

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02018/003242

発行日 平成31年4月11日 (2019. 4. 11)

(43) 国際公開日 平成30年1月4日 (2018. 1. 4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 48 頁)

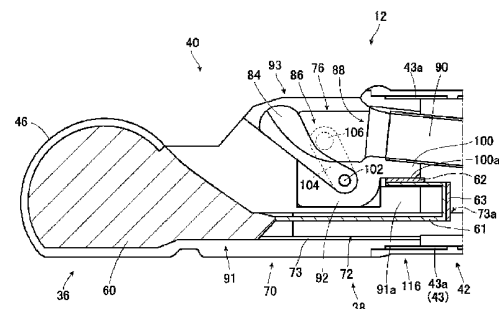
出願番号	特願2018-524907 (P2018-524907)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/015340	(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
(22) 国際出願日	平成29年4月14日 (2017. 4. 14)	(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
(31) 優先権主張番号	特願2016-129865 (P2016-129865)	(72) 発明者	森本 康彦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(32) 優先日	平成28年6月30日 (2016. 6. 30)	(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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

複数の超音波振動子と、複数の超音波振動子を収容する先端部（40）と、先端部（40）に収納、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、複数の超音波振動子に接続された熱伝導部材（61）と、内視鏡構造物と接続された絶縁性熱伝導部材（62）と、を有し、熱伝導部材（61）と前記絶縁性熱伝導部材（62）とを接続している。これにより、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（40）内に収納された導電性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る超音波内視鏡を提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波振動子と、
前記複数の超音波振動子を収容する先端部と、
前記先端部に収納、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、
前記複数の超音波振動子に接続された熱伝導部材と、
前記内視鏡構造物と接続された絶縁性熱伝導部材と、を有し、
前記熱伝導部材と前記絶縁性熱伝導部材とを接続したことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記熱伝導部材は、導電性熱伝導部材であり、
前記内視鏡構造物は、金属製である請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

10

【請求項 3】

前記熱伝導部材は、前記複数の超音波振動子に直接接続される第 1 熱伝導部材と、該第 1 熱伝導部材と前記絶縁性熱伝導部材とを接続する第 2 熱伝導部材と、を有する請求項 1、又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記絶縁性熱伝導部材は、前記熱伝導部材、又は前記内視鏡構造物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】

前記熱伝導部材は、前記内視鏡構造物に対して露出している露出部分を有し、
該露出部分は、絶縁被覆部材で被覆される請求項 1～4 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

20

【請求項 6】

前記絶縁性熱伝導部材の耐電圧は、1.5 kV 以上である請求項 1～5 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記絶縁性熱伝導部材の厚みは、3 mm 以下である請求項 1～6 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 8】

前記絶縁性熱伝導部材の熱伝導率は、0.5 W/mK 以上である請求項 1～7 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 9】

前記内視鏡構造物は、起立台部品、鉗子管路部品、又はアングル組立部品の先端側リング部品である請求項 1～8 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 10】

前記起立台部品、及び鉗子管路部品の少なくとも一方は、前記複数の超音波振動子よりも、前記超音波内視鏡の基端側に配置されている請求項 9 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 11】

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

40

【請求項 12】

更に、前記複数の超音波振動子にそれぞれ接続される複数の超音波ケーブルと、
前記先端部に設けられ、前記複数の超音波ケーブルを挿通するケーブル挿通孔と、を有し、
前記熱伝導部材の一部は、前記ケーブル挿通孔内に配置される請求項 1～11 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 13】

前記熱伝導部材は、前記複数の超音波振動子に直接接続される第 1 熱伝導部材と、該第 1 熱伝導部材と前記絶縁性熱伝導部材とを接続する第 2 熱伝導部材と、を有し、
前記第 2 の熱伝導部材は、前記ケーブル挿通孔内に配置される請求項 12 に記載の超音

50

波内視鏡。

【請求項 1 4】

前記絶縁性熱伝導部材は、前記内視鏡構造物の導電性の構造体に当接する前記ケーブル挿通孔の壁であり、

前記壁の厚さは 3 mm 以下である請求項 1 2、又は 1 3 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 1 5】

前記絶縁性熱伝導部材は、前記熱伝導部材を前記内視鏡構造物の導電性の構造体に取り付ける熱伝導性のセラミック製のネジであり、

該ネジの先端部は、前記導電性の構造体に当接する請求項 1 ～ 1 3 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

10

【請求項 1 6】

前記先端部は、絶縁性の外装部材を有し、

前記内視鏡構造物は、前記外装部材内に収納される、又は接続される請求項 1 ～ 1 5 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 1 7】

前記複数の超音波振動子は、コンベックス型、又はラジアル型である請求項 1 ～ 1 6 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 1 8】

複数の超音波振動子と、

前記複数の超音波振動子を収容する先端部と、を有する超音波内視鏡であって、

20

前記先端部は、

前記複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイと、

前記超音波内視鏡の先端側に前記超音波振動子アレイを収容する先端ケースと、

前記先端ケース内に設けられ、前記超音波振動子アレイの前記複数の超音波振動子と電氣的にそれぞれ接続される複数のケーブルが挿通するケーブル挿通孔と、

前記先端ケースの、前記超音波内視鏡の基端側に収容される、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、

前記超音波振動子アレイに接続された、前記複数の超音波振動子から発生した熱を放熱する導電性熱伝導部材と、

前記導電性の内視鏡構造物に当接して配設された絶縁性熱伝導部材と、を有し、

30

前記導電性熱伝導部材は、前記超音波内視鏡の基端側に延長され、

延長された前記導電性熱伝導部材の基端側は、前記絶縁性導電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 1 9】

複数の超音波振動子と、

前記複数の超音波振動子を収容する先端部と、を有する超音波内視鏡であって、

前記先端部は、

前記複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイと、

前記超音波内視鏡の先端側に前記超音波振動子アレイを収容する先端ケースと、

前記先端ケース内に設けられ、前記超音波振動子アレイの前記複数の超音波振動子と電氣的にそれぞれ接続される複数のケーブルが挿通するケーブル挿通孔と、

40

前記先端ケースの、前記超音波内視鏡の基端側に収容される、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、

前記超音波振動子アレイに接続された、前記複数の超音波振動子から発生した熱を放熱する導電性の第 1 熱伝導部材と、

前記導電性の内視鏡構造物に当接して配設された絶縁性熱伝導部材と、

先端側が前記第 1 熱伝導部材に接続され、前記先端ケース内を前記超音波内視鏡の基端側に延設するように配設され、基端側を前記絶縁性熱伝導部材に接続する導電性の第 2 熱伝導部材と、を有することを特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

50

【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さ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。

【0004】

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。

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、挿入部の表面温度が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）。

【0005】

特許文献１は、屈曲部を有する挿入部を備え、その挿入部が、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バックング材と、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）製の外装部材と、外装部材内に配設されて、バックング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超音波内視鏡を開示している。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ング材に伝導した熱、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ング材で発生した熱は、バックング材を介して熱伝導部材に伝導し、更に、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。

【0006】

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キング材の下部に位置し、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と共に、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を配置し、超音波トランスデューサの発熱をバッキング層、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超音波内視鏡を開示している。

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、これらの個別の金属薄板を共通の金属薄板、又はバッキング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キング材の下部に位置する放熱用基台に熱的に接続して、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超音波探触子を開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第5329065号

【特許文献2】特開2009-240755号公報

【特許文献3】特開2008-22077号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、特許文献1の開示の超音波内視鏡では、超音波振動子及びバッキ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の開示の技術では、超音波振動子及びバッキ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。

【0009】

また、特許文献2の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、滅菌可能であるようにするため、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の開示の技術では、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の開示の技術同様、外装体の表面温度が上昇する虞がある。

なお、特許文献3の開示の技術は、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の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。

【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

10

20

30

40

50

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。

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が、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、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問題があった。

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が、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に内に収納された、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の態様の超音波内視鏡は、複数の超音波振動子と、複数の超音波振動子を収容する先端部と、先端部に収納、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、複数の超音波振動子に接続された熱伝導部材と、内視鏡構造物と接続された絶縁性熱伝導部材と、を有し、熱伝導部材と絶縁性熱伝導部材とを接続したことを特徴とする。

【0014】

ここで、熱伝導部材は、導電性熱伝導部材であり、かつ内視鏡構造物は、金属製であることが好ましい。

また、熱伝導部材は、複数の超音波振動子に直接接続される第1熱伝導部材と、第1熱伝導部材と絶縁性熱伝導部材とを接続する第2熱伝導部材と、を有することが好ましい。

また、絶縁性熱伝導部材は、熱伝導部材、又は内視鏡構造物に対して着脱自在に接続されていることが好ましい。

また、熱伝導部材は、内視鏡構造物に対して露出している露出部分を有し、露出部分は、絶縁被覆部材で被覆されることが好ましい。

【0015】

また、絶縁性熱伝導部材の耐電圧は、1.5kV以上であることが好ましい。

また、絶縁性熱伝導部材の厚みは、3mm以下であることが好ましい。

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

また、内視鏡構造物は、起立台部品、鉗子管路部品、又はアングル組立部品の先端側リング部品であることが好ましい。

また、起立台部品、及び鉗子管路部品の少なくとも一方は、複数の超音波振動子よりも、超音波内視鏡の基端側に配置されていることが好ましい。

【0016】

また、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、更に、複数の超音波振動子にそれぞれ接続される複数の超音波ケーブルと、先端部に設けられ、複数の超音波ケーブルを挿通するケーブル挿通孔と、を有し、熱伝導部材の一部は、ケーブル挿通孔内に配置されることが好ましい。

更に、熱伝導部材は、複数の超音波振動子に直接接続される第1熱伝導部材と、第1熱伝導部材と絶縁性熱伝導部材とを接続する第2熱伝導部材と、を有し、第2の熱伝導部材は、ケーブル挿通孔内に配置されることが好ましい。

10

【0017】

また、絶縁性熱伝導部材は、内視鏡構造物の導電性の構造体に当接するケーブル挿通孔の壁であり、壁の厚さは 3 mm 以下であることが好ましい。

もしくは、絶縁性熱伝導部材は、熱伝導部材を内視鏡構造物の導電性の構造体に取り付ける熱伝導性のセラミック製のネジであり、ネジの先端部は、導電性の構造体に当接することが好ましい。

また、先端部は、絶縁性の外装部材を有し、内視鏡構造物は、外装部材内に収納される、又は接続されることが好ましい。

また、複数の超音波振動子は、コンベックス型、又はラジアル型であることが好ましい。

20

【0018】

上記目的を達成するために、本発明の第2の態様の超音波内視鏡は、複数の超音波振動子と、複数の超音波振動子を収容する先端部と、を有する超音波内視鏡であって、先端部は、複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイと、超音波内視鏡の先端側に超音波振動子アレイを収容する先端ケースと、先端ケース内に設けられ、超音波振動子アレイの複数の超音波振動子と電氣的にそれぞれ接続される複数のケーブルが挿通するケーブル挿通孔と、先端ケースの、超音波内視鏡の基端側に収容される、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、超音波振動子アレイに接続された、複数の超音波振動子から発生した熱を放熱する導電性熱伝導部材と、導電性の内視鏡構造物に当接して配設された絶縁性熱伝導部材と、を有し、導電性熱伝導部材は、超音波内視鏡の基端側に延長され、延長された導電性熱伝導部材の基端側は、絶縁性導電部材と接続されることを特徴とする。

30

【0019】

上記目的を達成するために、本発明の第3の態様の超音波内視鏡は、複数の超音波振動子と、複数の超音波振動子を収容する先端部と、を有する超音波内視鏡であって、先端部は、複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイと、超音波内視鏡の先端側に超音波振動子アレイを収容する先端ケースと、先端ケース内に設けられ、超音波振動子アレイの複数の超音波振動子と電氣的にそれぞれ接続される複数のケーブルが挿通するケーブル挿通孔と、先端ケースの、超音波内視鏡の基端側に収容される、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、超音波振動子アレイに接続された、複数の超音波振動子から発生した熱を放熱する導電性の第1熱伝導部材と、導電性の内視鏡構造物に当接して配設された絶縁性熱伝導部材と、先端側が第1熱伝導部材に接続され、先端ケース内を超音波内視鏡の基端側に延設するように配設され、基端側を絶縁性熱伝導部材に接続する導電性の第2熱伝導部材と、を有することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0020】

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に内に収納された、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。

50

【図面の簡単な説明】

【0021】

【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及び湾曲部の構成を示す部分拡大斜視図である。

【図3】図1に示す超音波内視鏡の先端部を示す部分拡大平面図である。

【図4】図3に示す超音波内視鏡の先端部をその長手方向に沿った中心線で切断した模式的縦断面図である。

【図5】図3に示す超音波内視鏡の先端部をその長手方向に沿って切断した、先端部の防熱構造の一例を模式的に示す縦断面図である。

【図6】図4に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の一例を模式的に示す横断面図である。

【図7】図4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。

【図8】図4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9】図2に示す先端部の起立台アセンブリの一例を模式的に示す斜視図である。

【図10】図9に示す起立台アセンブリのレバー収容部の起立レバーを示す側面図である。

【図11】図2に示す先端部の起立台アセンブリと湾曲部との連結部を示す部分分解斜視図である。

【図12】図4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13】図4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14】図4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15】本発明の他の実施形態の超音波内視鏡の先端部の一例を示す部分拡大平面図である。

【図16】図15に示す超音波内視鏡の先端部の一例の模式的縦断面図である。

【図17】図15に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の一例の模式的縦断面図である。

【図18】図15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19】本発明の他の実施形態の超音波内視鏡の挿入部の先端部を模式的に示す部分拡大平面図である。

【図20】図19に示す超音波内視鏡の挿入部の先端部の部分縦断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

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、本発明の第1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及び湾曲部の構成を示す部分拡大斜視図である。図3は、図1に示す超音波内視鏡の先端部及びその近傍を示す部分拡大平面図である。

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し、複数の超音波振動子を備え、超音波断層画像（以下、超音波

10

20

30

40

50

画像という)を取得する超音波観察部と、内視鏡光学画像(以下、内視鏡画像という)を取得する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して、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ものである。

【0023】

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の側面にシールド及び放熱効果の役割を担わせた銅箔等の熱伝導部材、例えば導電性熱伝導部材を配置し、超音波振動子から銅箔等の熱伝導部材に伝わった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ものである。

このため、本発明では、例えば銅箔、又は銅箔と接続した熱伝導性の高い導通部材、即ち導電性熱伝導部材を、極力、先端本体の外装部材(先端ケース)内、好ましくは絶縁性の外装部材内に配置された熱伝導性の高い内視鏡構造物、例えば金属製内視鏡構造物の近くまで配置させ、複数の超音波振動子から熱を銅箔等の導電性熱伝導部材を介して内視鏡構造物に熱を伝達し、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、金属製内視鏡構造物と銅箔等の熱伝導部材との間に絶縁性熱伝導部材を配置して、銅箔等の熱伝導部材と金属製内視鏡構造物との間に熱伝導性の高い絶縁層を設けることで、絶縁を確保しながら熱を内視鏡構造物に伝えている。

即ち、本発明においては、複数の超音波振動子の熱を逃がす先は、外装部材そのものではなく、外装部材内に収納される、又は接続される内視鏡構造物である。このため、外装部材は、絶縁性であれば良く、熱伝導性が高い必要はなく、低い熱伝導性の材料、例えば特許文献2に開示の熱伝導率の悪いポリサルフォン、ポリフェニルサルフォン、又はポリエーテルイミド等の、従来より超音波内視鏡に用いられる公知の樹脂材料からなるものであって良い。

本発明において、外装部材が絶縁性であれば良いのは、外装部材が絶縁性でなく、導電性がある場合、熱が人体等の被検体側に伝わるため、低温火傷等の火傷が懸念されるからである。また、超音波振動子に高い駆動電圧が印加されているため導電性のある外装部材への漏れ電流があると、人体等への漏れ電流も懸念されるからである。

【0024】

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。

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(供給された洗浄水等も含む)を吸引する吸引ポンプ21bとを備えている。なお、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。

【0025】

まず、図1～図3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:図5～図6参照)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。

超音波内視鏡12は、先端部に超音波観察部36と内視鏡観察部38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。

【0026】

操作部24には、後述するが、内視鏡観察部38の処置具導出部76に設けられる起立台84を操作する起立操作レバー27と、送水タンク21aから送気送水管路(図示せず

10

20

30

40

50

）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、一对のアングルノブ２９、２９、及び処置具挿入口（鉗子口）３０が設けられている。

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。

【００２７】

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（供給された洗浄水等も含む）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。吸引ボタン２８ｂは、吸引ポンプ２１ｂの吸引力によって挿入部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。

【００２８】

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２に示すように、リング状に形成された複数のアングルリング（節輪）４３を軸方向に連軸着したアングルリング構造を有する。アングルリング４３の内部には、複数の操作ワイヤ（図示せず）が内周面の軸方向に沿って所定の間隔で配設されており、この操作ワイヤの基端は、操作部２４に設けられた一对のアングルノブ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、一对のアングルノブ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、一对のアングルノブ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。

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（超音波トランスデューサ）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。

【００２９】

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し、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ためのものである。

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

10

20

30

40

50

された撮像画像信号（データ）を受信して取得し、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ためのものである。

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。

【００３０】

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、発生させて、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）等によって伝搬し、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ためのものである。

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、他の任意に形態で、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。

【００３１】

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３に加え、図４～図６を参照して詳細に説明する。

図４は、図３に示す超音波内視鏡の先端部をその長手方向に沿った中心線で切断した模式的縦断面図である。図５は、図３に示す超音波内視鏡の先端部をその長手方向に沿って切断した、先端部の防熱構造の一例を模式的に示す縦断面図である。図６は、図４に示すＶＩ－ＶＩ線矢視図であり、図４に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の一例を模式的に示す横断面図である。

図２～図３に示すように、超音波内視鏡１２の先端部４０には、先端側に超音波画像を取得するための超音波観察部３６と、基端側に内視鏡画像を取得するための内視鏡観察部３８とが設けられており、共に超音波内視鏡１２の先端部４０の先端部本体となる、硬質樹脂等の硬質部材からなる外装部材４１に取り付けられて保持されている。

超音波観察部３６は、超音波振動子ユニット４６、及び超音波振動子ユニット４６を取り付けて保持する外装部材４１から構成される。

【００３２】

また、内視鏡観察部３８は、処置具導出口７６、観察窓７８、照明窓８０（８０ａ、８０ｂ）、及び洗浄（送気送水）ノズル８２等から構成される。処置具導出口７６は、内視鏡観察部３８の中心に設けられ、処置具の突出方向を変更する起立台８４と、起立台８４を収容する凹形状の起立台収容部８６とを有する。また、起立台収容部８６には、処置具を外部に導出する処置具導出口８８が設けられている。なお、図示例においては、内視鏡観察部３８には、先端側の超音波観察部３６側から見て、処置具導出口７６の左右両側には、先端側に対して斜め上方を向く斜面７７ａ、及び７７ｂが形成されている。図中右側の斜面７７ａ上には上方から順に観察窓７８、洗浄ノズル８２、照明窓８０ａが配設され、図中右側の斜面７７ｂ上には照明窓８０ｂが配設されている。

図２に示す例では、処置具導出口８８（又は処置具導出口７６）は、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：図４～図５参照）よりも超音波内視鏡１２の基端側（湾曲部４２側）であればどこに設けられても良く、例えば、超音波観察部３６と内視鏡観察部３８との間に設けられていても良いし、内視鏡観察部３８よりも更に基端側に設けられていても良い。

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基端側に配置されている超音波内視鏡である必要がある。

【００３３】

まず、図４及び図５を参照して、超音波観察部３６について説明する。

図４及び図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からなる超音波振動子アレイ５０と、複数の個別電極５２ａを備える電極部５２と、複数の接続部５６ａを備えるケーブル配線部５６と、グランドバー５７と、銅箔６０と、を有する。

図４に示すように、電極部５２は、超音波振動子アレイ５０の外側面又は内側面に設けられる。電極部５２の複数の個別電極５２ａは、それぞれ複数の超音波振動子４８に接続されている。バックング材層５４は、超音波振動子アレイ５０の各超音波振動子４８を下側から支持する。ケーブル配線部５６は、電極部５２の複数の個別電極５２ａとそれぞれ電氣的に接続される。ケーブル配線部５６の複数の接続部５６ａは、それぞれ複数本の同軸ケーブル５８の信号線５８ａを配線接続する。グランドバー５７は、超音波振動子アレイ５０と逆側のバックング材層５４の下側に配置される。グランドバー５７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る。

図５に示すように、銅箔６０は、複数の超音波振動子アレイ５０に接続される熱伝導部材であって、複数の超音波振動子４８又はバックング材層５４の片面、両外側面、又は背面側（バックング材層５４の超音波振動子４８とは逆側）に貼り付けられ、超音波振動子アレイ５０と逆側のバックング材層５４の下側を経て内視鏡観察部３８まで延在する。銅箔６０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及びバックング材層５４において発生した熱を逃がす役目を果たす。

【００３４】

本発明の第１実施形態においては、銅箔６０には、導電性熱伝導部材６１の一端が接続され、他端は、内視鏡観察部３８において、本発明の超音波ケーブルである複数本の同軸ケーブル５８を束ねたシールドケーブル７２を挿通するケーブル挿通孔７３内を通して内視鏡観察部３８の基端側に延在し、ケーブル挿通孔７３の上壁面の開口７３ａを通して折り返されて内視鏡観察部３８を構成する起立台８４から構成される起立台アセンブリ９２まで延長され、絶縁性熱伝導部材６２を介して熱的に接続される。ここで、銅箔６０、導電性熱伝導部材６１、及び絶縁性熱伝導部材６２は、複数の超音波振動子４８及びバックング材層５４において発生した熱を本発明の導電性の内視鏡構造物である本発明の起立台部品、例えば金属製の起立台アセンブリ９２の基台部９６に放熱する本発明の特徴とする放熱構造７０を構成する。この放熱構造７０についての詳細は後述する。

こうして、本発明の特徴とする放熱構造７０によって、複数の超音波振動子４８及びバックング材層５４において発生した熱は、銅箔６０、導電性熱伝導部材６１、及び絶縁性熱伝導部材６２を介して、起立台アセンブリ９２に放熱される。起立台アセンブリ９２に伝導された熱は、更に、例えば起立台アセンブリ９２に電氣的及び熱的に接続された本発明の導電性の内視鏡構造物である湾曲部４２の本発明のアングル組立部品、例えば複数のアングルリング４３、本発明の導電性の内視鏡構造物であるレバー操作ワイヤ１１０、及び／又は鉗子チューブ１１４内の導電性部材等、更には、挿入部２２を介して操作部２４から被検体外に放熱されるようにしても良い。

本発明において、２つの部材を電氣的に接続するとは、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を言う。

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を言う。

【００３５】

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、及びバックング材層５４の積層体６８からなる。

音響整合層６４は、人体等の被検体と超音波振動子４８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 64 上に取り付けられている音響レンズ 66 は、超音波振動子アレイ 50 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 66 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 64 によって被検体と超音波振動子 48 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 66 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。

【0036】

超音波振動子アレイ 50 は、円弧状かつ外側に向けて配列された複数、例えば 48 ～ 192 個の直方体形状の超音波振動子（トランスデューサ）48 からなる複数チャンネル、例えば 48 ～ 192 チャンネル（CH）のアレイである。

即ち、超音波振動子アレイ 50 は、複数の超音波振動子 48 が、一例として、図示例のように一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 50 を構成する各超音波振動子 48 は、先端部 40 の軸線方向（挿入部 22 の長手軸方向）に沿って凸湾曲状に等間隔で配列されており、超音波用プロセッサ装置 14 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、図 2 に示す超音波振動子 48 が配列された範囲を走査範囲としてコンベックス電子走査が行われる。

【0037】

超音波振動子アレイ 50 は、バッキング材層 54 の底面と平行な方向（AZ（アジマス）方向）よりも、AZ 方向と直交する超音波振動子 48 の長手方向（EL（エレベーション）方向）の長さのほうが短く、後端側が張り出すように傾斜して配置される。図 6 に示すように、超音波振動子 48 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 48 毎に個々に独立した個別電極 52a、他方の電極は、超音波振動子 48 の全てに共通の共通電極（例えば、グランド（接地）電極）52b となっている。図示例では、複数の個別電極 52a は、複数の超音波振動子 48 の内側の下面にそれぞれ設けられ、ケーブル配線部 56 の複数の配線（図示せず）に電氣的にそれぞれ接続されている。なお、ケーブル配線部 56 では、複数の配線（図示せず）は、それぞれ複数の接続部 56a に電氣的に接続されている。一方、共通電極 52b は、図示例では、超音波振動子 48 の端部の上面に設けられ、グランドバー 57 に接続されている。これらの複数の個別電極 52a、及び共通電極 52b は、電極部 52 を構成している。

なお、図示は省略するが、隣接する 2 つの超音波振動子 48 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。

【0038】

超音波観察部 36 の超音波振動子ユニット 46 において、超音波振動子アレイ 50 の各超音波振動子 48 が駆動され、超音波振動子 48 の両電極に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 48 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 50 が配された曲面に沿った走査範囲、例えば曲面の曲率中心から数十 mm 程度の範囲で、超音波が走査される。その結果、超音波振動子アレイ 50 の各超音波振動子 48 は、超音波を発生する際に発熱し、更に、バッキング材層 54 も、超音波の作用により発熱する。

また、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 14 に出力する。そして、超音波用プロセッサ装置 14 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 20 に表示される。

【0039】

電極部 5 2 は、図 4、及び図 6 に示すように、複数（48～192）の超音波振動子 48 の配列による円弧状面に対して垂直となる超音波振動子アレイ 50 の（各超音波振動子 48 の）内側下面に円弧状に設けられるもので、複数（48～192）の超音波振動子 48 にそれぞれ導通する複数（48～192）の個別電極 52 a からなる。なお、電極部 5 2 には、複数の超音波振動子 48 の共通電極 52 b が含まれていても良い。本発明において、垂直とは、90 度に限定されるわけではなく、略垂直、例えば、90 度±5 度、即ち、85 度～95 度までの範囲の角度を含むものである。

なお、図 4 においては、円弧状に配列された複数の個別電極 52 a 及びこれらからなる電極部 5 2 は、バッキング材層 5 4 に隠れて見えないが、分かり易くするために破線表示している。

【0040】

電極部 5 2 は、図 6 に示す例では、複数の超音波振動子 48 の配列面に対して垂直となる超音波振動子アレイ 50 の内側下面に 2 列に設けられるが、超音波振動子 48 の数が少ない場合には、1 列のみであっても良いし、複数の超音波振動子 48 の配列が長手方向に複数列に亘る場合には、2 列以上の複数列であっても良い。なお、電極部 5 2 は、超音波振動子アレイ 50 の内側下面のみならず、超音波振動子アレイ 50 の長手方向の両外側面に設けられていても良いし、片側の外側面でも良いし、超音波振動子アレイ 50 の内側下面に 1 列以上、及びその外側面の片側又は両側に設けても良い。

なお、超音波振動子 48 の数は多い方が好ましいので、複数の個別電極 52 a は、超音波振動子アレイ 50 の内側下面に複数列、又はその両外側面に、もしくは両方に設けられることが好ましい。

なお、図 6 に示す例では複数の個別電極 52 a を、各超音波振動子 48 の長手方向の端面側に設けられた個別電極で構成しているが、本発明はこれに限定されず、超音波振動子 48 の個別電極 52 a に導通していれば、個別電極から配線によって接続された別の電極によって構成しても良い。また、電極部 5 2 には、直接共通電極が含まれているが、共通電極 52 b から配線によって接続された電極が含まれていても良い。

電極部 5 2 の複数の個別電極 52 a 及び共通電極 52 b は、電極パッドとして設けられていることが好ましい。

【0041】

次に、バッキング材層 5 4 は、図 4、及び図 6 に示すように、複数の超音波振動子 48 の配列面に対して内側となる、即ち超音波振動子アレイ 50 の背面（下面）に配設されるバッキング材からなり、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。バッキング材層 5 4 は、上表面（上側面）が断面凸円弧状に形成される。

なお、図 6 に示す例においては、バッキング材層 5 4 は、電極部 5 2 の複数の個別電極 52 a にそれぞれ接続されるケーブル配線部 5 6 の複数の配線（図示せず）の部分を内部に埋め込んだ構成となっている。なお、ケーブル配線部 5 6 の複数の接続部 56 a は、バッキング材層 5 4 に下側に出ている。

バッキング材層 5 4 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、バッキング材層 5 4 の断面凸円弧状に形成された上面となる円弧状の外表面上に、図示例では、複数の直方体状の超音波振動子 48 をその長手方向が平行となるように、好ましくは等間隔に配列したもの、即ち、複数の超音波振動子 48 が円弧状かつ外側に向けて配列されたものである。

【0042】

ケーブル配線部 5 6 は、電極部 5 2 の複数の個別電極 52 a と電氣的に接続される複数の配線（図示せず）と、複数の配線（図示せず）にそれぞれ接続され、複数本の同軸ケーブル 58 の信号線 58 a を配線接続する複数の接続部 56 a とを備えるものである。

ケーブル配線部 5 6 は、電極部 5 2 の複数の個別電極 52 a と電氣的に接続された複数

10

20

30

40

50

の配線（図示せず）の端部にそれぞれ複数の接続部 56a とを備えるものであっても良い。

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、ケーブル配線部 56 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く、図 3 及び図 4 に示すように、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 56a を有するものであることが好ましい。

10

【0043】

この場合、ケーブル配線部 56 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し、更には、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、ケーブル配線部 56 として、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）の配線を持つ FPC と、複数本の同軸ケーブル 58 の信号線 58a を配線接続する複数（48～192）の接続部 56a 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 56a 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。

20

こうすることで、ケーブル配線部 56 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。

【0044】

ここで、ケーブル配線部 56 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く、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。

30

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の良く、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。

【0045】

本発明に用いられる同軸ケーブル 58 は、図 7 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。

40

ここで、本発明においては、複数の同軸ケーブル 58 は、図 8 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 に限定されず、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し、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

50

であっても良い。

【0046】

グラウンドバー57は、図4に示すように、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を電氣的に接続するためのものである。

即ち、グラウンドバー57は、電極部52の複数の個別電極52aとそれぞれ電氣的に接続される複数本の同軸ケーブル58の信号線58aに対して、電極部52の共通電極52bと接続されるグラウンド部として機能するもので、複数の同軸ケーブル58の複数のシールド部材58cと電氣的に接続されてグラウンド部の電位を複数のシールド部材58cの電位にするものである。

グラウンドバー57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、超音波内視鏡に用いられる従来公知のグラウンドバーであれば良い。

【0047】

なお、複数のシールド部材58cのグラウンドバー57への電氣的な接続、及び上述した複数の信号線58aのケーブル配線部56の複数の接続部56aへのそれぞれの電氣的な接続に際しては、1本のシールドケーブル72の先端側の外皮72aを剥いで除去し、複数の同軸ケーブル58を取り出し、取り出された複数の同軸ケーブル58の先端側の第2絶縁層58dを剥いで除去し、複数のシールド部材58cを外側に剥き出し、外側に剥き出された複数のシールド部材58cを基端側は残し、その先端部のシールド部材58cを切断して除去すると共に第1絶縁層58bを剥いで除去して複数の信号線58aを外側に剥き出す。

こうして、複数の同軸ケーブル58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58cは、それぞれグラウンドバー57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58の先端の外側に剥き出された複数の信号線58aは、それぞれケーブル配線部56の複数の接続部56aに半田等により電氣的に接続される。

【0048】

銅箔60は、超音波振動子アレイ50の複数の超音波振動子48の外側面に配置されて、シールド効果及び放熱効果の役割を担うものである。銅箔60は、導電性熱伝導部材61及び絶縁性熱伝導部材62と共に、放熱構造70を構成するものであって、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の外側面、具体的には、超音波振動子アレイ50及びバッキング材層54の外側面に配設される。

また、複数の超音波振動子48への銅箔60の接続は、銅箔60を超音波振動子アレイ50及びバッキング材層54の外側面に貼り付けることによって行えばよく、銅箔60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。

なお、図6に示す超音波振動子ユニット46においては、銅箔60を持つ放熱構造70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）の両外側面に設けられているが、本発明はこれに限定されず、においては、積層体68の一方の外側面のみに設けられていても良い。

【0049】

ここで、図6に示すように、超音波振動子ユニット46を本発明の超音波内視鏡12の先端部40の外装部材41に取り付ける際には、超音波振動子ユニット46の積層体68のバッキング材層54とケーブル配線部56との間の隙間（空間）、銅箔60とグラウンドバー57及び複数の同軸ケーブル58（信号線58a、シールド部材58c等）との間の隙間（空間）、並びに積層体68、銅箔60、グラウンドバー57、複数の同軸ケーブル58、及びバッキング材層54と外装部材41との間の隙間（空間）は、放熱性の良い充填材で埋めて、充填材層74としておくことが好ましい。ここで、充填材層74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。

このような充填材層 7 4 は、超音波振動子ユニット 4 6 と外装部材 4 1 との間の隙間、特にバックング材層 5 4 と外装部材 4 1 との間の隙間を埋めるために設けられるものであって、ケーブル配線部 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、ケーブル配線部 5 6 の複数の接続部 5 6 a 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、グランドバー 5 7 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 等の断線を防止することができるものである。このように、ケーブル配線部 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 7 4 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。

10

【0050】

更に、充填材層 7 4 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クング材層 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、バックング材層 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。そのため、充填材層 7 4 の音響インピーダンスを Z_p ($\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}$) とし、かつバックング材層 5 4 の音響インピーダンスを Z_b ($\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}$) としたときに、下記式 (1) で表される充填材層 7 4 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。

20

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

【0051】

この音響インピーダンス反射率 Q は、充填材層 7 4 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り、すなわち、値が 0% に近いほど、充填材層 7 4 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。

30

【0052】

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が熱エネルギーとなり、超音波振動子アレイ 5 0 が発熱するため、充填材層 7 4 は放熱性を有することが好ましい。そのため、充填材層 7 4 の熱伝導率は、 $1.0 \text{ W/m} \cdot \text{K}$ 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。

【0053】

次に、図 2 ～ 図 5 に示すように、内視鏡観察部 3 8 は、処置具導出部 7 6、観察窓 7 8、照明窓 8 0 (80a、80b)、及び洗浄ノズル 8 2 等から構成される。

40

観察窓 7 8 は、先端部 4 0 の図中右側の斜面 7 7 a の上方に向けて取り付けられている。観察窓 7 8 の内側には、図示しないが、対物レンズ及び固体撮像素子が配設されている。観察窓 7 8 から入射した観察対象部位の反射光は、対物レンズで固体撮像素子の撮像面に結像される。固体撮像素子は、観察窓 7 8、及び対物レンズ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。固体撮像素子で出力された撮像画像信号は、挿入部 2 2 から操作部 2 4 まで延設された配線ケーブル (図示せず) を経由して、ユニバーサルコード 2 6 により内視鏡用プロセッサ装置 1 6

50

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。

【0054】

照明窓 80 (80a、80b) は、処置具導出部 76 を挟んで両側に設けられている。照明窓 80 には、ライトガイド (図示せず) の出射端が接続されている。ライトガイドは、挿入部 22 から操作部 24 まで延設され、その入射端は、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。光源装置 18 で発せられた照明光は、ライトガイドを伝って照明窓 80 から被観察部位に照射される。

また、洗浄ノズル 82 は、観察窓 78、及び照明窓 80 (80a、80b) 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 内の送気送水管路を経て空気、又は洗浄水を観察窓 78、及び照明窓 80 に向けて噴出する。

【0055】

また、先端部 40 には、起立台 84 及び起立台収容部 86 を有する処置具導出部 76 が設けられている。起立台収容部 86 には、処置具を外部に導出する処置具導出口 88 が設けられている。処置具導出口 88 は、挿入部 22 の内部に挿通される処置具チャンネル 90 に接続されており、処置具挿入口 30 に挿入された処置具は、処置具チャンネル 90 を通って処置具導出口 88 から体腔内に導入される。なお、処置具導出口 88 は内視鏡観察部 38 に位置しているが、処置具導出口 88 から体腔内に導入された処置具の動きを超音波画像で確認する構成する場合には、超音波観察部 36 に近づけて配設しても良い。

【0056】

起立台 84 は、ステンレス鋼等の金属材料により形成されており、上面側に先端部 40 の基端側から先端側に向かって上方に湾曲する凹面状のガイド面を有している。処置具導出口 88 から導出された処置具はそのガイド面に沿って先端部 40 の軸線方向 (先端部 40 の長手軸方向) に対して上向きに湾曲して起立台収容部 86 の上側開口から外部に導出されるようになっている。

また、起立台 84 は、操作部 24 の起立操作レバー 27 の操作により起立動作するようになっている。起立台 84 を起立動作させて倒伏状態からの起立角度を調整することにより処置具導出部 76 から導出する処置具の導出方向 (導出角度) を調整することができるようになっている。

なお、処置具導出口 88 は、吸引チャンネルとも連通しており、操作部 24 の吸引ボタン 28b を操作することにより、処置具導出部 76 からの体液等の吸引も行えるようになっている。

【0057】

ここで、詳細な図面及び説明は省略するが、先端部 40 は、内視鏡観察部 38 において、それぞれ着脱可能に取り外すことができる 3 つのセパレートブロックに分解できるようになっている。1 つのセパレートブロックは、超音波観察部 36 を構成する超音波振動子ユニット 46 及び内視鏡観察部 38 を構成する照明窓 80 (80a、及び 80b) を備える基部アセンブリ 91 である。2 つ目のセパレートブロックは、処置具導出部 76 を構成する起立台 84 を備え、基部アセンブリ 91 の中央部上に組み付けられる起立台アセンブリ 92 である。3 つ目のセパレートブロックは、内視鏡観察部 38 を構成する観察窓 78、及び洗浄ノズル 82 を備え、起立台アセンブリ 92 を内包した状態で基部アセンブリ 91 上に組み付けられる頭部アセンブリ 93 である。

基部アセンブリ 91、及び頭部アセンブリ 93 は、絶縁性を有する絶縁材料、例えば、メタクリル樹脂やポリカーボネドのようなプラスチック等の樹脂材料により形成されている外装部材 41 の所定の収容部に、それぞれの構成部品が組み付けられて保持され、起立台アセンブリ 92 と共に、先端部 40 に固定されるようになっている。

【0058】

以下では、図 9 及び図 10 を参照して、起立台アセンブリ 92 を説明する。

起立台アセンブリ 92 は、起立台 84 を備え、起立台 84 を支持すると共に駆動する。起立台アセンブリ 92 は、パッキンやシール部材以外の後述する種々の組立部品がステンレ

10

20

30

40

50

ス鋼のような金属材料で形成されており、全体が導電性（電気伝導性）、及び熱伝導性を有し、全体が電氣的に導通しており、熱が伝達されて伝導される。

起立台アセンブリ 92 は、起立台 84 と、起立台 84 を駆動する駆動機構部 94 とから構成されている。

駆動機構部 94 は、凹形状の起立台収容部 86 を画成し、起立台 84 を下側から回動可能に支持する基台部 96 と、起立台収容部 86 の側面側の基台部 96 の側部に配置されるレバー収容部 98 と、基台部 96 及びレバー収容部 98 の後端側から延設されて起立台 84 の後側に配置され、処置具導出口 88 を備える処置具挿通部 100 とから構成されている。

基台部 96 全体とレバー収容部 98 の外壁部分と処置具挿通部 100 全体は金属製の部材により一体的に構成されている。

【0059】

起立台 84 の下側に突設された支持部 84a には、回動軸 102 が取り付けられている。回動軸 102 は、基台部 96 の軸孔（図示せず）に回動可能に支持されている。

これによって、起立台 84 と回動軸 102 とが連結され、起立台 84 が先端部 40 の軸線方向に対して直交する方向の回動軸 102 を介して基台部 96 に回動自在に支持されている。そして、回動軸 102 の回動と連動して起立台 84 が回動軸 102 を中心にして回動（起立動作）するようになっている。

【0060】

駆動機構部 94 のレバー収容部 98 の収容空間 98a には、レバー部材である起立レバー 104 が収容されている。

起立レバー 104 は、長板状に形成されており、その長手方向の一方の端部側（基端部側）が基台部 96 の回動軸 102 に連結されている。なお、回動軸 102 と起立レバー 104 とは、一体形成されたものであってもよいし、別体のものを一体的に連結してもよい。

また、起立レバー 104 の他方の端部（先端部）には、円柱状の貫通孔 104a が形成されている。貫通孔 104a には略同径の円柱状の円柱部材 106 が回動可能に嵌入されている。円柱部材 106 には、コントロールケーブル 108 のレバー操作ワイヤ 110 が取り付けられている。

【0061】

コントロールケーブル 108 は、超音波内視鏡 12 の操作部 24 から挿入部 22 内を挿通して配置され、先端側がレバー収容部 98 の側壁部 98b に接続されている。

コントロールケーブル 108 は、管状で可撓性を有する可撓性スリーブ（ガイド管）の管腔内にレバー操作ワイヤ 110 が摺動可能に挿通配置されて構成されている。

レバー操作ワイヤ 110 は、例えば、複数の金属細線からなる素線を撚り合わせた撚り線により形成されている。可撓性スリーブは、例えば、管状の密着コイルに熱収縮性チューブを被装することによって形成されている。

コントロールケーブル 108 とレバー収容部 98 との接続部において、可撓性スリーブの端部はレバー収容部 98 の側壁部 98b に固定されている。

【0062】

一方、レバー操作ワイヤ 110 は、レバー収容部 98 の側壁部 98b に形成された貫通孔（図示せず）を挿通してレバー収容部 98 の収容空間 98a に挿入されて円柱部材 106 に固定されている。

また、コントロールケーブル 108 の基端側は、操作部 24 の内部において起立操作レバー 27 と動力伝達機構を介して接続されている。

このような構成により、操作部 24 の起立操作レバー 27 の操作による押し引き操作によって、レバー操作ワイヤ 110 が進退移動（押し引き動作）すると、起立レバー 104 が回動軸 102 を中心に回動（揺動）し、これに連動して回動軸 102 を介して起立台 84 が起立動作し、起立台の起立角度が変化し、これによって処置具が所望の方向に導出されるようになっている。例えば、図 10 において起立台 84 は実線で示す倒伏状態から二

10

20

30

40

50

点鎖線で示す起立状態までの範囲で起立動作させることができるようになっている。

【0063】

駆動機構部94の処置具挿通部100には、円柱状に貫通する処置具挿通孔101が形成されており、処置具挿通孔101の出口が、処置具導出口88となっている。この処置具挿通孔101には、円筒状の繋ぎ部材112の先端側が嵌入されて固定されている。繋ぎ部材112の後端側には、処置具チャンネル90を形成する鉗子チューブ114の先端部が外嵌されて取り付けられている。なお、鉗子チューブ114は、同じく処置具チャンネル90を構成する、例えばSUS製の鉗子パイプに接続される。なお、鉗子チューブ114には、金属編組、メッシュ、又は密着コイルばね等の導電性部材が含まれている。

これによって、上述のように操作部24の処置具挿入口30から挿入されて処置具チャンネル90である鉗子チューブ114内を挿通した処置具が、繋ぎ部材112及び処置具挿通孔101を介して処置具導出口88に導出されるようになっている。

そして、処置具導出口88に導出された処置具が起立台84によって所定の角度に起立されて処置具導出口88から外部に導出されるようになっている。

以上のように構成された起立台アセンブリ92は、高い強度を得るためにパッキンやシール材等の部材以外の組立部品が金属材料により形成されており、全体が電氣的、及び熱的に導通している。

【0064】

また、図11は、先端部40の内視鏡観察部38と湾曲部42との連結部116の構成を示す斜視図である。

本実施形態の超音波内視鏡12においては、先端部40の内視鏡観察部38の基端側外周部には、湾曲部42との連結部116が形成されている。連結部116には、先端部40の外周面が先端側よりも縮径された中間径部116aと、中間径部116aの基端側において中間径部116aよりも縮径された小径部116bとが形成されている。

連結部116の小径部116bの外周部には、超音波内視鏡12の湾曲部42の先端のアングルリング43（以下、先端リング43aという）が嵌合される。なお、湾曲部42の先端リング43aは、本発明のアングル組立部品の先端側リング部品であり、図2に示すように、湾曲部42において回動可能に連結して配置される複数の円環状のアングルリング43のうち、最先端のアングルリングを指す。

【0065】

連結部116の小径部116bには、複数のネジ孔（図示せず）及び少なくとも1つの開口（図示せず）が形成され、先端リング43aには、小径部116bの複数のネジ孔に合わせてそれぞれ複数の開口117aが形成され、小径部116bの少なくとも1つの開口に合わせてそれぞれ少なくとも1つの開口117bが形成されている。

先端リング43aの複数の開口117aにはネジ（図示せず）が嵌め込まれ、小径部116bの複数のネジ孔に締め込まれて、連結部116の小径部116bに先端リング43aが固定される。

一方、起立台アセンブリ92の駆動機構部94の処置具挿通部100の外側面（上面）には、連結部116の小径部116bの少なくとも1つの開口に対応して、図9に示すように、少なくとも1つのネジ孔118が形成されている。このため、先端リング43aの少なくとも1つの開口117b及び対応する小径部116bの少なくとも1つの開口には導電性、例えば金属製のネジ119が嵌め込まれ、処置具挿通部100の少なくとも1つのネジ孔118に締め込まれて、先端リング43a、及び連結部116の小径部116bが、起立台アセンブリ92の駆動機構部94の処置具挿通部100に固定される。

【0066】

したがって、処置具導出部76の金属製の起立台アセンブリ92は、先端部40と湾曲部42との連結部116のネジ119を介して、湾曲部42の先端リング43a、及び複数のアングルリング43に、電氣的、及び熱的に接続され、その結果、アングルリング43から軟性部44の金属外管（図示せず）を介して操作部24のグラウンドに電氣的、及び熱的に接続される。

10

20

30

40

50

したがって、処置具導出部 76 から導出する処置具として高周波処置具を使用した場合等に、仮に、処置具から起立台 84 に漏れ電流が流れたとしても、漏れ電流は、起立台 84 から、起立台アセンブリ 92、及び先端部 40 と湾曲部 42 の連結部 116 のネジ 119 を介して、湾曲部 42 のアングルリング 43 に流れ、アングルリング 43 から軟性部 44 の金属外管を介して操作部 24 のグラウンドに放流されるようになっている。これによって、処置具から起立台 84 に漏洩した漏れ電流を適切にグラウンドに逃がすことができる。

また、本発明の放熱構造 70 により、複数の超音波振動子 48 の発熱が、銅箔 60、導電性熱伝導部材 61、及び絶縁性熱伝導部材 62 を介して、処置具導出部 76 の起立台アセンブリ 92 に放熱されると、熱は、起立台アセンブリ 92 から、漏れ電流と同様にして、ネジ 119、湾曲部 42 のアングルリング 43、及び軟性部 44 の金属外管を介して、操作部 24 のグラウンドに放流される。これによって、複数の超音波振動子 48 から起立台アセンブリ 92 に流れた熱を適切にグラウンドに逃がすことができ、外部に放熱することができる。

【0067】

図 5 を参照して、本発明の第 1 実施形態の超音波内視鏡 12 の放熱構造 70 について説明する。

なお、図 5 は、放熱構造 70 を説明するために、放熱構造 70 に関連する部材等を強調して示すものであり、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。

放熱構造 70 は、図 5 に示すように、上述した様に、銅箔 60、導電性熱伝導部材 61、及び絶縁性熱伝導部材 62 からなるが、更に、絶縁被覆部材 63 を備えていることが好ましい。

ここで、銅箔 60 は、基部アセンブリ 91 の超音波観察部 36 の超音波振動子ユニット 46 の複数の超音波振動子 48 及びバックキング材層 54 の片面前面、又は両外側面全面に貼り付けられ、超音波振動子アレイ 50 と逆側のバックキング材層 54 の下側まで延びて超音波観察部 36 の側面全体を覆って配設される。

導電性熱伝導部材 61 は、銅箔 60 と、絶縁性熱伝導部材 62 とを熱的に接続する。導電性熱伝導部材 61 の一端、即ち先端側の端部は、銅箔 60 のバックキング材層 54 の下側まで延びた部分に接続される。導電性熱伝導部材 61 の他端、即ち基端側の端部は、銅箔 60 との接続部である先端側の端部から、内視鏡観察部 38 のケーブル挿通孔 73 内を通して内視鏡観察部 38 の基端側に延在し、ケーブル挿通孔 73 の上壁面の開口 73a を通って折り返されて内視鏡観察部 38 の起立台アセンブリ 92 の駆動機構部 94 の処置具挿通部 100 の下側表面 100a まで延長され、下側表面 100a の下側において、起立台アセンブリ 92 を支持している基部アセンブリ 91 の内視鏡観察部 38 の支持部品 91a 上に載置して配置される。

【0068】

絶縁性熱伝導部材 62 は、起立台アセンブリ 92 の下側表面 100a の下側において、支持部品 91a 上に載置された導電性熱伝導部材 61 の他端部上に載置して配置される。

即ち、導電性熱伝導部材 61 の他端部と絶縁性熱伝導部材 62 とは重ねられ、基部アセンブリ 91 の支持部品 91a と起立台アセンブリ 92 の下側表面 100a との間に挟持されて固定される。

こうして、導電性熱伝導部材 61 は、絶縁性熱伝導部材 62 を介して起立台アセンブリ 92 に熱的に接続されるが、絶縁性熱伝導部材 62 の介在により電気的には絶縁、又は遮断される。

この時、絶縁性熱伝導部材 62 は、導電性熱伝導部材 61、又は起立台アセンブリ 92 に対して固定されていても良いが、導電性熱伝導部材 61 及び起立台アセンブリ 92 の少なくとも一方に対して着脱自在であることが好ましい。こうすることにより、超音波内視鏡 12 の先端部 40 は、基部アセンブリ 91、起立台アセンブリ 92、及び頭部アセンブリ 93 に分解でき、各アセンブリの組み立て部品も分解できて修理ができることから、放熱構造 70 を含む超音波内視鏡 12 の修理性を向上させることができる。

【0069】

なお、導電性熱伝導部材61は、ケーブル挿通孔73内から、ケーブル挿通孔73の上壁面の開口73aを通して折り返されて基部アセンブリ91の支持部品91a上に載置して配置されるが、ケーブル挿通孔73の開口73aから突出して折り返され絶縁性熱伝導部材62に覆われるまでの折返し部分は、ケーブル挿通孔73の開口73aによって開放されているので、内視鏡観察部38のその他の種々の内視鏡構造物、例えば処置具チャンネル90を構成するSUS製の鉗子パイプ等に対して露出している露出部分となっている。このため、本発明においては、図5に示すように、導電性熱伝導部材61の折返し部分、即ち露出部分は、絶縁被覆部材63で被覆されていることが好ましく、こうして、内視鏡構造物との導通を絶縁、又は遮断しておくことが好ましい。

10

図示例においては、導電性熱伝導部材61、及び絶縁性熱伝導部材62は、基部アセンブリ91の支持部品91aと起立台アセンブリ92の下側表面100aとの間に挟まれて配置されているが、本発明はこれに限定されず、起立台アセンブリ92の表面とその支持部品との間であれば、例えば起立台アセンブリ92の基台96の下面と基部アセンブリ91の内視鏡観察部38の支持部品との間等の起立台アセンブリ92の表面の一部とその支持部品との間に配置しても良い。

また、絶縁性熱伝導部材62は、起立台アセンブリ92の種々の起立台部品の外側表面の一部又は全部に配置しても良い。超音波内視鏡12においては、基部アセンブリ91に配設され、シールドケーブル72が挿通するケーブル挿通孔73は、起立台アセンブリ92の底面（下面）側を通過するため、絶縁性熱伝導部材62は、起立台アセンブリ92の起立台部品の底面、側面、又はその両方に配置するのが好ましい。

20

【0070】

本発明の第1実施形態の放熱構造70においては、銅箔60、及び導電性熱伝導部材61は、複数の超音波振動子48に接続される本発明の熱伝導部材であり、本発明の内視鏡構造物である起立台アセンブリ92に接続される絶縁性熱伝導部材62に接続される。

銅箔60は、導電性熱伝導部材であり、複数の超音波振動子48に接続された熱伝導部材として機能する。好ましくは、銅箔60は、複数の超音波振動子48に直接接続される本発明の第1熱伝導部材、即ち導電性の第1熱伝導部材である。

銅箔60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及びバックキング材層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。

30

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60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く、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し、板金等の金属板、例えば銅板、であっても良いし、更には、薄い板状体でなくとも、後述する導電性熱伝導部材61として用いる部材、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60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ず、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。

40

【0071】

次に、導電性熱伝導部材61は、銅箔60と共に、複数の超音波振動子48に接続された熱伝導部材として機能する。導電性熱伝導部材61は、好ましくは、一端、即ち先端側の端部が銅箔60に、他端、即ち基端側の端部が絶縁性熱伝導部材62に接続される本発明の第2熱伝導部材、即ち導電性の第2熱伝導部材である。

なお、導電性熱伝導部材61は、複数の超音波振動子48及びバックキング材層54で発生し、銅箔60に伝導された熱を、絶縁性熱伝導部材62を介して起立台アセンブリ92等の内視鏡構造物に伝導できるものであれば、特に制限的ではなく、熱伝導性を有し、超音波内視鏡12の先端部40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

50

ものでも良い。導電性熱伝導部材 6 1 としては、熱伝導性を有し、ケーブル挿通孔 7 3 のような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ので、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、金属ネット部材等の熱伝導性ネット、又は銅箔 6 0 の一部を線材として延長した部材などを挙げることができる。

【0072】

このように、導電性熱伝導部材 6 1 は、銅箔 6 0 と異なる導電性熱伝導部材であっても良いし、銅箔 6 0 を延長した部材であっても良い。導電性熱伝導部材 6 1 として、銅箔 6 0 の延長部材を用いる場合には、本発明の熱伝導部材は、1つの熱伝導部材として機能する。

10

導電性熱伝導部材 6 1 として、上述の異なる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 5 8 の信号線 5 8 a より太い芯線を備えるケーブル、又は信号線 5 8 a より太い金属線を使用することが好ましい。

また、導電性熱伝導部材 6 1 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。

なお、銅箔 6 0 等の第 1 熱伝導部材と、導電性熱伝導部材 6 1 等の第 2 熱伝導部材との接続は、熱伝導性を維持できれば、いかなる接続方法であっても良く、例えば、半田接続、又は熱伝導性の弱接着材による接続などでも良い。

ここで、本発明の熱伝導部材、例えば銅箔 6 0 等の第 1 熱伝導部材、及び導電性熱伝導部材 6 1 等の第 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。その理由は、これらの熱伝導部材の熱伝導率が 0.5 W/mK 未満であると、複数の超音波振動子 4 8 及びバックキング材層 5 4 で発生した熱を本発明の内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 に効率よく放熱することができず、超音波振動子ユニット 4 6 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からである。

20

【0073】

また、絶縁性熱伝導部材 6 2 は、基部アセンブリ 9 1 の支持部品 9 1 a に支持された導電性熱伝導部材 6 1 と起立台アセンブリ 9 2 の下側表面 1 0 0 a との間に介在して、導電性熱伝導部材 6 1 と起立台アセンブリ 9 2 とを熱的に接続すると共に、電氣的に絶縁、又は遮断するためのものである。

絶縁性熱伝導部材 6 2 としては、導電性熱伝導部材 6 1 と起立台アセンブリ 9 2 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、DLC (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。

30

ここで、絶縁性熱伝導部材 6 2 の耐電圧は、 1.5 kV 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 6 2 の耐電圧が 1.5 kV 未満であると、絶縁性熱伝導部材 6 2 によって導電性熱伝導部材 6 1 と内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 とを電氣的に絶縁、又は遮断できず、仮に、高周波処置具などの使用により内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 に漏電が生じた時に、導電性熱伝導部材 6 1、及び銅箔 6 0 を介して、超音波振動子ユニット 4 6 の表面に漏電させ、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からである。

40

加えて、超音波振動子 4 8 は高電圧で駆動されており、これが起立台アセンブリ 9 2 に漏電することを防ぐ目的もあるからである。

【0074】

また、絶縁性熱伝導部材 6 2 の熱伝導率は、 0.5 W/mK 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 6 2 は、銅箔 6 0 及び導電性熱伝導部材 6 1 と同様に、複数の超音波振動子 4 8 及びバックキング材層 5 4 で発生した熱を本発明の内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 に伝導する必要があるため、導電性熱伝導部材 6 1 の場合と同様の理由があるからである。

50

また、絶縁性熱伝導部材 6 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 6 2 が、銅箔 6 0 及び導電性熱伝導部材 6 1 と同様の熱伝導率を有していれば、絶縁性熱伝導部材 6 2 の厚みは、特に制限的ではないが、一般に、絶縁性熱伝導部材 6 2 の方が、銅箔 6 0 及び導電性熱伝導部材 6 1 等より、熱伝導率が低いため、その場合には、その厚みが 3 mm 超だと熱伝導が悪くなる虞があるからであり、また、絶縁性熱伝導部材 6 2 の厚みが 3 mm 超であると、内視鏡観察部 3 8 のサイズが必要以上に増大するからである。

【0075】

また、内視鏡観察部 3 8 の鉗子パイプ等のその他の種々の内視鏡構造物に対して露出している導電性熱伝導部材 6 1 の露出部分、図示例では折り返し部分を絶縁被覆する絶縁被覆部材 6 3 は、絶縁性熱伝導部材 6 2 と同様に、導電性熱伝導部材 6 1 と内視鏡構造物との導通を絶縁、又は遮断できれば、特に制限的ではなく、従来公知の絶縁被覆部材を用いることができるが、例えば、樹脂製部材、又はセラミック製部材でもよいし、もしくは、シール材、熱収縮チューブ、絶縁性の薄膜、又は絶縁性コート等でもあっても良い。

【0076】

以上のような超音波内視鏡 1 2 によって体腔内を観察する際には、まず、挿入部 2 2 を体腔内に挿入し、内視鏡観察部 3 8 において取得された内視鏡光学画像をモニタ 2 0 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 4 0 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 1 4 から超音波内視鏡 1 2 内の同軸ケーブル 5 8、ケーブル配線部 5 6、及び電極部 5 2 を介して駆動制御信号が超音波振動子 4 8 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 4 8 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 4 8 の圧電体が励振され、音響レンズ 6 6 を介して、観察対象部位に超音波が発せられる。

なお、この時、先端部 4 0 の超音波振動子 4 8 及びバックギング材層 5 4 は発熱するが、発生した熱は、放熱構造 7 0 を構成する銅箔 6 0 に効率的に伝導され、銅箔 6 0 を伝導した熱は、銅箔 6 0 に接続された導電性熱伝導部材 6 1、及び絶縁性熱伝導部材 6 2 を介して、内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 に効率的に伝導され、起立台アセンブリ 9 2 から挿入部 2 2 の湾曲部 4 2 及び軟性部 4 4 を経て操作部 2 4 に伝導され、被検体の体腔の外部に効率的に放熱されるので、超音波内視鏡 1 2 の先端部 4 0 の温度上昇は抑制されるので、先端部 4 0 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、導電性熱伝導部材 6 1 と起立台アセンブリ 9 2 との間には絶縁性熱伝導部材 6 2 が、また、導電性熱伝導部材 6 1 と他の内視鏡構造物との間には絶縁被覆部材 6 3 が、介在しているので、仮に、起立台アセンブリ 9 2 及び／又は鉗子パイプなどの他の内視鏡構造物に漏れ電流が発生しても、先端部 4 0 に流下することは無いので、被検体に電氣的な負荷による負担を与えることはない。

【0077】

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 4 8 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 4 8 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 1 4 では、エコー信号を受信して超音波振動子 4 8 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 2 0 に表示される。

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。

【0078】

上述した本発明の第 1 実施形態の超音波内視鏡は、先端部 4 0 の超音波振動子 4 8 及びバックギング材層 5 4 の発熱を、銅箔 6 0 等の第 1 熱伝導部材、導電性熱伝導部材 6 1 等の第 2 熱伝導部材、及び絶縁性熱伝導部材 6 2 を介して、内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 に逃がすものであるが、本発明はこれに限定されず、他の内視鏡構造物に熱を流すものであっても良いし、他の第 2 熱伝導部材を用いるものであっても良い。なお、放熱

対象となる内視鏡構造物としては、上述した起立台アセンブリ 9 2 等の種々の起立台部品のみならず、内視鏡構造物の導電性の構造物であれば、処置具チャンネル 9 0 の鉗子パイプ等の鉗子管路部品、又はアングルリング 4 3 の先端リング 4 3 a 等のアングル組立部品の先端側リング部品であっても良いし、他の導電性の構造物であっても良い。

以下に、図 1 2 ～図 1 4 を参照して、本発明の第 2 ～第 4 実施形態の超音波内視鏡について説明する。ここで、図 1 2 ～図 1 4 は、図 5 と同様に、各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り、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。

図 1 2 ～図 1 4 に示す本発明の第 2 ～第 4 実施形態の超音波内視鏡の先端部の超音波観察部、及び内視鏡観察部は、図 5 に示す放熱構造 7 0、及び放熱構造 7 0 のための内視鏡観察部 3 8 の変更部分を除いて、図 4 に示す超音波内視鏡 1 2 の先端部 4 0 の超音波振動子ユニット 4 6 を備える超音波観察部 3 6、及び内視鏡観察部 3 8 と同じ構成を有し、また、図 1 ～図 4、及び図 6 ～図 1 1 に示す超音波内視鏡 1 2 と同様の構成を有するものであるので、それらの詳細な説明は省略する。

【0079】

(第 2 実施形態)

図 1 2 は、本発明の第 2 実施形態に係る超音波内視鏡の先端部の放熱構造を模式的に示す説明図である。

本発明の第 2 実施形態の超音波内視鏡 1 2 a の先端部 4 0 a の放熱構造 7 0 a は、図 1 2 に示すように、銅箔 6 0、導電性熱伝導部材 6 1 a、及び絶縁性熱伝導部材 6 2 a からなるが、更に、絶縁被覆部材 6 3 a を備えていることが好ましい。

導電性熱伝導部材 6 1 a は、銅箔 6 0 と、絶縁性熱伝導部材 6 2 a とを熱的に接続する。導電性熱伝導部材 6 1 a の一端、即ち先端側の端部は、図 5 に示す放熱構造 7 0 と同様に、銅箔 6 0 に接続される。導電性熱伝導部材 6 1 a の他端、即ち基端側の端部は、銅箔 6 0 との接続部である先端側の端部から、内視鏡観察部 3 8 a のケーブル挿通孔 7 3 内を通過して内視鏡観察部 3 8 a の基端側に延在し、ケーブル挿通孔 7 3 の下壁面の開口 7 3 b を通過して折り曲げられて内視鏡観察部 3 8 a と湾曲部 4 2 の連結部 1 1 6 に固定されている先端リング 4 3 a の内側、内周面上まで延長され、内視鏡構造物であるアングルリング 4 3 の先端リング 4 3 a の内周面に配置された絶縁性熱伝導部材 6 2 a を介して先端リング 4 3 a の内周面上に配置される。

なお、導電性熱伝導部材 6 1 a の基端側の端部の屈曲部分は、ケーブル挿通孔 7 3 の開口 7 3 b によって開放されているので、内視鏡観察部 3 8 a のその他の種々の内視鏡構造物、例えば処置具チャンネル 9 0 を構成する S U S (ステンレス) 製の鉗子パイプ等に対して露出している露出部分となっている。このため、本発明においては、図 1 2 に示すように、導電性熱伝導部材 6 1 a の露出部分は、絶縁被覆部材 6 3 a で被覆されていることが好ましく、こうして、鉗子パイプ等の内視鏡構造物との導通を絶縁、又は遮断しておくことが好ましい。

【0080】

放熱構造 7 0 a においては、導電性熱伝導部材 6 1 a 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 6 2 a を挟み込む構成を有する。この時、導電性熱伝導部材 6 1 a を、C 形状のリング状板バネで押さえつけるようにしても良い。こうすることで、絶縁性熱伝導部材 6 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。

こうして、導電性熱伝導部材 6 1 a は、絶縁性熱伝導部材 6 2 a を介して先端リング 4 3 a に熱的に接続されるが、電気的には絶縁、又は遮断される。その結果、銅箔 6 0 は、導電性熱伝導部材 6 1 a、及び絶縁性熱伝導部材 6 2 a を介して、先端リング 4 3 a 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、先端部 4 0 a の超音波振動子 4 8 及びパッキング材層 5 4 の発熱を、銅箔 6 0 等の第 1 熱伝導部材、導電性熱伝導部材 6 1 a 等の第 2 熱伝導部材、及び絶縁性熱伝

10

20

30

40

50

導部材 6 2 a を介して、内視鏡構造物であるアングルリング 4 3 の先端リング 4 3 a に伝導し、図 2 に示すように、その熱を更に、先端リング 4 3 a から湾曲部 4 2 の複数のアングルリング 4 3 の基端側に伝導し、軟性部 4 4 を経て操作部 2 4 から外部に放熱することができる。

【0081】

なお、導電性熱伝導部材 6 1 a、絶縁性熱伝導部材 6 2 a、及び絶縁被覆部材 6 3 a は、それぞれ図 5 に示す導電性熱伝導部材 6 1、絶縁性熱伝導部材 6 2、及び絶縁被覆部材 6 3 と、配置される場所、及びそのために形状が異なる以外は、全く同様の機能及び構成を有するものであるので、その説明は省略する。

なお、図 1 2 示す例では、絶縁性熱伝導部材 6 2 a を先端リング 4 3 a の内周面上に配置し、導電性熱伝導部材 6 1 a と先端リング 4 3 a とで挟み込む構成としたが、本発明はこれに限定されず、絶縁性熱伝導部材 6 2 a を先端リング 4 3 a の外側、外周面上に配置し、その上から導電性熱伝導部材 6 1 a を被せ、導電性熱伝導部材 6 1 a と先端リング 4 3 a とで挟み込む構成としても良い。この場合にも、導電性熱伝導部材 6 1 a を、外側から C 形状のリング状板バネ押さえつけるようにして、絶縁性熱伝導部材 6 2 a を先端リング 4 3 a の内周面上に着脱自在に配置できるようにして、修理性を向上させるようにしても良い。

【0082】

(第 3 実施形態)

図 1 3 は、本発明の第 3 実施形態に係る超音波内視鏡の先端部の放熱構造を模式的に示す説明図である。

本発明の第 3 実施形態の超音波内視鏡 1 2 b の先端部 4 0 b の放熱構造 7 0 b は、図 1 3 に示すように、銅箔 6 0、導電性熱伝導部材 6 1 b、及び絶縁性熱伝導部材 6 2 b からなる。

本実施形態の放熱構造 7 0 b においては、ケーブル挿通孔 7 3 と起立台アセンブリ 9 2 の基台部 9 6 の底面 (下面) 9 6 a とを仕切る壁の厚みを薄くした部分が、絶縁性熱伝導部材 6 2 b として、機能する。即ち、絶縁性熱伝導部材 6 2 b として機能するのは、内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 の基台部 9 6 の底面 9 6 a に当接するケーブル挿通孔 7 3 の厚みの薄い壁、即ち薄壁部分 7 3 c である。

【0083】

導電性熱伝導部材 6 1 b は、銅箔 6 0 と、絶縁性熱伝導部材 6 2 b となるケーブル挿通孔 7 3 の薄壁部分 7 3 c とを熱的に接続する。導電性熱伝導部材 6 1 b の一端、即ち先端側の端部は、図 5 に示す放熱構造 7 0 と同様に、銅箔 6 0 に接続される。導電性熱伝導部材 6 1 b の他端、即ち基端側の端部は、銅箔 6 0 との接続部である先端側の端部から、内視鏡観察部 3 8 b のケーブル挿通孔 7 3 内を通して内視鏡観察部 3 8 b の基端側に延在し、ケーブル挿通孔 7 3 の薄壁部分 7 3 c に接続される。

その結果、本実施形態の放熱構造 7 0 b においては、導電性熱伝導部材 6 1 b と、内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 の基台部 9 6 とで、その間に絶縁性熱伝導部材 6 2 b となる薄壁部分 7 3 c を挟み込む構成を有する。

本実施形態においては絶縁性熱伝導部材 6 2 b として機能するケーブル挿通孔 7 3 の薄壁部分 7 3 c の壁の厚みは、3 mm 以下である必要があるが、1 mm 以下であることが望ましい。

【0084】

こうして、導電性熱伝導部材 6 1 b は、絶縁性熱伝導部材 6 2 b となる薄壁部分 7 3 c を介して起立台アセンブリ 9 2 に熱的に接続されるが、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。その結果、銅箔 6 0 は、導電性熱伝導部材 6 1 b、及び絶縁性熱伝導部材 6 2 b となる薄壁部分 7 3 c を介して、起立台アセンブリ 9 2 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、先端部 4 0 b の超音波振動子 4 8 及びパッキング材層 5 4 の発熱を、銅箔 6 0 等の第 1 熱伝導部材、導電性熱伝導部材 6 1 b 等の第 2 熱伝導部材、及び絶縁性熱伝

10

20

30

40

50

導部材 6 2 b として機能する薄壁部分 7 3 c を介して、内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 に伝導し、第 1 実施形態の放熱構造 7 0 と同様に、図 1 0 に示す内視鏡構造物であるレバー操作ワイヤ 1 1 0 に伝導し、及び／又は図 2 に示す湾曲部 4 2 の複数のアングルリング 4 3 の基端側から更に軟性部 4 4 に伝導し、操作部 2 4 から外部に放熱することができる。

なお、導電性熱伝導部材 6 1 b は、それぞれ図 5 に示す導電性熱伝導部材 6 1 と、配置される場所が異なるために、形状が異なる以外は、全く同様の機能及び構成を有するものであるので、その説明は省略する。

【0085】

(第 4 実施形態)

図 1 4 は、本発明の第 4 実施形態に係る超音波内視鏡の先端部の放熱構造を模式的に示す説明図である。

本発明の第 4 実施形態の超音波内視鏡 1 2 c の先端部 4 0 c の放熱構造 7 0 c は、図 1 4 に示すように、上述した様に、銅箔 6 0、導電性熱伝導部材 6 1 c、及び絶縁性熱伝導部材として機能する、即ち熱伝導性の高いセラミック製ネジ 6 2 c からなる。

導電性熱伝導部材 6 1 c は、銅箔 6 0 と、セラミック製ネジ 6 2 c とを熱的に接続する。導電性熱伝導部材 6 1 c の一端、即ち先端側の端部は、図 5 に示す放熱構造 7 0 と同様に、銅箔 6 0 に接続される。導電性熱伝導部材 6 1 c の他端、即ち基端側の端部は、銅箔 6 0 との接続部である先端側の端部から、内視鏡観察部 3 8 c のケーブル挿通孔 7 3 内を

通って内視鏡観察部 3 8 c の基端側に延在する。
このようにケーブル挿通孔 7 3 内を延在する導電性熱伝導部材 6 1 c には、ネジ 6 2 c を挿通する挿通孔が穿孔されており、導電性熱伝導部材 6 1 c の挿通孔に対応してケーブル挿通孔 7 3 の壁には対応挿通孔が、ケーブル挿通孔 7 3 に隣接する起立台アセンブリ 9 2 の基台部 9 6 にはネジ孔が形成されている。セラミック製ネジ 6 2 c は、導電性熱伝導部材 6 1 c の挿通孔に嵌めこまれ、ケーブル挿通孔 7 3 の壁の対応挿通孔を

【0086】

通って、起立台アセンブリ 9 2 の基台部 9 6 のネジ孔に螺合されて締め付けられる。こうして、ネジ 6 2 c の先端部は、内視鏡構造物の導電性の構造体である起立台アセンブリ 9 2 の基台部 9 6 に当接する。
導電性熱伝導部材 6 1 c は、セラミック製ネジ 6 2 c によって、ケーブル挿通孔 7 3 の壁を挟んで起立台アセンブリ 9 2 の基台部 9 6 に固定されて接続される。なお、ネジ 6 2 c は、起立台アセンブリ 9 2 に対して着脱自在であるので、放熱構造 7 0 c は、修理性が高い。

こうして、導電性熱伝導部材 6 1 c は、セラミック製ネジ 6 2 c を介して起立台アセンブリ 9 2 に熱的に接続されるが、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。その結果、銅箔 6 0 は、導電性熱伝導部材 6 1 a、及びセラミック製ネジ 6 2 c を介して、起立台アセンブリ 9 2 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、先端部 4 0 c の超音波振動子 4 8 及びバックギング材層 5 4 の発熱を、銅箔 6 0 等の第 1 熱伝導部材、導電性熱伝導部材 6 1 c 等の第 2 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 6 2 c を介して、内視鏡構造物である起立台アセンブリ 9 2 に伝導し、第 1 実施形態の放熱構造 7 0 と同様に、湾曲部 4 2 から軟性部 4 4 に伝導し、操作部 2 4 から外部に放熱することができる。ネジ 6 2 c の取付性をよくするため、ネジ 6 2 c を挿入するためのアクセス孔が基部アセンブリ 9 1 の外周面に設けられていて、ネジ接続後にアクセス孔をシール材や蓋状部材で塞ぐ構造にしてもよい。

なお、導電性熱伝導部材 6 1 c、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 6 2 c は、それぞれ図 5 に示す導電性熱伝導部材 6 1、及び絶縁性熱伝導部材 6 2 と、配置される場所、及びそのために形状が異なる以外は、全く同様の機能及び構成を有するものである

【0087】

上述した本発明の第１～第４実施形態の先端部に放熱構造を備える超音波内視鏡は、いずれも内視鏡観察部の処置具導出口に起立台を備えるコンベックス型超音波内視鏡であるが、本発明はこれに限定されず、起立台を備えていない内視鏡観察部を有する先端部に放熱構造を備えるコンベックス型超音波内視鏡であっても良い。

以下に、図１５～図１８を参照して、本発明の第５～第６実施形態の超音波内視鏡について説明する。

図１５～図１８に示す本発明の第５～第６実施形態の超音波内視鏡の先端部の超音波観察部、及び内視鏡観察部は、内視鏡観察部に起立台を備えていない点、及び図５に示す放熱構造７０、及び放熱構造７０のための内視鏡観察部３８の変更部分を除いて、図４に示す超音波内視鏡１２の先端部４０の超音波振動子ユニット４６を備える超音波観察部３６、及び内視鏡観察部３８と同じ構成を有し、また、図１５～図１８に示す本発明の第５～第６実施形態の超音波内視鏡のその他の構成は、図１～図４、及び図６～図１１に示す超音波内視鏡１２と同様の構成であるので、それらの詳細な説明は省略する。なお、図１６～図１８は、図５と同様に、各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り、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。

【００８８】

（第５実施形態）

図１５は、本実施形態の超音波内視鏡の先端部及びその近傍を示す部分拡大平面図である。図１６は、図１５に示す超音波内視鏡の先端部をその長手方向に沿った中心線で切断した模式的縦断面図である。図１７は、図１５に示す超音波内視鏡の先端部の放熱構造の一例の模式的縦断面図である。

まず、図１５～図１７に示すように、本発明の超音波内視鏡１２ｄは、本発明の特徴とする放熱構造７０ｄを備える超音波観察部３６と、内視鏡観察部３８ｄとを先端部４０ｄに有し、被検体の体腔内を撮影して、それぞれ超音波画像及び内視鏡画像を取得するものである。

図１５及び図１６に示す超音波内視鏡１２ｄの先端部４０ｄには、先端側に超音波観察部３６と、基端側に内視鏡観察部３８ｄと、これらの間に処置具導出口８８ａとが設けられており、共に超音波内視鏡１２ｄの先端部４０ｄの先端部本体となる、硬質樹脂等の硬質部材からなる外装部材４１に取り付けられて保持されている。

図１５及び図１６に示す例では、処置具導出口８８ａは、超音波観察部３６と内視鏡観察部３８ｄとの間に設けられているが、本発明は特に図示例に限定されず、内視鏡観察部３８ｄ内に設けられていても良いし、内視鏡観察部３８ｄよりも基端側（湾曲部４２側）に設けられていても良い。

【００８９】

超音波観察部３６は、複数の超音波振動子４８がアレイ状に配列された超音波振動子アレイ５０を備える超音波振動子ユニット４６、及び超音波振動子ユニット４６を取り付けて保持する外装部材４１から構成される。

図１６及び図１７に示すように、超音波振動子ユニット４６は、複数の超音波振動子４８からなる超音波振動子アレイ５０と、複数の個別電極５２ａを備える電極部５２と、複数の接続部５６ａを備えるケーブル配線部５６と、グランドバー５７と、銅箔６０ａと、を有する。

図１７に示すように、銅箔６０ａは、複数の超音波振動子４８に接続される熱伝導部材であって、本実施形態の放熱構造７０ｄを構成するものである。銅箔６０ａは、図５に示す銅箔６０と同様に、複数の超音波振動子４８及びバックキング材層５４の片面前面、又は両外側面全面に貼り付けられ、超音波振動子アレイ５０と逆側のバックキング材層５４の下側を経て内視鏡観察部３８まで延在する。銅箔６０ａ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及びバックキング材層５４において発生した熱を逃がす役目を果たす。

【００９０】

また、図 15～図 17 に示すように、内視鏡観察部 38 d は、観察窓 78、照明窓 80 (80 a、80 b)、及び洗浄 (送気送水) ノズル 82 等と、観察窓 78 の内側に配設される対物レンズ 120、固体撮像素子 122、及び配線ケーブル 124 等とから構成される。

本発明の第 1 実施形態と同様に、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 120 で CCD、又は CMOS 等の固体撮像素子 122 の撮像面に結像される。固体撮像素子 122 は、観察窓 78、及び対物レンズ 120 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 122 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 124 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。

10

【0091】

本発明の第 5 実施形態の超音波内視鏡 12 d の放熱構造 70 d は、図 17 に示すように、銅箔 60 a、導電性熱伝導部材 61 d、及び絶縁性熱伝導部材 62 d からなるが、更に、絶縁被覆部材 63 d を備えていることが好ましい。

導電性熱伝導部材 61 d は、銅箔 60 a と、絶縁性熱伝導部材 62 d とを熱的に接続する。導電性熱伝導部材 61 d の一端、即ち先端側の端部は、図 5 に示す放熱構造 70 と同様に、銅箔 60 a のバックング材層 54 の下側まで延びた部分の先端側に接続される。導電性熱伝導部材 61 d の他端、即ち基端側の端部は、銅箔 60 a との接続部である先端側の端部から、内視鏡観察部 38 d のケーブル挿通孔 73 を通って内視鏡観察部 38 d の基端側に向い、処置具チャンネル (鉗子管路) 90 a を構成する、内視鏡構造物である鉗子管路部品である鉗子パイプ 126 の外側、外周面上まで延長され、鉗子パイプ 126 の外周面に配置された絶縁性熱伝導部材 62 d を介して鉗子パイプ 126 の外周面上に配置される。

20

なお、鉗子パイプ 126 の外周面に配置された導電性熱伝導部材 61 d の基端側の端部は、内視鏡観察部 38 d のその他の種々の内視鏡構造物に対して露出している露出部分となっている。このため、本発明においては、図 17 に示すように、導電性熱伝導部材 61 d の露出部分は、絶縁被覆部材 63 d、例えば糸巻チューブ、又は熱収縮チューブ等で被覆されていることが好ましく、こうして、他の内視鏡構造物との導通を絶縁、又は遮断しておくことが好ましい。

30

【0092】

本実施形態の放熱構造 70 d においては、鉗子パイプ 126 の周囲、即ち外周面に絶縁性熱伝導部材 62 d を巻き付け、その上から導電性熱伝導部材 61 d を巻き付け、更にその上から糸巻チューブ、又は熱収縮チューブ等で挟み込んで押さ付ける構成を有する。こうすることで、絶縁性熱伝導部材 62 d を鉗子パイプ 126 の外周面上に着脱自在に配置でき、修理性を向上させることができる。

こうして、導電性熱伝導部材 61 d は、絶縁性熱伝導部材 62 d を介して鉗子パイプ 126 に熱的に接続されるが、電気的には絶縁、又は遮断される。その結果、銅箔 60 a は、導電性熱伝導部材 61 d、及び絶縁性熱伝導部材 62 d を介して、鉗子パイプ 126 に熱的に接続されるが、電気的には絶縁、又は遮断される。

40

したがって、先端部 40 d の超音波振動子 48 及びバックング材層 54 の発熱を、銅箔 60 a 等の第 1 熱伝導部材、導電性熱伝導部材 61 d 等の第 2 熱伝導部材、及び絶縁性熱伝導部材 62 d を介して、内視鏡構造物である鉗子パイプ 126 に伝導し、その熱を操作部 24 の処置具挿入口 30 から外部に放熱することができる。

【0093】

なお、本実施形態においては、図 18 に示すように、絶縁性熱伝導部材 62 d として、鉗子パイプ 126 の外周面に DLC コーティング等の絶縁性コーティングを施して形成された絶縁性コーティング層 128 を用いることも好ましい。なお、絶縁性コーティング層 128 としては、本発明に用いられる絶縁性熱伝導部材として要件、例えば耐電圧、厚み

50

、及び熱伝導率等を満足するものであれば、どのようなものでも良い。このように、絶縁性コーティング層 128 を用いる場合には、導電性熱伝導部材 61d が被覆された鉗子パイプ 126 の周囲に、導電性熱伝導部材 61d を容易に巻きつけることができる。

また、図 17 及び図 18 に示す放熱構造 70d においては、放熱構造 70d が放熱する内視鏡構造物を、鉗子パイプ 126 としているが、本実施形態においてはこれに限定されず、図 12 に示すように、内視鏡構造物である湾曲部 42 のアングルリング 43 の先端リング 43a としても良い。この場合には、放熱構造 70d の導電性熱伝導部材 61d、絶縁性熱伝導部材 62d、及び絶縁被覆部材 63d を、図 12 に示す放熱構造 70a の導電性熱伝導部材 61a、絶縁性熱伝導部材 62a、及び絶縁被覆部材 63a のように配置すればよい。

なお、図 17 に示す銅箔 60a、導電性熱伝導部材 61d、絶縁性コーティング層 128 等の絶縁性熱伝導部材 62d、及び絶縁被覆部材 63d は、それぞれ図 5 に示す銅箔 60、導電性熱伝導部材 61、絶縁性熱伝導部材 62、及び絶縁被覆部材 63 と、配置される場所、及びそのために形状が異なる以外は、全く同様の機能及び構成を有するものであるので、その説明は省略する。

【0094】

上述した本発明の第 1～第 5 実施形態の先端部に放熱構造を備える超音波内視鏡は、いずれもコンベックス型の超音波探触子を有するコンベックス型超音波内視鏡であるが、本発明はこれに限定されず、先端部に放熱構造を備えるラジアル型の超音波探触子に有するラジアル型超音波内視鏡であっても良い。

(第 6 実施形態)

図 19 は、本実施形態の超音波内視鏡の挿入部の先端部を模式的に示す部分拡大平面図である。また、図 20 は、図 19 に示す X-X 線矢視図であり、図 19 に示す超音波内視鏡の挿入部の先端部の部分縦断面図である。

なお、図 19 及び図 20 に示す第 6 実施形態の超音波内視鏡 130 は、図 1 に示す第 1 実施形態の超音波内視鏡 12 と、先端部 40 以外は、同様の構成を有し、また、図 15、及び図 16 に示す第 5 実施形態の超音波内視鏡 12d と、コンベックス型の超音波観察部 36 及び内視鏡観察部 38d を備える先端部 40d の代わりに、ラジアル型の超音波観察部 134 及び内視鏡観察部 136 を備える先端部 132 を有している点で異なる以外は、同様の構成を有するものであるので、同一の構成要素には同一参照の符号を付し、詳細な説明は省略する。

【0095】

図 19 及び図 20 に示すように、本実施形態の超音波内視鏡 130 は、ラジアル型の超音波観察部 134 及び内視鏡観察部 136 超音波探触子を備える先端部 132 を有し、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。超音波内視鏡 130 は、先端部 132 に加え、図 19 及び図 20 には図示しないが、図 1 に示す超音波内視鏡 12 と同様に、湾曲部（42）及び軟性部（44）を備える挿入部（22）、操作部（24）、並びにユニバーサルコード（26）を有する。

ここで、図 19 及び図 20 に示す例においては、超音波観察部 134 は、内視鏡観察部 136 よりも超音波内視鏡 130 の先端側に配設されるが、本発明はこれに限定されず、内視鏡観察部 136 が超音波観察部 134 より先端側にあっても良いし、内視鏡観察部 136 の一部の構成部品が超音波観察部 134 より先端側にあっても良い。

【0096】

また、本実施形態の超音波内視鏡 130 の内視鏡観察部 136 は、処置具導出口（鉗子出口ともいう）140、観察窓 142、照明窓 144、及び洗浄ノズル 146 等を有し、観察窓 142 の内側には、図示しないが、対物レンズ、固体撮像素子、及び配線ケーブルを有している。

なお、処置具導出口 140 は、処置具を導出させる開口であり、処置具挿入口 30（図 1 参照）に連通する処置具チャンネル（鉗子管路）148 の出口開口である。

図 19 及び図 20 に示す超音波内視鏡 130 では、処置具導出口 140 は、超音波観察部 134 よりも基端側の内視鏡観察部 136 に設けられているが、本発明はこれに限定されず、超音波観察部 134 よりも基端側にあれば、超音波観察部 134 と内視鏡観察部 136 との間にあっても良い。また、本実施形態の超音波内視鏡 130 は、図 2 ～図 5、及び図 9 ～図 11 に示す第 1 実施形態の超音波内視鏡 12 と同様、鉗子、穿刺針及び高周波メスなどの処置具を処置具導出口 140 から導出する処置具導出機構を備えていても良い。

なお、処置具導出口 140、観察窓 142、照明窓 144、洗浄ノズル 146、並びに図示しない対物レンズ、固体撮像素子、及び配線ケーブルは、図 16 に示す処置具導出口 88a、観察窓 78、照明窓 80、洗浄ノズル 82、並びに図示しない対物レンズ 120、固体撮像素子 122、及び配線ケーブル 124 と同様の構成を有するものであるので、その説明は省略する。

【0097】

図 19 及び図 20 に示すように、本実施形態の超音波観察部 134 は、超音波振動子ユニット 138 と、超音波振動子ユニット 138 を取り付けて保持する円筒状の外装部材 150 と、超音波振動子ユニット 138 に配線されるシールドケーブル 72 の複数本の同軸ケーブル 58 と、から構成されるものである。

図 20 に示すように、超音波振動子ユニット 138 は、複数の超音波振動子 152 が円筒状に配列された超音波振動子アレイ 154 と、超音波振動子アレイ 154 と導通する電極部 156 と、超音波振動子アレイ 154 の各超音波振動子 152 を超音波振動子ユニット 138 の中心側の面（超音波振動子 152 の内側の面）側から支持するバックキング材層 158 と、超音波振動子アレイ 154 に対してバックキング材層 158 の逆側（超音波振動子アレイ 154 の外側）に積層された音響整合層 160 と、音響整合層 160 に対して超音波振動子アレイ 154 の逆側（音響整合層 160 の外側）に積層された音響レンズ 162 と、を有する。以上のように、超音波振動子ユニット 138 は、音響レンズ 162、音響整合層 160、超音波振動子アレイ 154 及びバックキング材層 158 からなる積層体 164 を有する。

【0098】

ここで、電極部 156 は、超音波振動子アレイ 154 の複数の超音波振動子 152 の各個別電極 156a と、複数の超音波振動子 152 に共通な共通電極 156b とを備える。

また、バックキング材層 158 は、中心側に配設されるフランジ 166a を持つ円筒状部材 166 によって支持されている。円筒状部材 166 には、積層体 164 の基端側の端部近傍において、円筒状部材 166 の内外を貫通する 1 以上のスリット 166b が開けられている。

なお、本実施形態の超音波振動子 152、超音波振動子アレイ 154、電極部 156、バックキング材層 158、音響整合層 160、音響レンズ 162、及び積層体 164 は、円筒形状に形成されており、図 1 ～図 4 に示す第 1 実施形態の超音波振動子 48、超音波振動子アレイ 50、電極部 52、バックキング材層 54、音響整合層 64、音響レンズ 66、及び積層体 68 と、形状的には異なるが、その構成、及び機能は同様であるので、その説明を省略する。

【0099】

また、超音波振動子ユニット 138 は、更に、電極部 156 の複数の個別電極 156a に電氣的に接続され、複数本の同軸ケーブル 58 の信号線 58a を配線接続する複数の接続部 168a を備えるフレキシブル配線基板（FPC）168 と、電極部 156 の共通電極 156b に電氣的に接続されたグランドバー 170 と、バックキング材層 158 の側端面（内視鏡観察部 136 側の端面）とは逆側、基端側の FPC 168 表面に貼り付けられる銅箔 172 と、を有する。

ここで、FPC 168 は、円筒形状のバックキング材層 158 の側端面（内視鏡観察部 136 側の端面）に配設される。FPC 168 の一方の端部は、バックキング材層 158 の側端面に隣接する外周面に沿って配設され、電極部 156 の複数の個別電極 156a、及び

共通電極 1 5 6 b に電氣的に接続される。F P C 1 6 8 の一方の端部は、バッキング材層 1 5 8 の側端面から延在して円筒状部材 1 6 6 に当接し、円筒状部材 1 6 6 の外周面に沿って内視鏡観察部 1 3 6 側に延在する。

また、電極部 1 5 6 の複数の個別電極 1 5 6 a に電氣的に接続された F P C 1 6 8 の複数の接続部 1 6 8 a には、複数本の同軸ケーブル 5 8 の信号線 5 8 a がそれぞれ電氣的に接続され、複数の超音波振動子 1 5 2 の各個別電極 1 5 6 a を複数本の同軸ケーブル 5 8 の信号線 5 8 a にそれぞれ電氣的に接続する。

【0100】

一方、電極部 1 5 6 の共通電極 1 5 6 b に電氣的に接続された F P C 1 6 8 のグランド配線と、グランドバー 1 7 0 との間に、複数本の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c が挟まれる構造となっており、グランドバー 1 7 0 には、複数本の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c がそれぞれ電氣的に接続されて、F P C 1 6 8 のグランド配線が電氣的に接続される。こうして、複数の超音波振動子 1 5 2 の共通電極 1 5 6 b は、複数本の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c にそれぞれ電氣的に接続される。

複数本の同軸ケーブル 5 8、その信号線 5 8 a、及びシールド部材が 5 8 c は、円筒状部材 1 6 6 の 1 以上のスリット 1 6 6 b を通り、円筒状部材 1 6 6 の内部から外部に引き出されて、それぞれ F P C 1 6 8 の複数の接続部 1 6 8 a、及びグランドバー 1 7 0 に接続される。

なお、複数本の同軸ケーブル 5 8、それらの信号線 5 8 a の F P C 1 6 8 の複数の接続部 1 6 8 a への接続部、及び複数本の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c のグランドバー 1 7 0 への接続部は、複数本の同軸ケーブル 5 8 がバラけたり、接続部が接続不良になることを避けるために充填材で埋めて、円筒状部材 1 6 6 のスリット 1 6 6 b 及びその近傍の内部管路 1 6 6 c に充填材層（図示せず）を形成しておくことが好ましい。

【0101】

図 20 に示すように、本発明の第 6 実施形態の超音波内視鏡 1 3 0 の放熱構造 1 7 4 は、銅箔 1 7 2、導電性熱伝導部材 1 7 6、及び絶縁性熱伝導部材 1 7 8 からなるが、更に、絶縁被覆部材 1 8 0 を備えていることが好ましい。

銅箔 1 7 2 は、複数の超音波振動子 1 5 2 に熱的に接続される熱伝導部材であって、本実施形態の放熱構造 1 7 4 を構成するものである。銅箔 1 7 2 は、複数の超音波振動子 1 5 2 が円筒形状に配列された超音波振動子アレイ 1 5 4、及び円筒形状のバッキング材層 1 5 8 の片面、又は両外側面の位置に相当する F P C 1 6 8 の表面に貼り付けられ、超音波振動子アレイ 1 5 4 と逆側のバッキング材層 1 5 8 に相当する位置から基端側に折り曲げられて円筒状部材 1 6 6 の中心線に平行に内視鏡観察部 1 3 6 まで延在する。銅箔 1 7 2 は、複数の超音波振動子 1 5 2 をシールドすると共に、複数の超音波振動子 1 5 2 及びバッキング材層 1 5 8 において発生した熱を逃がす役目を果たす。

なお、図示例では、銅箔 1 7 2 は、複数本の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c に接続されたグランドバー 1 7 0 に、即ち、複数本の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c とグランドバー 1 7 0 との接続部に接続されている。なお、本発明はこれに限定されず、銅箔 1 7 2 と、グランドバー 1 7 0、及び複数本の同軸ケーブル 5 8 のシールド部材 5 8 c とは接続されていなくてもよい。

【0102】

導電性熱伝導部材 1 7 6 は、例えば 1 以上からなり、銅箔 1 7 2 と、絶縁性熱伝導部材 1 7 8 とを熱的に接続する。導電性熱伝導部材 1 7 6 の一端、即ち先端側の端部は、シールド部材 5 8 c とグランドバー 1 7 0 との接続部において、バッキング材層 1 5 8 に相当する位置から内視鏡観察部 1 3 6 まで延びた銅箔 1 7 2 の部分の先端側に接続される。導電性熱伝導部材 1 7 6 の他端、即ち基端側の端部は、銅箔 1 7 2 との接続部である先端側の端部から、内視鏡観察部 1 3 6 の円筒状部材 1 6 6 の外部を通してその中心線に略平行に内視鏡観察部 1 3 6 の基端側に向い、処置具チャンネル（鉗子管路） 1 4 8 を構成する、内視鏡構造物である鉗子管路部品である鉗子パイプ 1 8 2 の外側、外周面上まで延長され、鉗子パイプ 1 8 2 の外周面に配置された絶縁性熱伝導部材 1 7 8 を介して鉗子パイプ

182の外周面上に配置される。

なお、FPC168の複数の接続部168a、及びグランドバー170にそれぞれ接続された信号線58a、及びシールド部材が58cを備える複数本の同軸ケーブル58は、内視鏡観察部136の円筒状部材166のスリット166bを通してその内部管路166cに入り、内部管路166cにおいてシールドケーブル72として纏められて内部管路166cを通して内視鏡観察部136の基端側に向う。

ここで、スリット166bは、複数本の同軸ケーブル58、その信号線58a、及びシールド部材が58cを通すことができれば、1つであっても、複数であっても良い。

ここで、鉗子パイプ182の外周面に配置された導電性熱伝導部材176の基端側の端部は、内視鏡観察部136のその他の種々の内視鏡構造物に対して露出している露出部分となっている。このため、本発明においては、図20に示すように、導電性熱伝導部材176の露出部分は、絶縁被覆部材180、例えば糸巻チューブ、又は熱収縮チューブ等で被覆されていることが好ましく、こうして、他の内視鏡構造物との導通を絶縁、又は遮断しておくことが好ましい。

【0103】

本実施形態の放熱構造174においても、図17、及び図18に示す放熱構造70dと同様に、鉗子パイプ182の周囲、即ち外周面に絶縁性熱伝導部材178を巻き付け、その上から導電性熱伝導部材176を巻き付け、更にその上から糸巻チューブ、又は熱収縮チューブ等で挟み込んで押え付ける構成を有する。こうすることで、絶縁性熱伝導部材178を鉗子パイプ182の外周面上に着脱自在に配置でき、修理性を向上させることができる。

こうして、導電性熱伝導部材176は、絶縁性熱伝導部材178を介して鉗子パイプ182に熱的に接続されるが、電気的には絶縁、又は遮断される。その結果、銅箔172は、導電性熱伝導部材176、及び絶縁性熱伝導部材178を介して、鉗子パイプ182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、先端部132の超音波振動子152及びバックキング材層158の発熱を、銅箔172等の第1熱伝導部材、導電性熱伝導部材176等の第2熱伝導部材、及び絶縁性熱伝導部材178を介して、内視鏡構造物である鉗子パイプ182に伝導し、その熱を操作部24の処置具挿入口30から外部に放熱することができる。

【0104】

なお、本実施形態においては、図18に示す第5実施形態の場合と同様に、図20に示す絶縁性熱伝導部材178として、鉗子パイプ182の外周面に施されたDLCコーティング等の絶縁性コーティング層を用いることも好ましい。

また、図20に示す放熱構造174においても、図17に示す放熱構造70dの場合と同様に、図12に示すように、放熱対象となる内視鏡構造物を、湾曲部42のアングルリング43の先端リング43aとしても良い。

なお、図20に示す銅箔172、導電性熱伝導部材176、絶縁性熱伝導部材178、及び絶縁被覆部材180は、それぞれ図5に示す銅箔60、導電性熱伝導部材61、絶縁性熱伝導部材62、及び絶縁被覆部材63と、配置される場所、及びそのために形状が異なる以外は、全く同様の機能及び構成を有するものであるため、その説明は省略する。

【0105】

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。

【符号の説明】

【0106】

10…超音波検査システム

12, 12a, 12b, 12c, 12d, 130…超音波内視鏡

14…超音波用プロセッサ装置

16…内視鏡用プロセッサ装置

10

20

30

40

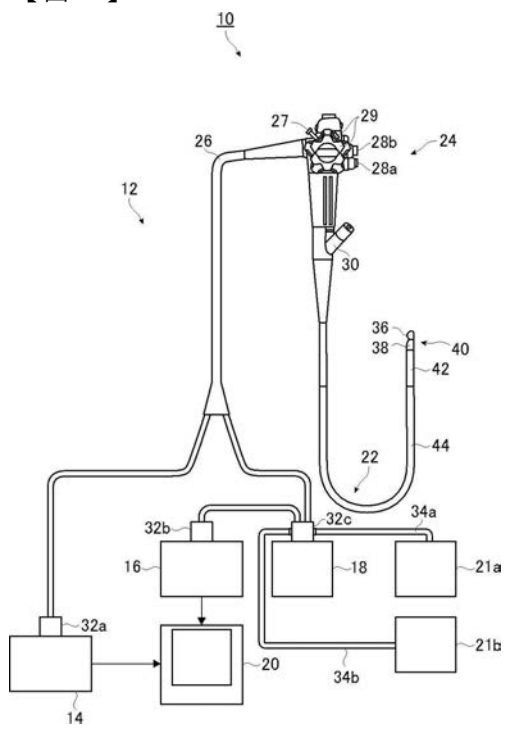
50

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 7 …起立操作レバー	
2 8 a …送気送水ボタン	
2 8 b …吸引ボタン	10
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, 1 3 4 …超音波観察部	
3 8, 3 8 a, 3 8 b, 3 8 c, 3 8 d, 1 3 6 …内視鏡観察部	
4 0, 4 0 a, 4 0 b, 4 0 c, 4 0 d, 1 3 2 …先端部	20
4 1, 1 5 0 …外装部材（先端ケース）	
4 2 …湾曲部	
4 3 …アングルリング	
4 3 a …先端リング	
4 4 …軟性部	
4 6, 1 3 8 …超音波振動子ユニット	
4 8, 1 5 2 …超音波振動子	
5 0, 1 5 4 …超音波振動子アレイ	
5 2, 1 5 6 …電極部	
5 2 a, 1 5 6 a …個別電極	30
5 2 b, 1 5 6 b …共通電極	
5 4, 1 5 8 …パッキング材層	
5 6 …ケーブル配線部	
5 6 a, 1 6 8 a …接続部	
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	
5 7, 1 7 0 …グラウンドバー	40
6 0, 6 0 a, 1 7 2 …銅箔	
6 1, 6 1 a, 6 1 b, 6 1 c, 6 1 d, 1 7 6 …導電性熱伝導部材	
6 2, 6 2 a, 6 2 b, 6 2 c, 6 2 d, 1 7 8 …絶縁性熱伝導部材	
6 3, 6 3 a, 6 3 d, 1 8 0 …絶縁被覆部材	
6 4, 1 6 0 …音響整合層	
6 6, 1 6 2 …音響レンズ	
6 8, 1 6 4 …積層体	
7 0, 7 0 a, 7 0 b, 7 0 c, 7 0 d, 1 7 4 …放熱構造	
7 2 …シールドケーブル	
7 2 a …外皮	50

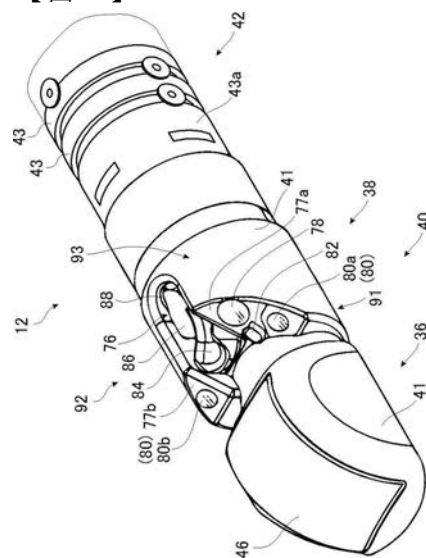
7 3 … ケーブル挿通孔	
7 3 a、7 3 b … 開口	
7 3 c … 薄壁部分	
7 4 … 充填材層	
7 6 … 処置具導出部	
7 7 a、7 7 b … 斜面	
7 8、1 4 2 … 観察窓	
8 0、8 0 a、8 0 b、1 4 4 … 照明窓	
8 2、1 4 6 … 洗浄ノズル	
8 4 … 起立台	10
8 4 a … 支持部	
8 6 … 起立台収容部	
8 8、8 8 a、1 4 0 … 処置具導出口（鉗子出口）	
9 0、9 0 a、1 4 8 … 処置具チャンネル（鉗子管路）	
9 1 … 基部アセンブリ	
9 1 a … 支持部品	
9 2 … 起立台アセンブリ	
9 3 … 頭部アセンブリ	
9 4 … 駆動機構部	
9 6 … 基台部	20
9 6 a … 底面（下面）	
9 8 … レバー収容部	
9 8 a … 収容空間	
9 8 b … 側壁部	
1 0 0 … 処置具挿通部	
1 0 0 a … 下側表面	
1 0 1 … 処置具挿通孔	
1 0 2 … 回動軸	
1 0 4 … 起立レバー	
1 0 4 a … 貫通孔	30
1 0 6 … 円柱部材	
1 0 8 … コントロールケーブル	
1 1 0 … レバー操作ワイヤ	
1 1 2 … 繋ぎ部材	
1 1 4 … 鉗子チューブ	
1 1 6 … 連結部	
1 1 6 a … 中間径部	
1 1 6 b … 小径部	
1 1 7 a、1 1 7 b … 開口	
1 1 8 … ネジ孔	40
1 1 9 … ネジ	
1 2 0 … 対物レンズ	
1 2 2 … 固体撮像素子	
1 2 4 … 配線ケーブル	
1 2 6、1 8 2 … 鉗子パイプ	
1 2 8 … 絶縁性コーティング層	
1 6 6 … 円筒状部材	
1 6 6 a … フランジ	
1 6 6 b … スリット	
1 6 6 c … 内部管路	50

168…フレキシブル配線基板（FPC）
 EL…長手方向（エレベーション方向）
 AZ…平行な方向（アジマス方向）

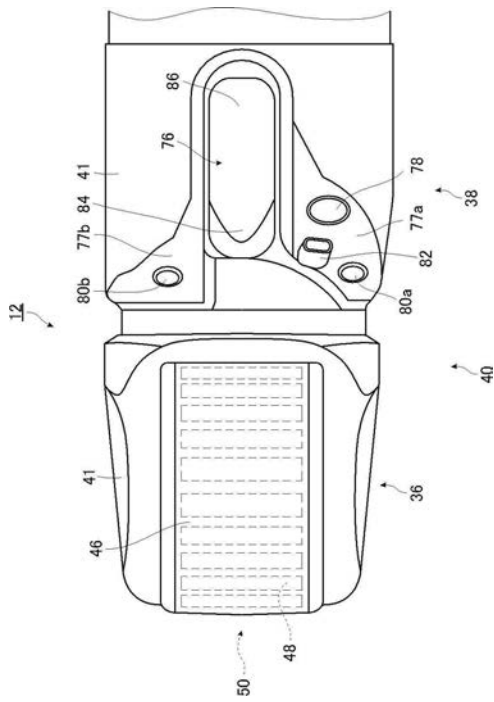
【図1】



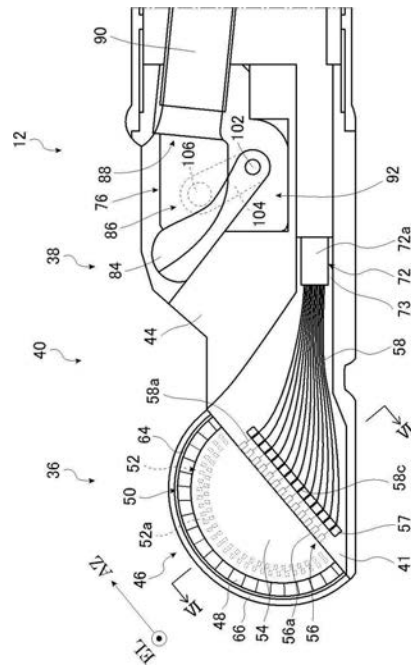
【図2】



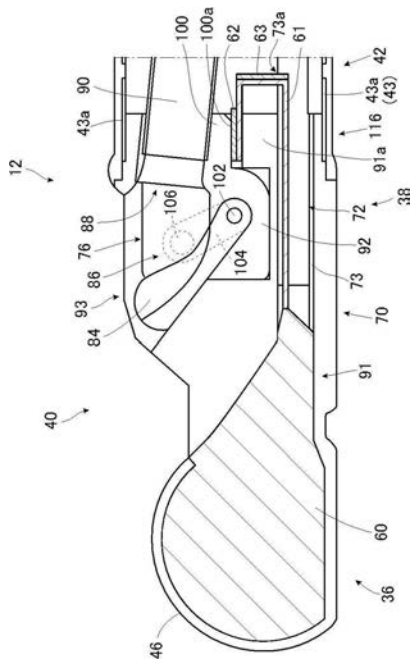
【図 3】



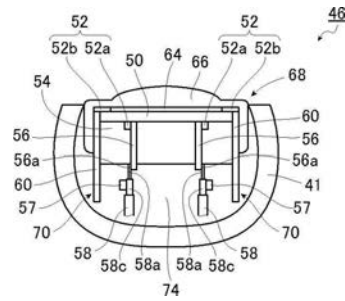
【図 4】



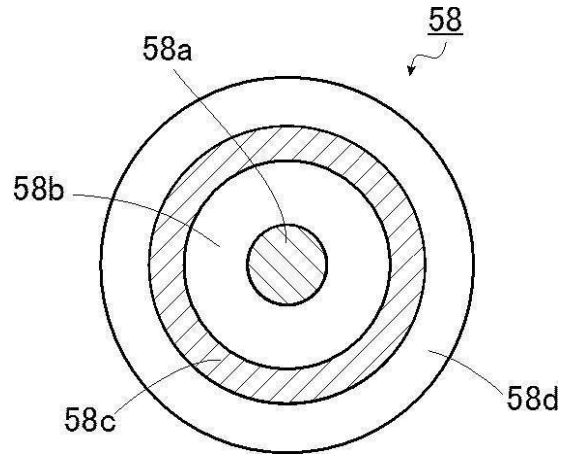
【図 5】



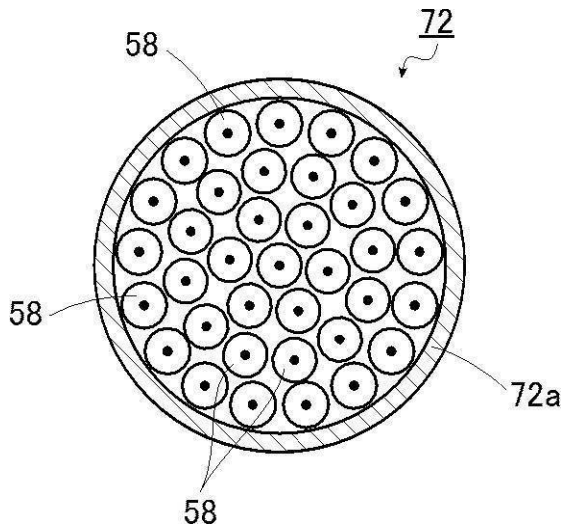
【図 6】



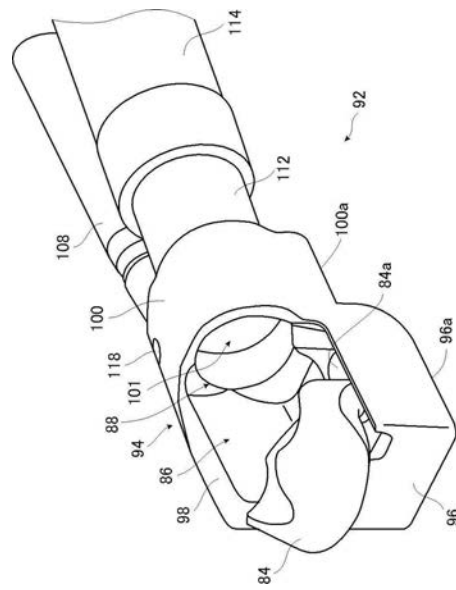
【図 7】



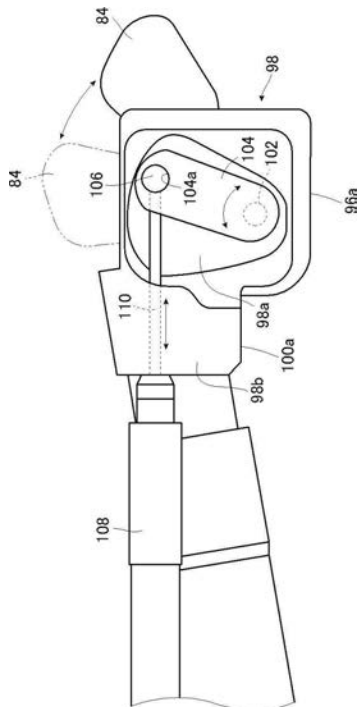
【図 8】



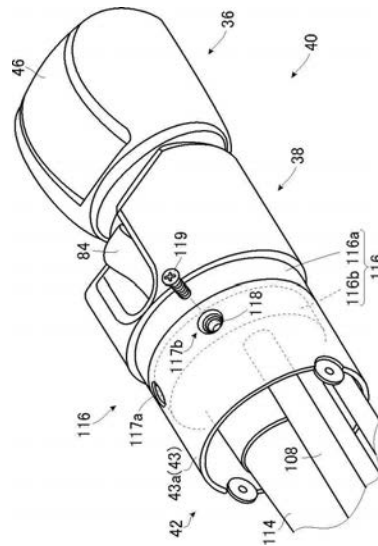
【図 9】



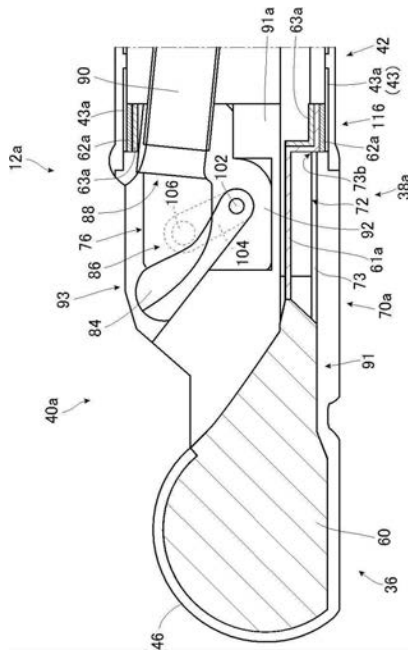
【図 10】



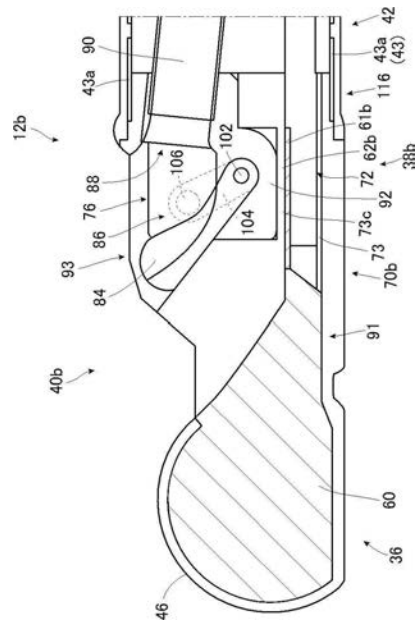
【図 11】



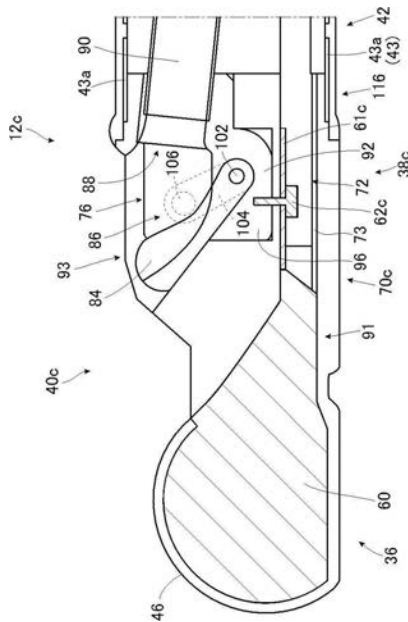
【図 1 2】



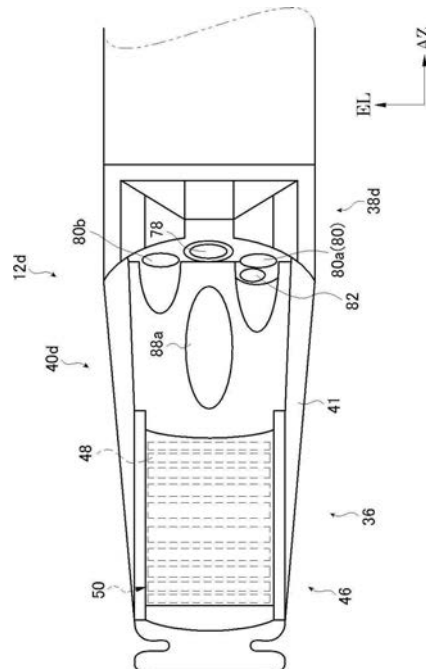
【図 1 3】



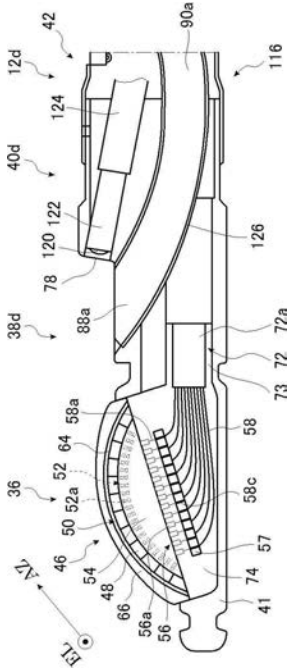
【図 1 4】



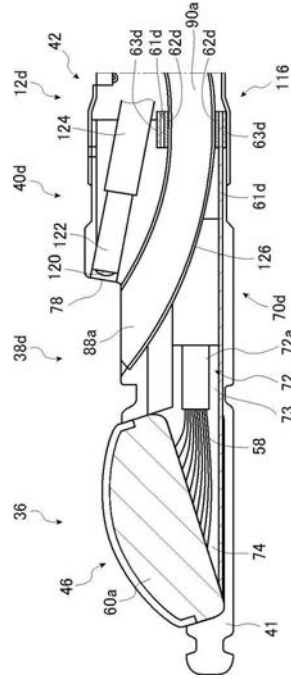
【図 1 5】



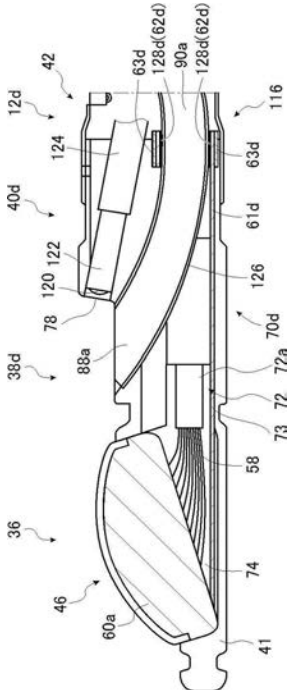
【 図 1 6 】



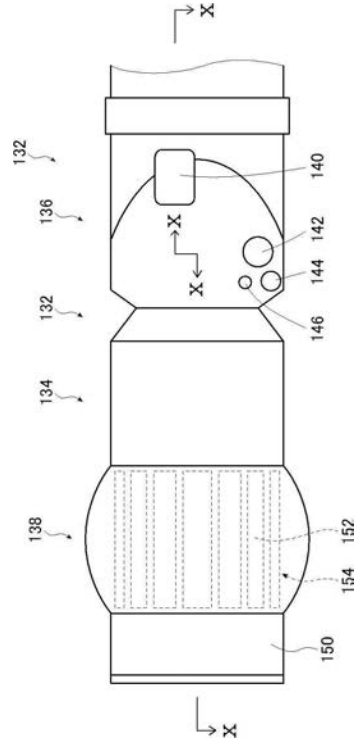
【図 17】



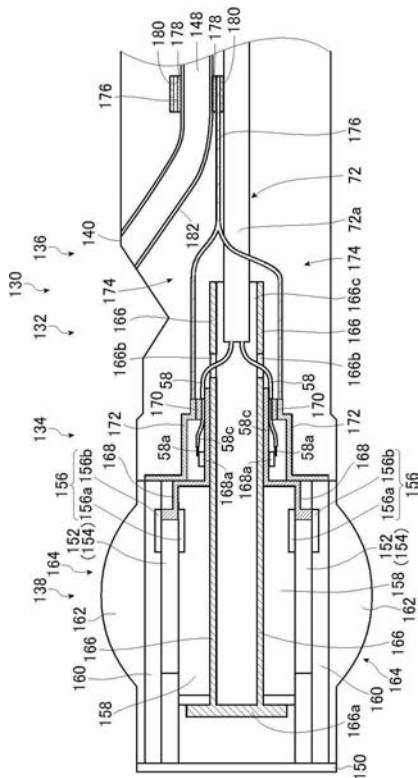
【図 18】



【 図 1 9 】



【図 20】



【手続補正書】

【提出日】平成30年12月13日(2018.12.13)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波振動子と、
 前記複数の超音波振動子を収容する先端部と、
 前記先端部に収納、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、
 前記複数の超音波振動子に接続された熱伝導部材と、
 前記内視鏡構造物と接続された絶縁性熱伝導部材と、を有し、
 前記熱伝導部材と前記絶縁性熱伝導部材とを接続し、
前記熱伝導部材は、導電性熱伝導部材であり、
前記内視鏡構造物は、金属製であることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記熱伝導部材は、前記複数の超音波振動子に直接接続される第 1 熱伝導部材と、該第 1 熱伝導部材と前記絶縁性熱伝導部材とを接続する第 2 熱伝導部材と、を有する請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記絶縁性熱伝導部材は、前記熱伝導部材、又は前記内視鏡構造物に対して着脱自在に接続されている請求項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記熱伝導部材は、前記内視鏡構造物に対して露出している露出部分を有し、
該露出部分は、絶縁被覆部材で被覆される請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記絶縁性熱伝導部材の耐電圧は、1.5 kV 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】

前記絶縁性熱伝導部材の厚みは、3 mm 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】

前記絶縁性熱伝導部材の熱伝導率は、0.5 W/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】

前記内視鏡構造物は、起立台部品、鉗子管路部品、又はアングル組立部品の先端側リング部品である請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 9】

前記起立台部品、及び鉗子管路部品の少なくとも一方は、前記複数の超音波振動子よりも、前記超音波内視鏡の基端側に配置されている請求項 8 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 10】

前記熱伝導部材の熱伝導率は、0.5 W/mK 以上である請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 11】

更に、前記複数の超音波振動子にそれぞれ接続される複数の超音波ケーブルと、
前記先端部に設けられ、前記複数の超音波ケーブルを挿通するケーブル挿通孔と、を有し、
前記熱伝導部材の一部は、前記ケーブル挿通孔内に配置される請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 12】

前記熱伝導部材は、前記複数の超音波振動子に直接接続される第 1 熱伝導部材と、該第 1 熱伝導部材と前記絶縁性熱伝導部材とを接続する第 2 熱伝導部材と、を有し、
前記第 2 の熱伝導部材は、前記ケーブル挿通孔内に配置される請求項 11 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 13】

前記絶縁性熱伝導部材は、前記内視鏡構造物の導電性の構造体に当接する前記ケーブル挿通孔の壁であり、
前記壁の厚さは 3 mm 以下である請求項 11、又は 12 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 14】

前記絶縁性熱伝導部材は、前記熱伝導部材を前記内視鏡構造物の導電性の構造体に取り付ける熱伝導性のセラミック製のネジであり、
該ネジの先端部は、前記導電性の構造体に当接する請求項 1 ～ 12 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 15】

前記先端部は、絶縁性の外装部材を有し、
前記内視鏡構造物は、前記外装部材内に収納される、又は接続される請求項 1 ～ 14 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 16】

前記複数の超音波振動子は、コンパックス型、又はラジアル型である請求項 1 ～ 15 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 17】

複数の超音波振動子と、

前記複数の超音波振動子を収容する先端部と、を有する超音波内視鏡であって、
前記先端部は、
前記複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイと、
前記超音波内視鏡の先端側に前記超音波振動子アレイを収容する先端ケースと、
前記先端ケース内に設けられ、前記超音波振動子アレイの前記複数の超音波振動子と電氣的にそれぞれ接続される複数のケーブルが挿通するケーブル挿通孔と、
前記先端ケースの、前記超音波内視鏡の基端側に収容される、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、
前記超音波振動子アレイに接続された、前記複数の超音波振動子から発生した熱を放熱する導電性熱伝導部材と、
前記導電性の内視鏡構造物に当接して配設された絶縁性熱伝導部材と、を有し、
前記導電性熱伝導部材は、前記超音波内視鏡の基端側に延長され、
延長された前記導電性熱伝導部材の基端側は、前記絶縁性導電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 18】

複数の超音波振動子と、
前記複数の超音波振動子を収容する先端部と、を有する超音波内視鏡であって、
前記先端部は、
前記複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイと、
前記超音波内視鏡の先端側に前記超音波振動子アレイを収容する先端ケースと、
前記先端ケース内に設けられ、前記超音波振動子アレイの前記複数の超音波振動子と電氣的にそれぞれ接続される複数のケーブルが挿通するケーブル挿通孔と、
前記先端ケースの、前記超音波内視鏡の基端側に収容される、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、
前記超音波振動子アレイに接続された、前記複数の超音波振動子から発生した熱を放熱する導電性の第1熱伝導部材と、
前記導電性の内視鏡構造物に当接して配設された絶縁性熱伝導部材と、
先端側が前記第1熱伝導部材に接続され、前記先端ケース内を前記超音波内視鏡の基端側に延設するように配設され、基端側を前記絶縁性熱伝導部材に接続する導電性の第2熱伝導部材と、を有することを特徴とする超音波内視鏡。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の第1の態様の超音波内視鏡は、複数の超音波振動子と、複数の超音波振動子を収容する先端部と、先端部に収納、又は接続される導電性の内視鏡構造物と、複数の超音波振動子に接続された熱伝導部材と、内視鏡構造物と接続された絶縁性熱伝導部材と、を有し、熱伝導部材と前記絶縁性熱伝導部材とを接続し、熱伝導部材は、導電性熱伝導部材であり、内視鏡構造物は、金属製であることを特徴とする。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

ここで、熱伝導部材は、複数の超音波振動子に直接接続される第1熱伝導部材と、第1熱伝導部材と絶縁性熱伝導部材とを接続する第2熱伝導部材と、を有することが好ましい。

また、絶縁性熱伝導部材は、熱伝導部材、又は内視鏡構造物に対して着脱自在に接続されていることが好ましい。

また、熱伝導部材は、内視鏡構造物に対して露出している露出部分を有し、露出部分は、絶縁被覆部材で被覆されることが好ましい。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/015340
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 61-73639 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 April 1986 (15.04.1986), page 2, lower left column, line 2 to page 4, lower left column, line 6; fig. 1 to 6 (Family: none)	1, 3, 6-8, 11, 17 2, 4-5, 9-10, 12-16, 18-19
A	JP 2008-295749 A (Fujifilm Corp.), 11 December 2008 (11.12.2008), paragraphs [0019] to [0026]; fig. 2 & US 2008/0300492 A1 paragraphs [0029] to [0036]; fig. 2	1-19
A	JP 2008-301893 A (Fujifilm Corp.), 18 December 2008 (18.12.2008), paragraphs [0019] to [0027]; fig. 2 & US 2008/0306389 A1 paragraphs [0028] to [0036]; fig. 2	1-19
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 08 June 2017 (08.06.17)		Date of mailing of the international search report 20 June 2017 (20.06.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 5 3 4 0	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X A A	JP 61-73639 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986.04.15, 第2頁左下欄第2行-第4頁左下欄第6行, 第1図-第6図 (ファミリーなし) JP 2008-295749 A (富士フイルム株式会社) 2008.12.11, [0019]-[0026], 図2 & US 2008/0300492 A1, [0029]-[0036], FIG.2	1, 3, 6-8, 11, 17 2, 4-5, 9-10, 12-16, 18-19 1-19	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.06.2017		国際調査報告の発送日 20.06.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 永田 浩司 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 6004

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 5 3 4 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-301893 A (富士フイルム株式会社) 2008.12.18, [0019]-[0027], 図 2 & US 2008/0306389 A1, [0028]-[0036], FIG. 2	1-19

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(72)発明者 岡田 知

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

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB22 BB24 EE09 EE19 FE02 GA02 GB04 GB06 GB20
GB30 GB43 GB44

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JPWO2018003242A1	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2018524907	申请日	2017-04-14
[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	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		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/546 B06B1/0622 A61B1/273		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/EE19 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB20 4C601/GB30 4C601/GB43 4C601/GB44		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016129865 2016-06-30 JP		
其他公开文献	JP6644888B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

多个超声换能器，用于容纳多个超声换能器的尖端部分（40），容纳在尖端部分（40）中或与其连接的导电内窥镜结构以及多个超声波 振动器连接有导热部件（61），内窥镜结构连接有隔热导热部件（62），该导热部件（61）及隔热导热部件。（62）已连接。结果，在确保电气安全的同时，由超声换能器产生的热量被传递到容纳在远端40中的导电内窥镜结构，并且热量从那里被有效地消散。（EN）提供一种具有散热结构的超声波内窥镜，该散热内窥镜能够抑制超声波换能器表面上的热量上升并防止胃肠道烧伤。

