

(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2019-175

(P2019-175A)

(43) 公開日 平成31年1月10日(2019.1.10)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2017-115466 (P2017-115466)
 (22) 出願日 平成29年6月12日 (2017.6.12)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 鶴田 哲平
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB06 BB22 EE02 EE13 FE02
 GA05 GB03 GB20 GD09 GD12

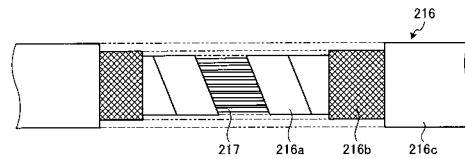
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】同軸線へのノイズの混入を低減し、挿入部を細径化することができる超音波内視鏡を提供すること。

【解決手段】被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、超音波を送受信する複数の圧電素子を有する超音波振動子と、挿入部の内部に挿通し、超音波振動子に対する信号の入出力を行うケーブルと、を備え、ケーブルは、圧電素子にそれぞれ接続し、信号の伝送を行う複数の同軸線と、一まとめにした複数の同軸線を被覆する保護部材であって、絶縁層および導電層からなる保護部材と、保護部材の外周を被覆する導電性のシールドと、シールドの外周を被覆する絶縁性の外皮と、を有する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、超音波を送受信する複数の圧電素子を有する超音波振動子と、

前記挿入部の内部に挿通し、前記超音波振動子に対する信号の入出力を行うケーブルと

を備え、

前記ケーブルは、

前記圧電素子にそれぞれ接続し、前記信号の伝送を行う複数の同軸線と、

一まとめにした前記複数の同軸線を被覆する保護部材であって、絶縁層および導電層からなる保護部材と、

前記保護部材の外周を被覆する導電性のシールドと、

前記シールドの外周を被覆する絶縁性の外皮と、

を有することを特徴とする超音波内視鏡。

10

【請求項 2】

前記保護部材は、前記シールドによって被覆される側に前記導電層が設けられる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記挿入部は、前記超音波振動子が設けられる先端部と、前記先端部の基端側に連結され、少なくとも一つの方向に湾曲自在な湾曲部と、前記湾曲部の基端側に連結される管部とを有し、

20

前記ケーブルには、前記湾曲部において、前記同軸線、前記保護部材、前記シールドのいずれかが露出する露出領域が形成される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記露出領域は、

前記シールドが露出する第 1 領域と、

前記保護部材が露出する第 2 領域と、

前記複数の同軸線のうち、外周側の同軸線が露出する第 3 領域と、

を有することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 5】

前記ケーブルの前記露出領域は、弾性を有するチューブによって被覆されている

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記管部は、可撓性を有する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記管部は、剛性を有する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を観測対象へ送信するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを受信して電気信号に変換する超音波振動子を備えた超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、超音波観測装置が、超音波を送受信する超音波振動子から受信した超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得することができる。このうち、超音波を適用した体内の生体組織などの診断には、挿入

50

部の先端に超音波振動子が設けられた超音波内視鏡を備えた超音波診断装置が用いられる（例えば、特許文献1を参照）。

【0003】

超音波内視鏡において、超音波振動子と、超音波観測装置に接続するコネクタとは、超音波振動子に接続する複数の同軸線と、各同軸線の超音波振動子側と反対側に接続される基板とを介して電氣的に接続される。この際、同軸線への外来ノイズの混入を低減するために、複数の同軸線が、素線を編み込んでなるシールドによって被覆される。特許文献1では、シールドを二重にして同軸線への外来ノイズの混入を低減している。特許文献1のように二重にシールドを設けることによって、一方のシールドでは除去できないノイズを、他方のシールドで除去することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-28109号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、超音波内視鏡は、被検体への挿入性の観点から、挿入部の細径化が望まれている。そのため、超音波内視鏡では、同軸線へのノイズの混入の低減と、挿入部の細径化との両立が求められる。

20

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、同軸線へのノイズの混入を低減し、挿入部を細径化することができる超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、超音波を送受信する複数の圧電素子を有する超音波振動子と、前記挿入部の内部に挿通し、前記超音波振動子に対する信号の入出力を行うケーブルと、を備え、前記ケーブルは、前記圧電素子にそれぞれ接続し、前記信号の伝送を行う複数の同軸線と、一まとめにした前記複数の同軸線を被覆する保護部材であって、絶縁層および導電層からなる保護部材と、前記保護部材の外周を被覆する導電性のシールドと、前記シールドの外周を被覆する絶縁性の外皮と、を有することを特徴とする。

30

【0008】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記保護部材は、前記シールドによって被覆される側に前記導電層が設けられることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記挿入部は、前記超音波振動子が設けられる先端部と、前記先端部の基端側に連結され、少なくとも一つの方向に湾曲自在な湾曲部と、前記湾曲部の基端側に連結される管部とを有し、前記ケーブルには、前記湾曲部において、前記同軸線、前記保護部材、前記シールドのいずれかが露出する露出領域が形成されることを特徴とする。

40

【0010】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記露出領域は、前記シールドが露出する第1領域と、前記保護部材が露出する第2領域と、前記複数の同軸線のうち、外周側の同軸線が露出する第3領域と、を有することを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記ケーブルの前記露出領域は、弾性を有するチューブによって被覆されていることを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記管部は、可撓性を有する

50

ことを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記管部は、剛性を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、同軸線へのノイズの混入を低減し、挿入部を細径化することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。

【図2】図2は、本発明の一実施の形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図3】図3は、本発明の一実施の形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す分解斜視図である。

【図4】図4は、本発明の一実施の形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を示す模式図である。

【図5】図5は、図4に示す領域Rにおけるケーブルの構成を説明するための拡大図である。

【図6】図6は、本発明の一実施の形態に係る超音波内視鏡のケーブルの構成する部材を説明する模式図である。

【図7】図7は、図6に示す矢視Aからみた部材の平面図である。

【図8】図8は、本発明の一実施の形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を説明する部分断面図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態の変形例1に係る超音波内視鏡の要部の構成を説明する部分断面図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態の変形例2に係る超音波内視鏡の要部の構成を示す模式図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態の変形例2に係る超音波内視鏡の要部の構成を示す模式図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態の変形例3に係る超音波内視鏡の要部の構成を示す模式図である。

【図13】図13は、本発明の実施の形態の他の例に係る硬性内視鏡システムを模式的に示す斜視図である。

【図14】図14は、本発明の実施の形態の他の例に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体に光学視管を取り付けた場合の構成を模式的に示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【0017】

（実施の形態）

図1は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。内視鏡システム1は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムである。この内視鏡システム1は、図1に示すように、超音波内視鏡2と、超音波観測装置3と、内視鏡観察装置4と、表示装置5と、光源装置6とを備える。

【0018】

超音波内視鏡2は、その先端部に設けられた超音波振動子によって、超音波観測装置3から受信した電氣的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射

10

20

30

40

50

するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する。

【0019】

超音波内視鏡2は、撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や、呼吸器の撮像を行うことが可能である。また、超音波内視鏡2は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡2の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置6に接続されている。また、超音波内視鏡2は、消化管や、呼吸器の周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）に対して、超音波を送信し、該周辺臓器で反射した超音波を受信する。

10

【0020】

超音波内視鏡2は、図1に示すように、挿入部21と、操作部22と、ユニバーサルコード23と、コネクタ24とを備える。挿入部21は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部21は、図1に示すように、先端側に設けられ、超音波振動子7を保持する硬性の先端部211と、先端部211の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部212と、湾曲部212の基端側に連結され可撓性を有する可撓管部213とを備える。ここで、挿入部21の内部には、具体的な図示は省略したが、光源装置6から供給された照明光を伝送するライトガイド、各種信号を伝送する複数の信号ケーブルが引き回されているとともに、処置具を挿通するための処置具用挿通路などが形成されている。

20

【0021】

超音波振動子7は、コンベックス振動子、ラジアル振動子およびリニア振動子のいずれでも構わない。本実施の形態では、超音波内視鏡2が、超音波振動子7として複数の圧電素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる圧電素子を電子的に切り替えたり、各圧電素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるコンベックス型の超音波振動子であるものとして説明する。超音波振動子7の構成については、後述する。

【0022】

図2は、本実施の形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。図2に示すように、先端部211は、超音波振動子7を保持する超音波振動子モジュール214と、照明光を集光して外部に出射する照明レンズ215a、および、撮像光学系の一部をなし、外部からの光を取り込む対物レンズ215bを有する内視鏡モジュール215と、を備える。内視鏡モジュール215には、挿入部21内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部21の先端から処置具を突出させる処置具突出口215cが形成されている。処置具用挿通路は、処置具突出口215cに連なる端部近傍が、挿入部21の長手軸に対して傾斜し、処置具が処置具突出口215cから長手軸に対して傾斜した方向に突出するように設けられている。ここでいう長手軸とは、挿入部21の長手方向に沿った軸である。湾曲部212や可撓管部213では各位置によって軸方向が変化するが、硬性の先端部211では、長手軸は、一定した直線をなす軸である。

30

【0023】

操作部22は、挿入部21の基端側に連結され、医師等からの各種操作を受け付ける部分である。この操作部22は、図1に示すように、湾曲部212を湾曲操作するための湾曲ノブ221と、各種操作を行うための複数の操作部材222とを備える。また、操作部22には、処置具用挿通路に連通し、当該処置具用挿通路に処置具を挿通するための処置具挿入口223が形成されている。

40

【0024】

ユニバーサルコード23は、操作部22から延在し、各種信号を伝送する複数の信号ケーブル、および光源装置6から供給された照明光を伝送する光ファイバ等が配設されたケーブルである。

【0025】

コネクタ24は、ユニバーサルコード23の先端に設けられている。そして、コネクタ

50

24は、超音波ケーブル31、ビデオケーブル41、および光ファイバケーブル61がそれぞれ接続される第1～第3コネクタ部241～243を備える。

【0026】

超音波観測装置3は、超音波ケーブル31（図1参照）を介して超音波内視鏡2に電氣的に接続し、超音波ケーブル31を介して超音波内視鏡2にパルス信号を出力するとともに超音波内視鏡2からエコー信号を入力する。そして、超音波観測装置3は、当該エコー信号に所定の処理を施して超音波画像を生成する。

【0027】

内視鏡観察装置4は、ビデオケーブル41（図1参照）を介して超音波内視鏡2に電氣的に接続し、ビデオケーブル41を介して超音波内視鏡2からの画像信号を入力する。そして、内視鏡観察装置4は、当該画像信号に所定の処理を施して内視鏡画像を生成する。

10

【0028】

表示装置5は、液晶または有機EL（Electro Luminescence）、プロジェクタ、CRT（Cathode Ray Tube）などを用いて構成され、超音波観測装置3にて生成された超音波画像や、内視鏡観察装置4にて生成された内視鏡画像等を表示する。

【0029】

光源装置6は、光ファイバケーブル61（図1参照）を介して超音波内視鏡2に接続し、光ファイバケーブル61を介して被検体内を照明する照明光を超音波内視鏡2に供給する。

【0030】

続いて、超音波振動子モジュール214とコネクタ24との接続について図3～図8を参照して説明する。図3は、本発明の実施の形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す分解斜視図である。

20

【0031】

超音波振動子モジュール214は、図3に示すように、内視鏡モジュール215に形成され、湾曲部212や可撓管部213に連なる孔部215dに嵌入可能な嵌入部214aと、超音波振動子7を保持する保持部214bとを有する。超音波振動子モジュール214は、孔部215dに嵌入部214aを嵌入することによって内視鏡モジュール215に取り付けられ、先端部211を構成する。

【0032】

図4～図8は、本実施の形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を示す模式図である。図4は、超音波振動子7と基板218とを接続する多芯同軸ケーブル216を説明する図である。図5は、図4に示す多芯同軸ケーブル216における領域Rの内部構造を説明する模式図である。図6は、多芯同軸ケーブル216が有する保護テープ216aの構成を説明する模式図である。図7は、図6に示す矢視Aからみた保護テープ216aの平面図である。

30

【0033】

超音波振動子モジュール214は、一端で一つまたは複数の圧電素子とそれぞれ接続する複数の同軸線217を有する多芯同軸ケーブル216と、同軸線217の他端と接続する基板218とを介してコネクタ24に接続される（図4参照）。これにより、超音波振動子7とコネクタ24とが電氣的に接続される。

40

【0034】

各同軸線217は、超音波振動子7と接続する側と反対側において、コネクタ24に接続する基板218に接続されている。基板218は、例えばフレキシブル基板（FPC基板）を用いて実現される屈曲自在な基板である。

【0035】

多芯同軸ケーブル216は、一まとめにした複数の同軸線217を被覆する保護テープ216aと、保護テープ216aを被覆する素線シールド216bと、素線シールド216bを被覆する外皮216cとを有する。多芯同軸ケーブル216は、複数の同軸線217を一束にした状態で、保護テープ216a、素線シールド216bおよび外皮216c

50

を被覆してなる。

【0036】

保護テープ216aは、図6に示すように、帯状の部材を螺旋状に巻回してなる。保護テープ216aは、円筒状をなしている(図6、7参照)。

【0037】

保護テープ216aは、内周側に設けられ、絶縁性を有する絶縁層2161と、外周側に設けられ、導電性を有する導電層2162と、を有する。すなわち、保護テープ216aは、同軸線217側に設けられる絶縁層2161に、素線シールド216b側に設けられる導電層2162が被覆された二層構造をなしている。絶縁層2161は、樹脂などの絶縁性材料を用いて形成される。導電層2162は、絶縁層2161を基材として、この基材に対して導電性材料、例えば金属をコーティングすることによって形成される。保護テープ216aは、例えば、厚さ d_1 が0.02mmである場合、導電層2162の厚さ d_2 が数マイクロンである。ここでいう「厚さ」とは、複数の同軸線217を被覆することにより筒状を形成する保護テープ216aにおける径方向の長さをさす。

【0038】

素線シールド216bは、複数の素線を編み込んでなり、側面が網目状をなす筒形状をなしている。素線シールド216bに用いられる素線は、導電性を有する。素線シールド216bは、多芯同軸ケーブル216において、保護テープ216aの導電層2162とともに、二層のシールド構造を形成している。素線シールド216bは、例えば、0.05mmの素線を用いて形成され、厚さ(例えば図8に示す厚さ d_3)が0.1mmの筒状をなしている。

【0039】

多芯同軸ケーブル216において、保護テープ216aの導電層2162と、素線シールド216bとは、互いに接触し、導電層2162が、素線シールド216bを介して外部のグランドと電氣的に接続している。なお、保護テープ216aの導電層2162と、素線シールド216bとは、互いに独立して外部のグランドとそれぞれ電氣的に接続してもよい。

【0040】

外皮216cは、例えば、オレフィン系樹脂や、シリコン、ポリエチレンテレフタレート(PET)、フッ素系樹脂を用いて形成される。フッ素系樹脂としては、例えば、ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂(PFA)が挙げられる。また、外皮216cの先端および基端において、接着剤によって素線シールド216bを固定するようにしてもよい。

【0041】

図8は、本発明の実施の形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を説明する部分断面図である。図8は、多芯同軸ケーブル216の湾曲部212における構成を説明する部分断面図である。多芯同軸ケーブル216は、湾曲部212において、基端側から、外皮216cが取り除かれた第1領域 R_1 と、素線シールド216bおよび外皮216cが取り除かれた第2領域 R_2 と、保護テープ216a、素線シールド216bおよび外皮216cが取り除かれた第3領域 R_3 とが設けられている。第3領域 R_3 は、超音波振動子7側の端部まで延びている。

【0042】

また、図8に示すように、第1領域 R_1 の素線シールド216bの外周、および第2領域 R_2 の保護テープ216aの外周には、被覆チューブ216dが設けられる。被覆チューブ216dは、例えば、熱収縮チューブや、テープなどを用いて構成され、第1領域 R_1 における素線シールド216bと、第2領域 R_2 における保護テープ216aを被覆している。被覆チューブ216dを設けることにより、第1領域 R_1 において外皮216cから露出する素線シールド216bの素線のほつれや形状変化を抑制し、素線シールド216bの形状を維持することができる。なお、上述した素線のほつれや形状変化が生じない場合は、被覆チューブ216dを設けない構成であってもよい。

【0043】

10

20

30

40

50

さらに、多芯同軸ケーブル 2 1 6 には、外皮 2 1 6 c の第 1 領域 R_1 の近傍から、同軸線 2 1 7 の超音波振動子 7 に接続する側の端部（第 3 領域 R_3 ）にかけて、絶縁性を有する耐電圧チューブ 2 1 6 e が被覆されている。耐電圧チューブ 2 1 6 e の厚さは、第 3 領域 R_3 において複数の同軸線 2 1 7 を被覆した状態において、耐電圧チューブ 2 1 6 e の外周のなす径が、外皮 2 1 6 c の外周のなす径よりも小さくなるような厚さであればよい。

【 0 0 4 4 】

以上説明した本実施の形態によれば、保護テープ 2 1 6 a に設けた導電層 2 1 6 2 と、素線シールド 2 1 6 b とによってシールドの二重構造を形成し、一方のシールドでは除去できないノイズを、他方のシールドで除去するようにした。この際、従来のように、素線シールド 2 1 6 b を二重にする構成では、例えば素線シールド 2 1 6 b の厚さが 1 . 0 mm である場合、厚さが 2 . 0 mm となるのに対し、本実施の形態では、0 . 1 mm に数ミクロンの導電層 2 1 6 2 の厚さを加算した厚さ（0 . 1 5 mm より小さい程度）を有するシールド二重構造となる。これにより、従来と比して、細径化した多芯同軸ケーブル 2 1 6 を得ることができる。本実施の形態によれば、同軸線 2 1 7 へのノイズの混入を低減し、挿入部 2 1 を細径化することができる。

10

【 0 0 4 5 】

また、本実施の形態によれば、多芯同軸ケーブル 2 1 6 は、湾曲部 2 1 2 において、図 8 に示すような構造をなすことによって、湾曲部 2 1 2 において多芯同軸ケーブル 2 1 6 が占める体積を、外皮 2 1 6 c を有する場合よりも小さくすることができる。これにより、湾曲部 2 1 2 における多芯同軸ケーブル 2 1 6 の屈曲性が向上し、この結果、湾曲部 2 1 2 の操作性を向上することができる。

20

【 0 0 4 6 】

なお、本実施の形態において、組み立て時や修理時における耐電圧チューブ 2 1 6 e の損傷を防止し、耐電圧性能を確保するため、耐電圧チューブ 2 1 6 e に対し、熱収縮チューブをさらに被覆するようにしてもよい。また、このような熱収縮チューブは、外皮 2 1 6 c を被覆するように設けてもよいし、外皮 2 1 6 c および耐電圧チューブ 2 1 6 e にそれぞれ設けるようにしてもよい。この際に被覆する熱収縮チューブは、細径化の観点から、厚さが薄いことが好ましい。

30

【 0 0 4 7 】

（実施の形態の変形例 1）

図 9 は、本発明の実施の形態の変形例 1 に係る超音波内視鏡の要部の構成を説明する部分断面図である。多芯同軸ケーブル 2 1 6 には、上述した同軸線 2 1 7 とは別に、組み立て時や修理時に交換可能に使用できる予備同軸線 2 1 7 a が設けられている。この予備同軸線 2 1 7 a は、多芯同軸ケーブル 2 1 6 の基端側（コネクタ 2 4 に接続する側）において、同軸線 2 1 7 よりも短くカットされ、そのカット部分に対応する位置に、被覆チューブ 2 1 6 f が設けられる。

【 0 0 4 8 】

具体的に、多芯同軸ケーブル 2 1 6 では、基端側においても、図 9 に示すような、段階的に素線シールド 2 1 6 b、保護テープ 2 1 6 a および同軸線 2 1 7 が露出する構成となっている。この際、予備同軸線 2 1 7 a は、素線シールド 2 1 6 b と同じ位置でカットされ、端部が保護テープ 2 1 6 a によって被覆されている。さらに、保護テープ 2 1 6 a と素線シールド 2 1 6 b との露出部分には、被覆チューブ 2 1 6 f が設けられている。被覆チューブ 2 1 6 f は、例えば、熱収縮チューブや、テープなどを用いて構成される。

40

【 0 0 4 9 】

（実施の形態の変形例 2）

図 1 0 および図 1 1 は、本発明の実施の形態の変形例 2 に係る超音波内視鏡の要部の構成を示す模式図である。図 1 1 は、後述する同軸線束を引き延ばした図である。本変形例 2 に係る多芯同軸ケーブルにおける複数の同軸線 2 1 7 は、図 1 0 に示すように、複数の同軸線束（同軸線束 2 1 9 A ~ 2 1 9 C）からなる同軸線群 2 1 9 を形成している。同軸

50

線群 2 1 9 では、同軸線束 2 1 9 A ~ 2 1 9 C を撚ってなる。また、同軸線束 2 1 9 A ~ 2 1 9 C においても、複数の同軸線 2 1 7 が撚られている。例えば、図 1 1 に示す同軸線束 2 1 9 A のように、複数の同軸線 2 1 7 が撚られている。

【 0 0 5 0 】

なお、図 1 0 および図 1 1 では、同軸線束が三つ、同軸線束 2 1 9 A の同軸線 2 1 7 が三つである例を図示したが、同軸線束の数、および各同軸線束が有する同軸線 2 1 7 の数は、設計により任意の数とすることができる。

【 0 0 5 1 】

本変形例 2 によれば、同軸線同士や、同軸線束同士を撚ることにより、屈曲時や捻回時における耐久性、電磁両立性 (Electromagnetic compatibility : E M C) を向上することができる。

10

【 0 0 5 2 】

本変形例 2 において、同軸線群 2 1 9 のうち、同軸線束 2 1 9 A ~ 2 1 9 C を撚らずに直線状に (互いに平行に) 延びるようにしてもよい。また、各同軸線束における複数の同軸線 2 1 7 を撚らずに、同軸線束 2 1 9 A ~ 2 1 9 C 同士のみを撚るようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

(実施の形態の変形例 3)

図 1 2 は、本発明の実施の形態の変形例 3 に係る超音波内視鏡の要部の構成を示す模式図である。本変形例 3 では、図 1 2 に示すように、多芯同軸ケーブル 2 1 6 に対し、湾曲部 2 1 2 に対応する領域に設けられる耐電圧チューブ 2 1 6 g を設け、さらに、超音波振動子モジュール 2 1 4 の基端側から被覆チューブ 2 1 6 h を被覆する。この際、耐電圧チューブ 2 1 6 g は、外皮 2 1 6 c と接触して被覆しており、被覆チューブ 2 1 6 h は、外皮 2 1 6 c や耐電圧チューブ 2 1 6 g とは、隙間をもって設けられている。本変形例 3 では、被覆チューブ 2 1 6 h は、少なくとも一部において外皮 2 1 6 c や耐電圧チューブ 2 1 6 g とは非接触となっている。耐電圧チューブ 2 1 6 g および被覆チューブ 2 1 6 h は、例えば、熱収縮チューブや、テープなどを用いて構成される。

20

【 0 0 5 4 】

本変形例 3 によれば、耐電圧チューブ 2 1 6 g や被覆チューブ 2 1 6 h を設けることにより、屈曲時や捻回時における耐久性を向上することができる。

【 0 0 5 5 】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態および変形例によってのみ限定されるべきものではない。本発明は、以上説明した実施の形態および変形例には限定されず、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。また、実施の形態および変形例の構成を適宜組み合わせてもよい。

30

【 0 0 5 6 】

また、上述した実施の形態では、超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波をエコー信号に変換するものとして圧電素子を例に挙げて説明したが、これに限らず、M E M S (Micro Electro Mechanical Systems) 的に製造した素子、例えば C - M U T (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers) であってもよい。

40

【 0 0 5 7 】

また、上述した実施の形態では、保護テープ 2 1 6 a が、絶縁層 2 1 6 1 が同軸線 2 1 7 側に設けられ、導電層 2 1 6 2 が素線シールド 2 1 6 b 側に設けられるものとして説明したが、逆であってもよい。この場合、絶縁層 2 1 6 1 が素線シールド 2 1 6 b 側に設けられ、導電層 2 1 6 2 が同軸線 2 1 7 側に設けられる。

【 0 0 5 8 】

また、上述した実施の形態では、超音波内視鏡として、挿入部 2 1 が、可撓性を有する可撓管部 2 1 3 を備える軟性内視鏡を例に説明したが、可撓管部 2 1 3 に代えて、剛性を有する硬性部を備える硬性鏡であってもよい。この硬性部は、外部からの荷重によって屈曲しない程度の曲げ強度を有する材料を用いて作製される。これにより、硬性鏡の挿入部

50

は、先端部から硬性部にかけて剛性を有することになる。

【0059】

図13は、本発明の実施の形態の他の例に係る硬性内視鏡システムを模式的に示す斜視図である。図14は、本発明の実施の形態の他の例に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体に光学視管を取り付けた場合の構成を模式的に示す斜視図である。硬性内視鏡システム100は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムであり、例えば前立腺の生体組織を経尿道的に採取する際に使用するものである。硬性内視鏡システム100は、硬性鏡本体111と、イメージングデバイスとしての光学視管121と、処置具ガイド122と、処置具装置123とを備える。

【0060】

硬性鏡本体111は、被検体の管腔（例えば尿道）に挿入される第1挿入部112を有し、第1挿入部112の手元側に把持部113が設けられ、把持部113の第1挿入部112に連なる側と反対側からユニバーサルコード114が延出されている。図14には、硬性内視鏡システム100の使用態様の一例として、硬性鏡本体11に光学視管21を取り付けた場合の構成を示している。

【0061】

第1挿入部112は、硬性で直線状に延在しており、内部の下側にユニバーサルコード114から延出する信号ケーブルが軸方向に沿って挿通されている。第1挿入部112の先端には、信号ケーブルに接続し、被検体の情報を取得するための超音波振動子115が設けられている。信号ケーブルは、上述した多芯同軸ケーブル16と同様の構成を有している。なお、図示しないがユニバーサルコード114の基端にコネクタが設けられており、コネクタが信号処理ユニットに接続される。信号処理ユニットは、信号ケーブルを介して超音波振動子115に駆動信号を送信するとともに、超音波振動子115で受信した超音波に応じて生成されたエコー信号を処理して、超音波断層像を生成し、モニタ（図示せず）に表示させる。

【0062】

第1挿入部112の内部には、第1チャンネルが設けられている。具体的に、第1チャンネルは、先端部が第1挿入部112における把持部113側とは反対側の先端面に開口されているとともに、基端部が第1挿入部112の把持部113側の基端面に開口されている。

【0063】

また、硬性鏡本体111の第1チャンネルには、光学視管121に設けられた第2挿入部21aと、処置具ガイド122に設けられた第3挿入部122aとが選択的に挿抜される。両挿入部121a, 122aは硬性で直線状に延在している。

【0064】

また、図1に示すように、光学視管121に設けられている第2挿入部121aの手元側に接眼部121bが設けられている。第2挿入部121aの先端には照明窓や観察窓が設けられており、照明窓から照明光を出射し、被検体の体腔壁からの反射光が観察窓に入射し、観察窓内に備えられている対物レンズなどの光学部材に結像した被写体像がリレー光学系を介して接眼部121bに伝送されて観察される。

【0065】

処置具ガイド122は、第3挿入部122aと、誘導部122bとを有する。誘導部122bは、第3挿入部122aの手元側に設けられ、漏斗状をなしている。第3挿入部122aの内部には、先端が第3挿入部122aの先端面に開口を有するとともに、基端が誘導部122bに形成されている誘導孔に連通する第2チャンネルが形成されている。第2チャンネルは、処置具装置123に設けられている装置本体123aから前方へ直線状に延在する細長で硬質の処置具123bが挿抜可能である。

【0066】

図13では、処置具装置123の一例として生検装置が示されており、生検装置の針部が処置具123bに対応している。従って、以下においては、処置具装置123を生検装

10

20

30

40

50

置 1 2 3 と読み換え、また処置具 1 2 3 b を針部 1 2 3 b と読み換えて説明する。

【 0 0 6 7 】

針部 1 2 3 b は、光学視管 1 2 1 の第 2 挿入部 1 2 1 a よりも細い外径のガイド筒針と、生検針とを有し、ガイド筒針に生検針が進退自在に挿通されている。また、生検針の先端側にポケットが形成されている。生検針およびガイド筒針の進退動作により、生検組織が切り取られてポケットに取り込まれる。

【 0 0 6 8 】

上述したような硬性鏡本体 1 1 1 を備える硬性内視鏡システム 1 0 0 においても、上述した多芯同軸ケーブル 1 6 の構成を適用することができる。

【 0 0 6 9 】

また、超音波内視鏡として、光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

【 0 0 7 0 】

また、超音波内視鏡として、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に用いられる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

- 1 内視鏡システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 内視鏡観察装置
- 5 表示装置
- 6 光源装置
- 7 超音波振動子
- 2 1 挿入部
- 2 2 操作部
- 2 3 ユニバーサルコード
- 2 4 コネクタ
- 3 1 超音波ケーブル
- 4 1 ビデオケーブル
- 6 1 光ファイバケーブル
- 1 0 0 硬性内視鏡システム
- 1 1 1 硬性鏡本体
- 1 2 1 光学視管
- 1 2 2 処置具ガイド
- 1 2 3 処置具装置
- 2 1 1 先端部
- 2 1 2 湾曲部
- 2 1 3 可撓管部
- 2 1 4 超音波振動子モジュール
- 2 1 5 内視鏡モジュール
- 2 1 6 多芯同軸ケーブル
- 2 1 6 a 保護テープ
- 2 1 7 同軸線
- 2 1 8 基板
- 2 2 1 湾曲ノブ
- 2 2 2 操作部材

10

20

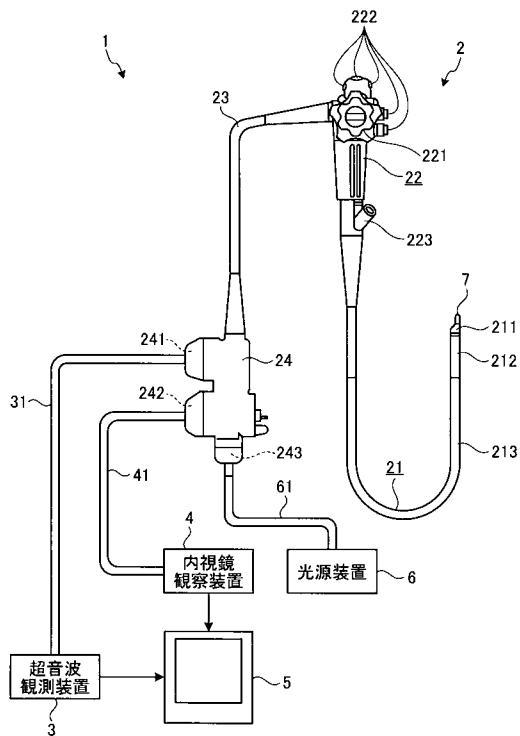
30

40

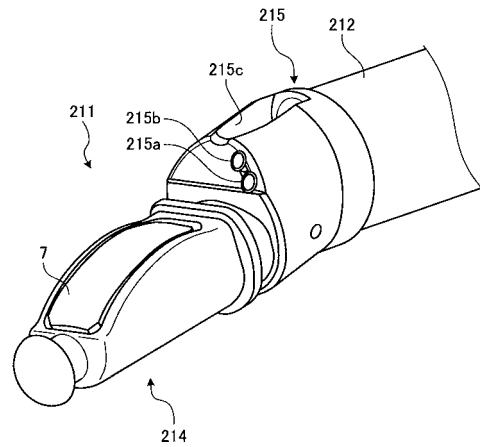
50

- 2 2 3 処置具挿入口
- 2 1 6 1 絶縁層
- 2 1 6 2 導電層

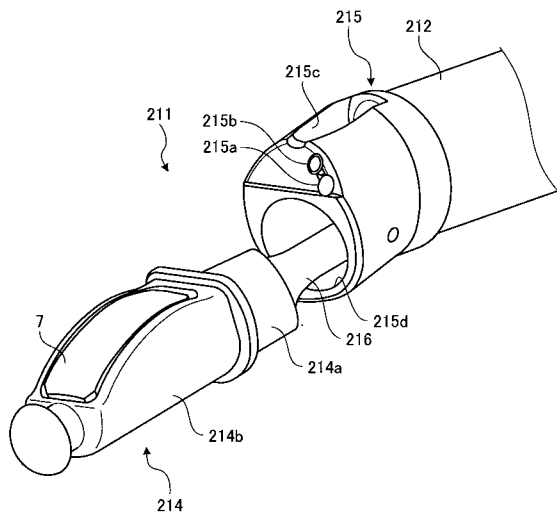
【 図 1 】



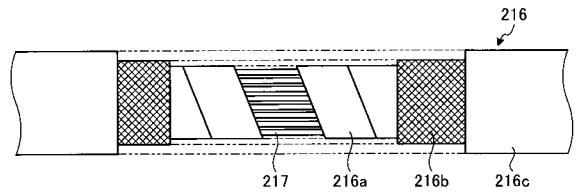
【 図 2 】



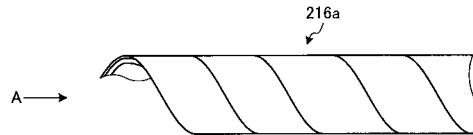
【 図 3 】



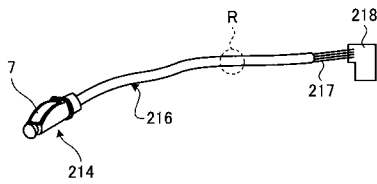
【 図 5 】



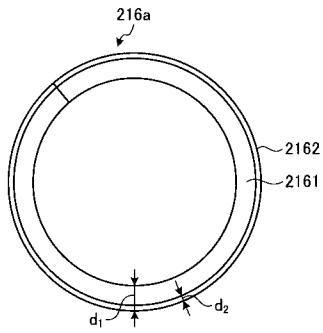
【 図 6 】



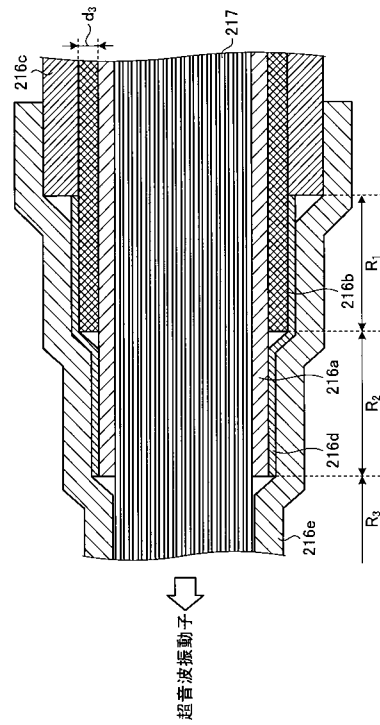
【 図 4 】



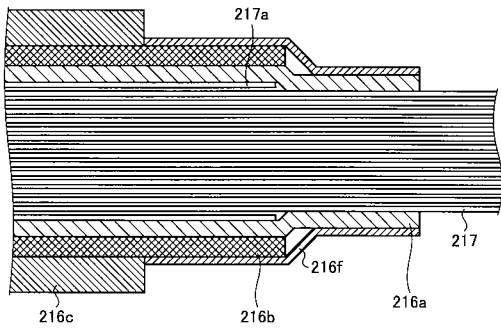
【 図 7 】



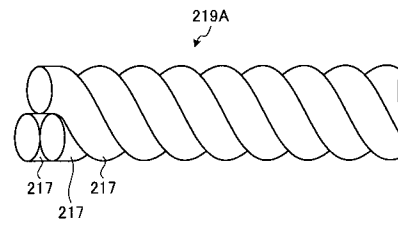
【 図 8 】



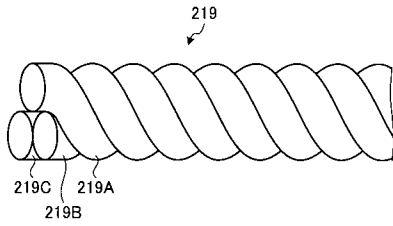
【 図 9 】



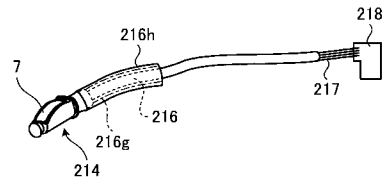
【 図 1 1 】



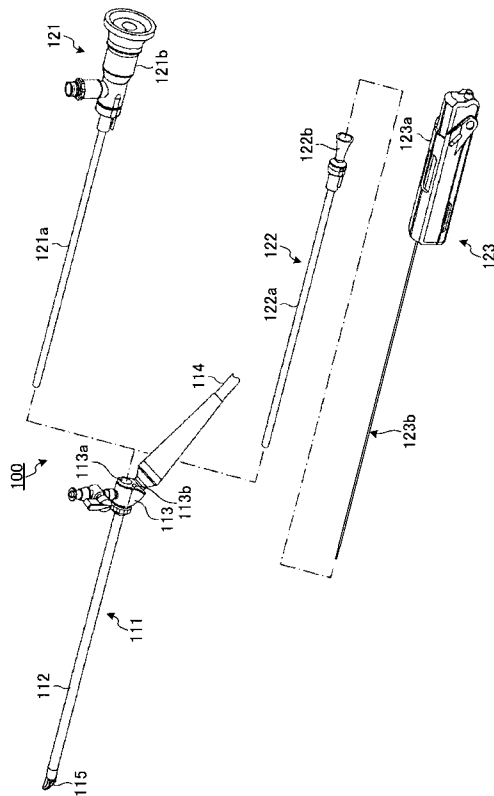
【 図 1 0 】



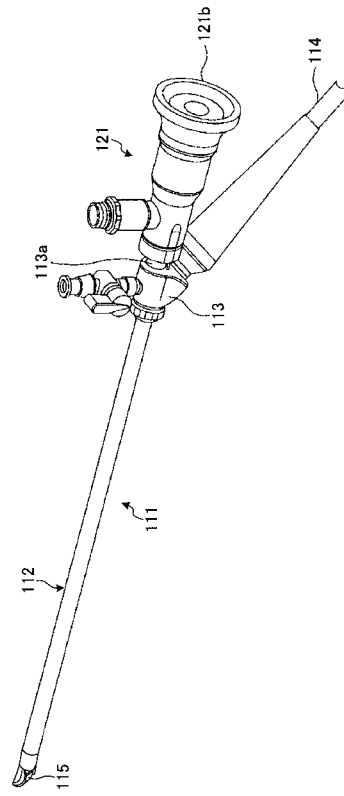
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2019000175A	公开(公告)日	2019-01-10
申请号	JP2017115466	申请日	2017-06-12
[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		
[标]发明人	鶴田 哲平		
发明人	鶴田 哲平		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE02 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GA05 4C601/GB03 4C601/GB20 4C601/GD09 4C601/GD12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波内窥镜，能够减少噪声混入同轴线并减小插入部分的直径。一种超声波换能器，设置在插入部分的插入部分的远端，并具有多个用于发送和接收超声波的压电元件，以及插入插入部分并发送信号的超声波换能器其中，电缆是保护构件，其覆盖多个同轴电线和多个同轴电线，所述同轴电线分别连接到压电元件并传输信号，并且是绝缘的覆盖保护构件外周的导电屏蔽，以及覆盖屏蔽外周的绝缘护套。点域5

