

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6654699号
(P6654699)

(45) 発行日 令和2年2月26日 (2020.2.26)

(24) 登録日 令和2年2月3日 (2020.2.3)

(51) Int. Cl.

F I

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 5 3 0

請求項の数 27 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2018-525153 (P2018-525153)
 (86) (22) 出願日 平成29年6月26日 (2017.6.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/023370
 (87) 国際公開番号 W02018/003737
 (87) 国際公開日 平成30年1月4日 (2018.1.4)
 審査請求日 平成30年12月13日 (2018.12.13)
 (31) 優先権主張番号 特願2016-130112 (P2016-130112)
 (32) 優先日 平成28年6月30日 (2016.6.30)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 日本国 (JP)

(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2番30号
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 森本 康彦
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 山本 勝也
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、
 前記先端部には、超音波振動子ユニットを備え、
 前記超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと第1熱伝導部材で構成され、

前記超音波振動子アレイは、前記複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、
 前記第1熱伝導部材は、前記超音波振動子アレイと熱的に接触して配設され、
 前記超音波内視鏡は、更に、
 前記超音波振動子アレイと電気的に接続される複数のケーブルと、
 前記超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、
 を有し、

前記超音波振動子ユニットと前記導電性の構造体とは、絶縁性の第2熱伝導部材を介して接続され、

前記第1熱伝導部材は、前記超音波振動子アレイと接する円筒形状の導電性部材であることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記導電性の構造体は、アングル組立体の先端側リング部品である請求項1に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

10

20

前記導電性の構造体は、前記複数のケーブルのシールドを接続してなる集合グラウンドであり、前記第2熱伝導部材を介して前記第1熱伝導部材と接続される請求項1に記載の超音波内視鏡。

【請求項4】

前記第2熱伝導部材は、前記第1熱伝導部材、又は前記導電性の構造体に対して着脱自在に接続されている請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項5】

前記第2熱伝導部材の耐電圧は、1.5kV以上である請求項1～4のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項6】

前記第2熱伝導部材の厚みは、3mm以下である請求項1～5のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項7】

前記第2熱伝導部材の熱伝導率は、0.5W/mK以上である請求項1～6のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項8】

前記第2熱伝導部材は、セラミック部材、放熱性シート、放熱性パッド、又は絶縁コートである請求項1～7のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項9】

前記第2熱伝導部材は、セラミック製のネジである請求項1～8のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項10】

先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、
前記先端部には、超音波振動子ユニットを備え、
前記超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと第1熱伝導部材で構成され、

前記超音波振動子アレイは、前記複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、

前記第1熱伝導部材は、前記超音波振動子アレイと熱的に接触して配設され、

前記超音波内視鏡は、更に、

前記超音波振動子アレイと電氣的に接続される複数のケーブルと、

前記超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、を有し、

前記超音波振動子ユニットと前記導電性の構造体とは、絶縁性の第2熱伝導部材を介して接続され、

前記導電性の構造体は、前記複数のケーブルのシールドを接続してなる集合グラウンドであり、前記第2熱伝導部材を介して前記第1熱伝導部材と接続されることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項11】

前記第1熱伝導部材は、前記超音波振動子アレイと接する円筒形状の導電性部材である請求項10に記載の超音波内視鏡。

【請求項12】

前記第2熱伝導部材は、前記第1熱伝導部材、又は前記導電性の構造体に対して着脱自在に接続されている請求項10又は11に記載の超音波内視鏡。

【請求項13】

前記第2熱伝導部材の耐電圧は、1.5kV以上である請求項10～12のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項14】

前記第2熱伝導部材の厚みは、3mm以下である請求項10～13のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項15】

前記第2熱伝導部材の熱伝導率は、 0.5 W/mK 以上である請求項10～14のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項16】

前記第2熱伝導部材は、セラミック部材、放熱性シート、放熱性パッド、又は絶縁コートである請求項10～15のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項17】

前記第2熱伝導部材は、セラミック製のネジである請求項10～16のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項18】

先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、
前記先端部には、超音波振動子ユニットを備え、
前記超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと第1熱伝導部材で構成され、
前記超音波振動子アレイは、前記複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、
前記第1熱伝導部材は、前記超音波振動子アレイと熱的に接触して配設され、
前記超音波内視鏡は、更に、
前記超音波振動子アレイと電気的に接続される複数のケーブルと、
前記超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、
を有し、
前記超音波振動子ユニットと前記導電性の構造体とは、絶縁性の第2熱伝導部材を介して接続され、
前記第2熱伝導部材は、前記第1熱伝導部材、又は前記導電性の構造体に対して着脱自在に接続されていることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項19】

前記第2熱伝導部材の耐電圧は、 1.5 kV 以上である請求項18に記載の超音波内視鏡。

【請求項20】

前記第2熱伝導部材の厚みは、 3 mm 以下である請求項18又は19に記載の超音波内視鏡。

【請求項21】

前記第2熱伝導部材の熱伝導率は、 0.5 W/mK 以上である請求項18～20のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項22】

前記第2熱伝導部材は、セラミック部材、放熱性シート、放熱性パッド、又は絶縁コートである請求項18～21のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項23】

前記第2熱伝導部材は、セラミック製のネジである請求項18～22のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【請求項24】

先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、
前記先端部には、超音波振動子ユニットを備え、
前記超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと第1熱伝導部材で構成され、
前記超音波振動子アレイは、前記複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、
前記第1熱伝導部材は、前記超音波振動子アレイと熱的に接触して配設され、
前記超音波内視鏡は、更に、
前記超音波振動子アレイと電気的に接続される複数のケーブルと、
前記超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、
を有し、
前記超音波振動子ユニットと前記導電性の構造体とは、絶縁性の第2熱伝導部材を介し

て接続され、

前記第2熱伝導部材は、セラミック製のネジであることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項25】

先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、

前記先端部には、超音波振動子ユニットを備え、

前記超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと熱伝導部材で構成され

、

前記超音波振動子アレイは、前記複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、

前記熱伝導部材は、前記超音波振動子アレイに熱的に接触して配設され、

前記超音波内視鏡は、更に、

前記超音波振動子アレイと電氣的に接続される複数のケーブルと、

前記超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、
を有し、

前記超音波振動子ユニットと前記導電性の構造体とは前記熱伝導部材を介して接続され

、

前記導電性の構造体は、前記複数のケーブルのシールドを接続してなる集合グラウンドであり、前記熱伝導部材を介して前記超音波振動子アレイと接続されることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項26】

前記先端部は、鉗子出口を有し、

該鉗子出口は、前記複数の超音波振動子よりも、先端側に配置されている請求項25に記載の超音波内視鏡。

【請求項27】

前記複数の超音波振動子は、ラジアル型である請求項1～26のいずれか1項に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波内視鏡に係り、特に、体腔内に挿入される超音波内視鏡に用いられる超小型超音波振動子において発生した熱を放熱するための放熱構造を先端部に有する超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

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（プローブ）が備えられている。更に、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。

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物体（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。

【0003】

超音波を送信及び受信する超音波トランスデューサ（超音波振動子アレイ）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複数の超音波振動子（圧電振動子）が、一般的に用いられている。

これらの超音波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。複数の超音波振動子を1次元又は2次元状に配列して超音波振動子アレイとし、その複数の超音波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

10

20

30

40

50

音波ビームを形成することができる。

また、超音波振動子は、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、超音波の検出信号として用いられる。

【 0 0 0 4 】

このような複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡は、経消化管による胆嚢又は脾臓の観察を主な目的として、内視鏡の先端部に超音波観察部を設けたものである。超音波内視鏡の先端部には、超音波観察部の他に、超音波観察部を設けていない通常の内視鏡と同様に、光学センサー、照明、送気口、送水口、及び吸引口が設けられている。このように、被検者の体腔内、特に上部消化管や気管支等に挿入される超音波内視鏡においては、被検者の身体的負担を軽減するために、超音波内視鏡の挿入部の小径化、及び先端部、特に超音波観察部の小型化が求められている。

10

また、超音波内視鏡の先端部においては、超音波振動子及び内視鏡の光源などの発熱要因がある。しかしながら、超音波内視鏡の挿入部、特に先端部は、人体などの生体の内部に直接接触するものである。そのため、低温火傷を防止する等の安全上の理由から、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。

そこで、先端部を小型に維持しつつ、先端部の表面温度を低下させるための手段を有する超音波内視鏡が求められており、近年では、熱の発生源である超音波内視鏡の先端部を冷却するための様々な提案がなされている（特許文献 1、2、及び 3 参照）。

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 は、屈曲部を有する挿入部を備える超音波内視鏡を開示している。この挿入部は、バック材と、外装部材と、外装部材内に配設されて、バック材の裏面及び外装部材の内面に接する熱伝導部材を有する。なお、バック材は、複数の超音波トランスデューサが配置された前面を有するものである。また、外装部材は、挿入部の先端において複数の超音波トランスデューサを収容するステンレス（SUS）製のものである。この構成によれば、超音波トランスデューサにおいて発生してバック材に伝導した熱、及び超音波トランスデューサによる超音波を受けてバック材で発生した熱は、バック材を介して熱伝導部材に伝導する。更に、熱電動部材に伝導した熱は、熱伝導部材を介して外装部材に伝導して、外装部材から超音波内視鏡の外部へ放熱される。従って、特許文献 1 では、超音波トランスデューサ部から外部への放熱が促進されるとしている。

20

30

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 は、複数の超音波トランスデューサを支持するバック材の下部に位置し、複数の信号線（シールド線群）を収納する信号線収納部に高熱伝導性の充填材を充填する超音波内視鏡を開示している。さらに、この超音波内視鏡は、信号線収納部の底面と側面と後面に銅箔などの高熱伝導層が配置されている。この構成により、特許文献 2 の超音波内視鏡は、超音波トランスデューサの発熱を、バック材層、信号線収納部内の高熱伝導性の充填材、及び高熱伝導層を介して外装材の表面に拡散させて効率よく放熱する。

特許文献 3 は、複数の圧電素子のアース電極側にそれぞれ熱伝導材としての個別の金属薄板を設けている超音波探触子を開示している。この超音波探触子は、これらの個別の金属薄板を共通の金属薄板、又はバック材の端面に接合された絶縁性熱伝導材を介して、圧電素子を支持するバック材の下部に位置する放熱用基台に熱的に接続する。この構成により、特許文献 3 の超音波探触子は、圧電素子での発生熱を個別の金属薄板、共通の金属薄板、又は絶縁性熱伝導材を介して、放熱用基台に放熱する。

40

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特許第 5 3 2 9 0 6 5 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 9 - 2 4 0 7 5 5 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 8 - 2 2 0 7 7 号公報

【 発明の概要 】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、特許文献1に開示の超音波内視鏡では、超音波振動子及びバックギング材層において発生した熱を、熱伝導部材を介して外装部材に放熱する放熱パスのみしか考慮されていないため、更なる放熱効果の向上が望めないという問題があった。更に、特許文献1に開示の技術では、超音波振動子及びバックギング材層に熱がこもることはないが、SUS等の外装部材への放熱であるために、超音波内視鏡の先端部付近の体腔内に放熱することになる。ここで、熱は外装部材から拡散するので温度上昇はある程度抑制されるが、超音波内視鏡の先端部の外装部材の温度、及び先端部周囲の温度を上昇させてしまうという問題を含んでいる。

10

【0009】

また、特許文献2に開示の超音波内視鏡等では、高周波処置具を使用するため、先端本体ケース（外装体）は絶縁性樹脂を使用している。内視鏡の洗浄、消毒、滅菌を可能にするため、先端本体ケースに対して耐薬性が要求され、一般的にはポリサルフォン、ポリフェニルサルフォン、ポリエーテルイミドが使用されている。そのため先端本体ケースの熱伝導率は悪く、絶縁性樹脂に熱伝導率の高い部材を貼り付けても熱がうまく逃げないといった課題があった。

また、特許文献2、及び3に開示の技術は、最終的に外装体に熱を拡散させて放熱するものであるので、特許文献1に開示の技術同様、外装体の表面温度が上昇する虞がある。

なお、特許文献3に開示の技術は、被検体の体表面に対して用いられるものであるので、外装体に熱を拡散させて放熱させても体外へ効率よく放熱できる。しかしながら、特許文献3に開示の技術の技術を被検体の体腔内で用いられる超音波内視鏡に適用すると、外装体の表面温度の上昇を招くので、挿入部の表面温度を所定の温度以下にするという要請を満たすことが難しくなるという問題があった。

20

【0010】

現在、超音波内視鏡では診断精度を向上させるため、超音波トランスデューサ（振動子）を積層化して超音波の送信出力を増加させたり、超音波振動子の数を増やしたりして受信感度を高めている。

その結果、超音波振動子からの放熱量が大きくなり、超音波振動子の発熱により、体腔内壁と接する挿入部、特に超音波振動子が配置される先端部の温度が上昇する可能性がある。

30

更に、超音波内視鏡では、得られる超音波画像の画質等を向上させて診断精度を向上させるため、受信感度を高めることその他、超音波振動子を駆動する駆動電圧を上げることも考えられる。しかしながら、このような超音波内視鏡では、駆動電圧を上げることによる超音波振動子（超音波トランスデューサ）の発熱によって更なる温度上昇を引き起こす虞がある。

【0011】

このように、超音波画像の画質等の向上による診断精度の向上を図るために、超音波振動子の数を増やしたり、超音波振動子の駆動電圧を上昇させたり、超音波の送信出力を増加させていった場合には、特許文献1～3に開示の技術では、問題があった。その問題とは、人体などの生体の内部に直接接触する超音波内視鏡の先端部、及び外装部材等の周囲の温度を許容温度以上に上昇させてしまう虞があるということである。

40

従って、挿入部の小径化や先端部の小型化を維持しつつ、発熱や温度上昇を抑えることが必要となっており、特に発生した超音波振動子の熱を如何にして放熱するかが重要な課題となっている。

ここで、超音波内視鏡内の金属製内視鏡構造物は、熱容量が大きく、また、熱伝導性が高いため、超音波振動子の発熱を銅箔等の熱伝導部材を介して金属製内視鏡構造物に逃がすことにより、内視鏡基端側へ熱を逃がすことができる。しかしながら、超音波振動子を駆動するための駆動信号は10V～100Vの電圧がかかっているため、銅箔を含めた超音波振動子構造と内視鏡構造とは、電氣的に絶縁をとる必要があった。そのため、熱伝導

50

性の高い銅箔に伝わった熱を内視鏡構造物に逃がすことが難しいという問題があった。

【0012】

本発明は、上記従来技術の問題点を解消し、挿入部を小径に、かつ先端部を小型に維持しつつ、電気的な安全性を担保した上で、超音波振動子において発生した熱を先端部内に収納された、例えば導電性の内視鏡構造物に伝達し、そこから効率的に放熱することができる放熱構造を有する超音波内視鏡を提供することを目的とする。さらに、本発明は、超音波振動子表面の熱上昇を抑制して消化管熱傷を防ぐことができ、その結果、超音波診断における診断精度を向上させ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】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の第1態様の超音波内視鏡は、先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、先端部には、超音波振動子ユニットを備え、超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと第1熱伝導部材で構成され、超音波振動子アレイは、複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、第1熱伝導部材は、超音波振動子アレイと熱的に接触して配設され、超音波内視鏡は、更に、超音波振動子アレイと電氣的に接続される複数のケーブルと、超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、を有し、超音波振動子ユニットと導電性の構造体とは、絶縁性の第2熱伝導部材を介して接続され、第1熱伝導部材は、超音波振動子アレイと接する円筒形状の導電性部材であることを特徴とする。

【0014】

ここで、導電性の構造体は、アングル組立体の先端側リング部品であることが好ましい。

また、導電性の構造体は、複数のケーブルのシールドを接続してなる集合グラウンドであり、第2熱伝導部材を介して第1熱伝導部材と接続されることが好ましい。

また、第2熱伝導部材は、第1熱伝導部材、又は導電性の構造体に対して着脱自在に接続されていることが好ましい。

【0015】

また、第2熱伝導部材の耐電圧は、 1.5 kV 以上であることが好ましい。

また、第2熱伝導部材の厚みは、 3 mm 以下であることが好ましい。

また、第2熱伝導部材の熱伝導率は、 0.5 W/mK 以上であることが好ましい。

また、第2熱伝導部材は、セラミック部材、放熱性シート、放熱性パッド、又は絶縁コートであることが好ましい。

また、第2熱伝導部材は、セラミック製のネジであることが好ましい。

【0016】

上記目的を達成するために、本発明の第2態様の超音波内視鏡は、先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、先端部には、超音波振動子ユニットを備え、超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと熱伝導部材で構成され、超音波振動子アレイは、複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、熱伝導部材は、超音波振動子アレイに熱的に接触して配設され、超音波内視鏡は、更に、超音波振動子アレイと電氣的に接続される複数のケーブルと、超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、を有し、超音波振動子ユニットと導電性の構造体とは熱伝導部材を介して接続され、導電性の構造体は、複数のケーブルのシールドを接続してなる集合グラウンドであり、第2熱伝導部材を介して第1熱伝導部材と接続されることを特徴とする。

【0017】

ここで、第1熱伝導部材は、超音波振動子アレイと接する円筒形状の導電性部材であるのが好ましい。

また、第2熱伝導部材は、第1熱伝導部材、又は導電性の構造体に対して着脱自在に接続されているのが好ましい。

また、第2熱伝導部材の耐電圧は、 1.5 kV 以上であるのが好ましい。

また、第2熱伝導部材の厚みは、3mm以下であるのが好ましい。

また、第2熱伝導部材の熱伝導率は、0.5W/mK以上であるのが好ましい。

また、第2熱伝導部材は、セラミック部材、放熱性シート、放熱性パッド、又は絶縁コートであるのが好ましい。

さらに、第2熱伝導部材は、セラミック製のネジであるのが好ましい。

上記目的を達成するために、本発明の第3態様の超音波内視鏡は、先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、先端部には、超音波振動子ユニットを備え、超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと第1熱伝導部材で構成され、超音波振動子アレイは、複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、第1熱伝導部材は、超音波振動子アレイと熱的に接触して配設され、超音波内視鏡は、更に、超音波振動子アレイと電氣的に接続される複数のケーブルと、超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、を有し、超音波振動子ユニットと導電性の構造体とは、絶縁性の第2熱伝導部材を介して接続され、第2熱伝導部材は、第1熱伝導部材、又は導電性の構造体に対して着脱自在に接続されていることを特徴とする。

10

ここで、第2熱伝導部材の耐電圧は、1.5kV以上であるのが好ましい。

また、第2熱伝導部材の厚みは、3mm以下であるのが好ましい。

また、第2熱伝導部材の熱伝導率は、0.5W/mK以上であるのが好ましい。

また、第2熱伝導部材は、セラミック部材、放熱性シート、放熱性パッド、又は絶縁コートであるのが好ましい。

さらに、第2熱伝導部材は、セラミック製のネジであるのが好ましい。

20

上記目的を達成するために、本発明の第4態様の超音波内視鏡は、先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、先端部には、超音波振動子ユニットを備え、超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと第1熱伝導部材で構成され、超音波振動子アレイは、複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、第1熱伝導部材は、超音波振動子アレイと熱的に接触して配設され、超音波内視鏡は、更に、超音波振動子アレイと電氣的に接続される複数のケーブルと、超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、を有し、超音波振動子ユニットと導電性の構造体とは、絶縁性の第2熱伝導部材を介して接続され、第2熱伝導部材は、セラミック製のネジであることを特徴とする。

上記目的を達成するために、本発明の第5態様の超音波内視鏡は、先端部に複数の超音波振動子を備える超音波内視鏡であって、先端部には、超音波振動子ユニットを備え、超音波振動子ユニットは、少なくとも超音波振動子アレイと熱伝導部材で構成され、超音波振動子アレイは、複数の超音波振動子が円筒形状に配列されており、熱伝導部材は、超音波振動子アレイに熱的に接触して配設され、超音波内視鏡は、更に、超音波振動子アレイと電氣的に接続される複数のケーブルと、超音波内視鏡の先端側から基端側に向けて延長して配設される導電性の構造体と、を有し、超音波振動子ユニットと導電性の構造体とは前記熱伝導部材を介して接続され、導電性の構造体は、複数のケーブルのシールドを接続してなる集合グラウンドであり、熱伝導部材を介して超音波振動子アレイと接続されることを特徴とする。

30

ここで、先端部は、鉗子出口を有し、鉗子出口は、複数の超音波振動子よりも、先端側に配置されているのが好ましい。

40

さらに、複数の超音波振動子は、ラジアル型であるのが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、挿入部を小径に、かつ先端部を小型に維持しつつ、電氣的な安全性を担保した上で、超音波振動子において発生した熱を先端部内に収納された、例えば導電性の内視鏡構造体に伝達し、そこから効率的に放熱することができる放熱構造を有し、超音波振動子表面の熱上昇を抑制して消化管熱傷を防ぐことができ、その結果、超音波診断における診断精度を向上させることができる超音波内視鏡を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 9 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡を用いる超音波検査システムの構成の一例を示す概略構成図である。

【図 2】図 1 に示す超音波内視鏡の先端部の一例の外観を示す部分拡大斜視図である。

【図 3】図 2 に示す超音波内視鏡の先端部の縦断面図である。

【図 4】図 2 に示す超音波内視鏡の先端部の一部を分解して示す斜視図である。

【図 5】図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の一例を模式的に示す縦断面図である。

【図 6】図 5 に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部において用いられる同軸ケーブルの一例の構成を模式的に示す断面図である。

10

【図 7】図 5 に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部において用いられる複数の同軸ケーブルによって構成されるシールドケーブルの一例を模式的に示す断面図である。

【図 8】図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の他の一例の模式的縦断面図である。

【図 9】図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の他の一例の模式的縦断面図である。

【図 10】図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の他の一例の模式的縦断面図である。

【図 11】図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の他の一例の模式的縦断面図である。

20

【図 12】図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の他の一例の模式的縦断面図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

本発明に係る超音波内視鏡を添付図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

(第 1 実施形態)

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡を用いる超音波検査システムの構成の一例を示す概略構成図である。図 2 は、図 1 に示す超音波内視鏡の先端部の一例の外観を示す部分拡大斜視図である。図 3 は、図 2 に示す超音波内視鏡の先端部の縦断面図である。図 4 は、図 2 に示す超音波内視鏡の先端部の一部を分解して示す斜視図である。図 5 は、図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造を模式的に示す縦断面図である。なお、図 5 は、本実施形態の超音波内視鏡の放熱構造を説明するために、放熱構造に関連する部材等を強調して示すものである。そのため、図 5 は、説明に必要な部分のみを強調して記載し、説明に用いない部分は簡略化、又は省略して示す図面である。

30

図 1 に示す超音波検査システム 10 は、患者等の被検体の体表からの超音波検査では困難な胆嚢又は膵臓の観察を被検体の体腔である食道、胃、十二指腸、小腸、及び大腸等の消化管を経由して可能にするものである。この超音波検査システム 10 は、円筒状に配置された複数の超音波振動子を備え、超音波観察部と、内視鏡観察部とを有する本発明の超音波内視鏡を被検体の体腔内に挿入する。なお、超音波観察部は、超音波断層画像を取得するものである。また、内視鏡観察部は、内視鏡光学画像を取得するものである。さらに、超音波断層画像は、以下、超音波画像といい、内視鏡光学画像は、以下、内視鏡画像という。この構成により、超音波検査システム 10 は、被検体の内視鏡画像を観察しながら被検体の観察対象部位の超音波画像を取得する。

40

【 0 0 2 1 】

また、本発明の超音波内視鏡は、超音波検査において発熱する複数の超音波振動子を備えるラジアル型の超音波振動子ユニットに対して放熱効果の役割を担わせた第 1 熱伝導部材、例えば超音波振動子ユニットを載置して支持する金属リングを配置する。さらに、あるいは、本発明の超音波内視鏡は、複数の超音波振動子の側面、又はグランドに、シールド及び放熱効果の役割を担わせた銅箔等の薄い金属板等の導電性熱伝導部材を配置する。

50

この構成により、本発明の超音波内視鏡は、超音波振動子から導電性熱伝導部材に伝わった熱の絶縁を確保した状態で熱を効率的に逃がし、超音波振動子表面の熱上昇を抑制して消化管の熱傷を防ぐことができる。ここで、第１熱伝導部材とは、例えば超音波振動子ユニットである。

このため、本発明では、第１熱伝導部材を、極力、先端本体の外装部材内に配置された熱伝導性の高い導電性の構造体の近くまで配置させる。この構成により、本発明では、複数の超音波振動子から熱を、導電性熱伝導部材を介して超音波内視鏡の導電性の構造体に伝達し、そこから熱を逃がしている。この時、本発明では、更に電気的な安全性を担保するため、導電性の構造体と、導電性の第１熱伝導部材との間に絶縁性の第２熱伝導部材を配置して、第１熱伝導部材と導電性の構造体との間に熱伝導性の高い絶縁層を設ける。この構成により、本発明では、絶縁を確保しながら熱を超音波内視鏡の導電性の構造体に伝えている。

10

なお、第１熱伝導部材とは、例えば、金属リング等の導電性熱伝導部材、及び／又は銅箔、又は銅箔と接続した熱伝導性の高い導電性熱伝導部材である。また、熱伝導性の高い導電性の構造体とは、例えば、アングル組立体の先端側リング部品等の金属製内視鏡構造物、又は複数の超音波振動子に接続されるシールドケーブルの複数のケーブルの集合グラウンドである。

【００２２】

図１に示すように、超音波検査システム１０は、先端部に放熱構造を有する本発明の第１実施形態の超音波内視鏡１２と、超音波画像を生成する超音波用プロセッサ装置１４と、内視鏡画像を生成する内視鏡用プロセッサ装置１６と、体腔内を照明する照明光を超音波内視鏡１２に供給する光源装置１８と、超音波画像及び／又は内視鏡画像を表示するモニタ２０と、を備えて構成されている。

20

また、超音波検査システム１０は、更に、洗浄水等を貯留する送水タンク２１ａと、体腔内の吸引物を吸引する吸引ポンプ２１ｂとを備えている。また、超音波検査システム１０は、図示しないが、更に、送水タンク２１ａ内の洗浄水、又は外部の空気等の気体を超音波内視鏡１２内の管路（図示せず）に供給する供給ポンプ等を備えていても良い。

【００２３】

まず、図１～図５に示すように、本発明の超音波内視鏡１２は、本発明の特徴とする放熱構造７０を備える超音波観察部３６と、内視鏡観察部３８とを先端部４０に有し、被検体の体腔内を撮影して、それぞれ超音波画像（エコー信号）及び内視鏡画像（画像信号）を取得するものである。

30

超音波内視鏡１２は、先端部に内視鏡観察部３８と超音波観察部３６とを備え、被検体の体腔内に挿入される挿入部２２と、挿入部２２の基端部に連設され、医師や技師などの術者が操作を行うための操作部２４と、操作部２４に一端が接続されたユニバーサルコード２６とから構成されている。

【００２４】

操作部２４には、送水タンク２１ａから送気送水管路（図示せず）を開閉する送気送水ボタン２８ａ、及び吸引ポンプ２１ｂからの吸引管路（図示せず）を開閉する吸引ボタン２８ｂが並設されると共に、一対のアングルノブ２９、２９、及び処置具挿入口（鉗子口）３０が設けられている。

40

ここで、送水タンク２１ａは、超音波内視鏡１２の内視鏡観察部３８等の洗浄等のために超音波内視鏡１２内の送気送水管路に供給する洗浄水等を貯留するためのものである。なお、送気送水ボタン２８ａは、送水タンク２１ａから送気送水管路を経て供給された空気等の気体、及び洗浄水等の水を挿入部２２の先端側の内視鏡観察部３８から噴出させるために用いられる。

【００２５】

また、吸引ポンプ２１ｂは、超音波内視鏡１２の先端側から体腔内の吸引物を吸引するために吸引管路（図示せず）を吸引するものである。なお、ここまでの吸引物とは、供給された洗浄水等も含む。吸引ボタン２８ｂは、吸引ポンプ２１ｂの吸引力によって挿入部

50

２２の先端側から体腔内の吸引物を吸引するために用いられる。

また、処置具挿入口３０は、鉗子や穿刺針、高周波メス等の処置具を挿通するためのものである。

ユニバーサルコード２６の他端部には、超音波用プロセッサ装置１４に接続される超音波用コネクタ３２ａと、内視鏡用プロセッサ装置１６に接続される内視鏡用コネクタ３２ｂと、光源装置１８に接続される光源用コネクタ３２ｃとが設けられている。超音波内視鏡１２は、これらの各コネクタ３２ａ、３２ｂ、及び３２ｃを介してそれぞれ超音波用プロセッサ装置１４、内視鏡用プロセッサ装置１６、及び光源装置１８に着脱自在に接続される。また、光源用コネクタ３２ｃには、送水タンク２１ａを接続する送気送水用チューブ３４ａ、及び吸引ポンプ２１ｂを接続する吸引用チューブ３４ｂ等が接続される。

10

【００２６】

挿入部２２は、先端側から順に、硬質部材で形成され、超音波観察部３６と内視鏡観察部３８とを有する先端部（先端硬質部）４０と、先端部４０の基端側に連設され、複数の湾曲駒（アングルリング）を連結してなり、湾曲自在の湾曲部４２と、湾曲部４２の基端側と操作部２４の先端側との間を連結し、細長かつ長尺の可撓性を有する軟性部４４とから構成されている。

湾曲部４２は、図５に示すように、リング状に形成されたリング部品である複数のアングルリング（節輪）４３を軸方向に連枢着したアングルリング構造を有するアングル組立体からなる。アングルリング４３の内部には、複数の操作ワイヤ４３ｂが内周面の軸方向に沿って所定の間隔で配設されている。この操作ワイヤ４３ｂの基端は、操作部２４に設けられた一対のアングルノブ２９、２９で回動されるプーリ（図示せず）に接続されている。これにより、一対のアングルノブ２９、２９を回動操作してプーリを回動すると、操作ワイヤが牽引され、湾曲部４２が所望の方向に湾曲される。このように、一対のアングルノブ２９、２９を操作することにより、湾曲部４２を遠隔的に湾曲操作して、先端部４０を所望の方向に向けることができる。

20

また、先端部４０には、内部に、超音波観察部３６を覆う超音波伝達媒体（例えば、水、オイル等）を注入したバルーンが着脱自在に装着されていても良い。超音波及びエコー信号は空気中で著しく減衰するため、このバルーンに超音波伝達媒体を注入して膨張させ、観察対象部位に当接させることにより、超音波観察部３６の超音波振動子アレイ５０と観察対象部位の間から空気を排除し、超音波及びエコー信号の減衰を防止することができる。

30

【００２７】

なお、超音波用プロセッサ装置１４は、超音波内視鏡１２の挿入部２２の先端部４０の超音波観察部３６の超音波振動子アレイ５０に超音波を発生させるための超音波信号（データ）を生成して供給するものである。また、超音波用プロセッサ装置１４は、超音波が放射された観察対象部位から反射されたエコー信号（データ）を超音波振動子アレイ５０によって受信して取得する。さらに、超音波用プロセッサ装置１４は、取得したエコー信号に対して各種の信号（データ）処理を施してモニタ２０に表示される超音波画像を生成する。

内視鏡用プロセッサ装置１６は、超音波内視鏡１２の挿入部２２の先端部４０の内視鏡観察部３８において、光源装置１８からの照明光によって照明された観察対象部位から取得された撮像画像信号（データ）を受信して取得する。さらに、内視鏡用プロセッサ装置１６は、取得した画像信号に対して各種の信号（データ）処理、及び画像処理を施して、モニタ２０に表示される内視鏡画像を生成する。

40

なお、これらのプロセッサ装置１４、及び１６は、ＰＣ（パーソナルコンピュータ）等のプロセッサによって構成されるものであっても良い。

【００２８】

光源装置１８は、超音波内視鏡１２の内視鏡観察部３８によって体腔内の観察対象部位を撮像して画像信号を取得するために、赤光（Ｒ）、緑光（Ｇ）、及び青光（Ｂ）等の３原色光からなる白色光や特定波長光等の照明光を、発生させる。そして、光源装置１８は

50

、発生させた照明光を、超音波内視鏡 12 に供給し、超音波内視鏡 12 内のライトガイド（図示せず）等によって伝搬する。さらに、光源装置 18 は、伝搬した光を、超音波内視鏡 12 の挿入部 22 の先端部 40 の内視鏡観察部 38 から出射して、体腔内の観察対象部位を照明する。

モニタ 20 は、超音波用プロセッサ装置 14 及び内視鏡用プロセッサ装置 16 により生成された各映像信号を受けて超音波画像や内視鏡画像を表示する。これらの超音波画像や内視鏡画像の表示は、いずれか一方のみの画像を適宜切り替えてモニタ 20 に表示することや両方の画像を同時に表示すること等が可能である。なお、超音波画像を表示するためのモニタと内視鏡画像を表示するためのモニタを別個に設けてよいし、他の任意な形態で、これらの超音波画像と内視鏡画像とを表示するようにしてもよい。

10

【0029】

次に、超音波内視鏡の挿入部の先端部及び湾曲部の構成を図 2 ～ 図 5 を参照して詳細に説明する。

図 2 ～ 図 5 に示すように、超音波内視鏡 12 の先端部 40 には、基端側に超音波画像を取得するための超音波観察部 36 と、先端側に内視鏡画像を取得するための内視鏡観察部 38 とが設けられている。

超音波内視鏡 12 の先端部 40 は、先端側の内視鏡観察部 38 の内視鏡部品の先端に被せられるキャップ状の先端部品 41a と、基端側の超音波観察部 36 の基端側に配置される基端側リング 41b と、先端部品 41a と基端側リング 41b とを繋ぎ止めて固定する SUS 等の金属リング 41c を備える。ここで、先端部品 41a 及び基端側リング 41b は、共に硬質樹脂等の硬質部材からなり、外装部材となる。

20

金属リング 41c の内側のリング内部の先端部分には、内視鏡観察部 38 の内視鏡部品が配設され、それに繋がるリング内部（内周内）には、内視鏡部品から基端側に延びる管路、及び伝送路等の様々な部材が収納されている。また、内視鏡観察部 38 より基端側の金属リング 41c の外側部分（外周）には、超音波観察部 36 の円筒状の超音波振動子アレイ 50 が巻き付けられて一体化され、振動子ユニット 46 を構成している。なお、金属リング 41c は、加工及び組立の都合から、部分的に切り取られた部分を持つ円筒状部材を含む 2 つの円筒状部材によって構成されていても良い。しかしながら、金属リング 41c は、この組み合わせによって必要な 1 つの機能を果たすので、本発明では、1 つの部品として取り扱う。

30

以上から明らかなように、超音波内視鏡 12 の先端部 40 は、先端部品 41a、基端側リング 41b、及び金属リング 41c を含む超音波振動子ユニット 46 に分解できるようになっている。

【0030】

また、内視鏡観察部 38 は、先端面に設けられる処置具導出口 76、観察窓 78、照明窓 80、及び洗浄（送気送水）ノズル 82 等とからなる。

処置具導出口 76 は、基端側に延在し、操作部 24 の処置具挿入口 30 に連通するように延びる処置具チャンネル 84 の出口である。操作部 24 の処置具挿入口 30 から処置具チャンネル 84 に挿入された鉗子などの処置具が、処置具導出口 76 から突出され、被検体の処置が行われる。

40

なお、処置具導出口とは、いわゆる鉗子出口である。また、処置具挿入口とは、いわゆる鉗子口である。さらに、処置具チャンネルとは、いわゆる鉗子管路である。

図 2 ～ 図 5 に示す例では、処置具導出口 76 は、先端部 40 の先端の内視鏡観察部 38 に設けられているが、本発明は特に図示例に限定されず、超音波観察部 36 の複数の超音波振動子 48 よりも超音波内視鏡 12 の先端側であればどこに設けられても良い。

即ち、本発明の放熱構造が適用される超音波内視鏡は、処置具導出口が超音波振動子よりも先端側に配置されている超音波内視鏡である必要がある。

【0031】

観察窓 78 の後方（基端側）には、対物レンズ 86、プリズム 88、及び固体撮像素子 90 が配置される。観察窓 78 から入射した観察対象部位の反射光は、対物レンズ 86 に

50

よって取り込まれる。取り込まれた反射光は、プリズム 88 により光路が直角に折り曲げられて、固体撮像素子 90 の撮像面に結像される。固体撮像素子 90 は、観察窓 78、及び対物レンズ 86、プリズム 88 を透過して撮像面に結像された観察対象部位の反射光を光電変換して、撮像信号を出力する。固体撮像素子としては、CCD (Charge Coupled Device: 電荷結合素子)、及び CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor: 相補形金属酸化膜半導体) 等を挙げることができる。

【0032】

固体撮像素子 90 は、基板 92 に搭載されており、基板 92 には固体撮像素子 90 と電氣的に接続される回路パターンが形成されている。この回路パターンの電極には複数の配線ケーブル 94 が接続されている。配線ケーブル 94 は、配線を絶縁チューブで被覆したものから構成される。基板 92 の回路パターンも光学画像である内視鏡画像の信号を伝送するため、基板 92 の回路パターンと配線ケーブル 94 とが撮像素子信号伝送路となる。そして、複数の配線ケーブル 94 は、湾曲部 42 に向かって延出され、操作部 24 からユニバーサルコード 26 内に挿通されて、最終的には内視鏡用コネクタ 32b に接続される。内視鏡用コネクタ 32b は、内視鏡用プロセッサ装置 16 に接続される。なお、複数の配線ケーブル 94 は、シールド部材によって覆われることによってシールドケーブル 96 としておくことが好ましい。

こうして、固体撮像素子 90 で出力された撮像画像信号は、挿入部 22 から操作部 24 まで延設された配線ケーブル 94 を経由して、ユニバーサルコード 26 により内視鏡用プロセッサ装置 16 に伝送される。内視鏡用プロセッサ装置 16 は、伝送された撮像信号に対して、各種信号処理、及び画像処理を施し、内視鏡光学画像としてモニタ 20 に表示する。

【0033】

また、照明窓 80 は、観察窓 78 を挟んで 2 つ設けられている。照明窓 80 には、ライトガイド 98 (図 3 参照) の出射端が接続されている。ライトガイド 98 は、挿入部 22 から操作部 24 まで延設され、ライトガイド 98 の入射端は、ユニバーサルコード 26 を介して接続された光源装置 18 に接続されている。即ち、ライトガイド 98 は、湾曲部 42 に向かって延出され、操作部 24 からユニバーサルコード 26 内に挿通されて、最終的には光源用コネクタ 32c に接続される。光源用コネクタ 32c は、光源装置 18 に接続される。光源装置 18 で発せられた照明光は、ライトガイド 98 を伝って照明窓 80 から被観察部位に照射される。

また、洗浄ノズル 82 には、送気送水チャンネル (管路) 100 が接続されている。送気送水チャンネル 100 は、湾曲部 42 に向かって延出され、操作部 24 からユニバーサルコード 26 内に挿通される。さらに、送気送水チャンネル 100 は、光源用コネクタ 32c に接続され、送気送水用チューブ 34a を介して送水タンク 21a に接続される。洗浄ノズル 82 は、観察窓 78、及び照明窓 80 の表面を洗浄するために、送水タンク 21a から超音波内視鏡 12 内の送気送水チャンネル 100 を経て、空気、又は洗浄水を観察窓 78、及び照明窓 80 に向けて噴出する。

【0034】

次に、図 5 を参照して、超音波観察部 36 について説明する。

図 5 に示すように、超音波観察部 36 を構成する超音波振動子ユニット 46 は、複数の超音波振動子 (トランスデューサ) 48 が円筒状に配列された超音波振動子アレイ 50 と、複数の超音波振動子 48 に対応する複数の個別電極 52a 及び複数の超音波振動子 48 に共通の共通電極 52b を備える電極部 52 と、複数の個別電極 52a がそれぞれ接続されるフレキシブル配線基板 (FPC) 56 と、外周に巻き付けられた超音波振動子アレイ 50 を支持する金属リング 41c と、を有する。

また、超音波振動子ユニット 46 は、更に、超音波振動子アレイ 50 の上に積層された音響整合層 64 と、音響整合層 64 上に積層された音響レンズ 66 とを有する。即ち、超音波振動子ユニット 46 は、音響レンズ 66、音響整合層 64、超音波振動子アレイ 50、及びパッキング材層 54 の積層体 68 からなる。なお、金属リング 41c には、この積

層体 6 8 が嵌合等の方法で結合された状態で一体化されていると言える。

【 0 0 3 5 】

音響整合層 6 4 は、超音波振動子アレイ 5 0 の外周に設けられ、人体等の被検体と超音波振動子 4 8 との間の音響インピーダンス整合をとるためのものである。

音響整合層 6 4 の外周上に取り付けられている音響レンズ 6 6 は、超音波振動子アレイ 5 0 から発せられる超音波を観察対象部位に向けて収束させるためのものである。音響レンズ 6 6 は、例えば、シリコン系樹脂（ミラブル型シリコンゴム（HTVゴム）、液状シリコンゴム（RTVゴム）等）、ブタジエン系樹脂、ポリウレタン系樹脂等からなる。音響整合層 6 4 によって被検体と超音波振動子 4 8 との間の音響インピーダンス整合をとり、超音波の透過率を高めるため、音響レンズ 6 6 には、必要に応じて酸化チタンやアルミナ、シリカ等の粉末が混合される。

10

【 0 0 3 6 】

超音波振動子アレイ 5 0 は、円筒状に配列された複数、例えば 4 8 ~ 1 9 2 個の直方体形状の超音波振動子（トランスデューサ）4 8 からなる複数チャンネル、例えば 4 8 ~ 1 9 2 チャンネル（CH）のアレイである。

即ち、超音波振動子アレイ 5 0 は、複数の超音波振動子 4 8 が、一例として、図示例のように円筒形の二次元アレイ状に所定のピッチで配列されてなるものである。このように、超音波振動子アレイ 5 0 を構成する各超音波振動子 4 8 は、先端部 4 0 の軸線方向（挿入部 2 2 の長手軸方向）を中心とする円筒状に等間隔で配列されている。さらに、各超音波振動子 4 8 は、超音波用プロセッサ装置 1 4 から入力される駆動信号に基づいて順次駆動されるようになっている。これによって、超音波振動子 4 8 が配列された範囲を走査範囲としてラジアル電子走査が行われる。

20

【 0 0 3 7 】

超音波振動子アレイ 5 0 は、円筒状のバッキング材層 5 4 の外周面上に配置される。超音波振動子 4 8 は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）や、PVDF（ポリフッ化ビニリデン）等の圧電体厚膜の底面に電極を形成した構成を有する。一方の電極は、超音波振動子 4 8 毎に個々に独立した個別電極 5 2 a、他方の電極は、超音波振動子 4 8 の全てに共通の共通電極（例えば、グランド（接地）電極）5 2 b となっている。

なお、図示は省略するが、隣接する 2 つの超音波振動子 4 8 同士の隙間には、エポキシ樹脂等の充填材が充填されている。

30

【 0 0 3 8 】

超音波観察部 3 6 の超音波振動子ユニット 4 6 において、超音波振動子アレイ 5 0 の各超音波振動子 4 8 が駆動され、超音波振動子 4 8 の両電極 5 2 a 及び 5 2 b に電圧が印加される。電圧が印加されると、圧電体が振動して超音波を順次発生し、被検体の観察対象部位に向けて超音波が照射される。そして、複数の超音波振動子 4 8 をマルチプレクサ等の電子スイッチで順次駆動させることで、超音波振動子アレイ 5 0 が配された円筒面に沿った走査範囲、例えば円筒面の中心から数十 mm 程度の範囲で、超音波がラジアル走査される。その結果、超音波振動子アレイ 5 0 の各超音波振動子 4 8 は、超音波を発生する際に発熱し、更に、バッキング材層 5 4 も、超音波の作用により発熱する。

また、超音波振動子アレイ 5 0 は、観察対象部位から反射されたエコー信号（超音波エコー）を受信すると、圧電体が振動して電圧を発生し、この電圧を受信した超音波エコーに応じた電気信号（超音波検出信号）として超音波用プロセッサ装置 1 4 に出力する。そして、超音波用プロセッサ装置 1 4 において各種の信号処理が施されてから、超音波画像としてモニタ 2 0 に表示される。

40

【 0 0 3 9 】

電極部 5 2 は、図 5 に示すように、円筒状の超音波振動子アレイ 5 0 の円筒状に配列された複数（4 8 ~ 1 9 2）の超音波振動子 4 8 において、円筒状配列の中心線に沿って、超音波振動子アレイ 5 0 の外側面又は内側面に設けられる。

複数（4 8 ~ 1 9 2）の超音波振動子 4 8 にそれぞれ導通する電極部 5 2 の複数（4 8 ~ 1 9 2）の個別電極 5 2 a は、図示例では、それぞれ複数の超音波振動子 4 8 の内側面

50

(内周面側)に接続されている。複数(48~192)の超音波振動子48に共通な電極部52の共通電極52bは、図示例では、それぞれ複数の超音波振動子48の外側面(外周面側)に接続されている。

電極部52の複数の個別電極52a及び共通電極52bは、電極パッドとして設けられていることが好ましい。

【0040】

バッキング材層54は、超音波振動子アレイ50の各超音波振動子48を下面側、即ち内周面側から支持する。

次に、バッキング材層54は、アレイ状に配列された複数の超音波振動子48を支持する部材の層である。図5に示すように、バッキング材層54は、円筒状に配列される複数の超音波振動子48の内側(中心側)となるバッキング材からなる。即ち、バッキング材層54は、超音波振動子アレイ50の内周面側(中心側)に配設されるバッキング材からなる。バッキング材層54も円筒状に形成される。

バッキング材層54を構成するバッキング材は、超音波振動子アレイ50の各超音波振動子48等を柔軟に支持するクッション材として機能する。このため、バッキング材は、硬質ゴム等の剛性を有する材料からなり、超音波減衰材(フェライト、セラミックス等)が必要に応じて添加されている。

したがって、超音波振動子アレイ50は、円筒状のバッキング材層54の円筒状の外表面(外周面)上に、図示例では、複数の直方体状の超音波振動子48をその長手方向が円筒の中心と平行となるように配列されたものである。さらに、好ましくは、超音波振動子アレイ50は、等間隔に配列されたものである。即ち、超音波振動子アレイ50は、複数の超音波振動子48が円筒状のバッキング材層54の外周面上に円筒状に配列されたものである。

【0041】

FPC56は、図5に示すように、バッキング材層54の基端側の側面に取り付けられる。FPC56は、一方で、電極部52の複数の個別電極52aと電氣的に接続される複数のパターン配線を有し、他方で、複数本の同軸ケーブル58の信号線58aを配線接続する。FPC56の一方の端部の複数の接続部は、超音波振動子アレイ50の内側面に設けられた複数の個別電極52aにそれぞれ電氣的に接続される。FPC56の他方の端部の複数の接続部には、それぞれ複数本の同軸ケーブル58の信号線58aが配線接続される。こうして、超音波振動子アレイ50の各超音波振動子48の個別電極52aと各同軸ケーブル58の信号線58aとは、電氣的に接続される。

なお、図示しないが、電極部52の共通電極52bは、グランドバー、又は、集合グランド等に配線によって接続される。グランドバー、又は、集合グランドには、複数本の同軸ケーブル58のシールド部材58cがそれぞれ接続されていることが好ましい。

なお、本発明においては、電極部52の共通電極52bと接続されるFPC56のグランド配線等をアングルリング43、及び集合グランド等の内視鏡構造物に接続して、放熱に用いるようにしても良い。

【0042】

しかしながら、電極部52の複数の個別電極52aの接続への容易さからは、FPC56は、例えばフレキシブルプリント配線基板(以下、単にFPC(Flexible Printed Circuit)という)、プリント配線回路基板(以下、PCB(Printed Circuit Board)という)、又はプリント配線基板(以下、PWB(Printed Wired Board)という)等の配線基板から構成されることが好ましい。さらに、FPC56は、電極部52の複数(48~192)の個別電極52aとそれぞれ電氣的に接続するための複数(48~192)の配線を有し、かつ複数(48~192)の配線にそれぞれ接続される複数の接続部を有することが好ましい。

この場合、FPC56は、1つの配線基板、例えばFPC等のフレキシブルな配線基板、もしくはPCB、又はPWB等のリジッドな配線基板で構成されていても良い。更に、FPC56は、FPC等のフレキシブルな配線基板と、PCB、又はPWB等のリジッド

な配線基板とが一体化された多層基板で構成しても良い。例えば、FPC56として、複数(48~192)の配線を持つFPCと、複数(48~192)の接続部とを持つリジッドな配線基板とを、複数(48~192)の配線と複数(48~192)の接続部とがそれぞれ接続されるように一体化したものをを用いることができる。なお、上記複数(48~192)の配線とは、電極部52の複数(48~192)の個別電極52aとそれぞれ電氣的に接続するための配線である。さらに、上記複数(48~192)の接続部とは、複数本の同軸ケーブル58の信号線58aを配線接続する接続部である。

こうすることで、FPC56の複数の配線と超音波振動子アレイ50の電極部52の複数の個別電極52aとをそれぞれ容易に電氣的に接続することができる。

【0043】

ここで、FPC56の複数の配線と超音波振動子アレイ50の電極部52の複数の個別電極(電極パッド)52aとの電氣的な接続は、異方性導電性シート、又は異方性導電性ペーストを用いて行っても良いし、また、熱融着によって行っても良い。なお、これらの電氣的な接続は、これらの接続方法に制限される訳ではなく、配線の作業性を阻害せず、作業工程の難易度が高くならなければ、いかなる方法を用いても良い。具体的には、ワイヤーボンディング、半田付け等の方法などの公知の方法を用いても良い。

こうすることにより、超音波振動子配線作業の簡素化、効率化、作業性の向上を図ることができ、小型化ができ、かつ超音波振動子アレイの各電極、及び多数のケーブルを配線する際に作業性が良く、作業工程の難易度が低く、ケーブルへの負荷がかかりにくく断線の危険性が少ない配線構造を有する超音波振動子ユニットを用いる超音波内視鏡を提供することができる。

こうすることにより、超音波振動子配線作業の簡素化、効率化、作業性の向上を図ることができる。さらに、上記構成により、超音波振動子アレイの小型化ができる。そして、上記構成により、超音波振動子アレイの各電極、及び多数のケーブルを配線する際に作業性が良く、作業工程の難易度が低い。これにより、ケーブルへの負荷がかかりにくく断線の危険性が少ない配線構造を有する超音波振動子ユニットを用いる超音波内視鏡を提供することができる。

【0044】

本発明に用いられる同軸ケーブル58は、図6に示すように、中心に信号線58aと、信号線58aの外周に第1絶縁層58bと、第1絶縁層58bの外周にシールド部材58cと、シールド部材58cの外周に第2絶縁層58dとを備えるものである。換言すれば、同軸ケーブル58は、中心側から信号線58aと、第1絶縁層58bと、シールド部材58cと、第2絶縁層58dとを同心円状に積層したものである。

ここで、本発明においては、複数の同軸ケーブル58は、図7に示すように、複数の同軸ケーブル58を最外層の外皮72aでその内部に包んだ1本のシールドケーブル72として用いられる。

なお、本発明に用いられる複数の超音波ケーブルからなるシールドケーブルは、複数の同軸ケーブル58を外皮72aで包んだシールドケーブル72に限定されない。例えば、中心の導体の外周を誘電体等の絶縁層で包んだ複数の信号線と、シールド部材として機能する導体からなる複数のドレイン線とをランダムに混在させて配置して1本のケーブルユニットとした非同軸ケーブルであっても良い。また、中心の導体の外周を誘電体等の絶縁層で包んだ複数の信号線を中心側に配置し、複数の信号線の周囲にシールド部材として機能する複数の外部の導体を配置し、全体を遮蔽材で包んで1本のケーブルユニットとした非同軸ケーブルであっても良い。

【0045】

なお、上述したように、電極部52の共通電極52bが接続されるグランドバー等には、1本のシールドケーブル72の複数の同軸ケーブル58の各シールド部材58cが電氣的に接続される。

このようなグランドバーとしては、複数の同軸ケーブル58の複数のシールド部材58cを、例えば半田等により電氣的に接続できるものであればどのようなものでも良く、超

10

20

30

40

50

音波内視鏡に用いられる従来公知のグラントバーであれば良い。

なお、複数のシールド部材 5 8 c のグラントバーへの電氣的な接続、及び上述した複数の信号線 5 8 a の F P C 5 6 の複数の接続部へのそれぞれの電氣的な接続に際しては、まず、1 本のシールドケーブル 7 2 の先端側の外皮 7 2 a を剥いて除去し、複数の同軸ケーブル 5 8 を取り出す。次に、取り出された複数の同軸ケーブル 5 8 の先端側の第 2 絶縁層 5 8 d を剥いて除去し、複数のシールド部材 5 8 c を外側に剥き出す。最後に、外側に剥き出された複数のシールド部材 5 8 c を基端側は残し、その先端部のシールド部材 5 8 c を切断して除去すると共に第 2 絶縁層 5 8 d を剥いて除去して複数の信号線 5 8 a を外側に剥き出す。

【 0 0 4 6 】

10

こうして、複数の同軸ケーブル 5 8 の外側に剥き出されたまま残された複数のシールド部材 5 8 c は、それぞれグラントバーに半田等により電氣的に接続される。

また、複数の同軸ケーブル 5 8 の先端の外側に剥き出された複数の信号線 5 8 a は、それぞれ F P C 5 6 の複数の接続部に半田等により電氣的に接続される。

なお、グラントバーの代わりに、複数の同軸ケーブル 5 8 の複数のシールド部材 5 8 c を束ねてまとめて接続した集合グラントを用いて、集合グラントに電極部 5 2 の共通電極 5 2 b を導電性部材により接続するようにしても良い。

【 0 0 4 7 】

ここで、超音波振動子ユニット 4 6 を超音波内視鏡 1 2 の先端部 4 0 の金属リング 4 1 c に取り付け際には、超音波振動子ユニット 4 6 の積層体 6 8 のバッキング材層 5 4 の側面に取り付けられた F P C 5 6 と複数の同軸ケーブル 5 8 (信号線 5 8 a、シールド部材 5 8 c 等) との接続部の空間、複数の同軸ケーブル 5 8 間の隙間、及び複数の同軸ケーブル 5 8 が通っている隙間(空間)は、放熱性の良い充填材で埋めて、充填材層(図示せず)としておくことが好ましい。ここで、充填材層を形成する充填材としては、エポキシ樹脂、又はシリコン系充填材等の非導電性の充填材であれば、どのような充填材を用いても良い。

20

このような充填材層は、超音波振動子ユニット 4 6 の F P C 5 6 と基端側リング 4 1 b との間の隙間、特に F P C 5 6 に配線された複数の同軸ケーブル 5 8 と基端側リング 4 1 b との間の隙間を埋めるために設けられるものである。さらに、この充填材層は、F P C 5 6 と複数の同軸ケーブル 5 8 の配線部分及び延長部分の一部とを固定して、F P C 5 6 の複数の接続部における同軸ケーブル 5 8 の信号線 5 8 a の接続不良の発生、グラントバー等における同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c の接続不良の発生、及び同軸ケーブル 5 8 等のばらけによる断線を防止することができるものである。このように、F P C 5 6、及び複数の同軸ケーブル 5 8 の少なくとも一部を、放熱性の良い充填材にて覆い、充填材層を形成しておくことで、本発明の超音波内視鏡 1 2 の先端部 4 0 の超音波振動子ユニット 4 6、及び超音波観察部 3 6 のアセンブリの取り回し時の複数の同軸ケーブル 5 8 の部分の保護を行うことができる。

30

【 0 0 4 8 】

更に、充填材層は、超音波振動子アレイ 5 0 から発振されて、その下側に伝播した超音波がバッキング材層 5 4 との境界で反射しないように、かつ超音波振動子アレイ 5 0 から発振された超音波が観察対象又はその周辺部において反射して、超音波振動子アレイ 5 0 の下側に伝播した超音波を十分に減衰させることができるように、バッキング材層 5 4 との音響インピーダンスが整合していることが好ましい。

40

更に、充填材層は、バッキング材層 5 4 との音響インピーダンスが整合していることが好ましい。好ましい理由は、まず、超音波振動子アレイ 5 0 から発振されて、その下側に伝播した超音波がバッキング材層 5 4 との境界で反射しないからである。次に、超音波振動子アレイ 5 0 から発振された超音波が観察対象又はその周辺部において反射して、超音波振動子アレイ 5 0 の下側に伝播した超音波を十分に減衰させることができるからである。そのため、充填材層の音響インピーダンスを Z_p ($\text{kg} / \text{m}^2 \cdot \text{s}$) とし、かつバッキング材層 5 4 の音響インピーダンスを Z_b ($\text{kg} / \text{m}^2 \cdot \text{s}$) とした時に、下記式 (1)

50

で表される充填材層とバックング材層 5 4 との音響インピーダンス反射率 Q (%) が、50 % 以下であることが好ましい。

$$Q = 100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \quad \dots (1)$$

【0049】

この音響インピーダンス反射率 Q は、充填材層とバックング材層 5 4 との境界面における超音波（音響ビーム）の反射のし易さを表す指標である。すなわち、音響インピーダンス反射率の値が 0 % に近いほど、充填材層の音響インピーダンスとバックング材層 5 4 の音響インピーダンスとが整合していることを示す。上記の音響インピーダンス反射率が 50 % 以下程度であれば、超音波振動子アレイ 5 0 の下側に伝播した超音波が原因となる雑音は、超音波振動子アレイ 5 0 において受信される超音波信号を用いて、超音波用プロセッサ装置 1 4 において超音波画像を生成することにおいて、問題とはならないように処理をすることができる。

【0050】

また、超音波振動子ユニット 4 6 の超音波振動子アレイ 5 0 から超音波を発振する際に、超音波用プロセッサ装置 1 4 から超音波振動子アレイ 5 0 に伝送される駆動信号は熱エネルギーとなる。

この熱エネルギーにより超音波振動子アレイ 5 0 が発熱するため、充填材層は放熱性を有することが好ましい。そのため、充填材層の熱伝導率は、1 . 0 W / m K 以上であることが好ましい。

本発明の超音波内視鏡 1 2 の先端部 4 0 の超音波観察部 3 6 は、以上のように構成される。

【0051】

図 5 を参照して、本発明の第 1 実施形態の超音波内視鏡 1 2 の放熱構造 7 0 について説明する。

図 5 に示すように、本実施形態の放熱構造 7 0 は、本発明の第 1 熱伝導部材、即ち導電性熱伝導部材として機能する金属リング 4 1 c と、金属リング 4 1 c を内視鏡構造物の導電性の構造物であるアングルリング 4 3 の先端リング 4 3 a に、電気的には絶縁（遮断）して、熱的に接続する絶縁性の第 2 熱伝導部材とからなる。ここで、アングルリング 4 3 の先端リング 4 3 a は、本発明のアングル組立体の先端側リングである。

図 5 に示すように、本実施形態の放熱構造 7 0 は、本発明の第 1 熱伝導部材と、第 2 熱伝導部材とからなる。本発明の第 1 熱伝導部材は、導電性熱伝導部材として機能する金属リング 4 1 c である。第 2 熱伝導部材は、金属リング 4 1 c を内視鏡構造物の導電性の構造物であるアングルリング 4 3 の先端リング 4 3 a に、電気的には絶縁（遮断）して、熱的に接続する絶縁性の第 2 熱伝導部材である。ここで、アングルリング 4 3 の先端リング 4 3 a は、本発明のアングル組立体の先端側リングである。

なお、本発明において、2 つの部材を電気的に接続するとは、2 つの部材間で良好に電流が流れるように、直接接触させて固定する、又は半田、又は導電性接着剤等で接合して固定することと言う。

また、2 つの部材を熱的に接続するとは、2 つの部材間で良好に熱伝達が生じ、一方の部材から他方の部材に熱が良好に伝わるように、直接接触させて固定する、又は半田、又は熱伝導性接着剤等で接合して固定することと言う。

【0052】

本発明の超音波内視鏡 1 2 においては、超音波振動子ユニット 4 6 の積層体 6 8 を直接円筒状の金属リング 4 1 c の外周面上に載置して接触させて取り付けられている。超音波振動子ユニット 4 6 の積層体 6 8 の円筒状のバックング材層 5 4 の内孔内に円筒状の金属リング 4 1 c を通し、嵌合する。この構成により、バックング材層 5 4 の内周面と、金属リング 4 1 c 外周面を直接接触させる。こうすることで、超音波振動子ユニット 4 6 において超音波振動子アレイ 5 0 （の複数の超音波振動子 4 8 ）と、金属リング 4 1 c とは、電気的には導通、即ち接続させていない。しかしながら、複数の超音波振動子 4 8 及びバックング材層 5 4 の発熱は、金属リング 4 1 c に伝達される。

本発明においては、金属リング４１ｃは、円筒形状の第１熱伝導部材として機能する。さらに、金属リング４１ｃは、円筒形状の導電性熱伝導部材として機能する。

ここで、本発明の第１熱伝導部材の熱伝導率は、 0.5 W/m K 以上であることが好ましい。これらの熱伝導部材の熱伝導率が 0.5 W/m K 未満であると、複数の超音波振動子４８及びバックング材層５４で発生した熱を本発明の内視鏡構造物である先端リング４３ａに効率よく放熱することができない。これにより、超音波振動子ユニット４６の表面温度を上昇させ、体腔表面に低温火傷等を生じさせる虞がある。

なお、本発明の第１熱伝導部材として機能する金属リング４１ｃとしては、ＳＵＳ等の従来公知の金属製の円筒状部材を用いることができる。

ここでいう本発明の第１熱伝導部材とは、例えば金属リング４１ｃである。

10

【００５３】

なお、図５に示す例では、超音波振動子ユニット４６において、直接円筒状の金属リング４１ｃ上に接触させているのは、積層体６８の超音波振動子アレイ５０（複数の超音波振動子４８）を支持するバックング材層５４であるので、超音波振動子４８と電気的な接続は無い。即ち、本実施形態においては、超音波振動子４８に金属リング４１ｃ（第１熱伝導部材）を接続する際、両者を絶縁させる構造としている。しかしながら、金属リング４１ｃと超音波振動子４８とは近接配置されているため、耐圧が確保できずに超音波振動子４８から導電性熱伝導部材である金属リング４１ｃへ放電する可能性がある。そのため、内視鏡構造物とは絶縁を確保した状態で超音波振動子４８と金属リング４１ｃとを接続した方がよい。

20

なお、金属リング４１ｃは、先端部４０において、超音波振動子ユニット４６を支持する円筒形状の導電性部材である。それ故、金属リング４１ｃは、超音波振動子アレイ５０とバックング材層５４を介して接する円筒形状の導電性部材でもある。また、金属リング４１ｃは、先端部４０の超音波観察部３６から湾曲部４２のアングルリング４３の先端リング４３ａの所まで延在している。そして、樹脂製のネジ１０４によって、先端リング４３ａと、金属リング４１ｃとは、樹脂製の基端側リング４１ｂを挟んで固定されている。このため、先端リング４３ａと、金属リング４１ｃとは、電気的にも、熱的にも、接続されていない。

【００５４】

このため、本実施形態においては、金属リング４１ｃに熱伝達（熱伝導）された複数の超音波振動子４８及びバックング材層５４の熱を、効率よく、かつ安全に内視鏡構造物であるアングルリング４３の先端リング４３ａに逃がす。そのため、第１熱伝導部材である金属リング４１ｃと、内視鏡構造物であるアングルリング４３の先端リング４３ａとの間に絶縁性の第２熱伝導部材（絶縁性熱伝導部材１０２）を挟み込む構成としている。

30

こうして、金属リング４１ｃは、絶縁性熱伝導部材１０２を介して先端リング４３ａと、熱的に接続されるが、電気的には絶縁、又は遮断される。したがって、複数の超音波振動子４８及びバックング材層５４は、第１熱伝導部材である金属リング４１ｃ、及び絶縁性熱伝導部材１０２を介して、先端リング４３ａに熱的に接続されるが、電気的には絶縁、又は遮断される。

したがって、まず、先端部４０ａの超音波振動子４８及びバックング材層５４の発熱を、金属リング４１ｃ等の第１熱伝導部材（導電性熱伝導部材）、及び絶縁性熱伝導部材１０２を介して、内視鏡構造物であるアングルリング４３の先端リング４３ａに伝導する。更に、その熱を、先端リング４３ａから湾曲部４２の複数のアングルリング４３の基端側に伝導することで、その熱を、軟性部４４を経て操作部２４から外部に放熱することができる。

40

なお、金属リング４１ｃは、超音波振動子ユニット４６の構成部材であるので、超音波振動子ユニット４６と、内視鏡構造物であるアングルリング４３の先端リング４３ａとは、絶縁性熱伝導部材１０２を介して接続されることになる。

【００５５】

絶縁性熱伝導部材１０２としては、第１熱伝導部材である金属リング４１ｃと先端リン

50

グ 4 3 a とを熱的に接続すると共に、電氣的に絶縁、又は遮断できれば、どのようなものを用いても良い。絶縁性熱伝導部材 1 0 2 としては、例えば、放熱シリコンゴム、又は放熱シート等を用いることができ、更に、熱伝導性があれば、セラミック部材、放熱性パッド、もしくは、D L C (Diamond-like Carbon: ダイヤモンドライクカーボン) コート、又はパラフィンコート等の絶縁コートを用いても良い。

ここで、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の耐電圧は、1 . 5 k V 以上であることが好ましい。絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の耐電圧が 1 . 5 k V 未満であると、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 によって、第 1 熱伝導部材である金属リング 4 1 c と内視鏡構造物である先端リング 4 3 a と先端リング 4 3 a とを電氣的に絶縁、又は遮断できない。仮に、高周波処置具などの使用により内視鏡構造物に放電や漏電が生じた時に、金属リング 4 1 c を介して、超音波振動子ユニット 4 6 の表面に放電又は漏電が生じ、体腔表面に電気ショックなどの負担を与えたり、ショートして低温火傷等を生じさせる虞がある。

10

【 0 0 5 6 】

また、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の熱伝導率は、0 . 5 W / m K 以上であることが好ましい。その理由は、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 は、導電性熱伝導部材である金属リング 4 1 c と同様に、複数の超音波振動子 4 8 及びバッキング材層 5 4 で発生した熱を本発明の内視鏡構造物である先端リング 4 3 a に伝導する必要があるため、第 1 熱伝導部材の場合と同様の理由があるからである。

また、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の厚みは、3 mm 以下であることが好ましい。絶縁性熱伝導部材 1 0 2 が、第 1 熱伝導部材と同様の熱伝導率を有していれば、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の厚みは、特に制限的ではない。しかし、一般に、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の方が、金属リング 4 1 c 等の第 1 熱伝導部材より、熱伝導率が低い。そのため、その場合には、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の厚みが 3 mm 超だと、熱伝導が悪くなる恐れがあり、湾曲部 4 2 のサイズが必要以上に増大する。

20

【 0 0 5 7 】

図 5 に示す放熱構造 7 0 においては、導電性熱伝導部材である金属リング 4 1 c と、内視鏡構造物である先端リング 4 3 a とで、その間に絶縁性熱伝導部材 1 0 2 を挟み込む構成を有する。こうすることで、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 を先端リング 4 3 a の内周面上に着脱自在に配置でき、修理性が向上する。

図示例では、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 を先端リング 4 3 a の内周面上に配置しているが、先端リング 4 3 a の外周面上に配置しても良いし、内外両周面上に配置しても良い。更に、このように、絶縁性と熱伝導性が要求される場合には、内視鏡構造物の表面の一部又は全てに絶縁性の熱伝導部材を配置することが好ましい。

30

なお、図 5 に示す例において、金属リング 4 1 c と超音波振動子 4 8 とは近接配置されている。そのため、耐圧が確保できずに超音波振動子 4 8 から導電性熱伝導部材である金属リング 4 1 c へ放電する可能性がある場合には、金属リング 4 1 c とバッキング材層 5 4 との間に絶縁性熱伝導部材 1 0 2 と同様な絶縁性熱伝導部材を挟み込む構成としても良い。

なお、第 2 熱伝導部材である絶縁性熱伝導部材 1 0 2 を直接超音波振動子アレイ 5 0 に接続しても良い。しかしながら、一般的に絶縁性熱伝導部材 1 0 2 は、導電性熱伝導部材である金属リング等に比べて熱伝導率が低い。そのため、先端リング 4 3 a 等の内視鏡構造物までの絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の距離が長くなると、先端リング 4 3 a 等への熱が伝わり難くなる。それ故に、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の長さをできる限り短くすることが好ましい。従って、第 1 導電性部材を設けて、内視鏡構造物までの絶縁性熱伝導部材 1 0 2 の距離を短くすることが好ましい。

40

【 0 0 5 8 】

図 5 に示す放熱構造 7 0 においては、金属リング 4 1 c と、先端リング 4 3 a との間に絶縁性熱伝導部材 1 0 2 を挟み込む構成としている。しかしながら、本発明はこれに限定されない。図 8 に示す放熱構造 7 0 a のように、絶縁性熱伝導部材 1 0 2 を挟み込み、先端リング 4 3 a と金属リング 4 1 c とを基端側リング 4 1 b を挟んで固定する樹脂製のネ

50

ジ１０４の代わりに、本発明の絶縁性の第２熱伝導部材として機能するセラミック製ネジ１０６を用いても良い。

図８に示す超音波内視鏡１２ａの先端部４０ａの放熱構造７０ａは、第１熱伝導部材である金属リング４１ｃと、絶縁性の第２熱伝導部材であるセラミック製ネジ１０６と、からなる。

セラミック製ネジ１０６は、先端リング４３ａの挿通孔に挿入され、先端リング４３ａのネジ孔にねじ込まれて、先端リング４３ａに当接し、締め付けられる。そして、セラミック製ネジ１０６は、第１熱伝導部材である金属リング４１ｃと先端リング４３ａとを熱的に接続する絶縁性の第２熱伝導部材として機能する。また、セラミック製ネジ１０６は、先端リング４３ａに対して着脱自在であるので、放熱構造７０ａは、修理性が高い。

10

【００５９】

なお、セラミック製ネジ１０６は、絶縁性熱伝導部材１０２と同様の耐電圧、及び熱伝導率を有する。

こうして、金属リング４１ｃは、セラミック製ネジ１０６を介して先端リング４３ａに熱的に接続される。しかしながら、金属リング４１ｃは、内視鏡構造物に対して開放されていないので、内視鏡構造物から電気的には絶縁、又は遮断される。

したがって、図８に示す放熱構造７０ａは、まず、先端部４０ａの超音波振動子４８及びバック材層５４の発熱を、金属リング４１ｃ等の第１熱伝導部材、及び絶縁性熱伝導部材として機能するセラミック製ネジ１０６を介して、内視鏡構造物である先端リング４３ａに伝導する。次いで、放熱構造７０ａは、図５に示す放熱構造７０と同様に、熱を湾曲部４２から軟性部４４に伝導し、操作部２４から外部に放熱することができる。

20

【００６０】

以上のような図１～図７に示す超音波内視鏡１２によって体腔内を観察する際には、まず、挿入部２２を体腔内に挿入し、内視鏡観察部３８において取得された内視鏡光学画像をモニタ２０で観察しながら、観察対象部位を探索する。

次いで、観察対象部位に先端部４０が到達し、超音波断層画像を取得する指示がなされると、超音波用プロセッサ装置１４から超音波内視鏡１２内の同軸ケーブル５８、ＦＰＣ５６、及び電極部５２を介して駆動制御信号が超音波振動子４８に入力される。駆動制御信号が入力されると、超音波振動子４８の両電極に規定の電圧が印加される。そして、超音波振動子４８の圧電体が励振され、音響レンズ６６を介して、観察対象部位に超音波が発せられる。

30

なお、この時、先端部４０の超音波振動子４８及びバック材層５４は発熱する。発生した熱は、まず、放熱構造７０を構成する金属リング４１ｃに伝導される。次いで、金属リング４１ｃを伝導した熱は、金属リング４１ｃに接続された絶縁性熱伝導部材１０２を介して、内視鏡構造物である先端リング４３ａに効率的に伝導される。先端リング４３ａから挿入部２２の湾曲部４２及び軟性部４４を経て操作部２４に伝導される。さらに、操作部２４に伝導された熱は、被検体の体腔の外部に効率的に放熱される。従って、超音波内視鏡１２の先端部４０の温度上昇は抑制されるので、超音波内視鏡１２は、先端部４０が接触する体腔表面に低温火傷等の損傷を与えることがない。また、金属リング４１ｃと先端リング４３ａとの間には絶縁性熱伝導部材１０２が、介在しているので、仮に、先端リング４３ａ及び／又は処置具チャンネル（鉗子パイプ）８４などの他の内視鏡構造物に放電、又は漏れ電流が発生しても、先端部４０に流下することは無い。ゆえに、本発明の超音波内視鏡１２は、被検体に電気的な負荷による負担を与えることはない。

40

【００６１】

以上のようにして、超音波が照射された後、観察対象部位からのエコー信号が超音波振動子４８で受信される。この超音波の照射、及びエコー信号の受信は、駆動する超音波振動子４８をマルチプレクサ等の電子スイッチによりずらしながら繰り返し行われる。これにより、観察対象部位に超音波が走査される。超音波用プロセッサ装置１４では、エコー信号を受信して超音波振動子４８から出力された検出信号を元に、超音波断層画像が生成される。生成された超音波断層画像は、モニタ２０に表示される。

50

なお、図 8 に示す放熱構造 70 a を用いる場合にも、同様にして、超音波断層画像を得ることができる。

本発明の第 1 実施形態の超音波内視鏡は、基本的に以上のように構成される。

【0062】

図 5 及び図 8 に示す放熱構造 70 及び 70 a では、内視鏡構造物である導電性の構造物を、アングルリング 43 の先端リング 43 a とし、第 1 熱伝導部材を金属リング 41 c としている。しかしながら、本発明はこれに限定されず、導電性の構造物を、その他の内視鏡構造物としても良いし、熱伝導部材を別に設けても良い。

以下では、図 9 ~ 図 12 を参照して、他の種々の実施形態の放熱構造を説明する。図 9 ~ 図 12 は、図 5 と同様に、他の種々の実施形態の超音波内視鏡の放熱構造を説明するために、放熱構造に関連する部材等を強調して示すものである。そのため、図 9 ~ 図 12 は、説明に必要な部分のみを強調して記載し、説明に用いない部分は簡略化、又は省略して示す図面である。

【0063】

(第 2 実施形態)

図 9 は、本発明の第 2 実施形態の超音波内視鏡の先端部の一例を模式的に示す部分断面図である。

図 9 に示す超音波内視鏡 12 b の先端部 40 b は、内視鏡構造物である導電性の構造物として、複数の同軸ケーブル 58 における集合グラウンド 110 を有している。図 9 に示す超音波内視鏡 12 b の先端部 40 b は、図 5 に示す超音波内視鏡 12 の先端部 40 と、下記の点で異なる以外は、同一の構成を有するものである。同一の構成要素には、同一の参照符号を付し、その説明は省略する。なお、下記の点とは、超音波振動子ユニット 46 を第 2 熱伝導部材 108 を介して、集合グラウンド 110 に熱的に接続している点である。例えば、超音波振動子アレイ 50 を、第 1 熱伝導部材である金属リング 41 c、及び第 2 熱伝導部材 108 を介して、集合グラウンド 110 に熱的に接続している点である。

図 9 に示す超音波内視鏡 12 b の先端部 40 b の放熱構造 70 b は、内視鏡構造物の導電性の構造物である集合グラウンド 110 と、第 1 熱伝導部材である金属リング 41 c と、金属リング 41 c を集合グラウンド 110 に熱的に接続する第 2 熱伝導部材 108 とを備える。ここで、第 1 熱伝導部材である金属リング 41 c と、第 2 熱伝導部材 108 とは、本発明の熱伝導部材を構成する。

【0064】

集合グラウンド 110 は、シールドケーブル 72 の複数の同軸ケーブル 58 のシールド部材 58 c を密着させて金属製の環状体で束ねたものである。全てのシールド部材 58 c 及び金属製の環状体は、電気的にも熱的にも接続されている。

なお、複数の同軸ケーブル 58 は、集合グラウンド 110 においては、その前後含めてシールド部材 58 c が外表面となっている。FPC 56 の複数の接続部に接続される先端は、信号線 58 a のみである。集合グラウンド 110 と FPC 56 の複数の接続部との間においては、第 1 絶縁層 58 b が外表面となっている。信号線 58 a は第 1 絶縁層 58 b によって被覆されており、複数の信号線 58 a は互いに絶縁されている。

【0065】

第 2 熱伝導部材 108 は、複数の超音波振動子 48 及びバッキング材層 54 で発生し、金属リング 41 c に伝達された熱を集合グラウンド 110 に伝達できるものであれば、特に制限的ではない。第 2 熱伝導部材 108 は、熱伝導性を有し、超音波内視鏡 12 b の先端部 40 b の狭いスペースに柔軟に収納可能なものであればどのようなものでも良い。第 2 熱伝導部材 108 としては、熱伝導性を有し、狭いスペースに柔軟に収納可能なものとする必要がある。例えば芯線を備えるケーブル等の熱伝導性ケーブル、金属線等の熱伝導性線材、又は金属ネット部材等の熱伝導性ネット等を挙げることができる。

第 2 熱伝導部材 108 として、これらの熱伝導部材を用いる場合、熱伝達効率を良くするために、同軸ケーブル 58 の信号線 58 a より太い芯線を備えるケーブル、又は信号線

10

20

30

40

50

５８ａより太い金属線を使用することが好ましい。

また、第２熱伝導部材１０８として、狭いスペースに収納可能な柔軟性を求める場合には、金属編組のネット部材を使用することが好ましい。

【００６６】

更に、第２熱伝導部材１０８として、絶縁性熱伝導部材を使用することで、耐ノイズ性を向上させることができる。絶縁性熱伝導部材としては、例えば、放熱シリコンゴム、又は放熱シート等を用いることができる。

なお、図９に示す第２実施形態の放熱構造７０ｂにおいても、図５及び図８に示す第１実施形態の放熱構造７０及び７０ａのように、絶縁性熱伝導部材１０２、又はセラミック製ネジ１０６を用いても良い。

10

本実施形態の放熱構造７０ｂにおいては、まず、先端部４０ｂの超音波振動子４８及びバック材層５４の発熱を、金属リング４１ｃ等の第１熱伝導部材、及び第２熱伝導部材１０８を介して、内視鏡構造物である集合グラウンド１１０に伝達する。次いで、集合グラウンド１１０の熱を複数の同軸ケーブル５８のシールド部材５８ｃに逃がして、湾曲部４２から軟性部４４に伝導し、操作部２４、更には、ユニバーサルコード２６から外部に放熱することができる。

【００６７】

（第３実施形態）

図１０は、本発明の第３実施形態の超音波内視鏡の先端部の一例を模式的に示す部分断面図である。

20

図１０に示す超音波内視鏡１２ｃの先端部４０ｃは、図９に示す超音波内視鏡１２ｂの先端部４０ｂと、下記の点で異なる以外は、同一の構成を有するものである。同一の構成要素には、同一の参照符号を付し、その説明は省略する。下記の点とは、熱伝導部材の第１熱伝導部材として、金属リング４１ｃの代わりに、銅箔１１２を有しており、超音波振動子ユニット４６の超音波振動子アレイ５０を、熱伝導部材の第１熱伝導部材である銅箔１１２、及び第２熱伝導部材１０８ａを介して集合グラウンド１１０に熱的に接続している点である。

図１０に示す超音波内視鏡１２ｃの先端部４０ｃの放熱構造７０ｃは、集合グラウンド１１０と、第１熱伝導部材である銅箔１１２と、銅箔１１２を集合グラウンド１１０に熱的に接続する第２熱伝導部材１０８ａとを備える。ここで、第１熱伝導部材である銅箔１１２と、第２熱伝導部材１０８ａとは、本発明の熱伝導部材を構成する。

30

【００６８】

銅箔１１２は、図１０に示すように、複数の超音波振動子４８に直接接続される熱伝導部材である。銅箔１１２は、複数の超音波振動子４８及びバック材層５４の基端側の側面に貼り付けられ、更に基端側に延在して、集合グラウンド１１０に接続される。銅箔１１２は、複数の超音波振動子４８をシールドすると共に、複数の超音波振動子４８及びバック材層５４において発生した熱を集合グラウンド１１０に逃がす役目を果たす。

銅箔１１２は、第２熱伝導部材１０８ａと共に、放熱構造７０ｃを構成するものである。銅箔１１２は、超音波振動子アレイ５０の複数の超音波振動子４８に貼り付けられ、少なくとも超音波振動子アレイ５０の側面、即ち積層体６８の基端側端面に配設される。さらに、具体的には、銅箔１１２は、超音波振動子アレイ５０及びバック材層５４の基端側端面に配設される。

40

また、複数の超音波振動子４８への銅箔１１２の接続は、銅箔１１２を超音波振動子アレイ５０及びバック材層５４の外側面に貼り付けることによって行えばよい。銅箔１１２の貼り付けは、半田、銀ペースト、又は導電性接着剤等の導電性部材、若しくはシリコン系の非導電性接着剤等を用いて行うことが好ましい。

【００６９】

銅箔１１２は、箔形状に限定されるものではなく、メッシュ形状及びシート形状などの、超音波振動子アレイ５０及びバック材層５４の幅方向の側面から十分に熱を伝導できる形状であることが好ましい。

50

なお、本発明の熱伝導部材、例えば第１熱伝導部材としては、銅箔１１２を用いているが、本発明はこれに限定されず、熱伝導性の良い部材であればどのようなものでもよい。例えば、薄い板状体の場合には、アルミニウム箔、金箔、又は銀箔などの金属箔であっても良い。また、板金等の金属板、例えば銅板、であっても良い。更には、薄い板状体でなくとも、導電性熱伝導部材として用いることができる部材、例えば金属編組のネット部材、金属メッシュ、同軸ケーブル５８の信号線５８ａより太い芯線を備えるケーブルであっても良い。

また、図示例では、銅箔１１２は、複数の超音波振動子４８に直接接続されているが、本発明はこれに限定されない。銅箔１１２は、熱伝導ができれば、複数の超音波振動子４８に固定された基板、及び／又は放熱板に接続されていても良い。

10

【００７０】

なお、図１０に示す超音波振動子ユニット４６においては、銅箔１１２を持つ放熱構造７０ｃが、積層体６８（複数の超音波振動子４８及びバッキング材層５４）の片側面のみ

に設けられている。しかしながら、本発明はこれに限定されない。銅箔１１２を持つ放熱構造７０ｃは、積層体６８の両側面に設けられていても良い。

本実施形態の放熱構造７０ｃにおいては、まず、先端部４０ｃの超音波振動子４８及びバッキング材層５４の発熱を、銅箔１１２等の第１熱伝導部材、及び第２熱伝導部材１０８

ａを介して、内視鏡構造物である集合グランド１１０に伝達する。次に、本実施形態の放熱構造７０ｃにおいては、図９に示す放熱構造７０ｂと同様に、集合グランド１１０の熱を複数の同軸ケーブル５８のシールド部材５８ｃに逃がす。さらに、本実施形態の放熱構造

20

【００７１】

図１１は、本発明の第３実施形態の超音波内視鏡の先端部の他の一例を模式的に示す部分断面図である。

図１１に示す超音波内視鏡１２ｄの先端部４０ｄは、図１０に示す超音波内視鏡１２ｃの先端部４０ｃと、以下の点で異なる以外は、同一の構成を有するものである。同一の構成要素には、同一の参照符号を付し、その説明は省略する。以下の点とは、まず、銅箔１１２に加え、更に、第２熱伝導部材１０８ｂ、及び金属リング４１ｃと、絶縁性熱伝導部材１０２とを有している点である。さらに、超音波振動子ユニット４６の超音波振動子アレイ５０を、銅箔１１２、第２熱伝導部材１０８ｂ、金属リング４１ｃ、及び絶縁性熱伝導部材１０２を介してアングルリング４３の先端リング４３ａに熱的に接続している点もである。

30

図１１に示す超音波内視鏡１２ｄの先端部４０ｄの放熱構造７０ｄは、アングルリング４３の先端リング４３ａと、銅箔１１２と、銅箔１１２を金属リング４１ｃに熱的に接続する第２熱伝導部材１０８ｂと、金属リング４１ｃを先端リング４３ａに接続する絶縁性熱伝導部材１０２を備える。ここで、銅箔１１２と、第２熱伝導部材１０８ｂと、金属リング４１ｃとは、本発明の熱伝導部材を構成する。

即ち、本実施形態においては、超音波振動子４８に金属リング４１ｃを接続する際、両者を導通させる構造としている。この構造では、超音波振動子４８のグランドに銅箔１１２を接続して、銅箔１１２を金属リング４１ｃに接続することにより、超音波振動子４８のグランドを導電性の第１熱伝導部材に接続する。

40

【００７２】

本実施形態の放熱構造７０ｄにおいては、先端部４０ｄの超音波振動子４８及びバッキング材層５４に銅箔１１２を接続する。次いで、銅箔１１２と金属リング４１ｃとを第２熱伝導部材１０８ｂによって熱的に接続する。さらに、第１実施形態と同様に、絶縁性熱伝導部材１０２によって金属リング４１ｃを先端リング４３ａに熱的に接続し、電気的には絶縁する。

こうして、超音波振動子４８及びバッキング材層５４の発熱を、第１熱伝導部材、第２熱伝導部材１０８ｂ、及び第１熱伝導部材からなる本発明の熱伝導部材に伝達する。次い

50

で、伝達された熱を絶縁性熱伝導部材 102 によって先端リング 43a に逃がす。さらに、図 5 及び図 8 に示す放熱構造 70 及び 70a と同様に、先端リング 43a の熱を、順次複数のアングルリング 43 に伝達し、湾曲部 42 から軟性部 44 に伝導する。最終的に、軟性部 44 に伝達した熱は、操作部 24 から外部に放熱することができる。

なお、本実施形態では、図 5 に示す第 1 実施形態と同様に、絶縁性熱伝導部材 102 を用いている。しかしながら、本実施形態では、絶縁性熱伝導部材 102 に代えて、絶縁性熱伝導部材として機能する図 8 に示すセラミック製ネジ 106 を用いても良い。

なお、銅箔 112 は、熱伝導部材の第 1 熱伝導部材である。また、金属リング 41c は、第 1 実施形態と同様に、もう 1 つの第 1 熱伝導部材として機能する。

【0073】

図 12 は、本発明の第 3 実施形態の超音波内視鏡の先端部の他の一例を模式的に示す部分断面図である。

図 12 に示す超音波内視鏡 12e の先端部 40e は、図 11 に示す超音波内視鏡 12c の先端部 40c と、下記の点で異なる以外は、同一の構成を有するものである。同一の構成要素には、同一の参照符号を付し、その説明は省略する。下記の点とは、まず、図 12 に示す超音波内視鏡 12e の先端部 40e が、内視鏡構造物である導電性の構造物として、複数の同軸ケーブル 58 における集合グランド 110 を有している点である。その他には、超音波振動子ユニット 46 を、熱伝導部材、を介して集合グランド 110 に熱的に接続している点である。なお、ここで言う熱伝導部材とは、例えば第 1 熱伝導部材である金属リング 41c、及び第 2 熱伝導部材 108 である。

図 12 に示す超音波内視鏡 12e の先端部 40e の放熱構造 70e は、内視鏡構造物として、アングルリング 43 の先端リング 43a と集合グランド 110 とを備え、さらに、銅箔 112 と、第 2 熱伝導部材 108b と、絶縁性熱伝導部材 102 と、もう 1 つの第 2 熱伝導部材 108 とを備える。第 2 熱伝導部材 108b は、銅箔 112 を金属リング 41c に熱的に接続する。絶縁性熱伝導部材 102 は、金属リング 41c を先端リング 43a に接続する。もう 1 つの第 2 熱伝導部材 108 は、金属リング 41c を集合グランド 110 に接続する。

銅箔 112、第 2 熱伝導部材 108b、金属リング 41c、及びもう 1 つの第 2 熱伝導部材 108 は、本発明の熱伝導部材を構成する。

【0074】

ここで、図 12 に示す超音波内視鏡 12e の先端部 40e の放熱構造 70e において、銅箔 112 と、第 2 熱伝導部材 108b と、絶縁性熱伝導部材 102 と、金属リング 41c と、先端リング 43a とは、図 11 に示す放熱構造 70d と同じ構成を示す。更に、図 12 に示す超音波内視鏡 12e の先端部 40e の放熱構造 70e において、金属リング 41c と、集合グランド 110 とは、図 9 に示す放熱構造 70b と同じ構成を示す。

したがって、図 12 に示す放熱構造 70e は、図 11 に示す放熱構造 70d と図 9 に示す放熱構造 70b とを合わせた構成を有し、これらを合わせた機能を持ち、これらの効果を合わせた効果を発揮する。

なお、図 12 に示す第 3 実施形態の放熱構造 70e においても、図 5 及び図 8 に示す第 1 実施形態の放熱構造 70 及び 70a のように、絶縁性熱伝導部材 102 の代わりに、セラミック製ネジ 106 を用いても良い。

【0075】

本実施形態の放熱構造 70e においては、先端部 40e の超音波振動子 48 及びパッキング材層 54 の発熱を、本発明の熱伝導部材に伝達する。次いで、本実施形態の放熱構造 70e においては、伝達された熱を絶縁性熱伝導部材 102 によって先端リング 43a に逃がす。さらに、本実施形態の放熱構造 70e においては、図 5 及び図 8 に示す放熱構造 70 及び 70a と同様に、先端リング 43a の熱を、順次複数のアングルリング 43 に伝達し、湾曲部 42 から軟性部 44 に伝導して、操作部 24 から外部に放熱することができる。更に、本実施形態の放熱構造 70e においては、先端部 40e の超音波振動子 48 及びパッキング材層 54 の発熱を、金属リング 41c 等の第 1 熱伝導部材、及び第 2 熱伝導

10

20

30

40

50

部材 1 0 8 を介して、内視鏡構造物である集合グラント 1 1 0 に伝達する。次いで、集合グラント 1 1 0 の熱を複数の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c に逃がして、湾曲部 4 2 から軟性部 4 4 に伝導し、操作部 2 4、更には、ユニバーサルコード 2 6 から外部に放熱することができる。

なお、ここでは、本発明の熱伝導部材は、銅箔 1 1 2 等の第 1 熱伝導部材、第 2 熱伝導部材 1 0 8 b、及び金属リング 4 1 c 等のもう 1 つの第 1 熱伝導部材からなる。

【 0 0 7 6 】

以上、本発明に係る超音波内視鏡について種々の実施形態、及び種々の実施例を挙げて詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

10

【 符号の説明 】

【 0 0 7 7 】

- 1 0 ... 超音波検査システム
- 1 2 , 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c , 1 2 d , 1 2 e ... 超音波内視鏡
- 1 4 ... 超音波用プロセッサ装置
- 1 6 ... 内視鏡用プロセッサ装置
- 1 8 ... 光源装置
- 2 0 ... モニタ
- 2 1 a ... 送水タンク
- 2 1 b ... 吸引ポンプ
- 2 2 ... 挿入部
- 2 4 ... 操作部
- 2 6 ... ユニバーサルコード
- 2 8 a ... 送気送水ボタン
- 2 8 b ... 吸引ボタン
- 2 9 ... アングルノブ
- 3 0 ... 処置具挿入口 (鉗子口)
- 3 2 a ... 超音波用コネクタ
- 3 2 b ... 内視鏡用コネクタ
- 3 2 c ... 光源用コネクタ
- 3 4 a ... 送気送水用チューブ
- 3 4 b ... 吸引用チューブ
- 3 6 ... 超音波観察部
- 3 8 ... 内視鏡観察部
- 4 0 , 4 0 a , 4 0 b , 4 0 c , 4 0 d , 4 0 e ... 先端部
- 4 1 a ... 先端部品
- 4 1 b ... 基端側リング
- 4 1 c ... 金属リング (第 1 熱伝導部材)
- 4 2 ... 湾曲部
- 4 3 ... アングルリング
- 4 3 a ... 先端リング
- 4 3 b ... 操作ワイヤ
- 4 4 ... 軟性部
- 4 6 ... 超音波振動子ユニット
- 4 8 ... 超音波振動子 (トランスデューサ)
- 5 0 ... 超音波振動子アレイ
- 5 2 ... 電極部
- 5 2 a ... 個別電極
- 5 2 b ... 共通電極
- 5 4 ... バッキング材層

20

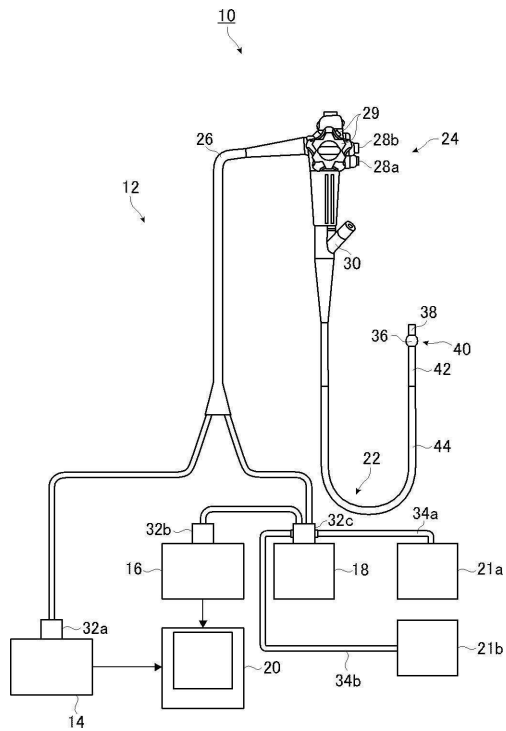
30

40

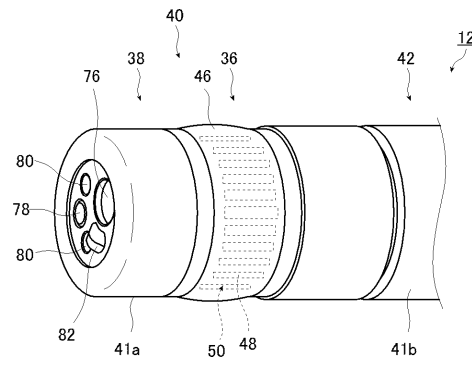
50

5 6 ...フレキシブル配線基板 (F P C)	
5 8 ...同軸ケーブル	
5 8 a ...信号線	
5 8 b ...第 1 絶縁層	
5 8 c ...シールド部材	
5 8 d ...第 2 絶縁層	
6 4 ...音響整合層	
6 6 ...音響レンズ	
6 8 ...積層体	
7 0、7 0 a、7 0 b、7 0 c、7 0 d、7 0 e ...放熱構造	10
7 2、9 6 ...シールドケーブル	
7 2 a ...外皮	
7 6 ...処置具導出口 (鉗子出口)	
7 8 ...観察窓	
8 0 ...照明窓	
8 2 ...洗浄 (送気送水) ノズル	
8 4 ...処置具チャンネル (鉗子管路)	
8 6 ...対物レンズ	
8 8 ...プリズム	
9 0 ...固体撮像素子	20
9 2 ...基板	
9 4 ...配線ケーブル	
9 8 ...ライトガイド	
1 0 0 ...送気送水チャンネル (管路)	
1 0 2 ...絶縁性熱伝導部材	
1 0 4 ...ネジ	
1 0 6 ...セラミック製ネジ	
1 0 8、1 0 8 a、1 0 8 b ...第 2 熱伝導部材	
1 1 0 ...集合グラウンド	
1 1 2 ...銅箔 (第 1 熱伝導部材)	30
E L ...長手方向 (エレベーション方向)	
A Z ...平行な方向 (アジマス方向)	

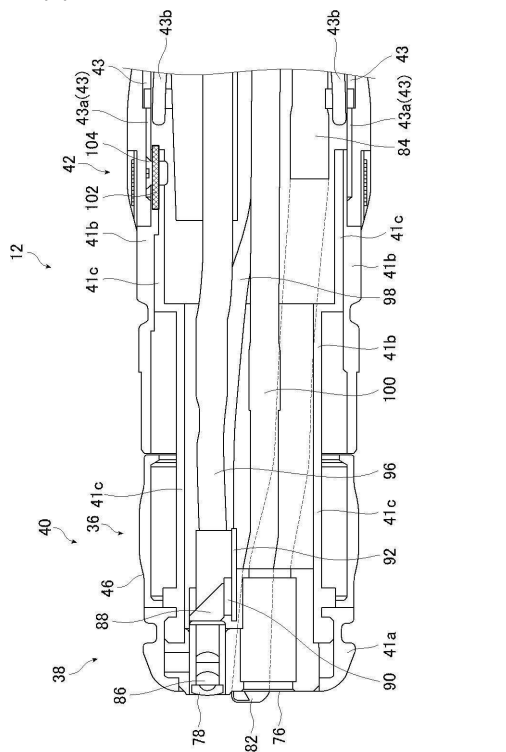
【図 1】



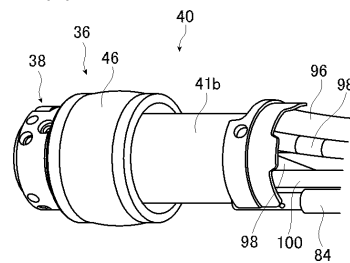
【図 2】



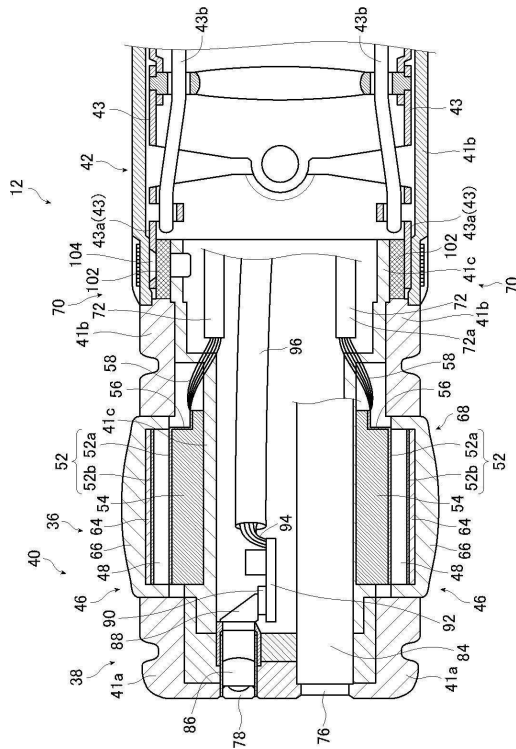
【図 3】



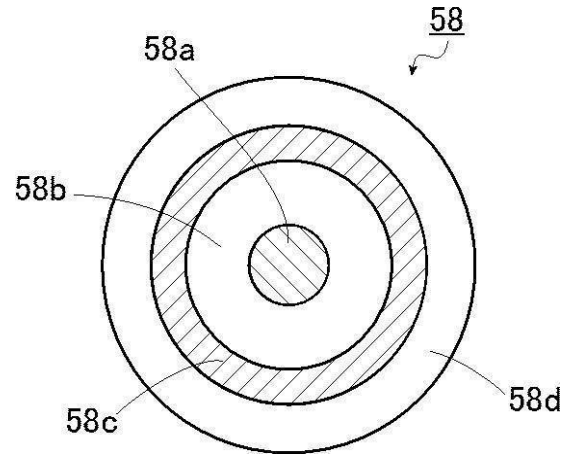
【図 4】



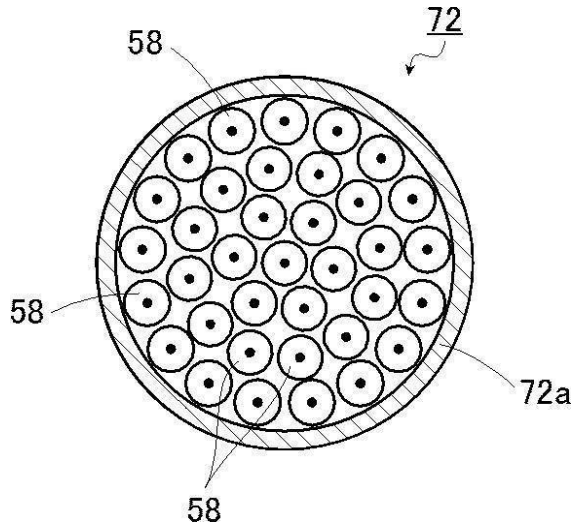
【 図 5 】



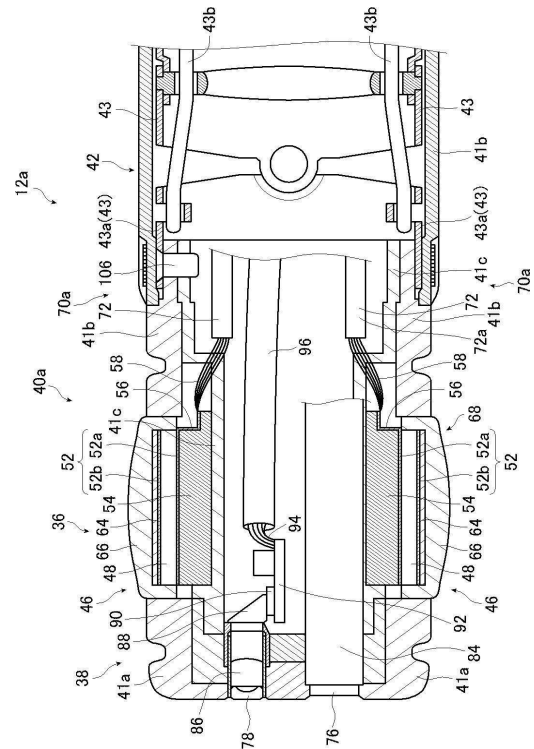
【 図 6 】



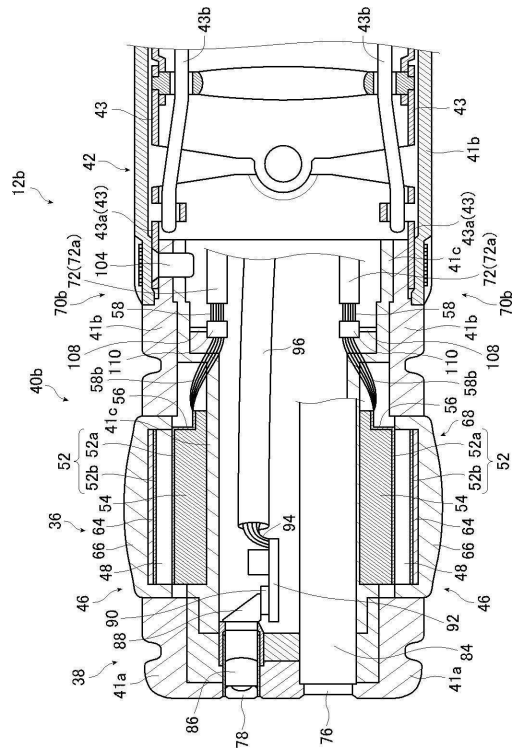
【圖 7】



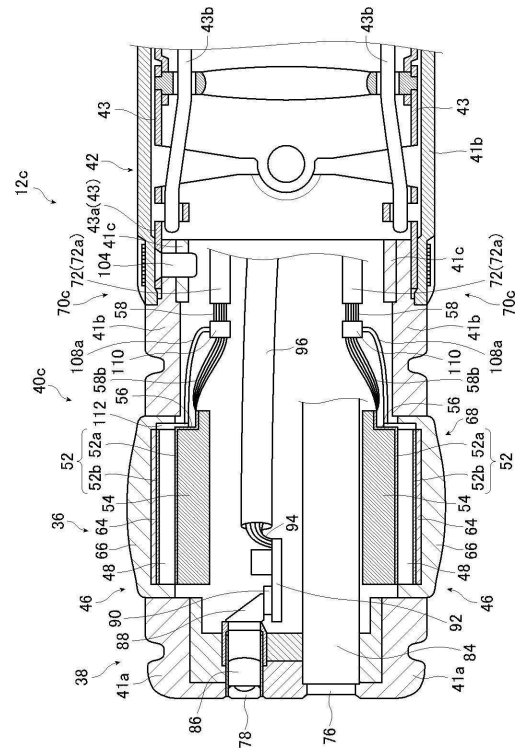
【 図 8 】



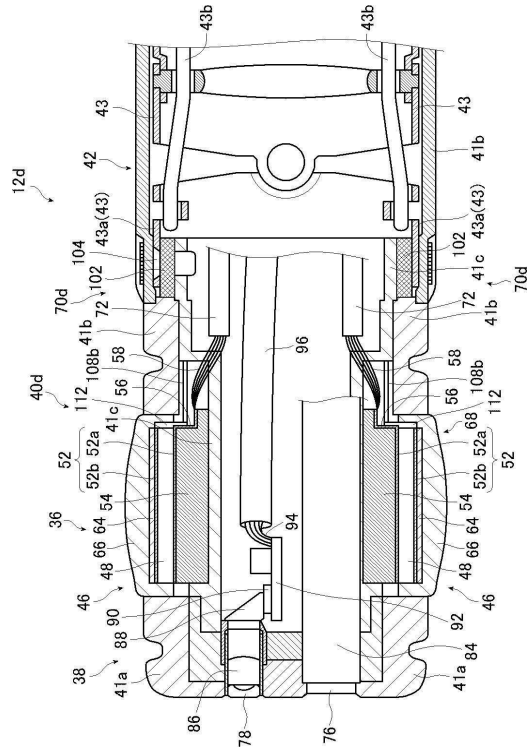
【 図 9 】



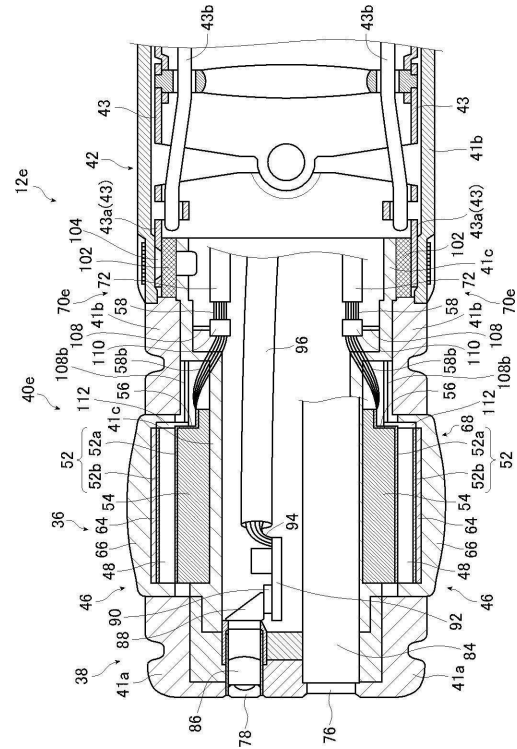
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 岡田 知
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 2 8 0 4 0 7 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 3 0 1 8 9 3 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 9 5 7 4 9 (J P , A)
坂本俊貴, ハイパワー大型熱電モジュールの開発, 古河電工時報, 2 0 0 5 年 1 月, 第115号
, p.21-25

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP6654699B2	公开(公告)日	2020-02-26
申请号	JP2018525153	申请日	2017-06-26
[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	森本康彦 山本勝也 岡田知		
发明人	森本 康彦 山本 勝也 岡田 知		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/4466 A61B8/4494 A61B8/546 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.530		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	2016130112 2016-06-30 JP		
其他公开文献	JPWO2018003737A5 JPWO2018003737A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声内窥镜包括设置在远端部的超声振动器单元，该超声振动器单元至少由超声振动器阵列和第一导热构件组成，该超声振动器阵列具有布置在壳体中的多个超声振动器。圆筒状，第一导热部件设置成与超声波振子阵列热接触。多个电缆，其电连接至超声振动器阵列；导电构造体，其配置为从超声波内窥镜的顶端侧朝向基端侧延伸。超声振动器单元和导电结构体通过电绝缘的第二导热构件彼此连接。因此，具有具有将从超声波振子产生的热传递到收容在前端部的导电性内窥镜结构的放热结构的超声波内窥镜，并且能够在确保电气安全性的同时有效地从中释放热量。提供了一种通过抑制超声波振子的表面的温度上升而防止消化道烧伤的方法。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6654699号 (P6654699)
(45) 発行日 令和2年2月26日 (2020. 2. 26)	(24) 登録日 令和2年2月3日 (2020. 2. 3)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006. 01) A 6 1 B 1 / 0 0 (2006. 01)		
F 1 A 6 1 B 8 / 1 2 A 6 1 B 1 / 0 0 5 3 0		
請求項の数 27 (全 31 頁)		
(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 審査請求日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国・地域又は機関	特願2018-525153 (P2018-525153) 平成29年6月26日 (2017. 6. 26) PCT / JP2017 / 023370 W02018 / 003737 平成30年1月4日 (2018. 1. 4) 平成30年12月13日 (2018. 12. 13) 特願2016-130112 (P2016-130112) 平成28年6月30日 (2016. 6. 30) 日本国 (JP)	(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2番30号 (74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明 (74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生 (72) 発明者 森本 康彦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 山本 勝也 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡		