

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6261581号
(P6261581)

(45) 発行日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)

(24) 登録日 平成29年12月22日 (2017. 12. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 19 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2015-525701 (P2015-525701)
 (86) (22) 出願日 平成25年8月9日 (2013. 8. 9)
 (65) 公表番号 特表2015-524318 (P2015-524318A)
 (43) 公表日 平成27年8月24日 (2015. 8. 24)
 (86) 国際出願番号 PCT/CA2013/050613
 (87) 国際公開番号 WO2014/022938
 (87) 国際公開日 平成26年2月13日 (2014. 2. 13)
 審査請求日 平成28年5月27日 (2016. 5. 27)
 (31) 優先権主張番号 61/681, 320
 (32) 優先日 平成24年8月9日 (2012. 8. 9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 61/710, 696
 (32) 優先日 平成24年10月6日 (2012. 10. 6)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 515034806
 ダルハウジー ユニバーシティー
 カナダ国 ビー3エイチ 4アール2 ノ
 バ スコシア, ハリファックス, ビーオー
 ボックス 15000, サマー ストリ
 ート 1344, スイート 207, イン
 ダストリー リエゾン アンド イノベー
 ション
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (74) 代理人 100105463
 弁理士 関谷 三男
 (74) 代理人 100102576
 弁理士 渡辺 敏章

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡及びその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

エネルギーを放射する上面と、複数の側面と、裏面とを含む圧電材料を含むトランスデューサスタックと、

前記上面に形成され、超音波アレイの要素を規定する、複数の電極であって、前記複数の電極のそれぞれの電極が、各超音波アレイボンディングパッドと電氣的に通信する、複数の電極と、

内部に埋め込まれている複数の信号線を有するプリント回路板であって、前記プリント回路板と前記トランスデューサスタックの超音波放射面との角度が少なくとも60度になるように、前記プリント回路板の先端部が前記トランスデューサスタックの第1側に隣接して設けられた、プリント回路板と、を備え、

前記プリント回路板の先端エッジは、前記上面と揃っており、

前記超音波アレイボンディングパッドと前記プリント回路板の前記先端エッジに露出された導電性材料との間に電氣的接続が設けられている、超音波デバイス。

【請求項 2】

請求項 1 において、

前記プリント回路板は、前記プリント回路板の終先端に形成されたビアを含み、

前記ビアは、前記プリント回路板の内部の各信号線と交差し、

前記ビアは、前記プリント板に少なくとも部分的に伸びており、

前記ビアは、前記導電性材料で充填されており、

10

20

前記ビアは、前記プリント回路板の前記先端エッジに露出され、前記先端エッジにおいて複数の先端ボンディングパッドを形成している、超音波デバイス。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 において、

前記プリント回路板の前記先端は、前記トランスデューサスタックの前記第 1 側と平行である、超音波デバイス。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 において、

前記プリント回路板の前記先端エッジが前記超音波アレイボンディングパッドとほぼ同一平面内に存在するように、前記プリント回路板が前記トランスデューサスタックに対し
て配置される、超音波デバイス。

10

【請求項 5】

請求項 1 又は 2 において、

前記プリント回路板は、前記トランスデューサスタックの前記第 1 側に接している、超音波デバイス。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項において、

前記プリント回路板は、フレキシブル回路板である、超音波デバイス。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 の何れか 1 項において、

前記プリント回路板は、第 1 プリント回路板であり、

前記複数の電極は、複数の第 1 電極であり、

前記複数の信号線は、複数の第 1 信号線であり、

前記複数の先端ボンディングパッドは、複数の第 1 先端ボンディングパッドであり、

前記超音波デバイスは、さらに、前記複数の第 1 電極と空間的に交互に配置された複数の第 2 電極を備え、

20

前記複数の第 2 電極は、前記超音波アレイの追加要素を規定し、

前記複数の電極は、複数の第 2 電極と空間的に交互配置された複数の第 1 電極を有し、

前記超音波アレイボンディングパッドは、第 1 超音波アレイボンディングパッドと第 2 超音波ボンディングパッドとを含み、

30

前記超音波デバイスは、さらに、第 2 プリント回路板を有し、

前記第 2 プリント回路板は、内部に埋め込まれた複数の第 2 信号線を有し、

前記第 2 プリント回路板の先端エッジは、各第 2 信号線と電氣的に通信する複数の第 2 先端ボンディングパッドを有し、

前記第 2 プリント回路板の先端部は、前記トランスデューサスタックの第 2 側面に隣接して設けられ、

前記第 2 プリント回路板の前記先端部と前記超音波放出面との角度は、少なくとも 60 度であり、

第 2 電極のそれぞれが、各第 2 信号線と電氣的に接続されるように、前記第 2 プリント回路板と前記第 2 超音波アレイボンディングパッドとの間に電適的接続が設けられており

40

、
前記第 1 プリント回路板と前記第 2 プリント回路板は、前記トランスデューサスタックの互いに対向する面に設けられている、超音波デバイス。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項において、

前記電気接続は、ワイヤボンディングによって形成されている、超音波デバイス。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項の超音波デバイスを備える、超音波プローブ。

【請求項 10】

超音波素子のアレイをプリント回路板に電氣的に接続する方法であって、

50

前記プリント回路板は、内部に埋め込まれた複数の信号線を含み、

前記方法は、

前記超音波アレイ素子を形成する、圧電材料及び複数の電極を備え、各電極が各超音波アレイボンディングパッドと電氣的に通信する、トランスデューサを提供することと、

前記プリント回路板を横方向に切断し、前記プリント回路板の先端エッジにおいて導電材料を露出させることと、

前記プリント回路板の先端部が前記トランスデューサの第1側面に隣接し、前記プリント回路板と前記トランスデューサの超音波放射面との角度が少なくとも60度となるような前記プリント回路板を提供することと、

各電極がそれぞれの信号線と電氣的に接続されるように、前記超音波アレイボンディングパッドと前記プリント回路板の先端エッジにおいて導電材料との間の電氣的接続を形成することと、

を含み、

前記圧電材料は、エネルギーを放射する上面と、複数の側面と、裏面と、を含み、

前記複数の電極は、前記超音波アレイの要素を規定するように、前記上面に形成され、

前記プリント回路板の先端エッジが前記上面と揃うように、前記プリント回路板が提供される、

方法。

【請求項11】

請求項10において、

以下に示す工程は、前記プリント回路板を切断する前に実行される工程であって、

前記プリント回路板の内部に埋め込まれる各信号線と交差するように、前記プリント回路板の内部に一連のビアを形成することと、

前記ビアに導電性材料を充填し、前記プリント回路板の内部に一連の充填ビアを形成することと、

を含み、

前記プリント回路板は、前記一連の充填ビアを横断するように切断されて、前記プリント回路板の先端エッジが形成され、前記一連の充填ビアが複数の先端ボンディングパッドを形成し、前記先端エッジにおいて前記複数の先端ボンディングパッドを露出するように切断され、

前記先端ボンディングパッドは、前記プリント回路板の内部の各信号線と電氣的に通信し、

各電極が各信号線と電氣的に接続されるように、前記電氣的接続が前記超音波アレイボンディングパッドと前記先端ボンディングパッドとの間に形成される、方法

【請求項12】

請求項10又は11において、

前記電氣的接続は、ワイヤボンディングによって形成される、方法。

【請求項13】

請求項10又は11において、

前記電氣的接続は、金属薄膜又は導電性エポキシ樹脂によって形成される、方法。

【請求項14】

請求項11又は13において、

前記ビアは、前記プリント回路板の厚さ方向に2列に配置され、一方の列のビアは前記プリント回路板の上2層に広がり、もう一方の列のビアは前記プリント回路板の下2層に広がり、

前記2列のビアは、交互になるように形成される、方法。

【請求項15】

高周波アレイ内視鏡で用いられるプリント回路板であって、

内部に埋め込まれた一連の信号線を有する基板と、

前記基板の終先端において前記基板に形成された一連のビアと、を備え、

10

20

30

40

50

前記ビアは、前記基板の内部の各信号線と交差し、
前記ビアは、前記基板に少なくとも部分的に伸びており、
前記ビアは、導電性材料で充填されており、
前記ビアは、前記基板の前記終先端における先端エッジで露出され、前記先端エッジにおいて複数の先端ボンディングパッドが形成されている、プリント回路板。

【請求項 16】

請求項 15 において、
前記プリント回路板は、フレキシブル回路板である、プリント回路板。

【請求項 17】

高周波アレイ内視鏡で用いられるプリント回路板の先端エッジに複数の先端ボンディングパッドを形成する方法であって、

前記プリント回路板の内部に埋め込まれる各信号線と交差する一連のビアを前記プリント回路板に形成することと、

前記ビアを導電材料で充填し、前記プリント回路板に一連の充填ビアを形成することと

、
前記一連の充填ビアが、前記複数の先端ボンディングパッドを形成し、前記先端エッジにおいて前記複数の先端ボンディングパッドを露出させて切断されるように、前記一連の充填ビアを通過して前記プリント回路板を横方向に切断して前記プリント回路板の前記先端エッジを形成することと、を含み、

前記先端ボンディングパッドは、前記プリント回路板の内部の各信号線と電氣的に通信する、方法。

【請求項 18】

圧電材料と、超音波アレイを形成する複数の電極であって、各電極がそれぞれの超音波アレイボンディングパッドと電氣的に通信する複数の電極と、を含む、トランスデューサスタックと、

内部に埋め込まれた複数の信号線を含むプリント回路板と、を備え、

前記プリント回路板と前記トランスデューサスタックの超音波放出面との角度が少なくとも 60 度となるように、前記プリント回路板の先端エッジが前記トランスデューサスタックの第 1 側面に隣接して設けられ、

前記超音波アレイボンディングパッドと前記プリント回路板の先端エッジにおいて露出する導電性材料との間の電氣的接続は、各電極がそれぞれの信号線に電氣的に接続されるように、設けられ、

前記プリント回路板は、前記プリント回路板の終先端に形成されたビアを含み、

前記ビアは、前記プリント回路板の内部の各信号線と交差し、

前記ビアは、前記プリント板に少なくとも部分的に伸びており、

前記ビアは、前記導電性材料で充填され、

前記ビアは、前記プリント回路板の前記先端エッジに露出され、前記先端エッジにおいて複数の先端ボンディングパッドを形成している、超音波デバイス。

【請求項 19】

圧電材料と、超音波アレイを形成する複数の電極であって、各電極がそれぞれの超音波アレイボンディングパッドと電氣的に通信する複数の電極と、を含む、トランスデューサスタックと、

内部に埋め込まれた複数の信号線を含むプリント回路板と、を備え、

前記プリント回路板と前記トランスデューサスタックの超音波放出面との角度が少なくとも 60 度となるように、前記プリント回路板の先端エッジが前記トランスデューサスタックの第 1 側面に隣接して設けられ、

前記超音波アレイボンディングパッドと前記プリント回路板の先端エッジにおいて露出する導電性材料との間の電氣的接続は、各電極がそれぞれの信号線に電氣的に接続されるように、設けられ、

前記プリント回路板は、第 1 プリント回路板であり、

前記複数の信号線は、複数の第 1 信号線であり、
複数の先端ボンディングパッドは、複数の第 1 先端ボンディングパッドであり、
前記複数の電極は、複数の第 2 電極と空間的に交互に配置された複数の第 1 電極と、第 2 超音波アレイボンディングパッドと、を含み、
前記超音波アレイボンディングパッドは、第 1 超音波アレイボンディングパッドと第 2 超音波アレイボンディングパッドとを含み、
前記超音波デバイスは、さらに、第 2 プリント回路板を備え、
前記第 2 プリント回路板は、内部に埋め込まれた複数の第 2 信号線を含み、
前記第 2 プリント回路板の先端エッジは、各第 2 信号線と電氣的に通信する複数の第 2 先端ボンディングパッドを有し、
前記第 2 プリント回路板の先端部は、前記トランスデューサスタックの第 2 側面に隣接して設けられ、
前記第 2 プリント回路板の前記先端部と前記超音波放出面との角度は、少なくとも 60 度であり、
第 2 電極のそれぞれが、各第 2 信号線と電氣的に接続されるように、前記第 2 プリント回路板と前記第 2 超音波アレイボンディングパッドとの間に電適的接続が設けられており、

10

前記第 1 プリント回路板と前記第 2 プリント回路板とは、前記トランスデューサスタックの互いに対向する面に設けられている、超音波デバイス。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2012年8月9日に出願された米国仮出願第61/681,320号及び2012年10月6日に出願された米国仮出願第61/710,696号の優先権を主張し、これらの文献は、引用によって本願に援用される。

【背景技術】

【0002】

1 ~ 10 MHz の周波数範囲で動作するアレイベースの超音波内視鏡システムは、腹腔鏡イメージングのために用いられることが多く、高いスキャン速度、動的フォーカシング及びビームステアリングを提供する。より高い解像度を必要とする内視鏡イメージング用途、例えば、血管内 (intravascular)、心臓内 (intracardiac)、経尿道 (transurethral)、経鼻 (trans-nasal) 及び経鼓室 (and transtympanic) イメージングでは、超音波アレイを必要な内腔に挿入するために、素子サイズを小さくし、素子ピッチを小さくし、完成した内視鏡を十分小さなパッケージにパッケージ化するため、超音波アレイの製造に多くの課題がある。したがって、これらの用途では、主に、単一素子超音波内視鏡 (single element ultrasound endoscope) が使用されてきたが、このような内視鏡は、アレイ型の内視鏡に比べて、フレームレートが遅く、被写界深度と横方向分解能との間にトレードオフが存在し、内視鏡ヘッドに可動部品が必要であり、このために体積が大きくなり、不要な振動が生じる等の問題があった。

30

40

【0003】

近年、全サンプリング前方視高周波線形アレイトランスデューサ (fully sampled forward looking high frequency linear array transducers) の開発に大きな進歩があった。フェイズドアレイ内視鏡は、殆どの用途において、単一素子内視鏡に比べて著しく優れた性能を提供すると考えられる。しかしながら、これまで、これらのアレイ内で素子を適応化しても、トランスデューサの総合的なパッケージを小さくすることはできなかった。このため、アレイの使用は、患者の体の外部からイメージングを行う一部の用途に制限されている。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 4 】

包括的に言えば、一側面では、超音波アレイは、圧電材料及び複数の電極を備える。各電極は、プリント回路板に埋め込まれている複数の信号線の対応する１つに電氣的に接続され、超音波アレイに対するプリント回路板の角度は、約 60 度より大きい。ある実施形態では、上述した超音波アレイは、内視鏡に含まれる。角度は、約 70 度より大きくてもよい。角度は、80 度より大きくてもよい。角度は、約 90 度であってもよい。プリント回路板は、フレキシブル回路板であってもよい。

【 0 0 0 5 】

また、一側面においては、上述した超音波アレイ又は装置のいずれかを製造する製造方法は、プリント回路板にビアを形成するステップと、ビアを横断方向に切断して、プリント回路板の端部から導電材料を露出させるステップとを有する。一実施形態においては、アレイを導電材料にワイヤボンディングし、導電材料がワイヤボンディングパッドとして機能する。他の実施形態として、金属薄膜、導電性エポキシ等によって、アレイを導電材料に電氣的に接続してもよい。切断は、ダイシングソー又は同様の手法で行ってもよい。切断は、レーザによって行ってもよい。

【 0 0 0 6 】

一側面において、超音波アレイは、圧電材料及び複数の電極を備える。各電極は、複数の信号線の対応する１つに電氣的に接続され、アレイに対する信号線の角度は、約 60 度より大きい。角度は、約 70 度より大きくてもよい。角度は、80 度より大きくてもよい。角度は、約 90 度であってもよい。

【 0 0 0 7 】

一側面においては、略々垂直なワイヤボンディングの製造方法は、フレキシブル回路にビアを形成するステップと、ビアを横断方向に切断して、フレキシブル回路の端部から導電材料を露出させるステップとを有する。

【 0 0 0 8 】

一側面においては、超音波アレイとプリント回路板との間の電氣的接続体の製造方法は、プリント回路板内にビアを形成するステップと、ビアを横断方向に切断して、プリント回路板の端部から導電材料を露出させるステップとを有する。

【 0 0 0 9 】

これらの及びこの他の特徴及び側面、並びにこれらの組合せは、方法、システム、コンポーネント、機能を実行する手段及びステップ、ビジネスモデル、プログラム製品として、並びに他の手法で表現することができる。

【 0 0 1 0 】

他の利点及び特徴は、以下の説明及び特許請求の範囲から明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】従来の内視鏡のプロープ端部の部分的斜視図である。

【図 2】本発明の内視鏡の端部の断面図である。

【図 3】本発明の内視鏡のプロープ端部の部分的斜視図である。

【図 4】本発明の製造方法の工程を上から下に説明する図である。

【図 5】具体例の内視鏡の 10 MHz におけるインピーダンス (Ω) 対アレイ素子数を示すグラフ図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

符号の説明

- 100 フレキシブル回路、プリント回路板
- 102 トランスデューサスタック、基材
- 104 ワイヤボンディングパッド
- 106 アレイ素子への / からのワイヤ
- 108 圧電材料

10

20

30

40

50

- 1 1 0 電極
- 1 1 2 アレイ、超音波アレイ
- 1 2 0 カット
- 1 2 2 廃棄される回路板端部の片半分
- 1 2 4 回路板端部で露出する導電性材料
- 1 2 6 ビア
- 1 2 8 信号線

小型化された高周波超音波フェイズドアレイ内視鏡の設計及び製造方法を説明する。本発明では、電氣的ハーネス（フレキシブル回路板、PCB又は一連の導体等）を有するアレイを、スタックに対して、所定の角度に設定する。本発明によって、曲げ（bend）の必要性をなくすることができる。本発明によって、部品数を減らすことができると共に、占有体積を小さくすることができる。

【0013】

本発明に基づく内視鏡及びこの内視鏡の製造方法の利点は、図1に示す従来の内視鏡設計との比較によって明らかにすることができる。プローブ端部において、圧電材料108の表面は、音響信号を送受信する個々の素子のアレイ112を画定するように複数の電極110によって系統的に電極化されている。圧電材料としては、チタン酸ジルコン酸鉛（lead zirconate titanate：PZT）又はマグネシウムニオブ酸とチタン酸鉛の固溶体（PMN_x-PT（1-x））等が使用されることが多い。素子を更に分離するために、ソー、レーザ、反応性イオンエッチング又は他の手法を用いて、カーフ（圧電材料108への切込み）を形成する場合もある。アレイ112内の各素子は、（通常、ワイヤボンディングパッドを介して）対応するワイヤ106に電氣的に接続され、ワイヤ106の他端は、プリント回路板100の上のワイヤボンディングパッド104に電氣的に接続されている。プリント回路板100に埋め込まれた信号線（図示せず）は、各パッド104に電氣的に接続され、各素子からプローブの末端（臨床医によって機械的に操作される端部）に各信号を送る。プリント回路板は、多くの場合、導電材料から形成された多くの信号線をフレキシブルポリマ層で挟み込むことによって、これらの信号線をパッケージ化したフレキシブル（フレックス）回路板である。また、プリント回路板100は、可撓性を有さないこともあり、この場合、絶縁層は、FR-4グラスファイバーであってもよい。

【0014】

なお、図1の従来の内視鏡設計では、フレキシブル回路100は、アレイ112の表面に略々平行であり、プローブ端部から十分遠い距離で曲げられている。このような内視鏡の最小寸法は、プローブ端部に存在するフレキシブル回路の寸法によって制限される。通常、ボンディングパッド104は、フレキシブル回路100及びアレイ112の両方の上で露出され、アレイパッド及びフレキシブル回路パッドを互いに接続するためにワイヤ106が使用される。フレキシブル回路100へのダメージを防止するために、製造業者は、超音波アレイ信号を伝達するために使用されるような多層フレキシブル回路の最小曲げ半径を数ミリメートルの桁で指定する。この最小曲げ半径のために、フレキシブル回路を超音波アレイから数ミリメートル延長させて折り曲げる必要があり、このために、デバイスの断面積が大きくなっている。幾つかの例では、機械的支持のための他の構造を設けていない。幾つかの例では、他の構造によってワイヤを保持するアタッチメントを設け、このような構造が取り付けられると、ワイヤがアレイ表面の平面に揃うようにしてもよく、これによって、ワイヤの破損を回避するために必要な曲げ半径を最小化している。内視鏡が挿入される内腔の最小寸法は、内視鏡の断面積によって制限されるので、断面積は、可能な限り小さくすることが望ましい。

【0015】

ここで、図2及び図3を参照して、本発明に基づく内視鏡の実施形態を説明する。ここでは、プリント回路板100（フレキシブル回路等）をアレイ112の表面に略々平行にワイヤボンディングすることに代えて、フレキシブル回路をアレイ表面に略々垂直にワイヤボンディングする（又は他の手法で電氣的に接続する）。このような構成では、フレキ

10

20

30

40

50

シブル回路は、曲げられず、プローブの断面積は、プローブ端部において、アレイ素子、ボンディングパッド及びフレキシブル回路の厚さを収容するに足る大きさであればよい。この構成は、内視鏡高周波フェイズドアレイ超音波システム、非内視鏡高周波超音波フェイズドアレイ、内視鏡及び非内視鏡の超音波フェイズドアレイ及び超音波線形アレイの両方を含む様々な応用例で 사용할 ことができる。幾つかの実施形態では、本発明に基づく内視鏡は、 $2.47\text{ mm} \times 2.42\text{ mm}$ の寸法を有し、この内視鏡内にパッケージ化された 40 MHz 、 64 素子フェイズドアレイトランスデューサを備え、このアレイは、 $\text{PMN}-32\% \text{PT}$ を材料とし、素子間ピッチ $38\text{ }\mu\text{m}$ の前方視カーフレ設計 (forward looking kerfless design) によって形成される。幾つかの実施形態では、アレイに対するフレキシブル回路の角度は、約 90 度である。幾つかの実施形態では、アレイに対するフレキシブル回路の角度は、 80 度から 90 度である。幾つかの実施形態では、アレイに対するフレキシブル回路の角度は、 70 度から 90 度である。幾つかの実施形態では、アレイに対するフレキシブル回路の角度は、約 60 度から 90 度である。法平面に交差する幾つかの実施形態では、アレイに対するフレキシブル回路の角度は、 90 度を超えていてもよい。

10

【0016】

プリント回路板をアレイに略々垂直に取り付けるには、プリント回路板の端部でアレイとプリント回路板とをワイヤボンディングする必要があるが、これは、技術的に容易ではない。特に、フレキシブル回路は、複数の層を重ねて構成されているため、ボンディングパッドをフレキシブル回路の端部に取り付けることは容易ではない。更に、ワイヤボンディングは、通常、2つの平行な面の間で行われるため、プリント回路板がフレキシブルであるか否かにかかわらず、このような構成のプリント回路板の表面上のボンディングパッドへの接続を実現することは、困難である。本発明は、新たな製造方法を提供することによって、これらの課題を解決する。幾つかの実施形態では、この方法によって、アレイ素子に信号線をワイヤボンディングでき、また、電気的接続は、導電性エポキシ又は薄膜金属堆積を用いて実現することもできる。

20

【0017】

ワイヤボンディングの実施形態では、製造方法は、以下のステップを含む (図4参照)。プリント回路板100内に、導電材料が充填された一組の部分的ビア126を形成する (図4上)。これらのビアは、埋め込まれた信号線128の位置に対応しており、電気的接続に適する導電材料から形成されている。幾つかの実施形態では、この工程を二回繰り返し、プリント回路板100の厚さ方向に2列のビア126を形成し、一方の列が2層のうちの上層にあり、他方の列が2層のうちの下層にあり、これらの列が交互になるようにしてもよい。そして、ダイシングソーによって、回路板の端部でビア126が半分に切断されるように回路板を幅方向に切断し (図4中央)、切断部分120において各信号線に対応する導電材料124を露出させる (図4下)。残りの部分122は、廃棄する。本発明の内視鏡の製造方法では、次に、アレイ112と、回路板の切断されたビア126とをワイヤボンディングし、これによって、プリント回路板を曲げることなく、接続を実現する。

30

【0018】

本発明の製造方法に基づいて構成された本発明の内視鏡の実施例を以下に示す。

40

【0019】

実施例

$\text{PMN}-32\% \text{PT}$ を材料とする、 $2.4\text{ mm} \times 2.4\text{ mm}$ 、厚さ $47\text{ }\mu\text{m}$ のアレイ基板を準備した。フォトリソグラフィによって、この基板の上面に、電極幅 $27\text{ }\mu\text{m}$ 、素子間ピッチ $37\text{ }\mu\text{m}$ の 64 電極のアレイを形成した。各電極は、アレイの両側にそれぞれ2列 (合計4列) がボンディングパッドまで延び出すように形成した。アレイの裏面には、 $1.2\text{ }\mu\text{m}$ のアルミニウム層をスパッタリング蒸着させてグラウンド電極を形成し、厚い導電性エポキシ層をここに取り付け、音波吸収裏打ち層として機能させるようにした。ボンディングパッドが圧電的に有効になることを回避するため、このエポキシ層をダイシン

50

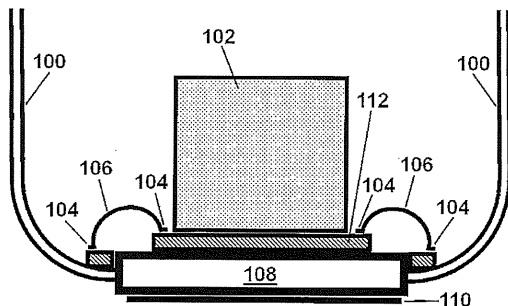
グソーによって除去した。アレイの両側部から素子に接続する２つの６層のフレキシブル回路板を設計した。各フレキシブル回路には、回路板の端部近傍において、それぞれ銅が充填されたビアにおいて終端された３２個のトレースを設けた。ダイシングソーを用いて、中実のビアの中央が切断されるようにフレキシブル回路を切断した。ダイシングされたビアがアレイから延びるボンディングパッドに揃うように、２つのフレキシブル回路板をトランスデューサスタックの両側にエポキシ樹脂で取り付けた。そして、ワイヤボンディングツールの正面でフレキシブル回路とトランスデューサのスタックを直立に保持するようにジグを構成した。厚さ１５μmのアルミニウムワイヤボンディングを用いて、アレイの厚さ内で、アレイ上のボンディングパッドをダイシングされたビアに接続した。ワイヤボンドは、３０体積％のアルミニウム粉末及びEpo-te-k 301（エポキシテクノロジー社：Epoxy Technology）の混合物からなる厚い絶縁性エポキシで包み込んだ。内視鏡の正面に、整合層／レンズの組合せをエポキシ樹脂によって取り付けた。プローブの端部において、フレキシブル回路に超小型同軸ケーブルを直接はんだ付けした。

10

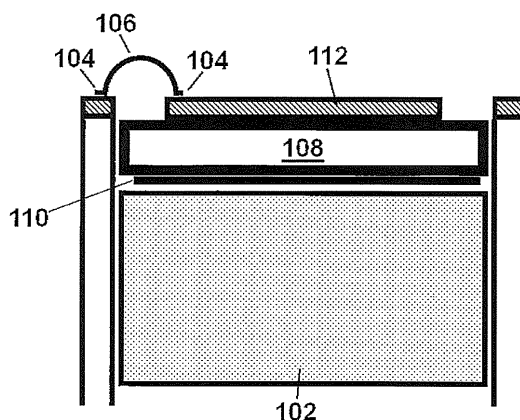
【 0 0 2 0 】

フレキシブル回路の端部において測定された素子のインピーダンスの測定値（図５参照）は、この技術によって、フレキシブル回路とアレイとの間のワイヤボンディングにおけるインピーダンスを低く保ちながら、トランスデューサ素子への良好な電氣的接続を実現できることを示している。

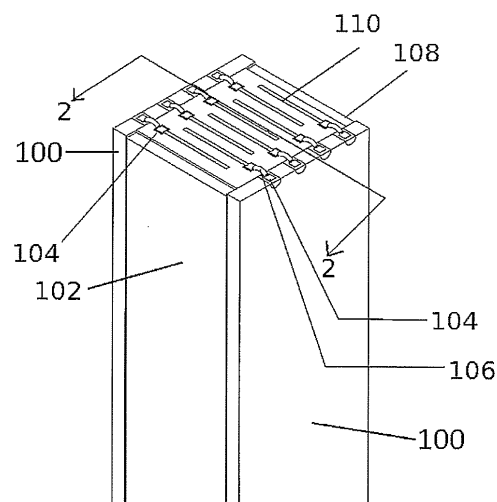
【 図 １ 】



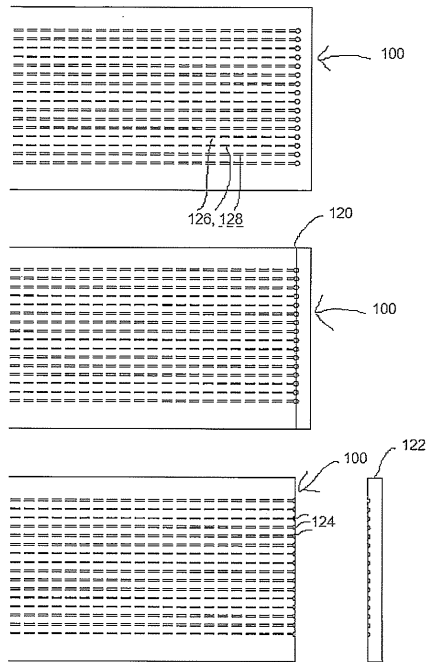
【 図 ２ 】



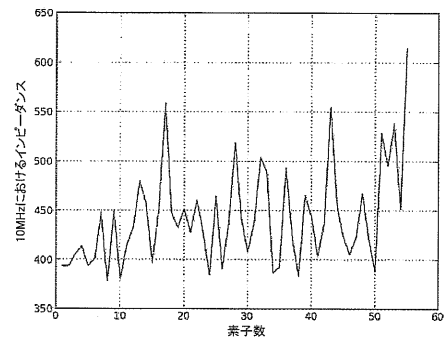
【 図 ３ 】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 100101063

弁理士 松丸 秀和

(72)発明者 ベザンソン, アンドレ ピー.

カナダ国 ビー3エル 3ワイ3 ノバ スコシア, ハリファックス, セント アンドリューズ
アベニュー 3485

(72)発明者 アダムソン, ロバート ピー. エー.

カナダ国 ビー3エル 1ゼット2 ノバ スコシア, ハリファックス, コーク ストリート 6
324

(72)発明者 ブラウン, ジェレミー エー.

カナダ国 ビー3エル 1ワイ1 ノバ スコシア, ハリファックス, リバープール ストリート
6381

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2002-247696(JP, A)

特開平08-307996(JP, A)

実開昭62-149307(JP, U)

特開2005-159376(JP, A)

特開平06-105842(JP, A)

米国特許第05465724(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波内窥镜及其制造方法		
公开(公告)号	JP6261581B2	公开(公告)日	2018-01-17
申请号	JP2015525701	申请日	2013-08-09
申请(专利权)人(译)	达尔豪斯大学		
当前申请(专利权)人(译)	达尔豪斯大学		
[标]发明人	ベザンソンアンドレビー アダムソンロバートビーエー ブラウンジェレミーエー		
发明人	ベザンソン, アンドレ ビー. アダムソン, ロバート ビー. エー. ブラウン, ジェレミー エー.		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4488 H05K1/189 H05K3/0052 H05K3/403 H05K2203/049 Y10T29/49151 Y10T29/49165		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	61/681320 2012-08-09 US 61/710696 2012-10-06 US		
其他公开文献	JP2015524318A JP2015524318A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

从而消除了传统换能器的限制并提供了例如具有适于在内窥镜中封装的尺寸的相控阵换能器。此外，通过以大致垂直于阵列表面的角度将信号线电连接到阵列电极，从而消除了对传统印刷电路板或柔性电路的弯曲半径的要求，整个封装尺寸一种制造小型化封装换能器的方法。点域

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6261581号 (P6261581)
(45) 発行日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)	(24) 登録日 平成29年12月22日 (2017. 12. 22)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 12 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 12	
請求項の数 19 (全 11 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-525701 (P2015-525701) (86) (22) 出願日 平成25年8月9日 (2013. 8. 9) (65) 公表番号 特表2015-524318 (P2015-524318A) (43) 公表日 平成27年8月24日 (2015. 8. 24) (86) 国際出願番号 PCT/CA2013/050613 (87) 国際公開番号 W02014/022938 (87) 国際公開日 平成26年2月13日 (2014. 2. 13) 審査請求日 平成28年5月27日 (2016. 5. 27) (31) 優先権主張番号 61/681, 320 (32) 優先日 平成24年8月9日 (2012. 8. 9) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 61/710, 696 (32) 優先日 平成24年10月6日 (2012. 10. 6) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(73) 特許権者 515034806 タルハウジー ユニバーシティ カナダ国 ビー3エイチ 4アール2 ノ バ スコシア, ハリファックス, ビーオー ボックス 15000, サマー ストリ ート 1344, スイート 207, イン ダストリー リエゾン アンド イノベー ション (74) 代理人 100091096 弁理士 平木 祐輔 (74) 代理人 100105463 弁理士 関谷 三男 (74) 代理人 100102576 弁理士 渡辺 敏章	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡及びその製造方法		