【請求項 2】

前記信号ケーブルの基端側は複数の分割されており、その分割された前記信号ケーブルの複数の基端のそれぞれは、複数の前記フレキシブル配線基板によって構成されており、

前記中継ケーブルの先端は複数の分割されており、その分割された前記中継ケーブルの複数の先端のそれぞれは、複数の前記中継用フレキシブル配線基板によって構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡診断装置。

【請求項 3】

前記信号ケーブルは、前記複数の基端から前記先端までの距離がそれぞれ異なり、

前記複数のフレキシブル配線基板の前記コネクタへの着脱方向は、前記信号ケーブルの延在方向と直交し、

前記中継ケーブルは、前記複数の先端から前記基端までの距離がそれぞれ異なり、

前記複数の中継用フレキシブル配線基板の前記中継コネクタへの着脱方向は、前記中継ケーブルの延在方向と直交する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡診断装置。

【請求項 4】

体腔内に挿入される挿入部の先端側に電子走査式超音波送受信部を有する超音波内視鏡と、

前記電子走査式超音波送受信部から超音波を発生させるための駆動信号の生成及び前記電子走査式超音波送受信部で受信した超音波信号に対する信号処理等を行う超音波観測装置と、

前記超音波内視鏡の電子走査式超音波送受信部に接続された複数の信号線を総合シールド及び総合保護被覆で外装された多心超音波信号ケーブルと、

前記多心超音波信号ケーブルの基端に接続され、前記超音波観測装置に着脱自在に接続される超音波コネクタと、

を備える超音波内視鏡診断装置において、

前記多心超音波信号ケーブルは、先端が前記前記走査式超音波受信部に接続された信号ケーブル、及び基端が前記超音波コネクタに接続された中継ケーブルを具備して構成され、

前記信号ケーブルの基端は、フレキシブル配線基板によって構成され、

前記中継ケーブルの先端は、中継用フレキシブル配線基板によって構成され、

前記信号ケーブル及び前記中継ケーブルは、前記フレキシブル配線基板及び前記中継用フレキシブル配線基板の双方に設けられたパッド同士が半田付けされることによって、電氣的に接続されていることを特徴とする超音波内視鏡診断装置。

【請求項 5】

前記フレキシブル配線基板は、前記信号ケーブルの延在方向に延出する矩形状であって、前記矩形状の対角線に沿う方向に配列されたパッドを具備し、

前記中継用フレキシブル配線基板は、前記中継ケーブルの先端を前記信号ケーブルの基端に対向させた場合において、前記フレキシブル配線基板に設けられたパッドの配列方向に沿う辺を有する外形であって、前記辺に沿ってパッドが配列されていることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、挿入部先端に電子走査式の超音波送受信部を有する電子走査式超音波内視鏡と、この電子走査式超音波内視鏡が接続される超音波観測装置とを備える超音波内視鏡診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

細長の挿入部を体腔内に挿入することにより、体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて

10

20

30

40

50

処置具挿入用チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置を行う内視鏡が広く用いられている。

【 0 0 0 3 】

前記処置具挿通用チャンネルを有する内視鏡では、例えば、この処置具挿通チャンネルに超音波プローブを挿通させることにより超音波診断を行える。前記内視鏡を用いて超音波診断を行う場合、超音波プローブを処置具挿通用チャンネルを介して目的部位へと導き、超音波ビームを発振することによって超音波診断を行える。

【 0 0 0 4 】

また、体腔内に挿入可能な内視鏡挿入部の先端に超音波振動子を設け、この超音波振動子によって超音波断層画像を得られるようにすると共に、この挿入部に処置具挿通用チャンネルを設け、この処置具挿通用チャンネルの先端側に設けた導出口から処置具を導出させて、病変組織を採取する等の診断や処置を行える電子走査式或いは機械走査式の超音波内視鏡が実用化されている。

【 0 0 0 5 】

超音波診断装置は、医用電気機器の安全規格の I E C 6 0 1 - 1 及び I E C 6 0 1 の個別規格である I E C 6 0 1 - 2 - 1 8 が適用される。この安全規格では、超音波内視鏡の超音波信号授受用信号線と体腔内に挿入される超音波内視鏡の挿入部外装表面との間の絶縁耐電圧が、基礎絶縁と、補強絶縁と、及び強化絶縁又は二重絶縁（基礎絶縁＋補強絶縁）の 3 種類の絶縁試験項目毎の基準電圧に対する試験電圧値が設定されている。

【 0 0 0 6 】

この安全規格に適合する超音波診断装置が特開平 7 - 1 7 8 0 8 4 号公報に記載されている。

【 0 0 0 7 】

この特開平 7 - 1 7 8 0 8 4 号公報に記載されている超音波診断装置は、電源部を形成する 1 次回路と、1 次回路から内部回路への信号を分離する絶縁トランスと、超音波を患者に送波し受信する回路と画像表示や装置の制御を行う制御回路を含む内部回路と、内部回路と V T R やモニタ等の外部機器を分離するアイソレーション回路とで構成されて、患者に対する漏れ電流の制限をしている。

【 0 0 0 8 】

また、本件外出願人が出願した特願平 1 0 - 3 2 7 0 9 8 号の特許出願明細書に、前記超音波内視鏡と超音波観測装置との間で超音波駆動信号や受信超音波信号を授受する超音波信号ケーブルとして、信号線をシールド線で覆った複数の同軸シールド線を用い、このシールド線を保護接地し、かつ、これら複数の同軸シールド線を更に基礎絶縁を有する絶縁外皮（以下、ジャケットという）で覆うことにより、前記安全規格に適合させている。

【 0 0 0 9 】

【 発明が解決しようとする課題 】

しかしながら、特開平 7 - 1 7 8 0 8 4 号公報に示された超音波診断装置は、内部回路が複数存在するために、アイソレーション回路も複数必要となり、装置の大型化や構造の複雑化を招く課題があった。

【 0 0 1 0 】

また、特願平 1 0 - 3 2 7 0 9 8 号特許出願明細書に記載の超音波ケーブルについて、前記安全規格は、単一故障時の安全性確保も求められており、超音波信号ケーブルのシールド線やジャケットが破損し、シールド線及びジャケットの基礎絶縁が破壊されたときの安全性の確保が必要となる。このため、従来の超音波内視鏡では、考えられる挿入部の曲げ動作に対して、シールド線やジャケットが破損しないような曲げ耐性を有するケーブルを使用したり、かつ、破損した際には、前記安全規格を満足することを証明していた。

【 0 0 1 1 】

しかし、体腔内に挿入される前記超音波内視鏡の挿入部の外径には制限があり、この制限の基で耐繰り返し屈曲性や耐引っ張り／圧縮性の強度を有するシールド線とジャケットからなる信号ケーブルを用いる必要がある。前記挿入部の制限外径の基で前記信号ケーブル

10

20

30

40

50

の絶縁性を確保するためには、信号線とシールド線の導電性と耐ノイズ性を犠牲にして、ジャケットの肉厚を厚くする必要があった。これにより、信号線の径が細くなり超音波駆動信号や超音波受信信号の伝導特性の劣化となり、体腔内の観察部位への超音波の到達深度である深達度の低い超音波画像や外来ノイズが混入した超音波画像しか得られない課題があった。

#### 【 0 0 1 2 】

更に、前記超音波信号ケーブルは、前記超音波内視鏡挿入部の先端の超音波振動子から内視鏡挿入部を操作する操作部や、この操作部と前記超音波観測装置に着脱される超音波コネクタを接続するユニバーサルコード及び超音波コード等の長い経路に配置する必要があり、信号の伝導特性の劣化と外来ノイズの影響を受けやすく、深達度が浅く、かつ、ノイズが混入した超音波画像となる課題があった。

10

#### 【 0 0 1 3 】

さらにまた、前記超音波内視鏡挿入部の先端に取り付け固定されている超音波振動子やその他の超音波内視鏡を構成する部分にトラブルが生じ、故障修理を行う場合には、前記挿入部を交換するか、又は前記超音波内視鏡を分解してトラブル箇所の補修後再度組立直す必要があり、故障修理に多くの時間と費用が発生する課題があった。

#### 【 0 0 1 4 】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、補修作業が簡便な超音波内視鏡診断装置を提供することを目的としている。

#### 【 0 0 1 5 】

20

#### 【課題を解決するための手段】

本発明の超音波内視鏡診断装置は、体腔内に挿入される挿入部の先端側に電子走査式超音波送受信部を有する超音波内視鏡と、前記電子走査式超音波送受信部から超音波を発生させるための駆動信号の生成及び前記電子走査式超音波送受信部で受信した超音波信号に対する信号処理等を行う超音波観測装置と、前記超音波内視鏡の電子走査式超音波送受信部に接続された複数の信号線を総合シールド及び総合保護被覆で外装された多心超音波信号ケーブルと、前記多心超音波信号ケーブルの基端に接続され、前記超音波観測装置に着脱自在に接続される超音波コネクタと、を備える超音波内視鏡診断装置において、前記多心超音波信号ケーブルは、先端が前記走査式超音波受信部に接続され、基端がフレキシブル配線基板によって構成された信号ケーブル、及び基端が前記超音波コネクタに接続され、先端が中継用フレキシブル配線基板によって構成された中継ケーブル、に分割されており、前記フレキシブル配線基板及び前記中継用フレキシブル配線基板が電気的に着脱接続されるコネクタ及び中継コネクタが配置され、前記信号ケーブルの基端及び前記中継ケーブルの先端を電気的に接続する中継基板を備えることを特徴とする。

30

また、本発明の超音波内視鏡診断装置は、体腔内に挿入される挿入部の先端側に電子走査式超音波送受信部を有する超音波内視鏡と、前記電子走査式超音波送受信部から超音波を発生させるための駆動信号の生成及び前記電子走査式超音波送受信部で受信した超音波信号に対する信号処理等を行う超音波観測装置と、前記超音波内視鏡の電子走査式超音波送受信部に接続された複数の信号線を総合シールド及び総合保護被覆で外装された多心超音波信号ケーブルと、前記多心超音波信号ケーブルの基端に接続され、前記超音波観測装置に着脱自在に接続される超音波コネクタと、を備える超音波内視鏡診断装置において、前記多心超音波信号ケーブルは、先端が前記前記走査式超音波受信部に接続された信号ケーブル、及び基端が前記超音波コネクタに接続された中継ケーブルを具備して構成され、前記信号ケーブルの基端は、フレキシブル配線基板によって構成され、前記中継ケーブルの先端は、中継用フレキシブル配線基板によって構成され、前記信号ケーブル及び前記中継ケーブルは、前記フレキシブル配線基板及び前記中継用フレキシブル配線基板の双方に設けられたパッド同士が半田付けされることによって、電気的に接続されていることを特徴とする。

40

#### 【 0 0 1 6 】

これにより、超音波内視鏡の補修を容易に実施可能となる。

50

## 【 0 0 1 7 】

## 【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明する。

## （ 第 1 の実施の形態 ）

図 1 ないし図 8 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態の電子走査式超音波内視鏡診断装置の概略構成を説明する説明図、図 2 は、図 1 の電子走査式超音波内視鏡の先端部分の概略構成を示す斜視図、図 3 は、図 1 の電子走査式超音波内視鏡の挿入部に用いる信号ケーブルの概略構成を示す説明図、図 4 は、電子操作式超音波内視鏡の挿入部先端の概略構成を示す断面図、図 4 ( a ) は図 3 に示した振動子ユニットの縦断面図で、図 4 ( b ) は図 4 ( a ) の切断線 C - C で切断した信号ケーブルの断面図で、図 4 ( c ) は図 4 ( b ) に示した信号ケーブルの一部拡大断面図、図 5 は、電子操作式超音波内視鏡の挿入部の先端部分の断面で、図 5 ( a ) は挿入部先端部分の縦断面図で、図 5 ( b ) は図 5 ( a ) の b - b 切断線で切断した断面図、図 6 は、電子走査式内視鏡の操作部及び中継部の内部構成を示す断面図、図 7 は、電子操作式超音波内視鏡の操作部と超音波コネクタとを接続する超音波コードに内蔵する中継ケーブルを示し、図 7 ( a ) は外觀説明図、図 7 ( b ) は図 7 ( a ) の b - b 切断線で切断した断面図で、及び図 7 ( c ) は図 7 ( b ) の一部拡大断面図、及び図 8 は、超音波コネクタの内部構成を説明する断面図である。

10

## 【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、本発明に係る電子走査式超音波内視鏡診断装置 1 は、体腔内に挿入する挿入部先端に電子走査式の超音波送受信部を有する電子走査式超音波内視鏡（以下、超音波内視鏡という）2 と、この超音波内視鏡 2 に内蔵された照明光学系に観察部位を照明する照明光を供給する光源装置 3 と、超音波駆動信号の生成及び受信した超音波信号の処理等を行う超音波観測装置 4 と、この超音波観測装置 4 に接続されて、超音波診断画像を表示する表示装置（図示せず）とから主に構成されている。

20

## 【 0 0 1 9 】

前記超音波内視鏡 2 と前記光源装置 3 とは、ユニバーサルコード 5 の基端に設けた内視鏡コネクタ 6 を介して着脱自在に接続されるようになっており、前記超音波内視鏡 2 と超音波観測装置 4 とは、超音波コード 7 の基端に設けた超音波コネクタ 8 を介して着脱自在に接続されるようになっている。

30

## 【 0 0 2 0 】

前記超音波内視鏡 2 は、体腔内に挿入される細長な挿入部 2 a と、この挿入部 2 a の後端に位置する操作部 2 b と、この操作部 2 b の基端部に設けられた中継部 2 c と、この中継部 2 c の基端に設けられた接眼部 2 d とから構成されている。

## 【 0 0 2 1 】

前記ユニバーサルコード 5 は、前記操作部 2 b の側部から延出され、及び前記超音波コード 7 は、前記中継部 2 c の側部から延出されるようになっている。

## 【 0 0 2 2 】

前記挿入部 2 a は、先端側から後述する振動子ユニット 2 0 と、振動ユニット 2 0 の後端に位置する硬質部 9 と、この硬質部 9 の後端に位置する湾曲自在な湾曲部 1 0 と、この湾曲部 1 0 の後端に位置して、前記操作部 2 b の先端部に至る細径で、かつ、長尺の可撓性を有する可撓部 1 1 が接続されている。前記硬質部 9 は、耐薬品性及び生体適合性及び絶縁性に優れた樹脂材料、例えば、ポリスルホンやポリエチルエーテルケトン等が使用される。

40

## 【 0 0 2 3 】

前記操作部 2 b には、前記湾曲部 1 0 を所望の方向に湾曲制御するためのアングルノブ 1 2 と、送気及び送水操作を行うための送気・送水ボタン 1 3 と、吸引操作を行うための吸引ボタン 1 4 と、処置具を体腔内の目的部位に挿入するための処置具挿入口 1 5 と、及び後述する鉗子起上台 2 7 を操作する鉗子起上レバー 1 6 とが設けられている。

## 【 0 0 2 4 】

50

前記挿入部 2 a の先端側の振動子ユニット 2 0 と硬質部 9 の構成について図 2 を用いて説明する。

【 0 0 2 5 】

前記挿入部 2 a の先端に位置する振動子ユニット 2 0 は、複数のアレイ振動子からなる振動子群 2 1 からなり、図中矢印で示す超音波走査範囲 2 2 内に超音波を走査するようになっている。この振動子ユニット 2 0 の後端に位置する硬質部 9 の先端面 9 a には、観察部位に照明光を照射する照明レンズカバー 2 3 と、観察部位の光学像を捉える観察光学系の観察用レンズカバー 2 4 と、この観察用レンズカバー 2 4 の表面に付着した汚物や体液を除去する送気・送水を行う送気・送水ノズル 2 5 が設けられている。これら照明レンズカバー 2 3、観察用レンズカバー 2 4、及び送気・送水ノズル 2 5 の内部には、図示していないライトガイドファイバー、イメージガイドファイバー、及び送気・送水チューブが配置されている。ライトガイドファイバーは挿入部 2 a、操作部 2 b、及びユニバーサルコード 5 内に延在させて内視鏡コネクタ 6 に接続されている。イメージガイドファイバーは挿入部 2 a、操作部 2 b 及び中継部 2 c 内に延在させて接眼部 2 d に接続されている。送気・送水チューブは挿入部 2 a および操作部 2 b 内に延在させて送気・送水ボタン 1 3 を経て、ユニバーサルコード 5 内を介して内視鏡コネクタ 6 に接続されている。

10

【 0 0 2 6 】

更に、前記硬質部 9 の先端面 9 a には、前記振動子群 2 1 の超音波走査範囲 2 2 に中心軸が含まれるように鉗子出口 2 6 を開口している。この鉗子出口 2 6 の近傍には、鉗子出口 2 6 から突出させる、例えば組織吸引針等の処置具の突出方向を調整する鉗子起上台 2 7 が揺動可能（詳細は、図 5 参照）に設けられている。なお、前記送気・送水ノズル 2 5 及び鉗子起上台 2 7 を形成する材質は、例えば、セラミック、樹脂等の電気絶縁物を使用している。

20

【 0 0 2 7 】

次に、前記振動子ユニット 2 0 について、図 3 と図 4 を用いて説明する。振動子ユニット 2 0 は、図 3 に示すように、超音波信号の送受信を行う複数のアレイ振動子からなる振動子群 2 1 と、この振動子群 2 1 を収納すると共に、前記硬質部 9 との着脱を行うハウジング部 2 8 と、前記振動子群 2 1 に電氣的に接続され、かつ前記ハウジング部 2 8 の中空部に挿入される超音波信号の伝達を行う信号ケーブル 2 9 と、及びこの信号ケーブル 2 9 の基端に接続形成された超音波信号の伝達中継を行う中継部 3 0 から構成されている。

30

【 0 0 2 8 】

前記振動子群 2 1 とハウジング部 2 8 の構成は、前記振動子ユニット 2 0 の縦断面を示す図 4 ( a ) と、図 3 の c - c 切断線から切断した断面を示す図 4 ( b ) と、及び図 4 ( b ) の一部を拡大した図 4 ( c ) に示している。

【 0 0 2 9 】

前記振動子群 2 1 は、複数のアレイ振動子 3 1 ... 3 1 が円弧状に配列されて、このアレイ振動子 3 1 の前面側は共通接地電極 3 2、内面側は前記アレイ振動子 3 1 の配列数の信号電極 3 3 が設けられている。前記共通接地電極 3 2 の前面には、音響整合層 3 4 が設けられ、この音響整合層 3 4 の前面には、パリレン C 等の耐水性と絶縁性を有し、かつ、音響特性の良いコーティング 3 5 が設けられた構成となっている。

40

【 0 0 3 0 】

前記振動子群 2 1 の信号電極 3 3 は、後述する信号ケーブル 2 9 の信号心線 4 2 に接続し、前記共通接地電極 3 2 は、後述する信号ケーブル 2 9 のシールド 4 0、4 4 に接続した後、前記信号電極 3 3 にパッキング材 3 6 を充填する。この振動子群 2 1 に接続された信号ケーブル 2 9 は、前記ハウジング部 2 8 の中空部に挿入して接着剤 3 7 で固定されている。なお、ハウジング部 2 8 は、前記硬質部 9 と同様に、絶縁性を有する樹脂材を用いて基礎絶縁が確保されている。

【 0 0 3 1 】

本発明の実施例では、前記振動子群 2 1 の曲率半径が約 5 mm で、超音波走査範囲 2 2 は 1 8 0 度を有している。

50

## 【 0 0 3 2 】

前記信号ケーブル 2 9 は、図 4 ( b ) に示すように、前記振動子群 2 1 の複数のアレイ振動子 3 1 ... 3 1 に接続される複数の同軸信号線 3 8 と、この複数の同軸信号線 3 8 を覆う絶縁被覆 3 9 と、この絶縁被覆 3 9 を覆う総合シールド 4 0 と、及びこの総合シールド 4 0 を覆い、かつ、基礎絶縁以上の耐電圧を有する総合絶縁被覆 ( 以下、総合ジャケッという ) 4 1 から構成されている。この信号ケーブル 2 9 の同軸信号線 3 8 は、図 4 ( c ) に示すように、信号心線 4 2 と、この信号心線 4 2 を覆う絶縁被覆 4 3 と、この絶縁被覆 4 3 を覆うシールド 4 4 と、及びこのシールド 4 4 を覆うジャケッ 4 5 から構成されている。

## 【 0 0 3 3 】

この信号ケーブル 2 9 は、本発明の実施例では、信号心線 4 2 には A W G 4 6 番線を用い、同軸信号線 3 8 の外径は、約 0 . 2 m m であり、信号ケーブル 2 9 の外径は、約 3 m m 程度としている。

## 【 0 0 3 4 】

前記信号ケーブル 2 9 の基端に配置される前記中継部 3 0 は、コンタクトパッド 4 6 と、接地パッド 4 7 と、延長用接続パッド 4 8 を備えたフレキシブル配線基板 ( 以下、F P C という ) 4 9 で構成されている。前記信号ケーブル 2 9 の同軸信号線 3 8 の信号心線 4 2 とシールド 4 4 は、前記中継部 3 0 のコンタクトパッド 4 6 と接地パッド 4 7 に電氣的に接続され、かつ、前記中継部 3 0 のコンタクトパッド 4 6 と接地パッド 4 7 は、それぞれ延長用接続パッド 4 8 に電氣的に導通接続されている。

## 【 0 0 3 5 】

本発明の実施例では、信号ケーブル 2 9 の複数の同軸信号線 3 8 を 4 つに分割して、この 4 つに分割した同軸信号線 3 8 に対して、それぞれ 4 つの F P C 4 9 ... 4 9 に接続させている。

## 【 0 0 3 6 】

次に、前記振動子ユニット 2 0 を前記硬質部 9 に取り付けけた状態を図 5 を用いて説明する。なお、図 5 ( a ) は前記振動子ユニット 2 0 と硬質部 9 の断面図で、図 5 ( b ) は図 5 ( a ) の b - b 切断線で切断した断面図である。

## 【 0 0 3 7 】

前記振動子ユニット 2 0 のハウジング部 2 8 は、前記硬質部 9 に設けられた配置用透孔 5 0 に固定ビス 5 1 によって着脱自在に連結固定されている。前記振動子ユニット 2 0 と前記配置用透孔 5 0 との隙間を介して体液等が挿入部 2 a 内に侵入することを防止する O リング 5 2 が O リング押さえ 5 3 によって、前記配置用透孔 5 0 の内周面の所定位置に配置されている。前記振動子ユニット 2 0 のハウジング部 2 8 と前記硬質部 9 は樹脂部材で形成されており、振動子ユニット 2 0 を硬質部 9 に固定する際に、硬質部 9 に固定ビス 5 1 を直接螺合させると、硬質部 9 に形成された雌ネジが摩耗して固定状態が不安定となる恐れがある。このため、振動子ユニット 2 0 のハウジング部 2 8 と硬質部 9 との間に断面形状が略 C 字形の固定金具 5 4 を配置している。この固定金具 5 4 には、硬質部 9 に形成されている固定ビス 5 1 が挿通配置される透孔 5 5 に対応する位置に貫通雌ネジ 5 6 が形成されている。つまり、透孔 5 5 から挿入された固定ビス 5 1 を貫通雌ネジ 5 6 に螺合させて、ハウジング部 2 8 を固定ビス 5 1 の押圧力によって硬質部 9 の所定位置に強固、かつ安定に固定させている。

## 【 0 0 3 8 】

前記配置用透孔 5 0 の基端部には、基礎絶縁の耐電圧を有する樹脂性の中空口金 5 7 が接着固定されており、この中空口金 5 7 には、基礎絶縁以上の耐電圧を有する保護チューブ 5 8 の一端が固定されている。この保護チューブ 5 8 は、挿入部 2 a 内に延在し、他端は操作部 2 b 内に固定されている。更に、前記保護チューブ 5 8 内には、振動子ユニット 2 0 の信号ケーブル 2 9 が挿入配置されている。

## 【 0 0 3 9 】

つまり、前記信号ケーブル 2 9 は、前記総合ジャケッ 4 1 と前記保護チューブ 5 8 によ

10

20

30

40

50

って二重絶縁の耐電圧を有するようになっている。

【 0 0 4 0 】

すなわち、総合ジャケッ 4 1 が基礎絶縁の耐電圧を有する場合には、前記保護チューブ 5 8 は補強絶縁の耐電圧を有し、総合ジャケッ 4 1 が補強絶縁の耐電圧を有する場合には、前記保護チューブ 5 8 が基礎絶縁の耐電圧を有することになる。なお、本発明の実施例では、総合ジャケッ 4 1 は基礎絶縁の耐電圧を有し、前記保護チューブ 5 8 は補強絶縁の耐電圧を有するように構成されている。

【 0 0 4 1 】

前記前記硬質部 9 から突出する前記振動子ユニット 2 0 の振動子群 2 1 とハウジング部 2 8 の接続部分は、前記照明レンズカバー 2 3 と前記観察レンズカバー 2 4 から照明観察する光学視野範囲 5 9 を遮ることのないように配置されており、更に、硬質部 9 は前記超音波走査範囲 2 2 を遮ることのないように構成配置されるようになっている。

10

【 0 0 4 2 】

前記操作部 2 b に設けた処置具挿入口 1 5 ( 図 1 参照 ) は、挿入部 2 a に設けられた処置具挿通用チャンネル 6 0 に連通している。前記処置具挿入口 1 5 と処置具挿通用チャンネル 6 0 を介して挿通された組織吸引針等の処置具 ( 図 2 に一点鎖線で示している ) は、前記硬質部 9 の先端面 9 a に開口する処置具出口 2 6 から体腔内に導出するようになっている。

【 0 0 4 3 】

この処置具出口 2 6 の前記鉗子起上台 2 7 は、操作部 2 b に設けられた鉗子起上レバー 1 6 を操作することにより、図中の矢印 6 1 ( 揺動範囲 ) で示すように、実線で示した鉗子起上台 2 7 の位置から一点鎖線で示した鉗子起上台 2 7 の位置まで揺動するようになっている。この揺動する鉗子起上台 2 7 の上に配置されている前記処置具は、前記鉗子出口 2 6 の中心軸が前記超音波走査範囲 2 2 及び光学視野範囲 5 9 に含まれるために、超音波走査面範囲 2 2 及び光学視野範囲 5 9 内を移動可能としている。

20

【 0 0 4 4 】

次に前記操作部 2 b の構成について図 6 を用いて説明する。前記操作部 2 b は、超音波内視鏡 2 を把持する把持部 6 2 と、前記アングルノブ 1 2 , 送気・送水ボタン 1 3 , 吸引ボタン 1 4 , 及び鉗子起上レバー 1 6 ( 図 1 参照 ) が配置された操作本体部 6 3 と、この操作本体部 6 3 の基端に固定され、前記信号ケーブル 2 9 の中継を行う中継部 2 c とで構成されている。この中継部 2 c の基端には前記接眼部 2 d が固定されている ( 図 1 参照 ) 。

30

【 0 0 4 5 】

前記中継部 2 c は、略箱状の樹脂製カバー 6 4 で形成され、前記操作本体部 6 3 と前記接眼部 2 d に対してビス及び接着剤によって固定されている。なお、この樹脂製カバー 6 4 は、前記操作本体部 6 3 と前記接眼部 2 d の内部の金属部分に対して基礎絶縁以上の耐電圧を有するようにしている。

【 0 0 4 6 】

この樹脂性カバー 6 4 の内部には、箱状の金属シールド板 6 5 が収納配置され、この金属シールド板 6 5 には、前記信号ケーブル 2 9 を導出する部分に口金 6 6 が固定されている。この口金 6 6 には、前記挿入部 2 a 内に延在している前記振動子ユニット 2 0 の信号ケーブル 2 9 を保護被覆する保護チューブ 5 8 の他端が固定されるようになっている。前記金属シールド板 6 5 の内部には、中継基板 6 7 が配置されている。この中継基板 6 7 には、前記口金 6 6 に固定された保護チューブ 5 8 内に挿通された前記振動子ユニット 2 0 の信号ケーブル 2 9 の基端に設けられた前記 F P C 4 9 ... 4 9 が電氣的に着脱接続されるコネクタ 6 8 ... 6 8 が配置されている。なお、前記信号ケーブル 2 9 の総合シールド 4 0 は、図示されていないが前記金属シールド板 6 5 に電氣的に接続されている。

40

【 0 0 4 7 】

更に、前記中継基板 6 7 には、中継コネクタ 6 9 ... 6 9 が固定配置されると共に、前記コネクタ 6 8 ... 6 8 と前記中継コネクタ 6 9 ... 6 9 の各接続ピンと相互に一対一に対応して電氣的に接続されている。前記中継コネクタ 6 9 ... 6 9 は、後述する中継ケーブル 7 0 の

50



第 1 の中継用 F P C 7 1 ... 7 1 が電氣的に着脱自在に接続されるようになっている。

【 0 0 4 8 】

前記中継ケーブル 7 0 の構成について、図 7 を用いて説明する。なお、図 7 ( a ) は中継ケーブル 7 0 の全体構成を説明する説明図で、図 7 ( b ) は、図 7 ( a ) の b - b 切断線から切断した断面図で、図 7 ( c ) は、図 7 ( b ) の一部拡大断面図である。

【 0 0 4 9 】

前記中継ケーブル 7 0 の両端には、図 3 に示した信号ケーブル 2 9 の基端に取り付けられた F P C 4 9 ... 4 9 と同様な、第 1 の中継用 F P C 7 1 ... 7 1 と、第 2 の中継用 F P C 7 5 ... 7 5 が取り付け固定されている。この第 1 と第 2 の中継用 F P C 7 1 , 7 5 は、コンタクトパッド 7 2 , 7 2 ' と、接地パッド 7 3 , 7 3 ' と、及び延長用接続パッド 7 4 , 7 4 ' が設けられ、このコンタクトパッド 7 2 , 7 2 ' と接地パッド 7 3 , 7 3 ' は、それぞれ延長用接続パッド 7 4 , 7 4 ' に電氣的に導通接続されている。

10

【 0 0 5 0 】

前記中継ケーブル 7 0 は、図 7 ( b ) に示すように、複数の同軸信号線 7 6 と、この複数の同軸信号線 7 6 を覆う総合シールド 7 7 と、この総合シールド 7 7 を覆い、基礎絶縁以上の耐電圧を有する総合ジャケット 7 8 で構成されている。前記同軸信号線 7 6 は、図 7 ( c ) に示すように、信号心線 7 9 と、この信号心線 7 9 を覆う絶縁被覆 8 0 と、この絶縁被覆 8 0 を覆うシールド 8 1 と、及びこのシールド 8 1 を覆う絶縁用のジャケット 8 2 から構成されている。

20

【 0 0 5 1 】

本発明の実施形態では、信号心線 7 9 に A W G 4 2 番線で、同軸信号線 7 6 の外径は、約 0 . 3 mm の信号伝導率の高いものを使用し、この同軸信号線 7 6 を前記振動子ユニット 2 0 の信号ケーブル 2 9 に用いられている同軸信号線 3 8 と同数用いて、前記総合シールド 7 7 と総合ジャケット 7 8 で覆い、かつ、前記総合シールド 7 7 はノイズ遮蔽性の高い材質と形状のものを用いて、前記中継ケーブル 7 0 の外径を約 6 mm 程度とした。更に、前記信号ケーブル 2 9 と同様に中継ケーブル 7 0 の複数の同軸信号線 7 6 を 4 つに分割して、その分割した同軸信号線 7 6 毎に前記第 1 と第 2 の中継用 F P C 7 1 ... 7 1 , 7 5 ... 7 5 に分割配置されている。

【 0 0 5 2 】

これら分割されたそれぞれの同軸信号線 7 6 の信号心線 7 9 は、前記第 1 と第 2 の中継用 F P C 7 1 , 7 5 のコンタクトパッド 7 2 , 7 2 ' に、シールド 8 1 は、接地パッド 7 3 , 7 3 ' にそれぞれ電氣的に接続され、前記総合シールド 7 7 の一端は、前記中継部 2 c の金属シールド板 6 5 に電氣的に接続されるようになっている。

30

【 0 0 5 3 】

すなわち、前記超音波内視鏡 2 の挿入部 2 a に内挿される前記振動子ユニット 2 0 の信号ケーブル 2 9 は、同軸信号線 3 8 を細径化して、この信号ケーブル 2 9 の全体径も細径化している。一方、前記中継ケーブル 7 0 は、前記信号ケーブル 2 9 よりも信号伝導率の高い太径の同軸信号線 7 6 を用い、かつ、総合シールド 7 7 も前記信号ケーブル 2 9 の総合シールド 4 0 よりもシールド効果の高いシールド線を用いている。前記信号ケーブル 2 9 の基端の F P C 4 9 と、中継ケーブル 7 0 の一端の第 1 の中継 F P C 7 4 とを前記中継部 2 c 内に設けた中継基板 6 7 のコネクタ 6 8 と中継コネクタ 6 9 に接続させるようにしている。これにより、前記中継ケーブル 7 0 における超音波信号の伝導特性と、外部ノイズに対する遮蔽特性が改善向上される。

40

【 0 0 5 4 】

次に、前記中継ケーブル 7 0 の第 2 の中継 F P C 7 5 が接続される超音波コネクタ 8 について図 8 を用いて説明する。

【 0 0 5 5 】

超音波コネクタ 8 は、前記中継ケーブル 7 0 が挿通する挿通用透孔を有する金属製の箱状の外装部材であるコネクタ本体 8 2 と、このコネクタ本体 8 2 の内部空間内に取付配置され、前記挿通用透孔に対応する配置用透孔を有し、コネクタ本体 8 2 の先端側開口より突

50

出して配置される電氣的接続手段を構成する内装部材であるフレーム部 8 3 とで構成されている。

【 0 0 5 6 】

このフレーム部 8 3 内には、中継ケーブル 7 0 の総合シールド 7 7 を剥いた状態の同軸信号線 7 6 が挿通配置される透孔 8 4 を備えた不要輻射ノイズ低減部材であるフェライトコア 8 5 と中継ケーブル 7 0 の第 2 の中継 F P C 7 5 が接続されるコネクタ 8 6 を配設したマッチング基板 8 7 等が設けられている。このマッチング基板 8 7 には、超音波観測器 4 に電気接続される複数の接続ピン（図示しない）及び電氣的接地手段を構成する接地板 8 8 を設けたコネクタユニット 8 9 が接続されている。このコネクタユニット 8 9 に設けた接地板 8 8 は、フレーム部 8 3 に電氣的に接続されている。一方、フレーム部 8 3 の外周面には、カバーシールド 9 0 がフレーム部 8 3 に電氣的に導通した状態で配置されている。

10

【 0 0 5 7 】

コネクタ本体 8 2 とフレーム部 8 3 とは、絶縁ブロック 9 1 及び絶縁シート 9 2 によって、2つの部材が電氣的に非導通な状態となるように一体的に固定されている。なお、絶縁ブロック 9 1 は、点線に示すようにビスによってフレーム部 8 3 に一体的に固定されると共に、ビス（図示しない）によってコネクタ本体 8 2 に対しても一体的に固定されている。このことによって、コネクタ本体 8 2 とフレーム部 8 3 とは確実に絶縁される。また、符号 9 3 は、フレーム部 8 3 の先端側周面を被覆するゴムカバーであり、符号 8 4 は超音波コネクタ 8 を超音波観測装置 4 に着脱させるときに使用するレバーである。

20

【 0 0 5 8 】

超音波コネクタ 8 のコネクタ本体 8 2 内に挿通された中継ケーブル 7 8 は、1度フレーム部 8 3 内に挿通された後、第 1 隙間部 9 5 を通ってカバーシールド 9 0 とフレーム部 8 3 との間に配置される。このカバーシールド 9 0 とフレーム部 8 3 との間に配置される中継ケーブル 7 0 は、総合ジャケット 7 8 が剥がされて総合シールド 7 7 が剥きだされた状態になっており、この剥き出された状態の総合シールド 7 7 がシールドクランプ 9 6 によって少なくとも接地板 8 8 に電氣的接続されているフレーム部 8 3 ，若しくはこのフレーム部 8 3 に電氣的に導通したカバーシールド 9 0 に電氣的に接触した状態で固定されている。このことによって、中継ケーブル 7 0 の総合シールド 7 7 は、フレーム部 8 3 ，又はカバーシールド 9 0 及びフレーム部 8 3 を介して接地板 8 8 と電氣的に導通した状態になっている。

30

【 0 0 5 9 】

一方、中継ケーブル 7 0 は、第 2 の隙間 9 5 を通って再びフレーム部 8 3 内に挿通される。この時、フレーム部 8 3 内には、総合シールド 7 7 が剥がされた状態の複数の同軸信号線 7 6 が挿通されている。この同軸信号線 7 6 はフレーム部 8 3 内に配置されているフェライトコア 8 5 の有する透孔 8 4 の一開口端側から他開口端側に挿通された後、フェライトコア 8 5 の外周側を通して、再び一開口端側から挿通されて他開口端側から突出してフレーム部 8 3 内の所定の位置に配置され、第 2 の中継 F P C 7 5 とコネクタ 8 6 とが着脱自在に電氣的に接続される。

【 0 0 6 0 】

このような構成の電子走査式超音波内視鏡診断装置 1 の動作について、説明する。前記超音波内視鏡 2 の超音波コネクタ 8 を前記聴音波観測装置 4 に接続することにより、前記超音波観測装置 4 から送信される聴音波駆動信号は、超音波コネクタ 8 の接続ピンからマッチング基板 8 7 ，コネクタ 8 6 を介して中継ケーブル 7 0 に伝達され、前記中継部 2 c の中継基板 6 7 を介して信号ケーブル 2 9 に伝達される。更に、超音波駆動信号は、信号ケーブル 2 9 の先端に配置した振動子群 2 1 に伝達され、振動子群 2 1 で超音波に変換されて体腔内に向かって超音波を発振する。体腔内で反射された超音波は、再び前記振動子群 2 1 で受信されて電気信号に変換された後、超音波受信信号として、前述の超音波駆動信号の伝達と逆の経路で前記超音波観測装置 4 に伝達される。

40

【 0 0 6 1 】

50

この超音波受信信号は、前記超音波観測装置４で信号処理を行った後、図示しないモニターにモード画像やドプラ画像等の各種超音波画像として表示される。

【００６２】

前記超音波駆動信号と超音波受信信号は、前記信号ケーブル２９及び前記中継ケーブル７０によって伝達されるが、前記中継ケーブル７０の同軸信号線７６は、前記信号ケーブル２０の同軸信号線３８よりも太くて、伝送損失の少ないケーブルを用い、かつ、総合シールド７７もシールド効果の高い材質と形状のシールド材を用いている。このため、前記中継ケーブル７０による前記超音波駆動信号と受信信号の伝送損失は最小限に抑制でき、また、外部ノイズを確実に遮蔽することが可能となる。

【００６３】

一方、前記超音波内視鏡２の挿入部２ａに内装される前記信号ケーブル２９は、特に湾曲部１０の湾曲によって、繰り返し湾曲動作を受けるが、保護チューブ５８によって前記信号ケーブル２９は被覆されているために、繰り返される湾曲動作による信号ケーブル２９の同軸信号線３８の断線から保護可能となる。

【００６４】

更に、前記同軸信号線３８のシールド４４、総合シールド４２、及び保護チューブ５８のうち、いずれかが一つが破壊されたとしても（単一故障）、十分安全規格の絶縁耐電圧の要求項目を満足できる。つまり、前記同軸信号線３８のシールド線４４が断線した場合、基礎絶縁をもつ総合ジャケット４１及び補強絶縁をもつ保護チューブ５８によって、信号心線４２と前記挿入部２ａの外装に対して二重絶縁が保たれる。前記総合ジャケット４１が破損した場合、シールド４４及び補強絶縁をもつ保護チューブ５８によって、信号心線４２は挿入部２ａの外装に対して基礎絶縁以上（補強絶縁）が保たれる。更に、保護チューブ５８が破損した場合、シールド４４及び基礎絶縁をもつ総合ジャケット４１によって、信号心線４２は挿入部２ａの外装に対して基礎絶縁が保たれる。

【００６５】

従って、信号ケーブル２９の選定に当たって、同じ外径のケーブルを使用する際にも繰り返し湾曲耐性より耐ノイズ性に優れたケーブルを使用可能であり、ノイズ耐性を向上できる。

【００６６】

また、振動子ユニット２０は、硬質部９に固定されている固定ビス５１を着脱し、かつ、中継部２ｃ内の中継基板６７のコネクタ６８に接続されるＦＰＣ４９...４９の着脱することによって、保護チューブ５８をガイドにして、挿入部２ａに対して簡単に挿脱可能である。

【００６７】

（第２の実施の形態）

図９ないし図１２は本発明の第２の実施の形態に係り、図９は本発明の第２の実施の形態に用いられる太径の中継用ケーブルの概略構成を示す概略構成図、図１０は中継用ケーブルのＦＰＣと信号ケーブルのＦＰＣとの二つのＦＰＣの接続前後を示し、図１０（ａ）は接続前、図１０（ｂ）は接続後、図１１は図１０の接続とは異なる接続を示す説明図、図１２は電子操作式の超音波電子内視鏡装置の操作部を示す断面図であり、図１２（ａ）は操作部の透視断面図、図１２（ｂ）は同図（ａ）の操作部のＸ－Ｘ'断面図である。

【００６８】

本第２の実施の形態では、前記信号ケーブル２９（細径同軸ケーブル）の操作部側端末をＦＰＣ端末とし、このＦＰＣ端末パターンに半田付け可能なＦＰＣパターンを前記超音波コネクタ８に接続される中継用ケーブル（太径ケーブル）の端末とすることで、これら信号ケーブル２９（細径同軸ケーブル）と太径同軸ケーブルとを内視鏡操作部内の限られたスペースに接続可能な構成とする。

【００６９】

図９に示すように内視鏡操作部（図１２参照）から超音波コネクタ（不図示）に至る太径の中継用ケーブル１７０は、この基端に配置されるＦＰＣ１７５を図３で説明した信号ケ

10

20

30

40

50

ーブル 29 の F P C 49 と同様な構成となっている。

【 0070 】

即ち、この中継ケーブル 170 の両端には、前記信号ケーブル 29 の基端に取り付けられた F P C 49 ... 49 と同様な、第 1 の中継用 F P C 171 ... 171 と、第 2 の中継用 F P C 175 ... 175 とが取り付け固定されている。この第 1 と第 2 の中継用 F P C 171 , 175 は、コンタクトパッド 172 , 172 ' と、接地パッド 173 , 173 ' と、及び延長用接続パッド 174 , 174 ' とが設けられ、このコンタクトパッド 172 , 172 ' と接地パッド 173 , 173 ' とは、それぞれ延長用接続パッド 174 , 174 ' に電氣的に導通接続されている。

【 0071 】

前記中継用ケーブル 170 は、図 7 で説明した中継ケーブル 70 と同様に複数の同軸信号線 176 と、この複数の同軸信号線 176 を覆う総合シールド 177 と、この総合シールド 177 を覆い、基礎絶縁以上の耐電圧を有する総合ジャケット 178 で構成されている。前記同軸信号線 176 は、図 7 で説明した中継ケーブル 70 と同様に信号心線 179 と、この信号心線 179 を覆う絶縁被覆（不図示）と、この絶縁被覆を覆うシールド 181（図 11 参照）と、及びこのシールド 181 を覆う絶縁用のジャケット 182（図 11 参照）とから構成されている。

【 0072 】

前記中継用ケーブルの F P C 175 を図 10 に示すように前記信号ケーブル 29 の F P C 49 に接続するので、この中継用ケーブルの F P C 175 は F P C 49 と対を成して機能するようになっている。

図 10 はこれら中継用ケーブルの F P C 175 と信号ケーブル 29 の F P C 49 との二つの F P C の接続前後を示している。

【 0073 】

即ち、図 10（a）に示すように前記中継用ケーブル 170 の F P C 175 の延長用接続パッド 174 を前記信号ケーブル 29 の F P C 49 の延長用接続パッド 48 にそれぞれはめ込むことで、図 10（b）に示すように前記中継用ケーブル 170 の延長用接続パッド 174 と前記信号ケーブル 29 の F P C 49 とはそれぞれ接続される。これにより、中継用 F P C 175 が図 9 のように五月雨状に並んでいるため接続部の外径を押さえつつ、また、十数本のケーブルを一枚の F P C 毎に配線しているため順序立てて配線を合理的に行え、前記中継用ケーブル 170 と前記信号ケーブル 29 とは接続される。

【 0074 】

尚、図示しないが信号ケーブル（細径ケーブル）29 の振動子群側端末及び中継用ケーブル（太径ケーブル）170 の超音波コネクタ側端末もそれぞれ五月雨状に並んで各々、接続に要するスペースを削減している。

【 0075 】

また、中継用 F P C 175 が取り付け固定された中継用ケーブル（太径ケーブル）170 はそのストランド数本と中継用 F P C 175 との接続部外径を押さえるため、図 11 に示すように一本一本のケーブル半田付け部を中継用 F P C 175 のパッド（接地パッド 173 '、コンタクトパッド 172 '）に互い違いに半田付けしても良い。即ち、それぞれの同軸信号線 176 の信号心線 179 をコンタクトパッド 172 ' に、シールド 181 を接地パッド 173 ' にそれぞれ互い違いに半田付けしても良い。

【 0076 】

上述したように中継用ケーブルの F P C 175 を前記信号ケーブル 29 の F P C 49 に接続可能なので、図 12 に示すように操作部 2b の内の遊休部分又はスイッチ部 2e 内にこれらの接続を設けることができる。

【 0077 】

図 12（a）に示すように本第 2 の実施の形態に用いられる電子操作式超音波内視鏡装置は、図示しない挿入部の先端部側に撮像装置（不図示）を内蔵した電子操作式の超音波電子内視鏡装置であり、前記撮像装置で撮像して得た内視鏡像をフリーズ等の操作を行うス

10

20

30

40

50

イチ部 2 e が操作部 2 b の後端側に設けられている。尚、この操作部 2 b には、図示しないが光源装置及び画像処理装置に接続するユニバーサルケーブルと、超音波観測装置に接続する超音波コネクタを端部に備える前記中継用ケーブル 1 7 0 が延出するようになっている。

【 0 0 7 8 】

そして、図 1 2 ( b ) に示すように本第 2 の実施の形態では、上述した中継用ケーブル 1 7 0 の F P C 1 7 5 と前記信号ケーブル 2 9 の F P C 4 9 との接続を把持部（操作部グリップ）6 0 内の遊休部分 6 2 a に設けるように構成している。尚、これらの接続を操作部本体 6 3 内又はスイッチ部 2 e 内の遊休部分に設けるように構成しても良い。

【 0 0 7 9 】

以上により、本第 2 の実施の形態によれば中継部（副操作部）を削除でき、信号ケーブル（細径ケーブル）2 9 と中継用ケーブル（太径ケーブル）1 7 0 との接続部を把持部（操作部グリップ）6 0 内に設置でき、操作部 2 b の軽量化を計ることができるので、これにより術者の疲労も軽減される。また、副操作部（中継部）に設置してあったスイッチ部類も左手手指から持ち替えることなく届く位置に設置可能となる。

【 0 0 8 0 】

ところで、本出願人が先に出願した特願平 1 0 - 3 2 7 0 9 8 号の特許出願明細書には、本実施例に図示していない切除された F P C が記載されており、その受入検査時点での有用性とシステムコネクタへの接続時の有用性が記載されている。

【 0 0 8 1 】

しかしながら、操作部内に中継を置くにはパターンを出す方向がケーブル走行方向と直角であると、図 9 で説明した F P C 1 7 5 のようにパターンが測方にむき出しになる。これを防ぐためコンタクトパッドのパターンを基板対角方向に設けるように F P C を構成する。

【 0 0 8 2 】

図 1 3 はコンタクトパッドのパターンを基板対角方向に設けた F P C を示し、図 1 3 ( a ) は中継 F P C を示し、図 1 3 ( b ) は同図 ( a ) の中継 F P C が接続されるケーブル端末 F P C である。

【 0 0 8 3 】

図 1 3 ( a ) に示すように中継 F P C 2 7 5 は、図 9 で説明した F P C 1 7 5 と同様に、コンタクトパッド 2 7 2 及び接地パッド 2 7 3 を有し、広いピッチパターンを所有する部分即ち、延長用接続パッド 2 7 4 を切除線 2 0 2 を境に切除して、図 1 3 ( b ) に示す他の F P C （第 2 の基板）としてもう一方の伝送効率の良いケーブル端末 F P C 2 7 6 に接続するようになっている。

【 0 0 8 4 】

この中継 F P C 2 7 5 のパターン方向をケーブルの走行方向と同じくするために、この中継 F P C 2 7 5 には前記コンタクトパッド 2 7 2 を対角上に設けており、前記ケーブル端末 F P C 2 7 6 の接地パッド 2 7 8 の後端に設けた接続部 2 7 9 に前記コンタクトパッド 2 7 2 をはめ込むことで、これら中継 F P C 2 7 5 をケーブル端末 F P C 2 7 6 に接続できるようになっている。尚、図 1 3 ( b ) に示すケーブル端末 F P C 2 7 6 は、前記中継 F P C 2 7 5 の対角上コンタクトパッド 2 7 2 と対応するようにコンタクトパッド 2 7 7 を対応して設けてある。

【 0 0 8 5 】

なお、本発明は、前述した実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【 0 0 8 6 】

[ 付記 ]

以上詳述したように本発明の実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【 0 0 8 7 】

( 1 ) 体腔内に挿入される挿入部の先端側に電子走査式超音波送受信部を有する超音波内

10

20

30

40

50

視鏡と、前記電子走査式超音波送受信部から超音波を発生させるための駆動信号の生成及び前記電子走査式超音波送受信部で受信した超音波信号に対する信号処理等を行う超音波観測装置とを備える超音波内視鏡診断装置において、前記超音波内視鏡の電子走査式超音波送受信部に接続された複数の信号線を総合シールド及び総合保護被覆で外装された多心超音波信号ケーブルと、

前記多心超音波信号ケーブルの基端に接続され、前記超音波観測装置に着脱自在に接続される超音波コネクタと、

前記多心超音波信号ケーブルのうち、前記電子走査式超音波送受信部から前記超音波内視鏡の挿入部に配置されるケーブルの信号伝導率よりも、前記超音波内視鏡の挿入部以降から前記超音波コネクタに配置されるケーブルの信号伝導率が高い、高信号伝導超音波信号ケーブルと、

10

を具備することを特徴とする超音波内視鏡診断装置。

【0088】

(2) 前記多心超音波信号ケーブルを構成する複数の信号線は、同軸シールドケーブルを用い、この同軸シールドケーブルのうち、前記電子走査式超音波送受信部から前記超音波内視鏡の操作部に配置される同軸シールドケーブルの信号心線の径よりも、前記超音波内視鏡の操作部以降から前記超音波コネクタに配置される同軸シールドケーブルの信号心線の径を太くしたことを特徴とする付記1に記載した超音波内視鏡診断装置。

【0089】

(3) 前記超音波内視鏡の挿入部に配置される多心超音波信号ケーブルと、前記超音波内視鏡の挿入部以降から前記超音波コネクタに配置される多心超音波信号ケーブルは、前記超音波内視鏡の操作部内で電氣的に接続されたことを特徴とする付記項1に記載した超音波内視鏡診断装置。

20

【0090】

(4) 前記超音波内視鏡の挿入部に配置される多心超音波信号ケーブルと、前記超音波内視鏡の挿入部以降から前記超音波コネクタに配置される多心超音波信号ケーブルは、前記超音波内視鏡の操作部内でフレキシブルコネクタを介して、着脱自在に電氣的に接続されたことを特徴とする付記項1に記載した超音波内視鏡診断装置。

【0091】

(5) 前記フレキシブルコネクタは、フレキシブルプリントコネクタと、このフレキシブルプリントコネクタに接続される硬質コネクタとからなることを特徴とする付記4に記載した超音波内視鏡診断装置。

30

【0092】

(6) 体腔内に挿入される挿入部の先端側に電子走査式超音波を送受信するアレイ振動子と、このアレイ振動子の各素子に接続され複数の信号ケーブルを前記挿入部から超音波コネクタまで延在させた電子走査式超音波内視鏡と、この電子走査式超音波内視鏡に対して電子走査式超音波駆動信号と受信信号を授受する超音波観測装置に前記超音波コネクタを着脱自在に接続可能とした超音波内視鏡診断装置において、

前記信号ケーブルに同軸シールドケーブルを用い、この同軸シールドケーブルの信号心線を前記超音波観測装置の信号授受端子に接続するコネクタと、前記同軸シールドケーブルのシールドを、前記超音波観測装置の接地端子に接続するコネクタとを有する前記超音波コネクタと、

40

前記超音波コネクタに接続される複数の前記同軸シールドケーブルを一体的に被覆し、かつ、基礎絶縁又は補強絶縁を有する総合ジャケットと、

前記電子走査式超音波内視鏡の少なくとも挿入部先端から湾曲部までに配置された前記総合ジャケットを被覆する補強絶縁又は基礎絶縁を有する絶縁チューブと、

を具備したことを特徴とする電子走査式超音波診断装置。

【0093】

(7) 前記総合ジャケットの一端は、前記電子走査式超音波内視鏡の挿入部先端に対して着脱自在に固定し、前記同軸シールドケーブル及び前記総合ジャケットと、前記絶縁チュ

50

ープを挿入軸方向に相対的に移動可能にしたことを特徴とする付記 6 に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【 0 0 9 4 】

( 8 ) 体腔内に挿入される挿入部の先端側に電子走査式超音波を送受信するアレイ振動子と、このアレイ振動子の各素子に接続され複数の信号ケーブルを前記挿入部から超音波コネクタまで延在させた電子走査式超音波内視鏡と、この電子走査式超音波内視鏡に対して電子走査式超音波駆動信号と受信信号を授受する超音波観測装置に前記超音波コネクタを着脱自在に接続可能とした超音波内視鏡診断装置において、

前記信号ケーブルに複数の同軸シールドケーブルを用い、この複数の同軸シールドケーブルを基礎絶縁又は補強絶縁を有する材質の総合ジャケットで一体的に被覆した同軸信号ケーブルと、

この同軸信号ケーブルを被覆する補強絶縁又は基礎絶縁を有し、かつ、一端が前記電子走査式超音波内視鏡の挿入部先端に、他端は前記電子走査式超音波内視鏡の操作部に固定された絶縁チューブと、

前記同軸信号ケーブルの内、前記電子走査式超音波内視鏡の挿入部から操作部までを細径とした細径同軸信号ケーブルと、及び、前記電子走査式超音波内視鏡の操作部以降から前記超音波コネクタまでを太径とした太径同軸信号ケーブルと、

を具備し、前記細径シールドケーブルは、前記絶縁チューブに対して、挿入軸方向に相対的に移動可能としたことを特徴とする電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【 0 0 9 5 】

( 9 ) 前記細径同軸信号ケーブルの一端には、雄又は雌コネクタを接続配置し、前記太径同軸信号ケーブルには、雌又は雄コネクタを接続配置し、それら雄又は雌コネクタを用いて前記細径同軸ケーブルと前記太径同軸ケーブルを相互に着脱自在に接続可能とすることを特徴とする付記項 8 に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【 0 0 9 6 】

( 1 0 ) 前記細径同軸信号ケーブルの一端に設けた雄又は雌コネクタと、前記太径同軸信号ケーブルの一端に設けた雌又は雄コネクタに、一対一に対応する雄又は雌コネクタを印刷配線基板上に配置し、前記細径同軸信号ケーブルと前記太径同軸信号ケーブルを前記印刷配線基板上に配置した雄又は雌コネクタを介して、着脱自在に接続することを特徴とする付記項 8 に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【 0 0 9 7 】

( 1 1 ) 前記細径同軸信号ケーブル及び前記太径同軸信号ケーブルの一端に接続配置して雄又は雌コネクタの一方、又は両コネクタは、フレキシブルプリントコネクタであることを特徴とする付記 8 又は 1 0 に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【 0 0 9 8 】

( 1 2 ) 前記細径同軸信号ケーブルと前記太径同軸信号ケーブルとの信号心線の接続部分と、前記超音波内視鏡の操作部外装表面とは、二重絶縁又は強化絶縁を有する電気絶縁材で被覆されていることを特徴とする付記項 8 , 9 , 又は 1 0 に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【 0 0 9 9 】

( 1 3 ) 前記細径同軸信号ケーブルと前記太径同軸信号ケーブルとの信号心線の接続部分と、前記超音波内視鏡の操作部外装表面とは、前記接続部分を被覆し、かつ、前記超音波観測装置に接地接続されたシールド及びこのシールドを被覆する基礎絶縁を有する絶縁部材が配置されたことを特徴とする付記項 8 , 9 , 又は 1 0 に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【 0 1 0 0 】

【 発明の効果 】

電子走査式超音波内視鏡の挿入部先端に配置した超音波送受信振動子に操作部を介して超音波駆動及び受信信号を供給する超音波観測装置との間を接続する信号伝送ケーブルは、複数の同軸シールド線を一体的に総合シールドと総合ジャケットで被覆することにより、

10

20

30

40

50

外部ノイズの遮蔽率の向上が図られると共に、前記電子走査式超音波内視鏡の挿入部から操作部間での間の同軸シールド線に比して、前記操作部から超音波観測装置までの間の同軸シールド線に太径の信号心線を用い、電子走査式超音波内視鏡の信号伝送率の改善効果が得られる。

【 0 1 0 1 】

また、前記挿入部には、絶縁チューブを配置し、前記複数の同軸シールド線を総合シールドと総合ジャケットで被覆した信号転送ケーブルを前記絶縁チューブ内に挿通させることにより、前記挿入部外装表面と前記同軸シールド線との一層の絶縁耐電圧の向上効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

10

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の電子走査式超音波内視鏡診断装置の概略構成を説明する説明図

【図 2】図 1 の電子走査式超音波内視鏡の先端部分の概略構成を示す斜視図

【図 3】図 1 の電子走査式超音波内視鏡の挿入部の概略構成を示す説明図

【図 4】電子操作式超音波内視鏡の挿入部先端の概略構成を示す断面図

【図 5】電子操作式超音波内視鏡の挿入部の先端面の拡大断面を示す断面図

【図 6】電子走査式内視鏡の操作部と中継部の内部構成を示す断面図

【図 7】電子操作式超音波内視鏡の操作部と超音波コネクタとを接続する超音波コードに内蔵する中継ケーブルを示し、図 7 ( a ) は外観説明図、図 7 ( b ) は断面図、及び図 7 ( c ) は拡大断面図

20

【図 8】超音波コネクタの内部構成を説明する断面図

【図 9】本発明の第 2 の実施の形態に用いられる太径の中継用ケーブルの概略構成を示す概略構成図

【図 10】中継用ケーブルの F P C と信号ケーブルの F P C との二つの F P C の接続前後を示し、図 10 ( a ) は接続前、図 10 ( b ) は接続後

【図 11】図 10 の接続とは異なる接続を示す説明図

【図 12】電子操作式の超音波電子内視鏡装置の操作部を示す断面図であり、図 12 ( a ) は操作部の透視断面図、図 12 ( b ) は同図 ( a ) の操作部の X - X ' 断面図

【図 13】コンタクトパッドのパターンを基板対角方向に設けた F P C を示し、図 13 ( a ) は中継 F P C を示し、図 13 ( b ) は同図 ( a ) の中継 F P C が接続されるケーブル端末 F P C

30

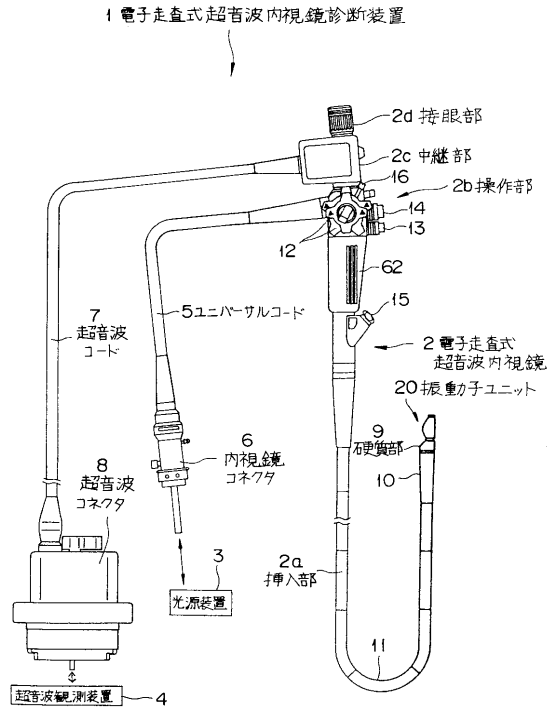
【符号の説明】

- 1 ... 電子走査式超音波内視鏡診断装置
- 2 ... 電子走査式超音波内視鏡
- 2 a ... 挿入部
- 2 b ... 操作部
- 2 c ... 中継部
- 2 d ... 接眼部
- 7 ... 超音波コード
- 9 ... 硬質部
- 10 ... 湾曲部
- 11 ... 可撓部
- 20 ... 振動子ユニット

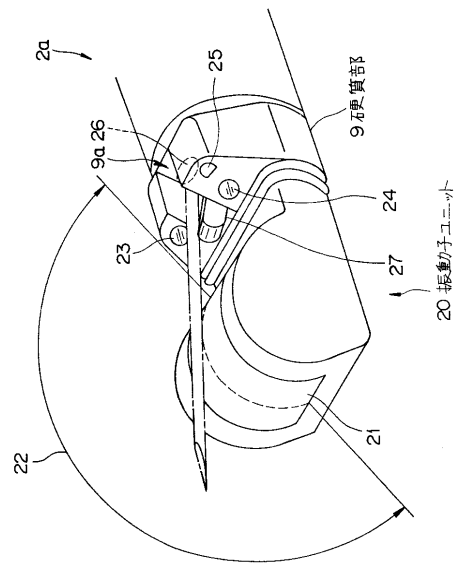
40



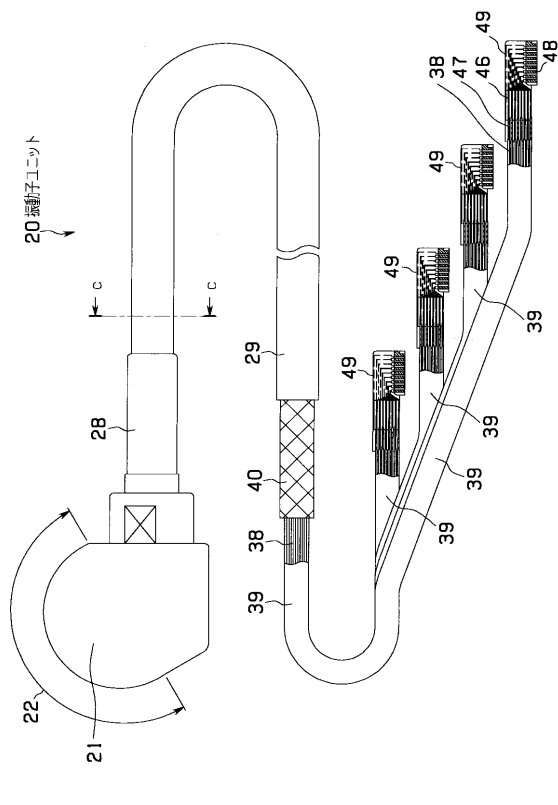
【図 1】



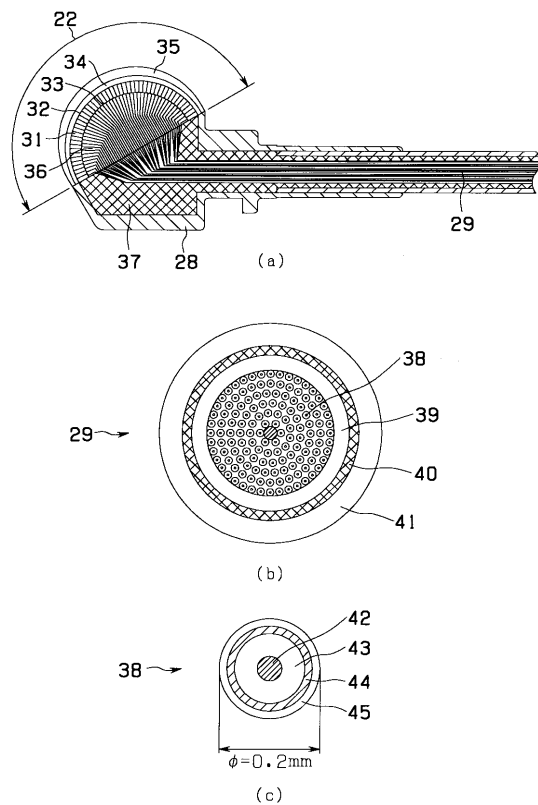
【図 2】



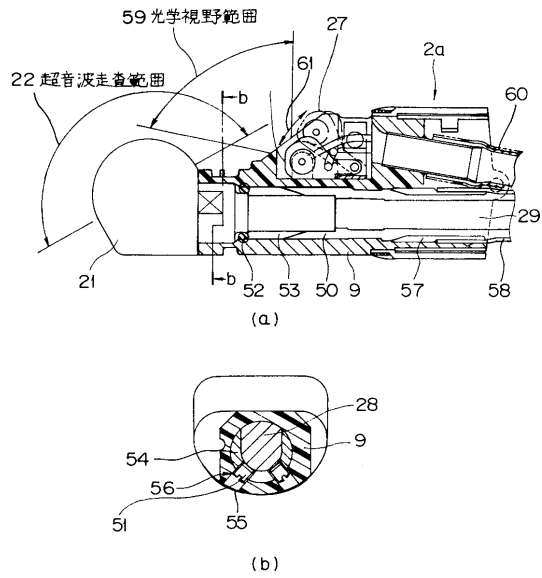
【図 3】



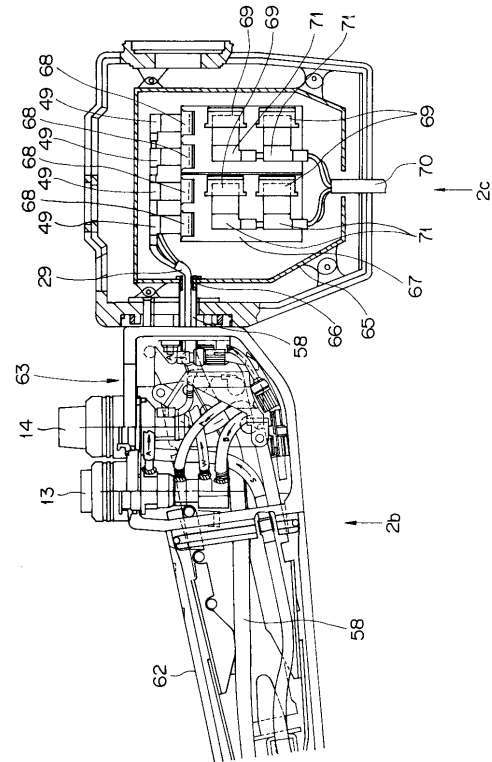
【図 4】



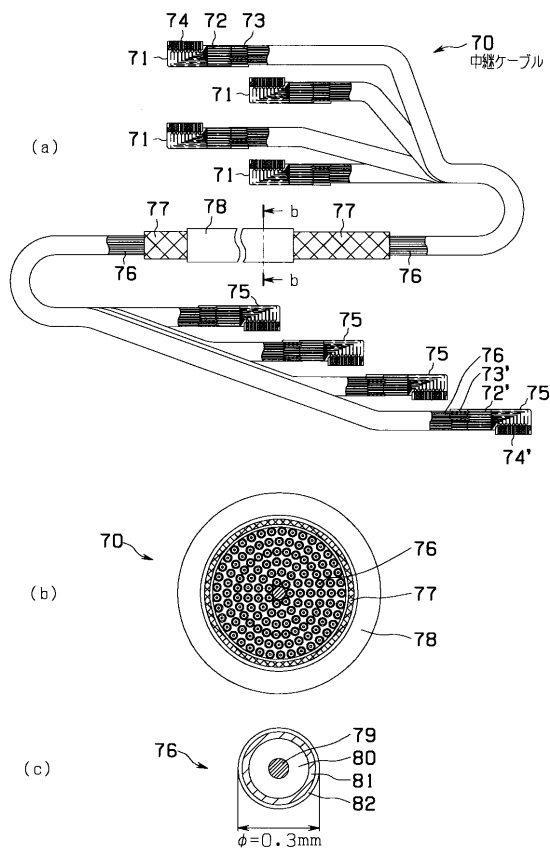
【図 5】



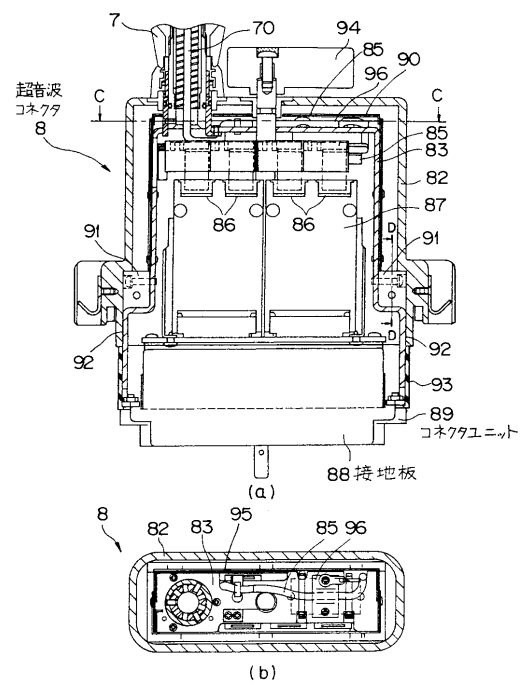
【図 6】



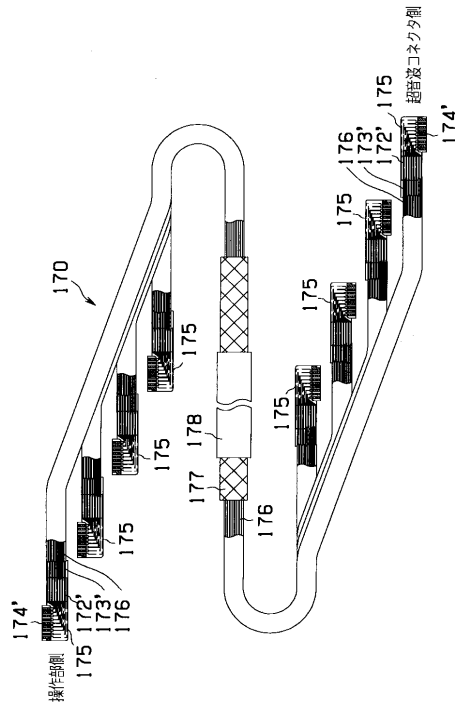
【図 7】



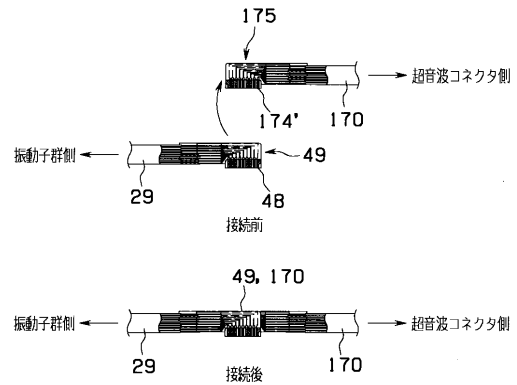
【図 8】



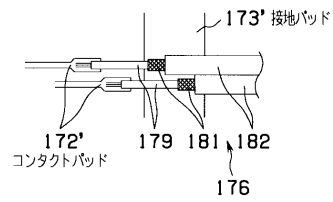
【 図 9 】



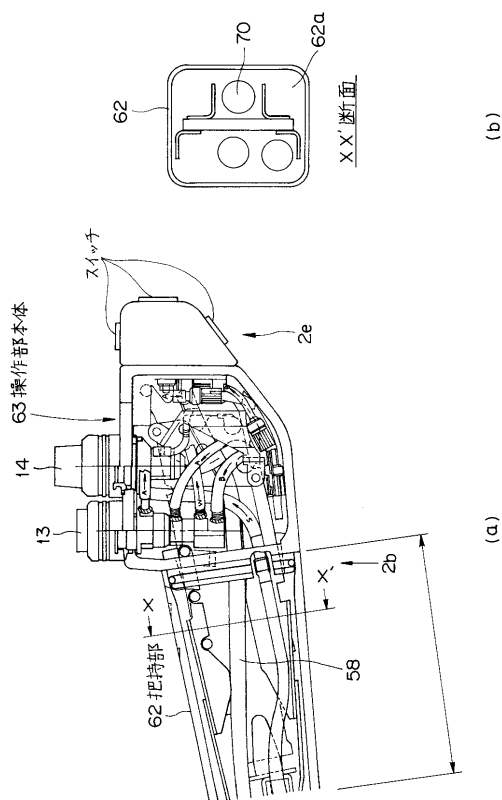
【 図 1 0 】



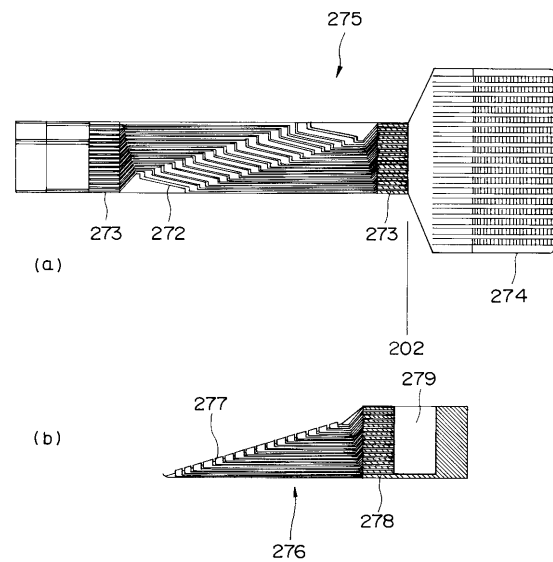
【 図 1 1 】



【 图 1 2 】



【 図 1 3 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 1 3 9 9 2 7 ( J P , A )  
特開平 0 2 - 1 4 2 5 4 8 ( J P , A )  
実開平 0 1 - 1 3 0 7 0 6 ( J P , U )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

A61B 1/00

专利名称(译)	超声波内窥镜诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4652518B2</a>	公开(公告)日	2011-03-16
申请号	JP2000115563	申请日	2000-04-17
[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	雑賀和也 賣敏幸		
发明人	雑賀 和也 賣 敏幸		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/00.680		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB03 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF45 4C061/JJ12 4C061/JJ15 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU09 4C161/AA00 4C161/BB03 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF45 4C161/JJ12 4C161/JJ15 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU09 4C301/AA02 4C301/EE04 4C301/EE13 4C301/FF05 4C301/FF17 4C301/GA02 4C301/GB06 4C301/GB20 4C301/GB22 4C301/JA17 4C301/JA19 4C601/EE02 4C601/EE11 4C601/EE24 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/FF03 4C601/GA01 4C601/GA02 4C601/GA08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB20 4C601/GB24 4C601/GB26 4C601/GD11 4C601/GD12 4C601/GD18 4C601/LL28 4C601/LL29 4C601/LL30		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	1999221486 1999-08-04 JP		
其他公开文献	JP2001104311A5 JP2001104311A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：为了将超声波内窥镜的插入部分插入体腔，信号电缆的直径减小，难以保持介电耐受电压并保持外部噪声的屏蔽效率。 解决方案：与布置在超声波内窥镜2的插入部分2a中的信号电缆29相比，超声波内窥镜2的操作部分2b与超声波观察装置4之间的超声波编码7要设置的中继电缆170使用具有高信号传导性的大直径电缆，并且绝缘管58设置在插入部分2a中，信号电缆29通过绝缘管58插入。电子扫描式超声波内窥镜诊断装置，用于维持和提高绝缘耐压。

