

(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2004-298368

(P2004-298368A)

(43) 公開日 平成16年10月28日(2004.10.28)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	4 C 0 1 7
A 6 1 B 8/02	A 6 1 B 8/02	4 C 6 0 1
B 0 6 B 1/06	B 0 6 B 1/06 Z	5 D 0 1 9
H 0 4 R 17/00	H 0 4 R 17/00 3 3 0 A	5 D 1 0 7
// A 6 1 B 5/0245	H 0 4 R 17/00 3 3 0 J	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2003-94425 (P2003-94425)
 (22) 出願日 平成15年3月31日 (2003.3.31)

(71) 出願人 000002325
 セイコーインスツルメンツ株式会社
 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地
 (74) 代理人 100079212
 弁理士 松下 義治
 (72) 発明者 村松 博之
 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セイコーインスツルメンツ株式会社内
 Fターム(参考) 4C017 AA09 AA11 AB02 AC23 BC11
 CC01 FF30
 4C601 DD03 DD07 DE01 EE03 EE09
 EE22 FF01 GB25 GB26 GB30
 GB42 GB44 GB45 GB46 HH06
 KK41 KK50
 5D019 AA22 BB02 BB12 FF04
 最終頁に続く

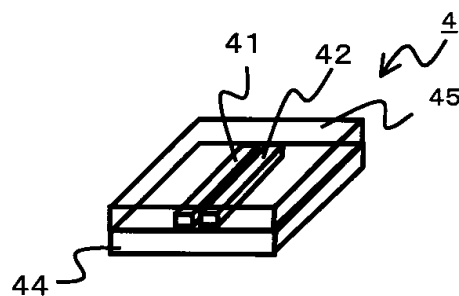
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 製造を容易にするために基板に圧電素子を固定した超音波診断装置においても最適な周波数で動作させることが可能であり、感度を向上させることを課題とする。

【解決手段】 圧電素子41は、駆動回路32により入力された駆動信号に応じて、測定対象物内に超音波を送信する。圧電素子41、42は基板43に保持される。圧電素子41、42の上面に音響整合層45を設ける。駆動回路32は、圧電素子41、42を所定の周波数で圧電素子41、42の厚み方向に励振することで、圧電素子41、42を駆動する。駆動周波数は圧電素子41、42が基板43に保持される前における、厚み方向の共振周波数と反共振周波数の中間の周波数より高く設定する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入力された駆動信号に応じて測定対象物内に超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子を保持する基板と、前記圧電素子上面に設けた音響整合層と、前記圧電素子を所定の周波数で駆動する駆動周波数により、前記圧電素子の厚み方向に励振し駆動する駆動回路と、を有し、前記駆動周波数は前記圧電素子の基板保持前の厚み方向の共振周波数と反共振周波数の中間の周波数より高く設定したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記駆動周波数は、前記基板に保持する前の前記圧電素子の厚み方向の共振周波数と反共振周波数の中間の周波数に対して 1.02 乃至 1.27 倍の倍率に設定したことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記音響整合層がエポキシ系樹脂であり、前記駆動周波数は前記エポキシ樹脂の硬化後の機械的強度により前記倍率を選択したことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記基板の材質は、ガラス、シリコン、ガラスエポキシ樹脂、セラミックのいずれかの基板であることを特徴する請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、詳細には、動脈に対する超音波の送受信により血流変化をドップラシフト周波数の検出により測定し、脈波あるいは血液循環動態を検出するための、超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波技術を利用して物理情報を検出する超音波診断装置には、測定対象物あるいは媒体に超音波を送信して位置、距離あるいは速度を検出する計測装置、生体に超音波を放射し、その反射波のドップラシフト周波数を検出して例えば、生体の流速を測定する超音波診断装置がある。

【0003】

図 10 は従来の超音波診断装置の例である。図 10 では、圧電素子の共振周波数 f_r と反共振周波数 f_a との間の中心周波数 f_0 に動作周波数を選択するように設定された超音波診断装置である。以下にこの従来例の超音波診断装置について説明する。

【0004】

図 10 に示すように、圧電振動子 100 を図示しない電極の形成された PZT とし、後面にバッキング材 200 を、前面に音響整合層を形成する。そして、圧電振動子 100 の動作周波数を圧電素子 100 の共振周波数 f_r と反共振周波数 f_a の間の中間周波数 f_0 とする。音響整合層は例えば 2 層構造とし、圧電板側となる 1 層目 300 をセラミックの貼着により形成する。ただし、1 層目 300 の厚みは予め接着剤 400 の厚みを加えた上で、動作周波数（中心周波数 f_0 ）の $1/4$ とするように設定する。次にエポキシ系の樹脂を 1 層目 300 の上に塗布し、固体樹脂 600 とする。次にスペクトラムアナライザ等により帯域特性を監視しながらその平坦部が最も大きくなるように研磨し、最適な周波数特性を得るようにしている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0005】

一方、図 11 は、超音波の減衰特性が十分ではないが、製造を容易にするためにガラスエポキシ基板やガラス基板などの基板に圧電素子を設けた超音波診断装置の従来例である（例えば、特許文献 2 参照。）。

10

20

30

40

50

【0006】

図11の通り、超音波診断装置は、基板430に圧電材料410、420を固定し、圧電材料410、420に電圧を印加するための電極470a、470bにより構成される。

【0007】

上記いずれにおいても、圧電素子を駆動する周波数は、固定前の圧電素子の共振周波数、反共振周波数を基準として決定されていた（例えば、特許文献2参照。）

【0008】

【特許文献1】

特許2791588号公報（第2-3頁、第1図）

【0009】

【特許文献2】

特開2002-085361（第9-10頁、第6図）

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

従来の超音波診断装置は、製造ばらつきを抑え、製造を容易にするためガラス、シリコン、ガラエポなどの基板上に圧電素子を接着などにより固定し、圧電素子上に音響整合層を設ける場合、圧電素子の厚み方向の共振周波数、反共振周波数が高周波数側にシフトし、固定前の圧電素子の共振周波数、反共振周波数を基準として圧電素子の駆動周波数を決定すると、感度が低くなってしうという問題があった。

【0011】

また、従来の超音波診断装置は、基板に固定せず、バッキング材として通常のタングステン粉末を混合したエポキシ樹脂などを使用すると、圧電素子への配線が困難になるなど、製造上の不具合があった。

【0012】

そこで、本発明は、製造を容易にするために基板に圧電素子を固定した超音波診断装置においても、最適な周波数で動作させることが可能であり、感度を向上させることを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、入力された駆動信号に応じて測定対象物内に超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子を保持する基板と、前記圧電素子上面に設けた音響整合層と、前記圧電素子を所定の周波数で駆動する駆動周波数により、前記圧電素子の厚み方向に励振し駆動する駆動回路と、を有し、前記駆動周波数は前記圧電素子の基板保持前の厚み方向の共振周波数と反共振周波数の中間の周波数より高く設定したことを特徴とする。このような構成とすることで、圧電素子を基板上に固定した際に、共振点が高周波数側にシフトしても所望の検出感度を得ることができる。

【0014】

本発明の超音波診断装置は、前記駆動周波数は、前記基板に保持する前の前記圧電素子の厚み方向の共振周波数と反共振周波数の中間の周波数に対して1.02乃至1.27倍の倍率に設定したことを特徴とする。駆動周波数を圧電素子の基板保持前の厚み方向の共振周波数と反共振周波数の中間の周波数に対して1.02～1.27倍に設定することで、さらに検出感度を向上させることができる。

【0015】

本発明の超音波診断装置は、前記音響整合層がエポキシ系樹脂であり、前記駆動周波数は前記エポキシ樹脂の硬化後の機械的強度により前記倍率を選択したことを特徴とする。例えば、音響整合層の機械的強度が高いほど駆動周波数の設定値を大きくすると、さらに検出感度を向上させることができる。ここで、機械的強度とはヤング率などをいう。

【0016】

本発明の超音波診断装置は、前記基板の材質が、ガラス、シリコン、ガラスエポキシ樹脂、セラミックのいずれかの基板であることを特徴する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 ~ 図 9 を参照して、本発明の超音波診断装置の 1 実施の形態について詳細に説明する。先ず、図 1 ~ 図 2 を参照して、超音波診断装置 1 の外観について説明する。

【 0 0 1 8 】

図 1 は、本発明を適用した超音波診断装置 1 の外観上の構成を示す側面図であり、図 2 は、図 1 に示した超音波診断装置 1 を生体 2 (腕) に装着した状態を示す図である。

【 0 0 1 9 】

図 2 に示すように、超音波診断装置 1 は、処理部 3、超音波センサ部 4、バンド 5、及び止め金具 6 によって概略構成されており、図 2 に示すように、超音波診断装置 1 は、生体 2 に装着することにより常時携帯可能である。ここで、処理部 3 及び超音波センサ部 4 は、バンド 5 に取り付けられており、バンド 5 及び止め金具 6 によって生体 2 (図中の破線部) に装着される。この時、超音波センサ部 4 は、生体 2 の橈骨 (とうこつ) 動脈あるいは尺骨動脈付近 (図示省略) に当接される。また図示しないが、処理部 3 と超音波センサ部 4 は導線により接続されており、この導線を介して処理部 3 から駆動用電圧信号が超音波センサ部 4 に入力され、超音波センサ部 4 で測定された電圧信号が処理部 3 に入力される。

10

【 0 0 2 0 】

次に、図 3 を参照して超音波診断装置 1 の処理部 3 について説明する。図 3 は、処理部 3 の内部構成と、処理部 3 と超音波センサ部 4 の接続状態を示すブロック図である。図 3 に示すように、処理部 3 は、演算処理部 3 1、駆動回路 3 2、及び表示部 3 3 によって概略構成されている。

20

【 0 0 2 1 】

演算処理部 3 1 は、内部に備えた記憶領域 (図示省略) に記憶されている処理プログラムを実行することによって、脈の検出に関する各種処理を実行し、その処理結果を表示部 3 3 に表示する。演算処理部 3 1 は、脈測定時に、駆動回路 3 2 から超音波センサ部 4 の送信用圧電素子 4 1 (詳細は後述) に特定の駆動用電圧信号を出力させる。また、演算処理部 3 1 は、送信用圧電素子 4 1 から発せられた超音波の周波数と、受信用圧電素子 4 2 で受信され血流のドップラ効果により変化した超音波の周波数と、を比較して脈を検出する。

30

【 0 0 2 2 】

駆動回路 3 2 は、演算処理部 3 1 の指示に従って、特定の駆動用電圧信号を超音波センサ部 4 の送信用圧電素子 4 1 に出力する。表示部 3 3 は、液晶表示画面等によって構成されており、演算処理部 3 1 から入力される脈波検出結果等を表示する。

【 0 0 2 3 】

次に、図 4 を参照して、超音波診断装置 1 の超音波センサ部 4 について説明する。図 4 は、超音波センサ部 4 の構成を示す概要図である。

【 0 0 2 4 】

図 4 に示すように、超音波センサ部 4 は、送信用圧電素子 4 1、受信用圧電素子 4 2、基板 4 4、音響整合層 4 5 によって概略構成されている。ここで、送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 の厚み方向の両面には、図示しない電極が形成されている。図示しない導線により、送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 の厚さ方向に電圧を印加する事が可能である。

40

【 0 0 2 5 】

また、送信用圧電素子 4 1 は、図示しない両面の電極が処理部 3 の駆動回路 3 2 と導線によって接続されている。そして、送信用圧電素子 4 1 の両面に設けられた電極に、駆動回路 3 2 から特定の駆動用電圧信号が印加されると、送信用圧電素子 4 1 は励振して特定周波数の超音波を発生し、生体内 (図 5 の 2 a 参照) に送信する。

【 0 0 2 6 】

受信用圧電素子 4 2 は、その両面に設けられた電極が処理部 3 の演算処理部 3 1 と導線に

50

よって接続されている。受信用圧電素子 4 2 は、生体内部からの反射超音波を受信すると、この超音波を電圧信号に変換し、処理部 3 の演算処理部 3 1 に出力する。

【0027】

尚、送信用圧電素子 4 1 と受信用圧電素子 4 2 に、同一の圧電素子を使用してもよい。また、圧電素子 4 1, 4 2 によって超音波の送信、受信を分担させているが、一枚の圧電素子を使用して、超音波の送信、受信を行うことも可能である。

【0028】

本実施の形態では、送信用圧電素子、受信用圧電素子として外形 $0.65 \times 8 \text{ mm}$ 、厚み方向の振動の Q 値が 75、圧電定数 d_{33} が $417 (\times 10^{-12} \text{ m/V})$ の PZT を、基板 4 4 は厚さ 1.0 mm 、外形 $4 \times 12 \text{ mm}$ のガラスエポキシ基板を使用した。

10

【0029】

次に、図 3 及び図 5 を参照して、超音波診断装置 1 における処理部 3 及び超音波センサ部 4 の動作について説明する。図 5 は本実施の形態の超音波診断装置の超音波センサ部 4 と生体 2 との配置関係を示した図である。

【0030】

まず、生体に超音波診断装置 1 を装着すると（図 5 では超音波センサ部 4 のみ記載）、図 5 に示すように、超音波センサ部 4 が生体 2（の橈骨（とうこつ）動脈あるいは尺骨動脈付近）に当接される。そして、脈の検出時に、図 3 に示す演算処理部 3 1 は、駆動回路 3 2 から送信用圧電素子 4 1 の両面に設けられた電極に特定の駆動用電圧信号を出力させる。

20

【0031】

送信用圧電素子 4 1 は、両面に設けられた電極に入力された駆動用電圧信号に基づいて励振し超音波を発生し、該超音波を生体 2（図 5 参照）内に送信する。生体 2 内に送信された超音波は動脈内の血流 2 a により反射され、超音波センサ部 4 の受信用圧電素子 4 2 により受信される（超音波の伝播経路を矢印で示す）。受信用圧電素子 4 2 は、受信した超音波を電圧信号に変換して、両面に設けられた電極から演算処理部 3 1 に出力する。

【0032】

次に、演算処理部 3 1 は、送信用圧電素子 4 1 から送信された超音波の周波数と、受信用圧電素子 4 2 で受信され血流のドップラ効果により変化した超音波の周波数と、を比較して生体の脈を検出する。そして、演算処理部 3 1 は、脈の検出結果を表示部 3 3 に表示する。このようにして、超音波診断装置 1 は、生体の脈を測定・表示する。

30

【0033】

次に本実施の形態の超音波センサ部 4 の製造方法について、図 4 を用いて説明する。送信用圧電素子 4 1 及び受信用圧電素子 4 2 はアルミ、Au などの金属を真空蒸着等することで両面に電極を形成し、外形をダイシングなどにより切断する。

【0034】

基板 4 4 と送信用圧電素子 4 1、受信用圧電素子 4 2 を接着剤などにより固定する。さらにエポキシ樹脂の音響整合層 4 5 を圧電素子、基板に塗布することにより形成する。

【0035】

さらに、送信用圧電素子 4 1 に設けられた両面電極は図示しない配線により、図 3 の処理部 3 の駆動回路 3 2 に接続され、受信用圧電素子に設けられた両面電極は演算処理部 3 1 に接続される。

40

【0036】

次に圧電素子 4 1 の設定周波数と駆動周波数の関係について説明する。図 6 (a) における曲線 A が圧電素子 4 1、4 2 を基板 4 4 に接着により固定する前の圧電素子 4 1、4 2 のアドミタンス特性であり、図 6 (a) における曲線 B が圧電素子 4 1、4 2 を基板 4 4 に接着により固定し、音響整合層を設けた後のアドミタンス特性である。図 6 (a) からわかるように、基板 4 4 に接着し、音響整合層を形成すると、結果として厚み方向の共振点は高周波数側にシフトする。そのため、共振周波数と反共振周波数の中間の周波数も高周波数側にシフトする（図 6 (a) における f_1 から f_1' へのシフト）。なお、図

50

6 (a) において、 f_1 よりも低周波側にアドミッタンスの極大値が複数個見られるが、これは圧電素子の長さ方向の振動及び、その高調波成分であり、実際に使用するモードは共振周波数が図 6 (a) における A の 9.5 MHz 付近の振動モードである。

【 0 0 3 7 】

図 6 (b) はこのときのセンサの感度 (送信用圧電素子 4 1 に 4 V のバースト波を入力した場合に、送信された超音波が圧電トランスデューサ 4 から 4.0 mm 程度離して対向・設置された真鍮板に反射して受信用圧電素子 4 2 によって検出されるとき出力電圧) の周波数特性である。明らかに f_1' に近い f_2 付近に強度のピークがシフトしてしまっていることがわかる。

【 0 0 3 8 】

このシフト量は基板 4 4 の材質、音響整合層 4 4 の材質、厚さで変化するが、おおよそ $1.02 \sim 1.27$ 倍になることが実験により確認された。図 6 は f_1 を 10.15 MHz に設定した圧電素子を使用した結果であり、図 7 は f_1 が 9.65 MHz である圧電素子を使用した場合の結果である。シフト量は若干異なるが、同様に高周波数側にシフトすることがわかる。

10

【 0 0 3 9 】

図 8 は f_1 とシフト量 (f_1' / f_1) の結果である。例えば、共振周波数と反共振周波数の中間の周波数が 9.4 MHz の圧電素子を使用した場合、駆動周波数を $9.4 \times 1.02 \sim 9.4 \times 1.27 = 9.6 \sim 11.9 \text{ MHz}$ に設定すれば、感度を著しく低下させることなく、動作させることができた。

20

【 0 0 4 0 】

このシフト量は、音響整合層 4 5 のエポキシ樹脂の厚さ、機械的強度によって大きく変化する。図 9 は樹脂硬さ (J I S A) が 8 0 程度の樹脂を使用した場合のアドミッタンス特性の変化を示した図である。図 6、図 7 の場合 (樹脂硬さが 9 2 程度) の場合に比べ、その変化量が小さいことがわかる。

【 0 0 4 1 】

そのため、音響整合層 4 5 の硬さが高いほど、 $1.02 \sim 1.27$ の範囲内で駆動周波数を高く、逆に低いほど駆動周波数も低く設定すればよい。なお、樹脂硬さ (J I S A) とヤング率とは略比例関係があることがわかっており、この樹脂硬さが不明であればあいには、ヤング率を基準としてその駆動周波数を選定することも可能である。

30

【 0 0 4 2 】

また特に広帯域、高感度化を目指して、低 Q , 高圧電定数の P Z T を使用した場合にこの傾向が顕著であることが実験により確認されている。

さらに基板についても、ガラエポ基板より機械的強度が高いガラス基板を使用した場合のほうがこの周波数変化の割合が大きかった。

【 0 0 4 3 】

【 発明の効果 】

以上のように、本発明の超音波診断装置によれば、製造ばらつきを低減しつつ、強度を向上させた超音波診断装置を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

40

【 図 1 】 本発明を適用した超音波診断装置の構成を示す外観図である。

【 図 2 】 本発明の超音波診断装置を生体 (腕) に装着した状態を示す外観図である。

【 図 3 】 処理部の内部構成と、超音波センサとの接続状態を示すブロック図である。

【 図 4 】 本発明による超音波診断装置の超音波センサの構成を示す図である。

【 図 5 】 超音波センサが生体に当接された状態を示す図である。

【 図 6 】 アドミッタンス特性、感度特性の結果を示す図である。

【 図 7 】 アドミッタンス特性の結果を示す図である。

【 図 8 】 共振周波数のシフト量を示す図である。

【 図 9 】 アドミッタンス特性の結果を示す図である。

【 図 1 0 】 従来の超音波診断装置のセンサ部の図である。

50

【図 1 1】従来の超音波診断装置のセンサ部の図である。

【符号の説明】

1 超音波診断装置

2 生体

2 a 血管

3 処理部

3 1 演算処理部

3 2 駆動回路

3 3 表示部

4 超音波センサ部

4 1 送信用圧電素子

4 2 受信用圧電素子

4 3 基板

4 5 音響整合層

5 バンド

6 止め金具

1 0 0 圧電振動子

2 0 0 パッキング材

3 0 0 音響整合層

4 0 0 接着剤

4 1 0 圧電素子

4 2 0 圧電素子

4 3 0 基板

4 7 0 a 電極

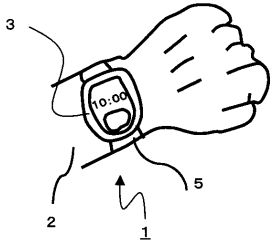
4 7 0 b 電極

6 0 0 固体樹脂

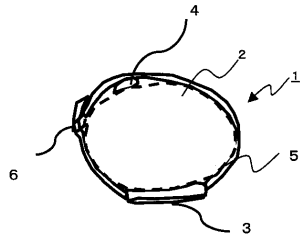
10

20

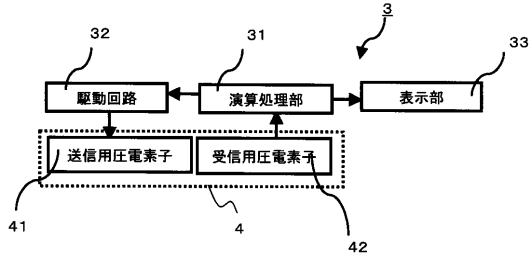
【図1】



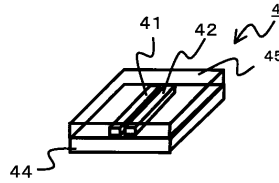
【図2】



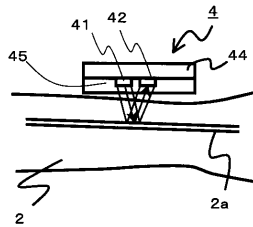
【図3】



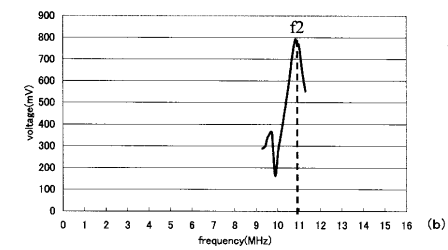
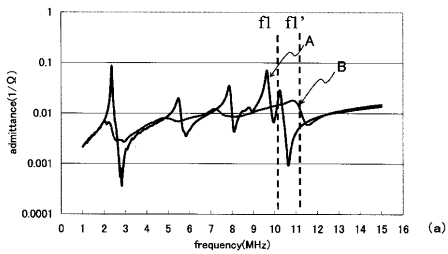
【図4】



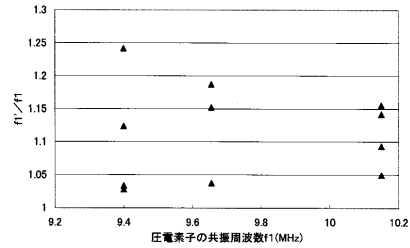
【図5】



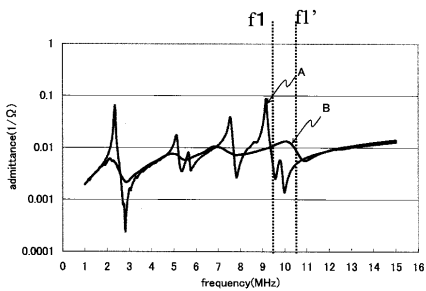
【図6】



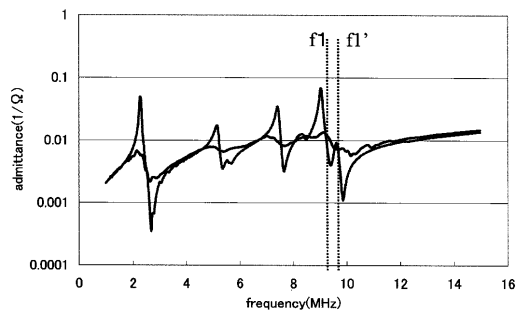
【図8】



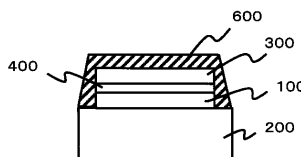
【図7】



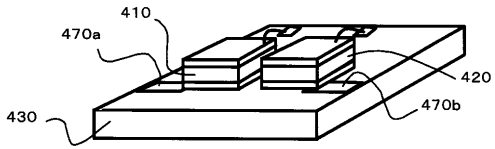
【図9】



【図10】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/0285	A 6 1 B 5/02	3 1 0 Z
	A 6 1 B 5/02	3 4 0 H

Fターム(参考) 5D107 AA03 AA13 BB07 CC02 DD11 DE02 FF07

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004298368A	公开(公告)日	2004-10-28
申请号	JP2003094425	申请日	2003-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
[标]发明人	村松博之		
发明人	村松 博之		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0285 A61B8/02 A61B8/06 B06B1/06 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/02 B06B1/06.Z H04R17/00.330.A H04R17/00.330.J A61B5/02.310.Z A61B5/02.340.H A61B5/02.840.H A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AB02 4C017/AC23 4C017/BC11 4C017/CC01 4C017/FF30 4C601/DD03 4C601/DD07 4C601/DE01 4C601/EE03 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/FF01 4C601/GB25 4C601/GB26 4C601/GB30 4C601/GB42 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GB46 4C601/HH06 4C601/KK41 4C601/KK50 5D019/AA22 5D019/BB02 5D019/BB12 5D019/FF04 5D107/AA03 5D107/AA13 5D107/BB07 5D107/CC02 5D107/DD11 5D107/DE02 5D107/FF07		
代理人(译)	松下善治		
其他公开文献	JP2004298368A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可以将压电元件固定到基板上以便于制造的超声诊断设备以最佳频率操作，并且其目的是提高灵敏度。压电元件41根据由驱动电路32输入的驱动信号将超声波发送到要测量的物体中。压电元件41和42被基板43保持。声匹配层45设置在压电元件41和42的上表面上。驱动电路32通过以预定频率沿压电元件41、42的厚度方向激励压电元件41、42来驱动压电元件41、42。在将压电元件41、42保持在基板43上之前，将驱动频率设定为高于厚度方向上的谐振频率与反谐振频率之间的中间频率。[选择图]图4

