

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5154144号
(P5154144)

(45) 発行日 平成25年2月27日 (2013. 2. 27)

(24) 登録日 平成24年12月14日 (2012. 12. 14)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 F

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-145246 (P2007-145246)
 (22) 出願日 平成19年5月31日 (2007. 5. 31)
 (65) 公開番号 特開2008-295749 (P2008-295749A)
 (43) 公開日 平成20年12月11日 (2008. 12. 11)
 審査請求日 平成22年2月9日 (2010. 2. 9)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100110777
 弁理士 宇都宮 正明
 (74) 代理人 100100413
 弁理士 渡部 温
 (72) 発明者 永野 和彦
 神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 日向 浩彰
 神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地
 富士フイルム株式会社内

審査官 五閑 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡及び超音波内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受信を行う複数の超音波トランスデューサを有する超音波トランスデューサ部と、

前記超音波トランスデューサ部を支持し屈曲可能な屈曲部と、

前記屈曲部を操作部に連結する連結部と、

少なくとも前記屈曲部及び前記連結部を被覆する被覆材と、

金属もしくはグラファイトを含み、前記被覆材の内側に設けられ、前記超音波トランスデューサ部と結合されて、前記超音波トランスデューサ部において発生した熱を前記操作部に伝達する第1の熱伝導部材と、

前記超音波トランスデューサ部の側面に接続され、第1の熱伝導部材と結合されて、前記超音波トランスデューサ部において発生した熱を前記第1の熱伝導部材に伝達する第2の熱伝導部材と、

被検体を光学的に撮像する撮像素子部と、

を具備し、前記屈曲部が、複数のアングルリングと、前記複数のアングルリングを互いに変位可能に接続する複数のピンとを含み、前記複数のアングルリングの内の少なくとも1つが、前記第1の熱伝導部材及び前記第2の熱伝導部材と結合されて、前記超音波トランスデューサ部において発生した熱を前記第2の熱伝導部材から前記第1の熱伝導部材に伝達する、超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記第 2 の熱伝導部材が、金属もしくはグラファイトを含む、請求項 1 記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記複数のアングルリングを前記第 1 の熱伝導部材に固定し、前記超音波トランスデューサ部において発生した熱を前記複数のアングルリングから前記第 1 の熱伝導部材に伝達する複数の固定部をさらに具備する、請求項 1 又は 2 記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

隣接する 2 つのアングルリングの間に接続された第 3 の熱伝導部材をさらに具備する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記第 3 の熱伝導部材が、金属もしくはグラファイトを含む、請求項 4 記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記超音波トランスデューサ部から前記屈曲部までの部分の外径が、前記連結部から前記操作部までの部分の外径よりも小さい、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記連結部における前記第 1 の熱伝導部材の断面積が、前記屈曲部における前記第 1 の熱伝導部材の断面積よりも大きい、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡と、
前記超音波内視鏡からの信号を処理して超音波画像を表示する超音波内視鏡装置本体と、
を具備する超音波内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、上部消化器官や気管支等の体腔検査に用いる超音波内視鏡、及び、そのような超音波内視鏡を備えた超音波内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。それらの中でも、特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X 線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像とは、音響インピーダンスが異なる領域の境界（例えば、構造物の境界）において超音波が反射される性質を利用する画像生成技術である。通常、超音波診断装置には、被検体に接触させて用いられる体表用超音波探触子や、被検体の体腔内に挿入して用いられる体腔内用超音波探触子が備えられている。さらに、近年においては、被検体内を光学的に観察する内視鏡と体腔内用の超音波探触子とが組み合わせられた超音波内視鏡が使用されている。

【0004】

そのような超音波内視鏡を用いて、人体等の被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体において生じた超音波エコーを受信することにより、超音波画像情報が取得される。この超音波画像情報に基づいて、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の超音波画像が、超音波内視鏡に接続された超音波内視鏡装置本体の表示部に表示され

10

20

30

40

50

る。

【0005】

超音波を送信及び受信する超音波トランスデューサとしては、圧電効果を発現する材料（圧電体）の両面に電極を形成した振動子（圧電振動子）が、一般的に用いられている。圧電体としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電材料等が用いられる。

【0006】

そのような振動子の電極に電圧を印加すると、圧電効果により圧電体が伸縮して超音波が発生する。そこで、複数の振動子を1次元又は2次元状に配列し、それらの振動子を順次駆動することにより、所望の方向に送信される超音波ビームを形成することができる。また、振動子は、伝播する超音波を受信することによって伸縮して電気信号が発生する。この電気信号は、超音波の検出信号として用いられる。

10

【0007】

超音波を送信する際には、大きなエネルギーを有する駆動信号が超音波トランスデューサに供給されるが、駆動信号のエネルギーの全てが音響エネルギーに変換される訳ではなく、かなりのエネルギーが熱となってしまうので、超音波内視鏡の使用中にその温度が上昇するという問題が生じている。しかしながら、超音波内視鏡の挿入部は、人体等の生体に直接接触させて用いられるので、低温火傷防止等の安全上の理由から、超音波内視鏡の挿入部の表面温度を所定の温度以下にすることが要請されている。

【0008】

20

関連する技術として、特許文献1には、超音波プローブにおいて、振動子部及び回路基板で発生した熱を、熱伝導部を介してシールドケースに伝達し、シールドケースに伝達された熱を送冷媒器及び冷媒管による吸熱部が吸収して振動子部を冷却することが開示されている。しかしながら、気管支用内視鏡のように外径が6.9mm以下の小径の内視鏡には、このような送冷媒器及び冷媒管による吸熱部を設置する事が出来ない。

【0009】

また、特許文献2には、超音波トランスデューサ内部の集積回路に接触して、そこで発生した熱を外部に引き出す伝熱構造を設け、この伝熱構造によって引き出された熱を、通信ケーブル内のヒートシンクとして機能する伝導材料に逃がすことが開示されている。しかしながら、内視鏡では信号ケーブルの断面積が小さく、放熱のために信号ケーブルを利用したのでは、断面積が小さいので、十分な放熱効果を得ることができない。

30

【特許文献1】特開2006-204552号公報

【特許文献2】登録実用新案第3061292号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

患者の体腔内に挿入して用いられる超音波内視鏡においては、検査される患者の身体的負担を軽減するために、挿入部の小径化が求められている。特に、上部消化管や気管支等の体腔検査においては、外径6.9mmの小径の内視鏡が使用されており、患者の身体的負担を軽減する観点から、超音波内視鏡をさらに小型化することが課題となっている。

40

【0011】

また、超音波内視鏡において、超音波トランスデューサを積層化して受信感度を高めることにより、診断精度を向上することが検討されている。しかしながら、超音波トランスデューサを積層化して超音波の送信出力を増加させると、超音波トランスデューサからの放熱量が大きくなる。従来の超音波内視鏡の構造によれば、超音波トランスデューサを積層化して超音波の送信出力を増加させると、超音波トランスデューサの発熱により、体腔内壁と接する挿入部の温度が上昇し、高熱により体腔内壁を損傷するという問題が生じる。超音波内視鏡の小型化にともない、超音波トランスデューサの発熱に伴う挿入部の温度上昇が益々重大な問題となり、この問題を解決することが課題となっている。

【0012】

50

さらに、超音波内視鏡の挿入部に撮像素子（ＣＣＤ等）およびライトガイドを取り付けた場合には、撮像素子やライトガイド出射部からの発熱によって挿入部の温度が上昇し、高熱により体腔内壁を損傷するという問題が生じるので、この問題を解決することが課題となっている。

【００１３】

本発明は、上記のような事情を考慮してなされたものであり、小型で、かつ、超音波トランスデューサ部の出力を増加したり撮像素子を取り付けたりしても挿入部の温度上昇が小さい超音波内視鏡、及び、そのような超音波内視鏡を備えた超音波内視鏡装置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】

【００１４】

上記課題を解決するため、本発明の１つの観点に係る超音波内視鏡は、超音波の送受信を行う複数の超音波トランスデューサを有する超音波トランスデューサ部と、超音波トランスデューサ部を支持し屈曲可能な屈曲部と、屈曲部を操作部に連結する連結部と、少なくとも屈曲部及び連結部を被覆する被覆材と、金属もしくはグラファイトを含み、被覆材の内側に設けられ、超音波トランスデューサ部と結合されて、超音波トランスデューサ部において発生した熱を操作部に伝達する第１の熱伝導部材と、超音波トランスデューサ部の側面に接続され、第１の熱伝導部材と結合されて、超音波トランスデューサ部において発生した熱を第１の熱伝導部材に伝達する第２の熱伝導部材と、被検体を光学的に撮像する撮像素子部とを具備し、屈曲部が、複数のアングルリングと、複数のアングルリングを互いに変位可能に接続する複数のピンとを含み、複数のアングルリングの内の少なくとも１つが、第１の熱伝導部材及び第２の熱伝導部材と結合されて、超音波トランスデューサ部において発生した熱を第２の熱伝導部材から第１の熱伝導部材に伝達する。

【００１５】

また、本発明の１つの観点に係る超音波内視鏡装置は、本発明に係る超音波内視鏡と、超音波内視鏡からの信号を処理して超音波画像を表示する超音波内視鏡装置本体とを具備する。

【発明の効果】

【００１６】

本発明によれば、超音波内視鏡の挿入部を被覆する被覆材の内側に第１の熱伝導部材が設けられ、超音波トランスデューサ部の側面に接続された第２の熱伝導部材が設けられると共に、複数のアングルリングの内の少なくとも１つが超音波トランスデューサ部において発生した熱を第２の熱伝導部材から第１の熱伝導部材に伝達するので、小型で、かつ、超音波トランスデューサ部の出力を増加したり撮像素子を取り付けたりしても挿入部の温度上昇が小さい超音波内視鏡を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１７】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図１は、本発明の各実施形態に係る超音波内視鏡の外観を示す模式図である。図１に示すように、超音波内視鏡４０は、挿入部４１と、操作部４２と、接続コード４３と、ユニバーサルコード４４とを含んでいる。挿入部４１は、被検体の体内に挿入することができるように、可撓性を有する部材によって形成された細長い管によって構成され、先端に超音波トランスデューサ部１を備えている。

【００１８】

操作部４２は、挿入部４１の基端に設けられており、接続コード４３と、ユニバーサルコード４４とを介して超音波内視鏡装置本体に接続される。操作部４２に設けられた処置具挿入口４６は、穿刺針や鉗子等の処置具を導入する孔であり、操作部４２においてこれらの処置具を操作することにより、被検体の体腔内において種々の処置が行われる。

【００１９】

10

20

30

40

50

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端を示す図である。図 2 に示すように、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端は、超音波を送受信する超音波トランスデューサ部 1 と、超音波トランスデューサ部 1 と超音波内視鏡装置本体との間で信号を伝送する信号線 2 と、患部を光学的に撮像する撮像素子部 3 と、超音波トランスデューサ部 1 及び撮像素子部 3 を屈曲可能に支持する屈曲部 1 1 と、屈曲部 1 1 を操作部 4 2 (図 1) に連結する連結部 1 5 と、少なくとも屈曲部 1 1 及び連結部 1 5 を被覆する被覆材 6 とを有している。

【 0 0 2 0 】

超音波トランスデューサ部 1 は、例えば、パッキング材上に配置された 6 4 個の超音波トランスデューサを有する。信号線 2 は、例えば、6 4 個の複数の超音波トランスデューサにそれぞれ接続される複数のシールド線により構成される。屈曲部 1 1 は、ピン 1 3 によって互いに変位可能に接続された複数のアングルリング 1 2 を含んでいる。連結部 1 5 は、螺旋状部材 1 6 を含んでいる。螺旋状部材 1 6 は、一般に、ステンレス鋼で形成されているが、本実施形態においては、放熱の観点から、銅又は銅合金で形成されることが好ましい。被覆材 6 は、例えば、フッ素ゴム系の絶縁材料で形成される。

10

【 0 0 2 1 】

本実施形態に係る超音波内視鏡においては、少なくとも屈曲部 1 1 及び連結部 1 5 において、被覆材 6 の内側に第 1 の熱伝導部材 7 が配置される。第 1 の熱伝導部材 7 は、操作部 4 2 (図 1) の一部まで延在しても良い。第 1 の熱伝導部材 7 は、高い熱伝導性と柔軟性及び屈曲に対する耐久性を有し、金属及び / 又はグラファイトを含む材料を用いて、箔、ワイヤ、メッシュ、又は、シート形状に形成される。その場合に、金属材料は、熱伝導性の良い銅又は銅合金を含むことが好ましい。これにより、挿入部 4 1 (図 1) の先端から操作部 4 2 方向への放熱が行われる。また、第 1 の熱伝導部材 7 は被覆材 6 の内側に、被覆材 6 と接触するように配置されるので、被覆材 6 を介して外気への放熱も行われる。その結果、超音波トランスデューサ部 1 及び / 又は撮像素子部 3 から外部への放熱が促進される。

20

【 0 0 2 2 】

また、第 1 の熱伝導部材 7 は、超音波内視鏡装置本体からの誘導ノイズを低減するために、超音波内視鏡装置本体の接地線から絶縁されていることが好ましい。なお、本実施形態においては、超音波内視鏡の挿入部の径を小さくするために、被覆材 6 の内側にシールド層は設けられていない。

30

【 0 0 2 3 】

さらに、本実施形態に係る超音波内視鏡においては、超音波トランスデューサ部 1 と第 1 の熱伝導部材 7 との間の熱抵抗を下げるために第 2 の熱伝導部材 9 が設けられている。第 2 の熱伝導部材 9 は、金属及び / 又はグラファイトを含む材料を用いて、例えば、厚さ $30\ \mu\text{m}$ ~ 数 $100\ \mu\text{m}$ の箔、ワイヤ、メッシュ、又は、シート形状に形成される。その場合に、金属材料は、熱伝導性の良い銅又は銅合金を含むことが好ましい。なお、第 2 の熱伝導部材 9 を薄い層として形成することにより、超音波トランスデューサ部 1 と第 2 の熱伝導部材 9 とを小径の内視鏡チューブ内に収納することが可能となる。

40

【 0 0 2 4 】

第 2 の熱伝導部材 9 の一端は、超音波トランスデューサ部 1 の側面に接続されている。第 2 の熱伝導部材 9 の他端を第 1 の熱伝導部材 7 に接続することにより、超音波トランスデューサ部 1 において発生した熱を、第 2 の熱伝導部材 9 を介して第 1 の熱伝導部材 7 に伝達するようにしても良い。あるいは、次に説明するように、第 2 の熱伝導部材 9 の他端を、第 1 の熱伝導部材 7 に接触しているアングルリング 1 2 に接続することにより、超音波トランスデューサ部 1 において発生した熱を、第 2 の熱伝導部材 9 から更に屈曲部 1 1 のアングルリング 1 2 を介して第 1 の熱伝導部材 7 に伝達するようにしても良い。

【 0 0 2 5 】

屈曲部 1 1 は、例えば、内視鏡の先端付近に設けられる。屈曲部 1 1 は、複数の駒状のアングルリング 1 2 を屈曲させる支点を互い違いに 90 度ずらして配置することにより構

50

成される。それらのアングルリング１２は、ピン１３によって互いに変位可能に接続されて、ヒンジ構造を形成している。アングルリング１２の内側には、ワイヤが設けられ、屈曲部１１全体が関節のように屈曲して動作する。アングルリング１２は、銅又は銅合金等の高熱伝導性材料で形成されることが好ましい。

【００２６】

しかしながら、複数のアングルリング１２を接続しているピン１３の部分においては、ピン１３を介する熱伝導となるので、十分な放熱が達成されない。そこで、本実施形態においては、各々のアングルリング１２が、固定部１４によって屈曲性がある第１の熱伝導部材７に固定され、固定部１４を介して第１の熱伝導部材７に放熱が行われる。例えば、固定部１４は、半田等で固定される。

10

【００２７】

図３は、図２に示す超音波内視鏡の挿入部における超音波トランスデューサ部周辺の構成を示す図である。図３の（ａ）は、超音波トランスデューサ部周辺の側面図であり、図３の（ｂ）は、超音波トランスデューサ部周辺の平面図である。

【００２８】

図３の（ｂ）に示すように、超音波内視鏡の挿入部には、超音波トランスデューサ部１と、観察窓３１と、照明窓３２と、処置具挿通口３３と、ノズル孔３４とが設けられている。図３の（ｂ）において、観察窓３１には、対物レンズが装着されており、この対物レンズの結像位置には、ＣＣＤカメラ等の固体撮像素子、又は、イメージガイドの入力端が配置されている。これらは、観察光学系を構成する。また、照明窓３２には、光源装置からライトガイドを介して供給される照明光を出射させるための照明用レンズが装着されている。これらは、照明光学系を構成する。

20

【００２９】

処置具挿通口３３は、処置具等を導出させる孔である。この孔から穿刺針や鉗子等の処置具（図示せず）を突出させ、被検体の体腔内において種々の処置が行われる。ノズル孔３４は、観察窓３１及び照明窓３２を洗浄するための液体（水等）を噴射するために設けられている。

【００３０】

超音波トランスデューサ部１は、例えば、コンベックス型の多列アレイであり、例えば、５列に配置された複数の超音波トランスデューサ１ａと、それらの超音波トランスデューサ１ａが配置されるバッキング材１ｂとを含んでいる。第２の熱伝導部材９は、バッキング材１ｂの側面に接合されるようにしても良い。あるいは、第２の熱伝導部材９が、超音波トランスデューサ部１のバッキング材１ｂの側面及び複数の超音波トランスデューサ１ａの側面に接合されるようにしても良い。その場合に、超音波トランスデューサ１ａの個別電極は、絶縁膜によって第２の熱伝導部材９から絶縁する必要がある。超音波トランスデューサ１ａの共通電極は、第２の熱伝導部材９に接続しても良いし、第２の熱伝導部材９から絶縁しても良い。

30

【００３１】

図４は、本発明の各実施形態に係る超音波内視鏡と超音波内視鏡装置本体とを含む超音波内視鏡装置を示す図である。超音波トランスデューサ部１（図２）に含まれている複数の超音波トランスデューサは、複数のシールド線により、挿入部４１、操作部４２、及び、接続コード４３を介して、超音波内視鏡装置本体５０に電氣的に接続される。それらのシールド線は、超音波内視鏡装置本体５０において生成される複数の駆動信号をそれぞれの超音波トランスデューサに伝送すると共に、それぞれの超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号を超音波内視鏡装置本体５０に伝送する。

40

【００３２】

超音波内視鏡装置本体５０は、超音波制御部５１と、駆動信号生成部５２と、送受信切換部５３と、受信信号処理部５４と、画像生成部５５と、超音波画像表示部５６と、光源６０と、撮像制御部６１と、撮像素子駆動信号生成部６２と、ビデオプロセス部６３と、撮像表示部６４とを含んでいる。

50

【 0 0 3 3 】

超音波制御部 5 1 は、超音波トランスデューサ部 1 を用いた撮像動作を制御する。駆動信号生成部 5 2 は、例えば、複数の駆動回路（パルサー等）を含み、複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動するために用いられる複数の駆動信号を生成する。送受信切換部 5 3 は、超音波トランスデューサ部 1 への駆動信号の出力と、超音波トランスデューサ部 1 からの受信信号の入力とを切り換える。

【 0 0 3 4 】

受信信号処理部 5 4 は、例えば、複数のプリアンプと、複数の A / D 変換器と、デジタル信号処理回路又は C P U とを含み、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号について、増幅、整相加算、検波等の所定の信号処理を施す。画像生成部 5 5 は、所定の信号処理が施された受信信号に基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する。超音波画像表示部 5 6 は、そのようにして生成された画像データに基づいて、超音波画像を表示する。

【 0 0 3 5 】

光源 6 0 は、被検体の照明に使用する光を発生する。光源 6 0 から出た光は、ユニバーサルコード 4 4 を介して、挿入部 4 1 の照明窓 3 2（図 3（b））を通して被検体を照明する。照明された被検体は、挿入部 4 1 の観察窓 3 1（図 3（b））を通して撮像素子部 3 によって撮像され、撮像素子部 3 から出力される映像信号が、接続コード 4 3 を介して、超音波内視鏡装置本体 5 0 のビデオプロセス部 6 3 に入力される。

【 0 0 3 6 】

撮像制御部 6 1 は、撮像素子部 3 を用いた撮像動作を制御する。撮像素子駆動信号生成部 6 2 は、撮像素子部 3 に供給される駆動信号を生成する。ビデオプロセス部 6 3 は、撮像素子部 3 から入力される映像信号に基づいて画像データを生成する。撮像表示部 6 4 は、ビデオプロセス部 6 3 から画像データを入力して、被検体の画像を表示する。

【 0 0 3 7 】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

図 5 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端を模式的に示す図である。本発明の第 2 の実施形態においては、本発明の第 1 の実施形態と同様に、屈曲部 1 1 の複数のアングルリング 1 2 がピン 1 3 によって接続されるが、ピン 1 3 による接続では十分な放熱が達成されない。そこで、固定部 1 4 を介して複数のアングルリング 1 2 から第 1 の熱伝導部材 7 に放熱が行われると共に、それらのアングルリング 1 2 の間で熱伝達を促進するために、屈曲部熱伝導部材 2 1 が設けられている。

【 0 0 3 8 】

屈曲部熱伝導部材 2 1 は、柔軟で高い熱伝導性を有し、金属及び / 又はグラファイトを含む材料を用いて、箔、ワイヤ、メッシュ、又は、シート形状に形成される。その場合に、金属材料は、熱伝導性の良い銅又は銅合金を含むことが好ましい。第 2 の実施形態によれば、屈曲部熱伝導部材 2 1 を介して、複数のアングルリング 1 2 の間で熱伝達が行われるので、第 1 の実施形態と比較して、第 1 の熱伝導部材 7 への放熱が効率良く行われる。

【 0 0 3 9 】

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。

図 6 は、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端を模式的に示す図である。本発明の第 3 の実施形態においては、超音波トランスデューサ部 1 から屈曲部 1 1 までの外径が、屈曲部 1 1 より操作部 4 2（図 1）側にある連結部 1 5 の外径よりも小さくされている。ここで、屈曲部 1 1 を漸次細くするのではなく、屈曲部 1 1 を一様に細く形成しているので、細い気管支に対する挿入性が良い。また、連結部 1 5 における第 1 の熱伝導部材 7 の断面積が、屈曲部 1 1 における第 1 の熱伝導部材 7 の断面積よりも大きくされている。これにより、超音波トランスデューサを積層化して超音波の送信出力を増加させた場合に不十分となる連結部 1 5 の放熱性が高められ、大出力化と放熱性とを両立させることができる。

【 0 0 4 0 】

次に、本発明の第４の実施形態について説明する。

図７は、本発明の第４の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端を模式的に示す図である。本発明の第４の実施形態は、本発明の第３の実施形態に対し、本発明の第２の実施形態において説明した屈曲部熱伝導部材２１を追加したものである。第４の実施形態によれば、屈曲部熱伝導部材２１を介して、複数のアングルリング１２の間で熱伝達が行われるので、第３の実施形態と比較して、第１の熱伝導部材７への放熱が効率良く行われる。

【産業上の利用可能性】

【００４１】

本発明は、上部消化器官や気管支等の体腔検査に用いる超音波内視鏡、及び、そのような超音波内視鏡を備えた超音波内視鏡装置において利用することが可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【００４２】

【図１】本発明の各実施形態に係る超音波内視鏡の外観を示す模式図である。

【図２】本発明の第１の実施形態に係る超音波内視鏡の先端を示す図である。

【図３】図２に示す超音波内視鏡の挿入部における超音波トランスデューサ部周辺の構成を示す図である。

【図４】本発明の各実施形態に係る超音波内視鏡と超音波内視鏡装置本体とを含む超音波内視鏡装置を示す図である。

【図５】本発明の第２の実施形態に係る超音波内視鏡の先端を示す図である。

20

【図６】本発明の第３の実施形態に係る超音波内視鏡の先端を示す図である。

【図７】本発明の第４の実施形態に係る超音波内視鏡の先端を示す図である。

【符号の説明】

【００４３】

１ 超音波トランスデューサ部

１ a 超音波トランスデューサ

１ b バッキング材

２ 信号線

３ 撮像素子部

６ 被覆材

30

７ 第１の熱伝導部材

９ 第２の熱伝導部材

１１ 屈曲部

１２ アングルリング

１３ ピン

１４ 固定部

１５ 連結部

１６ 螺旋状部材

２１ 屈曲部熱伝導部材

３１ 観察窓

40

３２ 照明窓

３３ 処置具挿通口

３４ ノズル孔

４０ 超音波内視鏡

４１ 挿入部

４２ 操作部

４３ 接続コード

４４ ユニバーサルコード

４６ 処置具挿入口

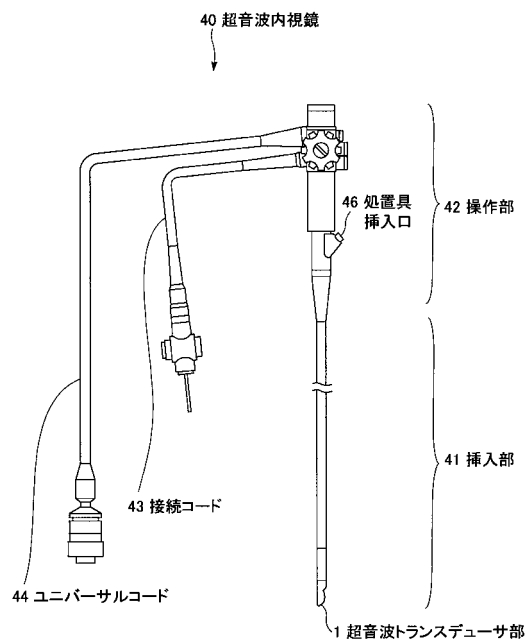
５０ 超音波内視鏡装置本体

50

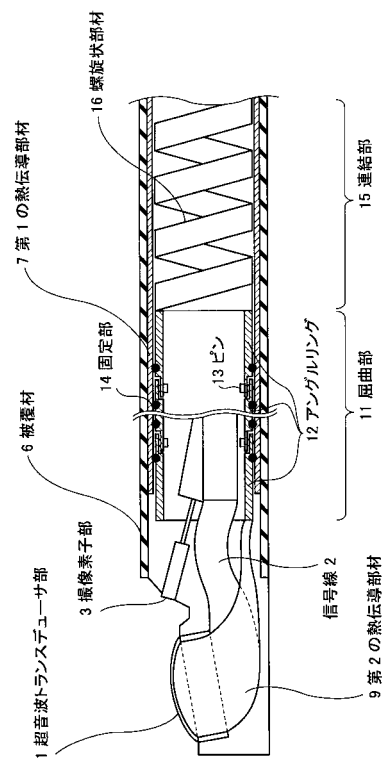
- 5 1 超音波制御部
- 5 2 駆動信号生成部
- 5 3 送受信切換部
- 5 4 受信信号処理部
- 5 5 画像生成部
- 5 6 超音波画像表示部
- 6 0 光源
- 6 1 撮像制御部
- 6 2 撮像素子駆動信号生成部
- 6 3 ビデオプロセス部
- 6 4 撮像表示部

10

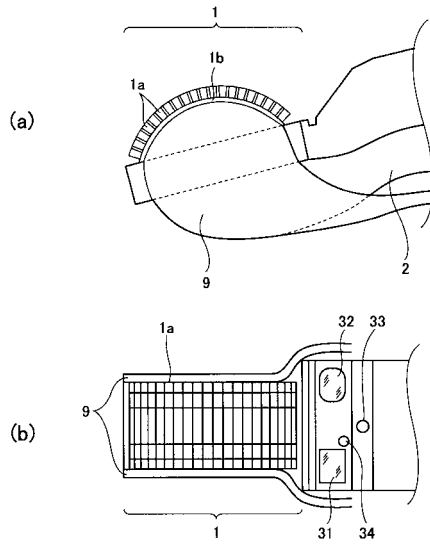
【図 1】



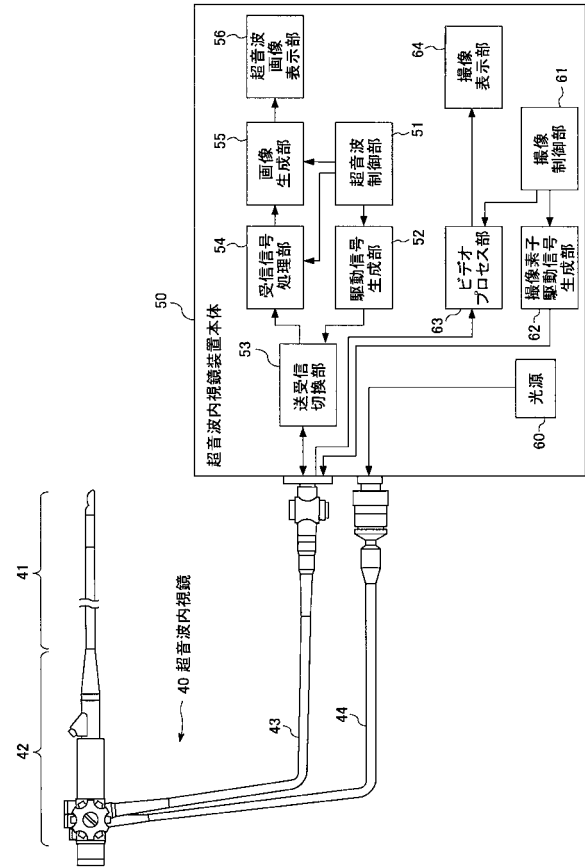
【図 2】



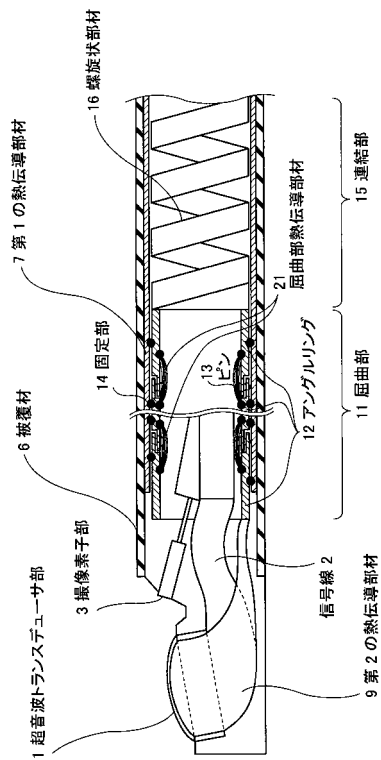
【 図 3 】



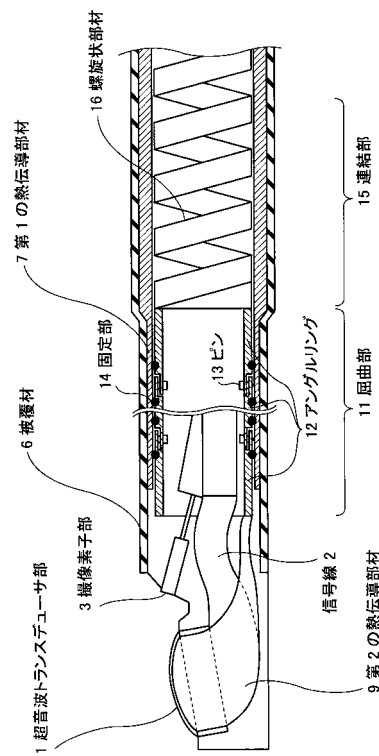
【 図 4 】



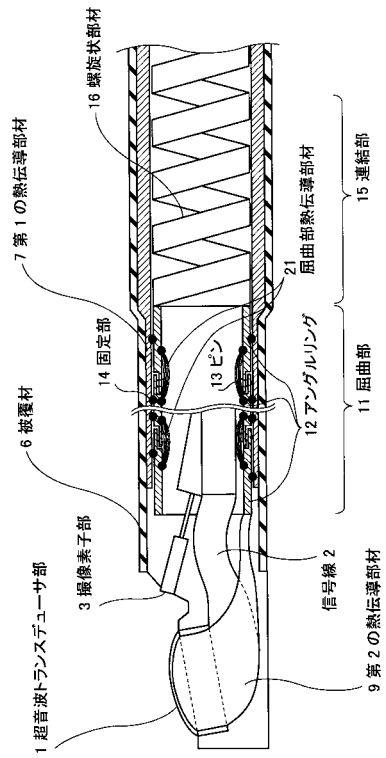
【 図 5 】



【 図 6 】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 2 9 9 7 7 5 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 8 7 2 6 2 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 0 3 3 2 8 1 (W O , A 1)
特開平 0 9 - 2 9 4 7 4 4 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 5 6 7 6 3 (J P , A)
特開平 0 8 - 0 5 2 1 3 8 (J P , A)
特開昭 6 1 - 0 7 3 6 3 9 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	超声波内窥镜和超声波内窥镜仪器		
公开(公告)号	JP5154144B2	公开(公告)日	2013-02-27
申请号	JP2007145246	申请日	2007-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	永野和彦 日向浩彰		
发明人	永野 和彦 日向 浩彰		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/546		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/12.540		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB03 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF50 4C061/JJ01 4C061/JJ11 4C061/NN10 4C161/AA00 4C161/BB03 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF50 4C161/JJ01 4C161/JJ11 4C161/NN10 4C601/EE13 4C601/EE19 4C601/FE02 4C601/GA01 4C601/GA07		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2008295749A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在超声波换能器部分的输出增加或安装成像装置时，插入部分的温度上升小的超声波内窥镜。超声波内窥镜包括：超声波换能器部分，具有用于发送和接收超声波的多个超声波换能器；弯曲部分，用于弯曲地支撑超声波换能器部分；操作部分覆盖构件，至少覆盖弯曲部分和连接部分；覆盖构件，设置在覆盖构件内并连接到超声波换能器部分，以将超声换能器部分中产生的热量传递到操作部分和导热构件。The

