

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2018年1月4日(04.01.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/003322 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 8/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/018176
- (22) 国際出願日: 2017年5月15日(15.05.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2016-130083 2016年6月30日(30.06.2016) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山本 勝也 (YAMAMOTO Katsuya); 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 森本 康彦 (MORIMOTO Yasuhiko); 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 岡

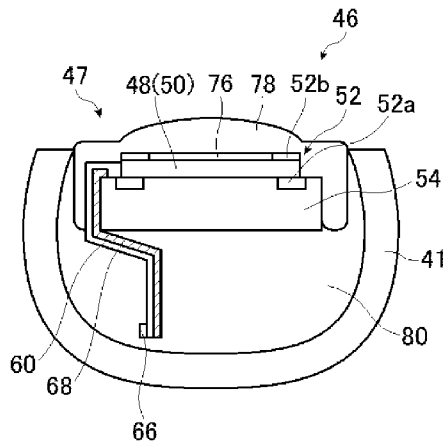
田 知 (OKADA Satoru); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 渡辺 望稔, 外 (WATANABE Mochitoshi et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町2丁目3番3号 友泉岩本町ビル6階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(54) Title: ULTRASONIC ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 超音波内視鏡



(57) Abstract: This ultrasonic endoscope comprises: an ultrasonic transducer array obtained by arranging a plurality of ultrasonic transducers; a backing material layer supporting the ultrasonic transducers; a shielded cable comprising a signal wire and a shielding member for shielding the signal wire; a flexible printed wiring board which extends to the reverse side from the ultrasonic transducer array with respect to the backing material layer, and that is equipped with a ground part that is electrically connected with the shielding member; and a thermoconductive layer that is provided on at least one surface of the flexible printed wiring board, that is connected to the ground unit, and that radiates heat generated by the plurality of ultrasonic transducers to the ground part.

(57) 要約: 超音波内視鏡は、複数の超音波振動子が配列した超音波振動子アレイと、超音波振動子を支持するバックキング材層と、信号線と信号線に対するシールド部材とを備えるシールドケーブルと、バックキング材層に対し超音波振動子アレイの逆側に延在し、シールド部材と電気的に接続されたグラウンド部を備えるフレキシブルプリント配線基板と、フレキシブルプリント配線基板の少なくとも一方の面に設けられ、グラウンド部と接続され、複数の超音波振動子の発熱をグラウンド部に放熱する熱伝導層とを有する。



WO 2018/003322 A1

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

## 明 細 書

**発明の名称**：超音波内視鏡

**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**

[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いる。そのため、近年では、超音波振動子において発生した熱を放熱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ク材層と、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、バック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。

[0006] 特許文献2は、超音波を発振する圧電素子と、圧電素子と電氣的に接続され、圧電素子の背面に設けられた信号用電極と、圧電素子を機械的に支えるためのバッキング材層と、信号用電極とバッキング材層との間に配設された熱伝導部材と、熱伝導部材と当接するようにバッキング材層の周辺に設けられた放熱材と、を有する超音波探触子を開示している。この構成によれば、圧電素子で発生した熱は、熱伝導部材を経由して放熱材に放熱される。

## 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：特開2000-184497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。このように、特許文献1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。

[0009] また、特許文献2に開示の技術では、生体に接触させて超音波観察をする超音波診断装置の超音波探触子を主としているため、熱伝導部材及び放熱板などのサイズが大きい。そのため、圧電素子と熱伝導部材との接触する面積が大きく、放熱性を確保することができるが、先端部内の空間が狭い超音波

内視鏡においては、十分な放熱性を確保することが困難であるという問題があった。

[0010] また、特許文献 1 又は 2 に開示の超音波内視鏡又は超音波探触子において、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。

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。

[0011] 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

[0012] 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を支持するバッキング材層と、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延在し、超音波振動子アレイの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フレキシブルプリント配線基板と、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フレキシブルプリント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、フレキシブ

ルプリント配線基板上に設けられ、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グラウンド部と、フレキシブルプリント配線基板の少なくとも一方の面に設けられ、グラウンド部と接続され、複数の超音波振動子の発熱をグラウンド部に放熱する熱伝導層と、を有することを特徴とする。

[0013] 更に、熱伝導層は、フレキシブルプリント配線基板の、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少なくとも設けられることが好ましい。

[0014] 更に、フレキシブルプリント配線基板の、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、バッキング材層を超えて延在する部分は、平面部分であることが好ましい。

[0015] また、熱伝導層は、フレキシブルプリント配線基板の少なくとも1面に、超音波振動子アレイの複数の超音波振動子に熱的に接続され、超音波振動子アレイから、バッキング材層に沿って、バッキング材層を越えて、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延在して設けられ、グラウンド部と接続されることが好ましい。

[0016] もしくは、熱伝導層は、フレキシブルプリント配線基板の少なくとも1面に、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設けられ、更に、超音波振動子アレイの複数の超音波振動子と、熱伝導層とを熱的に接続する熱伝導部材を有することが好ましい。

[0017] 更に、熱伝導層は、フレキシブルプリント配線基板のバッキング材層を越えて延在する部分の、バッキング材層とは逆側の片面のみに設けられ、熱伝導部材は、フレキシブルプリント配線基板のバッキング材層とは逆側の片面において複数の超音波振動子と、熱伝導層とを熱的に接続することが好ましい。

[0018] 更に、熱伝導層は、フレキシブルプリント配線基板の両面に設けられ、熱伝導部材は、フレキシブルプリント配線基板のバッキング材層とは逆側の片面において、複数の超音波振動子と、同じ側の片面に設けられた熱伝導層と

を熱的に接続し、フレキシブルプリント配線基板の両面に設けられた2つの熱伝導層は互いに熱的に接続されていることが好ましい。

[0019] また、フレキシブルプリント配線基板の配線部と同じ側の面に設けられた熱伝導層は、配線部の複数の接続部を除いて、複数の接続部を囲うように配設されることが好ましい。

[0020] また、バッキング材層に対して超音波振動子アレイの逆側において、複数のフレキシブルプリント配線基板が配設されることが好ましい。

[0021] 更に、本発明の超音波内視鏡は、複数のフレキシブルプリント配線基板にそれぞれ設けられた複数の熱伝導層を互いに接続する第2の熱伝導部材を有することが好ましい。

### 発明の効果

[0022] 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。

### 図面の簡単な説明

[0023] [図1]本発明の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挿入部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挿入部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挿入部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3及び図4に示す超音波振動子ユニットの他の一例の部分横断面図である。

[図7]図3及び図4に示す超音波振動子ユニットの他の一例の部分横断面図で

ある。

[図8]図3～図7に示す超音波振動子ユニットの熱伝導層、及びフレキシブルプリント配線基板の配線部並びにグランド部の構成を示す他の一例の模式的な部分拡大図である。

[図9]本発明の第2の実施形態における超音波観察部の超音波振動子ユニットの一例の部分横断面図である。

[図10]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11]図10に示すXI-XI線矢視図であり、図10に示す超音波内視鏡の先端部の部分縦断面図である。

[図12]図11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13]図11及び図12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

#### [0024] (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、患者など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、及び大腸などの消化管を経由して可能にし、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。

[0025] 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、洗浄水などを貯留する送水タンク 21 a と、体腔内の吸引物（供給された洗浄水なども含む）を吸引する吸引ポンプ 21 b 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 21 a 内の洗浄水、又は外部の空気など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などを備えていても良い。

[0026] 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。

[0027] 操作部 24 には、送水タンク 21 a から送気送水管路（図示せず）を開閉する送気送水ボタン 28 a、及び吸引ポンプ 21 b からの吸引管路（図示せず）を開閉する吸引ボタン 28 b 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 21 a は、超音波内視鏡 12 の内視鏡観察部 38 などの洗浄など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などを貯留するためのものである。なお、送気送水ボタン 28 a は、送水タンク 21 a から送気送水管路を経て供給された空気などの気体、及び洗浄水などの水を挿入部 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。

[0028] 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（供給された洗浄水なども含む）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 の吸引力を用いて挿入部 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、高周波メスなどの処置具を挿通するためのものである。

[0029] 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 などが接続される。

[0030] 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。

湾曲部 4 2 は、操作部 2 4 に設けられた一対のアングルノブ 2 9、2 9 を回動されて遠隔的に湾曲操作される。そのため、先端部 4 0 を所望の方向に向けることができる。

[0031] 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、オイルなど）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：図2～図4、図6及び図7参照）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。

[0032] 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の超音波振動子ユニット（46：図2～図4参照、69：図6参照、72：図7参照）の超音波振動子アレイ（50：図2～図4、図6及び図7参照）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）において受信して取得し、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。

[0033] 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）などのプロセッサを用いて構成されるものであっても良い。

[0034] 光源装置18は、超音波内視鏡12の内視鏡観察部38を用い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）などの3原色光からなる白色光や特定波長光などの照明光を、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）などを伝搬し、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。

[0035] 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。

[0036] 次に、本実施形態の超音波内視鏡12の挿入部22の先端部40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は、説明のために図を簡略化しており、同軸ケーブル(56:図3参照)及び配線部(62:図3参照)の接続部(64:図3参照)を省略している。

[0037] 図2、及び図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、これらの間に処置具導出口44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、硬質樹脂など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2に示す例では、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38内に設けられていても良いし、内視鏡観察部38よりも基端側(湾曲部42側)に設けられていても良い。

[0038] 図2～図4に示すように、超音波観察部36は、超音波振動子ユニット46と、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と、超

音波振動子ユニット４６に配線される複数の同軸ケーブル５６と、から構成されるものである。

図４に示す一例において、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、超音波振動子アレイ５０の幅方向の端部側に設けられる電極部５２と、超音波振動子アレイ５０の各超音波振動子４８を下面側から支持するバッキング材層５４と、バッキング材層５４の幅方向の側面に沿って配設され、電極部５２と電氣的に接続される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）６０と、ＦＰＣ６０の、バッキング材層５４と対向する面に設けられた熱伝導層６８と、外装部材４１とバッキング材層５４との間を埋める充填剤層８０と、を有する。また、ＦＰＣ６０は、一端が超音波用プロセッサ装置１４と電氣的に接続する複数の同軸ケーブル５６の他端が配線される。

[0039] また、ＦＰＣ６０の配線部６２に接続する複数の同軸ケーブル５６は、図３に示すように、挿入部２２の先端部４０の基端側（ユニバーサルコード２６側）において、外皮５８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５６が引き出されて、ＦＰＣ６０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５６は、ＦＰＣ６０の配線部６２の複数の接続部６４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、ＦＰＣ６０において、グランド部６６よりもバッキング材層５４側に配線部６２が配設さ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、配線部６２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。

[0040] 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。

[0041] 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76と、音響整合層76上に積層された音響レンズ78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78、音響整合層76、超音波振動子アレイ50、及びバックキング材層54の積層体47からなる。

音響整合層76は、人体など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76上に取り付けられている音響レンズ78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78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）など）、ブタジエン系樹脂、ポリウレタン系樹脂などからなる。音響整合層76におい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78には、必要に応じて酸化チタンやアルミナ、シリカなどの粉末が混合される。

[0042] 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、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、図示例のように一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いる。そのため、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。

[0043] 更に、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）など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。

なお、隣接する2つの超音波振動子48同士の間には、エポキシ樹脂などの充填剤が充填されている。

[0044] 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をマルチプレクサなど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。

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。

[0045] 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。

[0046] 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、超音波振動子48を幅方向に2列設けるなど、多列に超音波振動子48を設けた場合には、複数の個別電極52aを超音波振動子アレイ50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52aを超音波振動子アレイ50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48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。

[0047] なお、図4に示す一例では複数の個別電極52a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52a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50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48の個別電極52aに導通していれば、個別電極52aと配線されて接続された別の電極を用いて構成しても良い。また、電極部52には、直接、振動子グランド52bが含まれているが、振動子グランド52bと配線されて接続された電極が含まれていても良い。また、電極部52の複数の個別電極52a及び振動子グランド52bは、電極パッドとして設けられていることが好ましい。

[0048] 次に、超音波振動子ユニット46のバックグ材層54は、図3及び図4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、すな

わ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る部材の層である。したがって、バッキング材層 54 は、超音波振動子アレイ 50 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 48 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 54 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、硬質ゴムなどの剛性を有する材料からなり、超音波減衰材（フェライト、セラミックスなど）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 54 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 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、すなわち、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ことが好ましい。

なお、バッキング材層 54 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、FPC 60 及び熱伝導層 68 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。

[0049] 図 3 及び図 4 に示す超音波振動子ユニット 46 の充填剤層 80 は、外装部材 41 とバッキング材層 54 との間を埋めるものであって、FPC 60、同軸ケーブル 56 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 80 は、バッキング材層 54 との境界面において、超音波振動子アレイ 50 からバッキング材層 54 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 54 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 48 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 80 は、放熱性を有する部材で構成されていることが好ましい。充填剤層 80 が放熱性を有する場合には、バッキング材層 54、FPC 60 及び同軸ケーブル 56 など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。

[0050] 超音波振動子ユニット 46 の FPC 60 は、一端において複数の超音波振

動子 48 の複数の個別電極 52 a と電氣的に接続される複数の電極パッド（図示せず）を有し、超音波振動子アレイ 50 及びバッキング材層 54 などから構成される積層体 47 の幅方向の側面に沿って屈曲して配設される。また、FPC60 は、バッキング材層 54 に対して超音波振動子アレイ 50 とは逆側に、バッキング材層 54 を越えて延在するように配設される。また、FPC60 の、バッキング材層 54 に対して超音波振動子アレイ 50 とは逆側に、バッキング材層 54 を越えて延在する部分（バッキング材層 54 の下側）は、屈曲の無い平坦な平面部分である。更に、FPC60 は、バッキング材層 54 の下側において、複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56 a と配線される複数の接続部 64 を備える配線部 62 と、超音波振動子 48 の振動子グラウンド 52 b と電氣的に接続され、接地された導電性のグラウンド部 66 と、を有する。このように、バッキング材層 54 の下側に FPC60 が延在するように、FPC60 を屈曲して配設することで、挿入部 22 の先端部 40 内の空間を大きく占有しないため、先端部 40 のサイズを小型に維持しつつ、先端部 40 内の空間を有効に使用して、各種の配線を行うことができる。

なお、電極部 52 の個別電極 52 a と FPC60 の電極パッドとの接続手段は、電氣的な接続ができるものであれば、半田線、導電性ペーストなどを用いる接続手段、又はワイヤボンディングなどの周知の電氣的な接続手段を用いて良い。

[0051] また、FPC60 は、積層体 47 の幅方向の片側の側面に沿って 1 枚だけ配設されているが、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）が多いなどの場合には、適宜配設する FPC60 の数を増加させても良い。また、FPC60 は、電極部 52 と複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56 a とを電氣的に接続させるものであれば、積層体 47 の幅方向の側面に沿って配設される必要はない。例えば、電極部 52 が積層体 47 の幅方向の中心側に設けられている場合などには、1 以上の FPC60 をバッキング材層 54 に埋め込んで配設しても良いし、FPC60 の複数の電極パッド（図示せず）をバッキング材層 54 の下側面に対向するように配設してもよ

い。

[0052] 超音波振動子ユニット46の熱伝導層68は、複数の超音波振動子48において発生した熱を、FPC60のグランド部66に伝導するための部材である。図4に示す一例において、熱伝導層68は、FPC60のバッキング材層54側の片側の面に一体的に形成され、FPC60と共に、超音波振動子アレイ50からバッキング材層54に沿って、バッキング材層54の下側に延在する。また、熱伝導層68は、超音波振動子アレイ50の複数の超音波振動子48に熱的に接続される。したがって、挿入部22の先端部40内の空間を大きく占有せずに、放熱パスを設けることができる。また、熱伝導層68は、複数の超音波振動子48で発生した熱を効率良く伝導するために、銅、アルミニウム又は銀などの熱伝導率の高い金属素材、高熱伝導性のセラミックス、又は熱伝導性のシリコンシートなどを用いることが好ましい。特に、熱伝導層68が金属素材で構成されている場合には、図4に示す一例のように、熱伝導層68と複数の個別電極52aとが干渉しないように、電極部52の複数の個別電極52aとFPC60とが接続される部分において熱伝導層68が除去されていることが好ましい。更に、熱伝導層68は、複数の超音波振動子48において発生した熱を効率良く伝導するために、複数の超音波振動子48と当接していることが好ましい。なお、複数の個別電極52aと熱伝導層68とが互いに干渉しないものであれば、適宜その他の構成を用いて熱伝導層68を形成して良い。

[0053] また、図4に示す一例において、熱伝導層68は、超音波振動子アレイ50とは逆側（バッキング材層54の下側）のFPC60の端部まで延長して形成されており、バッキング材層54の下側の端部において、熱伝導層68とは逆側のFPC60の面に配設されたグランド部66と熱的に接続される。図示例においては、熱伝導層68とグランド部66とは、FPC60内に設けられた配線（図示せず）を用いて熱的に接続されているが、十分に伝熱できるものであれば、半田線又は導線などの周知の部材を用いて熱的に接続しても良い。また、熱伝導層68とグランド部66とを熱的に接続する手段

は、十分に伝熱できるもの、かつ複数の超音波振動子48及びその接続部分に対して、熱による損傷などの影響を与えるものでなければ特に制限されるものではない。例えば、半田付け又は銀ペーストを用いた接続手段などを用いることが好ましく、半田付けの場合には、低融点の半田を用いることが好ましい。また、熱伝導層68は、熱伝導層68が形成されている面から、FPC60の内部を通して、グランド部66に導通するように、FPC60に形成されても良い。このように、熱伝導層68がFPC60のバックング材層54側の面に形成されている場合には、FPC60のバックング材層54とは逆側の面に配設されている配線部62の複数の接続部64が熱伝導層68と干渉し難くなる。すなわち、複数の接続部64と複数の同軸ケーブル56の信号線56aとの配線構造が単純になり、配線の作業性が向上する。

[0054] なお、図4に示す一例において、熱伝導層68は、FPC60の層の1つとして設けられるが、塗布などの手段を用いて形成されるものであっても良い。FPC60の面に塗布されて熱伝導層68が形成される場合には、例えば、Creative Materials社製エポキシ接着剤122-07や信越シリコン社製放熱用グリース X-23-8033-1などを、熱伝導層68として用いることができる。また、図4に示す一例においては、熱伝導層68は、FPC60のバックング材層54側の面に形成されているが、複数の超音波振動子48において発生した熱を伝導できれば、FPC60の、バックング材層54とは逆側の面に設けられていてもよく、熱伝導の効率を向上させるために、両面に設けられていても良い。また、熱伝導層68がFPC60のバックング材層54の逆側に形成されている場合には、複数の接続部64よりもバックング材層54側のみに熱伝導層68を形成するなど、複数の接続部64と熱伝導層68との干渉を防ぐように熱伝導層68を形成することが好ましい。

[0055] また、図4に示す一例においては、熱伝導層68は、FPC60のバックング材層54側の片側の面にのみ形成されているが、複数の超音波振動子48において発生した熱をグランド部66に伝導できるものであれば、FPC60のバックング材層54とは逆側の面に配設されても良いし、両面に配設

されても良い。すなわち、熱伝導層 68 は、FPC60 の少なくとも 1 面に、かつバッキング材層 54 の下側に延在するように配置されて良い。

[0056] 以上に説明した構成によれば、熱伝導層 68 は、FPC60 の少なくとも片側の面に一体的に形成され、複数の超音波振動子 48 及びバッキング材層 54 の幅方向の側面に沿って、バッキング材層 54 の下側に延在する。そのため、挿入部 22 の先端部 40 を小型に維持しつつ、複数の超音波振動子 48 で発生した熱を FPC60 のグランド部 66 を経由して、超音波内視鏡 12 内の接地部位に放熱することができる。更に、熱伝導層 68 は FPC60 に対して隙間なく形成されるため、外装部材 41 とバッキング材層 54 との間を埋めるように充填剤層 80 を形成する際の、充填剤の充填不良を防止することができる。

[0057] ところで、上記で説明したように、FPC60 の少なくとも片側の面において熱伝導層 68 が形成されている部分は、熱伝導層 68 が形成されていない FPC60 と比較して厚みを有し、かつ熱伝導層 68 の剛性が加わるために、屈曲し難い。そのため、挿入部 22 の先端部 40 の構成に起因して、例えば、熱伝導層 68 と共に FPC60 を屈曲して配設することが困難である場合がある。したがって、例えば、FPC60 が屈曲している部分を除く部分にのみ熱伝導層 68 を形成することにより、FPC60 を容易に配設することができる。図 6 に示す一例においては、FPC60 は、超音波振動子アレイ 50 及びバッキング材層 54 の幅方向の側面に当接するように沿って、屈曲して配設される。また、熱伝導層 70 は、FPC60 の、バッキング材層 54 とは逆側の面であって、バッキング材層 54 の下側に延在する部分のみに設けられる。更に、超音波振動子ユニット 69 は、一端において超音波振動子アレイ 50 の複数の超音波振動子 48 と熱的に接続し、他端において熱伝導層 70 と熱的に接続される熱伝導部材 71 を有する。熱伝導部材 71 は、FPC60 の屈曲性を妨げないために、FPC60 が屈曲している部分においては、FPC60 と接続していないことが好ましい。すなわち、熱伝導部材 71 は、複数の超音波振動子 48 と熱伝導層 70 とにそれぞれ一端で

接続するのみであって、他の接続点を有さないことが好ましい。なお、図6に示す一例においては、熱伝導部材71とFPC60の屈曲部分とは離れた位置にあるが、上記のように、熱伝導部材71とFPC60の屈曲部分とが接続点を有さなければよく、接触していても良い。

[0058] なお、熱伝導部材71は、複数の超音波振動子48から発生した熱を熱伝導層70に十分に伝導することができればよく、銅、アルミニウム、金又は銀などの熱伝導率が大きい金属部材、及び熱伝導性のシリコンシートなどを用いることができる。また、熱伝導部材71の形状は、熱伝導効率に加えて、容易に配設できるものであれば良く、箔形状、線形状又はネット形状などの周知の形状を用いることができる。更に、配設の容易性から、熱伝導部材71は、FPC60よりも複数の超音波振動子48から熱伝導層70までの長さが長いことが好ましい。

[0059] また、熱伝導部材71の一端と複数の超音波振動子48との熱的な接続においては、特に熱伝導部材71が金属を用いて構成される場合には、超音波エコー信号（電圧信号）にノイズが含まれないように、熱伝導部材71と電極部52の個別電極52aとが電氣的に干渉しないように接続されることが好ましい。すなわち、熱伝導部材71は、複数の個別電極52aを除く部分において、複数の超音波振動子48と当接していることが好ましい。なお、電極部52の振動子グランド52bがグランド部66又は同軸ケーブル56のシールド層56cに電氣的に接続されているなど接地されている場合には、熱伝導部材71と振動子グランド52bとは、干渉していても構わない。また、熱伝導部材71と複数の超音波振動子48及び熱伝導層70との熱的な接続手段は、超音波振動子48からの熱を熱伝導層70に十分に伝熱できるものであって、複数の超音波振動子48の損傷などの、超音波振動子48に対する熱的な影響を防ぐものであれば特に制限されるものではない。このような接続手段として、低融点の半田又は銀ペーストを用いた接続手段などの、高い温度を要しない周知の接続手段を用いることができる。

また、図6に示す一例においては、バッキング材層54の下側に延在する

部分において、F P C 6 0 の片側面にのみ熱伝導層 7 0 を配設する態様について説明したが、熱伝導の効率を向上させるなどのために、熱伝導層 7 0 を F P C 6 0 の両面に形成しても良い。

[0060] 以上において説明したように、F P C 6 0 の、バッキング材層 5 4 の下側に延在する平面部分にのみ熱伝導層 7 0 を形成して、F P C 6 0 がバッキング材層 5 4 に沿って屈曲する部分においては、複数の超音波振動子 4 8 と熱伝導層 7 0 とを熱的に接続する熱伝導部材 7 1 を、F P C 6 0 の屈曲部分と離すように配設することで、F P C 6 0 及び熱伝導層 7 0 を超音波振動子ユニット 6 9 に容易に配設することができる。また、バッキング材層 5 4 の下側において、F P C 6 0 の層として熱伝導層 7 0 を形成して、超音波振動子ユニット 6 9 の有する隙間構造を減らすことができるため、充填剤層 8 0 を形成する際の、充填剤の充填不良を防止することができる。

[0061] 図 6 に示す一例においては、熱伝導層 7 0 は、F P C 6 0 のバッキング材層 5 4 とは逆側の面に形成されていたが、F P C 6 0 のバッキング材層 5 4 側の面にも配設することができる。図 7 に、本実施形態の超音波振動子ユニットの他の一例を示す。図 7 に示す一例においては、超音波振動子ユニット 7 2 は、F P C 6 0 がバッキング材層 5 4 の下側に延在する部分であって、F P C 6 0 の、バッキング材層 5 4 側とは逆側の一部分に配設された熱伝導層 7 3 a と、バッキング材層 5 4 側の面に配設された熱伝導層 7 3 b と、を有する。F P C 6 0 の両面に配設された熱伝導層 7 3 a 及び 7 3 b はそれぞれ、F P C 6 0 の内部に設けられた配線（図示せず）を通じて熱的に接続する。そのため、熱伝導部材 7 1 が、複数の超音波振動子 4 8 から熱伝導層 7 3 a に伝導した熱は、F P C 6 0 の内部の配線を通じて伝導する。また、図 7 に示す一例において、F P C 6 0 のバッキング材層 5 4 側の熱伝導層 7 3 b とグランド部 6 6 とは、F P C 6 0 を通じて熱的に接続されているが、熱伝導層 7 3 b とグランド部 6 6 とが十分に熱的に接続されるものであれば、熱的な接続手段は特に制限されるものではない。例えば、導線、半田線又は銅箔などの熱伝導率の高い金属部材、又は熱伝導性のシリコンシートなどを

、半田付け又は銀ペーストなどの周知の接続手段を用いて熱的に接続して良い。

なお、図6及び図7においても、図4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56（図3及び図5参照）、配線部62（図3参照）及び接続部64（図3参照）を省略している。

[0062] 以上の構成によれば、FPC60の、バッキング材層54の下側に延在する部分にのみ熱伝導層73a及び73bをFPC60の両面のそれぞれに配設して、かつ熱伝導層73a及び73bは、FPC60を介して熱的に接続される。そのため、超音波振動子ユニット72へのFPC60及び熱伝導層73a及び73bの配設が容易となることに加え、配線部62の複数の接続部64と同軸ケーブル56の信号線56aとの配線が容易になり、配線の際の作業性が向上する。

[0063] FPC60の配線部62の複数の接続部64は、FPC60の内部に設けられた配線（図示せず）を介して複数の超音波振動子48と導通する電極部52の複数の個別電極52aと電氣的に接続する端子であり、複数の同軸ケーブル56の信号線56aと配線される。図4に示す一例において、複数の接続部64は、FPC60の、グランド部66と同じ面であって、グランド部66よりもバッキング材層54側に配設される。もちろん、複数の接続部64の配設される場所は、特に制限されるものではなく、配線における作業性を向上させるなどのために、適宜任意の場所に配設して良い。また、複数の接続部64の総数は、少なくとも超音波振動子アレイ50のチャンネル数と同数であることが好ましい。そのため、複数の接続部64は、必要に応じて、FPC60上に多列に配置されて良い。

[0064] 図3及び図4に示す一例において、FPC60のグランド部66は、FPC60内の配線（図示せず）を介して電極部52の振動子グランド52bと電氣的に接続される導電性の電極であって、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cと電氣的に接続される。そのため、グランド部66に電氣的に接続した複数の同軸ケーブル56のシールド層56cは、それぞれ、接地電

位を同一の電位にすることができる。更に、グラウンド部66は、FPC60のいずれか一方の面に配設される熱伝導層68と熱的に接続される。このように、熱伝導層68とグラウンド部66とを熱的に接続することにより、複数の超音波振動子48で発生した熱を、単純な構造を用いて放熱することができる。また、図3、図4、図6及び図7に示す例において、グラウンド部66は、FPC60のバッキング材層54の下側の端部であって、FPC60におけるバッキング材層54とは逆側の面に配設されるが、挿入部22の先端部40の構成又は配線の構成などに応じて、適宜配設する位置を変更しても良い。例えば、グラウンド部66は、FPC60のバッキング材層54側の面及びバッキング材層54の下側に延在する部分であってバッキング材層54側に配設されても良い。

なお、グラウンド部66と接続される複数の同軸ケーブル56のシールド層56cが接地されていないなど、グラウンド部66が接地されていない場合であっても、グラウンド部66が複数の超音波振動子48からの熱を、熱伝導層68及びグラウンド部66よりも熱容量の大きい部材に伝導することになるため、放熱効果を有する。グラウンド部66が接地されている場合には、特に、更に熱伝導層68が金属で構成されている場合には、熱伝導層68が複数の超音波振動子48の超音波エコー信号（電圧信号）に干渉しなくなるため、超音波エコー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。

[0065] ところで、例えば、図4に示す一例において、FPC60の配線部62と同じ側の面に熱伝導層68が形成された場合には、それぞれの信号線56aが複数の接続部64と配線された複数の同軸ケーブル56と、熱伝導層68とグラウンド部66との配線とが同じ面にあるため、配線が複雑になる。そのため、複数の接続部64と熱伝導層68及びグラウンド部66とが干渉しないように、FPC60の表面に熱伝導層68を配設して、配線構造を単純化することができる。図8に示す一例において、FPC60のグラウンド部66は、FPC60の一端側に配設され、複数の接続部64は、グラウンド部66に隣接して配設される。また、FPC60の、配線部62と同じ面に配設され

た熱伝導層 7 4 は、複数の接続部 6 4 を除いて、複数の接続部 6 4 を囲うように、かつグラウンド部 6 6 と熱的に接続するように形成される。このように、熱伝導層 7 4 を、複数の接続部 6 4 と干渉しないように、かつグラウンド部 6 6 と接続するように形成するため、熱伝導層 7 4 とグラウンド部 6 6 とを、半田付け又は銀ペーストを用いた接続手段を用いて接続する必要が無く、配線部 6 2 における複数の配線が複雑にならない。そのため、配線部 6 2 における配線作業の際の作業性を向上させることができ、更に、配線部 6 2 における断線の可能性を低くすることができる。

なお、図 8 は、熱伝導層 7 4 の構成を説明するために簡略化した模式図であり、熱伝導層 7 4 が F P C 6 0 の、配線部 6 2 と同じ面にのみ形成される場合には、複数の接続部 6 4 を除いた部分であって、少なくともバッキング材層 5 4 の下側に延在する部分の片側全面に熱伝導層 7 4 が形成されて良い。

[0066] 以上に示した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 の構成によれば、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、熱伝導層 6 8、7 0、7 3 a、7 3 b 又は 7 4 に伝え、更に、グラウンド部 6 6 を介して同軸ケーブル 5 6 のシールド層 5 6 c などの超音波内視鏡 1 2 内の接地部位に放熱することができる。また、熱伝導層 6 8、7 0、7 3 a、7 3 b 又は 7 4 は、複数の同軸ケーブル 5 6 の信号線 5 6 a と接続される配線部 6 2 の複数の接続部 6 4 と干渉しないように形成されるため、外部から受信するノイズを超音波エコーに含ませ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 1 2 の先端部 4 0 において、大きな空間を占有しない。したがって、挿入部 2 2 の先端部 4 0 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 1 2 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。

[0067] 内視鏡観察部 38 は、観察窓 82、対物レンズ 84、固体撮像素子 86、照明窓 88、洗浄ノズル 90、及び複数の同軸ケーブル（図示せず）などからなる配線ケーブル 92 などから構成される。

観察窓 82 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 82 から入射した観察対象部位の反射光は、対物レンズ 84 で固体撮像素子 86 の撮像面に結像される。固体撮像素子 86 は、観察窓 82、及び対物レンズ 84 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 86 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）などを挙げることができる。固体撮像素子 86 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 92 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 88 は、観察窓 82 を挟んで両側に設けられている。照明窓 88 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 88 から被観察部位に照射される。

また、洗浄ノズル 90 は、観察窓 82、及び照明窓 88 の表面を洗浄するために、送水タンク 21 a から超音波内視鏡 12 内の送気送水管路を経て空気が、又は洗浄水を観察窓 82、及び照明窓 88 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を手段として用いることにより起立台の起立角度が変化し、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 を用い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 内に備えられた複数の同軸ケーブル 56、FPC 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 78 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 をマルチプレクサなど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)

図 1 ～ 図 8 に示す第 1 の実施形態においては、主に、超音波振動子ユニッ

トに1枚のFPCを配設した場合について説明したが、超音波振動子アレイのチャンネル数に応じて、複数のFPCを配設しても良い。図9には、本発明の第2の実施形態における超音波観察部の超音波振動子ユニットの部分横断面図を示す。なお、図9は、第1の実施形態の図4、図6及び図7と同様に、説明のために簡略化したものであり、配線部62の複数の接続部（図示せず）及び複数の接続部に配線される複数の同軸ケーブル（図示せず）省略している。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6に示す第1の実施形態の超音波振動子ユニット69と比較して、積層体47の両側面側に、複数の超音波振動子48と熱的に接続された熱伝導部材71と更に熱的に接続する熱伝導層273a及び273bを備えたFPC260aと、一对のFPC260a、260aの間に熱伝導層273bを備えたFPC260bと、複数のFPC260a及び260bの熱伝導層273a及び273bを熱的に接続する第2の熱伝導部材294と、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ため、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、バック材層54の中心側に対して最も外側に配設される一对のFPC（外側のFPC）260a、260aと、一对のFPC260a、260aの間に配設されるFPC（内側のFPC）260b、260bと、4枚のFPC260a、260a、260b、260bを互いに熱的に接続する第2の熱伝導部材294を有する。一对の外側のFPC260a、260aにおいては、第1の実施形態の図6に示す一例と同様に、FPC260aのバック材層54と逆側の面（外側面）に熱伝導層273aが形成され、熱伝導層273aと複数の超音波振動子48とは、熱伝導部材（第1の熱伝導部材）71を介して熱的に接続される。また、複数のFPC260a及び260bのバック材層54側の面（内側面）に熱伝導層273bが形成されて、それぞれ隣り合うFPC260aと260b、及び260bと260bとの熱伝導層273bとグランド部66とが、第2の熱伝導部材294を介して熱的に接続

される。

なお、図9は説明のために簡略化した図であり、FPC260a及び260bに配設される配線部（図示せず）、複数の接続部（図示せず）及び配線部とグラウンド部66に接続される同軸ケーブル（図示せず）は省略している。

[0073] 超音波振動子ユニット246の複数の外側のFPC260aは、一端においてそれぞれ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の複数の個別電極52aと電氣的に接続し、複数の超音波振動子48及びバッキング材層54の側面に沿って屈曲して、バッキング材層54の下側に延在するように配設される。また、図示例において、外側のFPC260aは、バッキング材層54の下側に延在する、平坦な平面部分において、外側面に形成された熱伝導層273aと、FPC260aの平面部分におけるバッキング材層54とは逆側の端部（下端部）の外側面に設けられ、複数の同軸ケーブル（図示せず）のシールド層（図示せず）と電氣的に接続されるグラウンド部66と、FPC260aの外側面に設けられ、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（図示せず）から構成される配線部（図示せず）と、FPC260a内に設けられた配線（図示せず）を經由してグラウンド部66と熱的に接続される内側のFPC260bと、を有する。また、熱伝導層273aは、熱伝導部材71を介して、複数の超音波振動子48と熱的に接続されるため、複数の超音波振動子48において発生した熱は、熱伝導層273aに接続されるグラウンド部66を經由して複数の同軸ケーブルのシールド層に放熱される。

[0074] なお、図示例においては、積層体47の幅方向の両側面に一对のFPC260aが配設されているが、超音波振動子アレイ50のチャンネル数に応じて、積層体47の幅方向の両側面側のうち一方のみにFPC260aを配設して良い。また、図示例においては、FPC260aの外側面に、複数の超音波振動子48と熱的に接続される熱伝導層273aが形成されているが、FPC260aの内側面に、複数の超音波振動子48と熱的に接続される熱

伝導層 273b が形成されていても良い。更に、FPC260a の両面において、複数の超音波振動子 48 と熱的に接続される熱伝導層 273a 及び 273b が形成されていてもよい。また、FPC260a は、電極部 52 の複数の個別電極 52a と電氣的に接続するものであれば、積層体 47 の幅方向の側面に沿って配設されている必要はない。例えば、バッキング材層 54 の幅方向の中心側に複数の個別電極 52a を配設した際には、バッキング材層 54 中を通して下側まで延長された、複数の個別電極 52a と導通する配線をそれぞれの FPC260a 及び 260b と電氣的に接続するなどして、複数の FPC260a 及び 260b をバッキング材層 54 の下側又は一部がバッキング材層 54 に埋まるように配設しても良い。

[0075] 超音波振動子ユニット 246 の内側の FPC260b は、外側の FPC260a と同様に、一端においてそれぞれ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 の複数の個別電極 52a と電氣的に接続し、複数の超音波振動子 48 及びバッキング材層 54 の側面に沿って屈曲して、バッキング材層 54 の下側に延在するように配設される。図 9 に示す一例においては、内側の FPC260b は、外側面に熱伝導層 273a が形成されていないことを除いて外側の FPC260a と同一の構成を有しており、FPC260a の平面部分における下端部の外側面に設けられ、複数の同軸ケーブル（図示せず）のシールド層（図示せず）と電氣的に接続されるグラウンド部 66 と、FPC260b の外側面に設けられ、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（図示せず）から構成される配線部（図示せず）と、FPC260b 内に設けられた配線（図示せず）を経由してグラウンド部 66 と熱的に接続される内側の FPC260b と、を有する。また、内側の FPC260b のグラウンド部 66 は、第 2 の熱伝導部材 294 を介して、隣接した外側の FPC260a の内側面に形成された熱伝導層 273b と熱的に接続する。更に、内側の FPC260b の熱伝導層 273b は、第 2 の熱伝導部材 294 を介して、隣接する内側の FPC260b の熱伝導層 273b と熱的に接続される。

[0076] なお、図示例においては、外側のFPC260aと同様に、積層体47の幅方向の両側面に一对のFPC260bが配設されているが、超音波振動子アレイ50のチャンネル数に応じて、積層体47の幅方向の側面の一方のみにFPC260aを配設して良いし、内側のFPC260bの配設数を増加させても良い。また、図示例においては、FPC260bには、複数の超音波振動子48と熱的に接続される熱伝導層273a及び273bが形成されていないが、FPC260bの外側面、内側面又は両面に、複数の超音波振動子48と熱的に接続される熱伝導層273a及び273bが形成されていても良い。その場合には、内側のFPC260bのグランド部66及び第2の熱伝導部材294を経由して、複数の同軸ケーブルのシールド層に、複数の超音波振動子48の熱を放熱することができるため、必ずしも外側のFPC260aに、複数の超音波振動子48と熱的に接続する熱伝導層273a又は273bが形成されている必要はない。また、内側のFPC260bは、上記の外側のFPC260aと同様に、電極部52の複数の個別電極52aと電氣的に接続するものであれば、積層体47の幅方向の側面に沿って配設されている必要はない。

[0077] 図9に示す一例において、超音波振動子ユニット246の熱伝導層273aは、外側のFPC260aの外側面であって、バッキング材層54の下側に延在する部分に形成されて、バッキング材層54側の一端において熱伝導部材71と、他端においてFPC60のグランド部66と熱的に接続されるものである。また、超音波振動子ユニット246の熱伝導層273bは、FPC260a及び260bの内側面の少なくとも一部であって、バッキング材層54の内周側に延在する部分に形成される。図9に示す一例において、一对の外側のFPC260a、260aの熱伝導層273b、273bは、外側のFPC260a内に設けられた配線（図示せず）を介して逆側の面に配設されたグランド部66と熱的に接続する。また、内側のFPC260bの内側面に設けられた熱伝導層273bは、内側のFPC260b内の配線を介して、FPC260bの、熱伝導層273bとは逆側の面に配設された

グラウンド部66と熱的に接続される。

[0078] なお、複数の超音波振動子48において発生した熱をグラウンド部66に伝導できるものであれば、熱伝導層273a及び273bが形成される場所は、図9に示す一例に制限されない。例えば、図7に示す第1の実施形態のように、FPC260a及びFPC260bの内側面に形成される熱伝導層273bを、片側の全面に形成し、FPC260a及びFPC260bの外側面に配設される熱伝導層273aを、熱伝導部材71との熱的な接続のために、外側面の一部に形成して良い。更に、第1の実施形態の図4に示すように、熱伝導部材71を設けずに、複数のFPC260a及び260bの片側又は両側の全面に熱伝導層273a又は273bを形成しても良い。

[0079] 超音波振動子ユニット246の第2の熱伝導部材294は、複数のFPC260a又は260bにそれぞれ形成された複数の熱伝導層273a及び273bを互いに熱的に接続するためのものである。そのため、複数の超音波振動子48において発生した熱を、それぞれのグラウンド部66を経由して、複数のFPC260a及び260b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放熱することができる。また、第2の熱伝導部材294は、熱伝導率の高いものであることが好ましく、銅、真鍮、アルミニウム、金及び銀などの金属、熱伝導性のシリコン又は高熱伝導性のセラミックスなどを用いることができる。また、第2の熱伝導部材294の形状は、熱の伝導に支障がなければ特に制限されず、線形状、箔形状、ネット形状又はピンのようにFPC260a又は260bのグラウンド部66及び熱伝導層273bへの接続が容易な形状を適宜用いることができる。

また、第2の熱伝導部材294は、複数のFPC260a及び260bのグラウンド部66を、それぞれ熱的に接続できれば良いため、熱伝導層273bを経由せずに、複数のFPC260a及び260bのグラウンド部66同士を熱的に接続することもできる。

[0080] 図9に示すFPC260a及び260bのグラウンド部66は、図3、図4及び図6～図8に示す第1の実施形態のグラウンド部66と同様に、複数の同

軸ケーブル（図示せず）のシールド層（図示せず）と電氣的に接続する導電性の部材である。そのため、複数の超音波振動子48と熱的に接続された熱伝導部材71、FPC260a及び260bに形成された熱伝導層273a又は273b、及び第2の熱伝導部材294を経由して伝導した熱を、複数の同軸ケーブルのシールド層に放熱することができる。また、グラウンド部66は、図示例においては、FPC260a及び260bの外側面に設けられているが、熱伝導層273a又は273b、及び複数の同軸ケーブルのシールド層と熱的に接続され、かつ、複数のシールド層との配線の際の作業性を損なわないものであれば、FPC260a及び260bの内側面に設けられていても良い。更に、グラウンド部66の配置は、FPC260a及び260bに設けられるのであれば、図9に示した箇所に、特に限定されるものではない。

[0081] 以上で説明したように、図9に示す第2の実施形態によれば、超音波振動子ユニット246に複数のFPC260a及び260bが配設された場合に、隣接するFPC260a及び260bのグラウンド部66と熱伝導層273b、及び、隣接するFPC260b同士の熱伝導層273bをそれぞれ熱的に接続することができる。そのため、複数の超音波振動子48において発生した熱を、熱伝導部材71、熱伝導層273a及び273b、第2の熱伝導部材294、及びグラウンド部66を経由して、複数の同軸ケーブルのシールド部材に不足無く放熱することができる。

また、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。

[0082]（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10及び図11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58と同一の部材を用いており、図10及び図11において、同軸ケーブル56及び外皮58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10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11は、図10に示すXI-XI線矢視図であり、図10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。また、図12は、図10及び図11に示す超音波内視鏡の挿入部の先端部の模式的な部分縦断面図である。

[0083] 図10及び図11に示すように、本実施形態の超音波内視鏡312の先端部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10及び図11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良いし、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(82)、対物レンズ(84)、固体撮像素子(86)、照明窓(88)、洗浄ノズル(90)及び配線ケーブル(92)などを有していることはもちろんである。

[0084] 図10及び図11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に配線される複数の同軸ケーブル56と、から構成されるものである。

図11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の中心側の面(超音波振動子348の内側の面)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376と、音響整合層376に対して超音波振動子アレイ350の逆側(音響整合層376の外側)に積層された音響レンズ378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378、音響整合層376、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376、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76、音響レンズ78、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。

[0085] また、超音波振動子ユニット346は、音響整合層376の音響レンズ378とは逆側の面、超音波振動子アレイ350の幅方向の側面及びバッキング材層354に当接するように配設され、電極部352と電氣的に接続され

るFPC360と、FPC360のバッキング材層354側の面に設けられた熱伝導層368と、超音波内視鏡312の先端側とは逆側（超音波内視鏡312の基端側）の幅方向の側面が、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304の位置を固定するための環状板300と、環状板300のバッキング材層354とは逆側の面に接合し、環状板300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302と、バッキング材層354の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302と当接して接合し、積層体347を支持するための円筒部材304と、を有する。

[0086] 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352a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352bと、を有する。図11に示す一例において、個別電極352aは、超音波振動子348の内側であって超音波内視鏡312の基端側の端部に配設され、FPC360の複数の電極パッド（図示せず）と電氣的に接続される。また、振動子グランド352bは、超音波振動子348の外側であって超音波内視鏡312の基端側の端部に配設され、個別電極352aと電氣的に接続されたFPC360の電極パッドとは別の電極パッドと電氣的に接続される。後述するように、複数の個別電極352aと電氣的に接続される複数の電極パッドは複数の同軸ケーブル56の信号線56aと導通し、振動子グランド352bと電氣的に接続される電極パッドは同軸ケーブル56のシールド層56cと導通する。そのため、個別電極352aは同軸ケーブル56の信号線56aと、振動子グランド352bは同軸ケーブル56のシールド層56cとそれぞれ導通する。

[0087] なお、振動子グランド352b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 FPC 360 の電極パッド（図示せず）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 とグランド部 366 とを FPC 360 の他に設けた導線などを用いて電氣的に接続することなどができる。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、同軸ケーブル 56 の信号線 56 a 及び超音波内視鏡 312 内に設けられた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。

[0088] 超音波振動子ユニット 346 の FPC 360 は、超音波振動子アレイ 350、バッキング材層 354 及びバッキング材層 354 よりも超音波内視鏡 312 の基端側（以下、単にバッキング材層 354 の基端側ともいう）の円筒部材 304 に沿って、バッキング材層 354 を越えて配設され、電極部 352 の複数の個別電極 352 a 及び振動子グランド 352 b と複数の同軸ケーブル 56 とを電氣的に接続するものである。また、FPC 360 は、一端側に配設された、電極部 352 の複数の個別電極 352 a 及び振動子グランド 352 b と電氣的に接続される複数の電極パッド（図示せず）と、バッキング材層 354 の基端側に配設された、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複数の端子である複数の接続部 364 から構成される配線部 362 と、他端側に配設された、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導電性の部材であるグランド部 366 と、を有する。このように、電極部 352 から円筒部材 304 上まで、超音波振動子ユニット 346 の基端側の形状に沿って FPC 360 を配設するため、配線の際の作業スペースが広くなり、超音波内視鏡 312 の先端部 340 内

の空間を有効に使用することができる。更に、例えば、電極部 352 との配線に FPC360 を用いるため、配線の際の作業性を向上させるために電極部 352 と電氣的に接続される中継点を設けなくても良く、配線の際の作業効率を向上させると共に、配線構造をより単純な構成とすることができる。

なお、FPC360 を経由して、環状に配列した電極部 352 の全ての個別電極 352a と複数の同軸ケーブル 56 の信号線 56a とを電氣的に接続するために、FPC360 を複数枚設けても良い。また、複数の FPC360 が配設されている場合などには、FPC360 のバッキング材層 354 の基端側の部分は、平坦な平面形状を有していても良い。また、図 11 に示す一例においては、FPC360 は、一定の厚みを有しているが、説明のための模式的なものにすぎず、実際の寸法比率ではないのはもちろんである。

[0089] 超音波振動子ユニットの熱伝導層 368 は、図 4 に示す第 1 の実施形態と同様に、FPC360 のバッキング材層 354 側の面に形成されて、複数の超音波振動子 348 において発生した熱を、FPC360 のグランド部 366 に伝導するものである。熱伝導層 368 は、図 11 に示すように、例えば、熱伝導層 368 を電極部 352 よりも超音波振動子ユニット 346 の中心側に形成するなど、電極部 352 の複数の個別電極 352a と干渉しないように配設されていることが好ましい。また、熱伝導層 368 は、FPC360 内に設けられた配線（図示せず）を經由してグランド部 366 に熱を伝導する。このように、図 11 に示す本実施形態の超音波振動子ユニット 346 は、図 4 に示す第 1 の実施形態の一例と同様に、複数の超音波振動子 348 において発生した熱を、グランド部 366 を經由して、グランド部 366 と電氣的に接続する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、図 11 に示す一例においては、熱伝導層 368 は、FPC360 のバッキング材層 354 側の面に配設されているが、複数の超音波振動子 348 から発生した熱を伝導できるものであれば、FPC360 のバッキング材層 354 の逆側の面に形成されても良く、両面に形成されても良い。

[0090] ところで、図11に示した本実施形態の一例においては、FPC360が超音波振動子348、バッキング材層354及びバッキング材層354の基端側の円筒部材304に沿って屈曲する部分に熱伝導層368が形成されている。そのため、FPC360及び熱伝導層368を合わせた厚みが増加し、かつ熱伝導層368の剛性がFPC360に加わるため、FPC360及び熱伝導層368を超音波振動子ユニット346に配設する際の作業性が低下する要因となる。図12に示す本実施形態の他の一例においては、図6に示す第1の実施形態の一例と同様に、FPC360が屈曲していない、すなわち、バッキング材層354を越えて延在する部分においてのみ熱伝導層370が形成されている。図12に示すように、超音波振動子ユニット369は、一端において熱伝導層370と熱的に接続され他端において複数の超音波振動子348に熱的に接続される熱伝導部材（第1の熱伝導部材）371を有する。そのため、FPC360が屈曲する部分においては、熱伝導部材371が熱を伝導して、その熱を熱伝導層370に伝導する。熱伝導部材371は、図6に示した第1の実施形態の熱伝導部材71と同様に、銅、アルミニウム、金又は銀などの熱伝導率の高い金属部材又は熱伝導性のシリコンなどを用いて構成することができ、更に、配設の際の作業性を向上させるためなどから、導線形状、箔形状、又はメッシュ形状などの可撓性を有する形状を用いることができる。そのため、図6に示す第1の実施形態と同様に、配設する際の作業性を向上しつつ、単純な構成を用いて、複数の超音波振動子348において発生した熱をグラウンド部366及び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、図12は、説明のために図を簡略化しており、FPC360のグラウンド部366と同じ面に設けられる配線部362及び配線部362の複数の接続部364と電氣的に接続される同軸ケーブル56の信号線56aを省略している。図12に示す一例のように、熱伝導層370がFPC360の、配線部362と同じ面に形成される場合には、例えば、図8に示す第1の実施形態の一例のように、熱伝導層370を、配線部362を囲うように配設

するなどして、熱伝導層 370 と配線部 362 とを絶縁することが好ましい。

[0091] また、図 12 に示す本実施形態の一例においては、熱伝導層 370 は、FPC 360 のバッキング材層 354 とは逆側の面に形成されるが、複数の超音波振動子 348 において発生した熱を伝導できるものであれば、超音波振動子ユニット 369 が熱伝導部材 371 を有している場合にも、熱伝導部材 371 を FPC 360 のバッキング材層 354 側に配設して良い。図 13 において、図 7 に示す第 1 の実施形態と同様に、超音波振動子ユニット 372 の FPC 360 がバッキング材層 354 を越えて延在する平面部分において、FPC 360 の両面に熱伝導層 373 a 及び 373 b が形成される。すなわち、FPC 360 の平面部分であって、バッキング材層 354 とは逆側の面、かつ熱伝導層 370 側の端部に熱伝導層 373 a が形成され、バッキング材層 354 側の面の全面に熱伝導層 373 b が形成される。熱伝導層 373 a と 373 b とは、FPC 360 の内部に設けられた配線（図示せず）を経由して互いに熱的に接続されている。また、熱伝導層 373 b と FPC 360 のグランド部 366 とは、図 12 に示した本実施形態の超音波振動子ユニット 369 の他の一例と同様に、FPC 360 を経由して熱的に接続される。そのため、複数の超音波振動子ユニット 346 において発生した熱を熱伝導部材 371、熱伝導層 373 a、373 b 及び FPC 360 を経由してグランド部 366 及び複数の同軸ケーブル 56 のシールド層 56 c に放熱することができる。

なお、図 13 に示す本実施形態の一例においては、熱伝導層 373 a は、熱伝導部材 371 側の端部にのみ配設されるが、グランド部 366 まで延長して形成することができる。この場合には、グランド部 366 への放熱パスを広くすることができるため、熱伝導層 373 a 及び 373 b における合計の熱の伝導効率を向上させることができ、すなわち、放熱効率を向上させることができる。また、図 13 は、図 12 と同様に、説明のために図を簡略化しており、FPC 360 のグランド部 366 と同じ面に設けられる配線部 3

62及び配線部362の複数の接続部364と電氣的に接続される同軸ケーブル56の信号線56aを省略している。

[0092] ここでは、図11に戻って説明する。図11に示すように、超音波振動子ユニット346の支持板302は、環状板300のバック材層354とは逆側の面に当接して配設され、環状板300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302は、環状板300及び円筒部材304の位置を固定するためのものである。そのため、支持板302は、円筒部材304の配設される位置を固定するために、円筒部材304と接合されていることが好ましい。したがって、支持板302は、円筒部材304と一体の部材であっても良い。更に、支持板302は、円筒部材304と接合されている場合には、円筒部材304の位置を固定するために、環状板300とも接合されていることが好ましい。なお、支持板302は、環状板300及び円筒部材304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良い。

[0093] 超音波振動子ユニット346の円筒部材304は、バック材層354の内側の面、環状板300の内側の面及び支持板302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304の、超音波振動子ユニット346の中心側（円筒部材304の内側）の空間は、外皮58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304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304の外周側に導出するための複数のスリット306が設けられている。なお、円筒部材304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。

[0094] FPC360の超音波振動子アレイ350側の端部には、複数の電極パッド（図示せず）が設けられる。FPC360の複数の電極パッドは、電極部352の複数の個別電極352a及び振動子グランド352bと電氣的に接続する複数の電極である。これら複数の電極パッドのうち、複数の個別電極

352aと電氣的に接続されるものは、FPC360に設けられた配線（図示せず）を經由して配線部362の複数の接続部364と導通し、振動子グラウンド352bと電氣的に接続するものは、FPC360に設けられた他の配線（図示せず）を經由してグラウンド部366と導通する。そのため、FPC360の複数の電極パッドの総数は、少なくとも複数の超音波振動子348の総数（超音波振動子アレイ350のチャンネル数）以上であることが好ましい。

[0095] FPC360の配線部362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364から構成されるものであり、図11に示す一例において、グラウンド部366よりも超音波振動子ユニット346の先端側に配設される。配線部362を構成する複数の接続部364の総数は、少なくともFPC360の複数の電極パッド（図示せず）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く、配線の際に作業性が低下する要因となる場合などには、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の信号線と複数の接続部364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。

[0096] FPC360のグラウンド部366は、電極部352の振動子グラウンド352bと導通するFPC360の複数の電極パッドと導通し、複数の同軸ケーブル56のシールド層56cと電氣的に接続される導電性の部材である。そのため、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であって、熱伝導層368（図11参照）、370（図12参照）、373a（図13参照）、373b（図13参照）及び熱伝導部材371（図12）が導電性の部材から構成されている場合には、グラウンド部366に導通する熱伝導層368、370、373a、373b、熱伝導部材371、及び電極部352の振動子グラウンド352bを接地することができる。したがって、振動子グラウンド352bを接地することに加え、外部からのノイズを複

数の超音波振動子 348 が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。

[0097] 以上、図 10～図 13 を用いて説明した第 3 の実施形態のラジアル型の超音波内視鏡 312 に設けられた放熱構造によれば、いずれも単純な構成を用いて、複数の超音波振動子 348 において発生した熱を FPC 360 に配設されたグラウンド部 366 に伝導することができる。更に、グラウンド部 366 は、複数の同軸ケーブル 56 のシールド層 56c と電氣的に接続されるため、グラウンド部 366 に伝導した熱は、複数の同軸ケーブル 56 のシールド層 56c に放熱される。そのため、単純な構成を用いて、複数の超音波振動子 348 において発生した熱を効率的に放熱することができる。また、FPC 360 の平面部分にのみ熱伝導層 370（図 12 参照）、373a（図 13 参照）及び 373b（図 13 参照）を形成し、熱伝導層 370、373a 及び 373b と複数の超音波振動子 348 とを熱伝導部材 371 を用いて熱的に接続して、放熱構造の配設を容易にすることができる。

[0098] 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、適宜組み合わせる用いることができる。

## 符号の説明

- [0099] 10 超音波検査システム  
12、312 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  
18 光源装置  
20 モニタ  
21a 送水タンク  
21b 吸引ポンプ

- 2 2 挿入部
- 2 4 操作部
- 2 6 ユニバーサルコード
- 2 8 a 送気送水ボタン
- 2 8 b 吸引ボタン
- 2 9 アングルノブ
- 3 0 処置具挿入口（鉗子口）
- 3 2 a 超音波用コネクタ
- 3 2 b 内視鏡用コネクタ
- 3 2 c 光源用コネクタ
- 3 4 a 送気送水用チューブ
- 3 4 b 吸引用チューブ
- 3 6、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
- 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 2、2 4 6、3 4 6、3 6 9、3 7 2 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、3 5 2 電極部
- 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

- 54、354 バッキング材層
- 56 同軸ケーブル
  - 56a 信号線
  - 56b、56d、58 外皮
  - 56c シールド部材
- 60、260a、260b、360 フレキシブルプリント配線基板（FPC）
- 62、362 配線部
- 64、364 接続部
- 66、366 グランド部
- 68、70、73a、73b、74、273a、273b、368、370、373a、373b 熱伝導層
- 71、371 熱伝導部材（第1の熱伝導部材）
- 76、376 音響整合層
- 78、378 音響レンズ
- 80 充填剤層
- 82 観察窓
- 84 対物レンズ
- 86 固体撮像素子
- 88 照明窓
- 90 洗浄ノズル
- 92 配線ケーブル
- 294 第2の熱伝導部材
- 300 環状板
- 302 支持板
- 304 円筒部材
- 306 スリット
- EL 長手方向（エレベーション方向）

A Z 平行な方向（アジマス方向）

## 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を支持するバッキング材層と、  
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延在し、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フレキシブルプリント配線基板と、

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フレキシブルプリント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、

前記フレキシブルプリント配線基板上に設けられ、前記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グラウンド部と、

前記フレキシブルプリント配線基板の少なくとも一方の面に設けられ、前記グラウンド部と接続され、前記複数の超音波振動子の発熱を前記グラウンド部に放熱する熱伝導層と、を有することを特徴とする超音波内視鏡。

[請求項2]

前記熱伝導層は、前記フレキシブルプリント配線基板の、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少なくとも設けられる請求項1に記載の超音波内視鏡。

[請求項3]

前記フレキシブルプリント配線基板の、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超えて延在する部分は、平面部分である請求項2に記載の超音波内視鏡。

[請求項4]

前記熱伝導層は、前記フレキシブルプリント配線基板の少なくとも1面に、前記超音波振動子アレイの前記複数の超音波振動子に熱的に

接続され、前記超音波振動子アレイから、前記バッキング材層に沿って、前記バッキング材層を越えて、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延在して設けられ、前記グランド部と接続される請求項1～3のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

[請求項5] 前記熱伝導層は、前記フレキシブルプリント配線基板の少なくとも1面に、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設けられ、

更に、前記超音波振動子アレイの前記複数の超音波振動子と、前記熱伝導層とを熱的に接続する第1の熱伝導部材を有する請求項1～4のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

[請求項6] 前記熱伝導層は、前記フレキシブルプリント配線基板の前記バッキング材層を越えて延在する部分の、前記バッキング材層とは逆側の片面のみに設けられ、

前記第1の熱伝導部材は、前記フレキシブルプリント配線基板の前記バッキング材層とは逆側の片面において前記複数の超音波振動子と、前記熱伝導層とを熱的に接続する請求項5に記載の超音波内視鏡。

[請求項7] 前記熱伝導層は、前記フレキシブルプリント配線基板の両面に設けられ、

前記第1の熱伝導部材は、前記フレキシブルプリント配線基板の前記バッキング材層とは逆側の片面において、前記複数の超音波振動子と、同じ側の片面に設けられた前記熱伝導層とを熱的に接続し、

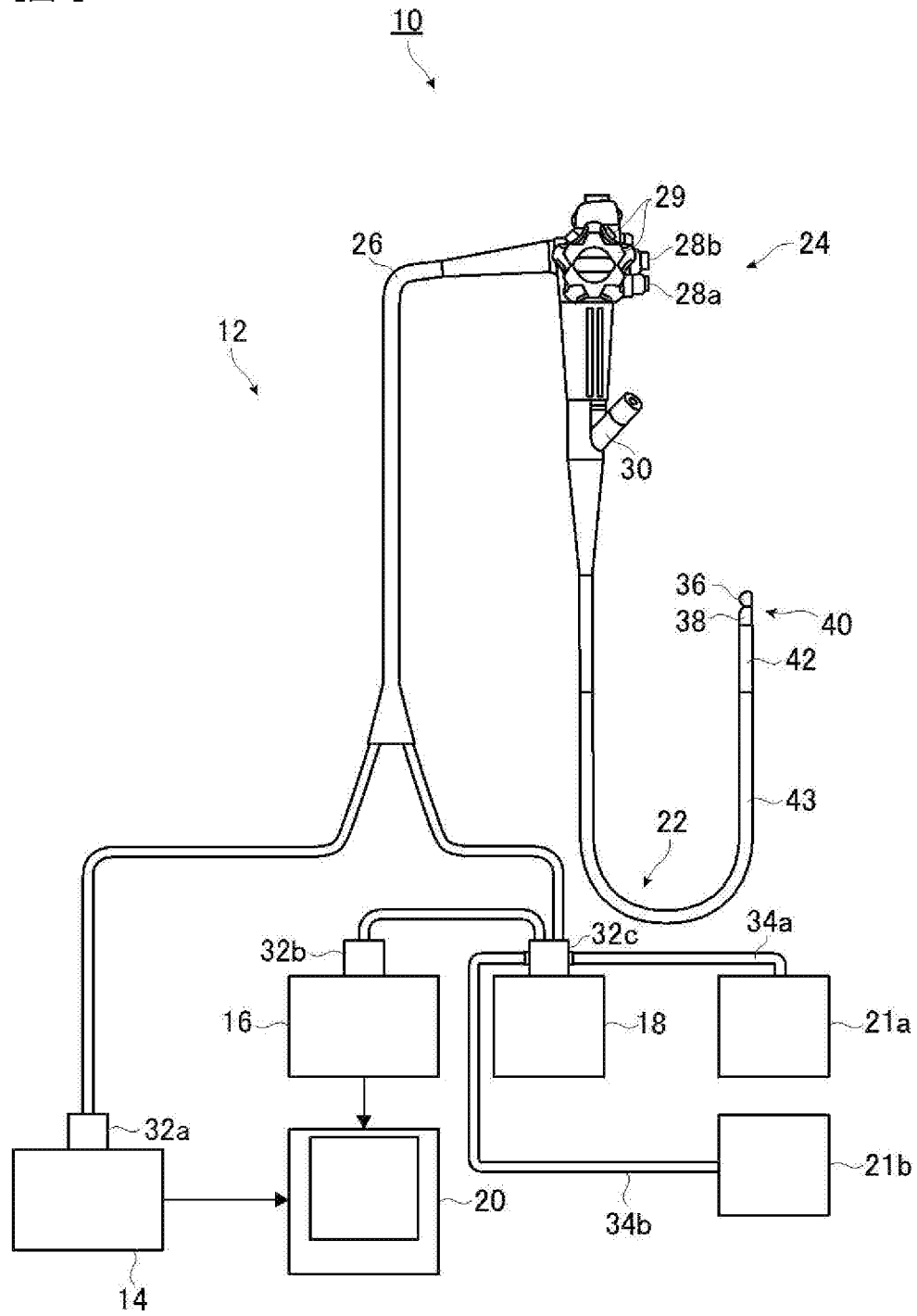
前記フレキシブルプリント配線基板の両面に設けられた2つの前記熱伝導層は互いに熱的に接続されている請求項5に記載の超音波内視鏡。

[請求項8] 前記フレキシブルプリント配線基板の前記配線部と同じ側の面に設けられた前記熱伝導層は、前記配線部の前記複数の接続部を除いて、前記複数の接続部を囲うように配設される請求項1～7のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

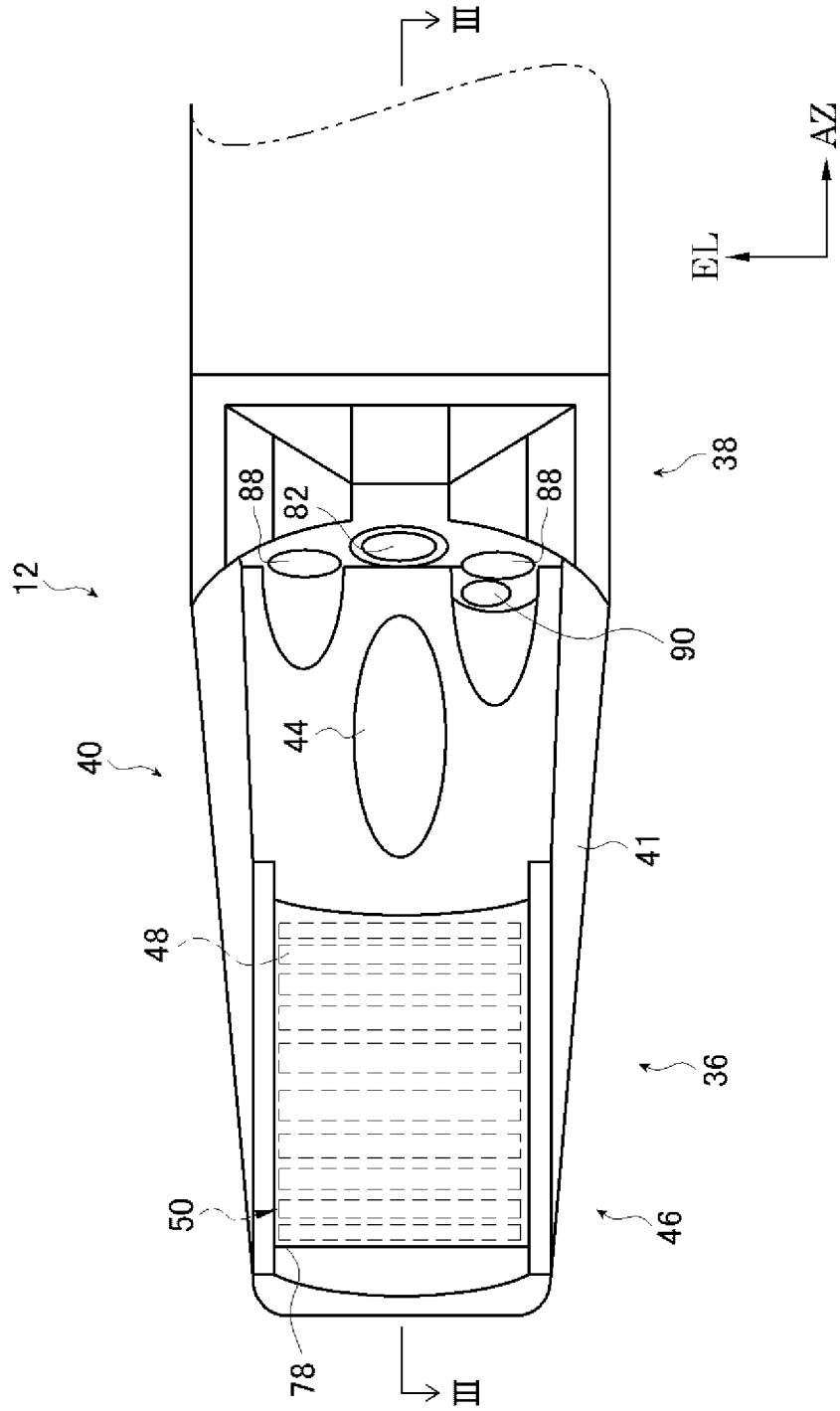
[請求項9] 前記バッキング材層に対して前記超音波振動子アレイの逆側において、複数の前記フレキシブルプリント配線基板が配設される請求項1～8のいずれか一項に記載の超音波内視鏡。

[請求項10] 更に、前記複数のフレキシブルプリント配線基板にそれぞれ設けられた複数の前記熱伝導層を互いに接続する第2の熱伝導部材を有する請求項9に記載の超音波内視鏡。

[図1]

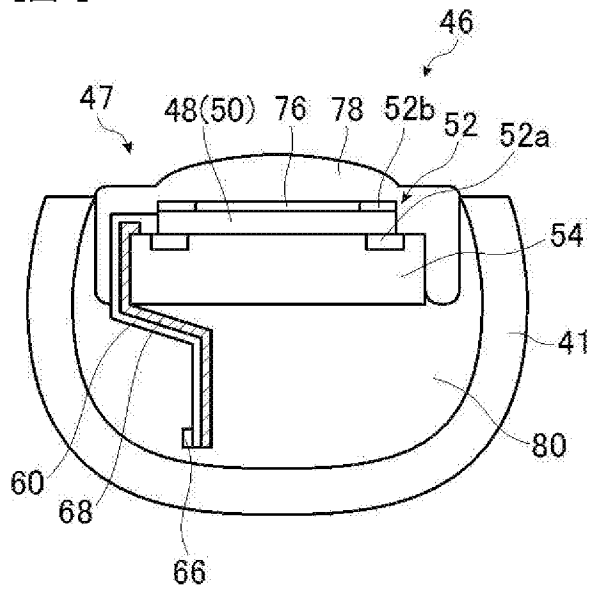


[図2]

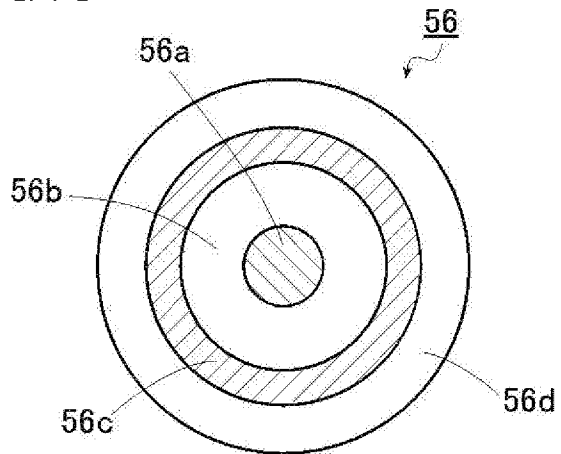




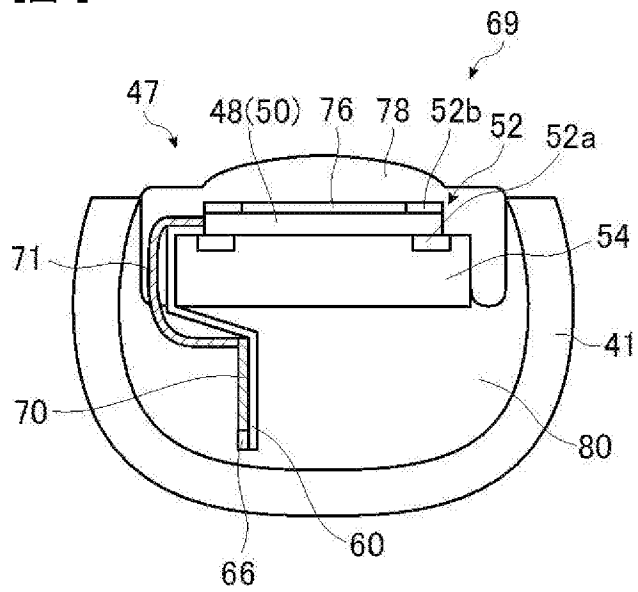
[図4]



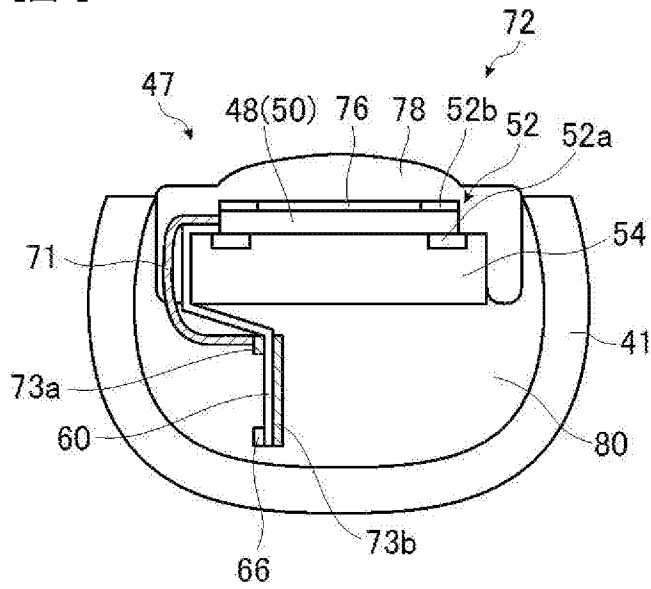
[図5]



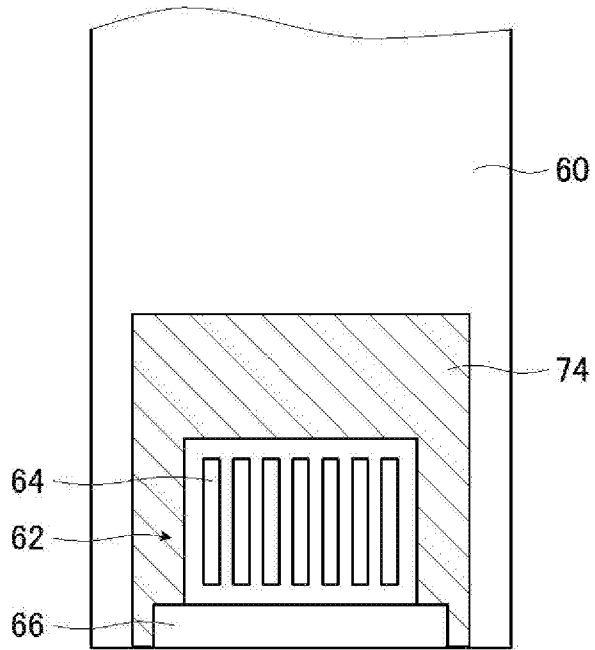
[図6]



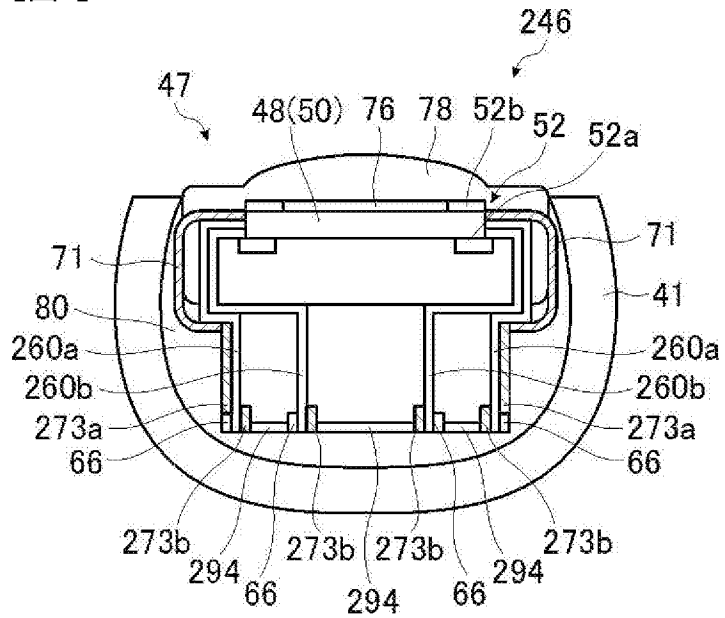
[図7]



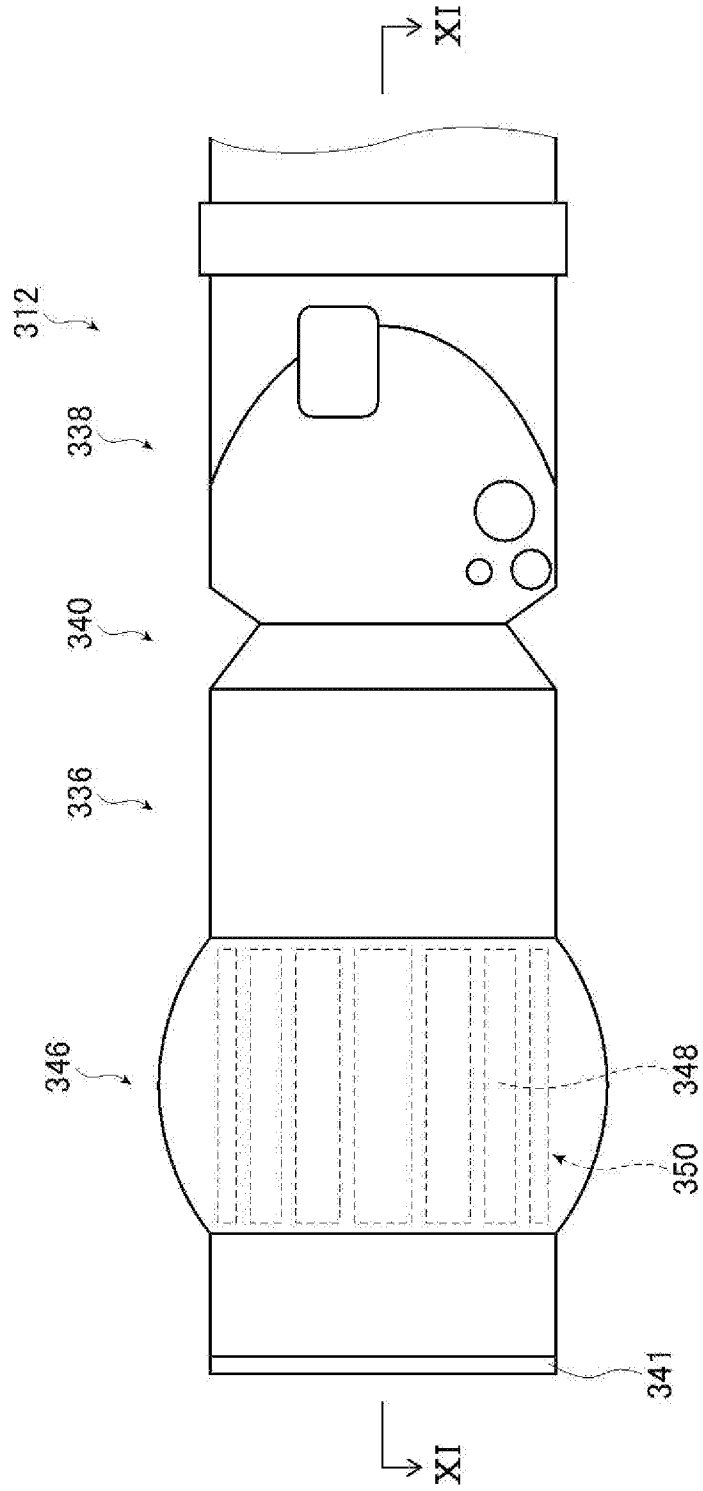
[図8]

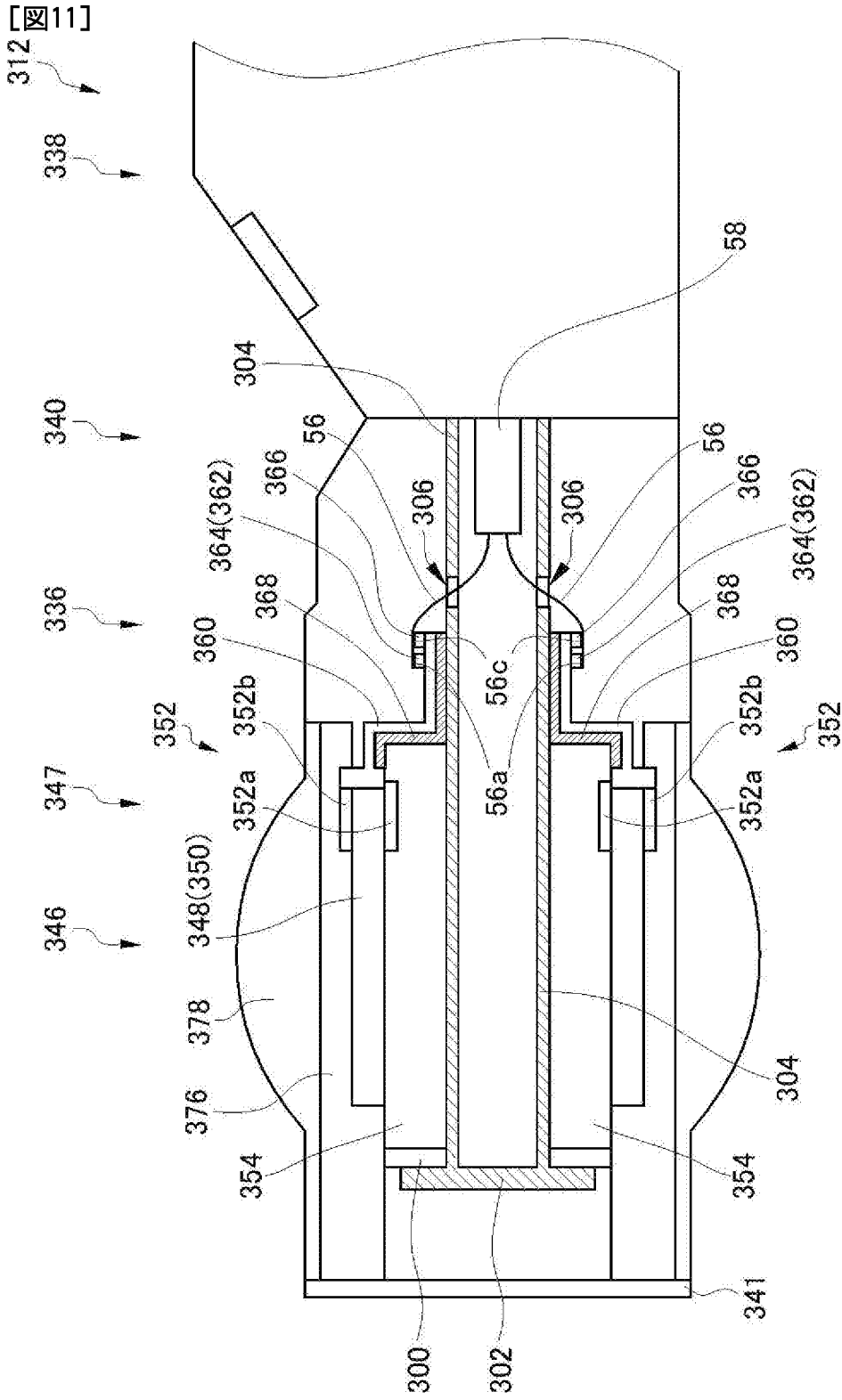


[図9]



[図10]







**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2017/018176

**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 2009-60501 A (Fujifilm Corp.), 19 March 2009 (19.03.2009), paragraphs [0023] to [0025]; fig. 1 to 2 & US 2009/0062656 A1 paragraphs [0041] to [0043]; fig. 1 to 2 & CN 101444430 A	1-10
A	JP 2011-229976 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp., Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 17 November 2011 (17.11.2011), paragraphs [0020], [0044] to [0056] (Family: none)	1-10

Further documents are listed in the continuation of Box C.       See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 11 July 2017 (11.07.17)	Date of mailing of the international search report 25 July 2017 (25.07.17)
--	---

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/JP2017/018176

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 2009-82360 A (Fujifilm Corp.), 23 April 2009 (23.04.2009), paragraphs [0036] to [0038]; fig. 5 to 6 & US 2009/0088646 A1 paragraphs [0048] to [0050]; fig. 5 to 6 & CN 101396289 A	1-10

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 2009-60501 A (富士フイルム株式会社) 2009.03.19, [0023]-[0025], 図 1-2 & US 2009/0062656 A1([0041]-[0043], FIG. 1-2) & CN 101444430 A	1-10
A	JP 2011-229976 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式 会社、東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2011.11.17, [0020], [0044]-[0056] (ファミリーなし)	1-10

☑ 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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 11.07.2017	国際調査報告の発送日 25.07.2017
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) 姫島 あや乃 電話番号 03-3581-1101 内線 3292
	2U 5062

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 2009-82360 A (富士フイルム株式会社) 2009. 04. 23, [0036]-[0038], 図 5-6 & US 2009/0088646 A1 ([0048]-[0050], FIG. 5-6)& CN 101396289 A	1-10