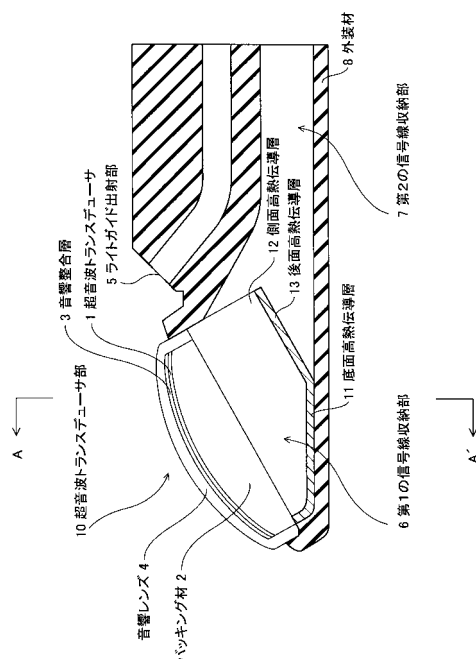




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受信を行う複数の超音波トランスデューサ、及び、前記複数の超音波トランスデューサの背面に配置され、前記複数の超音波トランスデューサと反対側の面に複数の信号端子が配設されたバッキング材を含む超音波トランスデューサ部と、

前記複数の信号端子を介して前記複数の超音波トランスデューサに電氣的に接続されたシールド線群を収納する空間に充填された高熱伝導性の充填剤を含み、前記バッキング材に結合された信号線収納部と、

前記信号線収納部に接して配置されることにより、前記信号線収納部に結合された高熱伝導層と、

を具備する超音波内視鏡。

10

【請求項 2】

前記高熱伝導層が、前記超音波トランスデューサ部と反対側の前記信号線収納部の底面、及び、前記信号線収納部の底面を挟む 2 つの側面に沿って配置されている、請求項 1 記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記超音波トランスデューサ部の 2 つの側面に沿ってそれぞれ配置されている 2 つのシールド箔をさらに具備し、

前記高熱伝導層が、前記 2 つのシールド箔に直接又は間接的に接続されている、請求項 2 記載の超音波内視鏡。

20

【請求項 4】

前記高熱伝導層が、前記超音波トランスデューサ部の 2 つの側面に沿ってそれぞれ配置されている 2 つのシールド箔と一体的に形成されている、請求項 2 記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記充填剤が、シリコン樹脂又はゴムを含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記高熱伝導層が、金属箔、グラファイトシート、又は、金属メッキ層を含む、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】

前記充填剤が、 1.5 W/mK 以上の熱伝導率を有し、

前記高熱伝導層が、 2.5 W/mK 以上の熱伝導率を有する、

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 8】

前記高熱伝導層が、 $15 \mu\text{m}$ 以上の厚さを有する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

【請求項 9】

前記高熱伝導層が、前記超音波内視鏡の外装材の内側に配置されている、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

【請求項 10】

前記超音波内視鏡の外装材が、高熱伝導性材料を含む、請求項 9 記載の超音波内視鏡。

40

【請求項 11】

前記高熱伝導性材料の表面にフッ素樹脂コートが施されている、請求項 10 記載の超音波内視鏡。

【請求項 12】

前記超音波トランスデューサが、積層型圧電素子からなる、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明は、上部消化管や気管支等の体腔検査に用いる超音波探触子を含む超音波内視鏡の放熱構造に関する。

【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RI (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

【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る。

20

【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】

30

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を発生する。この電気信号は、超音波の受信信号として用いられる。

【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。

40

【0008】

関連する技術として、特許文献1（「超音波診断装置のプローブ」）には、プローブの熱をプローブ内部に収集する熱収集手段と、熱収集手段が集めた熱をプローブ内部とは反対側の熱源から離れた位置に導く熱伝達手段とを備えたプローブが開示されている。しかしながら、気管支内視鏡のように外径が5mm～6.9mmのような細径の内視鏡においては、特許文献1で開示されているヒートパイプのような熱伝達手段を内視鏡チューブ内に設置することは困難である。また、ヒートパイプを内視鏡チューブ内に設置できたとしても、気管支内視鏡のような細径の内視鏡においては、ヒートパイプの断面積が小さくな

50

ってしまい、十分な放熱効果が得られないという問題がある。

【0009】

特許文献2（「超音波プローブ」）及び特許文献3（「超音波トランスデューサ構造」）には、振動子からの熱をシールドケース又は信号ケーブルに放熱する構造が開示されている。しかしながら、特許文献2及び特許文献3の実施例である体表用超音波診断装置の場合には、ケーブル等のサイズが大きいので放熱性を確保できるが、同様の構造をそのまま超音波内視鏡に用いるとサイズが大き過ぎるので、小径の内視鏡に構成することができない。

【0010】

超音波内視鏡の場合には、信号伝送用のシールド線は径が細いので熱抵抗が大きく、放熱性を確保することができない。また、複数の信号線を覆う外周部のシールド箔は、断面積が比較的大きいが、システムのアースに接続されるので、超音波トランスデューサと電氣的に導通する熱伝導材（銅箔等）を外周部のシールド箔に接続すると、システム側のノイズが受信信号に混入するという問題がある。さらに、複数の信号線の外周部にシールド箔を取り付けるとケーブル全体の外周が太くなり、気管支内視鏡のように細径のチューブ（内径が5．9mm以下）内には設置できないという問題がある。

【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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

超音波探触子に関しては、積層化により送信能力を向上させ、診断精度をより高める方向で技術革新が進んでいる。しかしながら、積層化して超音波の発振出力を増大させると放熱量が大きくなり、従来の構造のままでは、探触子が体腔内壁と接触する部分の温度が過度に上昇するおそれがある。さらに、撮像素子（CCD）を内蔵する小型内視鏡の場合には、CCDの発熱により内視鏡先端部の温度が過度に上昇するおそれがある。

【0012】

一方、内視鏡に関しては、小型化が求められている。特に、小型化のニーズが高い気管支用超音波内視鏡においては、外径6．9mmの小径の内視鏡が用いられており、さらなる小径化が求められている。

そこで、本発明は、超音波内視鏡において、超音波探触子及び撮像素子から発生する熱による過度の温度上昇を防止することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

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、及び、複数の超音波トランスデューサの背面に配置され、複数の超音波トランスデューサと反対側の面に複数の信号端子が配設されたバッキング材を含む超音波トランスデューサ部と、複数の信号端子を介して複数の超音波トランスデューサに電氣的に接続されたシールド線群を収納する空間に充填された高熱伝導性の充填剤を含み、バッキング材に結合された信号線収納部と、信号線収納部に接して配置されることにより、信号線収納部に結合された高熱伝導層とを具備する。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、超音波内視鏡において超音波トランスデューサの背面に配置されたバッキング材の下部の信号線収納部に高熱伝導性の充填剤を充填し、さらに、信号線収納部に接して高熱伝導層を配置することにより、小径の内視鏡プローブの放熱能力を向上させ、超音波探触子及び撮像素子から発生する熱による過度の温度上昇を防止することができる。これにより、超音波トランスデューサの出力を増大させたり、又は、受信感度を上げたりすることが可能となるので、診断精度が良い超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0015】**

以下、図面を参照して本発明の実施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20は、挿入部21と、操作部22と、接続コード23と、ユニバーサルコード24とを含んでいる。挿入部21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10を備えている。

【0016】

操作部22は、挿入部21の基端に設けられており、接続コード23、及び、ユニバーサルコード24を介して超音波内視鏡装置本体に接続される。操作部22に設けられた処置具挿入口25は、穿刺針や鉗子等の処置具を導入する孔であり、操作部22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。

【0017】

図2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10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21、操作部22、及び、接続コード23を介して、超音波内視鏡装置本体30に電気的に接続される。それらのシールド線は、超音波内視鏡装置本体30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30に伝送する。

【0018】

超音波内視鏡装置本体30は、超音波制御部31と、駆動信号生成部32と、送受信切換部33と、受信信号処理部34と、画像生成部35と、超音波画像表示部36と、光源40と、撮像制御部41と、撮像素子駆動信号生成部42と、ビデオプロセス部43と、撮像表示部44とを含んでいる。

【0019】

超音波制御部31は、超音波トランスデューサ部10を用いた撮像動作を制御する。駆動信号生成部32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33は、超音波トランスデューサ部10への駆動信号の出力と、超音波トランスデューサ部10からの受信信号の入力とを切り換える。

【0020】

受信信号処理部34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35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36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。

【0021】

光源40は、被検体の照明に使用される光を発生する。光源40から出た光は、ユニバーサルコード24を介して、挿入部21の照明窓を通して被検体を照明する。照明された被検体は、挿入部21の観察窓を通して撮像素子部（図示せず）によって撮像され、撮像素子部から出力される映像信号が、接続コード23を介して、超音波内視鏡装置本体30のビデオプロセス部43に入力される。

【0022】

撮像制御部41は、撮像素子部を用いた撮像動作を制御する。撮像素子駆動信号生成部42は、撮像素子部を駆動するための駆動信号を生成する。ビデオプロセス部43は、撮像素子部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44は、

10

20

30

40

50

ビデオプロセス部 4 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 2 3 】

図 3 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模式的に示す側面断面図である。また、図 4 は、図 3 の A - A' における正面断面図である。図 3 及び図 4 に示すように、超音波内視鏡の挿入部は、超音波を送受信する複数（例えば 6 4 個）の超音波トランスデューサ 1 と、複数の超音波トランスデューサ 1 を支持するバッキング材 2 と、複数の超音波トランスデューサ 1 と被検体との間の音響インピーダンスの整合を図る音響整合層 3 と、複数の超音波トランスデューサ 1 の配列方向（アジマス方向）と直交するエレベーション方向に超音波を集束させる音響レンズ 4 と、光を出射するライトガイド出射部 5 と、患部を光学的に撮像する撮像素子部（図示せず）と、各部を覆う外装材 8 とを有している。

10

【 0 0 2 4 】

超音波トランスデューサ 1 を構成する圧電素子の構造は、1 つの圧電体の両側に電極が形成された単層構造が基本であるが、近年の MEMS（マイクロエレクトロメカニカルシステム）関連の機器の開発に伴う圧電素子の微細化及び集積化により、複数の圧電体と複数の電極とが交互に積層された積層型の圧電素子も用いられるようになってきている。そのような圧電素子においては、複数の圧電体層に電界を印加するための電極を並列に接続することにより、圧電素子全体としての静電容量を大きくすることができるので、圧電素子のサイズを小さくしても、電気インピーダンスの上昇を抑えることができる。

20

【 0 0 2 5 】

図 5 は、積層型圧電素子の 1 例についてその構造を概念的に説明する斜視図である。この積層型圧電素子 1 0 0 は、3 層の圧電体層 1 1 0 と第 1 の内部電極 1 1 1 及び第 2 の内部電極 1 1 2 とが交互に積層された積層構造体と、積層構造体の一方の側面（図中右側）に形成された側面絶縁膜 1 1 3 a と、積層構造体の他方の側面（図中左側）に形成された側面絶縁膜 1 1 3 b と、側面電極 1 1 4 及び 1 1 5 と、下部電極 1 1 6 と、上部電極 1 1 7 とを有している。図 5 には、3 層の圧電体層 1 1 0 が示されているが、圧電体層は 4 層以上であっても構わない。圧電体層が 5 層以上の場合には、積層構造体が、複数の第 1 の内部電極 1 1 1 と、複数の第 2 の内部電極 1 1 2 とを含むことになる。

【 0 0 2 6 】

図 5 に示すように、積層構造体の両側面に段差 A 及び B が形成されていることにより、内部電極 1 1 1 の右端部が右側面の凸部に位置し、内部電極 1 1 2 の左端部が左側面の凸部に位置するようになってきている。したがって、側面絶縁膜 1 1 3 a 及び 1 1 3 b の形成が容易になる。側面絶縁膜 1 1 3 a は、積層構造体の右側面の凸部において、内部電極 1 1 1 の右端部を被覆し、側面絶縁膜 1 1 3 b は、積層構造体の左側面の凸部において、内部電極 1 1 2 の左端部を被覆している。側面絶縁膜 1 1 3 a 及び 1 1 3 b の各々は、円柱の一部又は曲面を含む形状を有しているので、側面電極 1 1 4 及び 1 1 5 を形成することが容易となり、側面電極 1 1 4 及び 1 1 5 が切断され難くなる。

30

【 0 0 2 7 】

ここで、側面電極 1 1 4 及び 1 1 5 と下部電極 1 1 6 と上部電極 1 1 7 とは、同時に形成しても良いし、別個に形成しても良い。いずれにしても、側面電極 1 1 4 は、奇数番目の電極（第 1 の電極群）である下部電極 1 1 6 及び第 2 の内部電極 1 1 2 に接続されて、偶数番目の電極（第 1 の電極群に属さない第 2 の電極群）である第 1 の内部電極 1 1 1 及び上部電極 1 1 7 から絶縁される。また、側面電極 1 1 5 は、偶数番目の電極（第 1 の電極群に属さない第 2 の電極群）である第 1 の内部電極 1 1 1 及び上部電極 1 1 7 に接続されて、奇数番目の電極（第 1 の電極群）である下部電極 1 1 6 及び第 2 の内部電極 1 1 2 から絶縁される。下部電極 1 1 6 と上部電極 1 1 7 との間に電圧を印加すると、3 層の圧電体層 1 1 0 にそれぞれ電界が印加され、各圧電体層 1 1 0 における圧電効果によって、積層型圧電素子が全体として伸縮する。

40

【 0 0 2 8 】

圧電体層 1 1 0 は、例えば、4 0 μ m ~ 5 0 μ m 程度の厚さを有しており、底面の長辺

50

は、例えば、3 mm ~ 4 mm 程度である。圧電体層 110 は、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) 等の圧電材料を用いて形成される。

【0029】

第1及び第2の内部電極111及び112の各々は、例えば、1 μ m ~ 3 μ m 程度の厚さを有しており、1種類の材料によって形成されていても良いし、複数の異なる材料によって形成される多層構造を有していても良い。前者の例においては、白金(Pt)や銀パラジウム(Ag-Pd)等の金属材料が用いられる。また、後者の例においては、酸化チタン(TiO₂)を用いて50 nm 程度の厚さに形成される密着層と、白金(Pt)を用いて3 μ m 程度の厚さに形成される導電層とを含む2層構造が用いられる。

【0030】

側面絶縁膜113a及び113bは、例えば、エポキシ系、シリコン系、ウレタンアクリレート系、又は、オキセタン系等の高絶縁性樹脂によって形成される。このような樹脂においては、ヤング率が、 1.3×10^9 Pa ~ 2.0×10^9 Pa と、ガラス等に比較して非常に小さい。そのため、圧電体層110が伸縮しようとするときに、側面絶縁膜113a及び113bも圧電体層110の伸縮(変位)に追従できるので、側面絶縁膜113a及び113bに起因する圧電体層110の変位の制動は殆どない。

【0031】

側面電極114及び115、下部電極116、及び、上部電極117としては、例えば、金(Au)、白金(Pt)、チタン(Ti)等の内から選択された1種類の材料の電極や、クロム(Cr)と金(Au)の2層構造の電極や、ニッケル(Ni)とチタン(Ti)と白金(Pt)の3層構造の電極が用いられる。

【0032】

図6は、図5に表した積層型圧電素子100を適用した超音波トランスデューサ部10を示す断面図である。超音波トランスデューサ部10は、超音波を送受信する複数の積層型圧電素子からなる超音波トランスデューサ100と、超音波トランスデューサ100を支持するバックング材2と、超音波トランスデューサ100と被検体との間の音響インピーダンスを正確に整合させる多層の音響整合層3と、超音波トランスデューサ1の配列方向と直交するエレベーション方向に超音波を集束させる音響レンズ4とを備える。なお、積層型圧電素子100の圧電体層は2層もしくは4層以上であっても構わない。

【0033】

さらに、超音波内視鏡の挿入部には、複数の超音波トランスデューサ1と超音波内視鏡装置本体との間で信号を送受する複数の信号線(シールド線群)を収納する第1の信号線収納部6及び第2の信号線収納部7が形成されている。シールド線群は、複数の信号端子を介して、複数の超音波トランスデューサ1に電氣的に接続されると共に、第1の信号線収納部6及び第2の信号線収納部7を通して、操作部側へ導かれている。

【0034】

本実施形態に係る超音波内視鏡においては、バックング材2の下部に位置する第1の信号線収納部6に高熱伝導性の充填剤を充填すると共に、第1の信号線収納部6の底面と側面と後面に高熱伝導層11~13が配置される。高熱伝導性の充填剤としては、例えば、シリコン樹脂又はゴム等の高熱伝導性樹脂が使用される。また、高熱伝導層11~13は、例えば、金属箔(銅箔等)、グラファイトシート、又は、金属メッキ層(銅メッキ層等)で構成される。以下においては、高熱伝導性の充填剤として高熱伝導性樹脂が用いられる場合について説明する。

【0035】

高熱伝導性樹脂は、バックング材2の背面に設けられた複数の信号端子から引き出されたシールド線群と共に、第1の信号線収納部6に充填される。即ち、高熱伝導性樹脂は、第1の信号線収納部6が囲む領域(空間)の内で、信号線以外の領域(空間)を占める。従って、高熱伝導性樹脂は、バックング材2の背面及びシールド線群に密着し、それらと熱的に結合されるので、超音波トランスデューサ部10において発生した熱を吸熱することができる。

10

20

30

40

50

【0036】

図7は、本発明の第1の実施形態における高熱伝導層を示す斜視図である。高熱伝導層は、底面高熱伝導層11と、側面高熱伝導層12と、後面高熱伝導層13とによって構成されている。底面高熱伝導層11は、超音波トランスデューサ部10と反対側の第1の信号線収納部6の底面に沿って外装材8の内側に配置され、先端部の筒状曲面に沿って丸みを帯びた形状を有している。側面高熱伝導層12は、第1の信号線収納部6の底面を挟む2つの側面に沿って外装材8（図3）の内側に配置され、平面形状を有している。

【0037】

後面高熱伝導層13は、第1の信号線収納部6の操作部側の境界に配置され、信号線（束ねられたシールド線群）の通り抜け口以外の面をふさぐ板状体である。信号線の通り抜け口は、シールド線群を束ね、安定した状態で保持することに役立つ。この例において、後面高熱伝導層13は、底面高熱伝導層11に対して垂直な面から後方へ約60度倒れ込む角度で配置されている。底面高熱伝導層11と側面高熱伝導層12と後面高熱伝導層13とは、それぞれ互いに熱的に結合され、さらに、これらの高熱伝導層が高熱伝導性樹脂に接して配置されることにより、高熱伝導性樹脂と熱的に結合される状態となっている。

【0038】

高熱伝導性樹脂は、例えば、 2 W/mK 以上の高い熱伝導性を有し、高熱伝導層11～13は、例えば、 25 W/mK 以上の高い熱伝導性を有する。また高熱伝導層の厚さは、 $15\text{ }\mu\text{m}$ 以上であれば有効であるが、グラファイトシート又は銅箔の場合には、 $30\text{ }\mu\text{m}$ ～ $150\text{ }\mu\text{m}$ 程度が好ましい。

【0039】

高熱伝導層は、図示した形状に限られず、底面高熱伝導層11を平面としても良い。また、側面高熱伝導層12を先端部の筒状曲面に沿って丸みを帯びた形状としても良い。さらに、後面高熱伝導層13の倒れ込み角を0度として、底面高熱伝導層11に対して垂直にしても良い。後面高熱伝導層13は、シールド線群を束ねることができる範囲で、0度～約80度の倒れこみ角をなすように配置することが可能である。

【0040】

上述の構成より、超音波トランスデューサ部10において発生する熱をバッキング材2の背面又はシールド線を介して充填剤に拡散させ、さらに、充填剤の熱を高熱伝導層によって外装材の表面に拡散させて効率よく放熱することができる。空間占有体積が小さくても高い放熱効果を得るために、薄層による高熱伝導層を用いることによって、小径の内視鏡から効率よく放熱することができる。また、外部から冷却されるケーシングの内側に高熱伝導層を配置することによって、さらに効果的に熱を拡散させることも可能である。

【0041】

次に、本発明の第1の実施形態の変形例について説明する。

本発明の第1の実施形態又は他の実施形態において、図7に示す側面高熱伝導層12又は後面高熱伝導層13を省略するようにしても良い。

図8は、本発明の第1の実施形態の第1の変形例を示す図である。図8に示すように、第1の変形例においては、側面高熱伝導層が省略されており、底面高熱伝導層11及び後面高熱伝導層13が設けられている。

【0042】

図9は、本発明の第1の実施形態の第2の変形例を示す図である。図9に示すように、第2の変形例においては、後面高熱伝導層が省略されており、底面高熱伝導層11及び側面高熱伝導層12が設けられている。

図10は、本発明の第1の実施形態の第3の変形例を示す図である。図10に示すように、第3の変形例においては、側面高熱伝導層及び後面高熱伝導層が省略されており、底面高熱伝導層11のみが設けられている。

【0043】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。第2の実施形態においては、シールド箔を超音波トランスデューサ部10の側面に設ける例について説明する。

第 2 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の側面断面は、図 3 に示される第 1 の実施形態と同様である。図 1 1 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の正面断面図である。また、図 1 2 は、本発明の第 2 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す斜視図である。

【 0 0 4 4 】

図 1 1 に示すように、超音波トランスデューサ部 1 0 の 2 つの側面に沿って、2 つのシールド箔 1 4 がそれぞれ配置されている。シールド箔 1 4 は、例えば、銅箔により形成される。但し、図 1 1 及び図 1 2 に示すように、シールド箔 1 4 は、側面高熱伝導層 1 2 に接続されていない。本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、バックング材 2 の下部に位置する第 1 の信号線収納部 6 に高熱伝導性樹脂が充填されると共に、第 1 の信号線収納部 6 の少なくとも底面及び側面に高熱伝導層が配置される。

10

【 0 0 4 5 】

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。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 0 の側面に設けられたシールド箔 1 4 を側面高熱伝導層 1 2 に接続する例について説明する。

第 3 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の側面断面は、図 3 に示される第 1 の実施形態と同様である。図 1 3 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の正面断面図である。また、図 1 4 は、本発明の第 3 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す斜視図である。

【 0 0 4 6 】

20

図 1 3 に示すように、超音波トランスデューサ部 1 0 の 2 つの側面に沿って、2 つのシールド箔 1 4 がそれぞれ配置される。シールド箔 1 4 は、前述と同様に、例えば、銅箔により形成される。図 1 3 及び図 1 4 に示すように、側面高熱伝導層 1 2 は、接合箔 1 5 を介してシールド箔 1 4 に接続され、熱的に結合される。接合箔 1 5 は、側面高熱伝導層 1 2 又はシールド箔 1 4 と一体的に形成されても良いし、側面高熱伝導層 1 2、シールド箔 1 4、及び、接合箔 1 5 が一体的に形成されても良い。

【 0 0 4 7 】

本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、バックング材 2 の下部に位置する第 1 の信号線収納部 6 に高熱伝導性樹脂が充填されると共に、第 1 の信号線収納部 6 の少なくとも底面及び側面に高熱伝導層が配置される。本実施形態によれば、シールド箔 1 4 から側面高熱伝導層 1 2 への熱拡散が図られるので、超音波トランスデューサ部 1 0 で発生する熱をバックング材 2 の側面を介して側面高熱伝導層 1 2 及び底面高熱伝導層 1 1 に拡散させ、全体としての熱拡散効率をさらに向上させることができる。

30

【 0 0 4 8 】

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。第 4 の実施形態においては、図 3 に示す第 1 の信号線収納部 6 の底面に配置された底面高熱伝導層 1 1 を、後面高熱伝導層 1 3 を越えて操作部方向に延長する例について説明する。

図 1 5 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側面断面図である。第 4 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の正面断面は、図 4 に示される第 1 の実施形態と同様である。図 1 6 は、本発明の第 4 の実施形態における高熱伝導層を示す斜視図である。

40

【 0 0 4 9 】

図 1 5 及び図 1 6 に示すように、この超音波内視鏡は、第 1 の信号線収納部 6 の底面に配置した底面高熱伝導層 1 1 を後面高熱伝導層 1 3 の位置を越えてさらに操作部側に延長することによって構成された底面延長高熱伝導層 1 6 を備えている。即ち、本実施形態においては、第 2 の信号線収納部 7 の底面にも高熱伝導層を配置し、第 1 の信号線収納部 6 の底面の高熱伝導層と連結させている。この例において、底面延長高熱伝導層 1 6 は、底面高熱伝導層 1 1 の幅に対して約 6 0 % 程度の幅を有しており、底面高熱伝導層 1 1 の長さに対して約 1 5 0 % の長さを有している。但し、この例に限らず、幅も長さも任意に設定することができる。例えば、底面延長高熱伝導層 1 6 を屈曲部の手前まで設けるように

50

しても良い。

【 0 0 5 0 】

本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、バックング材 2 の下部に位置する第 1 の信号線収納部 6 に高熱伝導性樹脂が充填される。但し、底面延長高熱伝導層 1 6 が設けられているので、底面延長高熱伝導層 1 6 から外層材 8 の表面への放熱が生じ、第 1 の実施形態によりも高い熱拡散効率が得られる。

【 0 0 5 1 】

次に、本発明の第 5 の実施形態について説明する。第 5 の実施形態においては、第 4 の実施形態に対して、第 2 の実施形態と同様に高熱伝導層に接続されないシールド箔を超音波トランスデューサ部の側面に設ける例について説明する。

10

本発明の第 5 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の側面断面は、図 1 5 に示される第 4 の実施形態と同様である。本発明の第 5 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の正面断面は、図 1 1 に示される第 2 の実施形態と同様である。図 1 7 は、本発明の第 5 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す図である。

【 0 0 5 2 】

本実施形態においても、第 4 の実施形態と同様に、バックング材 2 の下部に位置する第 1 の信号線収納部 6 に高熱伝導性樹脂が充填されると共に、第 1 の信号線収納部 6 の少なくとも底面及び側面に高熱伝導層が配置される。さらに、この超音波内視鏡は、第 1 の信号線収納部 6 の底面に配置した底面高熱伝導層 1 1 を後面高熱伝導層 1 3 の位置を越えてさらに操作部側に延長することによって構成された底面延長高熱伝導層 1 6 と、超音波トランスデューサ部 1 0 の 2 つの側面に沿ってそれぞれ設けられた 2 つのシールド箔 1 4 とを備えている。本実施形態によれば、底面延長高熱伝導層 1 6 及びシールド箔 1 4 による放熱の向上が期待される。

20

【 0 0 5 3 】

次に、本発明の第 6 の実施形態について説明する。第 6 の実施形態においては、第 4 の実施形態に対して、第 3 の実施形態と同様に高熱伝導層に接続されたシールド箔を超音波トランスデューサ部の側面に設ける例について説明する。

本発明の第 6 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の側面断面は、図 1 5 に示される第 4 の実施形態と同様である。本発明の第 6 の実施形態に係る超音波内視鏡の挿入部の先端の正面断面は、図 1 3 に示される第 3 の実施形態と同様である。図 1 8 は、本発明の第 6 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す斜視図である。

30

【 0 0 5 4 】

本実施形態においても、第 4 の実施形態と同様に、バックング材 2 の下部に位置する第 1 の信号線収納部 6 に高熱伝導性樹脂が充填されると共に、第 1 の信号線収納部 6 の少なくとも底面及び側面に高熱伝導層が配置される。さらに、この超音波内視鏡は、第 1 の信号線収納部 6 の底面に配置した底面高熱伝導層 1 1 を後面高熱伝導層 1 3 の位置を越えてさらに操作部側に延長することによって構成された底面延長高熱伝導層 1 6 と、超音波トランスデューサ部 1 0 の 2 つの側面に沿ってそれぞれ設けられた 2 つのシールド箔 1 4 とを備えている。側面高熱伝導層 1 2 をシールド箔 1 4 に接続することにより、シールド箔 1 4 から側面高熱伝導層 1 2 に熱を拡散させ、側面高熱伝導層 1 2 を介して底面高熱伝導層 1 1 及び底面延長高熱伝導層 1 6 による放熱が図られる。

40

【 0 0 5 5 】

次に、本発明の第 7 の実施形態について説明する。第 7 の実施形態においては、側面高熱伝導層及び後面高熱伝導層を省略して、底面高熱伝導層及び底面延長高熱伝導層のみを配置する例について説明する。

図 1 9 は、本発明の第 7 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側面断面図である。図 2 0 は、本発明の第 7 の実施形態における高熱伝導層を示す斜視図である。本実施形態においても、バックング材 2 の下部に位置する第 1 の信号線収納部 6 に高熱伝導性樹脂が充填され、底面高熱伝導層 1 1 及び底面延長高熱伝導層 1 6 によって、外装材 8 への放熱が行われる。

50

【 0 0 5 6 】

次に、本発明の第 8 の実施形態について説明する。第 8 の実施形態においては、高熱伝導層を、内視鏡のアングルリング及び / 又はワイヤー等と熱的に結合させる例について説明する。

例えば、図 1 7 に示す第 5 の実施形態等における底面延長高熱伝導層 1 6 を、屈曲部のアングルリングに熱的に結合し、あるいは、屈曲部及び連結部の被覆材の内側に設けられたワイヤーに熱的に結合する。これにより、底面高熱伝導層 1 1 及び底面延長高熱伝導層 1 6 を介して、アングルリングやワイヤー等に熱拡散を図ることができる。また、撮像素子のケーブル装填部に対しても、素子に近い装填部の周囲に高熱伝導性樹脂及び / 又は高熱伝導層を配置することによって、撮像素子から発生する熱を効果的に放熱することができる。

10

【 0 0 5 7 】

最後に、高熱伝導性の充填材及び高熱伝導層を設けた超音波内視鏡の表面温度の測定結果を示す。この実験では、環境温度を 2 5 とし、超音波内視鏡を空气中に放置した状態において表面温度の上昇が測定される。

図 2 1 ~ 図 2 3 において、縦軸は表面温度の上昇 ΔT () を表している。また、図 2 1 において、横軸は充填剤の熱伝導率 (W / m K) を表しており、図 2 2 において、横軸は高熱伝導層の熱伝導率 (W / m K) を表しており、図 2 3 において、横軸は高熱伝導層の厚さ (μm) を表している。

【 0 0 5 8 】

20

図 2 1 は、充填材の熱伝導率と表面温度の上昇との関係を示す図である。一般に充填材として用いられるエポキシ樹脂の熱伝導率は 0 . 4 5 W / m K 程度であるので、 1 . 5 W / m K 程度の熱伝導率を有する充填材を用いた場合には、通常のエポキシ樹脂を用いる場合と比べて、 3 度 (7 . 5 %) 程度の温度低下が図られる。

【 0 0 5 9 】

図 2 2 は、高温熱伝導層の熱伝導率と表面温度の上昇との関係を示す図である。熱伝導率が 7 0 W / m K 程度よりも小さい範囲においては、高温熱伝導層の熱伝導率と表面温度の上昇との間に高い相関が見られる。従って、高温熱伝導層の熱伝導率が 7 0 W / m K 程度以上であれば、高温熱伝導層の放熱効果が特に大きいことが分かる。高温熱伝導層の熱伝導率が 2 5 W / m K 程度であっても、高温熱伝導層の放熱効果が大きいといえる。

30

【 0 0 6 0 】

図 2 3 は、高温熱伝導層の厚さと表面温度の関係を示す図である。高温熱伝導層の厚さが 3 0 μm 程度よりも小さい範囲においては、高温熱伝導層の厚さと表面温度の上昇との間に高い相関が見られる。従って、高温熱伝導層の厚さが 3 0 μm 程度以上であれば、高温熱伝導層の放熱効果が特に大きいことが分かる。高温熱伝導層の厚さが 1 5 μm 程度であっても、高温熱伝導層の放熱効果が大きいといえる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 1 】

本発明は、上部消化管や気管支等の体腔検査に用いる超音波探触子を含む超音波内視鏡において利用することが可能である。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 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 3 】 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模式的に示す側面断面図である。

【 図 4 】 図 3 の A - A ' における正面断面図である。

【 図 5 】 第 1 の実施形態に係る積層型圧電素子の概念的な構造を示す斜視図である。

【 図 6 】 図 5 に表した積層型圧電素子を適用した超音波トランスデューサ部を示す断面図

50

である。

【図 7】本発明の第 1 の実施形態における高熱伝導層を示す斜視図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施形態の第 1 の変形例を示す図である。

【図 9】本発明の第 1 の実施形態の第 2 の変形例を示す図である。

【図 10】本発明の第 1 の実施形態の第 3 の変形例を示す図である。

【図 11】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の正面断面図である。

【図 12】本発明の第 2 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す斜視図である。

【図 13】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の正面断面図である。

【図 14】本発明の第 3 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す斜視図である。

【図 15】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側面断面図である。

【図 16】本発明の第 4 の実施形態における高熱伝導層を示す斜視図である。

【図 17】本発明の第 5 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す図である。

【図 18】本発明の第 6 の実施形態における高熱伝導層及びシールド箔を示す斜視図である。

【図 19】本発明の第 7 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側面断面図である。

【図 20】本発明の第 7 の実施形態における高熱伝導層を示す斜視図である。

【図 21】充填材の熱伝導率と表面温度の上昇との関係を示す図である。

【図 22】高温熱伝導層の熱伝導率と表面温度の上昇との関係を示す図である。

【図 23】高温熱伝導層の厚さと表面温度の関係を示す図である。

【符号の説明】

【0063】

1 超音波トランスデューサ

2 バッキング材

3 音響整合層

4 音響レンズ

5 ライトガイド出射部

6 第 1 の信号線収納部

7 第 2 の信号線収納部

8 外装材

10 超音波トランスデューサ部

11 底面高熱伝導層

12 側面高熱伝導層

13 後面高熱伝導層

14 シールド箔

15 接合箔

16 底面延長高熱伝導層

20 超音波内視鏡

21 挿入部

22 操作部

23 接続コード

24 ユニバーサルコード

25 処置具挿入口

30 超音波内視鏡装置本体

31 超音波制御部

10

20

30

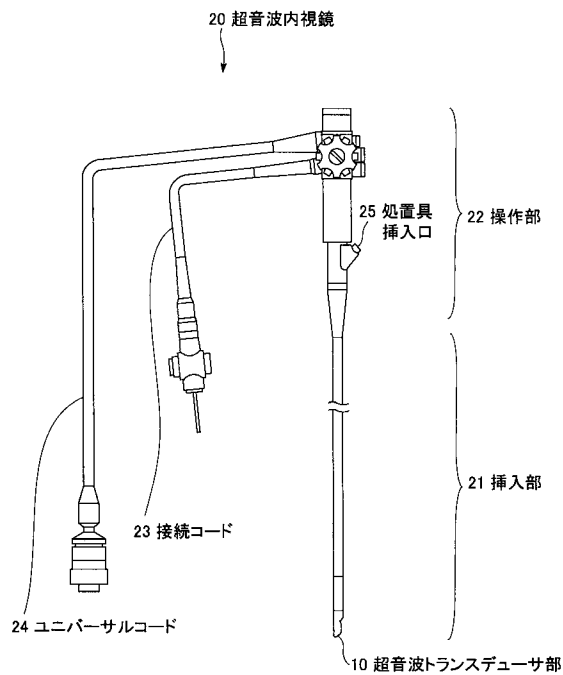
40

50

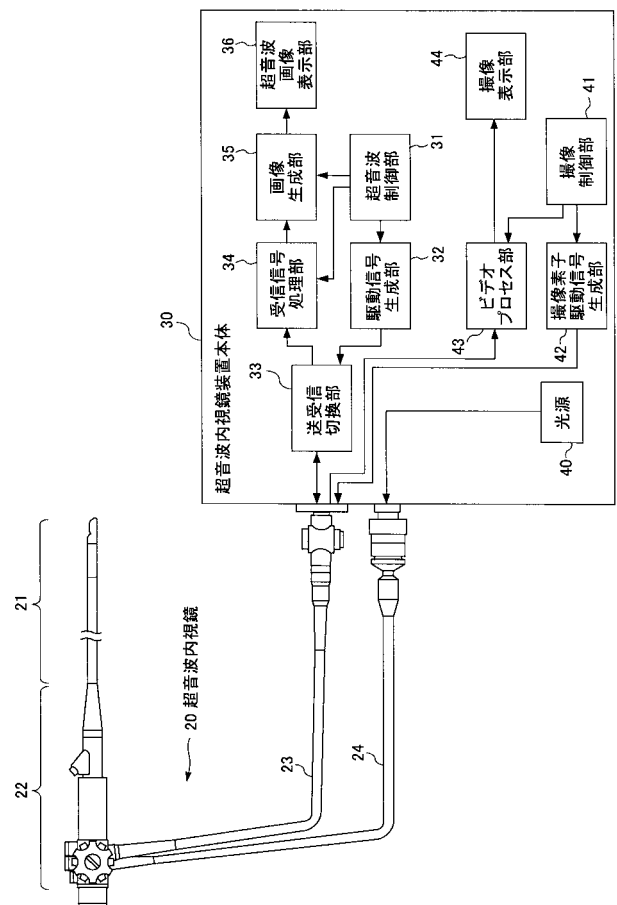
- 3 2 駆動信号生成部
- 3 3 送受信切換部
- 3 4 受信信号処理部
- 3 5 画像生成部
- 3 6 超音波画像表示部
- 4 0 光源
- 4 1 撮像制御部
- 4 2 撮像素子駆動信号生成部
- 4 3 ビデオプロセス部
- 4 4 撮像表示部
- 1 0 0 積層型圧電素子
- 1 1 0 圧電体層
- 1 1 1 , 1 1 2 内部電極
- 1 1 2 第2の内部電極
- 1 1 3 側面絶縁膜
- 1 1 4 , 1 1 5 側面電極
- 1 1 6 下部電極
- 1 1 7 上部電極

10

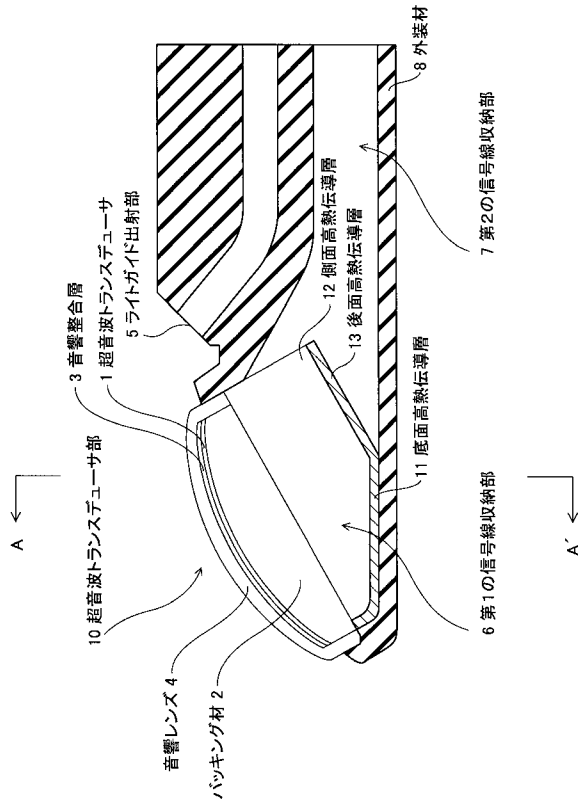
【図1】



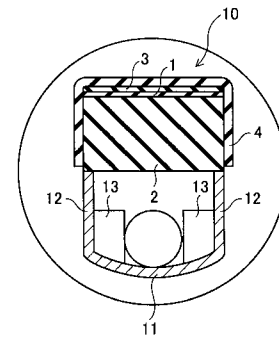
【図2】



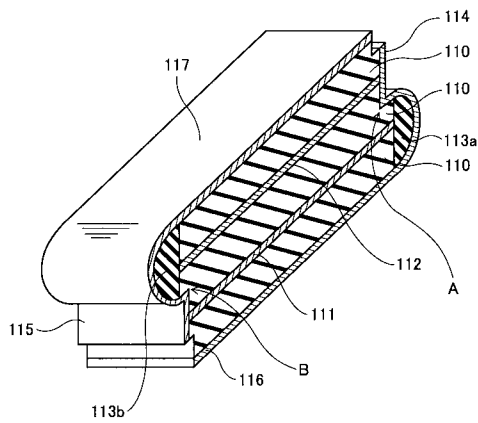
【図 3】



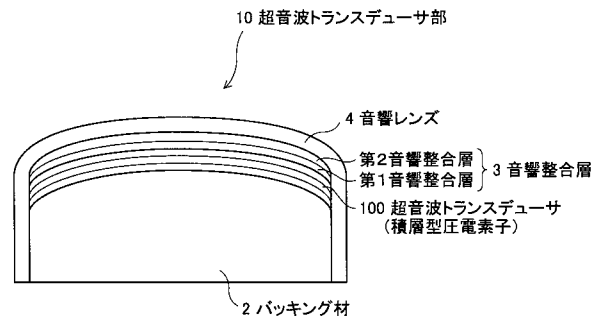
【図 4】



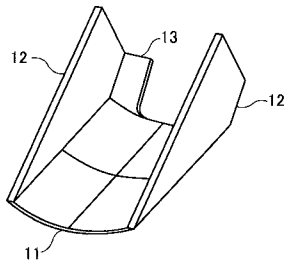
【図 5】



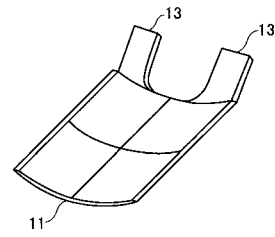
【図 6】



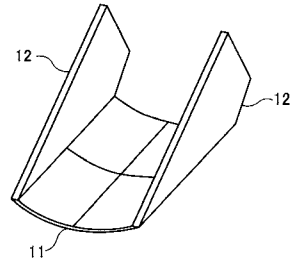
【図 7】



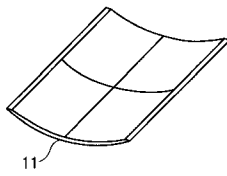
【図 8】



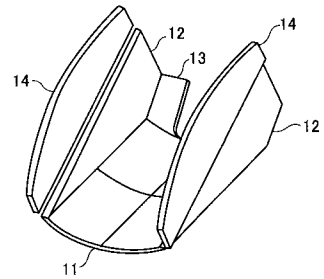
【図 9】



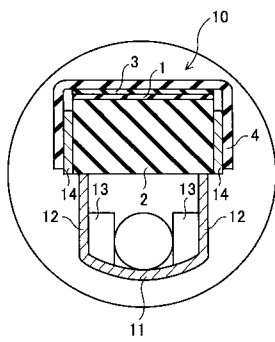
【図 10】



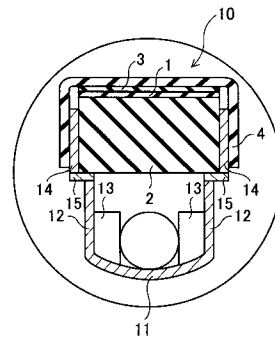
【図 12】



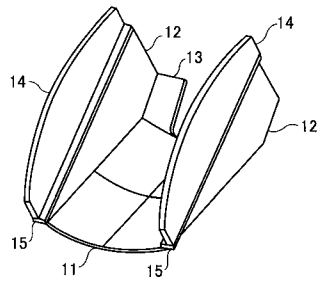
【図 11】



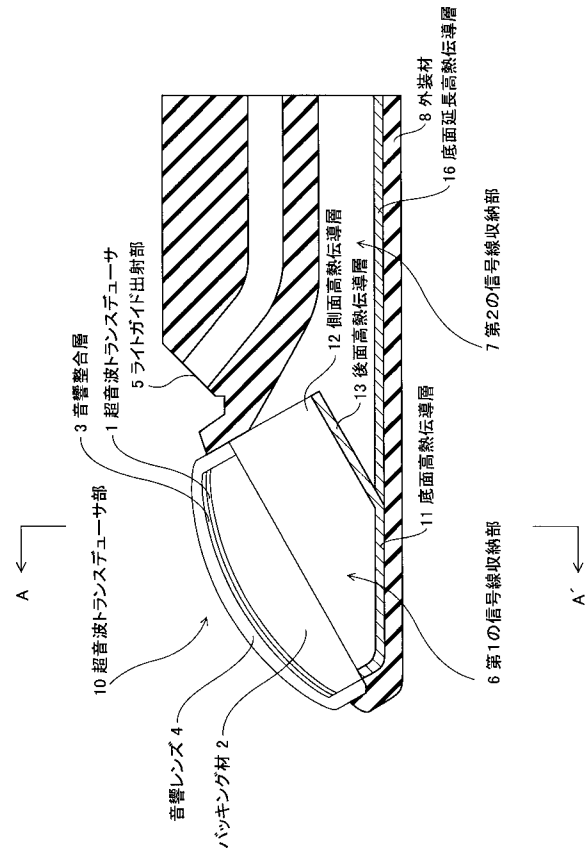
【図 13】



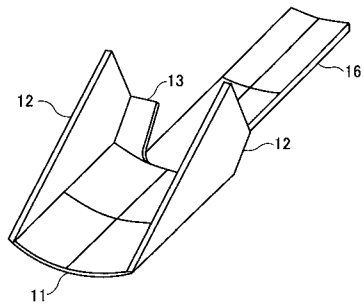
【図 14】



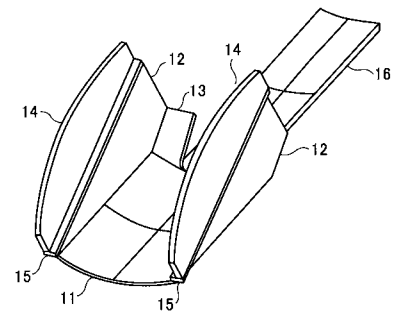
【図 15】



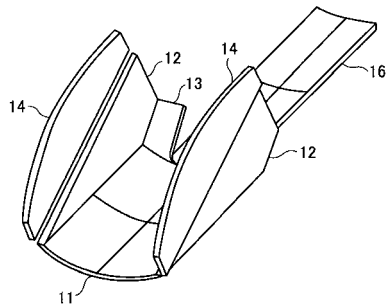
【図 16】



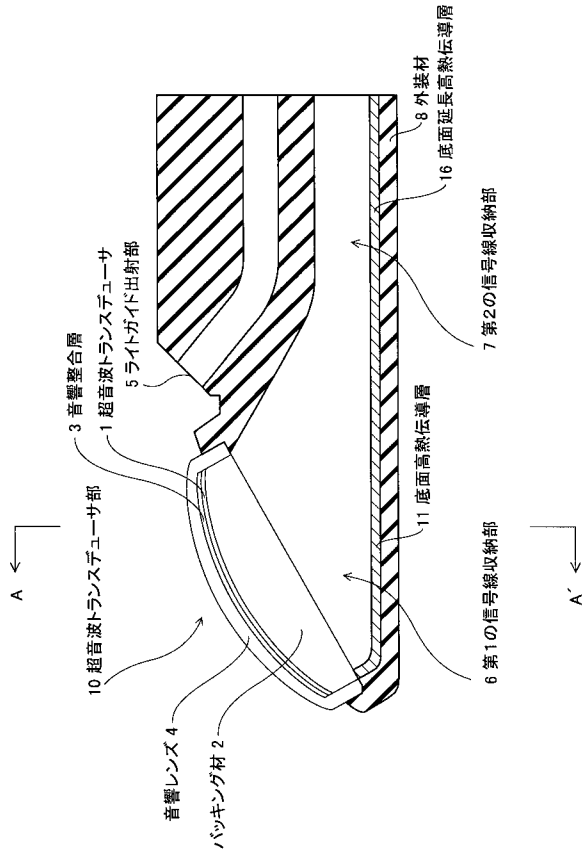
【図 18】



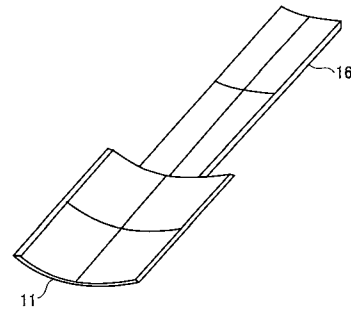
【図 17】



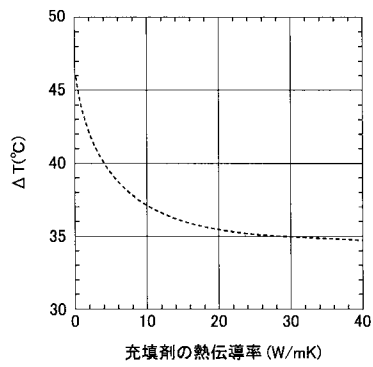
【図 19】



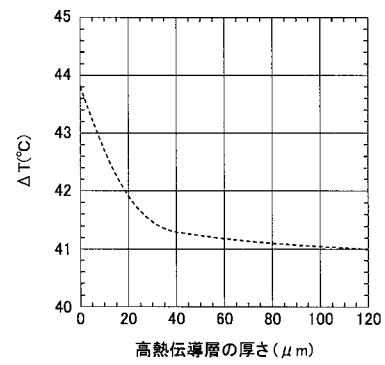
【図 20】



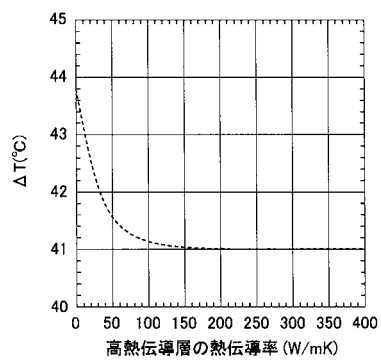
【図 21】



【図 23】



【図 22】



フロントページの続き

(72)発明者 大澤 敦

神奈川県足柄上郡開成町牛島 5 7 7 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE19 FE01 GA02 GA04 GA07 GB20 GB30 GB32 GB41 GB45

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2009240755A	公开(公告)日	2009-10-22
申请号	JP2008195485	申请日	2008-07-29
[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 日向浩彰 大澤敦		
发明人	永野 和彦 日向 浩彰 大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE19 4C601/FE01 4C601/GA02 4C601/GA04 4C601/GA07 4C601/GB20 4C601/GB30 4C601/GB32 4C601/GB41 4C601/GB45		
代理人(译)	宇都宫正明		
优先权	2008064388 2008-03-13 JP		
其他公开文献	JP5399660B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止由超声波探头和超声波内窥镜中的图像拾取装置产生的热量引起的温度过度升高。ŽSOLUTION：该超声波内窥镜包括：超声波换能器部分，包括用于发送和接收超声波的多个超声波换能器；以及背衬材料，设置在多个超声波换能器的背面，并且具有设置在相对的表面上的多个信号端子。多个超声波换能器；信号线保持部分包括高导热填充物，所述填充物填充保持一组屏蔽线的空间，所述屏蔽线经由所述多个信号端子电连接到所述多个超声换能器，并且耦合到所述背衬材料；高导热层设置成与信号线保持部分接触，从而与信号线保持部分连接。Ž

