

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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収容する外装部材と、
前記外装部材内に配置され、前記超音波トランスデューサ部及び前記外装部材の内面それぞれに接続する熱伝導部と、
を具備する超音波探触子。

【請求項 2】

前記熱伝導部は熱伝導率が 2 W / (m \cdot K) 以上である請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記熱伝導部材及び前記外装部材の一方は、絶縁性を有する請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

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収容する外装部材と、
前記外装部材の一部であり、前記超音波トランスデューサ部に接続する熱伝導部と、
を具備する超音波探触子。

【請求項 5】

前記超音波トランスデューサ部は、表面に前記複数の超音波トランスデューサを有するバッキング材と、
前記バッキング材の側面に設けられ、前記複数の超音波トランスデューサに電氣的に接続する複数の電極パッドを有する配線基板と、
前記複数の電極パッドに接続し、前記複数の超音波トランスデューサに信号を送信する信号線と、
を有し、
前記熱伝導部は、前記バッキング材の裏面に接続する請求項 1 又は 4 に記載の超音波探触子。

【請求項 6】

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収容する外装部材と、
前記超音波トランスデューサ部の一部であり、前記外装部材の内面に接続する熱伝導部と、
を具備する超音波探触子。

【請求項 7】

前記超音波トランスデューサ部は、表面に前記複数の超音波トランスデューサを有するバッキング材と、
前記バッキング材の側面に設けられ、前記複数の超音波トランスデューサに接続する複数の電極パッドを有する配線基板と、
前記複数の電極パッドに接続し、前記複数の超音波トランスデューサに信号を送信する信号線と、
を有し、
前記熱伝導部は、前記バッキング材であり、該バッキング材は裏面が前記外装部材の内面に接続する請求項 6 に記載の超音波探触子。

【請求項 8】

前記外装部材は、熱伝導率が $10\text{ W / (m \cdot K)}$ 以上である請求項 1、4、又は 6 に記載の超音波探触子。

【請求項 9】

前記外装部材はステンレス鋼である請求項 8 に記載の超音波探触子。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

【 0 0 0 1 】

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探触子に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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。

10

【 0 0 0 3 】

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。超音波撮像を用いる超音波診断装置には、通常、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。

【 0 0 0 4 】

そのような超音波探触子を用いて、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と、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る。

20

【 0 0 0 5 】

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。この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。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を生成する。この電気信号は、

30

【 0 0 0 6 】

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、超音波探触子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。一方、超音波探触子の挿入部は、人体等の生体に直接接触するため、低温火傷防止等の安全上の理由から、超音波探触子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。

【 0 0 0 7 】

超音波探触子の挿入部の表面温度を低くする為の技術として、特許文献1には、プローブ内部の熱源から発生した熱をプローブ内部の熱収集手段で集め、この熱収集手段が集めた熱を、ヒートパイプ等の熱伝達手段を用いて熱源から離れた位置に導く技術が開示されている。しかし、超音波探触子が人体の内部に挿入される場合、超音波探触子の外径を細くする必要があるが、ヒートパイプ等の熱伝達手段の熱伝達率を十分高くするためには、熱伝達手段の径を大きくする必要がある。このため、特許文献1の技術を人体の内部に挿入される超音波探触子に適用することは難しい。

40

【 0 0 0 8 】

また、特許文献2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に吸収させることにより、振動子部を冷却する技術が開示され

50

ている。しかし、超音波探触子が人体の内部に挿入される場合、超音波探触子の外径を細くする必要があるため、特許文献 2 の技術を適用することは難しい。

【0009】

また、特許文献 3 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。

【0010】

また、特許文献 4 には、強制冷却部材をヘッドケースの先端部に取り付けた超音波探触子が開示されている。この超音波探触子において、強制冷却部材には冷却用パイプが設けられており、この冷却用パイプの中を流れる冷却媒体（例えば水）によって、超音波トランスデューサ部が冷却される。しかしながら、冷却用パイプを設けると、超音波探触子の外径が太くなる。

【0011】

このように、従来の超音波探触子の構造では、超音波探触子の温度上昇を小さくしようとすると超音波探触子の外径が太くなる。このため、超音波探触子において、新たな放熱構造の開発が望まれている。

【0012】

【特許文献 1】特開平 9 - 140706 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 204552 号公報

【特許文献 3】登録実用新案第 3061292 号公報

【特許文献 4】特開昭 63 - 242246 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

上記したように、超音波探触子において、新たな放熱構造の開発が望まれている。本発明は、このような事情を考慮してなされたものであり、新たな放熱構造を有する超音波探触子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探触子は、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収容する外装部材と、

前記外装部材内に配置され、前記超音波トランスデューサ部及び前記外装部材の内面それぞれに接続する熱伝導部とを具備する。

【0015】

本発明の他の観点に係る超音波探触子は、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収容する外装部材と、

前記外装部材の一部であり、前記超音波トランスデューサ部に接続する熱伝導部とを具備する。

【0016】

本発明の他の観点に係る超音波探触子は、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収容する外装部材と、

前記超音波トランスデューサ部の一部であり、前記外装部材の内面に接続する熱伝導部とを具備する。

【発明の効果】

【0017】

10

20

30

40

50

本発明によれば、前記超音波トランスデューサ部で生じた熱は、前記熱伝導部を介して前記外装部材へ伝わり、前記外装部材の表面から外部に放熱される。従って、前記超音波トランスデューサ部で生じた熱が前記外装部材の表面からの放熱が促進される、という新たな放熱構造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】

【0018】

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。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、超音波探触子の一例である超音波内視鏡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（例えば気管支内）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。

10

【0019】

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（図示せず）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。

【0020】

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斜視図である。図3は、第1の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の構造を示す断面図である。これらの図に示すように、本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送受する信号線2と、患部に光を照射するライトガイド部3aと、患部を光学的に撮像する撮像部3（図2のみに図示）と、超音波トランスデューサ部1及び信号線2の先端部を収容する外装部材70と、外装部材70に取付けられ、撮像部3及びライトガイド部3aを保持する光学系収容部材90と、外装部材70及び光学系収容部材90を支持し、屈曲可能である屈曲部11と、屈曲部11を操作部42（図1に図示）に連結する連結部15と、少なくとも屈曲部11及び連結部15を被覆する被覆材6とを有している。この先端の外径は、例えば6.9mm以下である。外装部材70は、例えばSUS304などのステンレスであり、光学系収容部材90は、例えばポリエーテルイミドなどの樹脂である。

20

30

【0021】

撮像部3は、光学系収容部材90に設けられた観察窓3dと、観察窓3dに装着されている対物レンズと、この対物レンズの結像位置に配置された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とを有している。ライトガイド部3aは、光学系収容部材90に設けられた照明窓32と、照明窓32から光を出射する光ファイバー31を有している。照明窓32には、照明用レンズが装着されている。

【0022】

屈曲部11は、複数の駒状のアングルリング12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。連結部15は、螺旋状部材16を含んでいる。螺旋状部材16は、例えばステンレス鋼で形成されている。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。

40

【0023】

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、外装部材70の先端の上部に斜めに配置されている。超音波トランスデューサ部1は、例えば、バッキング材104の上面に配置された複数個の超音波トランスデューサ102と、複数個の超音波トランスデューサ102を覆う音響レンズ101を有する。音響レンズ101と超音波トランスデューサ102の間には、1つ又は複数の音響整合層103が配置され

50

ている。複数の超音波トランスデューサ 102 は、例えば 5 列に配置されている。

【0024】

音響整合層 103 は、超音波を伝播し易いパイレックス（登録商標）ガラスや金属粉入りエポキシ樹脂等によって形成されており、生体である被検体と超音波トランスデューサ 102 との間の音響インピーダンスのマッチングを図っている。これにより、超音波トランスデューサ 102 から送信される超音波が効率良く被検体中に伝播する。

【0025】

音響レンズ 101 は、外装部材 70 の上面から露出しており、例えば、シリコンゴムによって形成されている。音響レンズ 101 は、超音波トランスデューサ 102 から送信され、音響整合層 103 を伝播した超音波ビームを、被検体内の所定の深度において集束させる。

【0026】

バッキング材 104 は、例えばゴムなどのエラストマーであるが、エラストマーからなる基材に、当該基材より熱伝導性の高いフィラーを混入した構成であってもよい。この場合、フィラーとしては、例えば、フェライト、タングステン、アルミナ等が用いられる。超音波トランスデューサ部 1 は、音響レンズ 101 が露出した状態で、外装部材 70 の内部に格納されている。バッキング材 104 にも超音波トランスデューサ 102 が生成した超音波が加わる為、バッキング材 104 から発熱する。

【0027】

バッキング材 104 の裏面には、熱伝導部材 81 が接続されている。熱伝導部材 81 は、外装部材 70 の中、かつ超音波トランスデューサ部 1 の下に位置している。熱伝導部材 81 は、バッキング材 104 の裏面の全面に接続しているのが好ましいが、一部（例えば裏面の半分以上）に接続していても良い。また熱伝導部材 81 は、外装部材 70 の内面の一部、例えばバッキング材 104 と対向している部分にも接続している。熱伝導部材 81 は、外装部材 70 の内面に広く接しているのが好ましい。熱伝導部材 81 は、熱伝導率が 2 W / (m \cdot K) 以上の絶縁物、例えば AlN から構成されている。なお、熱伝導部材 81 の熱伝導率は、更に好ましくは $10\text{ W / (m \cdot K)}$ 以上である。熱伝導部材 81 とバッキング材 104、及び熱伝導部材 81 と外装部材 70 の内面は、それぞれ例えば熱伝導性の高い接着剤を介して接続している。

【0028】

信号線 2 は、例えば、複数のシールド線により構成され、熱伝導部材 81 を避けるようにバッキング材 104 の側面まで延伸している。信号線 2 は、信号線収容部 20 の内部を通っている。複数のシールド線それぞれは、バッキング材 104 の側面に配置された FPC (Flexible Printed Circuits) 105 の電極パッドに接続され、この電極パッド及び FPC 105 に設けられた信号線を介して複数個の超音波トランスデューサ 102 それぞれに接続される。

【0029】

このような構成において、超音波トランスデューサ 102 で生じた熱は、バッキング材 104 を介して熱伝導部材 81 に伝熱し、かつバッキング材 104 で生じた熱は熱伝導部材 81 に伝熱する。熱伝導部材 81 に伝熱した熱は、外装部材 70 に伝熱し、外装部材 70 から外部に放熱される。従って、超音波トランスデューサ部 1 で熱が溜まることが抑制され、その結果、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端が温度上昇することを抑制できる。バッキング材 104 に熱伝導性の高いフィラーが混入されている場合、この効果は特に大きくなる。また、熱伝導部材 81 及び外装部材 70 は絶縁物で形成されているため、超音波トランスデューサ部 1 と外部の絶縁が確保される。

【0030】

図 11 に、本実施形態に示した構造における熱伝導部材 81 の熱伝導率と昇温抑制効果の関係をシミュレーションした結果を示す。本図に示すように、バッキング材下面に電極を設置した構造に比べ、本実施形態に示した構造では、熱伝導部材 81 の熱伝導率が 2.5 W / m K の時には音響レンズ 101 表面の温度上昇を約 15%、 10 W / m K の時には音響レ

10

20

30

40

50

ンズ 101 表面の温度上昇を約 24% 低減できる。

【0031】

また、熱伝導部材 81 を設ける為に超音波内視鏡 40 の挿入部の先端の径を大きくする必要はない。従って、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端の径は大きくならない。

【0032】

図 4 は、超音波トランスデューサ 102 の構成を説明するための斜視図である。超音波トランスデューサ 102 は、PZT 等によって形成されている複数の圧電体層 102d と、下部電極層 102e と、複数の圧電体層 102d の間に交互に挿入された内部電極層 102f 及び 102g と、上部電極層 102h と、絶縁膜 102i と、側面電極 102j 及び 102k とを有している。

10

【0033】

下部電極層 102e は、図中右側の側面電極 102k に接続されていると共に、図中左側の側面電極 102j から絶縁されている。上部電極層 102h は、側面電極 102j に接続されていると共に、側面電極 102k から絶縁されている。また、内部電極層 102f は、側面電極 102j に接続されていると共に、絶縁膜 102i によって側面電極 102k から絶縁されている。一方、内部電極層 102g は、側面電極 102k に接続されていると共に、絶縁膜 102i によって側面電極 102j から絶縁されている。超音波トランスデューサ 102 の複数の電極をこのように形成することにより、3 層の圧電体層 102d に電界を印加するための 3 組の電極が並列に接続される。なお、圧電体層 102d の層数は、3 層に限られず、2 層又は 4 層以上としても良い。

20

【0034】

このような積層型の超音波トランスデューサ 102 においては、圧電体層 102d に接する電極の面積が単層の場合と比較して加するので、電気的インピーダンスが低下する。従って、同じサイズの単層の超音波トランスデューサと比較して、発振出力が増大し、かつ印加される電圧に対して効率良く動作する。具体的には、圧電体層 102d を N 層とすると、圧電体層 102d の数は単層の圧電振動子の N 倍となり、各圧電体層 102d の厚さは単層の圧電振動子の $1/N$ 倍となるので、超音波トランスデューサ 102 の電気インピーダンスは $1/N^2$ 倍となる。従って、圧電体層 102d の積層数を増減させることにより、超音波トランスデューサ 102 の電気的インピーダンスを調整できるので、駆動回路又はプリアンプとの電気的インピーダンスマッチングを図り易くなり、感度を向上させることができる。

30

【0035】

一方、超音波トランスデューサ 102 を積層型とすることにより静電容量が増加するので、超音波トランスデューサ 102 からの発熱量は増加してしまう。しかし、本実施形態では熱伝導部材 81 を設けている為、超音波トランスデューサ 102 で生じた熱は効率よく外装部材 70 を介して外部に放熱され、その結果、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端が温度上昇することを抑制できる。

【0036】

図 5 は、FPC 105 の構成を説明するための平面図である。本図に示す PPC 105 は、バックング材 104 の側面のうち、図 3 に示す断面と略平行な側面に取付けられている。上記したように FPC 105 は、バックング材 104 の側面に配置されており、信号線 2 が有するシールド線と超音波トランスデューサ 102 を接続している。複数の電極パッド 105a は信号線 2 が有する複数のシールド線に接続するが、バックング材 104 の側面に沿って配置されている。このような配置にすると、FPC 105 をバックング材 104 の裏面に設ける必要がないため、バックング材 104 の裏面を熱伝導部材 81 に接続させることができる。なお、FPC 105 の一部は、バックング材 104 の側面から裏面の周縁部まで延伸していても良い。この場合、この周縁部に位置する FPC 105 にも電極パッド 105a が設けられる。また、熱伝導部材 81 は、FPC 105 と重ならない位置でバックング材 104 の裏面に接続する。

40

【0037】

50

以上、本発明の第 1 の実施形態によれば、超音波トランスデューサ 102 で生じた熱は、バックング材 104 を介して熱伝導部材 81 に伝熱する。熱伝導部材 81 に伝熱した熱は外装部材 70 に伝熱し、外装部材 70 から外部に放熱される。従って、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端が温度上昇することを抑制できる。また、外装部材 70 を絶縁性の材料で形成したため、外装部材 70 の外面と超音波トランスデューサ部 1 との絶縁が確保される。

【0038】

図 6 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図であり、第 1 の実施形態における図 3 に相当する。本実施形態に係る超音波内視鏡は、外装部材 70 が絶縁性の材料により形成されている点を除いて、第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡と同様の構成である。外装部材 70 は例えば樹脂である。熱伝導率が $10\text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 以上であるのが好ましい。以下、第 1 の実施形態と同様の構成については同一の符号を付して、説明を省略する。

10

【0039】

図 12 に、本実施形態に示した構造における外装部材 70 の熱伝導率と昇温抑制効果の関係をシミュレーションした結果を示す。本図に示すように、バックング材下面に電極を設置した構造に比べ、本実施形態に示した構造では、外装部材 70 の熱伝導率が $2\text{ W}/\text{m K}$ の時には音響レンズ 101 表面の温度上昇を約 4 %、 $10\text{ W}/\text{m K}$ の時には音響レンズ 101 表面の温度上昇を約 14 % 低減できる。

本実施形態によっても、第 1 の実施形態と同様に、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端が温度上昇することを抑制できる。

20

【0040】

図 7 は、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図であり、第 1 の実施形態における図 3 に相当する。本実施形態に係る超音波内視鏡は、熱伝導部材 81 が導電性の材料（例えば SUS 304 等のステンレス又は銅等の金属）により形成されている点、及び外装部材 70 が絶縁性の材料により形成されている点を除いて、第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡と同様の構成である。外装部材 70 は例えば樹脂である。熱伝導率が $10\text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 以上であるのが好ましい。以下、第 1 の実施形態と同様の構成については同一の符号を付して、説明を省略する。

本実施形態によっても、第 1 の実施形態と同様に、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端が温度上昇することを抑制できる。

30

【0041】

図 8 は、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図であり、第 2 の実施形態における図 6 に相当する。本実施形態に係る超音波内視鏡は、熱伝導部材 81 がない点、及び外装部材 70 の内面の一部が内側に凸になっていて、この凸部 71 がバックング材 104 の裏面に接続している点を除いて、第 2 の実施形態と同様である。凸部 71 とバックング材 104 は、例えば熱伝導性の高い接着剤を介して接続している。以下、第 2 の実施形態と同様の構成については同一の符号を付して、説明を省略する。

。

【0042】

本実施形態によれば、超音波トランスデューサ 102 で生じた熱は、バックング材 104 を介して外装部材 70 に伝熱し、外装部材 70 の外面から外部に放熱される。また、バックング材 104 で生じた熱も外装部材 70 に伝熱し、外装部材 70 の外面から外部に放熱される。従って、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端が温度上昇することを抑制できる。また、外装部材 70 を絶縁性の材料で形成したため、外装部材 70 の外面と超音波トランスデューサ部 1 との絶縁が確保される。

40

【0043】

図 9 は、本発明の第 5 実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図であり、第 2 の実施形態における図 6 に相当する。本実施形態に係る超音波内視鏡は、熱伝導部材 81 がない点、及びバックング材 104 の裏面が外装部材 70 の内面に接続している

50

点を除いて、第 2 の実施形態と同様である。外装部材 70 とバッキング材 104 は、例えば熱伝導性の高い接着剤を介して接続している。以下、第 1 の実施形態と同様の構成については同一の符号を付して、説明を省略する。

【0044】

本実施形態によれば、超音波トランスデューサ 102 で生じた熱は、バッキング材 104 を介して外装部材 70 に伝熱し、外装部材 70 から外部に放熱される。また、バッキング材 104 で生じた熱は外装部材 70 に伝熱し、外装部材 70 から外部に放熱される。従って、超音波内視鏡 40 の挿入部の先端が温度上昇することを抑制できる。また、外装部材 70 を絶縁性の材料で形成したため、外装部材 70 の外面と超音波トランスデューサ部 1 との絶縁が確保される。

10

【0045】

なお、上記した各実施形態において、超音波トランスデューサ 102 は複数の圧電体層を積層させた構造である必要はなく、圧電体層が単層であってもよい。また、被検体を光学的に観察する為の撮像部 3 及びライトガイド部 3a を有さなくても良い。また、第 4 及び第 5 の実施形態において、外装部材 70 を導電性の材料（例えば SUS 304 などのステンレス鋼）により形成してもよい。

【0046】

図 10 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 3）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。

20

【0047】

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。

【0048】

超音波制御部 51 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 52 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 53 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。

30

【0049】

受信信号処理部 54 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 CPU 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 55 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 56 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。

40

【0050】

光源 60 は、被検体の照明に使用する光を発生する。光源 60 から出た光は、ユニバーサルコード 44 内の光ファイバー 31（図 3）を介して、挿入部 41 の照明窓 32（図 3）を通して被検体を照明する。照明された被検体は、挿入部 41 の観察窓 3d（図 2）を通して撮像部 3 によって撮像され、撮像部 3 から出力される映像信号が、接続コード 43 を介して、超音波内視鏡装置本体 50 のビデオプロセス部 63 に入力される。

【0051】

撮像制御部 61 は、撮像部 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

50

2 は、撮像部 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。

【産業上の利用可能性】

【0052】

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探触子、超音波探触子を備えた超音波内視鏡、及び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。

【図面の簡単な説明】

【0053】

10

【図 1】本発明の各実施形態に係る内視鏡の外観を示す模式図。

【図 2】第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の先端を示す斜視図。

【図 3】第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の構造を示す断面図。

【図 4】超音波トランスデューサ 102 の構成を説明するための斜視図。

【図 5】FPC 105 の構成を説明するための平面図。

【図 6】第 2 の実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図。

【図 7】第 3 の実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図。

【図 8】第 4 の実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図。

【図 9】第 5 の実施形態に係る超音波内視鏡の構成を説明するための断面図。

【図 10】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。

20

【図 11】第 1 の実施形態における熱伝導部材の熱伝導率と昇温抑制効果の関係をシミュレーションした結果を示すグラフ。

【図 12】第 2 の実施形態における外装部材の熱伝導率と昇温抑制効果の関係をシミュレーションした結果を示すグラフ。

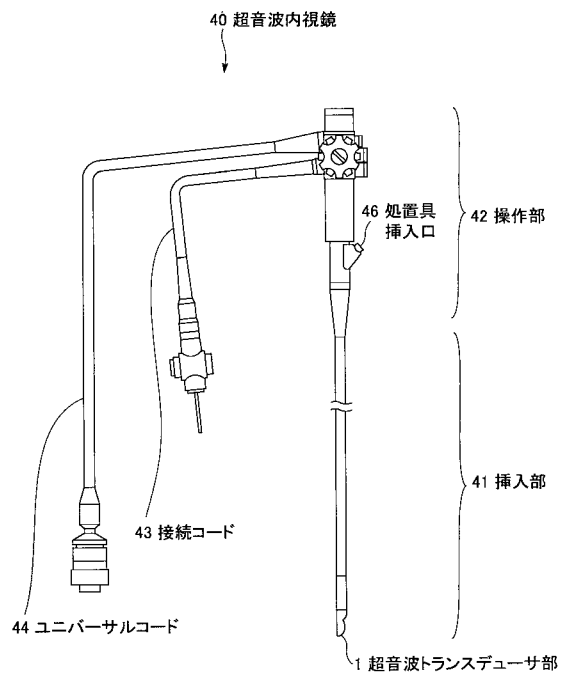
【符号の説明】

【0054】

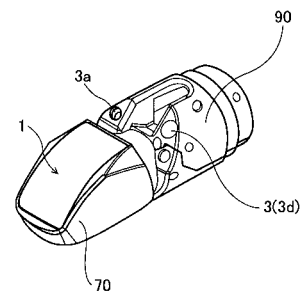
1 ... 超音波トランスデューサ部、2 ... 信号線、3 ... 撮像部、3 a ... ライドガイド部、3 d ... 観察窓、6 ... 被覆材、11 ... 屈曲部、12 ... アングルリング、13 ... ピン、15 ... 連結部、16 ... 螺旋状部材、20 ... 信号線収容部、31 ... 光ファイバー、32 ... 照明窓、40 ... 超音波内視鏡、41 ... 挿入部、42 ... 操作部、43 ... 接続コード、44 ... ユニバーサルコード、46 ... 処置具挿入口、50 ... 超音波内視鏡装置本体、51 ... 超音波制御部、52 ... 駆動信号生成部、53 ... 送受信切換部、54 ... 受信信号処理部、55 ... 画像生成部、56 ... 超音波画像表示部、60 ... 光源、61 ... 撮像制御部、62 ... 撮像素子駆動信号生成部、63 ... ビデオプロセス部、64 ... 撮像表示部、70 ... 外装部材、71 ... 凸部、81 ... 熱伝導部材、90 ... 光学系収容部材、101 ... 音響レンズ、102 ... 超音波トランスデューサ、102 d ... 圧電体層、102 e ... 下部電極層、102 f , 102 g ... 下部電極層、102 h ... 上部電極層、102 i ... 絶縁膜、102 j , 102 k ... 側面電極、103 ... 音響整合層、104 ... バッキング材、105 ... FPC、105 a ... 電極パッド

30

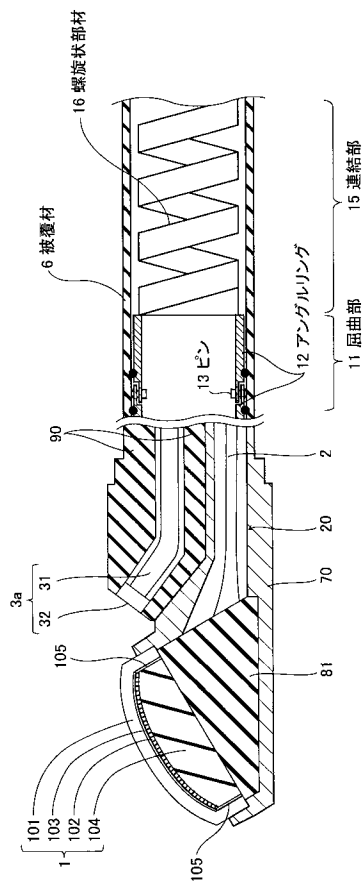
【図 1】



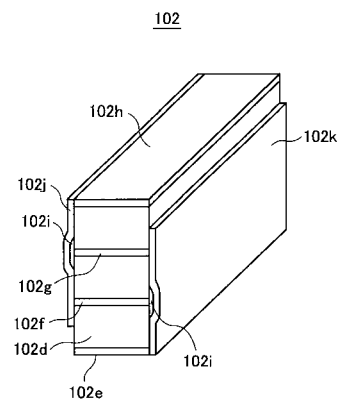
【図 2】



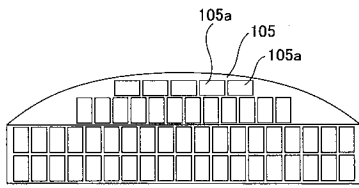
【図 3】



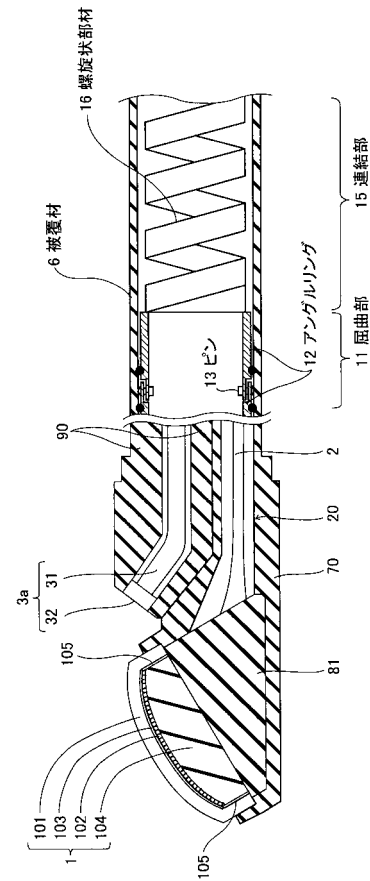
【図 4】



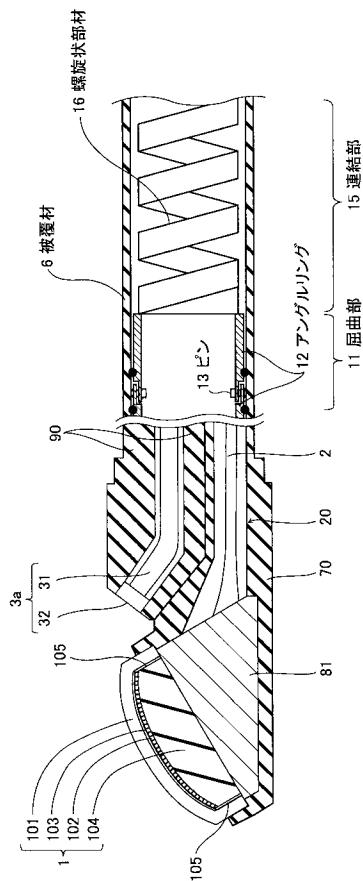
【図 5】



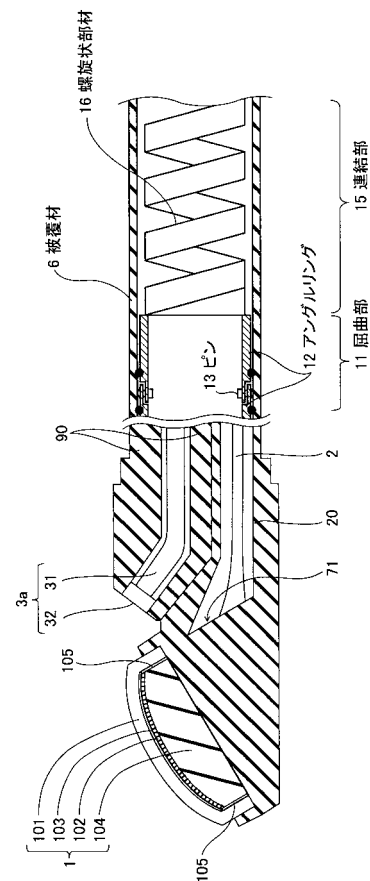
【図 6】



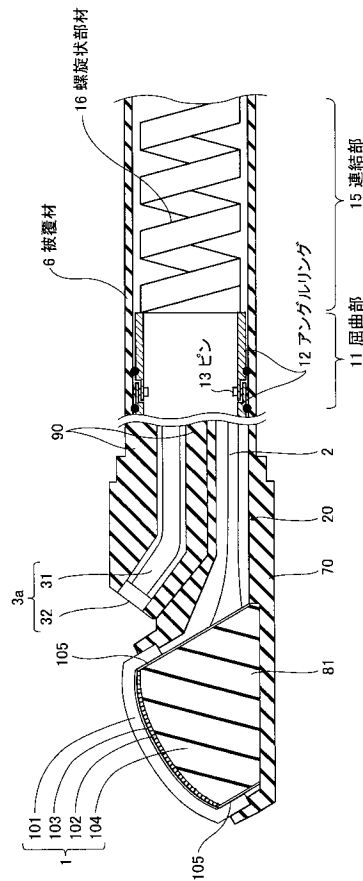
【図 7】



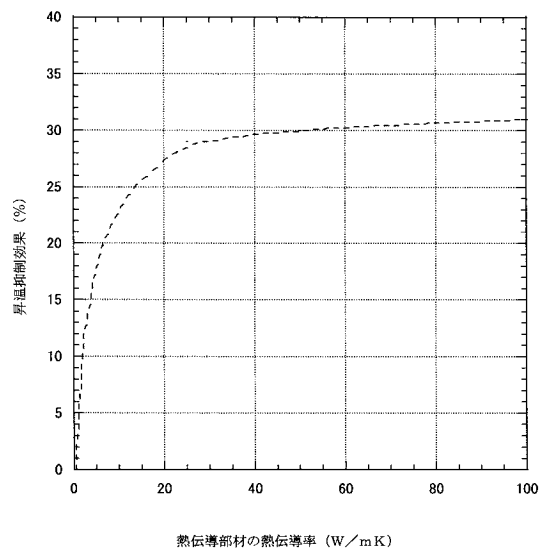
【図 8】



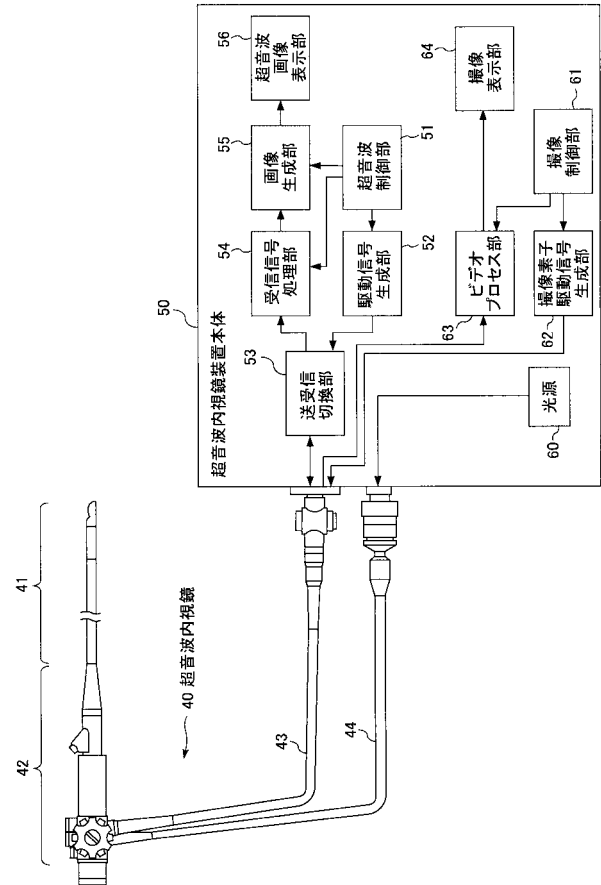
【図 9】



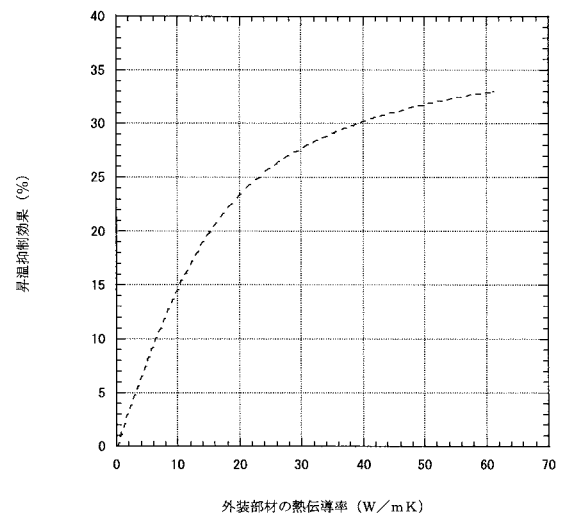
【図 11】



【図 10】



【図 12】



专利名称(译)	超音波探触子		
公开(公告)号	JP2009082360A	公开(公告)日	2009-04-23
申请号	JP2007254952	申请日	2007-09-28
[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		
[标]发明人	永野和彦 大澤敦		
发明人	永野 和彦 大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/546		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.G H04R17/00.330.J		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/EE19 4C601/FE01 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB31 4C601/GB43 4C601/GB47 5D019/AA17 5D019/EE01 5D019/FF04 5D019/GG03 5D019/GG06		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP5329065B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决问题的方法：提供一种即使减小直径也能够抑制温度上升的超声波探头。解决方案：超声波探头包括：超声波换能器部分1，包括多个超声波换能器102;用于容纳超声波换能器部1的外部构件70;以及设置在外部构件70内部并且分别连接到超声换能器部1和外部构件70的内表面的导热构件部81.优选地，导热构件81的热导率等于或大于 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 。此外，优选热传导构件81和外部构件70中的一个具有电绝缘性。Ž

