

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/003311

発行日 平成31年3月22日 (2019. 3. 22)

(43) 国際公開日 平成30年1月4日 (2018. 1. 4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 0	4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

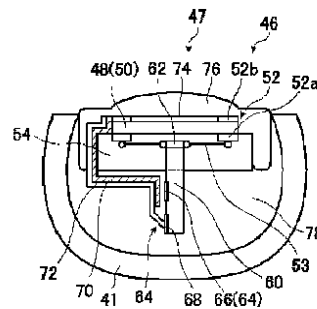
出願番号 特願2018-524940 (P2018-524940)	(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/017858	
(22) 国際出願日 平成29年5月11日 (2017. 5. 11)	
(31) 優先権主張番号 特願2016-130382 (P2016-130382)	(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明
(32) 優先日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100148080 弁理士 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) 【要約】

超音波内視鏡は、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、複数の超音波振動子の背面側のバック材層と、複数の超音波振動子と接続された複数の電極パッドを備える配線基板と、信号線及びシールド部材を備える複数のシールドケーブルと、複数の信号線が複数の電極パッドと電氣的に接続されている配線部と、シールド部材と電氣的に接続され熱伝導性を持つグランド部と、バック材層に対して超音波振動子アレイとは逆に、バック材層を越えて延在してグランド部に熱的に接続される第1の熱伝導部材と、を有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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、
前記複数の超音波振動子の背面側に配設されたバッキング材層と、を備える積層体と、
前記超音波振動子アレイの前記複数の超音波振動子とそれぞれ電氣的に接続された複数の電極パッドを備える配線基板と、
前記複数の超音波振動子にそれぞれ電氣的に接続される複数の信号線を備え、前記複数の信号線に対するシールド部材を備える複数のシールドケーブルと、
前記複数のシールドケーブルの複数の信号線がそれぞれ前記配線基板の前記複数の電極パッドと電氣的に接続されている複数の接続部を備える配線部と、
前記シールドケーブルの前記シールド部材と電氣的に接続された、熱伝導性を持つグラウンド部と、
前記超音波振動子アレイ及び前記バッキング材層を備える積層体の側面に配設され、前記バッキング材層に対して前記超音波振動子アレイとは逆側に、前記バッキング材層を越えて延在して、前記グラウンド部に熱的に接続される第 1 の熱伝導部材と、を有することを特徴とする超音波内視鏡。

10

【請求項 2】

前記第 1 の熱伝導部材は、前記積層体の側面側に折り返されて前記グラウンド部と接続される請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記第 1 の熱伝導部材は、導電性部材であり、
前記配線基板は、前記第 1 の熱伝導部材に対して前記積層体側に配設され、
前記第 1 の熱伝導部材が前記配線基板の少なくとも前記配線部の前記複数の接続部を覆う領域においては、前記第 1 の熱伝導部材と前記複数の接続部との間に絶縁層を有する請求項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

20

【請求項 4】

前記絶縁層は、前記第 1 の熱伝導部材が少なくとも前記グラウンド部に接続される部分において除去されている請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記第 1 の熱伝導部材は、前記バッキング材層に対して前記超音波振動子アレイとは逆側に、前記バッキング材層を越えて延在する部分において、少なくとも前記配線基板の側面の一部を包む形状を有する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 6】

前記第 1 の熱伝導部材は、前記バッキング材層に対して前記超音波振動子アレイとは逆側に、前記バッキング材層を越えて延在する部分において、前記配線部、及び前記グラウンド部を囲うように折り曲げられ、かつ前記グラウンド部に接続されている請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記第 1 の熱伝導部材は、導電性部材であり、
前記第 1 の熱伝導部材と前記グラウンド部とは、半田又は銀ペーストを用いて接続される請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

40

【請求項 8】

前記バッキング材層に対して前記超音波振動子アレイとは逆側の、前記バッキング材層を越える部分において、複数の前記配線基板が配設される請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 9】

前記複数のシールドケーブルの前記シールド部材は、金属製であり、
前記グラウンド部は、前記複数のシールドケーブルの前記シールド部材が電氣的に接続された集合グラウンド部、前記配線部に設けられ、前記シールド部材が電氣的に接続されたグラウンドバー、又は前記配線基板に設けられ、前記グラウンドバーと電氣的に接続されたグラ

50

ンドパッドである請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 10】

前記第 1 の熱伝導部材と、前記集合グランド部、前記グランドバー、又は前記グランドパッドとの接続に使用される半田は、前記集合グランド部、前記グランドバー、又は前記グランドパッドと、前記複数の同軸ケーブルの前記シールド部材との接続に使用される半田よりも低融点である請求項 9 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 11】

前記グランドバー、又は前記グランドパッドは、前記第 1 の熱伝導部材側の面である前記配線基板の表面、前記表面の裏側面である前記配線基板の裏面、及び前記配線基板の前記表面及び前記裏面の両端面の少なくともいずれか 1 面に設けられ、

10

前記第 1 の熱伝導部材は、前記グランドバー、又は前記グランドパッドと接続される請求項 9 又は 10 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 12】

前記バッキング材層に対して前記超音波振動子アレイとは逆側の、前記バッキング材層を越える部分において、複数の前記配線基板が配設され、

複数の前記配線基板のうち、互いに隣接して配設される前記配線基板の前記グランドバー、又は前記グランドパッドは、前記第 1 の熱伝導部材とは独立した第 2 の熱伝導部材を用いて熱的に接続される請求項 9 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 13】

前記バッキング材層に対して前記超音波振動子アレイとは逆側の、前記バッキング材層を越える部分において、複数の前記配線基板が配設され、

20

前記中心側の配線基板は、中心側又は前記配線基板の端面側で、前記第 1 の熱伝導部材と、前記グランドバー、又は前記グランドパッドとを接続し、

前記外側の配線基板は、外側又は前記配線基板の端面側で、前記第 1 の熱伝導部材と、前記グランドバー、又は前記グランドパッドとを接続する請求項 9 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 14】

複数の前記配線基板のうち、互いに隣接して配設される前記配線基板の前記グランドバー、又は前記グランドパッドは、前記第 1 の熱伝導部材とは独立した第 2 の熱伝導部材を用いて熱的に接続される請求項 13 に記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 15】

前記第 1 の熱伝導部材は、前記積層体の両側面に配設され、第 3 の熱伝導部材を用いて互いに接続されている請求項 1 ~ 14 のいずれか一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構造を先端部に有する超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波内視鏡は、経消化管による胆嚢、又は膵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が、超音波内視鏡の先端部は、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などの安全上の理由から、挿入部の表面温度が一定の温度以下であることが要請されている。

【0003】

更に、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、照明部及び吸引口などが設けられている。そのため、超音波内視鏡の先端部の外径は太くなり、超音波内視鏡の操作性の低下及び超音波内視鏡の先端部が

50

挿入される患者の負担が増加する要因となっている。

【0004】

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及び2参照）。

【0005】

特許文献1は、屈曲部を有する挿入部を備え、その挿入部において、複数の超音波振動子が配置された前面を有するバッキング材層と、挿入部の先端において複数の超音波振動子を収容する外装部材と、外装部材内に配設されて、バッキング材層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、超音波振動子において生じてバッキング材層に伝導した熱、及びバッキング材層で生じた熱は、バッキング材層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。

10

【0006】

特許文献2は、超音波内視鏡の各部を覆う外装部材と、複数の超音波振動子の背面に配設されたバッキング材層と、複数の超音波振動子に電気的に接続されたシールド線群及びバッキング材層に密着する高熱伝導性の充填剤を含む信号線収納部と、信号線収納部及び外装部材に接して配設される高熱伝導層とを有する超音波内視鏡が開示されている。この構成によれば、超音波振動子において発生した熱がバッキング材層の背面又はシールド線群を介して充填剤に拡散し、更に、充填剤の熱を、高熱伝導層を介して外装部材の表面に拡散する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第5329065号公報

【特許文献2】特許第5399660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に開示の技術では、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が考慮されている。また、特許文献2に開示の技術では、超音波振動子において発生した熱を、バッキング材層及び充填剤に接した高熱伝導層を介して外装部材に放熱するパスのみが考慮されている。このように、特許文献1及び2に開示の技術では、いずれも外装部材への放熱パス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及び2に開示の技術では、外装部材への放熱パスのみであるために、超音波内視鏡の先端部付近の体腔内に放熱することとなり、超音波振動子の駆動電圧を上昇させていった場合に、超音波内視鏡の先端部の周囲の温度を上昇させてしまうという問題があった。

30

【0009】

また、特許文献1又は2に開示の超音波内視鏡において、超音波診断の診断精度を向上させるには、例えば、超音波振動子を積層化して超音波の送信出力を増加させる、超音波振動子の配設数を増加して超音波エコーに対する受信感度を高める、及び、複数の超音波振動子の駆動電圧を増大させるなどの手段を用いる必要がある。そのような手段を用いた場合には、複数の超音波振動子からの放熱量が増大するため、患者の体腔内壁と接する超音波内視鏡の挿入部、特に複数の超音波振動子が配設される超音波内視鏡の先端部表面の温度が上昇する要因となる。

40

操作性の向上及び患者負担の改善に加えて、超音波診断における精度の向上が求められているにも関わらず、超音波振動子の挿入部を小径に、かつ先端部を小型に維持しつつ、超音波内視鏡の先端部において発生した熱を効率よく放熱することは、非常に難しいという問題があった。

50

【 0 0 1 0 】

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、超音波振動子において発生した熱を効率的に放熱することができる放熱構造を有し、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】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明の超音波内視鏡は、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、複数の超音波振動子の背面側に配設されたバッキング材層と、を備える積層体と、超音波振動子アレイの複数の超音波振動子とそれぞれ接続された複数の電極パッドを備える配線基板と、複数の超音波振動子にそれぞれ電氣的に接続される複数の信号線を備え、複数の信号線に対するシールド部材を備える複数のシールドケーブルと、複数のシールドケーブルの複数の信号線がそれぞれ配線基板の複数の電極パッドと電氣的に接続されている複数の接続部を備える配線部と、シールドケーブルのシールド部材と電氣的に接続された、熱伝導性を持つグランド部と、超音波振動子アレイ及びバッキング材層を備える積層体の側面に配設され、バッキング材層に対して超音波振動子アレイとは逆側に、バッキング材層を越えて延在して、グランド部に熱的に接続される第1の熱伝導部材と、を有することを特徴とする。

10

【 0 0 1 2 】

更に、第1の熱伝導部材は、積層体の側面側に折り返されてグランド部と接続されることが好ましい。

20

【 0 0 1 3 】

また、第1の熱伝導部材は、導電性部材であり、配線基板は、第1の熱伝導部材に対して積層体側に配設され、第1の熱伝導部材が配線基板の少なくとも配線部の複数の接続部を覆う領域においては、第1の熱伝導部材と複数の接続部との間に絶縁層を有することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

更に、絶縁層は、第1の熱伝導部材が少なくともグランド部に接続される部分において除去されていることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

また、第1の熱伝導部材は、バッキング材層に対して超音波振動子アレイとは逆側に、バッキング材層を越えて延在する部分において、少なくとも配線基板の側面の一部を含む形状を有することが好ましい。

30

【 0 0 1 6 】

また、第1の熱伝導部材は、バッキング材層に対して超音波振動子アレイとは逆側に、バッキング材層を越えて延在する部分において、配線部、及びグランド部を囲うように折り曲げられ、かつグランド部に接続されていることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

また、第1の熱伝導部材は、導電性部材であり、第1の熱伝導部材とグランド部とは、半田又は銀ペーストを用いて接続されることが好ましい。

40

【 0 0 1 8 】

また、バッキング材層に対して超音波振動子アレイとは逆側の、バッキング材層を越える部分において、複数の配線基板が配設されることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

更に、複数のシールドケーブルのシールド部材は、金属製であり、グランド部は、複数のシールドケーブルのシールド部材が電氣的に接続された集合グランド部、配線部に設けられ、シールド部材が電氣的に接続されたグランドバー、又は配線基板に設けられ、グランドバーと電氣的に接続されたグランドパッドであることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

更に、第1の熱伝導部材と、集合グランド部、グランドバー、又はグランドパッドとの

50

接続に使用される半田は、集合グランド部、グランドバー、又はグランドパッドと、複数の同軸ケーブルのシールド部材との接続に使用される半田よりも低融点であることが好ましい。

【0021】

また、グランドバー、又はグランドパッドは、第1の熱伝導部材側の面である配線基板の表面、表面の裏側面である配線基板の裏面、及び配線基板の表面及び裏面の両端面の少なくともいずれか1面に設けられ、第1の熱伝導部材は、グランドバー、又はグランドパッドと接続されることが好ましい。

【0022】

また、バッキング材層に対して超音波振動子アレイとは逆側の、バッキング材層を越える部分において、複数の配線基板が配設され、複数の配線基板のうち、互いに隣接して配設される配線基板のグランドバー、又はグランドパッドは、第1の熱伝導部材とは独立した第2の熱伝導部材を用いて熱的に接続されることが好ましい。

10

【0023】

もしくは、バッキング材層に対して超音波振動子アレイとは逆側の、バッキング材層を越える部分において、複数の配線基板が配設され、中心側の配線基板は、中心側又は配線基板の端面側で、第1の熱伝導部材と、グランドバー、又はグランドパッドとを接続し、外側の配線基板は、外側又は配線基板の端面側で、第1の熱伝導部材と、グランドバー、又はグランドパッドとを接続することが好ましい。

【0024】

更に、複数の配線基板のうち、互いに隣接して配設される配線基板のグランドバー、又はグランドパッドは、第1の熱伝導部材とは独立した第2の熱伝導部材を用いて熱的に接続されることが好ましい。

20

【0025】

また、第1の熱伝導部材は、積層体の両側面に配設され、第3の熱伝導部材を用いて互いに接続されていることが好ましい。

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、超音波内視鏡の先端部分に放熱構造を設けることで、超音波振動子の駆動により発生する熱を効率的に放熱することができ、超音波内視鏡の被検体である患者の負担を増加させることなく、超音波振動子の出力を高くすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の超音波振動子ユニットが適用され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を示す部分拡大平面図である。

【図3】図2に示すIII-III線矢視図であり、図2に示す超音波内視鏡の先端部の部分縦断面図である。

【図4】図3に示すIV-IV線矢視図であり、図3に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の超音波振動子ユニットの一例の横断面図である。

40

【図5】図3に示す同軸ケーブルの模式的な横断面図である。

【図6】図1～図4に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の超音波振動子ユニットの他の一例を示す模式的な斜視図である。

【図7】図1～図4に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の超音波振動子ユニットの他の一例の横断面図である。

【図8】図1～図4に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の他の超音波振動子ユニットの一例の縦断面図である。

【図9】本発明の第2の実施形態に係る超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の超音波振動子ユニットの一例の横断面図である。

【図10】図9に示す超音波観察部の超音波振動子ユニットを模式的に示す斜視図である。

50

【図 1 1】図 9 に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の超音波振動子ユニットの他の一例の横断面図である。

【図 1 2】本発明の第 3 の実施形態の超音波内視鏡の先端部の部分拡大平面図である。

【図 1 3】図 1 2 に示す XIII - XIII 線矢視図であり、図 1 2 に示す超音波内視鏡の先端部の部分縦断面図である。

【図 1 4】図 1 3 に示す超音波振動子ユニットの他の一例の部分縦断面図である。

【図 1 5】図 1 3 及び図 1 4 に示す超音波振動子ユニットの他の一例の部分縦断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

10

(第 1 の実施形態)

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。

図 1 は、本発明の超音波内視鏡を使用す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 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經由して可能にし、超音波断層画像（以下、超音波画像という）を取得する超音波観察部 36 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 38 とを有する本発明の超音波内視鏡 12 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。

20

【0029】

図 1 に示すように、超音波検査システム 10 は、本発明の特徴である放熱構造を有する超音波内視鏡 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。

30

【0030】

まず、図 1 に示す超音波内視鏡 12 は、本発明の特徴である放熱構造を有する超音波観察部 36 と内視鏡観察部 38 とを先端に有し、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。

40

【0031】

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。

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。

50

【 0 0 3 2 】

また、吸引ポンプ 2 1 b は、超音波内視鏡 1 2 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 2 8 b は、吸引ポンプ 2 1 b の吸引力によって挿入部 2 2 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 3 0 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。

【 0 0 3 3 】

ユニバーサルコード 2 6 の他端部には、超音波用プロセッサ装置 1 4 に接続される超音波用コネクタ 3 2 a と、内視鏡用プロセッサ装置 1 6 に接続される内視鏡用コネクタ 3 2 b と、光源装置 1 8 に接続される光源用コネクタ 3 2 c とが設けられている。超音波内視鏡 1 2 は、これらの各コネクタ 3 2 a、3 2 b、及び 3 2 c を介してそれぞれ超音波用プロセッサ装置 1 4、内視鏡用プロセッサ装置 1 6、及び光源装置 1 8 に着脱自在に接続される。また、光源用コネクタ 3 2 c には、送水タンク 2 1 a を接続する送気送水用チューブ 3 4 a、及び吸引ポンプ 2 1 b を接続する吸引用チューブ 3 4 b 等が接続される。

10

【 0 0 3 4 】

挿入部 2 2 は、先端側から順に、硬質部材で形成され、超音波観察部 3 6 と内視鏡観察部 3 8 とを有する先端部（先端硬質部）4 0 と、先端部 4 0 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 4 2 と、湾曲部 4 2 の基端側と操作部 2 4 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 4 3 とから構成されている。

20

湾曲部 4 2 は、操作部 2 4 に設けられた一对のアングルノブ 2 9、2 9 を回動することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部 4 0 を所望の方向に向けることができる。

【 0 0 3 5 】

また、先端部 4 0 には、内部に、超音波観察部 3 6 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 3 6 の超音波振動子（超音波トランスデューサ）アレイ（5 0：図 2～図 4 参照）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

【 0 0 3 6 】

なお、超音波用プロセッサ装置 1 4 は、超音波内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の先端部 4 0 の超音波観察部 3 6 の超音波振動子ユニット（4 6：図 2～図 4、図 7 及び図 8 参照）の超音波振動子アレイ（5 0：図 2～図 4、図 7 及び図 8 参照）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 1 4 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（5 0）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 2 0 に表示される超音波画像を生成するためのものである。

【 0 0 3 7 】

内視鏡用プロセッサ装置 1 6 は、超音波内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の先端部 4 0 の内視鏡観察部 3 8 において光源装置 1 8 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 2 0 に表示される内視鏡画像を生成するためのものである。

40

なお、これらのプロセッサ装置 1 4、及び 1 6 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。

【 0 0 3 8 】

光源装置 1 8 は、超音波内視鏡 1 2 の内視鏡観察部 3 8 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 1 2 に供給

50

し、超音波内視鏡 1 2 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 1 2 の挿入部 2 2 の先端部 4 0 の内視鏡観察部 3 8 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。

【0039】

モニタ 2 0 は、超音波用プロセッサ装置 1 4 及び内視鏡用プロセッサ装置 1 6 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 2 0 に表示することや両方の画像を同時に表示することなどが可能である。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、他の任意の形態において、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

【0040】

次に、本実施形態の超音波内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の先端部 4 0 の構成を図 2 ~ 図 4 を参照して詳細に説明する。

図 2 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 3 は、図 2 に示す III - III 線矢視図であり、図 2 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縦断面図である。図 4 は、図 3 に示す IV - IV 線矢視図であり、図 3 に示す超音波内視鏡の先端部の超音波観察部の超音波振動子アレイの円弧構造の中心線で切断した横断面図である。ここで、図 4 においては、説明のために図を簡略化しており、同軸ケーブル（5 6：図 3 参照）を省略している。

20

【0041】

図 2、及び図 3 に示すように、超音波内視鏡 1 2 の先端部 4 0 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 3 6 と、基端側に内視鏡画像を取得するための内視鏡観察部 3 8 と、これら間に処置具導出口 4 4 とが設けられており、共に超音波内視鏡 1 2 の先端部 4 0 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 4 1 に取り付けられて保持されている。

図 2 に示す例では、処置具導出口 4 4 は、超音波観察部 3 6 と内視鏡観察部 3 8 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 3 8 内に設けられていてもよいし、内視鏡観察部 3 8 よりも基端側（湾曲部 4 2 側）に設けられていてもよい。

30

【0042】

図 2 ~ 図 4 に示すように、超音波観察部 3 6 は、超音波振動子ユニット 4 6 と、超音波振動子ユニット 4 6 を取り付け保持する外装部材 4 1 とから構成されるものである。

超音波振動子ユニット 4 6 は、複数の超音波振動子（トランスデューサ）4 8 からなる超音波振動子アレイ 5 0 と、超音波振動子アレイ 5 0 の幅方向の端部側に設けられる電極部 5 2 と、超音波振動子アレイ 5 0 の各超音波振動子 4 8 を下面側から支持するパッキング材層 5 4 と、パッキング材層 5 4 に埋め込まれて配設され、電極部 5 2 と電氣的に接続される配線基板 6 0 と、パッキング材層 5 4 の幅方向の側面に沿って配設された絶縁層 7 0 と、パッキング材層 5 4 の幅方向の側面側であって、絶縁層 7 0 に対してパッキング材層 5 4 とは逆側に沿って配設された銅箔（第 1 の熱伝導部材）7 2 と、外装部材 4 1 とパッキング材層 5 4 との間を埋める充填剤層 7 8 と、を有する。

40

また、図 4 に示す一例において、配線基板 6 0 は、一端側がパッキング材層 5 4 中に埋められて配設され、配線基板 6 0 のパッキング材層 5 4 に埋められた部分と、複数の超音波振動子 4 8 と導通する電極部 5 2 とが電氣的に接続される。更に、図 4 に図示しないが、配線基板 6 0 の、パッキング材層 5 4 に対して複数の超音波振動子 4 8 とは逆側（パッキング材層 5 4 の下側）部分は、複数の同軸ケーブル 5 6 が電氣的に接続される。

【0043】

一端が配線基板 6 0 に電氣的に接続される複数の同軸ケーブル 5 6 は、図 3 に示すように、挿入部 2 2 の先端部 4 0 の基端側（ユニバーサルコード 2 6 側）において、外皮 5 7 を用いて一束に纏められており、配線の際には、各同軸ケーブル 5 6 が引き出されて、配線基板 6 0 に電氣的に接続される。図 5 に示すように、複数の同軸ケーブル 5 6 は、後述

50

する配線基板 60 の配線部 64 の複数の接続部 66 と電氣的に接続する信号線 56a を中心側に備え、信号線 56a の外側の層に設けられた絶縁性の外皮 56b と、その外皮 56b の外側の層に設けられ、超音波内視鏡 12 の基端側（ユニバーサルコード 26 側）において接地可能な導電性のシールド層 56c と、最も外側の層に設けられた絶縁性の外皮 56d と、を有するものである。そのため、図 3 に示す一例のように、配線基板 60 において、後述するグランドバー 68 よりもパッキング材層 54 側に信号線 56a と電氣的に接続する配線部 64 が設けられている場合において、複数の同軸ケーブル 56 を屈曲させないように、複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56a を、配線基板 60 の配線部 64 と配線することができる。

ここで、本発明における接地とは、導電性の部材の電位をゼロにすることに限らず、例えば、電気容量の大きい部材に接続するなどして、導電性の部材を一定の低い電圧に維持する場合も含む。

【0044】

なお、図 3 に示す一例では、同軸ケーブル 56 を用いたが、複数の超音波振動子 48 に電氣的に接続して電圧信号を送受信するための信号線及び後述する複数の超音波振動子 48 の振動子グランド 52b に電氣的に接続する、接地可能なシールド部材を有するケーブル（シールドケーブル）であれば、上記の同軸ケーブル 56 とは異なる構成を有するケーブルを用いて良い。例えば、図示しないが、シールドケーブルとしては、絶縁性の外皮に被覆された複数の信号線と、接地可能な複数の導線と、を中心側に備え、複数の信号線及び導線を被覆する外皮を有するケーブルユニットなどの周知の構成を有するケーブルを用いることができる。なお、ケーブルユニットの信号線及び導線の配置は、上記のものに限定されず、複数の信号線及び導線は、それらを被覆する外側の外皮内においてランダムに配置されても良い。

【0045】

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 74 と、音響整合層 74 上に積層された音響レンズ 76 とを有する。すなわち、超音波振動子ユニット 46 は、音響レンズ 76、音響整合層 74、超音波振動子アレイ 50、及びパッキング材層 54 の積層体 47 からなる。

音響整合層 74 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 74 上に取り付けられている音響レンズ 76 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 76 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 74 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 76 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。

【0046】

超音波振動子ユニット 46 の超音波振動子アレイ 50 は、外側に向けて凸円弧状に配列された複数の、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 48 ~ 192 チャンネル（CH）のアレイである。

すなわち、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、図示例のように二次元アレイ状に予め定められた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おり、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。

【0047】

更に、超音波振動子アレイ 50 は、パッキング材層 54 の底面と平行な方向（AZ（ア

10

20

30

40

50

ジマス)方向)よりも、AZ方向と直交する超音波振動子アレイ50の幅方向、すなわち超音波振動子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4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)等の圧電体厚膜の両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である振動子グランド(振動子接地電極)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の端部の下面に配設されており、振動子グランド52bは、超音波振動子48の端部の上面に設けられている。これらの複数の個別電極52a、及び振動子グランド52bは、電極部52を構成している。

10

なお、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剤が充填されている。

【0048】

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。

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。

20

以上のように、複数の超音波振動子48へ駆動電圧が印加されて、複数の超音波振動子48をそれぞれ構成する圧電体が振動して、対象物に向けて送信する超音波を発生する際、及び、複数の超音波振動子48から送信された超音波が対象物で反射された超音波エコーを複数の超音波振動子48が受信して圧電体が振動し、超音波エコー信号(電圧信号)を発生する際に、複数の超音波振動子48を構成するそれぞれの圧電体において熱が発生する。超音波画像を高精細化する、すなわち超音波診断の精度を向上させるための手段の1つとして、複数の超音波振動子48の駆動信号(電圧信号)の出力を増加させる手段があるが、駆動電圧が増加するほど、圧電体において発生する熱が増大する。そのため、超音波内視鏡12の先端部40に本発明の特徴である放熱構造を設けることで、圧電体において発生する熱を効率的に放熱することができ、超音波診断の精度を向上させることができる。

30

【0049】

超音波振動子ユニット46の電極部52は、図3、及び図4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)端面側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52aからなる。なお、電極部52には、複数の超音波振動子48の振動子グランド52bが含まれる。ここで、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、すなわち、85度~95度までの範囲の角度を含むものである。

40

【0050】

更に、電極部52は、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の端面側に設けられるが、超音波振動子48の数が少ない場合には、片側の端面側でも良い。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52aは、超音波振動子アレイ50の両外側面に設けられることが好ましい。なお、複数の個別電極52aを超音波振動子アレイ50の端面側ではなく、中心側に設けても良い。例えば、超音

50

波振動子 4 8 を幅方向に 2 列設けるなど、多列に超音波振動子 4 8 を設けた場合には、複数の個別電極 5 2 a を超音波振動子アレイ 5 0 の中心側に設けることにより、チャンネル数が多くても効率良く配線をすることができる。このように、複数の個別電極 5 2 a を超音波振動子アレイ 5 0 の両外側面に加え、中心側に設けることにより、超音波振動子 4 8 の数、すなわちチャンネル数をより多くすることができる。

なお、図 4 に示す一例では複数の個別電極 5 2 a を、各超音波振動子 4 8 の長手方向の端面側に設けられた個別電極 5 2 a で構成しているが、本発明はこれに限定されず、超音波振動子アレイ 5 0 の片外側面、両外側面、及び中心側のいずれに設けられている場合であっても、超音波振動子 4 8 の個別電極 5 2 a に導通していれば、個別電極 5 2 a 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、振動子グランド 5 2 b が含まれているが、振動子グランド 5 2 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 5 2 a 及び振動子グランド 5 2 b は、電極パッドとして設けられていることが好ましい。

【 0 0 5 1 】

次に、超音波振動子ユニット 4 6 のバッキング材層 5 4 は、図 3 及び図 4 に示すように、複数の超音波振動子 4 8 の配列面に対して内側となる、すなわち超音波振動子アレイ 5 0 の背面（下面）に配設されるバッキング材からなる部材の層である。したがって、バッキング材層 5 4 は、超音波振動子アレイ 5 0 を機械的に、かつ柔軟に支持すると共に、複数の超音波振動子 4 8 から発振され、もしくは観察対象から反射して伝播した超音波信号のうち、バッキング材層 5 4 側に伝播した超音波を減衰させる役割を有する。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 5 0 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上表面上に、図示例では、複数の直方体状の超音波振動子 4 8 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で、すなわち、複数の超音波振動子 4 8 が円弧状かつ外側に向けて配列されたものであることが好ましい。

なお、バッキング材層 5 4 の形状は、上記の役割を損なわないものであれば良く、図 3 及び図 4 に示すような略半円筒形状を有していても良く、配線基板 6 0 の一部を収納できるように凹部が設けられていても良い。

【 0 0 5 2 】

超音波振動子ユニット 4 6 の充填剤層 7 8 は、外装部材 4 1 とバッキング材層 5 4 との間を埋めるものであって、配線基板 6 0、同軸ケーブル 5 6 の信号線 5 6 a、銅箔 7 2 及び各種の配線部分を固定する役割も負う。また、充填剤層 7 8 は、バッキング材層 5 4 との境界面において、超音波振動子アレイ 5 0 からバッキング材層 5 4 側に伝播した超音波信号を反射しないように、バッキング材層 5 4 との音響インピーダンスが一定以上の精度で整合していることが好ましい。更に、複数の超音波振動子 4 8 において発生した熱を放熱する効率を高めるために、充填剤層 7 8 は、放熱性を有することが好ましい。充填剤層 7 8 が放熱性を有する場合には、バッキング材層 5 4、配線基板 6 0、銅箔 7 2 及び同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c から熱を受け取るため、放熱効率を向上することができる。

【 0 0 5 3 】

超音波振動子ユニット 4 6 の配線基板 6 0 は、熱伝導部材である銅箔 7 2 に対して超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 などから構成される積層体 4 7 側に配設される。図 3 及び図 4 に示す一例において、配線基板 6 0 は、超音波振動子アレイ 5 0 側がバッキング材層 5 4 の内部に埋め込まれて配設され、かつ、バッキング材層 5 4 中において、電極部 5 2 の複数の個別電極 5 2 a と配線される。配線基板 6 0 は、電極部 5 2 の複数の個別電極 5 2 a と電氣的に接続するための複数の電極パッド 6 2 と、配線基板 6 0 のバッキング材層 5 4 の下側部分に設けられ、複数の同軸ケーブル 5 6 の信号線 5 6 a と電氣的に接続される端子である複数の接続部 6 6 から構成される配線部 6 4 と、配線基板 6 0

10

20

30

40

50

のバッキング材層 5 4 の下側の端部に設けられ、複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c (図 4 及び図 5 参照) と電氣的に接続されるグランドバー 6 8 と、を有する。また、複数の電極パッド 6 2 と配線部 6 4 の複数の接続部 6 6 とは、配線基板 6 0 に設けられた配線 (図示せず) などを通じて互いに導通する。また、グランドバー 6 8 が接地され、電極部 5 2 の振動子グランド 5 2 b をグランドバー 6 8 と電氣的に接続するなどの場合には、複数の電極パッド 6 2 に振動子グランド 5 2 b と配線される電極を設けても良いし、積層体 4 7 の側面を通る導線などを用いて、振動子グランド 5 2 b とグランドバー 6 8 とを導通させて良い。もちろん、振動子グランド 5 2 b とグランドバー 6 8 とを導通させる方法として、上記の他の周知の方法を適宜用いて良い。

【 0 0 5 4 】

なお、配線基板 6 0 の複数の電極パッド 6 2 と複数の個別電極 5 2 a との電氣的な接続手段は、信号線を半田付けした後でバッキング材を充填固化するなどの周知の接続手段を用いて良い。このように、バッキング材層 5 4 の中に配線基板 6 0 の電極パッド 6 2 を有する構成では、複数の個別電極 5 2 a と複数の電極パッド 6 2 との配線部分がバッキング材層 5 4 で保護されるため、該当する部分における断線の可能性が低くなる。また、配線基板 6 0 は、電極部 5 2 と信号線 5 6 a とを電氣的に接続させるものであれば、バッキング材層 5 4 に埋め込まれている必要はない。例えば、電極部 5 2 が超音波振動子アレイ 5 0 の幅方向の端面まで延長して設けられている場合には、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の側面 (積層体 4 7 の側面) に沿って、すなわち、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 と銅箔 7 2 との間に配設されても良い。この場合には、バッキング材層 5 4 が固化した後に、電極部 5 2 と配線基板 6 0 との配線を行うことができるため、配線時の作業性が向上する。また、複数の超音波振動子 4 8 の数 (超音波振動子アレイ 5 0 のチャンネル数) が多く、配線基板 6 0 に、複数の同軸ケーブル 5 6 との配線スペースが確保し難いなどの場合には、配線基板 6 0 の配設数を適宜増加させてもよい。

【 0 0 5 5 】

超音波振動子ユニット 4 6 の絶縁層 7 0 は、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の側面に沿うように貼り付けられ、かつバッキング材層 5 4 に対して超音波振動子アレイ 5 0 の逆側に、バッキング材層 5 4 を越えて (バック材層 5 4 の下側に) 延在するように形成される。銅箔 7 2 と超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 との間、特に、銅箔 7 2 と配線基板 6 0 の接続部 6 6 との間に絶縁層 7 0 が形成されない場合、銅箔 7 2 と接続部 6 6 とが干渉し、観測した超音波エコー信号 (電圧信号) に、銅箔 7 2 が外部から受信したノイズが含まれる要因となる。したがって、絶縁層 7 0 は、銅箔 7 2 が配線基板 6 0 の配線部 6 4 の接続部 6 6 に接触しないように、接続部 6 6 を覆って形成されることが好ましい。そのため、図 3 及び図 4 に示す一例のように、絶縁層 7 0 は、配線部 6 4 のグランドバー 6 8 と銅箔 7 2 とが接続される部分において除去されて良い。また、絶縁層 7 0 は、銅箔 7 2 と超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 との間に形成されるものであるため、一定の薄さを有しているか、熱伝導性を有するシリコンシートなどの熱伝導性を有する絶縁材料であることが好ましい。

【 0 0 5 6 】

超音波振動子ユニット 4 6 の銅箔 7 2 は、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の側面側であって、絶縁層 7 0 に対してバッキング材層 5 4 の逆側に貼り付けて配設される。更に、銅箔 7 2 は、バッキング材層 5 4 に対して超音波振動子アレイ 5 0 の逆側に、バッキング材層 5 4 を越えて延在するように配設されて、配線部 6 4 のグランドバー 6 8 に接続される。銅箔 7 2 は、超音波振動子アレイ 5 0 を構成する複数の超音波振動子 4 8 から発生した熱を、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の側面及び絶縁層 7 0 を介して受取り、グランドバー 6 8 を経由して放熱するものである。そのため、例えば、アルミニウム箔及び熱伝導性のシリコンシートなどの熱伝導率の高い材料であれば、銅箔 7 2 の代わりに用いて良い。また、銅箔 7 2 とグランドバー 6 8 との接続手段としては、複数の超音波振動子 4 8 に対して熱による損傷が生じないように

10

20

30

40

50

、電氣的及び熱的に接続できるものであれば良く、一定の温度よりも低温で用いることができる接続手段が好ましい。そのため、銅箔 7 2 とグラウンドバー 6 8 との接続手段として、一定以上の熱を要しない半田又は銀ペーストなどの周知の方法を用いることができる。

【 0 0 5 7 】

なお、図 3 及び図 4 に示す一例のように銅箔 7 2 を配線部 6 4 のグラウンドバー 6 8 に接続しても良いが、図 7 に示す本実施形態の他の一例のように、超音波振動子ユニット 6 9 の超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の側面側に折り返されてグラウンドバー 6 8 と接続されても良い。すなわち、絶縁層 7 0 に対して、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 とは逆側を向いた銅箔 7 2 の面がグラウンドバー 6 8 に接続するように、絶縁層 7 0 と共に銅箔 7 2 が折り返されて配設される。このように、絶縁層 7 0 及び銅箔 7 2 を設けることで、図 3 及び図 4 に示す一例のように、絶縁層 7 0 を途中で除去する必要がなくなるため、超音波内視鏡 1 2 を製造する際の作業工程を削減することができ、配線の際の作業性を向上することができる。ここで、図 7 においては、図 4 の記載と同様に、説明のために図を簡略化しており、同軸ケーブル 5 6 の信号線 5 6 a を省略している。

10

【 0 0 5 8 】

ここで、放熱効率を向上させるために、銅箔 7 2 を超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の両側面（積層体 4 7 の両側面）に配設することもできる。図 4 に示すように、配線基板 6 0 が 1 つのみ設けられている場合には、配線基板 6 0 の配線部 6 4 が設けられている面の逆側においては、銅箔 7 2 のみを、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の側面に貼り付けて良い。また、例えば、複数の超音波振動子 4 8 と導通する電極部 5 2 が超音波振動子アレイ 5 0 の幅方向の両側面側に配設されている場合、又は、配線基板 6 0 が 2 枚以上配設されている場合などには、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の両側面側に、それぞれ絶縁層 7 0 と銅箔 7 2 とを設けて良い。以上のように、積層体の両側面側にそれぞれ銅箔 7 2 が配設されている場合には、放熱効率を向上させるために、図 6 に示す本実施形態の他の一例に示されるように、それぞれの銅箔 7 2 を銅箔 7 3 などの熱伝導部材で接続することが好ましい。図 6 に示される一例では、熱伝導部材である銅箔 7 3 が、配線基板 6 0 の幅方向の側面側を通過して積層体 4 7 の両側面側に配設された銅箔 7 2 同士を半田又は銀ペーストなどを用いて熱的に接続している。そのため、特に、一对の銅箔 7 2、7 2 が熱的に接続された配線基板 6 0、6 0 に導通する電極部 5 2 の複数の個別電極 5 2 a の数（超音波振動子アレイ 5 0 のチャンネル数）に差がある場合には、両方の銅箔 7 2、7 2 に伝導した熱を、それぞれの配線基板 6 0 のグラウンドバー 6 8 を経由して、均等に、複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c（図 3 及び図 5 参照）に放熱することができる。また、配設される配線基板 6 0 が 1 枚である場合にも、積層体 4 7 の片側の側面にのみ銅箔 7 2 が配設された場合に比べて、複数の超音波振動子 4 8 からの熱の伝導パスを増加させることができるので、放熱効率が向上する。また、積層体の両側面側に配設された銅箔 7 2 同士を熱的に接続する熱伝導部材は、熱伝導率が高いものであれば良く、銅箔 7 3 の他、アルミニウム及び熱伝導性のシリコンシートなどの周知の熱伝導部材を用いることができる。更に、熱伝導部材の形状は、図 6 に示される箔に限定されるものではなく、板状であっても良いし、線状であっても良い。

20

30

40

なお、図 6 は、積層体の両側面側に配設された銅箔 7 2 同士を、熱伝導部材を用いて熱的に接続することを説明するための模式図であり、積層体としてバッキング材層 5 4 のみを記載し、更に、配線基板 6 0、絶縁層 7 0 及び同軸ケーブル 5 6 などの各部の配線は省略している。

【 0 0 5 9 】

図 3 及び図 4 に示すように、配線基板 6 0 の配線部 6 4 は、複数の同軸ケーブル 5 6 の信号線 5 6 a と電氣的に接続される端子である複数の接続部 6 6 から構成されるものであり、配線基板 6 0 のバッキング材層 5 4 の下側部分に設けられる。また、配線部 6 4 の複数の接続部 6 6 は、配線基板 6 0 に設けられた配線などを介して配線基板 6 0 の複数の電

50

極パッド 6 2 とそれぞれ導通する。そのため、配線部 6 4 は、少なくとも電極パッド 6 2 と電氣的に接続される複数の超音波振動子 4 8 の数（超音波振動子アレイ 5 0 のチャンネル数）以上の複数の接続部 6 6 を有していることが好ましい。また、複数の超音波振動子 4 8 の数が多い場合などには、配線部 6 4 は、多列に配列された複数の接続部 6 6 から構成されていて良い。また、図 3 及び図 4 に示す一例においては、配線部 6 4 は、積層体 4 7 の幅方向の側面に配設された銅箔 7 2 と干渉しないように、銅箔 7 2 側の面を、銅箔 7 2 に形成された絶縁層 7 0 及び 7 1 に覆われる。なお、同軸ケーブル 5 6 の信号線 5 6 a を接続部 6 6 と、かつ、同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c をグラウンドバー 6 8 と電氣的に接続する場合には、図 4 及び図 5 に示す一例のように、配線部 6 4 は、配線基板 6 0 の、グラウンドバー 6 8 と同じ面に設けられることが好ましい。もちろん、配線部 6 4 は、配線をする際の作業性を損なわないものであれば、配線基板 6 0 上の任意の場所に設けて良い。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

図 3 に示すように、配線基板 6 0 のグラウンドバー 6 8 は、複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c と電氣的に接続され、かつ、積層体 4 7 の側面に沿って配設された銅箔 7 2 と熱的に接続される導電性の部材である。そのため、複数の超音波振動子 4 8 において発生した熱を、銅箔 7 2 及びグラウンドバー 6 8 を経由して、複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c に放熱することができる。また、グラウンドバー 6 8 と銅箔 7 2 とを熱的に接続する際には、グラウンドバー 6 8 の他の部材と銅箔 7 2 とが熱的に接続する部分の、熱による損傷を防ぐために、低温半田又は銀ペーストなどの低い温度において用いることができる熱的な接続手段が用いられることが好ましい。例えば、銅箔 7 2 が熱的に接続するグラウンドバー 6 8 と複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c との接続部分よりも、低い温度において用いることができる熱的な接続手段が用いられることが好ましい。グラウンドバー 6 8 と複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c とが半田を用いて熱的に接続される場合には、グラウンドバー 6 8 と銅箔 7 2 とを、グラウンドバー 6 8 と複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c との接続に用いられた半田よりも低融点の半田を用いて良い。

【 0 0 6 1 】

また、グラウンドバー 6 8 は、導電性の部材であるため、複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c が接地されている場合には、グラウンドバー 6 8 に電氣的に接続された複数のシールド層 5 6 c のそれぞれの接地電位を同一の電位にすることができ、更にグラウンドバー 6 8 に接続される銅箔 7 2 を接地することができる。その場合には、銅箔 7 2 は、低い電位を有するため、銅箔 7 2 が外部からの電磁波などのノイズ（電圧信号）を受信した場合においても、複数の超音波振動子 4 8 とは電磁的な干渉をしないので、複数の超音波振動子 4 8 の超音波エコー信号（電圧信号）に対して銅箔 7 2 からのノイズを含まないようにすることができる。

【 0 0 6 2 】

図 3、図 4 及び図 7 に示す一例においては、複数の超音波振動子 4 8 において発生して、銅箔 7 2 に伝導した熱を、グラウンドバー 6 8 を経由して複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c に放熱した。本発明の放熱構造は、複数の超音波振動子 4 8 において発生した熱を複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c に放熱することができれば良く、必ずしもグラウンドバー 6 8 を経由して放熱しなくとも良い。図 8 に示す本実施形態の他の一例において、超音波振動子ユニット 7 5 の配線基板 6 1 が図 3、図 4 及び図 7 に示すグラウンドバー 6 8 を有さない代わりに、超音波観察部 3 7 は、複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c が電氣的に接続された集合グラウンド部 5 8 を有する。

【 0 0 6 3 】

集合グラウンド部 5 8 は、上記のように、複数の同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c、及び、超音波振動子アレイ 5 0 及びバッキング材層 5 4 の幅方向の側面に沿って配設される銅箔 7 7（第 1 の熱伝導部材）が電氣的に接続された導電性の部材であり、複数の同軸ケーブル 5 6 において、配線基板 6 1 よりも超音波内視鏡 1 3 の基端側に配設される。図 8 に示す一例において、集合グラウンド部 5 8 は、複数の同軸ケーブル 5 6 の、配線基板 6

1と外皮57との間に配設される。複数の同軸ケーブル56は、集合グランド部58と電氣的に接続される部分において、外側の外皮56dが除去される。そのため、配線基板61と集合グランド部58との間において、同軸ケーブル56は、少なくとも信号線56aと内側の外皮56bを有していることが好ましい。また、銅箔77は、超音波振動子アレイ50及びバッキング材層54から、配線基板61を越えて、集合グランド部58まで延長されて、集合グランド部58と熱的に接続される。したがって、複数の超音波振動子48において発生した熱は、銅箔77及び集合グランド部58を経由して複数の同軸ケーブル56のシールド層56cに放熱される。なお、配線基板61が複数枚配設されている場合においても、上記において説明した方法を用いることができる。その場合には、複数枚の配線基板61に接続される全ての同軸ケーブル56のシールド層56cに、複数の超音波振動子48において発生した熱を、不足無く放熱することができる。

10

【0064】

また、集合グランド部58と銅箔77との熱的な接続手段は、図3、図4及び図7に示した配線基板60のグランドバー68と同様に、低融点の半田又は銀ペーストを用いるものなど、低い温度を用いるものであることが好ましい。例えば、集合グランド部58と複数の同軸ケーブル56のシールド層56cとが半田を用いて熱的に接続される場合には、集合グランド部58と複数の同軸ケーブル56のシールド層56cとの接続に用いた半田よりも低融点の半田を用いて、集合グランド部58と銅箔77とを接続して良い。

【0065】

また、集合グランド部58は、導電性の部材であるため、図3、図4及び図7に示した配線基板60のグランドバー68と同様に、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cが接地されている場合には、複数のシールド層56cの接地電位を同一の電位にすることができる。その場合には、集合グランド部58に接続する銅箔77の電位を接地電位にすることができるため、複数の超音波振動子48の超音波エコー信号（電圧信号）に外部からのノイズを含まないようにすることができる。

20

【0066】

以上に示した超音波内視鏡12及び13の超音波観察部36及び37の構成によれば、超音波振動子アレイ50を構成する複数の超音波振動子48から発生した熱を、熱伝導部材である銅箔72又は77に伝え、更に、グランドバー68又は集合グランド部58を経由して、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cに放熱することができる。また、複数の同軸ケーブル56の信号線56aと接続される配線部64の接続部66は、絶縁層70又は71に覆われているため、接続部66と銅箔72又は77とが干渉せず、外部から受信したノイズを超音波エコー信号（電圧信号）に含まないようにすることができる。更に、以上で説明した放熱構造は、いずれも単純な構造であり、超音波内視鏡12及び13の先端部40において、大きく空間を占有しない。したがって、挿入部22の先端部40のサイズを小型に維持したまま、効率よく放熱を行うことができる。また、本実施形態では、コンベックス型の超音波内視鏡12及び13の放熱構造について説明したが、以上の放熱構造は、超音波内視鏡の形状に依るものではなく、ラジアル型などの他の形状を有する超音波内視鏡にも適用できることはもちろんである。

30

【0067】

図2及び図3に示すように、内視鏡観察部38は、観察窓80、対物レンズ82、固体撮像素子84、照明窓86、洗浄ノズル88、及び同軸ケーブルなどからなる配線ケーブル89などから構成される。

40

観察窓80は、先端部40の斜め上方に向けて取り付けられている。観察窓80から入射した観察対象部位の反射光は、対物レンズ82で固体撮像素子84の撮像面に結像される。固体撮像素子84は、観察窓80、及び対物レンズ82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84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84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

50

ケーブル 89 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。

【0068】

照明窓 86 は、観察窓 80 を挟んで両側に設けられている。照明窓 86 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 86 から被観察部位に照射される。

また、洗浄ノズル 88 は、観察窓 80、及び照明窓 86 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 80、及び照明窓 86 に向けて噴出する。

【0069】

また、先端部 40 には、処置具導出口 44 が設けられている。処置具導出口 44 は、挿入部 22 の内部に挿通される処置具チャンネル 45 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 45 を介して処置具導出口 44 から体腔内に導入される。なお、処置具導出口 44 は、超音波観察部 36 と内視鏡観察部 38 との間に位置しているが、処置具導出口 44 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 に近づけて配設することが好ましい。

処置具導出口 44 の内部には、図示しないが、処置具導出口 44 から体腔内に導入される処置具の導出方向を可変する起立台が設けられていても良い。起立台にはワイヤ（図示せず）が取り付けられており、操作部 24 の起立レバー（図示せず）の操作による押し引き操作によって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る。

【0070】

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 内に備えられた同軸ケーブル 56 の信号線 56a、配線基板 60、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 76 を介して、観察対象部位に超音波が発せられる。

超音波の照射後、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。

【0071】

（第 2 の実施形態）

以上の図 1 ~ 図 8 において示した第 1 の実施形態では、主に配線基板 60 が 1 つの場合について、具体的な放熱構造を説明した。上記のように、配線基板 60 は 1 つである必要はなく、超音波振動子アレイ 50 のチャンネル数（超音波振動子 48 の数）が多い、又は配線基板 60 における配線スペースが不足する場合には、配設する配線基板 60 の数を適宜増加させることができる。以下では、超音波振動子ユニットに複数の配線基板が配設されている場合について説明する。また、図 9 に示す第 2 の実施形態の超音波振動子ユニット 246 は、図 4 に示す第 1 の実施形態の超音波振動子ユニット 46 と比較して、積層体 47 の両側面側に配設された、複数の超音波振動子 48 と熱的に接続する銅箔（第 1 の熱

10

20

30

40

50

伝導部材) 272の形状、及び、複数の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)290a及び290bを有する点において異なる以外は、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、同一の参照符号を付し、詳細な説明は省略する。

【0072】

図9に示す一例において、超音波振動子ユニット246は、超音波振動子アレイ50の外側面に設けられる電極部252と、一端側において電極部252と電氣的に接続される、バッキング材層54の中心側に対して最も外側に配設される一対のFPC290a、290aと、一対のFPC290a、290aの間に配設され、一端側において電極部252と電氣的に接続されるFPC(内側のFPC)290b、290bと、超音波振動子アレイ50及びバッキング材層54の幅方向の両側面(積層体47の側面)側に沿って配設された銅箔272、272と、を有する。

なお、図9に示す超音波振動子ユニット246に配設されるFPC290a及び290bの枚数は、図示例の枚数に限定されるものではなく、複数の超音波振動子48の数などに応じて適宜増減して良い。また、図9は、説明のために図を簡略化しており、絶縁層(図示せず)及び複数の同軸ケーブル(図示せず)を省略している。もちろん、図9に示す本実施形態の超音波振動子ユニット246において、図3、図4及び図7に示す第1の実施形態のように、銅箔272のバッキング材層54側の面(内側面)に絶縁層を形成して、銅箔272と後述するFPC290aの配線部264とが干渉しないようにして良い。

【0073】

超音波振動子ユニット246の電極部252は、図9に示すように、複数の超音波振動子48の配列による円弧状面に対して、すなわち超音波振動子48の棒状体の形状の長手方向に対して垂直となる超音波振動子アレイ50(各超音波振動子48)の両端面側(超音波振動子アレイ50の幅方向の両端面側)に円弧状に設けられるもので、複数の超音波振動子48にそれぞれ導通する複数の個別電極252aからなる。なお、本実施形態においては、複数の個別電極252aは、超音波振動子アレイ50の両端面側に設けられるが、超音波振動子48の数が少ない場合には、片側のみに設けられていても良い。なお、電極部252の配設される場所は、上記の第1の実施形態と同様に、超音波振動子アレイ50の幅方向の側面側に制限されるものではなく、超音波振動子アレイ50の幅方向の中心側であっても良い。

【0074】

超音波振動子ユニット246の外側のFPC290aは、一端において超音波振動子アレイ50の幅方向の端面側に配設された電極部52の個別電極52aと電氣的に接続し、積層体47の側面に沿って配設された内側のFPC290bに沿って、バッキング材層54の下側に延在して配設される。図9に示す一例において、外側のFPC290aは、電極部52の複数の個別電極52aと電氣的に接続するための複数の電極パッド(図示せず)と、バッキング材層54の下側に延在する部分において、FPC290aの超音波振動子ユニット246の中心側とは逆側の面(外側面)に設けられ、複数の同軸ケーブルの信号線(図示せず)と電氣的に接続される複数の接続部266からなる配線部264と、FPC290aの、配線部264と同じ面に設けられ、複数の同軸ケーブルのシールド層(図示せず)と電氣的に、かつ銅箔272と熱的に接続されるグラウンドバー268と、を有する。そのため、複数の超音波振動子48において発生した熱は、銅箔272及びFPC290aのグラウンドバー268を経由して、複数の同軸ケーブルのシールド層に放熱される。

なお、図示例においては、電極部52と電氣的に接続される基板としてFPC290a及び290bを用いているが、電極部52と電氣的に接続でき、バッキング材層54の下側に延在できるものであれば、FPC290a及び290bに特に限定されるものではない。例えば、硬質な部材からなる配線基板を用いても良く、図4及び図7に示す第1の実施形態の配線基板60のように、一部がバッキング材層54に埋められても良く、バッキング材層54の下側のみに配設されるものでも良い。

【 0 0 7 5 】

超音波振動子ユニット 2 4 6 の内側の F P C 2 9 0 b は、外側の F P C 2 9 0 a と同様に、一端において超音波振動子アレイ 5 0 の幅方向の端面側に配設された電極部 5 2 の個別電極 5 2 a と電氣的に接続し、積層体 4 7 の側面に沿って、バッキング材層 5 4 の下側に延在して配設される。図 9 に示す一例において、内側の F P C 2 9 0 b は、電極部 5 2 の複数の個別電極 5 2 a と電氣的に接続するための複数の電極パッドと、バッキング材層 5 4 の下側に延在する部分において、F P C 2 9 0 b の外側面に設けられ、複数の同軸ケーブルの信号線と電氣的に接続される複数の接続部 2 6 6 からなる配線部 2 6 4 と、F P C 2 9 0 b の、配線部 2 6 4 と同じ面に設けられ、複数の同軸ケーブルのシールド層と電氣的に接続されるグラウンドバー 2 6 8 と、F P C 2 9 0 b の超音波振動子ユニット 2 4 6 の中心側の面（内側面）に設けられ、グラウンドバー 2 6 8 と F P C 2 9 0 b の内部に設けられた配線を介して導通するグラウンドパッド 2 9 2 と、を有する。更に、グラウンドパッド 2 9 2 は、銅箔 2 7 2 と熱的に接続される。そのため、複数の超音波振動子 4 8 において発生した熱は、銅箔 2 7 2、グラウンドパッド 2 9 2、F P C 2 9 0 b 内部の配線及びグラウンドバー 2 6 8 を経由して、複数の同軸ケーブルのシールド層に放熱される。なお、内側の F P C 2 9 0 b の数は、複数の超音波振動子 4 8 の数などに応じて増減しても良く、図 9 に示す一例の配設数に限定されるものではない。

10

【 0 0 7 6 】

超音波振動子ユニット 2 4 6 の銅箔 2 7 2 は、図 3、図 4 及び図 6 ~ 図 8 に示す第 1 の実施形態の銅箔 7 2 及び 7 7 と同様に、積層体 4 7 の側面に沿って配設されて、複数の超音波振動子 4 8 において発生した熱を伝導するための部材である。銅箔 2 7 2 は、上記のように、積層体 4 7 の側面に沿って配設され、バッキング材層 5 4 の下側に延在するように設けられるが、更に、少なくとも F P C 2 9 0 a 及び 2 9 0 b の側面の一部を包む形状を有する。図 1 0 に示す一例において、銅箔 2 7 2 は、バッキング材層 5 4 を上にした場合の、逆向きの丁字形を有しており、バッキング材層 5 4 の下側において、超音波振動子アレイ 5 0 の端部方向に伸びる部分を同じ方向に複数回折り曲げられる。このようにして、図 9 に示す一例において、銅箔 2 7 2 のバッキング材層 5 4 の下側に延在する部分を F P C 2 9 0 a 及び 2 9 0 b の配線部 2 6 4、グラウンドバー 2 6 8 及びグラウンドパッド 2 9 2 を囲うように折り曲げて、銅箔 2 7 2 をグラウンドバー 2 6 8 又はグラウンドパッド 2 9 2 と熱的に接続することができる。そのため、図示例においては、銅箔 2 7 2 を用いて、外側の F P C 2 9 0 a のグラウンドバー 2 6 8 と内側の F P C 2 9 0 b のグラウンドパッド 2 9 2 とを熱的に接続することができるので、F P C 2 9 0 a 及び 2 9 0 b に接続されている全ての同軸ケーブルのシールド層に不足無く、複数の超音波振動子 4 8 の熱を放熱することができる。

20

30

なお、図 1 0 は、銅箔 2 7 2 が折り曲げて配設される構成を説明するための模式図であり、超音波振動子ユニット 2 4 6 を構成する積層体のうち、バッキング材層 5 4 のみを記載し、更に、F P C 2 9 0 a 及び 2 9 0 b、及び同軸ケーブルなどの各部の配線は省略している。

【 0 0 7 7 】

また、図 6 に示す第 1 の実施形態の一例のように、図 9 に示す一例においても、積層体 4 7 の両側面に配設される対の銅箔 2 7 2 同士を銅箔及び導線などの熱伝導部材（第 3 の熱伝導部材。図示せず）を用いて互いに熱的に接続することができる。その場合には、例えば、F P C 2 9 0 a 及び 2 9 0 b の総数が奇数枚であり、2 枚の銅箔 2 7 2 が囲う F P C 2 9 0 b の数に偏りが生じていたとしても、2 枚の銅箔 2 7 2、2 7 2 に伝導した複数の超音波振動子 4 8 の熱を、全ての F P C 2 9 0 a 及び 2 9 0 b に接続されている同軸ケーブル（図示せず）のシールド層（図示せず）に伝導することができる。そのため、複数の同軸ケーブルのシールド層において伝導する熱の偏りが解消されるため、効率良く複数の超音波振動子 4 8 の熱を放熱することができる。

40

【 0 0 7 8 】

なお、F P C 2 9 0 a 及び 2 9 0 b のグラウンドバー 2 6 8 及びグラウンドパッド 2 9 2 と

50

銅箔 272 との熱的な接続手段は、低融点の半田及び銀ペーストなどの低い温度を用いる接続手段であることが好ましい。更に、グランドバー 268 及びグランドパッド 292 を除く他の部材と銅箔 272 との熱的な接続部分に用いられた接続手段よりも、低い温度を用いる熱的な接続手段を用いて、グランドバー 268 及びグランドパッド 292 と銅箔 272 とを熱的に接続することが好ましい。例えば、グランドバー 268 と複数の同軸ケーブルとが半田を用いて接続されている場合には、グランドバー 268 及びグランドパッド 292 と銅箔 272 とは、グランドバー 268 と複数の同軸ケーブルとの接続に用いられた半田よりも低融点の半田を用いて熱的に接続して良い。

【0079】

なお、図 9 及び図 10 に示す本実施形態の銅箔 272 は、図 3、図 4 及び図 6 ~ 図 8 に示す第 1 の実施形態の銅箔 72 及び 77 と同様に、複数の超音波振動子 48 において発生した熱を十分に伝導できるものであればよい。そのため、アルミニウム箔及び熱伝導性のシリコンシートなどの熱伝導率の高い部材を用いて、銅箔 272 を代替して良い。また、図示しないが、放熱効率を向上させるために、銅箔 272 は、例えば、同軸ケーブル（図示せず）のシールド層（図示せず）、又は複数の同軸ケーブルのシールド層が電気的に接続された集合グランド部（図示せず）と熱的に接続していることが好ましい。また、銅箔 272 は、複数の FPC 290a 及び 290b を囲うことができるものならば、図 9 及び図 10 に示した形状に限定されず、適宜任意の形状を用いることができる。

10

【0080】

FPC 290a 及び 290b の配線部 264 は、複数の同軸ケーブルの信号線（図示せず）と電気的に接続される端子である複数の接続部 266 から構成されるものであり、図 9 に示す一例においては、FPC 290a 及び 290b の外側面に設けられる。配線部 264 を構成する複数の接続部 266 は、FPC 290a 及び 290b に設けられた配線（図示せず）を介して電極部 52 の複数の個別電極 52a と配線される FPC 290a 及び 290b の複数の電極パッド（図示せず）と導通する。また、配線部 264 を構成する複数の接続部 266 の総数は、少なくとも複数の接続部 266 と導通する複数の電極パッド以上であることが好ましい。

20

【0081】

FPC 290a 及び 290b のグランドバー 268 は、複数の同軸ケーブルのシールド層と電気的に接続される金属製の部材であって、図 9 に示す一例において、FPC 290a 及び 290b の外側面に設けられる。複数の同軸ケーブルは、上記のように、信号線と配線部 264 とが接続され、かつシールド層とグランドバー 268 とが接続されるため、図 9 に示す一例のように、グランドバー 268 は、配線部 264 が設けられる FPC 290a 及び 290b の面上に設けられることが好ましいが、配線形態に応じて適宜配置を変更しても良い。また、配線部 264 及びグランドバー 268 は、FPC 290a 及び 290b の内側面に設けられても良い。また、グランドバー 268 は、FPC 290a 及び 290b の幅方向の端面側（超音波振動子アレイ 50 の端部側）に設けることもできる。この場合には、超音波振動子アレイ 50 の端部側において、銅箔 272 と熱的に接続することができる。

30

【0082】

内側の FPC 290b のグランドパッド 292 は、FPC 290b に設けられた配線を経由して FPC 290b の外側面に設けられたグランドバー 268 と導通する、導電性の部材であり、図 9 に示す一例において、FPC 290b の内側面に設けられる。図示例においては、グランドパッド 292 は、FPC 290b の内側面側において、銅箔 272 の折り曲げられた部分と熱的に接続される。なお、図示例においては、内側の FPC 290b にのみグランドパッド 292 が設けられているが、外側の FPC 290a に設けられても良く、上記のグランドバー 268 と同様に、FPC 290a 及び 290b の超音波振動子アレイ 50 の端部側に設けられても良い。

40

【0083】

図 9 及び図 10 においては、FPC 290a 及び 290b を囲むように折り曲げて配設

50

された銅箔 272 と FPC 290 a 及び 290 b のグランドバー 268 及びグランドパッド 292 とを熱的に接続して、複数の超音波振動子 48 の熱を複数の同軸ケーブルのシールド層に放熱できることを説明した。複数の 290 a 及び 290 b のグランドバー 268 同士を熱的に接続する手段は、上記のものに限定されるものではない。図 11 に示す本実施形態の他の一例において、超音波振動子ユニット 294 の銅箔 295 は、外側の FPC 290 a のグランドバー 268 と熱的に接続されるのみだが、FPC 290 a 及び 290 b のグランドバー 268 及びグランドパッド 292 は、それぞれ銅板 296 a 及び 296 b を用いて接続される。

なお、図 11 は、図 9 と同様に、説明のために図を簡略化しており、FPC 290 a 及び 290 b に電氣的に接続される複数の同軸ケーブル及び銅箔 295 の内側面に形成される絶縁層（図示せず）を省略している。

【0084】

図 11 に示す一例において、銅板（第 2 の熱伝導部材）296 a は、隣接する内側の FPC 290 b の内側面に設けられるグランドパッド 292 同士を熱的に接続するものである。また、銅板 296 b は、外側の FPC 290 a の内側面に設けられたグランドパッド 292 と内側の FPC 290 b の外側面に設けられたグランドバー 268 とを熱的に接続する。そのため、複数の超音波振動子 48 において発生した熱は、積層体 47 の側面に配設された銅箔 295、外側の FPC 290 a のグランドバー 268、外側の FPC 290 a に設けられた配線（図示せず）、外側の FPC 290 a のグランドパッド 292、銅板 296 b 及び内側の FPC 290 b のグランドバー 268 に伝導する。更に、隣接する各 FPC 290 a 及び 290 b のグランドバー 268 が、FPC 290 a 及び 290 b、グランドパッド 292、及び、銅板 296 a 及び 296 b を経由して熱的に接続される。そのため、積層体 47 の両側面側の銅箔 295 に伝導した複数の超音波振動子 48 の熱を、複数の FPC 290 a 及び 290 b に接続される全ての同軸ケーブル（図示せず）のシールド層（図示せず）に不足無く放熱することができ、放熱効率を向上させることができる。

なお、銅板 296 a 及び 296 b は、銅箔 295 とは独立した、隣接する FPC 290 a 及び 290 b のグランドバー 268 及びグランドパッド 292 を熱的に接続できるものであれば、他の部材を用いても良い。例えば、銅板 296 a 又は 296 b の代わりに、半田線、同軸ケーブルの信号線よりも太い導線及びメッシュ状の導電性部材などを用いることができる。銅板 296 a 及び銅板 296 b の代わりに用いる部材として、アルミニウム、金及び銀などの熱伝導率の高い金属、熱伝導性のセラミックス及び熱伝導性のシリコンなどを用いることができる。

【0085】

以上の本発明の第 2 の実施形態において、超音波振動子ユニット 246 及び 294 の複数の FPC 290 a 及び 290 b のグランドバー 268 を互いに熱的に接続して、複数の FPC 290 a 及び 290 b に接続される全ての同軸ケーブルのシールド層に不足無く、複数の超音波振動子 48 の熱を放熱することができる。また、図 1 ~ 図 8 に示す第 1 の実施形態と同様に、本実施形態においても、コンベックス型の超音波内視鏡の放熱構造について説明したが、以上の放熱構造は、超音波内視鏡の形状に依るものではなく、ラジアル型などの他の形状を有する超音波内視鏡にも適用できることはもちろんである。

【0086】

（第 3 の実施形態）

以上においては、本発明の放熱構造が主にコンベックス型の超音波内視鏡に適用される場合について説明したが、ラジアル型などのコンベックス型以外の超音波観察部を有する超音波内視鏡にも、本発明の放熱構造を適用することができる。本実施形態においては、ラジアル型の超音波観察部の有する放熱構造について説明する。なお、図 12 及び 13 に示す本実施形態の超音波内視鏡 312 は、図 1 ~ 図 3 に示す第 1 の実施形態の超音波内視鏡 12 と、コンベックス型の超音波観察部 36 及び内視鏡観察部 38 を備える先端部 40 を備える代わりに、ラジアル型の超音波観察部 336 及び内視鏡観察部 338 を備える先

10

20

30

40

50

端部 340 を有している点において異なる以外は、同様の構成を有する。ラジアル型の超音波観察部 336 においては、特に、図 3 及び図 5 に示す第 1 の実施形態の同軸ケーブル 56 及び外皮 57 と同一の部材を用いており、図 12 及び図 13 において、同軸ケーブル 56 及び外皮 57 については、図 3 及び図 5 と同一の参照符号を付し、詳細な説明は省略する。

図 12 は、本実施形態の超音波内視鏡の挿入部の先端部を示す部分拡大平面図である。また、図 13 は、図 12 に示す XIII - XIII 線矢視図であり、図 12 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。

【0087】

図 12 及び図 13 に示すように、本実施形態の超音波内視鏡 312 は、先端部 340 の超音波観察部 336 において、複数の超音波振動子 348 が円筒状に配列された超音波振動子アレイ 350 を備える超音波振動子ユニット 346 を有する、ラジアル型の超音波内視鏡である。図 12 及び図 13 に示す一例においては、超音波観察部 336 は、内視鏡観察部 338 よりも超音波内視鏡 312 の先端側に配設される。

なお、本発明の超音波内視鏡 312 は、図 1 ~ 図 3 に示す第 1 の実施形態の超音波内視鏡 12 及び 13 と同様、鉗子、穿刺針及び高周波メスなどの処置具を導出する機構を備えていて良い。また、それらの処置具が導出する処置具導出口（図示せず）は、複数の超音波振動子 348 よりも超音波内視鏡 312 の先端側にあっても基端側にあっても良い。

また、本実施形態の超音波内視鏡 312 の内視鏡観察部 338 は、図 2 及び図 3 に示す第 1 の実施形態の超音波内視鏡 12 の内視鏡観察部 38 と同様の構成を有するものであり、観察窓（80）、対物レンズ（82）、固体撮像素子（84）、照明窓（86）、洗浄ノズル（88）及び配線ケーブル（89）などを有していることはもちろんである。

【0088】

図 12 及び図 13 に示すように、本実施形態の超音波観察部 336 は、超音波振動子ユニット 346 と、超音波振動子ユニット 346 を取り付けて保持する外装部材 341 と、超音波振動子ユニット 346 に配線され、基端側が外皮 57 に一束に纏められた複数の同軸ケーブル 56 と、から構成されるものである。

図 13 に示す一例において、超音波振動子ユニット 346 は、複数の超音波振動子 348 が円筒状に配列された超音波振動子アレイ 350 と、超音波振動子アレイ 350 と導通する電極部 352 と、超音波振動子アレイ 350 の各超音波振動子 348 を超音波振動子ユニット 346 の中心側（超音波振動子 348 の内側の面）の面側から支持するバッキング材層 354 と、超音波振動子アレイ 350 に対してバッキング材層 354 の逆側（超音波振動子アレイ 350 の外側）に積層された音響整合層 374 と、音響整合層 374 に対して超音波振動子アレイ 350 の逆側（音響整合層 374 の外側）に積層された音響レンズ 376 と、を有する。以上のように、超音波振動子ユニット 346 は、音響レンズ 376、音響整合層 374、超音波振動子アレイ 350 及びバッキング材層 354 からなる積層体 347 を有する。

なお、本実施形態の超音波振動子 348、超音波振動子アレイ 350、電極部 352、バッキング材層 354、音響整合層 374、音響レンズ 378、及び積層体 347 は、図 2 ~ 図 4 に示す第 1 の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、バッキング材層 54、音響整合層 74、音響レンズ 76、及び積層体 47 と、形状は異なるが、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。

【0089】

また、超音波振動子ユニット 346 は、超音波内視鏡 312 の基端側の側面が、超音波内視鏡 312 の先端側の、バッキング材層 354 の幅方向の側面に当接するように配設される環状の板材であって、後述する円筒部材 306 の位置を固定するための環状板 302 と、環状板 302 のバッキング材層 354 とは逆側の面に接合し、環状板 302 の内径よりも大きい外径を持つ円盤状の板材である支持板 304 と、バッキング材層 354 に対して超音波振動子アレイ 350 の逆側（バッキング材層 354 の内側）の面に当接し、超音波内視鏡 312 の先端側の端面において支持板 304 と接合し、積層体 347 を支持する

10

20

30

40

50

ための円筒部材 306 と、円筒部材 306 のバッキング材層 354 よりも超音波内視鏡 312 の基端側の外周部分に配設され、複数の同軸ケーブル 56 及び電極部 352 と電氣的に接続される配線基板 360 と、複数の超音波振動子 48 及びバッキング材層 354 の、超音波内視鏡 312 の基端側の側面に沿って配設され、配線基板 360 に設けられた後述するグランドバー 368 と熱的に接続する銅箔 372 と、銅箔 372 の、バッキング材層 354 側の面（銅箔 372 の内側面）に形成される絶縁層 370 と、を有する。また、電極部 352 と配線基板 360 とは、配線ケーブル 308 などを用いて電氣的に接続される。

【0090】

超音波振動子ユニット 346 の電極部 352 は、複数の超音波振動子 348 のそれぞれに駆動信号及び超音波エコー信号などの電圧信号を送受信するための個別電極 352 a と、複数の超音波振動子 348 の接地電極である振動子グランド 352 b と、を有する。図 13 に示す一例において、個別電極 352 a は、超音波振動子 348 の内側であって、超音波振動子 348 の基端側の端部に配設され、配線基板 360 の後述する複数の電極パッド 362 と電氣的に接続される。また、振動子グランド 352 b は、図示しないが、導線などを用いて、超音波内視鏡 312 内に設けられた接地部位と電氣的に接続される。後述するように、電極部 352 の複数の個別電極 352 a と電氣的に接続される複数の電極パッド 362 は、複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56 a と導通するため、電極部 352 の複数の個別電極 352 a は、同軸ケーブル 56 の信号線 56 a と導通する。

【0091】

なお、振動子グランド 352 b は、複数の超音波振動子 348 に対する接地電極であるため、その接地電位はそれぞれ同一の電位であることが好ましく、そのため、複数の超音波振動子 348 の共通電極であることが好ましい。更に、振動子グランド 352 b は、接地された部位と電氣的に接続できれば良く、必ずしも配線基板 360 の電極パッド 362 を経由する必要はなく、また、複数の同軸ケーブル 56 のシールド層 56 c に導通している必要はない。例えば、振動子グランド 352 b とグランドバー 368 とを配線基板 360 の他に設けた導線などを用いて電氣的に接続する、又は、導線などを用いて振動子グランド 352 b と超音波内視鏡 312 内に設けられた接地部位とを電氣的に接続するなどができる。また、複数の個別電極 352 a 及び振動子グランド 352 b の配設される位置は、信号線 56 a 及び接地部位と接続できるものであれば図 11 に示した位置に限定されるものではない。すなわち、超音波振動子 348 の、超音波内視鏡 312 の先端側に配設されていても良く、超音波振動子 348 の内側の面又は外側の面のそれぞれ全面に渡るように配設されていても良く、超音波観察部 336 の構成に応じて適宜変更しても良い。

【0092】

図 13 に示すように、超音波振動子ユニット 346 の配線基板 360 は、円筒部材 306 の、バッキング材層 354 の基端側の外周部分に配設され、電極部 352 と電氣的に接続される。配線基板 360 は、その超音波内視鏡 312 の先端側（配線基板 360 の先端側）に設けられる複数の電極パッド 362 と、複数の電極パッド 362 よりも配線基板 360 の基端側に設けられる配線部 364 と、配線基板 360 の最も基端側に設けられるグランドバー 368 と、を有する。複数の電極パッド 362 は、電極部 352 の複数の個別電極 352 a と電氣的に接続されるための部材である。また、配線部 364 は、配線基板 360 に設けられた配線（図示せず）を介して複数の電極パッド 362 と導通すると共に複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56 a と電氣的に接続される端子である複数の接続部 366 から構成される。また、グランドバー 368 は、複数の同軸ケーブル 56 のシールド層 56 c と電氣的に接続される。

なお、配線基板 360 は、電極部 352 の複数の個別電極 352 a と複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56 a とを電氣的に接続するものであれば良く、FPC を用いても良く、円筒部材 306 を囲うような円筒形状に形成されたものであっても良い。また、複数の超音波振動子 348 の数（超音波振動子アレイ 350 のチャンネル数）が多い場合などには、複数の配線基板 360 を配設して良く、円筒部材 306 を囲うように配線基板 360 を

10

20

30

40

50

並列させても良い。

【0093】

超音波振動子ユニット346の銅箔372は、複数の超音波振動子348において発生した熱を伝導するものであり、複数の超音波振動子348及びパッキング材層354の基端側の側面に沿って配設されて、配線基板360のグランドバー368と熱的に接続される。配線基板360のグランドバー368は、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cと電氣的に、すなわち、熱的に接続されるため、複数の超音波振動子48の熱を、銅箔372を経由して複数の同軸ケーブル56のシールド層56cに放熱することができる。なお、銅箔372は、図3、図4及び図6～図11に示す銅箔72、77及び272と同様に、アルミニウム、金及び銀などの熱伝導率の高い金属及び熱伝導性のシリコンなどの、熱伝導性の部材を代替して用いることができ、更に、箔形状の他に、メッシュ形状及びシート形状などの可撓性を有する周知の構造を用いることができる。

10

【0094】

図13に示すように、超音波振動子ユニット346の絶縁層370は、図4に示す第1の実施形態の絶縁層70と同様に、銅箔372のパッキング材層354側の面（パッキング材層354の内側面）に形成されるものである。絶縁層370は、複数の同軸ケーブル56の信号線56aが電氣的に接続される複数の接続部366と銅箔372との干渉を防ぐために、少なくとも銅箔372が配線基板360のグランドバー368と接続される部分において除去される。そのため、銅箔372と複数の同軸ケーブル56の信号線56a及び電極部352の複数の個別電極352aとが干渉せず、銅箔372が外部から受信したノイズ（電圧信号）を複数の超音波振動子348の送受信する超音波エコー信号（電圧信号）に含まないようにすることができる。

20

【0095】

なお、超音波振動子ユニット346の銅箔372及び絶縁層370の、配線基板360のグランドバー368への熱的な接続方法は、図13に示す一例に限定されるものではない。図14に示す本実施形態の他の一例において、絶縁層371は、銅箔372の内側面の全面に形成される。更に、銅箔372は、積層体347と熱的に接続する一端とは逆側の端部（銅箔372の先端部分）において、銅箔372の外側面が超音波振動子ユニット369の中心側に向くように折り返されて配設される。そうして、銅箔372の先端部分は、配線基板360のグランドバー368と当接し、かつ、グランドバー368と熱的に接続される。その際には、図14に示す一例のように、配線基板360の配線部364は、絶縁層371に覆われて、銅箔372と干渉しない。

30

【0096】

図13及び図14に示す一例においては、複数の超音波振動子348において発生した熱を、銅箔372及び配線基板360のグランドバー368を経由して、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cに放熱し、更に、銅箔372に絶縁層370及び371を形成して、銅箔372と配線基板360の配線部364との干渉を防ぐことができる。このように、上記において説明した本実施形態の放熱構造には、グランドバー368を用いているが、複数の超音波振動子348の熱を複数の同軸ケーブル56のシールド層56cに放熱することができるものであれば、グランドバー368の他の部材を用いても良い。図15に示す本実施形態の他の一例において、超音波振動子ユニット375は、図13及び図14のグランドバー368を有さず、配線基板360よりも基端側に、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cがそれぞれ電氣的に接続された導電性の集合グランド部358を有する。更に、複数の超音波振動子348及びパッキング材層354の基端側の側面に沿って配設される銅箔377は、集合グランド部358まで延長されて、集合グランド部358に熱的に接続される。そのため、図15に示す一例の構成によれば、複数の超音波振動子348の熱を、銅箔377及び集合グランド部358を経由して、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cに放熱することができる。

40

【0097】

図13に示すように、超音波振動子ユニット346の支持板304は、環状板302の

50

バック材層 354 とは逆側の面に当接して配設され、環状板 302 の内径よりも大きい外径を有する円盤状の板材である。また、支持板 304 は、環状板 302 及び円筒部材 306 の位置を固定するためのものである。そのため、支持板 304 は、円筒部材 306 の配設される位置を固定するために、円筒部材 306 と接合されていることが好ましく、円筒部材 306 と一体の部材であっても良い。更に、支持板 304 は、円筒部材 306 と接合されている場合には、円筒部材 306 の位置を固定するために、環状板 302 とも接合されていることが好ましい。なお、支持板 304 は、環状板 302 及び円筒部材 306 の位置を固定できるものであれば、円盤状であることに限定されるものではなく、多角形状などの任意の形状であっても良い。

【0098】

超音波振動子ユニット 346 の円筒部材 306 は、バック材層 354 の内側の面、環状板 302 の内側の面及び支持板 304 の超音波内視鏡の先端側とは逆側の面に当接して配設されて、積層体 347 を固定するものである。また、円筒部材 306 の、超音波振動子ユニット 346 の中心側（円筒部材 306 の内側）の空間は、外皮 57 に覆われた複数の同軸ケーブル 56 が配設される。更に、円筒部材 306 の、バック材層 354 の基端側部分には、複数の同軸ケーブル 56 を円筒部材 306 の外周側に導出するための複数のスリット 309 が設けられている。なお、円筒部材 306 は、積層体 347 を支持できるものであれば良く、金属又は樹脂などの任意の部材を用いて構成されて良い。

【0099】

図 13 に示すように、配線基板 360 の複数の電極パッド 362 は、配線基板 360 の先端側に設けられて、配線ケーブル 308 などを用いて電極部 352 の複数の個別電極 352a と電気的に接続されるものである。また、複数の電極パッド 362 は、配線基板 360 に設けられた配線（図示せず）を経由して、配線部 364 を構成する複数の接続部 366 とそれぞれ導通する。また、超音波振動子ユニット 346 において、複数の配線基板 360 が配設された場合であっても、超音波振動子アレイ 350 のチャンネル数が多いなど、多数の電極パッド 362 を配置する場合などには、電極パッド 362 を多列に配置して良い。なお、複数の電極パッド 362 と複数の個別電極 352a との配線は、複数の電極パッド 362 と複数の個別電極 352a とを電気的に接続できるものであれば、図示例の配線ケーブル 308 に限定されるものではなく、導線又は FPC などの周知の配線手段を用いて良い。

【0100】

配線基板 360 の配線部 364 は、複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56a とそれぞれ配線される端子である複数の接続部 366 から構成されるものであり、図 13 に示す一例において、配線基板 360 の、複数の電極パッド 362 とグランドバー 368 との間に配設される。配線部 364 を構成する複数の接続部 366 の総数は、少なくとも配線基板 360 の複数の電極パッド 362 の総数と同数以上であることが好ましい。また、超音波振動子アレイ 350 のチャンネル数が多い場合などには、複数の電極パッド 362 と同様に、多列に配列されて良い。なお、図示しないが、複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56a と配線部 364 を構成する複数の接続部 366 との配線部分は、配線部分における断線を防ぐために、絶縁性の樹脂などの充填剤（図示せず）に覆われていることが好ましい。

【0101】

以上、本発明に係る放熱構造を有する超音波内視鏡につい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。また、以上で示した実施形態及び複数の例は、もちろん、適宜組み合わせ用いることができる。

【符号の説明】

【0102】

- 10 超音波検査システム
- 12、13、312 超音波内視鏡
- 14 超音波用プロセッサ装置

10

20

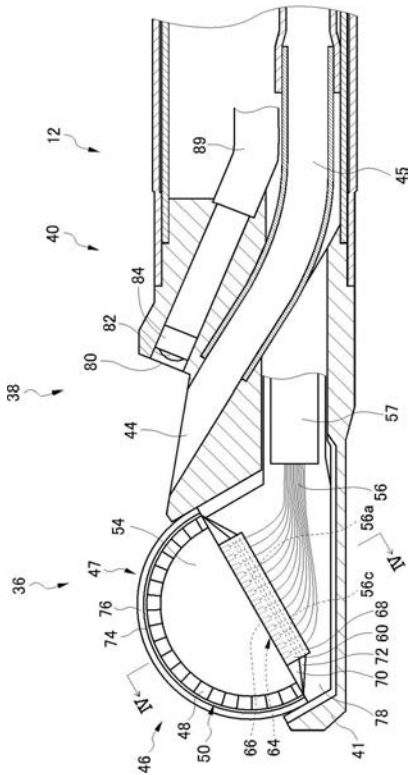
30

40

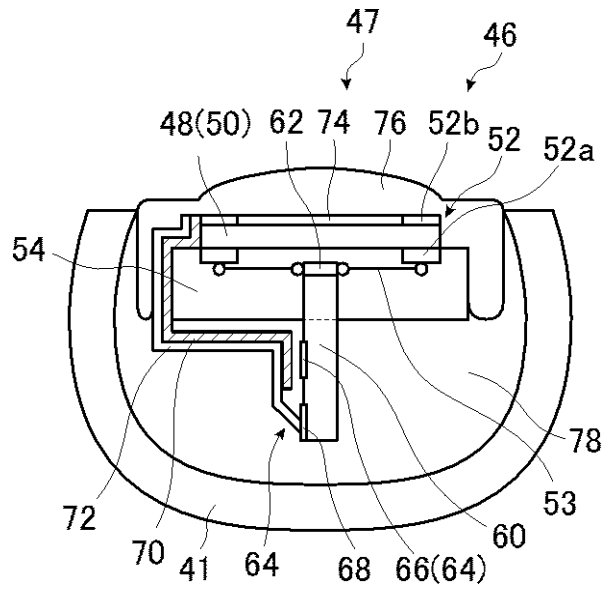
50

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	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、3 7、3 3 6	超音波観察部	
3 8、3 3 8	内視鏡観察部	
4 0、3 4 0	先端部	20
4 1、3 4 1	外装部材	
4 2	湾曲部	
4 3	軟性部	
4 4	処置具導出口	
4 5	処置具チャンネル	
4 6、6 9、7 5、2 4 6、2 9 4、3 4 6、3 6 9、3 7 5	超音波振動子ユニット	
4 7、3 4 7	積層体	
4 8、3 4 8	超音波振動子	
5 0、3 5 0	超音波振動子アレイ	
5 2、2 5 2、3 5 2	電極部	30
5 2 a、2 5 2 a、3 5 2 a	個別電極	
5 2 b、3 5 2 b	振動子グラウンド	
5 3	導線	
5 4、3 5 4	バッキング材層	
5 6	同軸ケーブル	
5 6 a	信号線	
5 6 b、5 6 d、5 7	外皮	
5 6 c	シールド層	
5 8、3 5 8	集合グラウンド部	
6 0、6 1、2 6 0、3 6 0	配線基板	40
6 2、3 6 2	電極パッド	
6 4、2 6 4、3 6 4	配線部	
6 6、2 6 6、3 6 6	接続部	
6 8、2 6 8、3 6 8	グラウンドバー	
7 0、7 1、2 7 0、3 7 0	絶縁層	
7 2、7 3、7 7、2 7 2、2 9 5、3 7 2、3 7 7	銅箔	
7 4、3 7 4	音響整合層	
7 6、3 7 6	音響レンズ	
7 8	充填剤層	
8 0	観察窓	50

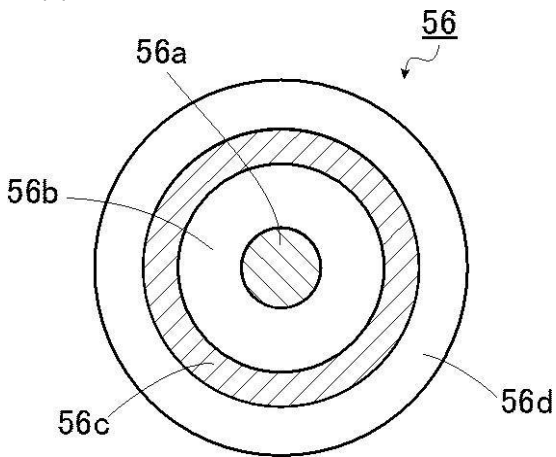
【 図 3 】



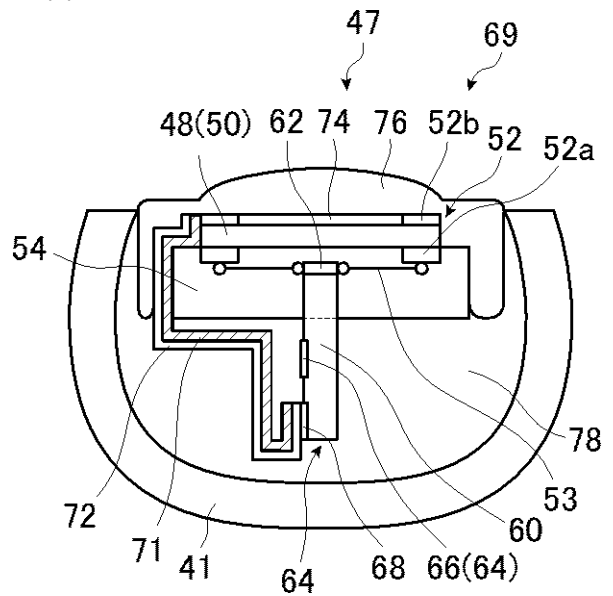
【 図 4 】



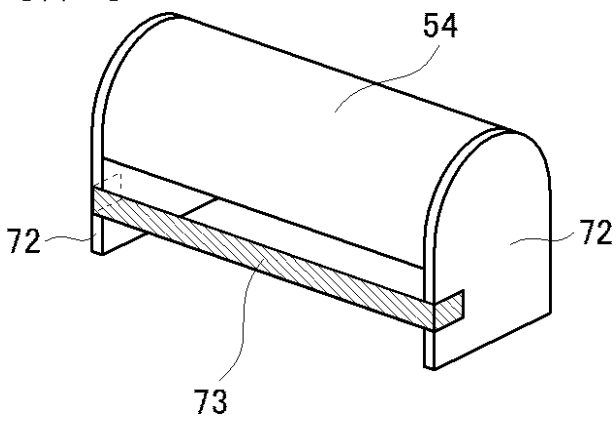
【 図 5 】



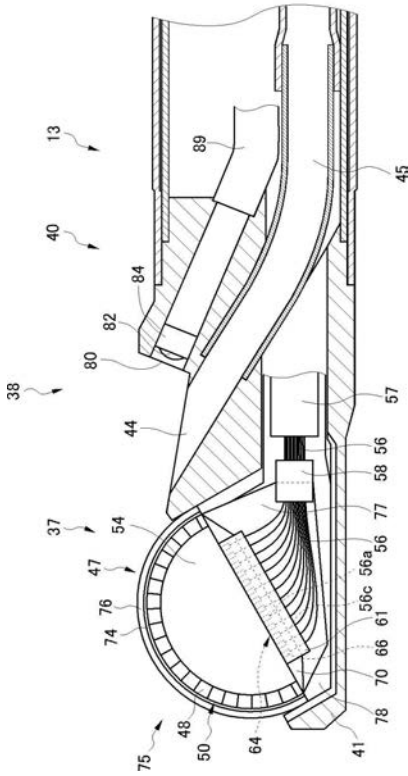
【 図 7 】



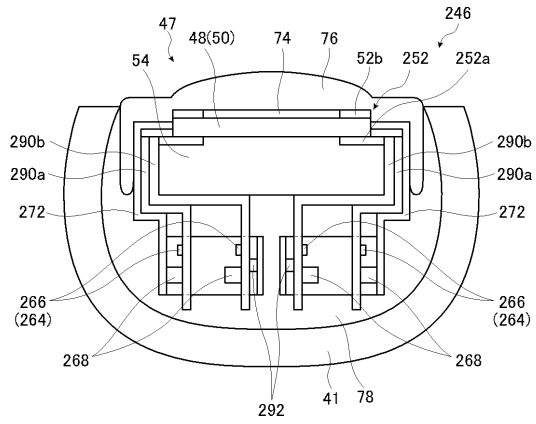
【 図 6 】



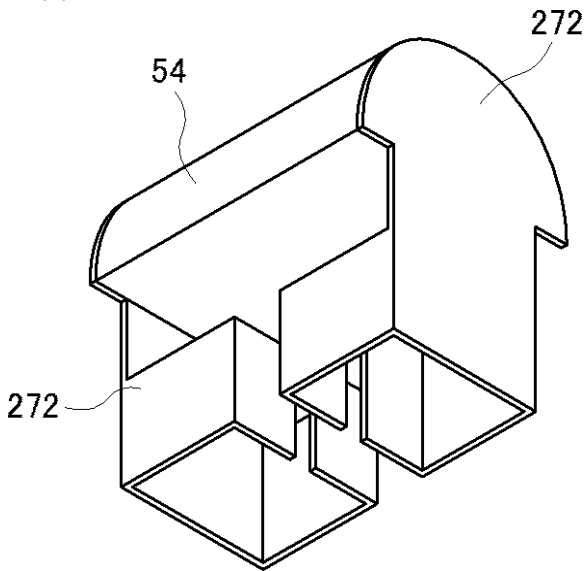
【 図 8 】



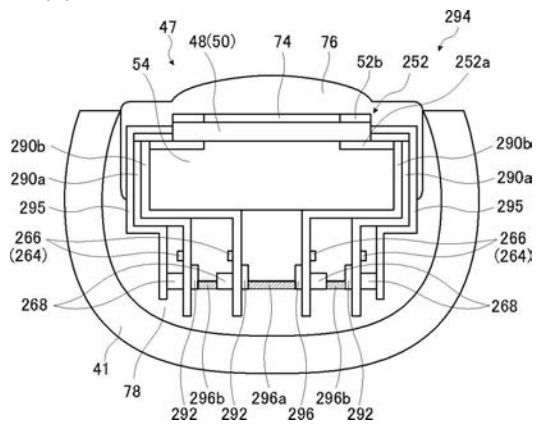
【 図 9 】



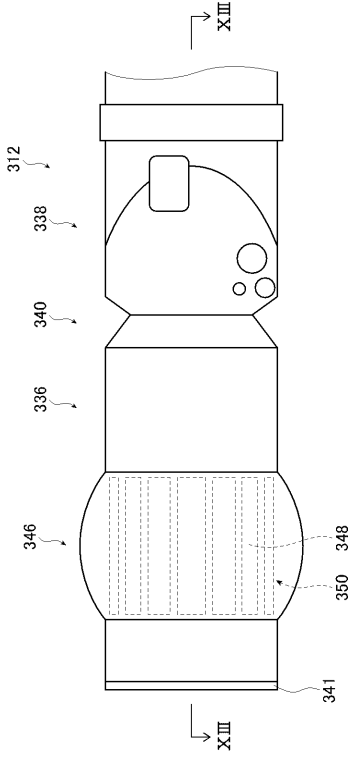
【 図 10 】



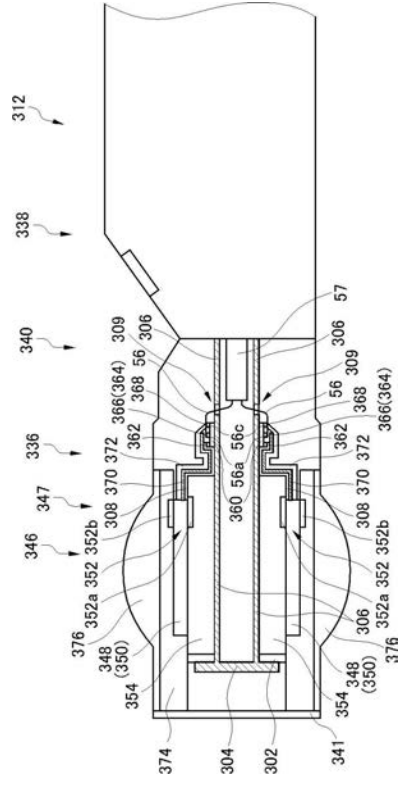
【 図 11 】



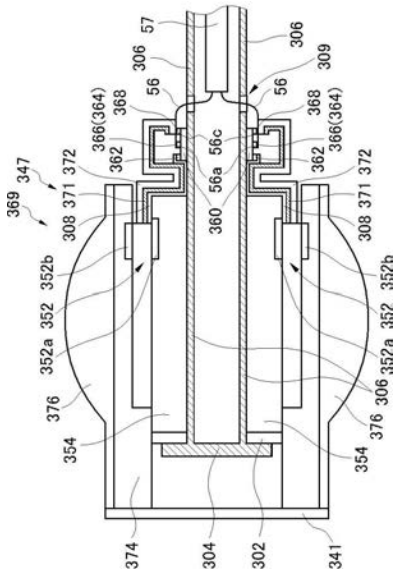
【 図 1 2 】



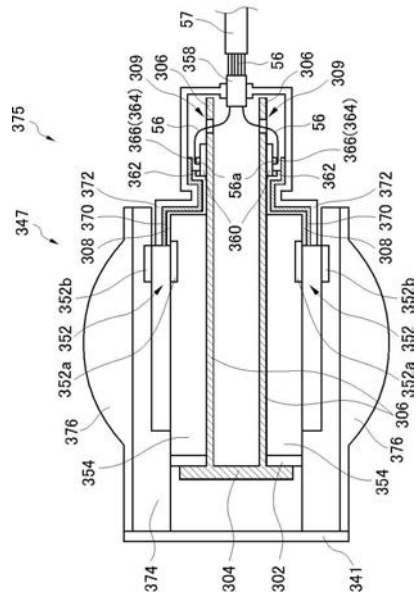
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/017858
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) A61B8/12 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.
A	JP 2014-57136 A (Hitachi Aloka Medical, Ltd.), 27 March 2014 (27.03.2014), claims 1 to 8; paragraphs [0021] to [0049]; fig. 1 to 10 (Family: none)	1-15
A	JP 2009-297352 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 24 December 2009 (24.12.2009), claims 1 to 8; paragraphs [0027] to [0062]; fig. 3 (Family: none)	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 30 May 2017 (30.05.17)		Date of mailing of the international search report 13 June 2017 (13.06.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/017858

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-295749 A (Fujifilm Corp.), 11 December 2008 (11.12.2008), claims 1 to 12; paragraphs [0017] to [0040]; fig. 1 to 7 & US 2008/0300492 A1 paragraphs [0026] to [0053]; claims 1 to 12; fig. 1 to 7	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 7 8 5 8	
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. A61B8/12			
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	
A	JP 2014-57136 A (日立アロカメディカル株式会社) 2014.03.27, 請求項 1-8, 段落[0021]-[0049], 第 1-10 図 (ファミリーなし)	1-15	
A	JP 2009-297352 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2009.12.24, 請求項 1-8, 段落[0027]-[0062], 第 3 図 (ファミリーなし)	1-15	
A	JP 2008-295749 A (富士フイルム株式会社) 2008.12.11, 請求項 1-12, 段落[0017]-[0040], 第 1-7 図 & US 2008/0300492 A1 段落 [0026]-[0053], 請求項 1-12, 第 1-7 図	1-15	
☐ 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		の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 30.05.2017		国際調査報告の発送日 13.06.2017	
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) 宮川 哲伸	2U 9208
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

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) 4C161 AA01 BB01 CC06 DD03 FF50 JJ11

4C601 BB06 BB22 BB24 EE10 EE13 EE19 FE02 GB04 GB19 GB20

GB31 GB44 GB45 GB50

(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)	超声波内视镜		
公开(公告)号	JPWO2018003311A1	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	JP2018524940	申请日	2017-05-11
[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 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/12 B06B1/0622 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/546		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.530		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF50 4C161/JJ11 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE10 4C601/EE13 4C601/EE19 4C601/FE02 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB31 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GB50		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016130382 2016-06-30 JP		
其他公开文献	JP6596159B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声内窥镜包括：超声换能器阵列，其中布置有多个超声换能器；在多个超声换能器的背面上的背衬材料层；以及连接到超声换能器的多个超声换能器。具有电极垫的布线板，具有信号线和屏蔽构件的多根屏蔽电缆，其中多个信号线电连接到多个电极垫的布线部分以及电连接的屏蔽构件 第一热量相对于具有导热性的接地部分和背衬材料层延伸到超声换能器阵列的相对侧，并且第一热量通过延伸超过背衬材料层而热连接到接地部分。和导电构件。

