

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6648267号
(P6648267)

(45) 発行日 令和2年2月14日(2020.2.14)

(24) 登録日 令和2年1月17日(2020.1.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2018-518261 (P2018-518261)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成29年5月11日 (2017.5.11)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2017/017940		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02017/199861	(74) 代理人	110002147
(87) 国際公開日	平成29年11月23日 (2017.11.23)		特許業務法人酒井国際特許事務所
審査請求日	平成30年11月9日 (2018.11.9)	(72) 発明者	若林 勝裕
(31) 優先権主張番号	特願2016-101508 (P2016-101508)		東京都八王子市石川町2951番地 オリ
(32) 優先日	平成28年5月20日 (2016.5.20)		ンパス株式会社内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	審査官	森口 正治
		(56) 参考文献	特開平11-56857 (J P, A)
			特開平6-177533 (J P, A)
			特開平10-223822 (J P, A)
			特開2002-246721 (J P, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波振動子モジュール、超音波内視鏡および超音波振動子モジュールの製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長手方向を揃えて配列されてなる複数の圧電素子と、
 前記圧電素子の表面に形成されている電極と、
 前記電極に接合され、該電極と電氣的に接続する配線材と、
 前記圧電素子における前記電極と前記配線材とが接合する側と反対側の面に設けられる
 デマッチング層と、

を備えたことを特徴とする超音波振動子モジュール。

【請求項 2】

前記配線材には、前記電極と接合する接合部分に凹部が形成され、
 前記凹部は、前記配線材の一端から切り欠かれてなる溝形状をなしており、
 前記凹部の溝幅は、前記配線材の厚さよりも小さい
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子モジュール。

【請求項 3】

前記電極と前記配線材とを接合する接合部をさらに備え、
 前記接合部は、ニッケルまたは銅を主成分とする金属を用いて形成された電解めっき層
 である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子モジュール。

【請求項 4】

前記複数の圧電素子は、曲面に沿って配列されている

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子モジュール。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波振動子モジュールを先端に有し、被検体内に挿入される挿入部、
を備えたことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 6】

長手方向を揃えて配列されてなる複数の圧電素子の表面に形成されている電極と、該電極と電氣的に接続する配線材と、を接合する接合ステップと、
前記圧電素子における前記電極と前記配線材とが接合する側と反対側の面に、デマッチング層を形成するデマッチング層形成ステップと、
を含むことを特徴とする超音波振動子モジュールの製造方法。

10

【請求項 7】

前記接合ステップは、前記電極と前記配線材とを、電解めっき法または溶融半田法により接合すること
ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波振動子モジュールの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を観測対象へ送信するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを受信して電気信号に変換する超音波振動子を備えた超音波振動子モジュール、この超音波振動子を挿入部の先端に備えた超音波内視鏡、および超音波振動子モジュールの製造方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、超音波観測装置が、超音波を送受信する超音波振動子から受信した超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得することができる。

【0003】

超音波振動子は、電氣的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して観測対象へ照射するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを電氣的なエコー信号に変換して出力する複数の圧電素子を備える。例えば、複数の圧電素子を所定の方向に沿って並べて、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えることで、観測対象から超音波エコーを取得する。

30

【0004】

超音波振動子の種別として、コンベックス型、リニア型、ラジアル型等、超音波ビームの送受信方向が異なる複数のタイプが知られている。このうち、コンベックス型の超音波振動子は、複数の圧電素子が曲面に沿って配列され、各々が超音波ビームを曲面の径方向に向けて出射する（例えば、特許文献 1 を参照）。特許文献 1 では、平面上に複数の圧電素子を配列して、フレキシブル基板（Flexible Printed Circuits：FPC）を接続した後、複数の圧電素子を湾曲させて、コンベックス型の超音波振動子を作製している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 1 - 109279 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、隣り合う圧電素子間の距離を狭めて狭ピッチ化をはかろうとした場合、圧電素子と FPC から延びる配線との接合面積も小さくなる。圧電素子と配線との接合面積が

50

小さくなると、接合強度が低下してしまう。接合強度の低下により、外部から加わる力によって、圧電素子と配線との接合部分が破断してしまうおそれがあった。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、狭ピッチ化した場合であっても、圧電素子と配線との接合強度を確保することができる超音波振動子モジュール、超音波内視鏡および超音波振動子モジュールの製造方法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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波振動子モジュールは、長手方向を揃えて配列されてなる複数の圧電素子と、前記圧電素子の表面に形成されている電極と、前記電極と接合する接合部分に形成されている凹部を有する配線材と、を備えたことを特徴とする。

10

【0009】

また、本発明に係る超音波振動子モジュールは、上記発明において、前記凹部は、前記配線材の一端から切り欠かれてなる溝形状をなしており、前記凹部の溝幅は、前記配線材の厚さよりも小さいことを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る超音波振動子モジュールは、上記発明において、前記電極と前記配線材とを接合する接合部をさらに備え、前記接合部は、ニッケルまたは銅を主成分とする金属を用いて形成された電解めっき層であることを特徴とする。

20

【0011】

また、本発明に係る超音波振動子モジュールは、上記発明において、前記圧電素子における前記接合部分が形成されている側と反対側の面には、デマッチング層が設けられていることを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る超音波振動子モジュールは、上記発明において、前記複数の圧電素子は、曲面に沿って配列されていることを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記の発明に係る超音波振動子モジュールを先端に有し、被検体内に挿入される挿入部、を備えたことを特徴とする。

30

【0014】

また、本発明に係る超音波振動子モジュールの製造方法は、長手方向を揃えて配列されてなる複数の圧電素子の表面に形成されている電極と、該電極と接合する接合部分に形成されている凹部を有する配線材と、を接合する接合ステップ、を含むことを特徴とする。

【0015】

また、本発明に係る超音波振動子モジュールの製造方法は、上記発明において、前記接合ステップは、前記電極と前記配線材とを、電解めっき法または溶融半田法により接合することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、狭ピッチ化した場合であっても、圧電素子と配線との接合強度を確保することができるという効果を奏する。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図3】図3は、図2に示すA-A線に応じた部分断面図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。

50

【図５】図５は、従来の超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。

【図６】図６は、本発明の実施の形態１の変形例１に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。

【図７】図７は、本発明の実施の形態１の変形例２に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。

【図８】図８は、本発明の実施の形態１の変形例３に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。

【図９】図９は、本発明の実施の形態２に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。

10

【発明を実施するための形態】

【００１８】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【００１９】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。内視鏡システム１は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムである。この内視鏡システム１は、図１に示すように、超音波内視鏡２と、超音波観測装置３と、内視鏡観察装置４と、表示装置５と、光源装置６とを備える。

20

【００２０】

超音波内視鏡２は、その先端部に設けられた超音波振動子によって、超音波観測装置３から送信された電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する。

【００２１】

超音波内視鏡２は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や、呼吸器のいずれかの撮像を行うことが可能である。また、その周囲臓器（脾臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を、超音波を用いて撮像することが可能である。また、超音波内視鏡２は、光学撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡２の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置６に接続されている。

30

【００２２】

超音波内視鏡２は、図１に示すように、挿入部２１と、操作部２２と、ユニバーサルコード２３と、コネクタ２４とを備える。挿入部２１は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部２１は、図１に示すように、先端側に設けられ、超音波振動子７を保持する硬性の先端部２１１と、先端部２１１の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部２１２と、湾曲部２１２の基端側に連結され可撓性を有する可撓管部２１３とを備える。ここで、挿入部２１の内部には、具体的な図示は省略したが、光源装置６から供給された照明光を伝送するライトガイド、各種信号を伝送する複数の信号ケーブルが引き回されているとともに、処置具を挿通するための処置具用挿通路などが形成されている。

40

【００２３】

超音波振動子７は、複数の圧電素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる圧電素子を電子的に切り替えたり、各圧電素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるコンベックス型の超音波振動子である。超音波振動子７の構成については、後述する。

【００２４】

図２は、本実施の形態１に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図

50

である。図 2 に示すように、先端部 2 1 1 は、超音波振動子 7 を保持する超音波振動子モジュール 2 1 4 と、照明光を集光して外部に出射する照明レンズ 2 1 5 a、および、撮像光学系の一部をなし、外部からの光を取り込む対物レンズ 2 1 5 b を有する内視鏡モジュール 2 1 5 と、を備える。内視鏡モジュール 2 1 5 には、挿入部 2 1 内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部 2 1 の先端から処置具を突出させる処置具突出口 2 1 5 c が形成されている。処置具用挿通路は、処置具突出口 2 1 5 c に連なる端部近傍が、挿入部 2 1 の長手軸に対して傾斜し、処置具が処置具突出口 2 1 5 c から長手軸に対して傾斜した方向に突出するように設けられている。ここでいう長手軸とは、挿入部 2 1 の長手方向に沿った軸である。湾曲部 2 1 2 や可撓管部 2 1 3 では各位置によって軸方向が変化するが、硬性の先端部 2 1 1 では、長手軸は、一定した直線をなす軸である。

10

【0025】

操作部 2 2 は、挿入部 2 1 の基端側に連結され、医師等のユーザからの各種操作を受け付ける部分である。この操作部 2 2 は、図 1 に示すように、湾曲部 2 1 2 を湾曲操作するための湾曲ノブ 2 2 1 と、各種操作を行うための複数の操作部材 2 2 2 とを備える。また、操作部 2 2 には、処置具用挿通路に連通し、当該処置具用挿通路に処置具を挿通するための処置具挿入口 2 2 3 が形成されている。

【0026】

ユニバーサルコード 2 3 は、操作部 2 2 から延在し、各種信号を伝送する複数の信号ケーブル、および光源装置 6 から供給された照明光を伝送する光ファイバ等が配設されたケーブルである。

20

【0027】

コネクタ 2 4 は、ユニバーサルコード 2 3 の先端に設けられている。そして、コネクタ 2 4 は、超音波ケーブル 3 1、ビデオケーブル 4 1、および光ファイバケーブル 6 1 がそれぞれ接続される第 1 ~ 第 3 コネクタ部 2 4 1 ~ 2 4 3 を備える。

【0028】

超音波観測装置 3 は、超音波ケーブル 3 1 (図 1) を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、超音波ケーブル 3 1 を介して超音波内視鏡 2 にパルス信号を出力するとともに超音波内視鏡 2 からエコー信号を入力する。そして、超音波観測装置 3 は、当該エコー信号に所定の処理を施して超音波画像を生成する。

【0029】

30

内視鏡観察装置 4 は、ビデオケーブル 4 1 (図 1) を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、ビデオケーブル 4 1 を介して超音波内視鏡 2 からの画像信号を入力する。そして、内視鏡観察装置 4 は、当該画像信号に所定の処理を施して内視鏡画像を生成する。

【0030】

表示装置 5 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence)、プロジェクタ、C R T (Cathode Ray Tube) などを用いて構成され、超音波観測装置 3 にて生成された超音波画像や、内視鏡観察装置 4 にて生成された内視鏡画像等を表示する。

【0031】

光源装置 6 は、光ファイバケーブル 6 1 (図 1) を介して超音波内視鏡 2 に接続し、光ファイバケーブル 6 1 を介して被検体内を照明する照明光を超音波内視鏡 2 に供給する。

40

【0032】

続いて、挿入部 2 1 の先端に設けられた超音波振動子 7 の構成を図 2 ~ 5 を参照して説明する。図 3 は、図 2 に示す A - A 線に応じた部分断面図である。本実施の形態 1 では、超音波振動子 7 が、図 2 に示すようなコンベックス型の超音波振動子であって、複数の圧電素子 7 1 が一列に配列された一次元アレイ (1 D アレイ) であるものとして説明する。換言すれば、本実施の形態 1 に係る超音波振動子 7 では、複数の圧電素子 7 1 が、当該超音波振動子 7 の曲面をなす外表面に沿って配置され、長手軸を含み、かつ該長手軸と平行な面上で超音波を送受信する。

【0033】

超音波振動子 7 は、角柱状をなし、長手方向を揃えて並べられた複数の圧電素子 7 1 と

50

、圧電素子 7 1 に対し、当該超音波振動子 7 の外表面側に設けられる第 1 音響整合層 7 2 と、第 1 音響整合層 7 2 の圧電素子 7 1 と接する側と反対側に設けられる第 2 音響整合層 7 3 と、圧電素子 7 1 の第 1 音響整合層 7 2 と接する側と反対側に設けられるバッキング材 7 4 と、第 2 音響整合層 7 3 の第 1 音響整合層 7 2 と接する側と反対側に設けられる音響レンズ 7 5 とを有する。バッキング材 7 4 は、圧電素子 7 1 と、第 1 音響整合層 7 2 と、第 1 音響整合層 7 2 の圧電素子 7 1 が配設されている側に立設されてなる壁部 7 6 と、硬質性の樹脂を用いて形成され、壁部 7 6 の一端側を封止する蓋部 7 7 とにより形成される中空空間に充填されている。音響レンズ 7 5 は、第 1 音響整合層 7 2、第 2 音響整合層 7 3、壁部 7 6 および蓋部 7 7 の外表面を被覆する。音響レンズ 7 5 は、超音波振動子 7 の外表面をなしている。

10

【0034】

圧電素子 7 1 は、電気的なパルス信号を音響パルスに変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する。圧電素子 7 1 には、例えば、バッキング材 7 4 側の主面に信号入出力用電極 7 1 a が設けられているとともに、圧電素子 7 1 の第 1 音響整合層 7 2 側の主面にグラウンド接地用のグラウンド用電極 7 1 b が設けられている。各電極は、導電性を有する金属材料または樹脂材料を用いて形成される。ここでいう主面とは音響放射面および該音響放射面と対向する面のことをさし、主面に連なる面を側面という。

【0035】

第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3 は、圧電素子 7 1 と観測対象との間で音（超音波）を効率よく透過させるために、圧電素子 7 1 の音響インピーダンスと観測対象の音響インピーダンスとをマッチングさせる。第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3 は、互いに異なる材料からなる。なお、本実施の形態 1 では、二つの音響整合層（第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3）を有するものとして説明するが、圧電素子 7 1 と観測対象との特性により一層としてもよいし、三層以上としてもよい。

20

【0036】

第 1 音響整合層 7 2 には、圧電素子 7 1 のグラウンド用電極 7 1 b と電氣的に接続するグラウンド用電極 7 2 a が設けられている。グラウンド用電極 7 2 a は、圧電素子 7 1 の音響インピーダンスよりも大きい導電性材料によって形成され、デマッチング層として機能する。圧電素子 7 1 は、グラウンド用電極 7 2 a を介して外部に接地される。

30

【0037】

バッキング材 7 4 は、圧電素子 7 1 の動作によって生じる不要な超音波振動を減衰させる。バッキング材 7 4 は、減衰率の大きい材料、例えば、アルミナやジルコニア等のフィラーを分散させたエポキシ樹脂や、上述したフィラーを分散したゴムを用いて形成される。

【0038】

音響レンズ 7 5 は、シリコン、ポリメチルペンテンや、エポキシ樹脂、ポリエーテルイミドなどを用いて形成され、一方の面が凸状または凹状をなして超音波を絞る機能を有し、第 2 音響整合層 7 3 を通過した超音波を外部に出射する、または外部からの超音波エコーを取り込む。音響レンズ 7 5 については、任意に設けることができ、当該音響レンズ 7 5 を有しない構成であってもよい。

40

【0039】

以上の構成を有する超音波振動子 7 は、パルス信号の入力によって圧電素子 7 1 が振動することで、第 1 音響整合層 7 2、第 2 音響整合層 7 3 および音響レンズ 7 5 を介して観測対象に超音波を照射する。この際、圧電素子 7 1 において、第 1 音響整合層 7 2、第 2 音響整合層 7 3 および音響レンズ 7 5 の配設側と反対側は、バッキング材 7 4 により、圧電素子 7 1 からの不要振動を減衰させている。また、観測対象から反射された超音波は、音響レンズ 7 5、第 2 音響整合層 7 3 および第 1 音響整合層 7 2 を介して圧電素子 7 1 に伝えられる。伝達された超音波により圧電素子 7 1 が振動し、圧電素子 7 1 が該振動を電気的なエコー信号に変換して、このエコー信号を、後述する配線材 101 を介して超音波

50

観測装置 3 に出力する。

【 0 0 4 0 】

図 3 に示すように、超音波振動子モジュール 2 1 4 は、上述した超音波振動子 7 および後述する中継基板 1 0 0 を収容可能な収容穴 2 1 4 b が形成されているハウジング 2 1 4 a を有する。

【 0 0 4 1 】

超音波振動子モジュール 2 1 4 は、超音波振動子 7 と、当該超音波振動子 7 (超音波振動子モジュール 2 1 4) と超音波観測装置 3 とを電氣的に接続する経路の一部をなすケーブルと、の間の電氣的な接続を中継する中継基板 1 0 0 を備える。中継基板 1 0 0 は、超音波振動子 7 の一端側であって、超音波を送受信する表面と反対側において、超音波振動子 7 に保持されるフレキシブル基板 (Flexible Printed Circuits: FPC) である絶縁部材 1 0 0 I と、フライングリード構造をなして延出し、信号入出力用電極 7 1 a と電氣的に接続する導電性部材である配線材 1 0 1 とを有する。絶縁部材 1 0 0 I は、ポリイミドなどの絶縁性の材料を用いて形成されている。配線材 1 0 1 は、接続対象の圧電素子 7 1 の数に応じて複数設けられる。複数の配線材 1 0 1 は、絶縁部材 1 0 0 I に設けられる部分において、一部が一体化されていてもよい。

【 0 0 4 2 】

配線材 1 0 1 は、ニッケル、銅、または、ニッケルもしくは銅を主成分とする合金などの導電性材料を用いて形成され、信号入出力用電極 7 1 a と接続する側の端部が湾曲することにより L 字状をなしている。配線材 1 0 1 は、圧電素子 7 1、第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3 の積層方向に延びる領域であって、圧電素子 7 1 のマッチング層を通過する領域 R_1 の内部に位置している。ここでいうマッチング層とは、圧電素子 7 1 からの超音波を通過させる第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3 の一部であって、グラウンド用電極 7 1 b などにより形成されるデマッチング層を除く部分により形成される層をさす。この領域 R_1 では、圧電素子 7 1 からバックリング材 7 4 側にも超音波、上述した不要振動が伝わり、不要振動として伝わった超音波が該バックリング材 7 4 により減衰される。

【 0 0 4 3 】

信号入出力用電極 7 1 a と配線材 1 0 1 とは、接合部 1 0 2 によって接合されている。接合部 1 0 2 は、ニッケル、銅、または、ニッケルもしくは銅を主成分とする合金などの導電性材料を用いた電解めっき法によって形成されている電解めっき層である。電解めっき法は、電圧または時間を制御することによって接合部 1 0 2 を形成する材料の量的制御を行うことができる。なお、接合部 1 0 2 は、溶融半田法によって形成されるものであってもよい。

【 0 0 4 4 】

ここで、圧電素子 7 1 は、接合部 1 0 2 による接合部分が、圧電的に不活性な領域となっていることが、超音波の送受信を正確に行ううえで好ましい。圧電的に不活性とは、分極されていない、または電界が印加されないことをいう。

【 0 0 4 5 】

図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。配線材 1 0 1 は、中継基板 1 0 0 から延出した後、先端が屈曲してなる。配線材 1 0 1 の先端には、凹部 1 0 3 が形成されている。凹部 1 0 3 は、配線材 1 0 1 の先端から、該配線材 1 0 1 の長手方向に沿って切り欠かれた切欠き形状をなしている。接合部 1 0 2 による接合領域は、この凹部 1 0 3 を含んでいる。

【 0 0 4 6 】

配線材 1 0 1 において、接合部 1 0 2 による接合領域であって、配線材 1 0 1 の長手方向の長さを L_1 、配線材 1 0 1 の厚さを T_1 、配線材 1 0 1 の短手方向の長さを W_1 、凹部 1 0 3 における切欠きの溝幅を d_1 としたとき、 $T_1 > d_1$ が成り立っており、配線材 1 0 1 の接合部 1 0 2 との接触領域、すなわち配線材 1 0 1 において接合部 1 0 2 により接合

10

20

30

40

50

される表面積 S_1 は、

$$S_1 = ((W_1 - d_1) / 2 + T_1) \times L_1 \times 4 + \{(W_1 - d_1) / 2\} \times T_1 \times 2$$

で表される。

【0047】

図5は、従来の超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。凹部103を有しない従来の配線材200は、絶縁部材100Iから延出した後、先端が屈曲してなる。以下、信号入出力用電極71aと配線材200とは、接合部102によって接合されているものとして説明する。

【0048】

配線材200において、接合部102による接合領域であって、配線材200の長手方向の長さを L_{100} 、配線材200の厚さを T_{100} 、配線材200の短手方向の長さを W_{100} としたとき、配線材200の接合部102との接触領域、すなわち配線材200において接合部102により接合される表面積 S_{100} は、

$$S_{100} = (W_{100} + T_{100}) \times L_{100} \times 2 + W_{100} \times T_{100}$$

で表される。

【0049】

例えば、上述した長さ L_1 および L_{100} が $300 (\mu m)$ 、厚さ T_1 および T_{100} が $25 (\mu m)$ 、長さ W_1 および W_{100} が $70 (\mu m)$ 、溝幅 d_1 が $10 (\mu m)$ である場合、表面積の比 $S_1 : S_{100}$ は $115 : 100$ となり、本実施の形態1にかかる配線材101の方が、表面積が大きくなる。このため、接合部102により接合した際の配線材101の接合面積が、従来の配線材200の接合面積と比して大きくなり、接合強度を向上することができる。

【0050】

続いて、上述した超音波振動子モジュール214を製造する製造方法について説明する。超音波振動子モジュール214を製造する際には、まず、圧電素子71に第1音響整合層72および第2音響整合層73を積層する。この際、圧電素子71におけるグラウンド用電極71bと、第1音響整合層72におけるグラウンド用電極72aとが接触する。

【0051】

その後、圧電素子71の信号入出力用電極71aと配線材101とを接触させた状態で、接合部102によって信号入出力用電極71aと配線材101とを接合する（接合ステップ）。接合部102は、例えば、上述した電解めっき法を用いて形成される。電解めっき法を用いることにより、従来の半田付けと比較して、信号入出力用電極71aと配線材101とを接合する際の熱の発生を抑制することができ、圧電素子71の熱劣化を抑制することが可能である。また、電解めっき法を用いることにより、複数組の信号入出力用電極71aと配線材101とを一括して接合することができ、製造コストを低減することができる。なお、接合部102は、溶融半田法により形成してもよい。

【0052】

なお、上述した製造順は、逆であってもよい。具体的には、信号入出力用電極71aと配線材101とを接合した後、圧電素子71に第1音響整合層72および第2音響整合層73を積層するようにしてもよい。

【0053】

圧電素子71に第1音響整合層72および第2音響整合層73が積層され、信号入出力用電極71aに配線材101が接合された後、第1音響整合層72に壁部76を立設する。その後、壁部76を堰として液状のバッキング材74を注型し、硬化させる。バッキング材74を注型して硬化させる際には、中継基板100を所望の位置に配置しておく。その後、バッキング材74上に、例えばエポキシ樹脂を用いて蓋部77を形成する。なお、図3では壁部76が二面のみであるものを図示しているが、配列した圧電素子71の端部側にも形成して枠としてもよい。

【0054】

10

20

30

40

50

その後は、第1音響整合層72、第2音響整合層73、壁部76および蓋部77の外周に音響レンズ75を取り付ける。さらに、この音響レンズ75をハウジング214aに取り付ける。これにより、図3に示す超音波振動子モジュール214が作製される。

【0055】

以上説明した本実施の形態1によれば、圧電素子71の信号入出力用電極71aと、中継基板100から延出する配線材101とを接合部102により接合するうえで、配線材101の接合領域に、凹部103を形成するようにした。本実施の形態1によれば、配線材101における接合部102による接合面積を、凹部103を有しない配線材200と比して大きくすることができるため、狭ピッチ化した場合であっても、圧電素子と配線との接合強度を確保することができる。これにより、圧電素子と配線との間の接続に係る耐久性を向上することができる。

10

【0056】

また、上述した実施の形態1によれば、凹部103の溝幅 d_1 が、配線材101の厚さ T_1 よりも小さくなるようにしたので、配線材101と接合部102との接触面積を、従来の構成と比して増大させ、圧電素子と配線との接合強度を向上させることができる。

【0057】

また、上述した実施の形態1によれば、凹部103を形成することで、従来の構成と比して配線材101の重量が減少するため、不要振動が減少し、得られる画像を高画質化することができる。

【0058】

20

上述した実施の形態1では、凹部103が、配線材101の先端から、該配線材101の長手方向に沿って切り欠かれた切欠き形状をなしているものとして説明したが、凹部はこの形状に限らない。例えば、実施の形態1に係る切り欠き形状とは異なるものであってもよいし、多孔質により表面積を大きくするものであってもよい。以下、変形例1～3では、凹部の他の例について説明する。

【0059】

(実施の形態1の変形例1)

図6は、本発明の実施の形態1の変形例1に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。図6に示す配線材101Aは、当該配線材101Aの側面から切り欠かれてなる複数の凹部104を有する。各凹部104は、配線材101Aの延伸方向に対して平行または垂直な方向に延びている。本変形例1においても、従来と比して、接合部102による接合面積を大きくすることができる。

30

【0060】

(実施の形態1の変形例2)

図7は、本発明の実施の形態1の変形例2に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。図7に示す配線材101Bは、当該配線材101Bの側面から切り欠かれてなる複数の凹部105を有する。各凹部105は、配線材101Bの延伸方向に対して平行な方向に延びているか、または、延伸方向と直交する方向に対して傾斜した方向に延びている。本変形例2においても、従来と比して、接合部102による接合面積を大きくすることができる。

40

【0061】

(実施の形態1の変形例3)

図8は、本発明の実施の形態1の変形例3に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。図8に示す配線材101Cは、当該配線材101Cの対向する主面のうち一方の主面から他方の主面に貫通する孔形状をなす凹部106を有する。本変形例3においても、凹部106の内周面分表面積が増大するため、従来と比して、接合部102による接合面積を大きくすることができる。

【0062】

50

(実施の形態 2)

図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波振動子モジュールにおける要部の構成を示す模式図であって、配線材の構成を説明する模式図である。上述した実施の形態 1 では、配線材 101 が圧電素子 71 のマッチング層を通過する領域 R_1 の内部に位置しているものとして説明したが、本実施の形態 2 では、配線材 101D が、圧電素子 71、第 1 音響整合層 72 および第 2 音響整合層 73 の積層方向に延びる領域 R_2 であって、圧電素子 71 からの超音波が通過しにくいグラウンド用電極 72a により形成されるデマッチング層に応じた領域、かつ圧電素子 71 を含まない領域 R_2 に配置されている。

【0063】

マッチング層では、圧電素子 71 から超音波が伝わるため、このマッチング層を通過する領域に配線材が存在すると、この配線材によって超音波が圧電素子 71 側に反射され、圧電素子 71 が不要な超音波エコーを受信してしまう場合がある。本実施の形態 2 では、図 9 に示すように、デマッチング層を通過する領域 R_2 に配線材 101D を配置して、圧電素子 71 が不要な超音波エコーを受信することを抑制する。また、接合部 102 による接合部分と反対側の面にマッチング層が配置されていると、接合部 102 の付加により音場に乱れが生じることがある。上述した配置とすることによって、音場の乱れを抑制し、得られる画像を高画質化することができる。

【0064】

以上説明した本実施の形態 2 によれば、上述した実施の形態 1 と同様に、圧電素子 71 の信号入出力用電極 71a と、中継基板 100 からフライングリード構造として延出する配線材 101D とを接合部 102 により接合するうえで、配線材 101D の接合領域に、凹部 103 を形成するようにした。本実施の形態 2 によれば、配線材 101D における接合部 102 による接合面積を、凹部 103 を有しない配線材 200 と比して大きくすることができるため、狭ピッチ化した場合であっても、圧電素子と配線との接合強度を確保することができる。

【0065】

また、本実施の形態 2 によれば、配線材 101D が、デマッチング層に応じた領域 R_2 の内部に位置するようにしたので、マッチング層の圧電素子 71 に配線材 101D が反射した超音波が入射することがないため、圧電素子 71 が不要な超音波エコーを受信することを抑制できる。これにより、不要な超音波エコーによるノイズを抑制し、超音波振動子 7 により得られる超音波画像を高画質化することが可能となる。

【0066】

なお、本実施の形態 2 では、配線材 101D が、圧電素子 71 からの超音波が通過しないデマッチング層に応じた領域、かつ圧電素子 71 を含まない領域に配置されているものとして説明したが、いずれか一方の領域に配置されていればよい。具体的に、配線材 101D が、圧電素子 71 からの超音波が通過しないデマッチング層に応じた領域に配置されるものであってもよいし、圧電素子 71 を含まない領域に配置されるものであってもよい。

【0067】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態および変形例によってのみ限定されるべきものではない。本発明は、以上説明した実施の形態および変形例には限定されず、請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。また、実施の形態および変形例の構成を適宜組み合わせてもよい。

【0068】

また、上述した実施の形態 1, 2 では、凹部が、配線材の一部を切り欠いて、対向する主面同士を貫通する溝形状をなすものとして説明したが、有底の溝形状をなすものであってもよい。本発明に係る凹部は、有底の溝形状または凹形状をなすものであってもよいし、底を有しない溝形状または孔形状をなすものであってもよい。また、配線材の表面粗さを大きくして、表面積を大きくするようにしてもよいし、上述した有底の溝形状と、底を

10

20

30

40

50

有しない溝形状とを組み合わせてもよい。

【0069】

また、上述した実施の形態1、2では、配線材の延伸方向と直交する平面を切断面とする断面が矩形をなすものを例示して説明したが、これに限らず、例えば台形をなすものであってもよい。凹部を形成する際の切り方に応じて、配線材の形状は適宜設計することが可能である。

【0070】

また、上述した実施の形態1、2では、配線材に凹部を設けて、接合部102により配線材と電極とを接合するものとして説明したが、溶融半田法を用いて配線材と電極とを接合するようにしてもよい。

10

【0071】

また、上述した実施の形態1、2では、超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波をエコー信号に変換するものとして圧電素子を例に挙げて説明したが、これに限らず、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) を利用して製造した素子、例えばC-MUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers) やP-MUT (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducers) であってもよい。

【0072】

また、超音波内視鏡として、光学系がなく、振動子を機械的に回転させて走査する細径の超音波プローブに適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

20

【0073】

また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。また、超音波内視鏡は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0074】

30

また、超音波内視鏡として一例を記載したが、本発明の超音波振動子モジュールは、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブに適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に用いられる。

【産業上の利用可能性】

【0075】

以上のように、本発明にかかる超音波振動子モジュール、超音波内視鏡および超音波振動子モジュールの製造方法は、狭ピッチ化した場合であっても、圧電素子と配線との接合強度を確保するのに有用である。

【符号の説明】

40

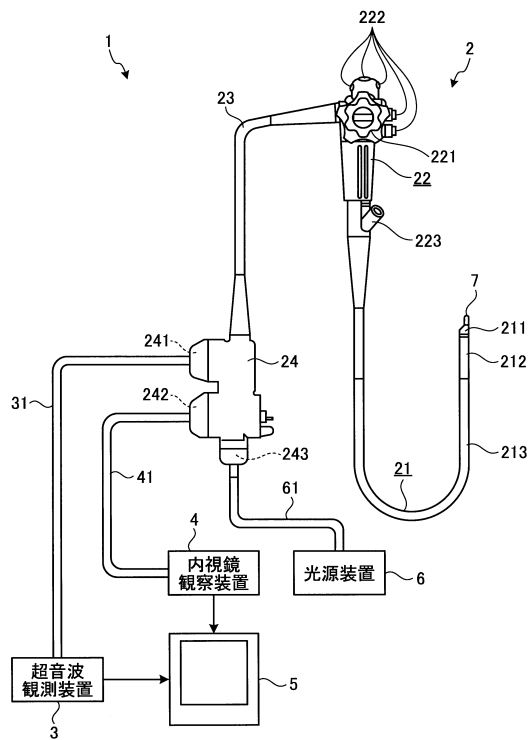
【0076】

- 1 内視鏡システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 内視鏡観察装置
- 5 表示装置
- 6 光源装置
- 7 超音波振動子
- 21 挿入部
- 22 操作部

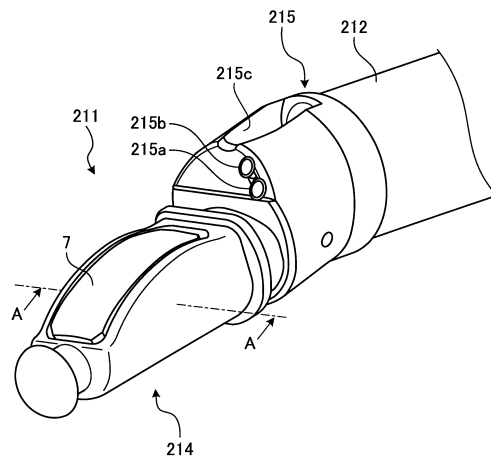
50

- 2 3 ユニバーサルコード
- 2 4 コネクタ
- 3 1 超音波ケーブル
- 4 1 ビデオケーブル
- 6 1 光ファイバケーブル
- 7 1 圧電素子
- 7 2 第 1 音響整合層
- 7 3 第 2 音響整合層
- 7 4 バッキング材
- 7 5 音響レンズ
- 1 0 0 中継基板
- 1 0 0 I 絶縁部材
- 1 0 1, 1 0 1 A ~ 1 0 1 D 配線材
- 1 0 2 接合部
- 1 0 3 ~ 1 0 6 凹部
- 2 1 1 先端部
- 2 1 2 湾曲部
- 2 1 3 可撓管部
- 2 1 4 超音波振動子モジュール
- 2 1 4 a ハウジング
- 2 1 4 b 収容穴
- 2 1 5 内視鏡モジュール
- 2 2 1 湾曲ノブ
- 2 2 2 操作部材
- 2 2 3 処置具挿入口

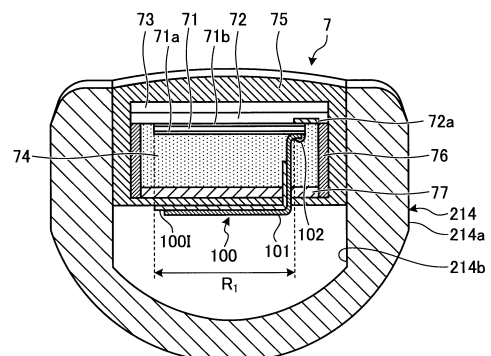
【図 1】



【図 2】



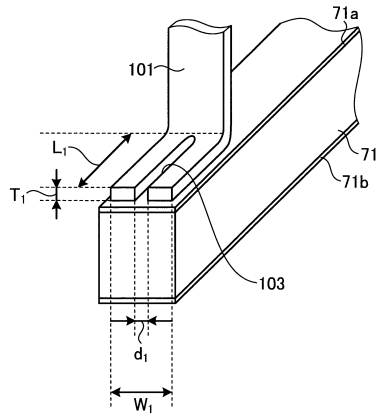
【図 3】



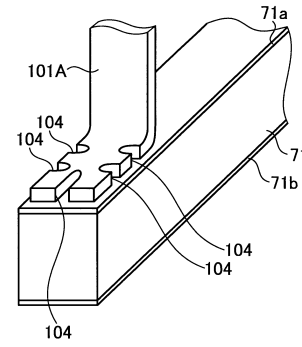
10

20

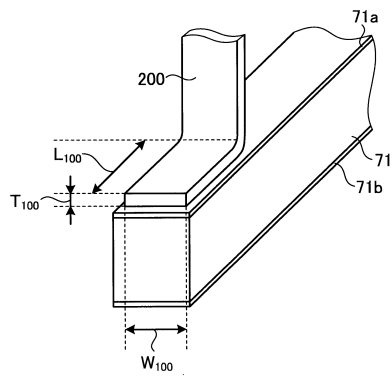
【図 4】



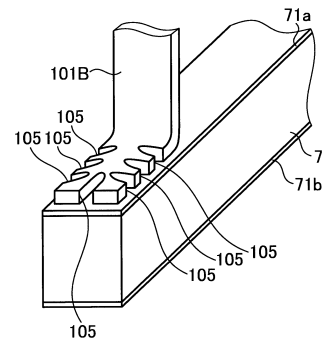
【図 6】



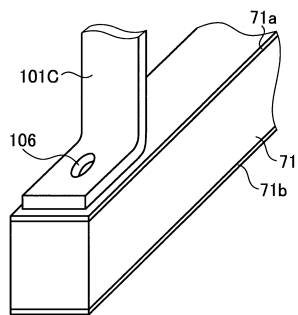
【図 5】



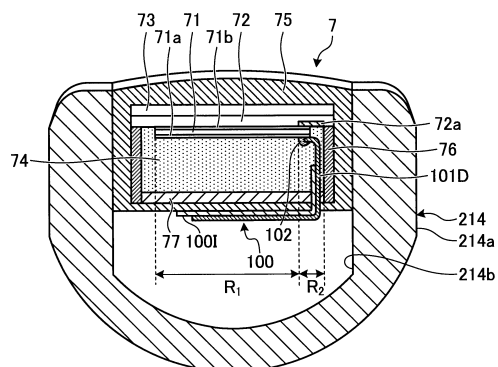
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声换能器模块，超声内窥镜以及制造超声换能器模块的方法		
公开(公告)号	JP6648267B2	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	JP2018518261	申请日	2017-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	若林勝裕		
发明人	若林 勝裕		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 B06B1/0292 B06B1/0622 B06B1/0662 G01S7/52079 G01S15/892 G10K11/002 A61B8/145 A61B8/4461 G01N29/14 G01S7/521 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	2016101508 2016-05-20 JP		
其他公开文献	JPWO2017199861A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声换能器模块包括：多个压电元件，每个压电元件在作为其纵向的相同方向上排列；以及多个压电元件。形成在每个压电元件的表面上的电极；配线构件包括在形成于配线构件与电极的接合区域的凹部。根据本发明，即使在减小间距的情况下，也能够确保压电元件与配线之间的接合强度。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6648267号 (P6648267)	
(45) 発行日 令和2年2月14日 (2020. 2. 14)		(24) 登録日 令和2年1月17日 (2020. 1. 17)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 12 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 12			
請求項の数 7 (全 14 頁)					
(21) 出願番号 特願2018-518261 (P2018-518261)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地			
(86) (22) 出願日 平成29年5月11日 (2017. 5. 11)		(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所			
(86) 国際出願番号 PCT / JP2017 / 017940		(72) 発明者 若林 勝裕 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内			
(87) 国際公開番号 W02017 / 199861		審査官 森口 正治			
(87) 国際公開日 平成29年11月23日 (2017. 11. 23)		(56) 参考文献 特開平11-56857 (J P , A) 特開平6-177533 (J P , A) 特開平10-223822 (J P , A) 特開2002-246721 (J P , A)			
(31) 優先権主張番号 特願2016-101508 (P2016-101508)		最終頁に続く			
(32) 優先日 平成28年5月20日 (2016. 5. 20)					
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)					
(54) 【発明の名称】 超音波振動子モジュール、超音波内視鏡および超音波振動子モジュールの製造方法					

(54) 【発明の名称】 超音波振動子モジュール、超音波内視鏡および超音波振動子モジュールの製造方法