

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001-104311

(P2001-104311A)

(43)公開日 平成13年4月17日(2001.4.17)

(51) Int.Cl<sup>7</sup>  
A 6 1 B 8/12  
1/00

識別記号  
300

F I  
A 6 1 B 8/12  
1/00

4 C 0 6 1  
300 F 4 C 3 0 1

テマコード (参考)

(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)  
(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(JP)

(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  
(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  
パス光学工業株式会社内  
(72)発明者 審 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  
(74)代理人 100076233  
弁理士 伊藤 進

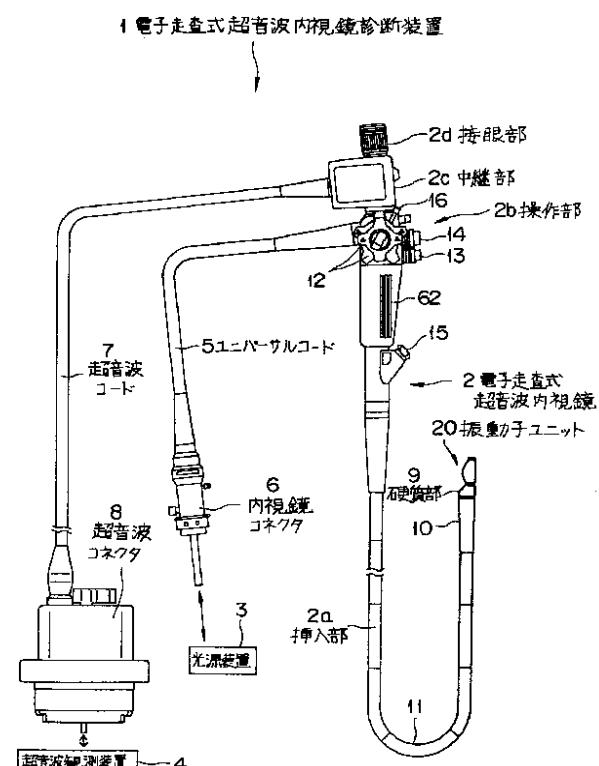
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波内視鏡診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波内視鏡の挿入部を体腔内に挿入するため、信号ケーブルは細径化され、絶縁耐電圧の維持と外部ノイズの遮蔽効率維持が困難であった。

【解決手段】 超音波内視鏡2の挿入部2aに配置する信号ケーブル29に比して、超音波内視鏡2の操作部2bと超音波観測装置4との間の超音波コード7に配置される中継用ケーブル170は、信号伝導率の高い太径のケーブルを用い、かつ、前記挿入部2aには、絶縁チューブ58を配置し、その絶縁チューブ58に前記信号ケーブル29を挿通配置して、絶縁耐電圧維持向上を図る電子走査式超音波内視鏡診断装置。



## 【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内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、を具備することを特徴とする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。

【0003】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。

【0004】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。

【0005】超音波診断装置は、医用電気機器の安全規格のIEC601-1及びIEC601の個別規格であるIEC601-2-18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。

【0006】この安全規格に適合する超音波診断装置が特開平7-178084号公報に記載されている。

【0007】この特開平7-178084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ジスト、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VTR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。

【0008】また、本件外出願人が出願した特願平10-327098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。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、特開平7-178084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。

【0010】また、特願平10-327098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、单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。

【0011】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。

【0012】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が受けやすく、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。

【0013】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。

【0014】本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、超音波内視鏡の安全規格に適合すると共に、良好な超音波深達度と外来ノイズの影響にも強く、かつ、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。

#### 【0015】

【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内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を具備することを特徴とする。

【0016】これにより、超音波信号ケーブルの信号伝導率と外来ノイズの遮蔽性能が向上し、かつ、体腔内に挿入する超音波内視鏡挿入部が細径化され、体腔深部にまで挿入可能となり、深達度の深い超音波画像が得られると共に、超音波内視鏡の補修も容易に実施可能となる。

#### 【0017】

【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)は外観説明図、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。

【0018】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。

【0019】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。

【0020】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2aと、この挿入部2aの後端に位置する操作部2bと、この操作部2bの基端部に設けられた中継部2cと、この中継部2cの基端に設けられた接眼部2dとから構成されている。

【0021】前記ユニバーサルコード5は、前記操作部2b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2cの側部から延出されるようになっている。

【0022】前記挿入部2aは、先端側から後述する振動子ユニット20と、振動ユニット20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10と、この湾曲部10の後端に位置して、前記操作部2b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11が連接されている。前記硬質部9は、耐薬品性や生体適合性及び絶縁性に優れた樹脂材料、例えば、ポリスルフオンやポリエチルエーテルケトン等が使用される。

【0023】前記操作部2bには、前記湾曲部10を所望の方向に湾曲制御するためのアングルノブ12と、送気及び送水操作を行うための送気・送水ボタン13と、吸引操作を行うための吸引ボタン14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15と、及び後述する鉗子起上台27を操作する鉗子起上レバー16とが設けられている。

【0024】前記挿入部2aの先端側の振動子ユニット20と硬質部9の構成について図2を用いて説明する。

【0025】前記挿入部2aの先端に位置する振動子ユニット20は、複数のアレイ振動子からなる振動子群21からなり、図中矢印で示す超音波走査範囲22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20の後端に位置する硬質部9の先端面9aには、観察部位に照明光を照射する照明レンズカバー23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24と、この観察用レンズカバー24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25が設けられている。これら照明レンズカバー23、観察用レンズカバー24、及び送気・送水ノズル25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2a、操作部2b、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2a、操作部2b及び中継部2c内に延在させて接眼部2dに接続されている。送気・送水チューブは挿入部2aおよび操作部2b内に延在させて送気・送水ボタン13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。

【0026】更に、前記硬質部9の先端面9aには、前記振動子群21の超音波走査範囲22に中心軸が含まれるように鉗子出口26を開口している。この鉗子出口26の近傍には、鉗子出口26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27が振動可能(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25及び鉗子起上台27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。

【0027】次に、前記振動子ユニット20について、図3と図4を用いて説明する。振動子ユニット20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21と、この振動子群21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28と、前記振動子群21に電気的に接続され、かつ前記ハウジング部28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29と、及びこの信号ケーブル29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30から構成されている。

【0028】前記振動子群21とハウジング部28の構成は、前記振動子ユニット20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。

【0029】前記振動子群21は、複数のアレイ振動子31...31が円弧状に配列されて、このアレイ振動子31の前面側は共通接地電極32、内面側は前記アレイ振動子31の配列数の信号電極33が設けられている。前記共通接地電極32の前面には、音響整合層34が設けられ、この音響整合層34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35が設けられた構成となっている。

【0030】前記振動子群21の信号電極33は、後述する信号ケーブル29の信号心線42に接続し、前記共通接地電極32は、後述する信号ケーブル29のシールド40, 44に接続した後、前記信号電極33にパッキング材36を充填する。この振動子群21に接続された信号ケーブル29は、前記ハウジング部28の中空部に挿入して接着剤37で固定されている。なお、ハウジング部28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。

【0031】本発明の実施例では、前記振動子群21の曲率半径が約5mmで、超音波走査範囲22は180度を有している。

【0032】前記信号ケーブル29は、図4(b)に示すように、前記振動子群21の複数のアレイ振動子31...31に接続される複数の同軸信号線38と、この複数の同軸信号線38を覆う絶縁被覆39と、この絶縁被覆39を覆う総合シールド40と、及びこの総合シールド40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、総合ジャケットという)41から構成されている。この信号ケーブル29の同軸信号線38は、図4(c)に示すように、信号心線42と、この信号心線42を覆う絶縁被覆43と、この絶縁被覆43を覆うシールド44と、及びこのシールド44を覆うジャケット45から構成されている。

【0033】この信号ケーブル29は、本発明の実施例では、信号心線42にはAWG46番線を用い、同軸信号線38の外径は、約0.2mmであり、信号ケーブル29の外径は、約3mm程度としている。

【0034】前記信号ケーブル29の基端に配置される前記中継部30は、コンタクトパッド46と、接地パッド47と、延長用接続パッド48を備えたフレキシブル配線基板(以下、FPCという)49で構成されてい

る。前記信号ケーブル29の同軸信号線38の信号心線42とシールド44は、前記中継部30のコンタクトパッド46と接地パッド47に電気的に接続され、かつ、前記中継部30のコンタクトパッド46と接地パッド47は、それぞれ延長用接続パッド48に電気的に導通接続されている。

【0035】本発明の実施例では、信号ケーブル29の複数の同軸信号線38を4つに分割して、この4つに分割した同軸信号線38に対して、それぞれ4つのFPC49…49に接続させている。

【0036】次に、前記振動子ユニット20を前記硬質部9に取り付けた状態を図5を用いて説明する。なお、図5(a)は前記振動子ユニット20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。

【0037】前記振動子ユニット20のハウジング部28は、前記硬質部9に設けられた配置用透孔50に固定ビス51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20と前記配置用透孔50との隙間を介して体液等が挿入部2a内に侵入することを防止するOリング52がOリング押さえ53によって、前記配置用透孔50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20のハウジング部28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20を硬質部9に固定する際に、硬質部9に固定ビス51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20のハウジング部28と硬質部9との間に断面形状が略C字形状の固定金具54を配置している。この固定金具54には、硬質部9に形成されている固定ビス51が挿通配置される透孔55に対応する位置に貫通雌ネジ56が形成されている。つまり、透孔55から挿入された固定ビス51を貫通雌ネジ56に螺合させて、ハウジング部28を固定ビス51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。

【0038】前記配置用透孔50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57が接着固定されており、この中空口金57には、基礎絶縁以上の耐電圧を有する保護チューブ58の一端が固定されている。この保護チューブ58は、挿入部2a内に延在し、他端40は操作部2b内に固定されている。更に、前記保護チューブ58内には、振動子ユニット20の信号ケーブル29が挿入配置されている。

【0039】つまり、前記信号ケーブル29は、前記総合ジャケット41と前記保護チューブ58によって二重絶縁の耐電圧を有するようになっている。

【0040】すなわち、総合ジャケット41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58は補強絶縁の耐電圧を有し、総合ジャケット41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58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、総合ジャケット41は基礎絶縁の耐電圧を有し、前記保護チューブ58は補強絶縁の耐電圧を有するよう構成されている。

【0041】前記前記硬質部9から突出する前記振動子ユニット20の振動子群21とハウジング部28の接続部分は、前記照明レンズカバー23と前記観察レンズカバー24から照明観察する光学視野範囲59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22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。

【0042】前記操作部2bに設けた処置具挿入口15(図1参照)は、挿入部2aに設けられた処置具挿通用チャンネル60に連通している。前記処置具挿入口15と処置具挿通用チャンネル60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9aに開口する処置具出口26から体腔内に導出するようになっている。

【0043】この処置具出口26の前記鉗子起上台27は、操作部2bに設けられた鉗子起上レバー16を操作することにより、図中の矢印61(揺動範囲)で示すように、実線で示した鉗子起上台27の位置から一点鎖線で示した鉗子起上台27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27の上に配置されている前記処置具は、前記鉗子出口26の中心軸が前記超音波走査範囲22及び光学視野範囲59に含まれるために、超音波走査面範囲22及び光学視野範囲59内を移動可能としている。

【0044】次に前記操作部2bの構成について図6を用いて説明する。前記操作部2bは、超音波内視鏡2を把持する把持部62と、前記アングルノブ12、送気・送水ボタン13、吸引ボタン14、及び鉗子起上レバー16(図1参照)が配置された操作本体部63と、この操作本体部63の基端に固定され、前記信号ケーブル29の中継を行なう中継部2cとで構成されている。この中継部2cの基端には前記接眼部2dが固定されている(図1参照)。

【0045】前記中継部2cは、略箱状の樹脂製カバー64で形成され、前記操作本体部63と前記接眼部2d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64は、前記操作本体部63と前記接眼部2d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している。

【0046】この樹脂性カバー64の内部には、箱状の金属シールド板65が収納配置され、この金属シールド板65には、前記信号ケーブル29を導出する部分に口金66が固定されている。この口金66には、前記挿入部2a内に延在している前記振動子ユニット20の信号ケーブル29を保護被覆する保護チューブ58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65

の内部には、中継基板67が配置されている。この中継基板67には、前記口金66に固定された保護チューブ58内に挿通された前記振動子ユニット20の信号ケーブル29の基端に設けられた前記FPC49…49が電気的に着脱接続されるコネクタ68…68が配置されている。なお、前記信号ケーブル29の総合シールド40は、図示されていないが前記金属シールド板65に電気的に接続されている。

【0047】更に、前記中継基板67には、中継コネクタ69…69が固定配置されると共に、前記コネクタ68…68と前記中継コネクタ69…69の各接続ピンと相互に一対一に対応して電気的に接続されている。前記中継コネクタ69…69は、後述する中継ケーブル70の第1の中継用FPC71…71が電気的に着脱自在に接続されるようになっている。

【0048】前記中継ケーブル70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70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。

【0049】前記中継ケーブル70の両端には、図3に示した信号ケーブル29の基端に取り付けられたFPC49…49と同様な、第1の中継用FPC71…71と、第2の中継用FPC75…75が取り付け固定されている。この第1と第2の中継用FPC71, 75は、コンタクトパッド72, 72'、と、接地パッド73, 73'、及び延長用接続パッド74, 74'が設けられ、このコンタクトパッド72, 72'、と接地パッド73, 73'は、それぞれ延長用接続パッド74, 74'に電気的に導通接続されている。

【0050】前記中継ケーブル70は、図7(b)に示すように、複数の同軸信号線76と、この複数の同軸信号線76を覆う総合シールド77と、この総合シールド77を覆い、基礎絶縁以上の耐電圧を有する総合ジャケット78で構成されている。前記同軸信号線76は、図7(c)に示すように、信号心線79と、この信号心線79を覆う絶縁被覆80と、この絶縁被覆80を覆うシールド81と、及びこのシールド81を覆う絶縁用のジャケット82から構成されている。

【0051】本発明の実施形態では、信号心線79にA40WG42番線で、同軸信号線76の外径は、約0.3mmの信号伝導率の高いものを使用し、この同軸信号線76を前記振動子ユニット20の信号ケーブル29に用いられている同軸信号線38と同数用いて、前記総合シールド77と総合ジャケット78で覆い、かつ、前記総合シールド77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70の外径を約6mm程度とした。更に、前記信号ケーブル29と同様に中継ケーブル70の複数の同軸信号線76を4つに分割して、その分割した同軸信号線76毎に前記第1と第2の中継50

用FPC71…71, 75…75に分割配置されている。

【0052】これら分割されたそれぞれの同軸信号線76の信号心線79は、前記第1と第2の中継用FPC71, 75のコンタクトパッド72, 72'に、シールド81は、接地パッド73, 73'にそれぞれ電気的に接続され、前記総合シールド77の一端は、前記中継部2cの金属シールド板65に電気的に接続されるようになっている。

【0053】すなわち、前記超音波内視鏡2の挿入部2aに内挿される前記振動子ユニット20の信号ケーブル29は、同軸信号線38を細径化して、この信号ケーブル29の全体径も細径化している。一方、前記中継ケーブル70は、前記信号ケーブル29よりも信号伝導率の高い太径の同軸信号線76を用い、かつ、総合シールド77も前記信号ケーブル29の総合シールド40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29の基端のFPC49と、中継ケーブル70の一端の第1の中継FPC74とを前記中継部2c内に設けた中継基板67のコネクタ68と中継コネクタ69に接続させるようになっている。これにより、前記中継ケーブル70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。

【0054】次に、前記中継ケーブル70の第2の中継FPC75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。

【0055】超音波コネクタ8は、前記中継ケーブル70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82と、このコネクタ本体82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82の先端側開口より突出して配置される電気的接続手段を構成する内装部材であるフレーム部83とで構成されている。

【0056】このフレーム部83内には、中継ケーブル70の総合シールド77を剥いた状態の同軸信号線76が挿通配置される透孔84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85と中継ケーブル70の第2の中継FPC75が接続されるコネクタ86を配設したマッチング基板87等が設けられている。このマッチング基板87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)及び電気的接地手段を構成する接地板88を設けたコネクタユニット89が接続されている。このコネクタユニット89に設けた接地板88は、フレーム部83に電気的に接続されている。一方、フレーム部83の外周面には、カバーシールド90がフレーム部83に電気的に導通した状態で配置されている。

【0057】コネクタ本体82とフレーム部83とは、絶縁ブロック91及び絶縁シート92によって、2つの部材が電気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91は、点線に示すようにビスによってフレーム部83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82に対しても一体的に固定されている。このことによつて、コネクタ本体82とフレーム部83とは確実に絶縁される。また、符号93は、フレーム部83の先端側周面を被覆するゴムカバーであり、符号84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。

【0058】超音波コネクタ8のコネクタ本体82内に挿通された中継ケーブル78は、1度フレーム部83内に挿通された後、第1隙間部95を通ってカバーシールド90とフレーム部83との間に配置される。このカバーシールド90とフレーム部83との間に配置される中継ケーブル70は、総合ジャケット78が剥がされて総合シールド77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77がシールドクラップ96によって少なくとも接地板88に電気的接続されているフレーム部83、若しくはこのフレーム部83に電気的に導通したカバーシールド90に電気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70の総合シールド77は、フレーム部83、又はカバーシールド90及びフレーム部83を介して接地板88と電気的に導通した状態になっている。

【0059】一方、中継ケーブル70は、第2の隙間95を通って再びフレーム部83内に挿通される。この時、フレーム部83内には、総合シールド77が剥がされた状態の複数の同軸信号線76が挿通されている。この同軸信号線76はフレーム部83内に配置されているフェライトコア85の有する透孔84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85の外周側を通つて、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83内の所定の位置に配置され、第2の中継FPC75とコネクタ86とが着脱自在に電気的に接続される。

【0060】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87、コネクタ86を介して中継ケーブル70に伝達され、前記中継部2cの中継基板67を介して信号ケーブル29に伝達される。更に、超音波駆動信号は、信号ケーブル29の先端に配置した振動子群21に伝達され、振動子群21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21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。

【0061】この超音波受信信号は、前記超音波観測装置4で信号処理を行つた後、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、いずれか一つが破壊されたとしても(单一故障)、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】従つて、信号ケーブル29の選定に当たつて、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で説明した信号ケーブル29のFPC49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FPC49...49と同様な、第1の中継用FPC171...171と、第2の中継用FPC175...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FPC171,175は、コンタクトパッド172,172'、接地パッド173,173'、及び延長用接続パッド174,174'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'に電気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FPC175を図10に示すように前記信号ケーブル29のFPC49に接続するので、この中継用ケーブルのFPC175はFPC49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FPC175と信号ケーブル29のFPC49との二つのFPC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FPC175の延長用接続パッド1

10

74を前記信号ケーブル29のFPC49の延長用接続パッド48にそれぞれめ込むことで、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FPC49とはそれぞれ接続される。これにより、中継用FPC175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FPC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FPC175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FPC175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FPC175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FPC175を前記信号ケーブル29のFPC49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イッチ部2eが操作部2bの後端側に設けられている。尚、この操作部2b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170が延出するようになっている。

【0078】そして、図12(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170のFPC175と前記信号ケーブル29のFPC49との接続を把持部(操作部グリップ)60内の遊休部分62a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63内又はスイッチ部2e内の遊休部分に設けるように構成しても良い。

【0079】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

20

30

40

ーブル) 29と中継用ケーブル(太径ケーブル) 170との接続部を把持部(操作部グリップ) 60内に設置でき、操作部2b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。

【0080】ところで、本出願人が先に出願した特願平10-327098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FPC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。

【0081】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FPC175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FPCを構成する。

【0082】図13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FPCを示し、図13(a)は中継FPCを示し、図13(b)は同図(a)の中継FPC 20が接続されるケーブル端末FPCである。

【0083】図13(a)に示すように中継FPC275は、図9で説明したFPC175と同様に、コンタクトパッド272及び接地パッド273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274を切除線202を境に切除して、図13(b)に示す他のFPC(第2の基板)としても一方の伝送効率の良いケーブル端末FPC276に接続するようになっている。

【0084】この中継FPC275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FPC275には前記コンタクトパッド272を対角上に設けており、前記ケーブル端末FPC276の接地パッド278の後端に設けた接続部279に前記コンタクトパッド272をはめ込むことで、これら中継FPC275をケーブル端末FPC276に接続できるようになっている。尚、図13(b)に示すケーブル端末FPC276は、前記中継FPC275の対角上コンタクトパッド272と対応するようにコンタクトパッド277を対応して設けてある。

【0085】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。

【0086】[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。

【0087】(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 50

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内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、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内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気的に接続され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。

【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、着脱自在に電気的に接続され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。

【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。

【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、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、前記絶縁チューブ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。

【0094】(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。

【0095】(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8に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【0096】(10) 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8に記載した\*

\*電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【0097】(11) 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10に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【0098】(12) 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8, 9, 又は10に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【0099】(13) 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8, 9, 又は10に記載した電子走査式超音波内視鏡診断装置。

【0100】

【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、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。

【0101】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】

【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

50

【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

【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】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

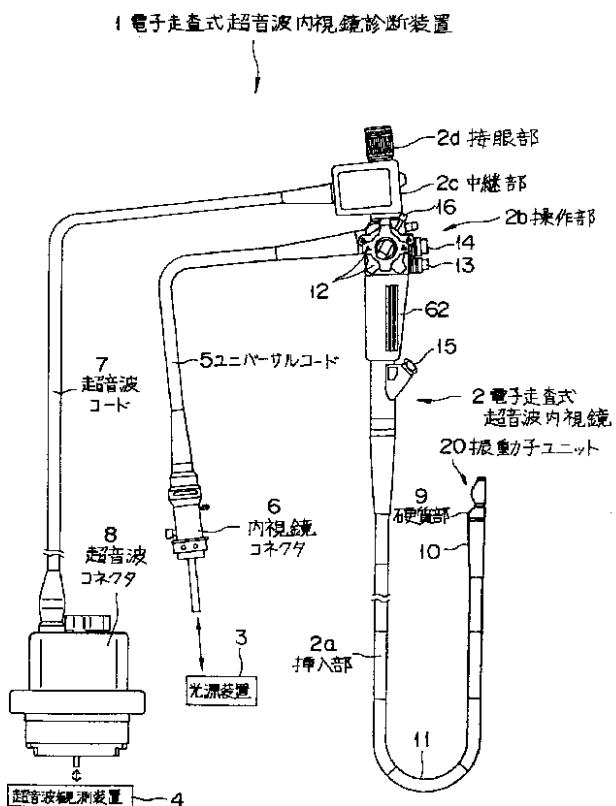
【図13】コントラクトパッドのパターンを基板対角方向\*

\*に設けたFPCを示し、図13(a)は中継FPCを示し、図13(b)は同図(a)の中継FPCが接続されるケーブル端末FPC

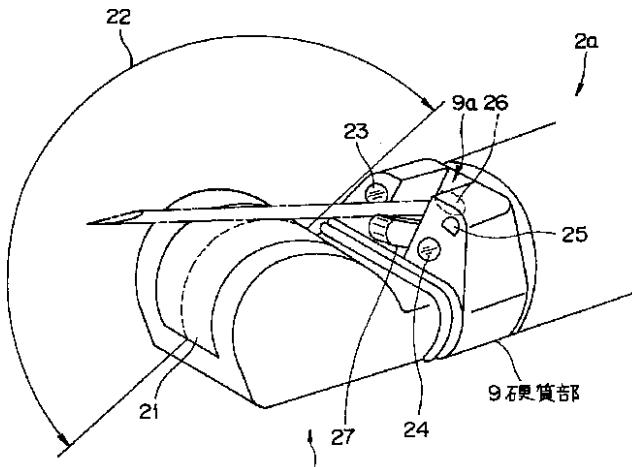
#### 【符号の説明】

- 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
- 2a ...挿入部
- 2b ...操作部
- 2c ...中継部
- 10 2d ...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

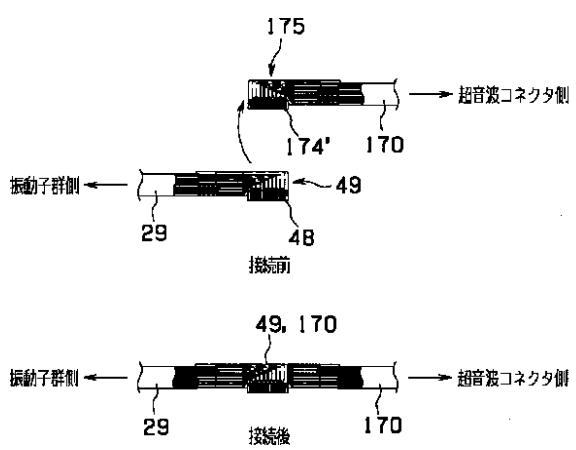
【図1】



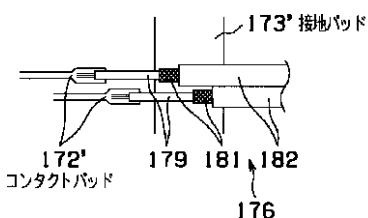
【図2】



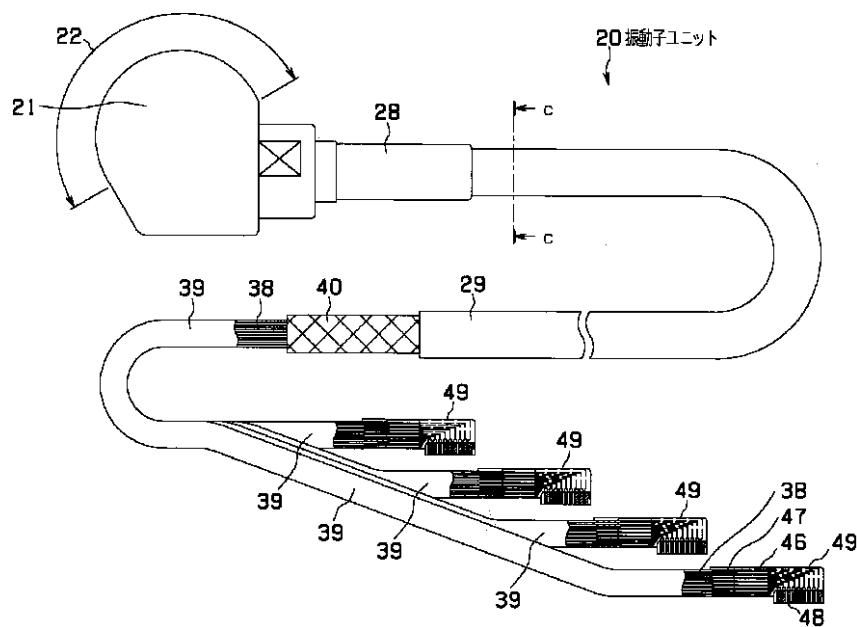
【図10】



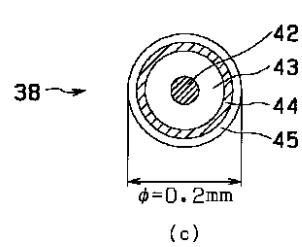
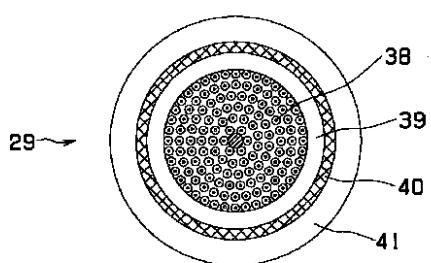
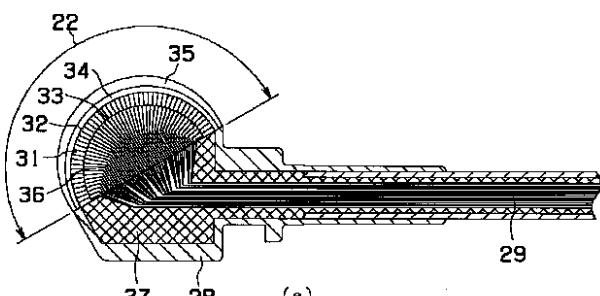
【図11】



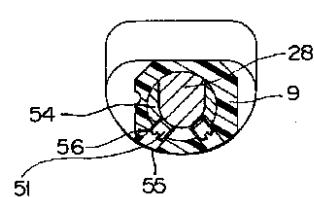
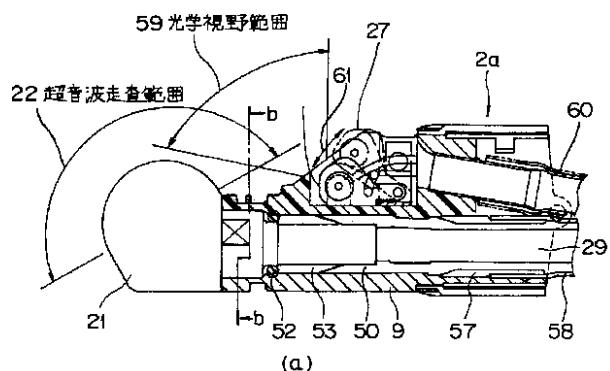
【図3】



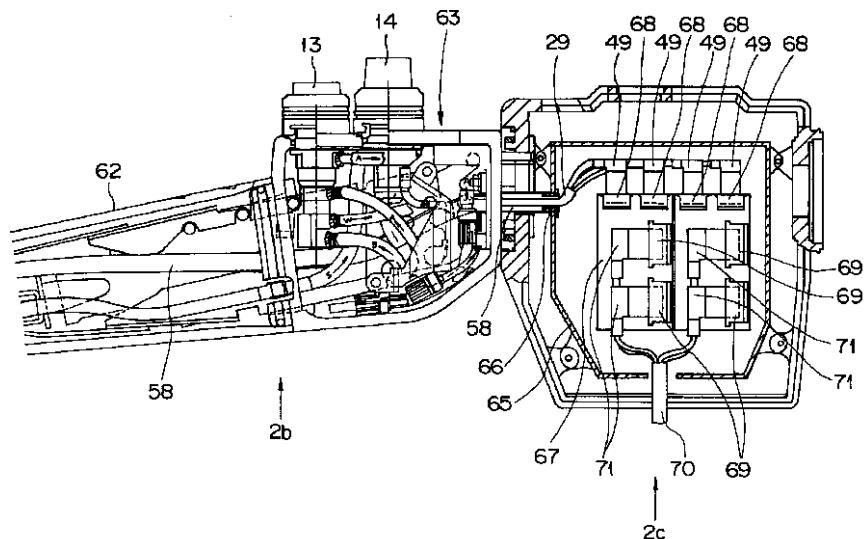
【図4】



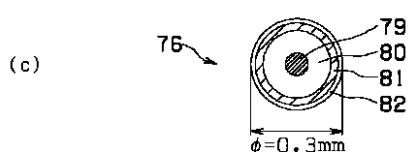
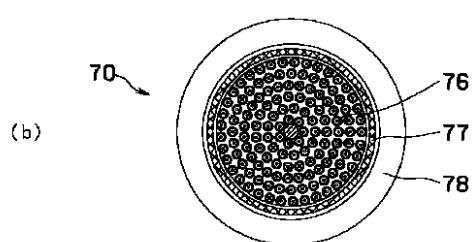
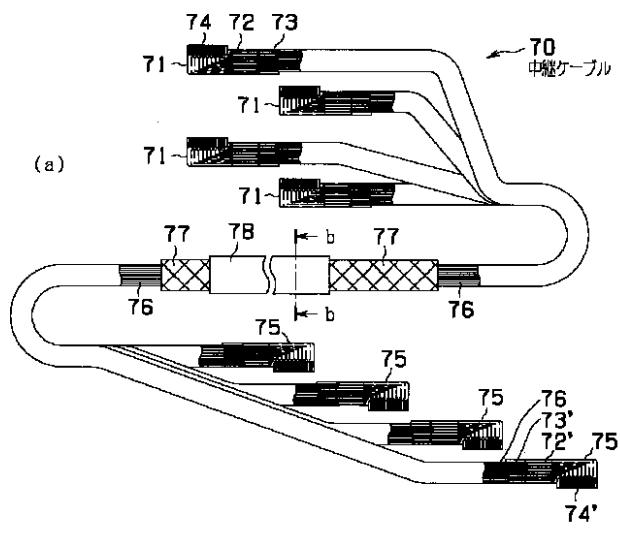
【図5】



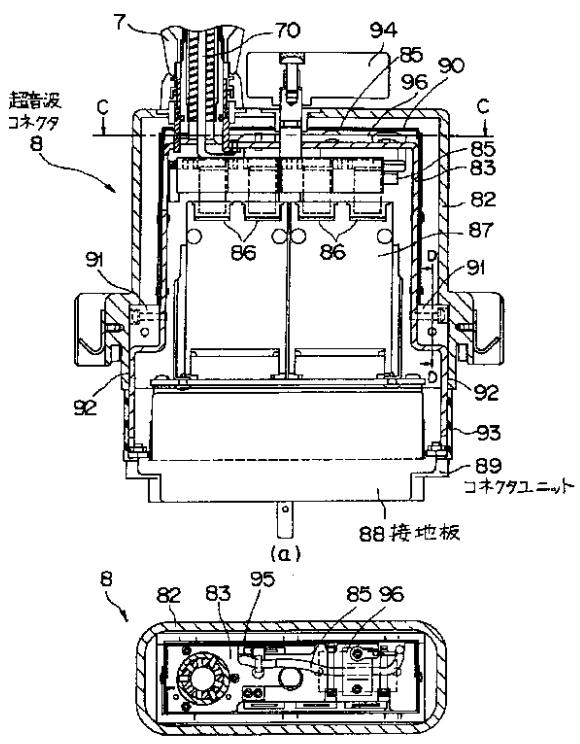
【図6】



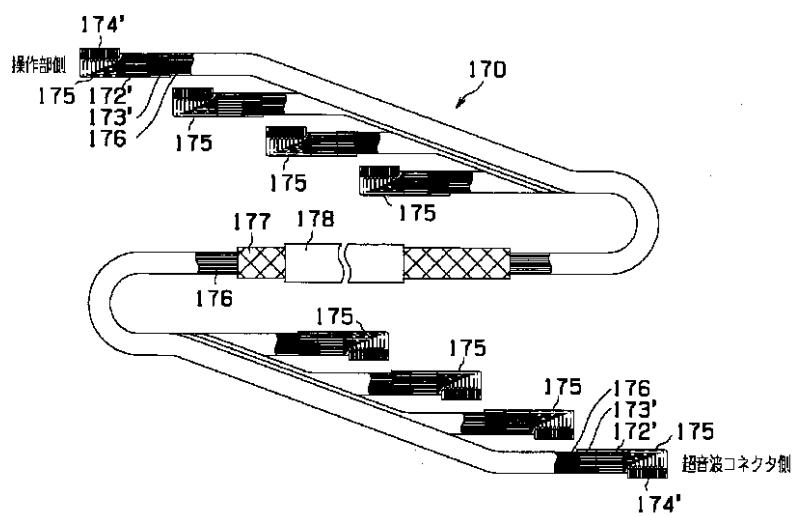
【図7】



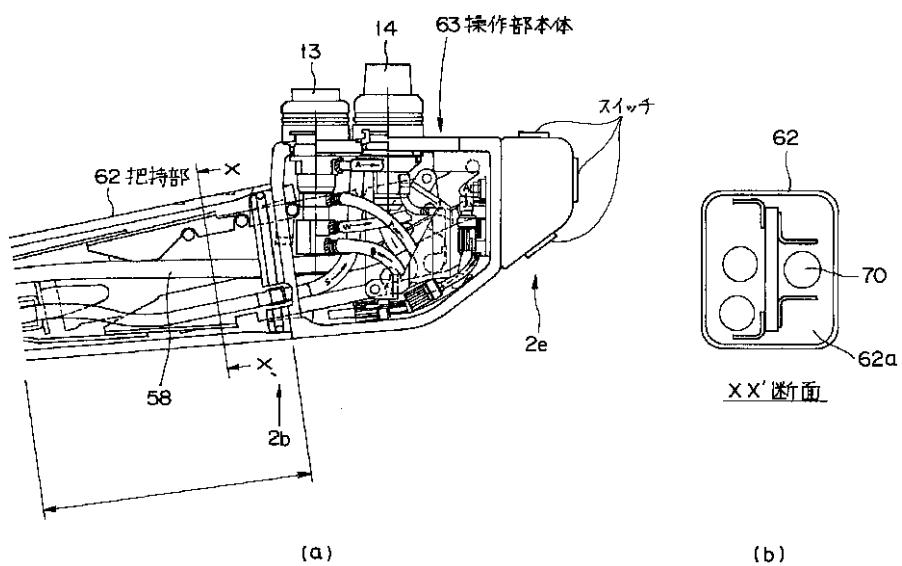
【図8】



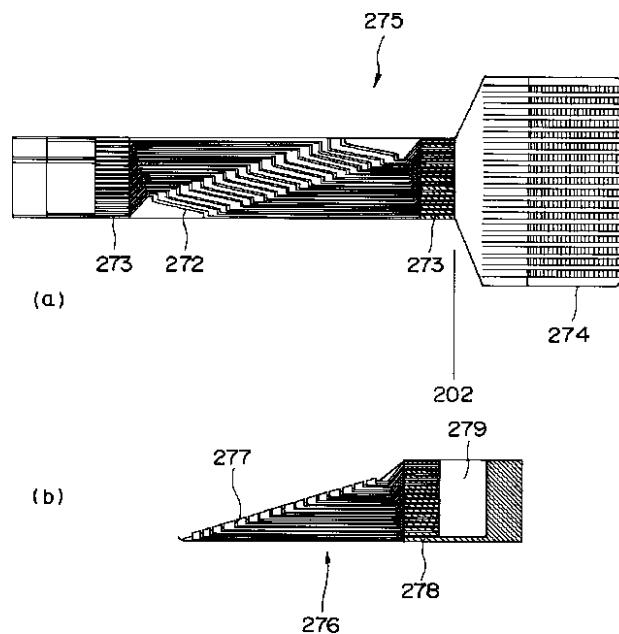
【図9】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB03 BB08 CC04 DD03  
FF35 FF45 JJ12 JJ15 JJ19  
NN03 UU09  
4C301 AA02 EE04 EE13 FF05 FF17  
GA02 GB06 GB20 GB22 JA17  
JA19

专利名称(译)	超声波内窥镜诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2001104311A</a>	公开(公告)日	2001-04-17
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)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	雜賀和也 寶敏幸		
发明人	雜賀 和也 寶 敏幸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
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 4C301/AA02 4C301/EE04 4C301/EE13 4C301/FF05 4C301/FF17 4C301/GA02 4C301/GB06 4C301/GB20 4C301/GB22 4C301/JA17 4C301/JA19 4C161/AA00 4C161/BB03 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF45 4C161/JJ12 4C161/JJ15 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU09 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 JP4652518B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：为了减小信号电缆的直径以将超声内窥镜的插入部分插入体腔中，并且难以维持绝缘耐压和外部噪声屏蔽效率。解决方案：与布置在超声内窥镜2的插入部分2a中的信号电缆29相比，在超声内窥镜2的操作部分2b与超声观察装置4之间提供了一条超声线7。作为要布置的中继电缆170，使用具有高信号传导率的大直径电缆，并且在插入部2a中布置绝缘管58，并且将信号电缆29插入并布置在绝缘管58中。电子扫描超声内窥镜诊断装置旨在提高绝缘耐压。

