

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-207575

(P2009-207575A)

(43) 公開日 平成21年9月17日(2009.9.17)

|                                |                       |             |
|--------------------------------|-----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                   | F I                   | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 8/12 (2006.01)  | A 6 1 B 8/12          | 4 C 6 0 1   |
| <b>H 0 4 R</b> 17/00 (2006.01) | H 0 4 R 17/00 3 3 2 Y | 5 D 0 1 9   |
| <b>H 0 4 R</b> 31/00 (2006.01) | H 0 4 R 31/00 3 3 0   |             |

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 23 頁)

|                                                                                                                                                                |                            |          |                    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|----------|--------------------|
| (21) 出願番号                                                                                                                                                      | 特願2008-51454 (P2008-51454) | (71) 出願人 | 504157024          |
| (22) 出願日                                                                                                                                                       | 平成20年3月1日(2008.3.1)        |          | 国立大学法人東北大学         |
|                                                                                                                                                                |                            |          | 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 |
| 特許法第30条第1項適用申請有り 平成19年10月7日 Informa Healthcare/Taylor & Francis 発行の「Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies (Vol. 16, No. 5, 2007 ISSN 1364-5706)」に発表 |                            | (74) 代理人 | 100082876          |
|                                                                                                                                                                |                            |          | 弁理士 平山 一幸          |
| 特許法第30条第1項適用申請有り 平成19年12月1日 第41回日本生体医工学会東北支部大会事務局発行の「第41回日本生体医工学会東北支部大会講演論文集」に発表                                                                               |                            | (74) 代理人 | 100109807          |
|                                                                                                                                                                |                            |          | 弁理士 篠田 哲也          |
|                                                                                                                                                                |                            | (72) 発明者 | 芳賀 洋一              |
|                                                                                                                                                                |                            |          | 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 |
|                                                                                                                                                                |                            |          | 国立大学法人東北大学内        |
|                                                                                                                                                                |                            | (72) 発明者 | 江刺 正喜              |
|                                                                                                                                                                |                            |          | 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 |
|                                                                                                                                                                |                            |          | 国立大学法人東北大学内        |

最終頁に続く

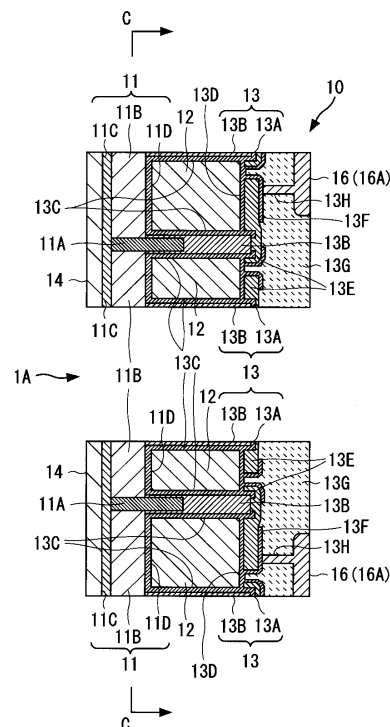
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、内視鏡及び超音波プローブの製造方法

## (57) 【要約】

【課題】 圧電素子をリングアレイ状に配置して多素子化した超音波プローブ及びそれを備えた内視鏡と、その超音波プローブの作製方法を提供する。

【解決手段】 超音波プローブ1は、リングアレイ状に配置される超音波振動子11と、超音波振動子毎に超音波振動子後側に配置される振動吸収体12と、各々の振動吸収体12を保持する保持部13と、を備え、超音波振動子11毎の配線接続部16が保持部後端面に設けられ、保持部13内の多層配線構造により超音波振動子毎の裏側電極11Dと配線接続部16とが電氣的に接続されている。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

リングアレイ状に配置される超音波振動子と、該超音波振動子毎に該超音波振動子後側に配置される振動吸収体と、各々の上記振動吸収体を保持する保持部と、を備え、  
上記超音波振動子毎の配線接続部が上記保持部の後端部に設けられ、  
上記保持部内の配線構造により上記超音波振動子毎の裏側電極と上記配線接続部とが電氣的に接続されている、超音波プローブ。

**【請求項 2】**

前記保持部の後側には接続部材が配設されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 3】**

前記接続部材は、一のチューブ又は同心円状の複数のチューブから構成されている、請求項 2 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 4】**

前記接続部材は、フレキシブル基板又はフレキシブルシートをチューブ状に変形して成る、請求項 2 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 5】**

前記接続部材には、前記配線接続部に接続される接続用電極部を含む配線パターンが設けられ、前記超音波振動子による超音波の送信及び受信に係る信号を処理する回路部品が搭載されている、請求項 2 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 6】**

前記配線接続部は、前記保持部の後端部の外周縁部に間隔をおいて周状に配置される、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 7】**

前記配線接続部は、前記超音波振動子の配置パターンと同一又は類似の配置パターンに沿って前記保持部の後端部に配置されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 8】**

前記保持部は貫通孔を有し該貫通孔を軸とした円錐台形状を成し、  
前記配線接続部が上記保持部の後端面又は側面に間隔をあけて配置されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 9】**

前記保持部は貫通孔を有し該貫通孔を軸として径方向に従い軸方向の幅が変化する段差形状を成し、  
前記配線接続部が上記保持部の後端面に間隔を開けて配置されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 10】**

請求項 1 乃至 9 の何れかに記載の超音波プローブをカテーテル又は内視鏡ツールの先端部に装着して構成される、内視鏡。

**【請求項 11】**

圧電体裏面に一又は複数の円周状に間隔を開けて埋込部を所定のパターンで形成し、該埋込部毎に金属層を形成し、各々の上記埋込部内に振動吸収体となるバックグ層を注入し、上記バックグ層上に配線構造を形成することで、配線構造及びバックグ層を埋設した保持部を形成するステップと、  
上記圧電体を一重又は多重のリングアレイ状に分割すると共に、該圧電体と上記保持部とに貫通孔を形成するステップと、  
を含む、超音波プローブの作製方法。

**【請求項 12】**

さらに、円筒部材に配線パターンを形成するか、又はフレキシブルシート若しくはフレキシブル基板上に配線パターンを形成してチューブ状に変形させることで、接続部材を形成するステップと、

前記保持部の配線構造における各裏側電極と上記配線パターンの各接続用電極部とを接

10

20

30

40

50

続するステップと、

を含む、請求項 11 に記載の超音波プローブの作製方法。

【請求項 13】

前記保持部を形成する際、該保持部の後端部の外周縁に間隔をおいて前記バックキング層毎に対応した接続配線部を形成する、請求項 11 に記載の超音波プローブの作製方法。

【請求項 14】

前記保持部を形成する際、該保持部の後端部に、前記バックキング層の配置パターンに沿って接続配線部を形成する、請求項 11 に記載の超音波プローブの作製方法。

【請求項 15】

前記配線構造を形成する際に非平面フォトリソグラフィを用いる、請求項 11 に記載の超音波プローブの製造方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体局部の精密な診断や治療のために利用可能な超音波プローブとそれを備えた内視鏡及び超音波プローブの製造方法に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡を用いた血管内治療において、血管が狭窄して内腔が偏っている場合や血管が湾曲しているため内視鏡の通り抜けが難しい場合、病変部を傷つけずに血管内でカテーテルの前方の形状を安全に観察することができる前方視超音波内視鏡が開発されている。

20

【0003】

特に、慢性完全閉塞病変は、血栓やコレステロールなどで血管が完全に閉塞している場合、硬いガイドワイヤーを用いて再開通治療が行われているため、血管を穿孔せずに安全にガイドワイヤーを押し進めるために予めカテーテルを挿入すべき前方の血管構造を三次元でかつリアルタイムで観測可能な血管内前方視超音波内視鏡が求められている。そのため、本発明者らは、既に前方視超音波内視鏡の試作に成功している。例えば、前方視超音波内視鏡を導電性バックキングにより一括作製を可能にし（特許文献 1）、指向性を制御可能にした凸型振動子の作製（特許文献 2）にも成功している。また、高機能な MEMS デバイスをカテーテル先端に実装する基礎技術として非平面リソグラフィも開発している（特許文献 3）。

30

【0004】

特許文献 4 には、微小な圧電素子を手作業で配列しカテーテルに実装する技術が開示され、特許文献 5 には、素子アレイをフレキシブルシートに形成してカテーテルに巻き付けることで前方視可能な内視鏡が開示され、非特許文献 1 にはカテーテルの先端部に多素子化した圧電素子を装着した技術が開示されている。

【0005】

【特許文献 1】特許第 3552923 号公報

【特許文献 2】特許第 3787725 号公報

【特許文献 3】特開 2007-114758 号公報

40

【特許文献 4】特開 2000-358299 号公報

【特許文献 5】米国特許第 6457365 号

【非特許文献 1】IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect. Freq. Contr., Vol. 51, (2004), pp.800-808

【非特許文献 2】IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect. Freq. Contr., Vol. 44, (1997), pp.1140-1147

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、本発明者等の開発した前方視超音波内視鏡では超音波振動子の素子数が

50

少なく、アーチファクトと呼ばれる虚像の原因となっていた。アーチファクトとは、超音波画像を構成する際に生じる虚像であり、本来あってはならない。また、特許文献 4、5 及び非特許文献 1 に開示された技術では、自由なデザインでリングアレイ化や多素子化が難しく、圧電素子毎の配線の取り出しやカテーテルへの実装が難しいという欠点がある。

【0007】

非特許文献 2 に開示されている PMN - PT は、従来の PZT に代わりうる圧電特性に優れたものである。しかしながら、PMN - PT は破壊され易く、超音波プローブの作製を容易にすることはできない。

【0008】

本発明の第 1 の目的は、圧電素子をリングアレイ状に配置して多素子化した超音波プローブ及びそれを備えた内視鏡を提供することを目的とする。

10

【0009】

本発明の第 2 の目的は、圧電素子をリングアレイ状に配置して多素子化しても容易に作製することができる、超音波プローブの作製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】

【0010】

上記第 1 の目的を達成するために、本発明の超音波プローブは、リングアレイ状に配置される超音波振動子と、超音波振動子毎に超音波振動子後側に配置される振動吸収体と、各々の振動吸収体を保持する保持部と、を備え、超音波振動子毎の配線接続部が保持部の後端部に設けられ、保持部内の配線構造により超音波振動子毎の裏側電極と配線接続部とが電氣的に接続されている。

20

【0011】

好ましくは、保持部の後側には接続部材が配設されている。特に、接続部材は、一のチューブ又は同心円状の複数のチューブから構成されていても、フレキシブル基板又はフレキシブルシートをチューブ状に変形して成ってもよい。

好ましくは、接続部材には、配線接続部に接続される接続用電極部を含む配線パターンが設けられ、超音波振動子による超音波の送信及び受信に係る信号を処理する回路部品が搭載されている。

配線接続部は、保持部の後端部の外周縁部に間隔をおいて周状に配置されることができる。

30

配線接続部は、超音波振動子の配置パターンと同一又は類似の配置パターンに沿って保持部の後端部に配置されてよい。

好ましくは、保持部は貫通孔を有し貫通孔を軸とした円錐台形状を成し、配線接続部が保持部の後端面又は側面に間隔をあけて配置されている。或いは、保持部は貫通孔を有し貫通孔を軸として径方向に従い軸方向の幅が変化する段差形状を成し、配線接続部が保持部の後端面に間隔を開けて配置されているようにしてもよい。

本発明の内視鏡は、本発明の超音波プローブをカテーテル又は内視鏡ツールの先端部に装着して構成される。

【0012】

上記第 2 の目的を達成するために、本発明の超音波プローブ作製方法は、圧電体裏面に一又は複数の円周状に間隔を開けて埋込部を所定のパターンで形成し、埋込部毎に金属層を形成し、各々の埋込部内に振動吸収体となるバッキング層を注入し、バッキング層上に配線構造を形成することで、配線構造及びバッキング層を埋設した保持部を形成するステップと、圧電体を一重又は多重のリングアレイ状に分割すると共に、圧電体と保持部とに貫通孔を形成するステップと、を含む。

40

【0013】

さらに、円筒部材に配線パターンを形成するか、又はフレキシブルシート若しくはフレキシブル基板上に配線パターンを形成してチューブ状に変形させることで、接続部材を形成するステップと、保持部の配線構造における各裏側電極と配線パターンの各接続用電極部とを接続するステップと、を含むことができる。

50

保持部を形成する際、保持部の後端部の外周縁に間隔をおいてバッキング層毎に対応した接続配線部を形成するとよい。保持部を形成する際、保持部の後端部に、バッキング層の配置パターンに沿って接続配線部を形成すると好ましい。配線構造を形成する際に非平面フォトリソグラフィを用いれば好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明による超音波プローブによれば、超音波振動子を多数備えているので、超音波振動を発生させその反射を受信してもアーチファクトが抑えられ、受信した超音波振動からエコー画像を正確に三次元的に得ることが可能となる。また、保持部に配線構造、特に多層配線構造を設けることで、超音波振動子の裏側電極を保持部裏端部に配線で引き出すことができる。これにより、カテーテル先端部への電氣的な接続も容易に行うことができる。さらに、保持部には後方に延びる配線が所定の配線パターンで配設され、信号増幅回路や信号切替回路などを集積化したICチップを容易に搭載することができる。

10

【0015】

本発明による超音波プローブの作製方法によれば、手作業工程が少なく精度の良い超音波プローブを作製することができる。また、保持部内の多層配線構造は本発明者等が開発した非平面フォトファブリケーションを採用することで容易に精密に製造することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

20

以下、添付図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。

本発明の実施形態における超音波プローブは、リング状に配置された各超音波振動子のうち又は複数の超音波振動子から超音波を発生させ、発生した超音波の反射波を各超音波振動子で受信することができる。この超音波プローブは超音波振動子を多素子化しているので、アーチファクトが抑えられ、受信した超音波振動からエコー画像を正確に、かつ三次元的に得ることが可能となる。以下の実施形態では好ましい形態を幾つか説明するが、本発明の主旨に沿って適宜設計変更することができる。

【0017】

(第1の実施形態)

本発明の第1の実施形態として、二重のリング状に超音波振動子を配置することで送受信部が構成され、送受信部の後側に外部に配線取り出し用の接続部材として一重のチューブが設けられた形態について説明する。

30

【0018】

図1は第1の実施形態に係る超音波プローブが取り付けられている内視鏡を示す概略図である。

第1の実施形態に係る超音波プローブ1はカテーテル2の先端部2Aに装着され、内視鏡3を構成する。超音波プローブ1は、超音波振動の送信及び受信を行う送受信部10と、送受信部10の後側に取り付けられる接続部材20と、を含んで構成される。送受信部10と接続部材20とは貫通した貫通孔1Aを有する。この貫通孔1Aは内視鏡3のワーキングチャンネルとして機能し、必要に応じて管部材30が挿通される。この管部材30は例えばグランド配線として機能する。ワーキングチャンネルは必要な血管造影剤や薬液注入口となったりガイドワイヤーなどマイクロツールの挿通路となる。

40

【0019】

〔超音波プローブの構成〕

第1の実施形態に係る超音波プローブ1について詳細に説明する。

図2は、第1の実施形態に係る超音波プローブ1に関し、図1のA-A線に沿う断面図、図3は図1のB-B線に沿う断面図、図4は図2のC-C線に沿う断面図、図5は超音波プローブ1における送受信部10を後方から見た図である。

【0020】

第1の実施形態では、超音波プローブ1の送受信部10は、図2及び図3に示すように

50

、リングアレイ状に配置される複数の超音波振動子 1 1 と、各超音波振動子 1 1 の振動を吸収する振動吸収体 1 2 と、この振動吸収体 1 2 を保持する保持部 1 3 と、を含んで構成される。保持部 1 3 は、超音波振動子 1 1 に対して電氣的な接続を行う多層配線構造体 1 3 A を有する。

【 0 0 2 1 】

各超音波振動子 1 1 はリングアレイ状に配置され、分離部 1 1 A としての空隙又は棒部により分離されている。超音波振動子 1 1 は、例えば図 4 に示すように、貫通孔 1 A の周りに二重のリングアレイをなすよう配置される。図示した例では、内側のリングアレイに八個、外側のリングアレイに十六個の超音波振動子 1 1 を配置している。これにより、一つの超音波振動子 1 1 から超音波を送出し、送出した振動の反射波を 2 4 個という複数の超音波振動子 1 1 で受信することができる。また、任意の複数又は全部の超音波振動子 1 1 から超音波を送出して、全部又は一部の超音波振動子 1 1 で超音波を受信することもできる。

10

【 0 0 2 2 】

超音波振動子 1 1 は、細分化された圧電体 1 1 B を表側電極 1 1 C と裏側電極 1 1 D とで挟んで構成されている。圧電体 1 1 B には P Z T のほか、圧電特性に優れ音響インピーダンスが生体の値に近い圧電単結晶の P M N - P T ( マグネシウムニオブ酸チタン酸亜鉛 ) を用いることが好ましい。表側電極 1 1 C は、図示した例では超音波振動子毎に分断されており共通電極となっているが、超音波振動子毎に細分化されてもよい。表側電極 1 1 C 上には整合層 1 4 が形成されている。この整合層 1 4 は、超音波プローブ 1 が使用される空間に存在する液体などの媒体と超音波振動子 1 1 とのインピーダンス整合をとるためのものである。

20

【 0 0 2 3 】

保持部 1 3 は、超音波振動子 1 1 と同数の振動吸収体 1 2 が埋め込まれる埋込部 1 3 B と、多層配線構造体 1 3 A とで構成される。保持部 1 3 裏面には超音波振動子 1 1 と同数の配線接続部 1 6 が設けられる。多層配線構造体 1 3 A は、裏側電極 1 1 D と配線接続部 1 6 とがそれぞれ電氣的に接続される。

【 0 0 2 4 】

埋込部 1 3 B は、超音波振動子 1 1 の裏側に超音波振動子 1 1 の配置に倣って複数の埋込部を有している。保持部 1 3 に設ける埋込部 1 3 B は超音波振動子 1 1 と同数である。埋込部 1 3 B の素材としては立体形状が容易に形成できる厚膜フォトレジストを採用することができる。埋込部 1 3 B にはそれぞれ振動吸収体 1 2 が埋設されて保持している。この埋込部 1 3 B は複数のリング部を半径方向に延びる枝部で連結して構成される。振動吸収体 1 2 には、タングステンパウダーを混合したエポキシ樹脂を用いることができる。振動吸収体 1 2 は、超音波振動子 1 1 からの超音波の送信に伴う超音波振動子 1 1 の振動を瞬時に吸収することで、超音波振動子 1 1 が受信する超音波の信号にノイズを生じさせない。

30

【 0 0 2 5 】

多層配線構造体 1 3 A は、各超音波振動子 1 1 の裏面に設けた裏側電極 1 1 D と配線接続部 1 6 とをそれぞれ電氣的に接続する。埋込部 1 3 B の前側は超音波振動子 1 1 の裏面に対応している。多層配線構造体 1 3 A は、超音波振動子 1 1 の裏側電極 1 1 D と、各埋込部 1 3 B の少なくとも一方の側壁部に付着した金属層 1 3 C と、振動吸収体 1 2 の裏側電極 1 1 D と逆側に付着した金属層 1 3 D と、金属層 1 3 D と配線接続部 1 6 とを接続する層間絶縁膜 1 3 E , 1 3 G 及び埋込電極部 1 3 F , 1 3 H で構成されている。この多層配線構造体 1 3 A は、各裏側電極 1 1 D と各配線接続部 1 6 とを配線接続している。

40

【 0 0 2 6 】

配線接続部 1 6 は、例えば図 5 に示すように、円筒状をなす保持部 1 3 の円周縁部に間隔を開けて、超音波振動子 1 1 と同数配置されている。配線接続部 1 6 は、外側リングアレイ状の各超音波振動子 1 1 に配線接続される第 1 の配線接続部 1 6 A と、内側リングアレイ状の各超音波振動子 1 1 に配線接続される第 2 の配線接続部 1 6 B と、で構成されて

50

いる。図４及び図５に示す例では、外側に十六個の超音波振動子１１を配置し、内側に八個の超音波振動子１１を配置しているので、２４個の配線接続部１６の配置パターンは、第１の配線接続部１６Ａ二個おきに第２の配線接続部１６Ｂが一個配置されている。

#### 【００２７】

次に、接続部材２０について説明する。

図６は接続部材２０を模式的に示す図、図７は図１のＤ－Ｄ線に沿う断面図、図８は図１のＥ－Ｅ線に沿う断面図である。

接続部材２０は、例えばガラス管などの絶縁管２１の外周部に、樹脂からなる絶縁層２２とＣｕなどの電極層２３とで図８に示すように多層配線を構成している。樹脂としては、パラキシリレン系樹脂を用いることができる。電極層２３には送受信部１０に接続される側に接続用電極部２３Ａを形成し、この接続用電極部２３Ａが配線接続部１６と電氣的に接続している。多層配線は、絶縁管２１上に所定のパターン形成された電極層２３と絶縁層２２との積層構造で形成されている。接続部材２０の多層配線の電極層２３上には、回路部品としてのＩＣチップ２４が接続されている。図７に示すように、ＩＣチップ２４は多層配線上に複数、例えば、接続部材２０の中心軸からみて等間隔に接続部材２０の外周部に配置される。これは超音波プローブ１が血管に挿入しうるだけの微小なサイズとするためである。多層配線には、カテーテル２の後端部からカテーテル２の先端部２Ａまで配設される同軸ケーブルなどの配線が電氣的に接続されている。

#### 【００２８】

図９は接続部材２０に形成される配線パターンの一例を示す展開図である。図９に示すように、接続部材２０に形成される配線パターンは、送受信部１０側で絶縁管２１の外周に配置される第１の接続用電極部２３Ａと、接続部材２０の軸方向に並べられる第２の接続用電極部２３Ｂと、第１の接続用電極部２３Ａと第２の接続用電極部２３Ｂとを接続する配線連結部２３Ｃと、で構成されている。第１の接続用電極部２３Ａは配線接続部１６と接続可能な面積を有し、第２の接続用電極部２３ＢはＩＣチップ２４やワイヤーと接続可能な面積を有する。配線連結部２３Ｃは線状に形成されている。

#### 【００２９】

第１の実施形態に係る超音波プローブ１は、同軸ケーブルなどの配線を介してＩＣチップ２４に対して電気信号が入力されると、ＩＣチップ２４がその入力に基いて送受信部１０における超音波振動子群の少なくとも一つ以上の特定の超音波振動子１１に対して電圧を印加する。すると、特定の超音波振動子１１が超音波を発生する。その後ＩＣチップ２４は、送受信部１０における超音波振動子群の各超音波振動子１１による受信した超音波振動を変換した電気信号を受け、所定の信号処理を行って同軸ケーブルに信号処理の結果を出力する。

#### 【００３０】

第１の実施形態に係る超音波プローブ１は、送受信部１０における超音波振動子群の全てを位相駆動し、被測定物からの超音波エコーの受信も位相駆動する方式、所謂フェーズドアレイ方式により送受信してもよい。

#### 【００３１】

なお、超音波プローブ１による超音波の送信及び受信形態は上述以外に、ワーキングチャンネルから光を超音波振動の周波数でパルス的に照射し、超音波プローブ１により反射を受信するようにしてもよい。

#### 【００３２】

その際、超音波プローブ１の超音波振動子１１を多素子化し、かつ超音波振動の周波数を高周波化することで、アーチファクトを低減することができる。また、超音波振動子１１の直下においてＩＣチップ２４で信号処理を行うようにしたことから、同軸ケーブルを経由して外部と送受信することによる信号の劣化が生じない。よって、小型の超音波プローブ１でも、画像の解像度を高めることができる。

#### 【００３３】

〔超音波プローブの作製方法〕

10

20

30

40

50

以下、実施形態 1 に係る超音波プローブ 1 の作製方法について説明する。

超音波プローブ 1 は、送受信部 10 と接続部材 20 とをそれぞれ作製し、送受信部 10 における配線接続部 16 と接続部材 20 における第 1 の接続用電極部 23 A とをボンディングや半田等により接続することで、作製することができる。

#### 【0034】

送受信部 10 の作製工程は、以下の通りである。図 10 は超音波プローブ 1 における送受信部 10 の作製工程の前半を示す図、図 11 は超音波プローブ 1 における送受信部 10 の作製工程の中盤を示す図である。図 12 は、超音波プローブにおける送受信部の作製工程の後半を示す図である。この工程は、1 枚の基板として圧電体 40 に複数のパターンを形成し、複数の送受信部 10 を一括して作製してもよい。

10

まず、用意した圧電体 40 の一方の面、例えばマイナス面を研磨し（図 10（A））、レジスト 41 を塗布してフォトリソグラフィーによりパターンを形成して埋込部 41 A を形成する（図 10（B））。なお、レジストは塗布の代わりにドライフィルム状のレジストを貼り付けてパターンを形成してもよい。

#### 【0035】

次に、埋込部 41 A の底部と側壁部とに金属層 42 を形成する。その際、予め圧電体 40 に直接金属層 42 を構成する Au（金）などの層を形成しても剥離し易いので、図 10（C）に示すように、Ti（チタン）、Mo（モリブデン）、Cr（クロム）などの下地層 42 A を形成し、その後その上に種となる金属層を形成して電解めっきにより金属層 42 B を厚くする（図 10（D））。下地層 42 A の形成には、スパッタリング、真空蒸着法などの薄膜成形方法を採用することができる。なお、埋込部 41 A の底部及び側壁部に形成した金属層 42 は超音波振動子 11 の裏側電極 11 D 及び金属層 13 C の一部となる。

20

#### 【0036】

次に、埋込部 41 A に振動吸収体となるバッキング材 43 A を充填し（図 10（E））、不要なバッキング材を除去してバッキング層 43 を形成する（図 10（F））。その際、埋込部間の金属層を研磨等で除去する。このバッキング層 43 が振動吸収体 12 となる。

#### 【0037】

次に、研磨面に対して全面に金属層 44 を形成し（図 10（G））、金属層 44 のエッチングマスク 45 としてレジストをフォトリソグラフィーにより形成した後に（図 11（A））、金属層 44 のエッチングを行って電極層 44 A のパターニングを行い（図 11（B））、完了後にエッチングマスク 45 としてのレジストをアセトンなどの有機溶剤により除去する（図 11（C））。

30

次に、感光性のポリイミドを絶縁層 46 として形成し、フォトリソグラフィーによってパターニングを行い（図 11（D））、研磨面に金属層 47 を形成した後に（図 11（E））、金属層 47 のエッチングマスク 48 としてレジストのフォトリソグラフィーにより作製する（図 11（F））。

次に、金属層 47 のエッチングを行って電極 47 A のパターニングを行った後に（図 11（G））、エッチングマスク 48 としてのレジストをアセトンなどの有機溶剤で除去する（図 12（A））。

40

#### 【0038】

次に、圧電体 40 を所定の厚さに研磨して圧電体 40 A とする（図 12（B））。これにより、数十、例えば 20 MHz というモード共振が可能となる。

次に、サンドブラスト用のエッチングレジストをフォトリソグラフィーすることでサンドブラストのエッチングマスク 49 を作製する（図 12（C））。

サンドブラストを用いて圧電体 40 A に溝部 50 を形成して複数の素子となるようリングアレイ状にパターニングを行うと共に貫通孔 51 の作製（図 12（D））を行い、レジストを除去する（図 12（E））。

次に、圧電体 40 A にパターニングで形成した溝部 50 に充填材を充填して分離部 52

50

を形成し（図 1 2（F））、圧電体 4 0 A 上に表側電極 5 3 を形成し（図 1 2（G））、さらに必要に応じて整合層 1 4 を形成することで、送受信部 1 0 が完成する。なお、表側電極 5 3 と整合層 1 4 の形成及びグラウンドの取り出しと送受信部 1 0 の分離は適宜工程を変更して行える。

#### 【 0 0 3 9 】

接続部材 2 0 の作製方法について説明する。

図 1 3 は、接続部材 2 0 の作製工程を示す図である。接続部材 2 0 の基板としてガラスチューブなどの絶縁管 6 0 又は金属チューブなどの表面に絶縁処理を施した絶縁管 6 0 を用意する（図 1 3（A））。

次に、絶縁管 6 0 の側面全体に T i（チタン）と A u（金）を順に積層した下地層 6 1 A を形成する（図 1 3（B））。T i 層は、絶縁管 6 0 との密着性を高めるために挿入した層である。T i 層の代わりに M o（モリブデン）層や C r（クロム）層で密着性を高めても良い。下地層 6 1 A の形成には、スパッタリングなどの薄膜成形方法を用いることができる。

下地層 6 1 A の表面全体にレジスト 6 2 を塗布し（図 1 3（C））、レーザなどを用いてマスク露光を行い、現像してレジスト 6 2 A をパターンニングする（図 1 3（D））。

電解めっき法などを用いて下地層 6 1 A 上にめっき層を形成して全体の厚みを増して金属層 6 1 B とし（図 1 3（E））、レジスト 6 2 A を有機溶剤で除去し（図 1 3（F））、下地層 6 1 A の露出部分をエッチングにより除去して配線部 6 1 C のみが絶縁管 6 0 に形成されている（図 1 3（G））。

その後、点線で示すようにダイシングして I C チップやワイヤーを接続する接続用電極部のエッジを形成し（図 1 3（H））、接続部材 2 0 を得る。

以上の作製工程において、非平面にリソグラフィを行う場合には非平面フォトリソグラフィ、即ちレジストの高さ位置及び膜厚分布を 2 次元のマトリックスに分解し、フォトマスクを用いずにマトリックス毎の露光高さに合わせた焦点高さとレジスト厚さに合わせた露光ドーズ量を用いて露光を行う方法を使用することができる（特許文献 3 参照）。

#### 【 0 0 4 0 】

図 1 4 は、別の接続部材 2 0 ' を示す模式図である。接続部材 2 0 は断面が円筒形であっても、中空を有する楕円形でも、中空を有する扁平であってもよく、図 1 4 に示すように中空の三角形状でも、その他中空を有する四角形などの多角形でもよい。図 1 4 に示す接続部材 2 0 ' には符号 6 1 C で示すような配線パターンが形成されている。このように、絶縁管 6 0 の代わりに、各種の断面形状の基体に配線パターンを形成しても良い。

#### 【 0 0 4 1 】

図 1 5 は、図 1 3 とは異なる接続部材 2 0 の作製工程を示す図である。図 1 3 に示す工程とは異なり、フレキシブル基板 2 0 A 上に配線パターンを形成し（図 1 5（A））、その後フレキシブル基板 2 0 A をチューブ状に変形して接続部材 2 0 B としてもよい（図 1 5（B））。なお、接続部材 2 0 B の断面は円形でも楕円でも扁平でもよく又は三角形状や四角形状などの多角形状でもよい。フレキシブル基板 2 0 A を丸めて筒状をなしていれば、図 1 5（B）に示すように軸に平行な端面同士が接合している場合であっても、軸に平行な端面同士が接合されていない場合であってもよい。なお、フレキシブル基板 2 0 A の代わりにフレキシブルシートを用いても良い。

#### 【 0 0 4 2 】

送受信部 1 0 と接続部材 2 0 との接続方法について説明する。

図 1 6 は送受信部 1 0 と接続部材 2 0 との接続工程を示す図である。

接続部材 2 0 には、円筒形状の絶縁管表面、即ち外周部に電極層 2 3 による多層配線が形成されている（図 1 6（A）参照）。絶縁管 2 1 は、その中心部に送受信部 1 0 の貫通孔 1 A と連通する軸部 2 1 A を有している。絶縁管 2 1 には筒状のガラス管の他に、金属チューブに絶縁膜を形成したものをを用いてもよい。なお、絶縁管 2 1 の軸部の表面に導電性材料を被覆して、接地領域（グラウンド）としてもよい。

#### 【 0 0 4 3 】

10

20

30

40

50

前述した要領で作製した送受信部 10 の貫通孔 1 A に対して管部材 30 を挿通し、その管部材 30 を絶縁管 21 の軸部 21 A に挿通する（図 16（B））。この場合、管部材 30 の外周面に導電性材料を被覆して、接地領域、即ちグラウンドとしてもよい。

次に、多層配線構造体 13 A の配線接続部 16 と絶縁管 21 上の配線部 23 とをそれぞれ接続部 23 D で接続する。この接続工程では、配線接続部 16（図 16 では示さず）と配線部 23 の一部とを半田や導電性樹脂により接続する。半田で接続する場合には、レーザー照射により半田を溶解して固化させてもよい（図 16（C）及び（D））。

その後、配線部 23 に IC チップ 24（図 16 では示さず）を接続して超音波プローブ 1 が完成する。

#### 【0044】

10

以上の工程を経ることで、超音波プローブ 1 が作製できるので、この超音波プローブ 1 を図 1 に示すようにカテーテル 2 の先端部 2 A に装着することで内視鏡 3 が完成する。カテーテル 2 の代わりに各種の内視鏡ツールの先端部に装着してもよい。ここで、内視鏡ツールとは、ファイバースコープや電子内視鏡などの光学内視鏡の鉗子口に挿通される細長いツールであり、体内における各種診断・治療に用いられる。

なお、第 1 の実施形態では、超音波振動子が二重のリングアレイ状に配置され、送受信部の配線接続部が保持部の外周縁部に周状に配置されている。超音波振動子のリングアレイが二重である必要はなく、超音波振動子の寸法に応じて、一重でも三重以上であってもよい。

#### 【0045】

20

（第 2 の実施形態）

第 2 の実施形態について説明する。

第 2 の実施形態では、送受信部の配線接続部が、第 1 の実施形態のように外周縁部に周状に配置されるのではなく、超音波振動子の配置パターンと同一又は類似の配置パターンに沿って保持部の後端部に配置されている。

以下の説明では、超音波振動子が三重のリングアレイ状に配置され、その裏側に各超音波振動子の配置パターンに沿って三重のリングアレイ状に配置されている場合について説明するが、超音波振動子及び配線接続部の配置が三重である必要はなく、二重でも四重でもよい。

#### 【0046】

30

図 17 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブ 5 における送受信部 70 と接続部材 80 との接続の仕方を示す図である。

第 2 の実施形態では、三重のリングアレイ状に超音波振動子が送受信部 70 に配置されている。この配置に対応して送受信部 70 の裏側には三重のリングアレイ状に配線接続部 71 が配置されている。超音波振動子が例えば外側のリングアレイに十二個、中間のリングアレイに八個、内側のリングアレイに四個それぞれ配置されている場合には、図 8（A）に示すように、配線接続部 71 が、外側のリングアレイに十二個、中間のリングアレイに八個、内側のリングアレイに四個それぞれ配置されている。各配線接続部 71 は、第 1 の実施形態での作製方法において振動吸収体をなすバッキング層 43 の直後に金属層 44 A を設ける工程まで行い（図 10（A）～図 11（C））、その後第 1 の実施形態で図 12（B）に示すように圧電体 40 を所定の厚さに研磨して圧電体 40 A とする工程以降の各工程を同様に行うことで、送受信部を作製することができる。

40

#### 【0047】

第 2 の実施形態では、接続部材 80 は、径の異なる複数のチューブ 81，82，83 が同軸状に配置されて構成される。図 17 に示す場合では、配線接続部 71 が三重のリングアレイ状に配置されているので、接続部材 80 も配線接続部 71 のアレイと同数の三本のチューブ 81，82，83 が同軸状に配置されて構成される。チューブ 81，82，83 の外周表面には、第 1 の実施形態と同様に所定の配線パターンが形成されている。ここで、薄肉のチューブ 81，82，83 としてポリマーチューブそのものを用いたりフレキシブルシートを変形して用いることができる。ポリマーチューブでは例えばポリイミドチュ

50

ープを用いることができる。フレキシブルシートを丸めて変形させる場合には、チューブ 81, 82, 83 の各断面は円形でも楕円でも扁平でもよく又は三角形状や四角形状などの多角形状でもよい。フレキシブルシートを丸めて筒状をなしていれば、軸に平行な端面同士が接合している場合のみならず、軸に平行な端面同士が接合されていなくてもよい。

#### 【0048】

送受信部 70 と接続部材 80 との接続について図 17 を参照しながら説明する。

まず、図 17 (A) に示すように、送受信部 70 の貫通孔と同軸状に第 1 のチューブ 81 を送受信部 70 の裏側に配置する。その後、第 1 のチューブ 81 の先端部外周に設けた接続用電極部 81A のそれぞれと、送受信部 70 の裏側の最も内側に配置されている四個の配線接続部 71A のそれぞれとを接続する。この接続は、第 1 の実施形態と同様に行うことができる。

10

#### 【0049】

次に、図 17 (B) に示すように、第 1 のチューブ 81 の外側に第 2 のチューブ 82 を同軸状に配置する。その後、第 2 のチューブ 82 の先端部外周に設けた接続用電極部 82A のそれぞれと、送受信部 70 の裏側略中間位置に設けた 8 個の配線接続部 71B のそれぞれとを接続する。第 2 のチューブ 82 の外周側面には接続用電極部 82A から後方に配線が形成されているので、IC 接続用電極部 82B に回路部品としての IC チップ 82C を実装する。さらに、第 2 のチューブ 82 の外周表面にパターン形成した配線部の各後端電極部 82D に各ケーブル 82E を接続する。なお、配線パターンは一部しか図示していない。チューブ 82 へのケーブル 82E の接続及び IC チップ 82C の実装は、送受信部 70 とチューブ 82 との接続の前に行っても後に行ってもよい。

20

#### 【0050】

次に、図 17 (C) に示すように、第 2 のチューブ 82 の外側に第 3 のチューブ 83 を同軸状に配置する。その後、第 3 のチューブ 83 の先端部外周に設けた接続用電極部 83A のそれぞれと、送受信部 70 の外周近傍に設けた十二個の配線接続部 71C のそれぞれと、を接続する。第 3 のチューブ 83 の外周面には、接続用電極部 83A から後方に配線がパターン形成されているので、IC 接続用電極部 83B に回路部品としての IC チップ 83C を実装する。さらに、第 3 のチューブ 83 の外周表面にパターン形成した配線部の各後端電極部 83D に各ケーブル 83E を接続する。

#### 【0051】

30

次に、図 17 (D) に示すように、第 1 のチューブ 81 の外周面にパターン形成した配線部の後端電極部 81D にケーブル 81E を接続する。その際、図示のように、IC チップ 81F を介在させてもよい。

#### 【0052】

以上の工程を経ることで、送受信部 70 と接続部材 80 とを接続し、かつ送受信部 70 における配線接続部 71A, 71B, 71C を接続部材 80 の後端部に向けて電気的な配線を行い、IC チップ 82C, 83C, 81F を搭載することができる。なお、接続部材 80 をなす第 1 ~ 第 3 のチューブ 81, 82, 83 にそれぞれ搭載される IC チップ 81F, 82C, 83C には、例えば信号切替回路、信号増幅器及びパルス発生器が分散して配置される。これにより、超音波プローブ 5 に対して外部から入力される操作信号に応じて各超音波振動子を順に短時間振動させることができる。また、超音波プローブ 5 から送信された超音波は被検体で反射するので、超音波プローブ 5 がその反射波を受けることになる。すると、各超音波振動子が反射波を受信して電気信号に変換する。各超音波振動子で変換された電気信号を IC チップ 81F, 82C, 83C で増幅し、各超音波信号を外部にスイッチングしながら出力することができる。なお、図 17 (A) に示す工程において、第 1 のチューブ 81 にグランド配線用のケーブル (図示せず) を予め挿入してもよい。

40

#### 【0053】

(第 3 の実施形態)

次に第 3 の実施形態について説明する。

50

第3の実施形態は、第1の実施形態と比べ保持部の構成が異なる。図18は第3の実施形態における保持部33を示す模式的な斜視図である。保持部33は、その中心軸に貫通孔33Aを有し、図示しないパッキング層を直接保持する円筒部33Bとその後側の円錐台形状部35とを有する。円錐台形状部35の側面部35A又は後端部35Bには、配線接続部36が配置されている。図示の場合には、側面部35Aの軸の沿った方向に配線接続部36が2列に配置されている。なお、図示の場合には、保持部33は円筒部33Bと円錐台形状部35とで2段で構成されているが、段差が3段以上であってもよい。

【0054】

図19は第3の実施形態における保持部33の変形例を示す模式的な斜視図である。図19に示すように、保持部33は、その中心軸上に貫通孔33Aを有し、貫通孔33Aを軸として径方向に従い軸方向の幅が変化する段差形状を成し、配線接続部36が保持部33の各後端面37A, 37B, 37Cに間隔を開けて配置されている。即ち、保持部33が段差円筒部で構成されている。この段差円筒部を成す保持部33は、図示では、貫通孔33A側の方が径外方向側に比べて軸方向幅が長いが、逆に、貫通孔33A側の方が径外方向側に比べて軸方向幅が短くてもよい。段差円筒部の後端面37A, 37B, 37Cにはそれぞれ間隔を開けて配線接続部36が配置されている。

【0055】

第3の実施形態において、第1の実施形態における作製方法と同様、圧電体40にレジスト41を塗布又は積層してフォトリソグラフィーによりパターン形成して埋込部41Aを形成し、埋込部41Aの底部と側壁部とに金属層42を形成し、埋込部41Aにパッキン

【0056】

ング材43Aを充填してパッキング層43を形成する(図10(A)乃至(F))。必要に応じて圧電体40を所定の厚さに研磨する。

【0057】

以下、本発明の超音波プローブ及びその製造方法の具体例について、例えば外径2.5mmで内径0.5mmの24素子の前方視超音波プローブを例にとって説明する。

先ず、厚さ300 $\mu$ mの圧電体40(JFEミネラル株式会社、PMN-PT)にフォトレジスト41(化薬マイクロケム株式会社、SU-8)を圧膜となるよう厚さ300 $\mu$ m塗布し、フォトリソグラフィーでパターン形成を経て埋込部41Aを形成する(図10(A), (B))。

埋込部41Aの底部及び側壁部にAu及びCrをスパッタリングしさらに電解めっきにより、金属層42を形成する(図10(C), (D))。

次に、タングステンパウダーを体積比で8%混入したエポキシ(メーカ名: Epox Technology社、EPO-TEK 301)をパッキング層43として埋込部41Aに充填する(図10(E), (F))。

パッキング層43の裏側に厚膜フォトレジストを用いて多層配線構造の保持部13を形成する(図10(G)、図11(A)乃至(G)及び図12(A))。

次に、圧電体40としてのPMN-PT基板の表側を、厚さが90 $\mu$ mとなるまで研磨する(図12(B))。

その後、圧電体40AとしてのPMN-PT基板に対して、内直径0.5mmの貫通孔51と、パッキング材を注入形成した間を分割するように半径1.0mmの円周状の溝部50と、貫通孔51から半径1.0mmの円周状の溝部50に向けて放射状の溝部50と、半径1.0mmの円周上の溝部50から外方向に向けて放射線状の半径外方向の溝部5

10

20

30

40

50

0 と、を形成する（図 1 2（D））。

【0058】

図 2 0 は実際に試作した例に係り、溝部 5 0 が形成された圧電体 4 0 A の表側から観察した S E M 像を示す図である。この図から、圧電体 4 0 A としての P M N - P T 基板がリングアレイとなっていることが分かる。

【0059】

次に、圧電体 4 0 A としての P M N - P T 基板の表面に表側電極 1 1 C を形成し、その上に整合層 1 4 を形成することで、2 4 分割された超音波振動子 1 1 を形成する。

次に、非平面フォトリソグラフィを用いて直径 3 m m の絶縁管 2 1 としてのガラス管の外側表面上に配線部 2 3 を形成する。配線部 2 3 での配線材料として C u（銅）を用いることができる。

【0060】

次いで、絶縁管 2 1 としてのガラス管上の配線部 2 3 と、送受信部 1 0 の保持部 1 3 とを半田又は導電性樹脂を用いて電気的機械的に接続する（図 1 5）。

最後に、絶縁管 2 1 上の配線部 2 3 に高速オペアンプからなる表面実装用の I C チップ 2 4 及びチップ抵抗を接続する。その際、絶縁管 2 1 に搭載した 3 つの I C チップ 2 4 は、絶縁管 2 1 の中心軸に対して対称となるように配置する（図 7）。

【実施例】

【0061】

図 2 1 は、実際に試作した例に係り、配線部 2 3 が形成された絶縁管 2 1 の S E M 像を示す図である。この図から、絶縁管 2 1 の表面に配線部 2 3 が良好に形成されていることが分かる。

【0062】

図 2 2 は、実際に試作した例に係り、配線部 2 3 に I C チップを搭載した S E M 像を示す図である。この図から、配線部 2 3 に、I C チップ 2 4 としての高速オペアンプ及びチップ抵抗が接続されたことが分かる。

【0063】

実際に作製した超音波プローブ 1 の送受信性能について説明する。

作製した超音波プローブ 1 を水中に置き、超音波プローブ 1 の前側に反射体として鉄板を配置した。超音波プローブ 1 をパルスジェネレータ（P a n a m e t r i c s m o d e l - 5 9 0 0 P R）を用いて駆動して、超音波プローブによる受信エコーをモニターした。

【0064】

図 2 3（a）は実際に試作した超音波プローブ 1 の一次元シミュレーションの結果を示す図であり、（b）は実際に試作した超音波プローブ 1 の測定結果を示す図である。図 2 2（a）、（b）何れも左縦軸は受信電圧（相対値）であり、右縦軸は周波数スペクトル強度（相対値，d B 表示）である。横軸は、時間軸（μ 秒）と周波数スペクトル（M H z）である。一次元シミュレーション及び測定値は、受信エコーの振動回数が異なるものの、周波数スペクトルの中心周波数が 2 0 M H z であり、測定結果はシミュレーションとよく一致していることが分かる。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図 1】第 1 の実施形態に係る超音波プローブが取り付けられた内視鏡を示す概略図である。

【図 2】図 1 の A - A 線に沿う断面図である。

【図 3】図 1 の B - B 線に沿う断面図である。

【図 4】図 2 の C - C 線に沿う断面図である。

【図 5】超音波プローブにおける送受信部を後方から見た図である。

【図 6】接続部材を模式的に示す図である。

【図 7】図 1 の D - D 線に沿う断面図である。

10

20

30

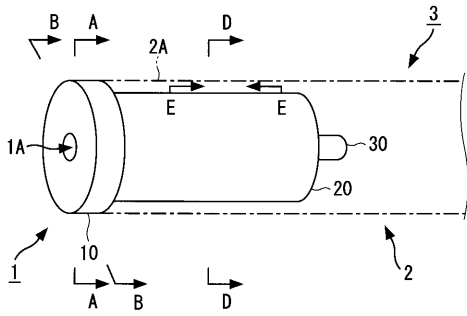
40

50

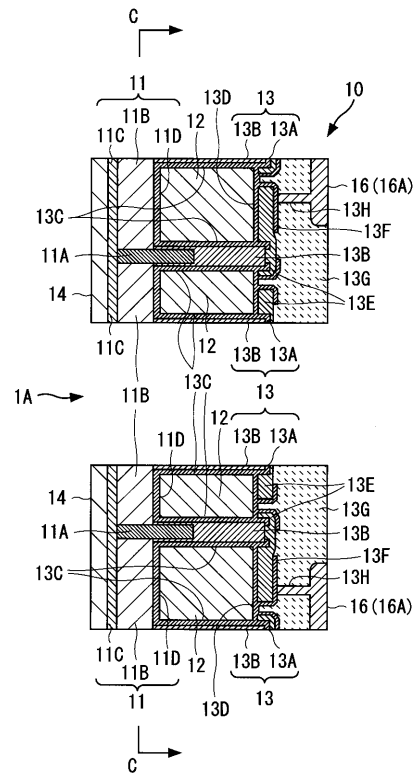
- 【図 8】図 1 の E - E 線に沿う断面図である。
- 【図 9】接続部材に形成される配線パターンの一例を示す展開図である。
- 【図 10】超音波プローブにおける送受信部の作製工程の前半を示す図である。
- 【図 11】超音波プローブにおける送受信部の作製工程の中盤を示す図である。
- 【図 12】超音波プローブにおける送受信部の作製工程の後半を示す図である。
- 【図 13】接続部材の作製工程を示す図である。
- 【図 14】別の接続部材 20 を示す模式図である。
- 【図 15】図 13 とは異なる接続部材の作製工程を示す図である。
- 【図 16】送受信部と接続部材との接続工程を示す図である。
- 【図 17】第 2 の実施形態に係る超音波プローブにおける送受信部と接続部材との接続の仕方を示す図である。 10
- 【図 18】第 3 の実施形態における保持部を示す模式的な斜視図である。
- 【図 19】第 3 の実施形態における保持部の変形例を示す模式的な斜視図である。
- 【図 20】実際に試作した例に係り、溝部が形成された圧電体の表側から観察した S E M 像を示す図である。
- 【図 21】実際に試作した例に係り、配線部が形成されたガラス管の S E M 像を示す図である。
- 【図 22】実際に試作した例に係り、配線部に I C チップを搭載した S E M 像を示す図である。
- 【図 23】( a ) は実際に試作した超音波プローブ 1 の一次元シミュレーションの結果を示す図で、( b ) は実際に試作した超音波プローブ 1 の測定結果を示す図である。 20
- 【符号の説明】
- 【 0 0 6 6 】
- 1 , 5 : 超音波プローブ
  - 1 A , 3 3 A , 5 1 : 貫通孔
  - 2 : カテーテル
  - 2 A : 先端部
  - 3 : 内視鏡
  - 1 0 : 送受信部
  - 1 1 : 超音波振動子 30
  - 1 1 A : 分離部
  - 1 1 B , 4 0 , 4 0 ' : 圧電体
  - 1 1 C , 5 3 : 表側電極
  - 1 1 D : 裏側電極
  - 1 2 : 振動吸収体
  - 1 3 , 3 3 : 保持部
  - 1 3 A : 多層配線構造体
  - 1 3 B , 4 1 A : 埋込部
  - 1 3 C , 1 3 D : 金属層
  - 1 3 E : 層間絶縁膜 40
  - 1 3 F : 埋込電極部
  - 1 4 : 整合層
  - 1 6 , 3 6 : 配線接続部
  - 1 6 A : 第 1 の配線接続部
  - 1 6 B : 第 2 の配線接続部
  - 2 0 , 2 0 ' , 2 0 B , 8 0 : 接続部材
  - 2 0 A : フレキシブル基板
  - 2 1 : 絶縁管
  - 2 1 A : 軸部
  - 2 2 , 4 6 : 絶縁層 50

|                                                       |    |
|-------------------------------------------------------|----|
| 2 3 : 配線部 ( 電極層 )                                     |    |
| 2 3 A : 第 1 の接続用電極部                                   |    |
| 2 3 B : 第 2 の接続用電極部                                   |    |
| 2 3 C : 配線連結部                                         |    |
| 2 3 D : 接続部                                           |    |
| 2 4 , 8 1 F , 8 2 C , 8 3 C : I C チップ                 |    |
| 3 0 : 管部材                                             |    |
| 3 3 B : 円筒部                                           |    |
| 3 5 : 円錐台形状部                                          |    |
| 3 5 A : 側面部                                           | 10 |
| 3 5 B : 後端部                                           |    |
| 3 7 A : 後端面                                           |    |
| 4 1 , 6 2 , 6 2 A : レジスト ( フォトレジスト )                  |    |
| 4 2 , 4 2 B , 4 4 , 4 4 A , 4 7 , 6 1 B : 金属層 ( 電極層 ) |    |
| 4 2 A , 6 1 A : 下地層                                   |    |
| 4 3 : バックینگ層                                         |    |
| 4 3 A : バックینگ材                                       |    |
| 4 5 , 4 8 , 4 9 : エッチングマスク                            |    |
| 4 7 A : 電極                                            |    |
| 5 0 : 溝部                                              | 20 |
| 5 2 : 分離部                                             |    |
| 6 0 : 絶縁管                                             |    |
| 6 1 C : 配線部                                           |    |
| 7 0 : 送受信部                                            |    |
| 7 1 , 7 1 A , 7 1 B , 7 1 C : 配線接続部                   |    |
| 8 1 , 8 2 , 8 3 : チューブ                                |    |
| 8 1 A , 8 2 A , 8 3 A : 接続用電極部                        |    |
| 8 1 D , 8 2 D , 8 3 D : 後端電極部                         |    |
| 8 1 E , 8 2 E , 8 3 E : ケーブル                          |    |
| 8 2 B , 8 3 B : I C 接続用電極部                            | 30 |

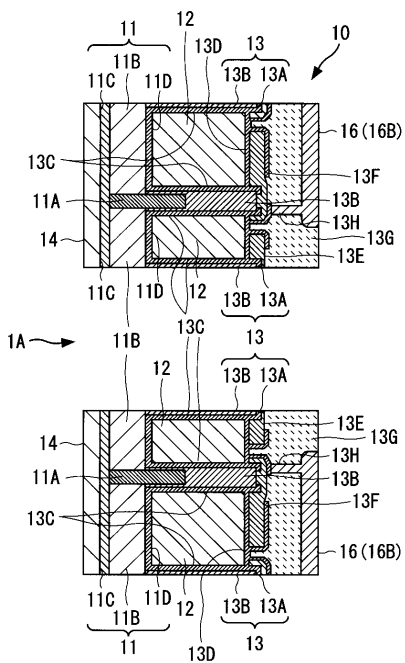
【図 1】



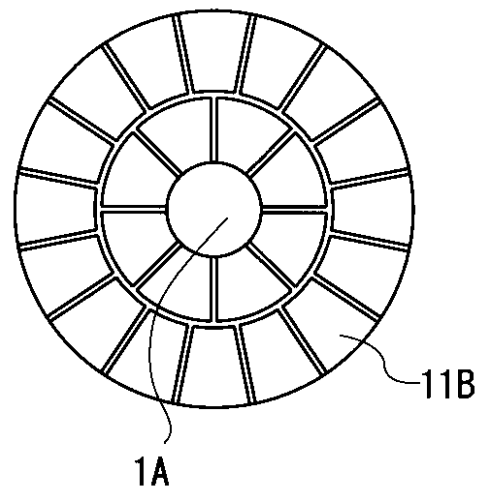
【図 2】



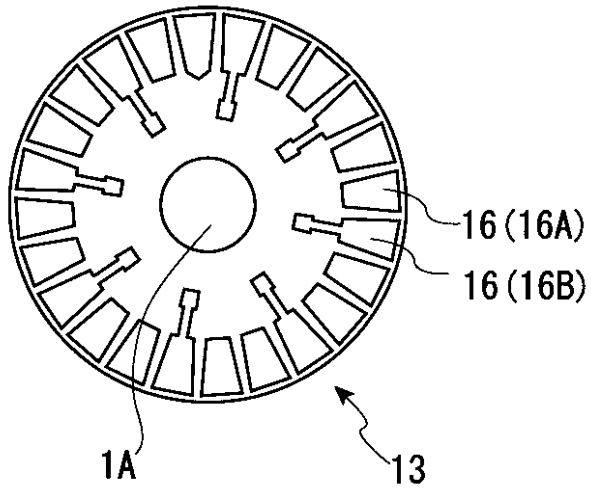
【図 3】



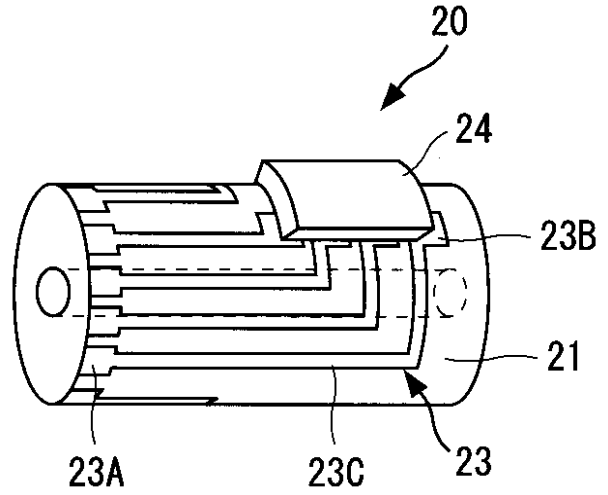
【図 4】



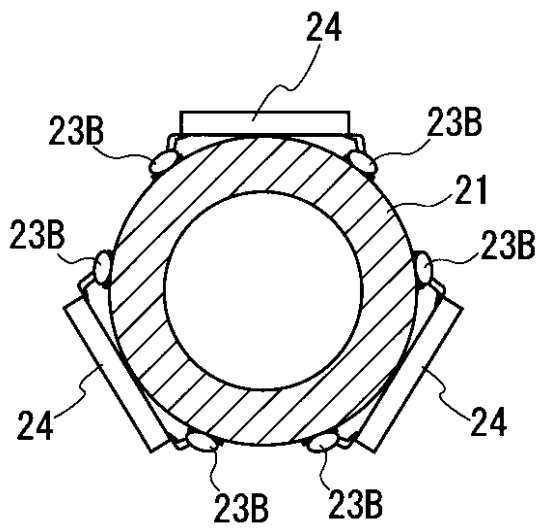
【図 5】



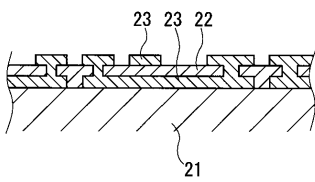
【図 6】



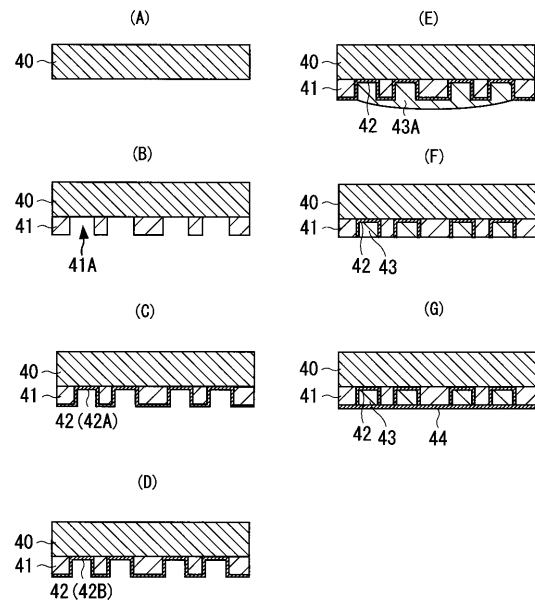
【図 7】



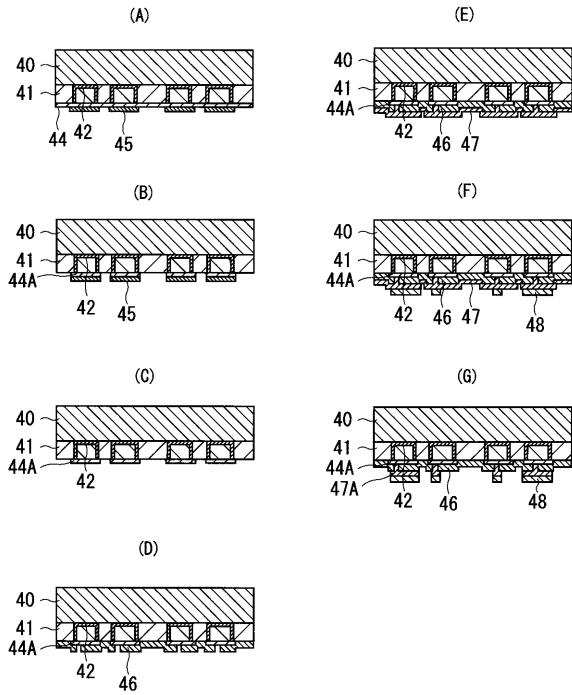
【図 8】



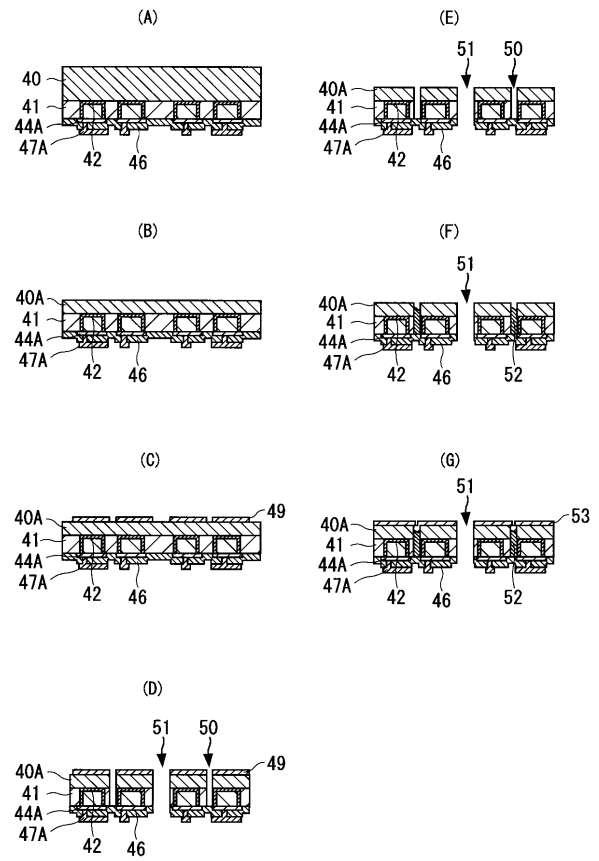
【図 10】



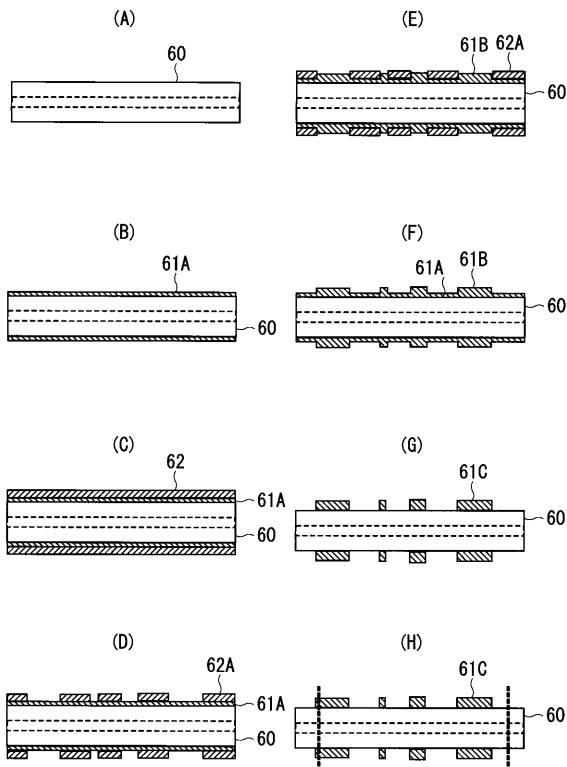
【図 1 1】



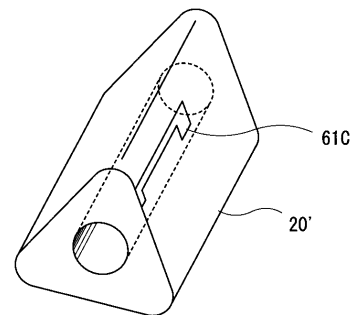
【図 1 2】



【図 1 3】

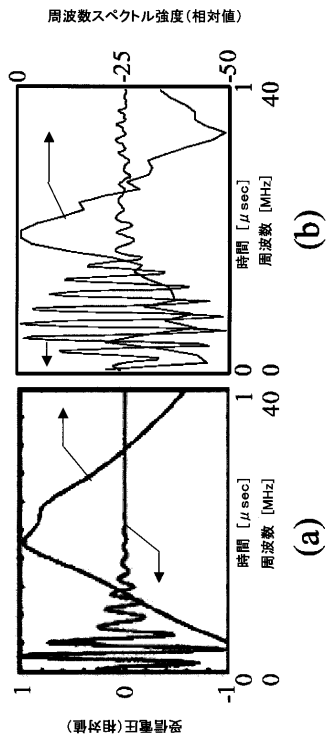


【図 1 4】

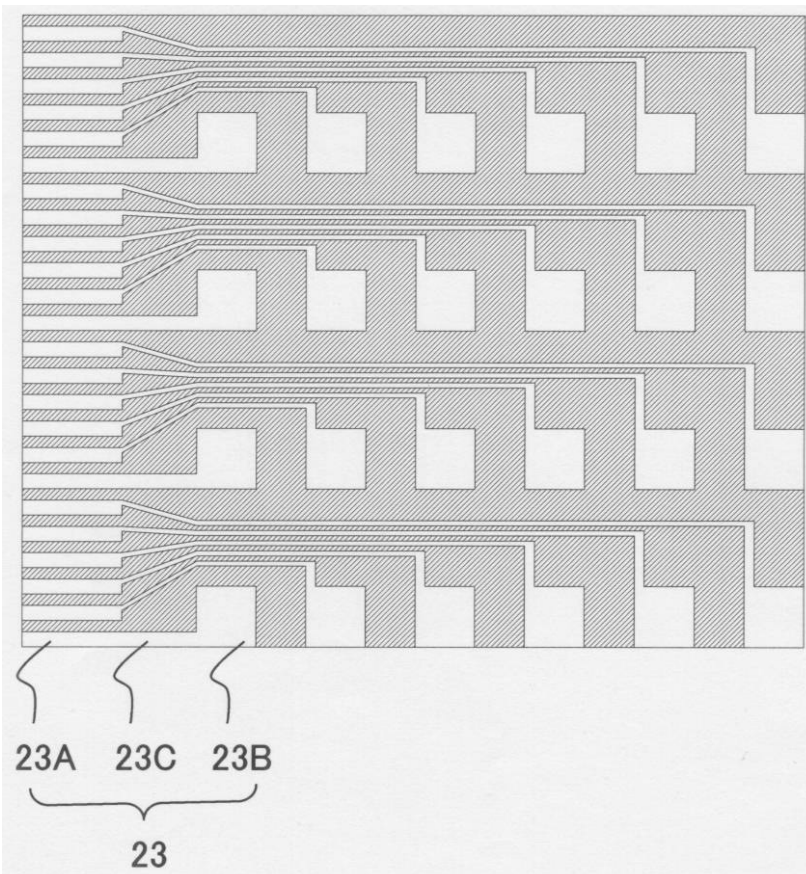




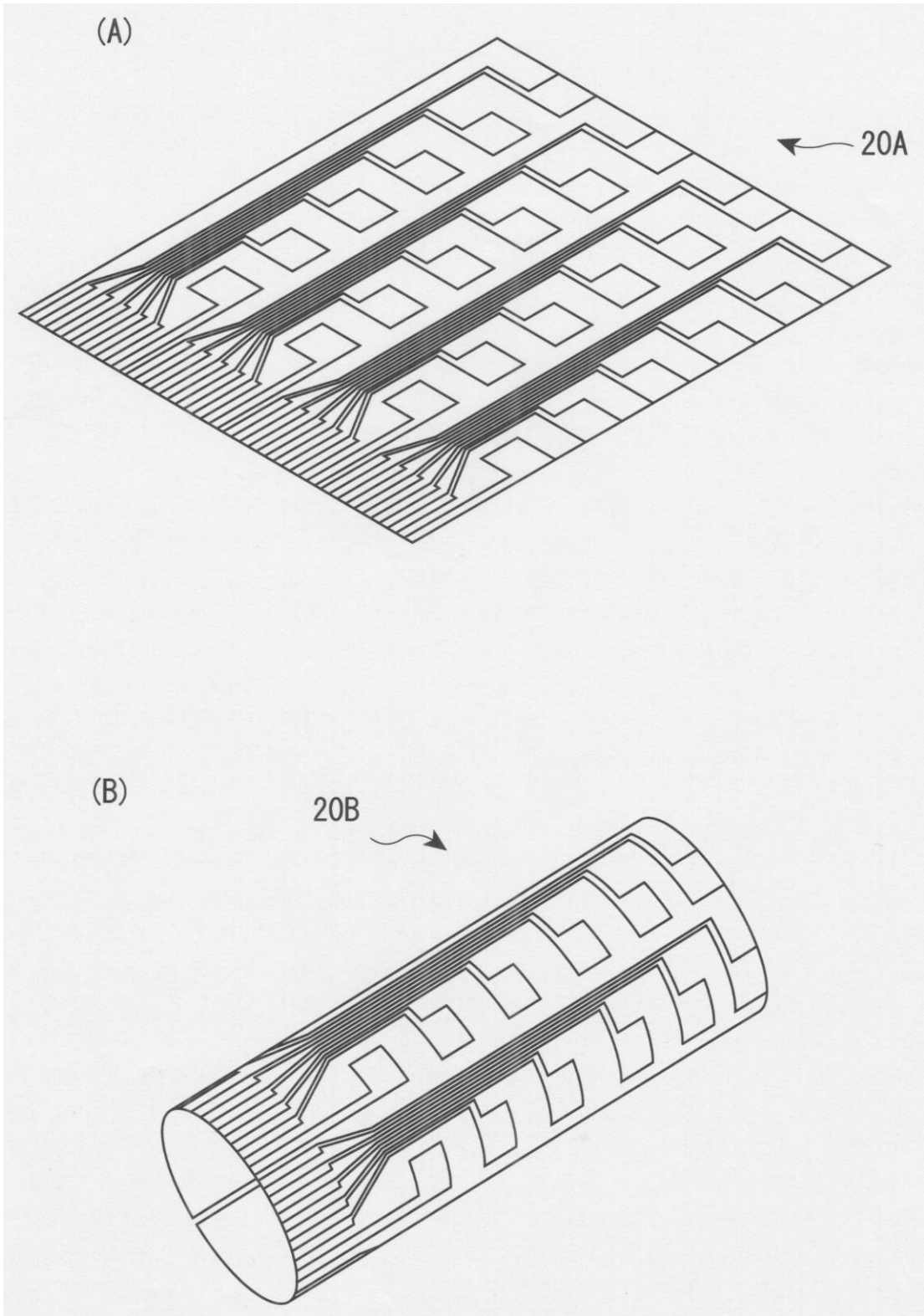
【図 23】



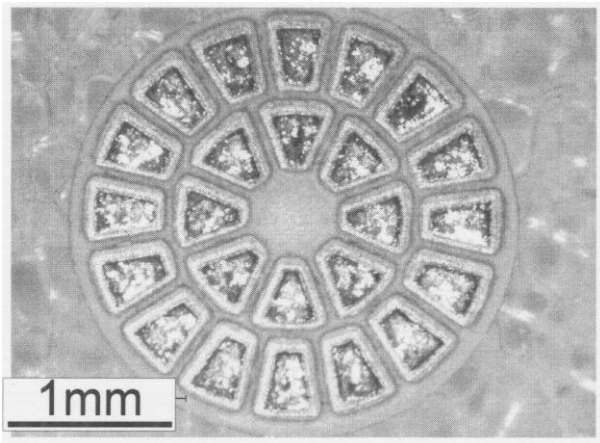
【図 9】



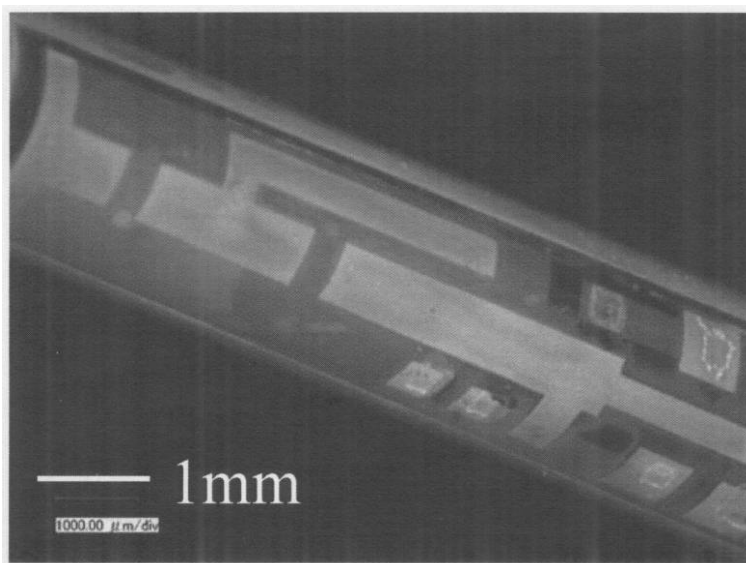
【図 15】



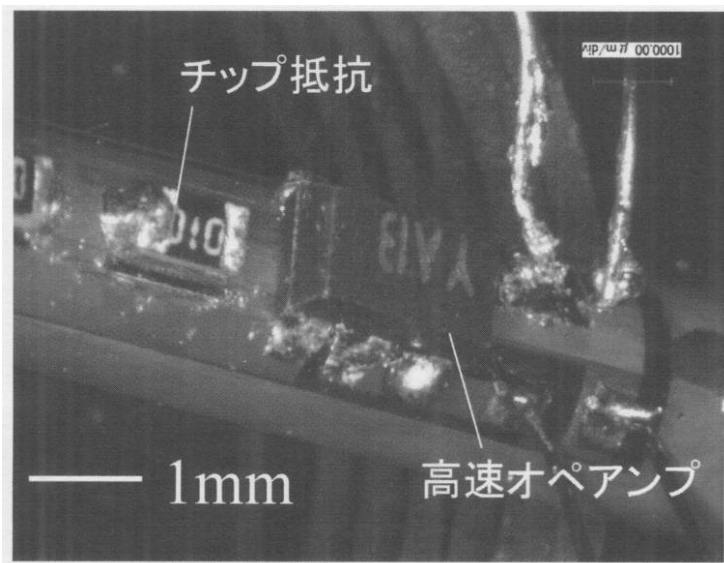
【図 2 0】



【図 2 1】



【図 2 2】



---

フロントページの続き

特許法第30条第1項適用申請有り 平成20年2月8日 国立大学法人東北大学 先進医工学研究所機構発行  
の「TUBERO Tohoku University Biomedical Engineering  
Research Organization Bulletin Final 文部科学省科学技術振興調整  
費 戦略的研究拠点育成プログラム 「先進医工学研究拠点形成」」に発表

(72)発明者 松永 忠雄

宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD14 EE04 FE04 GB06 GB13 GB41

5D019 BB20 BB28

|             |                                                                                                               |         |            |
|-------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)     | 超声波探头，内窥镜和超声波探头的制造方法                                                                                          |         |            |
| 公开(公告)号     | <a href="#">JP2009207575A</a>                                                                                 | 公开(公告)日 | 2009-09-17 |
| 申请号         | JP2008051454                                                                                                  | 申请日     | 2008-03-01 |
| 申请(专利权)人(译) | 国立大学法人东北大学                                                                                                    |         |            |
| [标]发明人      | 芳賀洋一<br>江刺正喜<br>松永忠雄                                                                                          |         |            |
| 发明人         | 芳賀 洋一<br>江刺 正喜<br>松永 忠雄                                                                                       |         |            |
| IPC分类号      | A61B8/12 H04R17/00 H04R31/00                                                                                  |         |            |
| FI分类号       | A61B8/12 H04R17/00.332.Y H04R31/00.330                                                                        |         |            |
| F-TERM分类号   | 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/FE04 4C601/GB06 4C601/GB13 4C601/GB41 5D019/BB20 5D019/BB28 |         |            |
| 代理人(译)      | 平山和幸<br>筱田哲也                                                                                                  |         |            |
| 其他公开文献      | JP5146815B2                                                                                                   |         |            |
| 外部链接        | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                     |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头，其中压电元件以环形阵列形状排列并制成多个元件，并提供配备有该超声波探头的内窥镜和制造超声波探头的方法。解决方案：超声波探头1设置有以环形阵列形状布置的超声波振荡器11，布置在用于每个超声波振荡器的超声波振荡器的后侧的振动吸收体12，以及用于保持各个振动吸收体12的保持部分13。用于每个超声波振荡器11的布线连接部分16设置在保持部分的后端面上，并且用于每个超声波振荡器的后侧电极11D和布线连接部分16通过保持部分内的多层布线结构电连接。 13.Ž

