

(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2009-28109

(P2009-28109A)

(43) 公開日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F 1  
A61B 8/12

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-192768 (P2007-192768)  
(22) 出願日 平成19年7月25日(2007.7.25)

(71) 出願人 304050923  
オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
(74) 代理人 100147485  
弁理士 杉村 憲司  
(74) 代理人 100072051  
弁理士 杉村 興作  
(74) 代理人 100114292  
弁理士 来間 清志  
(74) 代理人 100107227  
弁理士 藤谷 史朗  
(74) 代理人 100134005  
弁理士 澤田 達也

最終頁に続く

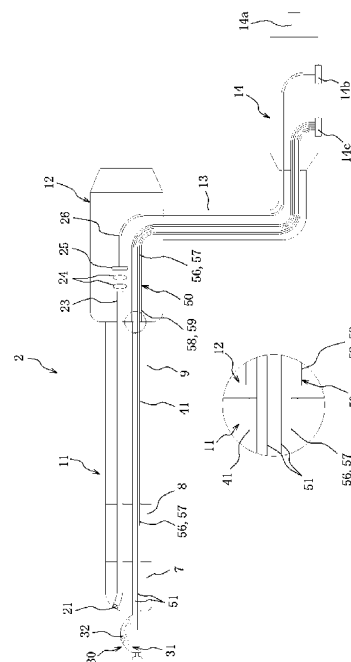
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 外来ノイズの侵入および電磁波の放出を有効に低減でき、挿入部における振動子ケーブルを細径化して、挿入部を細くできる超音波内視鏡を提供する。

【解決手段】 挿入部11に、複数の圧電素子32を有する電子走査式の超音波トランスデューサ31とを設け、操作部12に、挿入部11を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子25を設け、超音波トランスデューサ31は振動子ケーブル50を介して超音波観測装置に接続可能に構成し、固体撮像素子25は撮像素子ケーブル26を介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、振動子ケーブル50は、複数の圧電素子32の各々に接続される信号線51と、これら複数の信号線51を束ねて被覆する導電性の総合シールド56と、撮像素子ケーブル26と併走する部分において総合シールド56を被覆する導電性のブレード58とを有する。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、  
前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設け、

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆する導電性の総合シールドと、前記撮像素子ケーブルと併走する部分において前記総合シールドを被覆する導電性のブレードとを有することを特徴とする超音波内視鏡。

10

**【請求項 2】**

体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、

前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設け、

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆するように前記撮像素子ケーブルと併走する部分に設けた導電性の総合シールドと、前記複数の信号線を束ねて被覆するとともに、前記総合シールドを被覆する導電性のブレードとを有することを特徴とする超音波内視鏡。

20

**【請求項 3】**

体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、

前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設け、

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆する導電性の総合シールドと、該総合シールドを被覆する導電性のブレードと、前記撮像素子ケーブルと併走する部分において、前記総合シールドと前記ブレードとの間に前記総合シールドを被覆するように介在させた絶縁性の総合ジャケットとを有することを特徴とする超音波内視鏡。

30

40

**【請求項 4】**

体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、

前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設け、

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

50

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆する導電性の総合シールドと、該総合シールドを絶縁部材を介して被覆する導電性のブレードとを有し、少なくとも前記挿入部においては、前記絶縁部材を、前記総合シールド上に螺旋状に巻回した絶縁テープをもって構成したことを特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の挿入部先端側に、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサを設けた超音波内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の処置具挿通チャンネルを通して体腔内に処置具を導出して、病変部の組織を採取する等の処置を行えるとともに、内視鏡挿入部の先端側に設けた電子走査式の超音波トランスデューサにより超音波断層画像を取得して、診断を行えるようにした超音波内視鏡が実用化されている（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

この種の従来の超音波内視鏡においては、例えば、内視鏡挿入部の先端硬質部の先端側に、多数の圧電素子を配列して成る超音波トランスデューサを有するハウジングを配置し、このハウジング内の超音波トランスデューサに接続された振動子ケーブルを、内視鏡の挿入部、操作部およびユニバーサルコード内を通して、内視鏡の光源装置に接続される内視鏡コネクタに設けられた超音波用ケーブルコネクタに接続し、この超音波用ケーブルコネクタと超音波観測装置とを超音波用ケーブルを介して接続して、超音波観測装置により超音波トランスデューサを駆動するとともに、超音波トランスデューサからの受信信号を処理して、モニタに超音波断層画像を表示するようにしている。

【0004】

一方、従来の内視鏡として、体腔内の光学像を、CCD等の固体撮像素子に結像して、モニタに表示させるようにしたものが知られている。また、このような固体撮像素子を有する内視鏡として、挿入先端部の細径化を図るために、固体撮像素子を操作部内に配置し、挿入先端部に配置した対物光学系により形成される体腔内の光学像を、挿入部内に延在して配置したイメージガイドファイバを介して操作部内に導き、このイメージガイドファイバの出射端に形成される光学像を、操作部内においてリレーレンズ系を介して固体撮像素子に結像させるようにしたものも知られている（例えば、特許文献2参照）。

【0005】

この種の内視鏡においては、操作部に配置された固体撮像素子に接続された撮像素子ケーブルを、操作部からユニバーサルコード内を通して、内視鏡コネクタに設けられた内視鏡用ケーブルコネクタに接続し、この内視鏡用ケーブルコネクタと内視鏡観察装置とを、内視鏡用ケーブルを介して接続して、内視鏡観察装置により固体撮像素子を駆動するとともに、固体撮像素子からの映像信号を処理して、モニタに内視鏡観察画像を表示するようにしている。

【0006】

ところで、電子走査式の超音波トランスデューサを有する超音波内視鏡においては、通常、超音波トランスデューサが多数の圧電素子を有し、個々の圧電素子のサイズが極めて小さいことから、各圧電素子から得られる超音波の受信信号強度が弱く、外来ノイズの影響を受け易い。特に、固体撮像素子を用いて内視鏡観察画像を得る場合には、固体撮像素子の駆動信号が、超音波トランスデューサの受信信号に外来ノイズとして乗ってしまい、

10

20

30

40

50

超音波断層画像に悪影響を与えることが懸念される。また、超音波内視鏡においては、超音波トランスデューサに接続された振動子ケーブルからの電磁波の放出も低減する必要がある。

【0007】

このため、固体撮像素子を有する従来の電子走査式の超音波内視鏡では、超音波トランスデューサに接続される振動子ケーブルを、例えば、図9に示すように構成している。すなわち、図9に示す振動子ケーブル50は、多数の圧電素子（図示せず）の各々に接続される各信号線51を、芯線52と、該芯線52を被覆する絶縁体53と、該絶縁体53を被覆する例えば網線からなるシールド線54と、該シールド線54を被覆する絶縁性のジャケット55とを有する同軸信号線で構成し、これら多数の圧電素子に接続される多数の同軸信号線51を束ねて、例えば網線あるいは導線を巻回してなる総合シールド56および絶縁性の総合ジャケット57で順次被覆し、さらに、例えば網線からなる導電性のブレード58および熱収縮チューブからなる絶縁チューブ59で順次被覆している。なお、多数の同軸信号線51は、図示しないが、極薄い絶縁テープで束ねられてから、総合シールド56で被覆される場合もある。図9では、図面を明瞭とするために、2本の同軸信号線51を有する場合を示している。

10

【0008】

【特許文献1】特開2004-209044号公報

【特許文献2】特開2003-190080号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

図9に示した振動子ケーブル50を用いれば、シールド線54、総合シールド56およびブレード58を、適宜の位置で接地することにより、各同軸信号線51への外来ノイズの侵入を有効に低減することが可能になるとともに、振動子ケーブル50からの電磁波の放出も有効に低減することが可能となる。

【0010】

しかしながら、図9に示した振動子ケーブル50は、多数の同軸信号線51を束ねて、総合シールド56および総合ジャケット57と、ブレード58および絶縁チューブ59とにより、2重にシールドしているため、ケーブル外径が大きくなる。

30

【0011】

このため、固体撮像素子を内視鏡操作部に配置して、挿入先端部の細径化を図っても、振動子ケーブル50の太径化によって、超音波内視鏡の挿入部の外径が大きくなり、体腔内へ挿入する際に、患者に苦痛を与えることが懸念される。なお、かかる構成において、挿入部の太径化を防止する方法として、処置具挿通用チャンネルを細径化することが考えられるが、このようにすると、処置具挿通用チャンネルに挿入可能な処置具が制限されたり、挿入した処置具の操作性が悪くなったりする場合があるため、好ましくない。

【0012】

また、最近では、気管支の末梢領域の診断など、現状最も細い超音波内視鏡が挿入できないような部位へ超音波内視鏡を応用したいというニーズがあり、挿入部の更なる細径化を望む声もある。

40

【0013】

したがって、かかる点に鑑みてなされた本発明の目的は、外来ノイズの侵入および電磁波の放出を有効に低減できるとともに、挿入部における振動子ケーブルを細径化して、挿入部を細くできる超音波内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成する請求項1に係る超音波内視鏡の発明は、体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の

50

超音波トランスデューサとを設け、

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆する導電性の総合シールドと、前記撮像素子ケーブルと併走する部分において前記総合シールドを被覆する導電性のブレードとを有することを特徴とするものである。

10

【0015】

さらに、上記目的を達成する請求項2に係る超音波内視鏡の発明は、

体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、

前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設け、

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

20

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆するように前記撮像素子ケーブルと併走する部分に設けた導電性の総合シールドと、前記複数の信号線を束ねて被覆するとともに、前記総合シールドを被覆する導電性のブレードとを有することを特徴とするものである。

【0016】

さらに、上記目的を達成する請求項3に係る超音波内視鏡の発明は、

体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、

前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設け、

30

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆する導電性の総合シールドと、該総合シールドを被覆する導電性のブレードと、前記撮像素子ケーブルと併走する部分において、前記総合シールドと前記ブレードとの間に前記総合シールドを被覆するように介在させた絶縁性の総合ジャケットとを有することを特徴とするものである。

40

【0017】

さらに、上記目的を達成する請求項4に係る超音波内視鏡の発明は、

体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部に連設される操作部とを有し、

前記挿入部には、その先端側に対物レンズ系と、複数の圧電素子を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設け、

前記操作部には、前記対物レンズ系によって形成され、前記挿入部を通して結像される光学像を光電変換する固体撮像素子を設け、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも前記挿入部および前記操作部を通して延在

50

させた振動子ケーブルを介して超音波観測装置に接続可能に構成し、

前記固体撮像素子は、撮像素子ケーブルを介して内視鏡観察装置に接続可能に構成した超音波内視鏡において、

前記振動子ケーブルは、前記複数の圧電素子の各々に接続される信号線と、これら複数の信号線を束ねて被覆する導電性の総合シールドと、該総合シールドを絶縁部材を介して被覆する導電性のブレードとを有し、少なくとも前記挿入部においては、前記絶縁部材を、前記総合シールド上に螺旋状に巻回した絶縁テープをもって構成したことを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0018】

10

本発明によれば、振動子ケーブルを、少なくとも挿入部においては、従来構造と比較して細径化できるので、挿入部を細くすることが可能になるとともに、操作部内の固体撮像素子に接続された撮像素子ケーブルと併走する部分では、総合シールドおよびブレードで2重にシールドしたので、信号線への外来ノイズの侵入および振動子ケーブルからの電磁波の放出を有効に低減することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態について、図を参照して説明する。

【0020】

20

(第1実施形態)

図1乃至図3は、本発明の第1実施形態に係る超音波内視鏡を説明するための図で、図1は第1実施形態に係る超音波内視鏡を用いる超音波内視鏡装置の全体の概略構成を示す図、図2は図1に示す超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図、図3は図1に示す超音波内視鏡の挿入先端部の詳細な構成を示す断面図である。

【0021】

図1に示す超音波内視鏡装置1は、電子走査式の超音波トランスデューサおよび内視鏡観察画像取得用の固体撮像素子を備える超音波内視鏡2と、照明光を供給する光源部3aを有するとともに、超音波内視鏡2の撮像素子の駆動および撮像素子から出力される映像信号を処理する信号処理部3bを有する内視鏡観察装置3と、内視鏡観察装置3で処理された映像信号を内視鏡観察画像として表示するモニタ4と、超音波内視鏡2の超音波トランスデューサを駆動するとともに、超音波トランスデューサからの出力信号を処理して超音波断層画像用の映像信号を生成する超音波観測装置5と、超音波観測装置5で処理された映像信号を超音波断層画像として表示するモニタ6とで主に構成されている。

30

【0022】

超音波内視鏡2は、体腔内に挿入される細長の挿入部11と、この挿入部11の基端側に位置する操作部12と、この操作部12の側部から延出するユニバーサルコード13とで主に構成されている。

【0023】

ユニバーサルコード13の基端部には、内視鏡観察装置3に接続される内視鏡コネクタ14が設けられている。この内視鏡コネクタ14の先端部には、内視鏡観察装置3の光源部3aに接続される照明用コネクタ14aが設けられている。また、内視鏡コネクタ14の側部には、内視鏡観察装置3の信号処理部3bに電気接続される内視鏡用ケーブル15が着脱自在に接続される内視鏡用ケーブルコネクタ14bが設けられている。さらに、内視鏡コネクタ14の側部には、超音波観測装置5に電気接続される超音波用ケーブル16が着脱自在に接続される超音波用ケーブルコネクタ14cが設けられている。

40

【0024】

なお、内視鏡用ケーブル15には、その一端に、内視鏡コネクタ14の内視鏡用ケーブルコネクタ14bに着脱自在に接続されるコネクタ15aが設けられているとともに、他端には、内視鏡観察装置3の信号処理部3bに設けられている内視鏡用ケーブルコネクタ3cに着脱自在に接続されるコネクタ15bが設けられている。同様に、超音波用ケーブ

50

ル 16 には、その一端に、内視鏡コネクタ 14 の超音波用ケーブルコネクタ 14c に着脱自在に接続されるコネクタ 16a が設けられているとともに、他端には、超音波観測装置 5 に設けられている超音波用ケーブルコネクタ 5a に着脱自在に接続されるコネクタ 16b が設けられている。

【0025】

超音波内視鏡 2 の挿入部 11 は、先端側から順に硬質部材で形成した先端硬質部 7 と、この先端硬質部 7 の基端側に連設する湾曲可能な湾曲部 8 と、この湾曲部 8 の基端側に連設して操作部 12 の先端側に至る細径かつ長尺で、可撓性を有する可撓管部 9 とで構成されている。先端硬質部 7 の先端側には、内視鏡観察用の光学像を形成するための対物レンズ系 21 (図 2 参照) および照明レンズ系 (図示せず) を配置した内視鏡観察部 20 と、  
10

【0026】

内視鏡観察部 20 の照明レンズ系は、挿入部 11、操作部 12、ユニバーサルコード 13 および内視鏡コネクタ 14 に亘って延在して配置されたライトガイドファイバ 22 (図 3 参照) の出射端に結合され、内視鏡観察装置 3 の光源部 3a からの照明光を、ライトガイドファイバ 22 を介して体腔内に照射するようになっている。また、図 2 に示すように、内視鏡観察部 20 の対物レンズ系 21 は、挿入部 11 から操作部 12 に亘って延在して配置されたイメージガイドファイバ 23 の入射端に結合され、照明レンズ系を介して照明された体腔内の光学像を、イメージガイドファイバ 23 により操作部 12 に導くように構成されている。  
20

【0027】

操作部 12 には、図 1 に示すように、湾曲部 8 を湾曲操作するアングルノブ 17、送気および送水操作を行うための送気・送水ボタン 18a、吸引操作を行うための吸引ボタン 18b、体腔内に導入する鉗子等の処置具の入り口となる処置具挿入口 19 等が設けられている。また、操作部 12 の内部には、図 2 に示すように、リレーレンズ系 24 および固体撮像素子 25 が設けられ、内視鏡観察部 20 の対物レンズ系 21 によって形成されて、イメージガイドファイバ 23 を経て導かれた光学像を、リレーレンズ系 24 を経て固体撮像素子 25 に結像させるように構成されている。  
30

【0028】

次に、図 2 を参照して、本発明の第 1 実施形態に係る超音波内視鏡 2 の要部の構成について説明する。図 2 に示すように、操作部 12 内に設けられた固体撮像素子 25 は、操作部 12 内、ユニバーサルコード 13 内および内視鏡コネクタ 14 内を通して延在させた撮像素子ケーブル 26 を介して、内視鏡コネクタ 14 の側部に設けられた内視鏡用ケーブルコネクタ 14b に接続されている。この内視鏡用ケーブルコネクタ 14b は、図 1 において説明したように、内視鏡用ケーブル 15 を介して内視鏡観察装置 3 の信号処理部 3b に接続され、これにより固体撮像素子 25 が駆動されて、対物レンズ系 21、イメージガイドファイバ 23 およびリレーレンズ系 24 を経て固体撮像素子 25 に結像された光学像が光電変換されて、モニタ 4 に表示されるようになっている。  
40

【0029】

挿入部 11 の先端硬質部 7 の先端側に設けた超音波トランスデューサ 31 は、挿入部 11 内、操作部 12 内、ユニバーサルコード 13 内および内視鏡コネクタ 14 内を通して延在させた、図 9 と同様の構成からなる振動子ケーブル 50 を介して、内視鏡コネクタ 14 の側部に設けられた超音波用ケーブルコネクタ 14c に接続されている。この超音波用ケーブルコネクタ 14c は、図 1 において説明したように、超音波用ケーブル 16 を介して超音波観測装置 5 に接続され、これにより超音波トランスデューサ 31 が駆動されて、超音波断層画像がモニタ 6 に表示されるようになっている。  
40

【0030】

本実施形態では、超音波トランスデューサ 31 と、超音波用ケーブルコネクタ 14c とを接続する振動子ケーブル 50 を、以下に説明するように構成する。すなわち、超音波ト  
50

ランスデューサ 3 1 を構成する各圧電素子 3 2 は、図 9 において説明したように、芯線 5 2 と、該芯線 5 2 を被覆する絶縁体 5 3 と、該絶縁体 5 3 を被覆するシールド線 5 4 と、該シールド線 5 4 を被覆する絶縁性のジャケット 5 5 とを有する同軸信号線 5 1 を介して、従来と同様にして、超音波用ケーブルコネクタ 1 4 c の対応するピンに接続する。

【 0 0 3 1 】

また、超音波トランスデューサ 3 1 の各圧電素子 3 2 に同軸信号線 5 1 を接続するために、多数の同軸信号線 5 1 を自由にする部分を除いて（図 2 では、湾曲部 8 の途中から、超音波トランスデューサ 3 1 側を除いて）、挿入部 1 1 から、操作部 1 2、ユニバーサルコード 1 3 および内視鏡コネクタ 1 4 内の超音波用ケーブルコネクタ 1 4 c までの多数の同軸信号線 5 1 を束ねて、総合シールド 5 6 および絶縁性の総合ジャケット 5 7 で順次被覆する。

10

【 0 0 3 2 】

さらに、撮像素子ケーブル 2 6 が併走する部分、図 2 では、操作部 1 2 から、ユニバーサルコード 1 3 および内視鏡コネクタ 1 4 内の超音波用ケーブルコネクタ 1 4 c に至るまでの部分は、総合ジャケット 5 7 上に、ブレード 5 8 および絶縁チューブ 5 9 を順次に被覆して、この部分を 2 重のシールド構造とする。すなわち、本実施形態では、挿入部 1 1 においては、振動子ケーブル 5 0 を構成するブレード 5 8 および絶縁チューブ 5 9 を除去する。なお、図 2 では、図面を明瞭とするために、総合シールド 5 6 および絶縁性の総合ジャケット 5 7 を共通に示すとともに、ブレード 5 8 および絶縁チューブ 5 9 も共通に示している。

20

【 0 0 3 3 】

このように、挿入部 1 1 では、ブレード 5 8 および絶縁チューブ 5 9 を除去すれば、図 2 に部分拡大図を示すように、その分、挿入部 1 1 における振動子ケーブル 5 0 の外径を小さくできる。したがって、挿入部 1 1 において振動子ケーブル 5 0 を通す絶縁チューブ 4 1（図 3 参照）を細くできるので、処置具挿入口 1 9 に連通する処置具挿通チャンネル 6 1（図 3 参照）を細くすることなく、挿入部 1 1 の外径を小さくすることができ、気管支の末梢領域の診断などに用いることが可能となり、検査への適用範囲を広げることができる。しかも、挿入部 1 1 においては、多数の同軸信号線 5 1 が、総合シールド 5 6 により束ねられてシールドされているので、外来ノイズの侵入および電磁波の放出を有効に低減することができる。

30

【 0 0 3 4 】

また、撮像素子ケーブル 2 6 が併走する部分では、多数の同軸信号線 5 1 を束ねて、総合シールド 5 6 および総合ジャケット 5 7 と、ブレード 5 8 および絶縁チューブ 5 9 とにより、2 重にシールドしているので、撮像素子ケーブル 2 6 を介して固体撮像素子 2 5 に供給される駆動信号が、超音波トランスデューサ 3 1 の受信信号に外来ノイズとして乗るのを有効に低減することができ、良好な超音波断層画像を得ることができるとともに、この部分の振動子ケーブル 5 0 からの電磁波の放出も有効に低減することができる。

【 0 0 3 5 】

次に、図 3 を参照して、図 1 に示した超音波内視鏡の挿入先端部の詳細な構成について説明する。なお、図 3（a）は、挿入部 1 1 の長手軸方向に沿った断面図を示しており、図 3（b）は、図 3（a）の B - B 線断面図を示している。

40

【 0 0 3 6 】

先端硬質部 7 には、上述した内視鏡観察部 2 0（図 3 では図示を省略）と、処置具挿通チャンネル 6 1 の出口側開口部 6 2 と、後述する固定ピン 7 1 が挿通配置されるピン孔 7 2 とが設けられている。なお、内視鏡観察部 2 0 は、開口部 6 2 に対して一方の側にまとめて、先端硬質部 7 の先端部に形成された傾斜面 7 a に配置している。また、開口部 6 2 は、一部分が傾斜面 7 a にかかるように形成されている。

【 0 0 3 7 】

超音波トランスデューサ 3 1 を収容するハウジング 3 0 の長手方向中心軸は、内視鏡観察部 2 0 による観察視野および照明範囲が、ハウジング 3 0 によって大きく遮られること

50

を防止するために、先端硬質部 7 の長手方向中心軸に対して下方に芯ずれさせて配置させている。

【0038】

ハウジング 30 は、円弧状に配列した多数の圧電素子 32 を有する電子走査式の超音波トランスデューサ 31 を収容し、基端から突出して設けられたパイプ部 33 を、先端硬質部 7 の先端面 7b に形成されているハウジング配置孔 7c に挿入することで、先端硬質部 7 の先端面 7b から突出して設けられる。

【0039】

ハウジング 30 の基端寄りの所定部位および先端側の所定部位には、各外周面上にバルーン（図示せず）を取り付けるための基端側バルーン取付周溝 34a および先端側バルーン取付周溝 34b が形成されている。基端側バルーン取付周溝 34a は、先端硬質部 7 の先端面 7b に穿設された嵌合孔 7d に嵌合するフランジ部 35 と、該フランジ部 35 よりも先端側に位置する周状凸部 36 とにより形成されており、周状凸部 36 の先端寄りの所定部位には、バルーン管路 37 に連通した注排水口（図示せず）が開口するバルーン注排水溝 38 が形成されている。

10

【0040】

バルーン注排水溝 38 は、ハウジング 30 の強度を十分に確保するため、その深さを比較的浅くするとともに、底部の隅角を曲率の小さい円弧状に形成する。

【0041】

ハウジング配置孔 7c に挿通配置されるパイプ部 33 は、先端側を構成する外形断面が非円形状の大管部 33a と、基端側を構成する大管部 33a よりも非円形状の外形断面が小さい小管部 33b とを有しており、大管部 33a および小管部 33b に連通して、超音波トランスデューサ 31 の各圧電素子 32 に振動子ケーブル 50 の同軸信号線 51（図 3 では図示せず）を通すためのケーブル挿通孔 39 が形成されている。

20

【0042】

小管部 33b のケーブル挿通孔 39 には、ケーブルパイプ 40 が嵌合されている。ケーブルパイプ 40 は、湾曲部 8 の湾曲に支障がない部位まで延在し、このケーブルパイプ 40 の基端部に、超音波トランスデューサ 31 を構成する各圧電素子 32 から延出する、上述した複数の同軸信号線 51 を含む振動子ケーブル 50 が挿通する絶縁チューブ 41 の先端部が連通固定されている。この絶縁チューブ 41 は、挿入部 11 内を挿通して操作部 12 まで延出している。

30

【0043】

パイプ部 33 を構成する小管部 33b の先端部で、大管部 33a に形成したフランジ部 35 の基端部には、パイプ部 33 とハウジング配置孔 7c との間の水密を図るリング 42 が配置される周溝 43 が形成されている。

【0044】

このように、フランジ部 35 の基端部に、リング 42 を配置する周溝 43 を形成すれば、ハウジング 30 をハウジング配置孔 7c に挿入する際に、周溝 43 からのリング 42 の飛び出しを防止することができるので、ハウジング 30 の組み立て時や修理時の作業性を向上することができる。

40

【0045】

ハウジング 30 を構成するパイプ部 33 は、先端硬質部 7 のハウジング配置孔 7c に挿入され、大管部 33a の基端部に形成したフランジ部 35 が、先端硬質部 7 の先端面 7b に穿設された嵌合孔 7d に嵌合して当接した状態で、固定ピン 71 によって位置決めされる。これにより、ハウジング 30 が所定方向を向いた状態になる。

【0046】

固定ピン 71 は、図 3 (b) に明瞭に示すように、先端硬質部 7 に形成されたピン孔 72 に挿入配置され、接着剤 73 によって、先端硬質部 7 に一体的に接着固定される。この接着状態では、固定ピン 71 の一片端が先端硬質部 7 側に、他片端が小管部 33b に形成されている孔 33c 内に位置している。

50

## 【 0 0 4 7 】

これにより、先端硬質部 7 に配置させたハウジング 3 0 の長手方向位置が変化することが防止されるとともに、小管部 3 3 b がハウジング配置孔 7 c 内で回転移動して、ハウジング 3 0 が位置ずれすることが防止される。

## 【 0 0 4 8 】

また、先端硬質部 7 には、ピン孔 7 2 より細径で、ピン孔 7 2 に連通する作業用透孔 7 4 が形成してある。この作業用透孔 7 4 を設けたことによって、予め接着剤 7 3 を塗布した状態のピン孔 7 2 に固定ピン 7 1 を挿入していくとき、余分な接着剤 7 3 をこの作業用透孔 7 4 に排除しながら、固定ピン 7 1 をピン孔 7 2 の所定位置にスムーズに配置させられる。また、接着剤 7 3 によって先端硬質部 7 に接着固定されている固定ピン 7 1 を取り外す際には、まず、作業用透孔 7 4 およびピン孔 7 2 に充填されている接着剤 7 3 を除去し、その後、図示しない棒部材を作業用透孔 7 4 に挿通配置させることにより、固定ピン 7 1 の叩き出しを行える。

10

## 【 0 0 4 9 】

一方、先端硬質部 7 において、処置具挿通用チャンネル 6 1 は、内視鏡長手軸に対して傾いて形成されている。具体的には、処置具挿通用チャンネル 6 1 は、開口部 6 2 側を構成する先端側チャンネル孔 6 1 a と、基端開口側を構成する基端側チャンネル孔 6 1 b とを有しており、先端側チャンネル孔 6 1 a の長手軸に対する傾斜角度は、基端側チャンネル孔 6 1 b のそれよりも大きくなっている。

20

## 【 0 0 5 0 】

基端側チャンネル孔 6 1 b には、チューブ連結パイプ 6 5 を介して、処置具挿通用チャンネルを構成する処置具挿通用チャンネルチューブ 6 6 が連通配置される。

## 【 0 0 5 1 】

これにより、処置具挿通用チャンネルチューブ 6 6 内を導かれた処理具（例えば、穿刺針）6 8 は、基端側チャンネル孔 6 1 b 内および先端側チャンネル孔 6 1 a 内をスムーズに移動して開口部 6 2 から突出する。

## 【 0 0 5 2 】

さらに、先端硬質部 7 の基端部には、湾曲部 8 を構成する湾曲駒 8 a が接続固定されるとともに、この湾曲駒 8 a 等を被覆する湾曲ゴム 8 b の先端部が糸巻き接着部 8 c によって一体的に固定されている。

30

## 【 0 0 5 3 】

（第 2 実施形態）

図 4 は、本発明の第 2 実施形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図である。図 4 に示す超音波内視鏡 8 0 は、振動子ケーブル 5 0 の構成が第 1 実施形態に示した超音波内視鏡 2 と異なるものである。したがって、第 1 実施形態と同一構成要素には、同一参照符号を付して説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。

## 【 0 0 5 4 】

本実施形態では、振動子ケーブル 5 0 を、挿入部 1 1 においては、総合シールド 5 6 および総合ジャケット 5 7 を除去して構成する。すなわち、撮像素子ケーブル 2 6 が併走する、操作部 1 2 から、ユニバーサルコード 1 3 および内視鏡コネクタ 1 4 内の超音波用ケーブルコネクタ 1 4 c に至る部分では、超音波トランスデューサ 3 1 および超音波用ケーブルコネクタ 1 4 c に接続された多数の同軸信号線 5 1 を束ねて、総合シールド 5 6 および総合ジャケット 5 7 で順次被覆するとともに、総合ジャケット 5 7 上に、ブレード 5 8 および絶縁チューブ 5 9 を順次被覆して、この部分を 2 重のシールド構造とする。

40

## 【 0 0 5 5 】

また、挿入部 1 1 では、ブレード 5 8 および絶縁チューブ 5 9 を、操作部 1 2 から延長させて、超音波トランスデューサ 3 1 の各圧電素子 3 2 に同軸信号線 5 1 を接続するために、多数の同軸信号線 5 1 を自由にする部分を除いて（図 4 では、湾曲部 8 の途中から、超音波トランスデューサ 3 1 側を除いて）、多数の同軸信号線 5 1 を束ねて被覆する。なお、図 4 においても、図 2 の場合と同様に、図面を明瞭とするために、総合シールド 5 6

50

および絶縁性の総合ジャケット 57 を共通に示すとともに、ブレード 58 および絶縁チューブ 59 も共通に示している。

【0056】

このように、挿入部 11 では、総合シールド 56 および総合ジャケット 57 を除去すれば、図 4 に部分拡大図を示すように、その分、挿入部 11 における振動子ケーブル 50 の外径を小さくできる。したがって、第 1 実施形態の場合と同様に、挿入部 11 において振動子ケーブル 50 を通す絶縁チューブ 41 (図 3 参照) を細くできるので、処置具挿入口 19 に連通する処置具挿通用チャンネル 61 (図 3 参照) を細くすることなく、挿入部 11 の外径を小さくすることができ、気管支の末梢領域の診断などに用いることが可能となり、検査への適用範囲を広げることができる。しかも、挿入部 11 においては、多数の同軸信号線 51 が、ブレード 58 および絶縁チューブ 59 により束ねられてシールドされているので、外来ノイズの侵入および電磁波の放出を有効に低減することができる。

10

【0057】

また、撮像素子ケーブル 26 が併走する部分では、第 1 実施形態の場合と同様に、多数の同軸信号線 51 を束ねて、総合シールド 56 および総合ジャケット 57 と、ブレード 58 および絶縁チューブ 59 とにより、2 重にシールドしているので、撮像素子ケーブル 26 を介して固体撮像素子 25 に供給される駆動信号が、超音波トランスデューサ 31 の受信信号に外来ノイズとして乗るのを有効に低減することができ、良好な超音波断層画像を得ることができるとともに、この部分の振動子ケーブル 50 からの電磁波の放出も有効に低減することができる。

20

【0058】

(第 3 実施形態)

図 5 および図 6 は、本発明の第 3 実施形態を示すもので、図 5 は超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図、図 6 は挿入部における振動子ケーブルの構成を示す図である。図 5 に示す超音波内視鏡 90 は、振動子ケーブル 50 の構成が第 1 実施形態に示した超音波内視鏡 2 と異なるものである。したがって、第 1 実施形態と同一構成要素には、同一参照符号を付して説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。

【0059】

本実施形態では、振動子ケーブル 50 を、挿入部 11 においては、総合ジャケット 57 を除去して構成する。すなわち、撮像素子ケーブル 26 が併走する、操作部 12 から、ユニバーサルコード 13 および内視鏡コネクタ 14 内の超音波用ケーブルコネクタ 14c に至る部分では、図 9 に示したように、超音波トランスデューサ 31 および超音波用ケーブルコネクタ 14c に接続された多数の同軸信号線 51 を束ねて、総合シールド 56 および総合ジャケット 57 で順次被覆するとともに、総合ジャケット 57 上に、ブレード 58 および絶縁チューブ 59 を順次被覆して、この部分を 2 重のシールド構造とする。

30

【0060】

また、挿入部 11 では、図 6 に示すように、総合ジャケット 57 を除去して、多数の同軸信号線 51 を、それらを自由にする部分を除いて(図 5 では、湾曲部 8 の途中から、超音波トランスデューサ 31 側を除いて)、総合シールド 56、ブレード 58 および絶縁チューブ 59 で順次被覆する。

40

【0061】

なお、図 5 では、図面を明瞭とするために、振動子ケーブル 50 を、挿入部 11 では、ブレード 58 および絶縁チューブ 59 を共通に示し、操作部 12 から超音波用ケーブルコネクタ 14c に至る部分では、総合シールド 56 および総合ジャケット 57 を共通に示すとともに、ブレード 58 および絶縁チューブ 59 を共通に示している。また、図 6 では、図面を明瞭とするために、2 本の同軸信号線 51 を有する場合を示すとともに、これら 2 本の同軸信号線 51 を極薄い絶縁テープ 510 で束ねてから、総合シールド 56 で被覆する場合を示している。ただし、図 5 では、絶縁テープ 510 の図示を省略している。

【0062】

このような振動子ケーブル 50 は、例えば、総合ジャケット 57 を形成した後、挿入部

50

11の区間だけ総合ジャケッ57を剥ぎ取り、その後、ブレード58および絶縁チューブ59となる熱収縮性チューブを総合シールド56に被せてから、ブレード58を全体に伸ばして総合シールド56に密着させた後、熱収縮性チューブを収縮させることにより形成することができる。

#### 【0063】

本実施形態によれば、挿入部11では、総合ジャケッ57を除去したので、その分、挿入部11における振動子ケーブル50の外径を小さくできる。したがって、挿入部11を細径化できるので、気管支の末梢領域の検査など、適用範囲を広げることができる。また、挿入部11においては、多数の同軸信号線51は、総合シールド56およびブレード58によりシールドされるので、外来ノイズの侵入および電磁波の放出を、より有効に低減することができる。さらに、撮像素子ケーブル26が併走する部分では、上記実施形態の場合と同様に、総合シールド56および総合ジャケッ57と、ブレード58および絶縁チューブ59とにより、2重にシールドしているので、上記実施形態と同様の効果が得られる。

10

#### 【0064】

(第4実施形態)

図7および図8は、本発明の第4実施形態を示すもので、図7は超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図、図8は振動子ケーブルの構成を示す図である。図7に示す超音波内視鏡100は、振動子ケーブル550の構成が第1実施形態に示した超音波内視鏡2と異なるものである。したがって、第1実施形態と同一構成要素には、同一参照符号を付して説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。

20

#### 【0065】

本実施形態では、図8に示すように、振動子ケーブル550を、図9に示した構成において、総合ジャケッ57の代わりに、総合シールド56上に、極薄い絶縁テープ551を螺旋状に巻回して絶縁部材としたもので、その他の構成は、図9に示した構成と同様である。ここで、絶縁テープ551は、総合シールド56とブレード58とを機能的に絶縁するもので、ピンホールや隙間があってもかまわない。なお、本実施形態においても、第3実施形態におけると同様に、複数の同軸信号線51を極薄い絶縁テープ510で束ねてから、総合シールド56で被覆する場合を示しているが、図7では、絶縁テープ510の図示を省略している。

30

#### 【0066】

この振動子ケーブル550は、挿入部11から撮像素子ケーブル26が併走する操作部12およびユニバーサルコード13に亘って、同一構成の状態に延在させる。ただし、上記実施形態と同様に、同軸信号線51を、超音波トランスデューサ31の各圧電素子32に接続する部分や、内視鏡コネクタ14内の超音波用ケーブルコネクタ14cに接続する部分では、総合シールド56、絶縁テープ551、ブレード58および絶縁チューブ59を除去して、多数の同軸信号線51を自由にする。なお、図7では、図面を明瞭とするために、振動子ケーブル550の総合シールド56、絶縁テープ551、ブレード58および絶縁チューブ59を共通に示している。また、図8では、図面を明瞭とするために、2本の同軸信号線51を有する場合を示している。

40

#### 【0067】

本実施形態によれば、図9に示した従来の振動子ケーブル50における総合ジャケッ57を、極薄い絶縁テープ551を螺旋状に巻回してなる絶縁部材としたので、総合ジャケッ57よりも厚みを薄くでき、その分、振動子ケーブル550を細くできる。したがって、挿入部11を細径化できるので、上記実施形態と同様に、気管支の末梢領域の検査など、適用範囲を広げることができる。また、多数の同軸信号線51は、ほぼ全体に亘って総合シールド56およびブレード58によりシールドされるので、第3実施形態と同様に、全体に亘って外来ノイズの侵入および電磁波の放出を低減することができる。

#### 【0068】

なお、本発明は、上記実施形態にのみ限定されるものではなく、幾多の変形または変更

50

が可能である。例えば、上記第 1, 第 2 実施形態において、撮像素子ケーブル 26 が併走する部分における振動子ケーブル 50 の総合ジャケット 57 および / または絶縁チューブ 59 を省略することもできる。また、第 1 実施形態においては、挿入部 11 に延在する総合ジャケット 57 を省略したり、第 2 実施形態においては、挿入部 11 に延在する絶縁チューブ 59 を省略したり、することもでき、これにより挿入部 11 における振動子ケーブル 50 の外径をより小さくして、挿入部 11 をより細径化することができる。さらに、第 3, 第 4 実施形態においては、最外層の絶縁チューブ 59 を省略することもできる。また、第 3 実施形態においては、撮像素子ケーブル 26 が併走する部分における総合ジャケット 57 を、第 4 実施形態と同様の絶縁テープ 551 に代えたり、第 4 実施形態においては、撮像素子ケーブル 26 が併走する部分における絶縁テープ 551 を、第 1 ~ 第 3 実施形態と同様の総合ジャケット 57 に代えたりすることもできる。さらに、本発明は、体腔内挿入部が可撓性を有する超音波内視鏡に限らず、体腔内挿入部が硬性管からなる硬性鏡に超音波トランスデューサを組み込んだ超音波内視鏡にも有効に適用することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係る超音波内視鏡を用いる超音波内視鏡装置の全体の概略構成を示す図である。

【図 2】図 1 に示す超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図である。

【図 3】図 1 に示す超音波内視鏡の挿入先端部の詳細な構成を示す断面図である

【図 4】本発明の第 2 実施形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図である。

20

【図 5】本発明の第 3 実施形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図である。

【図 6】第 3 実施形態による挿入部内の振動子ケーブルの構成を示す図である。

【図 7】本発明の第 4 実施形態に係る超音波内視鏡の要部の構成を模式的に示す断面図である。

【図 8】第 4 実施形態による振動子ケーブルの構成を示す図である。

【図 9】従来の超音波内視鏡で使用されている振動子ケーブルの構成を示す図である。

【符号の説明】

【0070】

30

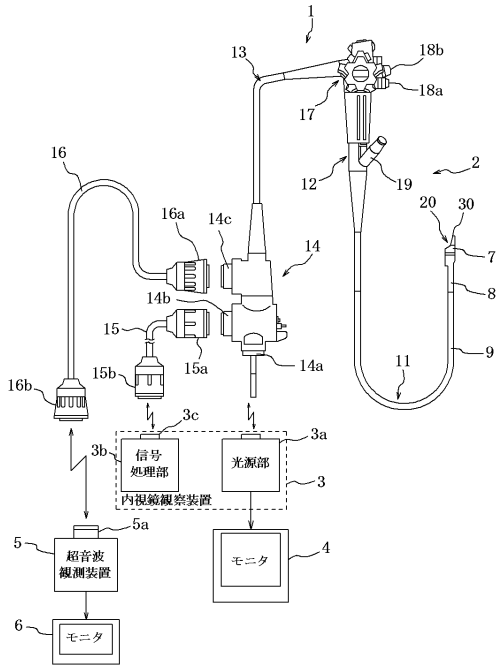
- 1 超音波内視鏡装置
- 2 超音波内視鏡
- 3 a 光源部
- 3 b 信号処理部
- 3 c 内視鏡用ケーブルコネクタ
- 3 内視鏡観察装置
- 4, 6 モニタ
- 5 超音波観測装置
- 5 a 超音波用ケーブルコネクタ
- 7 先端硬質部
- 8 湾曲部
- 9 可撓管部
- 11 挿入部
- 12 操作部
- 13 ユニバーサルコード
- 14 内視鏡コネクタ
- 14 a 照明用コネクタ
- 14 b 内視鏡用ケーブルコネクタ
- 14 c 超音波用ケーブルコネクタ
- 15 内視鏡用ケーブル

40

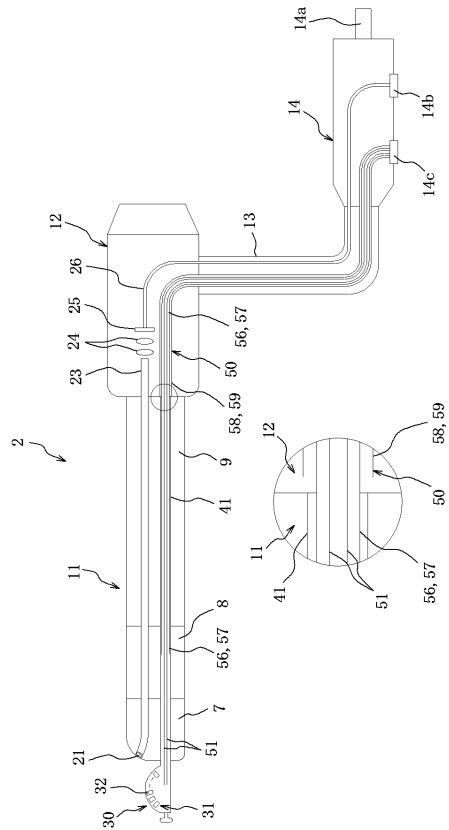
50

1 6	超音波用ケーブル	
1 5 a , 1 5 b , 1 6 a , 1 6 b	コネクタ	
1 7	アングルノブ	
1 8 a	送気・送水ボタン	
1 8 b	吸引ボタン	
1 9	処置具挿入口	
2 0	内視鏡観察部	
2 1	対物レンズ系	
2 2	ライトガイドファイバ	
2 3	イメージガイドファイバ	10
2 4	リレーレンズ系	
2 5	固体撮像素子	
2 6	撮像素子ケーブル	
3 0	ハウジング	
3 1	超音波トランスデューサ	
3 2	圧電素子	
4 1	絶縁チューブ	
5 0	振動子ケーブル	
5 1	同軸信号線	
5 2	芯線	20
5 3	絶縁体	
5 4	シールド線	
5 5	ジャケット	
5 6	総合シールド	
5 7	総合ジャケット	
5 8	ブレード	
5 9	絶縁チューブ	
8 0 , 9 0 , 1 0 0	超音波内視鏡	
5 1 0	絶縁テープ	
5 5 0	振動子ケーブル	30
5 5 1	絶縁テープ	

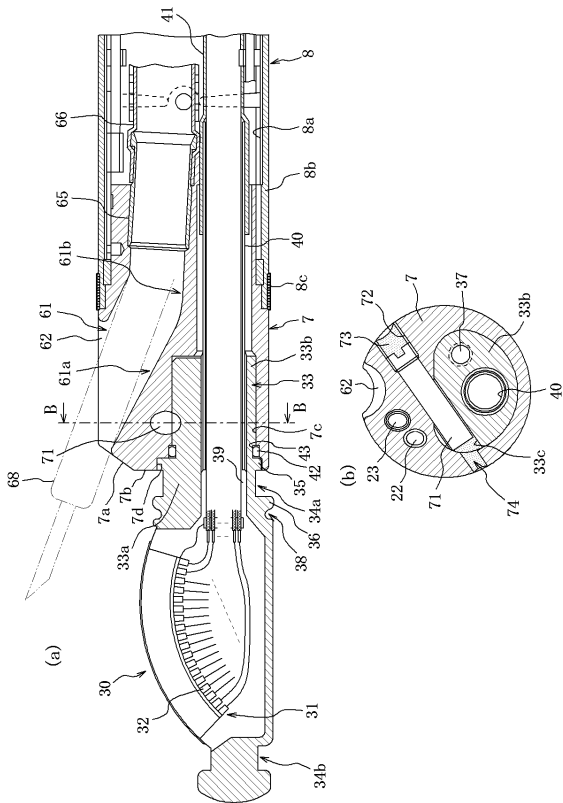
【 図 1 】



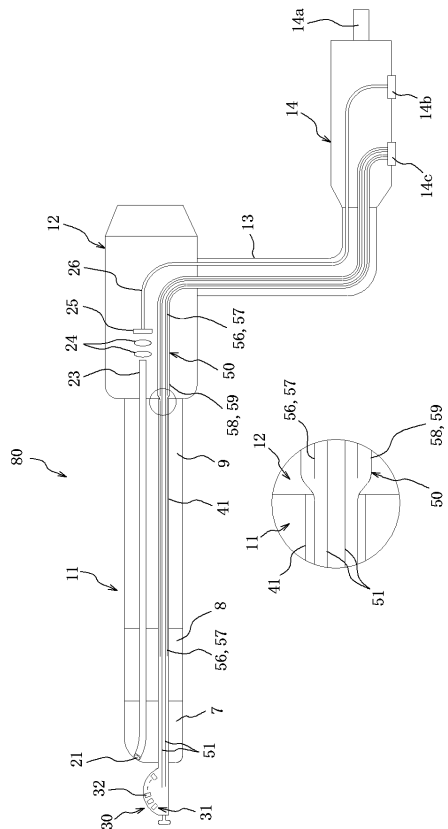
【 図 2 】



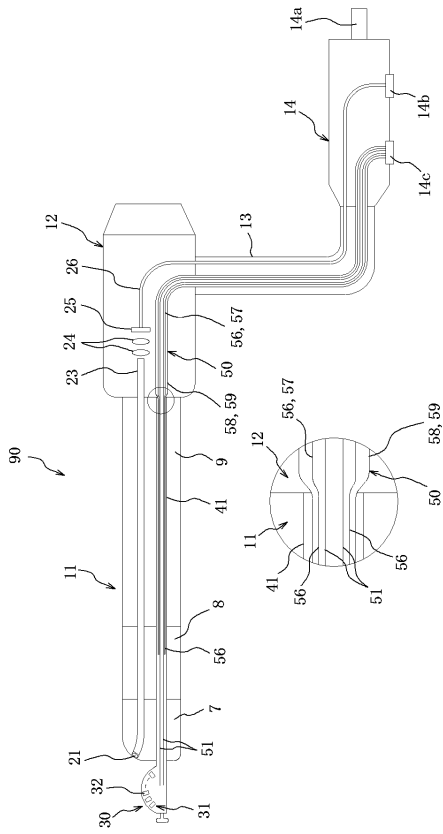
【 図 3 】



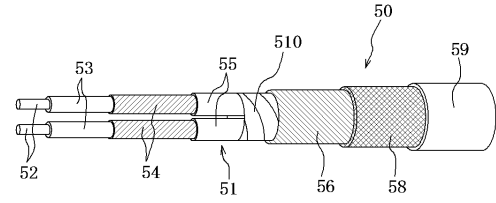
【 図 4 】



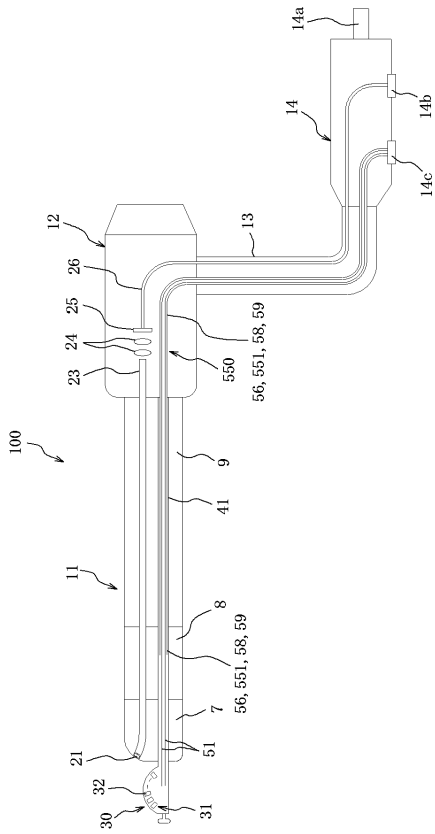
【 図 5 】



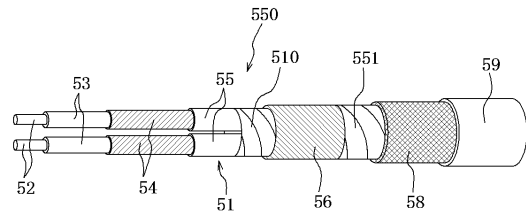
【 図 6 】



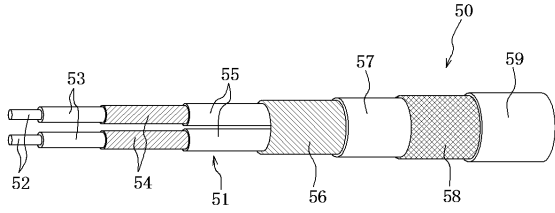
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 仁科 研一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE02 EE13 FE02 GD09 GD12

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009028109A</a>	公开(公告)日	2009-02-12
申请号	JP2007192768	申请日	2007-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	仁科研一		
发明人	仁科 研一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GD09 4C601/GD12		
代理人(译)	杉村健二 克利马清 藤四郎 泽田达也		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够有效地减少外部噪声的渗透和电磁波的释放的超声波内窥镜，并且能够通过使插入部分中的振动器电缆变薄来减薄插入部分。解决方案：插入部分11具有电子扫描超声换能器31，其具有多个压电元件32，并且控制部分12具有固态图像拾取装置25，用于光电转换通过插入部分11聚焦的光学图像。换能器31可以通过振动器电缆50连接到超声波观察装置，并且固态图像拾取装置25可以通过图像拾取装置电缆26连接到内窥镜观察装置。振动器电缆50包括分别连接到的信号线51。多个压电元件32，用于粘合和涂覆多条信号线51的导电集成屏蔽56，以及用于在与图像拾取装置电缆26并排设置的部分中涂覆集成屏蔽56的导电刀片58。

