

(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2012-257058

(P2012-257058A)

(43) 公開日 平成24年12月27日(2012.12.27)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
HO4R	1/02	(2006.01)	HO4R	1/02	330	2G047
A61B	8/12	(2006.01)	A61B	8/12		4C601
GO1N	29/24	(2006.01)	GO1N	29/24		5D019
HO4R	19/00	(2006.01)	HO4R	19/00	330	
HO4R	17/00	(2006.01)	HO4R	17/00	330G	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-128616 (P2011-128616)  
 (22) 出願日 平成23年6月8日 (2011.6.8)

(71) 出願人 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 堀江 智史  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス株式会社内  
 Fターム(参考) 2G047 GA02 GB11 GB22  
 4C601 FE01 GA03 GB01 GB31 GB41  
 5D019 AA26 BB13 DD01 EE02 FF04

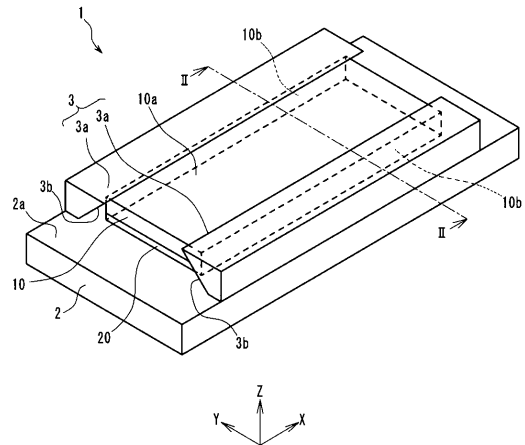
(54) 【発明の名称】 超音波振動子及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波トランスデューサを所定の位置に正確に保持する超音波振動子及び超音波診断装置を提供する。

【解決手段】本発明の超音波振動子は、超音波トランスデューサ、前記超音波トランスデューサの超音波放射面とは反対側の面に配設された弾性体、前記超音波トランスデューサを、間に前記弾性体を介在させた状態で載置する支持面を有する基台部、及び前記超音波トランスデューサを、前記基台部に向かって押圧する押圧部、を有する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波トランスデューサ、  
前記超音波トランスデューサの超音波放射面とは反対側の面に配設された弾性体、  
前記超音波トランスデューサを、間に前記弾性体を介在させた状態で載置する支持面を有する基台部、及び  
前記超音波トランスデューサを、前記基台部に向かって押圧する押圧部、  
を有することを特徴とする超音波振動子。

**【請求項 2】**

前記押圧部は、前記超音波トランスデューサの外縁部に接することで、前記超音波トランスデューサを前記基台部に対して所定の位置に位置決めして固定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子。

10

**【請求項 3】**

前記超音波トランスデューサは、前記超音波放射面に直交する方向から見た場合に、外形に直線状の一对の平行な辺を有しており、

前記押圧部は、前記支持面から突出し、前記超音波トランスデューサの前記一对の平行な辺に沿って延在する一对の平行な凸条部を有してなり、前記一对の平行な凸条部の間に前記一对の平行な辺を挟持することによって、前記超音波トランスデューサを前記基台部に対して位置決めすることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子。

20

**【請求項 4】**

前記一对の平行な凸条部は、それぞれの互いに対向する面に、前記支持面から離れるほど互いに近づく斜面部が形成されており、

前記押圧部は、前記一对の平行な凸条部の斜面部が、前記超音波トランスデューサの前記一对の平行な辺における前記超音波放射面側の稜線に接することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波振動子。

**【請求項 5】**

前記超音波トランスデューサは、前記超音波放射面に直交する方向から見た場合に、外形に設けられた直線状の一对の平行な辺と、前記一对の平行な辺に沿って設けられた前記超音波放射面と同一方向を向く平面部とを有し、

前記押圧部は、前記平面部に当接することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子。

30

**【請求項 6】**

前記支持面は曲面であって、

前記押圧部は、前記超音波トランスデューサが前記支持面に沿って湾曲するように、前記超音波トランスデューサを基台部に向かって押圧することを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか一項に記載の超音波振動子。

**【請求項 7】**

前記超音波トランスデューサは、静電容量型超音波トランスデューサであって、

前記押圧部は、前記超音波放射面に直交する方向から見た場合に、前記超音波トランスデューサのアクティブ領域に重ならない位置に配設されることを特徴とする請求項 2 から 6 のいずれか一項に記載の超音波振動子。

40

**【請求項 8】**

前記請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の超音波振動子を具備してなる超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波トランスデューサを備え、これを所定の位置に固定してなる超音波振動子及び超音波診断装置に関する。

**【背景技術】**

50

## 【 0 0 0 2 】

医療分野や構造物の非破壊検査の分野では、超音波トランスデューサを有してなる超音波振動子を備え、超音波を用いて被検体の内部を診断する超音波診断装置が用いられている。

## 【 0 0 0 3 】

従来の超音波振動子では、例えば特開 2 0 0 9 - 1 9 4 9 3 4 号公報に開示されているように、超音波トランスデューサを、接着剤によって所定の位置に固定している。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 1 9 4 9 3 4 号公報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 5 】

特開 2 0 0 9 - 1 9 4 9 3 4 号公報に開示されているように、超音波トランスデューサを接着剤によって固定する超音波振動子の場合、接着剤の塗布が均一でない場合には、超音波トランスデューサが所定の姿勢に対して傾いて固定されてしまう可能性がある。また、接着剤の硬化に伴う体積の変化によって、超音波トランスデューサに内部応力や歪みが生じる可能性がある。超音波トランスデューサに内部応力や歪みが生じると、超音波の放射方向が所望の方向からずれてしまう可能性がある。

## 【 0 0 0 6 】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、超音波トランスデューサを所定の位置に正確に保持する超音波振動子及び超音波診断装置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 】

## 【 0 0 0 7 】

本発明に係る超音波振動子は、超音波トランスデューサ、前記超音波トランスデューサの超音波放射面とは反対側の面に配設された弾性体、前記超音波トランスデューサを、間に前記弾性体を介在させた状態で載置する支持面を有する基台部、及び前記超音波トランスデューサを、前記基台部に向かって押圧する押圧部、を有する。また、本発明に係る超音波診断装置は、前記超音波振動子を具備してなる。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 0 8 】

本発明によれば、超音波トランスデューサを所定の位置に正確に保持する超音波振動子及び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 】

## 【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態の超音波振動子の斜視図である。

【 図 2 】 図 1 の II-II 断面図である。

【 図 3 】 超音波トランスデューサを組み付ける方法を示す図である。

【 図 4 】 第 1 の実施形態の変形例を示す図である。

【 図 5 】 超音波診断装置の構成を示す図である。

【 図 6 】 第 2 の実施形態の超音波振動子の断面図である。

【 図 7 】 第 3 の実施形態の超音波振動子の断面図である。

【 図 8 】 第 3 の実施形態の超音波振動子を超音波放射面に直交する方向から見た図である。

【 図 9 】 第 3 の実施形態の超音波振動子の第 1 の変形例を示す斜視図である。

【 図 1 0 】 第 3 の実施形態の超音波振動子の第 1 の変形例において、超音波トランスデューサを組み付ける方法を示す図である。

【 図 1 1 】 第 3 の実施形態の超音波振動子の第 2 の変形例を示す斜視図である。

【 図 1 2 】 第 4 の実施形態の超音波振動子の断面図である。

10

20

30

40

50

【図 1 3】第 5 の実施形態の超音波振動子の断面図である。

【図 1 4】第 5 の実施形態の超音波振動子の第 1 の変形例を示す斜視図である。

【図 1 5】第 5 の実施形態の超音波振動子の第 2 の変形例を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下に、本発明の好ましい形態について図面を参照して説明する。なお、以下の説明に用いる各図においては、各構成要素を図面上で認識可能な程度の大きさとするため、各構成要素毎に縮尺を異ならせてあるものであり、本発明は、これらの図に記載された構成要素の数量、構成要素の形状、構成要素の大きさの比率、及び各構成要素の相対的な位置関係のみに限定されるものではない。

10

【0011】

(第 1 の実施形態)

以下に、本発明の第 1 の実施形態を説明する。本実施形態の超音波振動子 1 は、図 1 に示すように、超音波トランスデューサ 10、弾性体 20、基台部 2 及び押圧部 3 を具備して構成されている。

【0012】

超音波トランスデューサ 10 は、電気信号と超音波とを相互に変換する構成を有している。超音波トランスデューサ 10 の構成は、電気信号と超音波とを相互に変換可能なものであれば特に限定されるものではないが、例えば圧電セラミクス等の圧電素子や電歪素子、又は静電容量型超音波トランスデューサ (c - M U T ; Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) 等が適用され得る。

20

【0013】

本実施形態では一例として、超音波トランスデューサ 10 は、圧電素子 11 を有して構成されるものとする。なお、超音波トランスデューサ 10 は、単一の圧電素子からなる形態であってもよいし、複数の圧電素子が間に樹脂を挟んで配列されてなる複合圧電体と称される形態であってもよい。圧電素子 11 を有してなる超音波トランスデューサ 10 は、周知の技術であるため、その詳細な構成の説明を省略するものとする。

【0014】

超音波トランスデューサ 10 は、圧電素子 11 が振動することによって、超音波放射面 10 a から超音波を放射する。超音波トランスデューサ 10 は、超音波放射面 10 a に直交する方向から見た場合に、略矩形状の外形を有している。

30

【0015】

より具体的に、本実施形態の超音波トランスデューサ 10 は、図 2 に示すように、圧電素子 11 と、圧電素子 11 を挟んで互いに対向する一対の電極である第 1 電極 12 及び第 2 電極 13 を有して構成されている。

【0016】

圧電素子 11 は、電界の強度に応じて所定の方向に歪みを生じる材料からなる。本実施形態では、圧電素子 11 は、超音波放射面 10 a に略直交する方向に沿う方向の電界の強度に応じて、超音波放射面 10 a に略直交する方向の歪みを生じる。

【0017】

第 1 電極 12 及び第 2 電極 13 は、例えば金属等の導電性の材料からなる薄膜である。第 1 電極 12 及び第 2 電極 13 は、圧電素子 11 に対して、超音波放射面 10 a に略直交する方向に沿う方向の電界を印加するように配設されている。具体的には、第 1 電極 12 は、圧電素子 11 の超音波放射面 10 a 側の面上に設けられており、第 2 電極 13 は、圧電素子 11 の超音波放射面 10 a とは反対側の面上に設けられている。

40

【0018】

なお、第 1 電極 12 及び第 2 電極 13 を構成する材料は特に限定されるものではなく、またこれらは同一の材料によって構成される形態であってもよいし、異なる材料によって構成される形態であってもよい。第 1 電極 12 及び第 2 電極 13 を金属によって構成する場合、その材料としては、例えば Cu、Pt、Au、Ag、Ni、Ir、In、Ru、A

50

1 または Ti 等の金属またはこれらを含む合金が挙げられる。第 1 電極 1 2 及び第 2 電極 1 3 が金属からなる場合、物理蒸着法や化学蒸着法等の公知の技術により圧電素子 1 1 の表面上に形成される。

【 0 0 1 9 】

以上のような構成を有する超音波トランスデューサ 1 0 は、第 1 電極 1 2 及び第 2 電極 1 3 間に与えられる電気信号に応じて振動し、超音波を発生する。

【 0 0 2 0 】

超音波トランスデューサ 1 0 の第 2 電極 1 3 上には、弾性体 2 0 が接合されている。弾性体 2 0 は、弾性を有する部材であり、超音波トランスデューサ 1 0 が発生する超音波を減衰する能力を有する材料からなる。弾性体 2 0 を構成する材料は特に限定されるものではないが、ゴム系材料、エラストマー材料やゲル状の物質にフィラーを混合したもの等が挙げられる。

10

【 0 0 2 1 】

弾性体 2 0 を構成する材料としては、例えば、ゲル状のエポキシ樹脂にシリカ ( Si O 2 )、チタニア ( Ti O 2 ) またはジルコニア ( Z r O 2 ) 等を混合したもの、クロロブレンゴムまたはシリコンゴムにガラスビーズ、炭酸カルシウム ( C a C O 3 ) またはタングステン粉末等を混合したものがあ

【 0 0 2 2 】

弾性体 2 0 は、超音波トランスデューサ 1 0 の第 2 電極 1 3 が設けられている面から放出される超音波を減衰し、吸収する。弾性体 2 0 は、一般にバッキング材と称される部材である。

20

【 0 0 2 3 】

したがって本実施形態においては、超音波トランスデューサ 1 0 が発生する超音波は、第 1 電極 1 2 が設けられた超音波放射面 1 0 a からのみ放射される。言い換えれば、弾性体 2 0 は、超音波トランスデューサ 1 0 の超音波放射面 1 0 a とは反対側の面上に配設されている。

【 0 0 2 4 】

基台部 2 及び押圧部 3 は、超音波トランスデューサ 1 0 を保持するためのものである。基台部 2 は、超音波振動子 1 を超音波診断装置に固定するための部位でもある。図示しないが、基台部 2 は、嵌め合い、接着剤またはネジ等の公知の方法によって超音波診断装置側の部材と結合するための構成が設けられている。

30

【 0 0 2 5 】

基台部 2 は、超音波トランスデューサ 1 0 を載置する支持面 2 a を有している。超音波トランスデューサ 1 0 は、超音波放射面 1 0 a とは反対側の面 ( 第 2 電極 1 3 が設けられた面 ) が、支持面 2 a に対向する状態で、支持面 2 a 上に載置される。

【 0 0 2 6 】

上述したように、超音波トランスデューサ 1 0 の超音波放射面 1 0 a とは反対側の面上には、弾性体 2 0 が配設されていることから、基台部 2 と超音波トランスデューサ 1 0 との間には、弾性体 2 0 が介在する。

【 0 0 2 7 】

押圧部 3 は、超音波トランスデューサ 1 0 を、基台部 2 に向かって押圧することによって、超音波トランスデューサ 1 0 を支持面 2 a 上の所定の位置に位置決めして固定する部材である。

40

【 0 0 2 8 】

本実施形態の押圧部 3 は、超音波放射面 1 0 a に直交する方向から見た場合における超音波トランスデューサ 1 0 の外縁部に接して、超音波トランスデューサ 1 0 を基台部 2 に向かって押圧する。

【 0 0 2 9 】

より具体的に、本実施形態の押圧部 3 は、基台部 2 の支持面 2 a から突出するように設けられた一对の凸条部 3 a からなる。一对の凸条部 3 a は、所定の距離だけ離間して略平

50

行に配設されている。図 2 に示すように、一对の略平行な凸条部 3 a の互いに対向する面には、斜面部 3 b が形成されている。

【 0 0 3 0 】

一对の凸条部 3 a のそれぞれに形成された斜面部 3 b は、基台部 2 の支持面 2 a から離れるほど、互いに近づくように支持面 2 a の法線に対して所定の角度で傾斜している。言い換えれば、一对の略平行な凸条部 3 a の互いに対向する面に設けられた斜面部 3 b は、支持面 2 a から離れるほど互いの距離が短くなるように内側に向かって傾斜している。すなわち、一对の略平行な凸条部 3 a の互いに対向する面に設けられた斜面部 3 b は、支持面 2 a に直交する方向に沿って支持面 2 a 側から見た場合に、表面が見えるように傾斜している。

10

【 0 0 3 1 】

一对の斜面部 3 b は、超音波放射面 1 0 a に直交する方向から見た場合に略矩形状である超音波トランスデューサ 1 0 の外形に設けられた直線状の一对の平行な辺 1 0 b に沿うように、超音波トランスデューサ 1 0 の外縁部に接する。

【 0 0 3 2 】

本実施形態では、押圧部 3 の一对の斜面部 3 b が支持面 2 a に向かって傾斜していることから、一对の斜面部 3 b は、一对の平行な辺 1 0 b が超音波放射面 1 0 a と交差する位置の稜線に接する。なお、本実施形態では、一对の斜面部 3 b は、超音波トランスデューサ 1 0 の長辺の稜線に接するように図示しているが、一对の斜面部 3 b は超音波トランスデューサ 1 0 の短辺の稜線に接する形態であってもよい。

20

【 0 0 3 3 】

本実施形態の超音波振動子 1 では、超音波トランスデューサ 1 0 が一对の平行な辺 1 0 b の稜線の部分が、一对の斜面部 3 b によって挟持された状態となることから、超音波トランスデューサ 1 0 は基台部 2 に対して所定の位置に正確に位置決めされる。

【 0 0 3 4 】

なお、以上に説明した基台部 2 及び押圧部 3 は、図面上においては異なる部材として示しているが、基台部 2 及び押圧部 3 は一体に形成されるものであってもよい。また、基台部 2 及び押圧部 3 を形成する方法は、特に限定されるものではない。例えば、基台部 2 及び押圧部 3 は一体成型によって作成することも可能であるし、切削、放電加工またはエッチング等の機械的もしくは化学的な除去加工によって作成することも可能である。

30

【 0 0 3 5 】

また、基台部 2 及び押圧部 3 を構成する材料は特に限定されるものではない。基台部 2 及び押圧部 3 は、ステンレス鋼、アルミニウム合金、熱可塑性樹脂または熱硬化性樹脂等によって形成することができる。

【 0 0 3 6 】

図 2 の断面図に示すように、本実施形態では、押圧部 3 は、超音波トランスデューサ 1 0 の略平行な一对の稜線に接して、超音波トランスデューサ 1 0 を基台部 2 の支持面 2 a に向かって押圧する。上述したように、基台部 2 の支持面 2 a と超音波トランスデューサ 1 0 との間には、弾性体 2 0 が介在していることから、超音波トランスデューサ 1 0 及び弾性体 2 0 は、支持面 2 a と一对の斜面部 3 b とによって囲まれた空間内に、遊びの無い状態で収容される。したがって、本実施形態の超音波振動子 1 においては、超音波トランスデューサ 1 0 及び弾性体 2 0 は、基台部 2 及び押圧部 3 との間の摩擦力によって基台部 2 に固定される。

40

【 0 0 3 7 】

本実施形態において超音波トランスデューサ 1 0 及び弾性体 2 0 を基台部 2 に固定する作業は、図 3 に示すように、支持面 2 a と一对の斜面部 3 b の間に、凸条部 3 a の延在方向に沿って超音波トランスデューサ 1 0 及び弾性体 2 0 を挿入することによって行われる。

【 0 0 3 8 】

以上に説明したように、本実施形態の超音波振動子 1 は、超音波トランスデューサ 1 0

50

と基台部 2 との間に弾性体 2 0 を介在させた状態で、押圧部 3 によって超音波トランスデューサ 1 0 を基台部 2 に向かって押圧することにより生じる摩擦力によって、超音波トランスデューサ 1 0 を基台部 2 に対して固定する構成を有している。

【 0 0 3 9 】

本実施形態の超音波振動子 1 は、接着剤を用いることなく、超音波トランスデューサ 1 0 を保持する構成を有することから、従来のように接着剤の塗布量のばらつきや体積変化に伴う超音波トランスデューサの位置ずれや変形が生じることが無く、超音波トランスデューサを所定の位置に正確に保持することが可能である。

【 0 0 4 0 】

また、本実施形態では、圧電素子 1 1 を有してなる超音波トランスデューサ 1 0 を押圧部 3 によって押圧しているが、超音波トランスデューサ 1 0 は稜線のみにおいて押圧部 3 に接触しているため、超音波トランスデューサ 1 0 と押圧部 3 との接触面積を小さくすることができ、超音波トランスデューサ 1 0 が電気信号と超音波とを変換する際の効率の低下を抑えることができる。

【 0 0 4 1 】

以上に説明した本実施形態の超音波振動子 1 では、超音波トランスデューサ 1 0 及び弾性体を、支持面 2 a と一对の斜面部 3 b の間に凸条部 3 a の両端のどちらからでも挿入することが可能であるが、例えば図 4 に示すように、超音波振動子 1 は、凸条部 3 a の一方の端部の近傍に、支持面 2 a から突出する凸部 2 b を設けて、凸条部 3 a の他方の端部側からのみ超音波トランスデューサ 1 0 及び弾性体 2 0 を挿入可能とする構成であってもよい。この場合、凸条部 3 a の他方の端部側から挿入された超音波トランスデューサ 1 0 及び弾性体 2 0 を凸部 2 b に当て付くまで挿入することによって、超音波トランスデューサ 1 0 を、基台部 2 に対してより正確に位置決めして固定することができる。

【 0 0 4 2 】

次に、本実施形態の超音波振動子 1 を備える超音波診断装置 3 0 の構成について説明する。図 5 に示す本実施形態の超音波診断装置 3 0 は、内視鏡 4 0 と共に用いられることによって人体等の被検体内部の診断を行うための装置であり、一般に超音波プローブと称される。

【 0 0 4 3 】

本実施形態の超音波診断装置 3 0 は、その少なくとも一部が、詳しくは図示しない被検体の体内に挿入される内視鏡 4 0 の挿入部に設けられた管路 4 0 a に挿通可能な挿入部として構成されており、かつ該管路 4 0 a の先端側開口を介して被検体の体内に突没可能に構成されている。

【 0 0 4 4 】

超音波診断装置 3 0 の挿入部は、先端が閉じた筒形状であるシース 3 2 と、該シース 3 2 内に回動自在に挿通されたフレキシブルシャフト 3 4 と、該フレキシブルシャフト 3 4 の先端に固定されたハウジング 3 3 とを具備している。ハウジング 3 3 には、上述した超音波振動子 1 が基台部 2 を介して固定されている。また、シース 2 内には、例えば水または油等の超音波伝達媒体 3 9 が充填されている。

【 0 0 4 5 】

フレキシブルシャフト 3 4 は、基端側において図示しない制御装置に設けられた電動モータ等の回転駆動機構に接続されており、該回転駆動機構の駆動力をハウジング 3 3 に伝達する。ハウジング 3 3 はシース 3 2 内において回動する。

【 0 0 4 6 】

該ハウジング 3 3 に固定された超音波振動子 1 は、フレキシブルシャフト 3 4 内に配設された図示しない同軸ケーブルを介して制御装置に電氣的に接続されている。制御装置は、回転駆動機構によって超音波振動子 1 を回線駆動子ながら、超音波振動子 1 によって超音波の送受信を行うことによって、被検体の超音波断層像を生成し、表示する。

【 0 0 4 7 】

( 第 2 の実施形態 )

10

20

30

40

50

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。本実施形態は、第1の実施形態に対して、押圧部の構成のみが異なる。よって以下ではこの相違点のみを説明するものとし、第1の実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付し、その説明を適宜に省略するものとする。

【0048】

上述した第1の実施形態の超音波振動子1では、超音波トランスデューサ10は、平行な辺10bの稜線が、押圧部3の一对の斜面部3bにより支持面2aに向かって押圧されることによって、基台部2に対して固定される構成を有している。

【0049】

一方、本実施形態の超音波振動子1では、図6に示すように、押圧部3は、超音波放射面10aの外縁部に接する当接片3cを有して構成されている。当接片3cは、超音波放射面10aの外縁部に接して、超音波トランスデューサ10を基台部2に向かって押圧する。

【0050】

第1の実施形態では、押圧部3と超音波トランスデューサ10との接触箇所の形状が略線状であるが、本実施形態では面状となる。すなわち、本実施形態では、押圧部3と超音波トランスデューサ10との接触面積が第1の実施形態よりも大きいため、両者間の摩擦力がより大きくなり、より強固に超音波トランスデューサ10を基台部2に固定することができる。

【0051】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。本実施形態は、第1の実施形態に対して、超音波トランスデューサの構成のみが異なる。よって以下ではこの相違点のみを説明するものとし、第1の実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付し、その説明を適宜に省略するものとする。

【0052】

本実施形態の超音波振動子1が具備する超音波トランスデューサ50は、一般に静電容量型超音波トランスデューサ(c-MUT)と称される形態のものである。静電容量型超音波トランスデューサは周知の技術であるため、その詳細な説明は省略するものとする。

【0053】

図7に示すように、超音波トランスデューサ50は、基板51と、基板51上に形成された第2電極56と、第2電極56上に形成された空隙部52と、空隙部52上に形成され第1電極55を有してなる振動膜53と、を有して構成されている。

【0054】

基板51を構成する材料は、特に限定されるものではなく、導電性を有する材料によって構成されてもよいし、電気絶縁性を有する材料によって構成されてもよい。本実施形態では一例として、基板51は、シリコン酸化物、シリコン窒化物、石英、サファイヤ、水晶、アルミナ、ジルコニア、ガラス、又は樹脂等の公知の電気絶縁性材料により構成されるものとする。

【0055】

第1電極55及び第2電極56は、基板51上において、間に空隙部52を挟んだ状態で略平行に配設された導電性の材料からなる薄膜である。空隙部52は、第1電極55及び第2電極56の間に所定の高さの電気絶縁性の材料からなるスペーサ54を介在させることによって形成されている。そして、第1電極55の空隙部52上に位置する領域が振動膜53として機能する。第1電極55及び第2電極56は、例えばCu、Pt、Au、Ag、Ni、Ir、In、Ru、AlまたはTi等の金属またはこれらを含む合金からなる薄膜である。なお、第1電極55及び第2電極56の表面上には、酸化や短絡を防止するために、電気絶縁性の材料からなる保護膜が形成されていてもよい。

【0056】

超音波トランスデューサ50は、第1電極55及び第2電極56間に与えられる電気信

10

20

30

40

50

号に伴って振動膜 53 が振動して超音波を発生する。すなわち本実施形態の超音波トランスデューサ 50 における超音波放射面 50 a は、第 1 電極 55 が設けられた側の面となる。

【0057】

また、図 8 に示すように、超音波トランスデューサ 50 を超音波放射面 50 a に直交する方向から見た場合、超音波放射面 50 a 内には複数の振動膜 53 が配列されている。本実施形態の超音波トランスデューサ 50 は、この複数の振動膜 53 が設けられた領域において超音波の放射及び受信を行う。以下では、超音波放射面 50 a における、複数の振動膜 53 が設けられた領域をアクティブ領域 50 b と称するものとする。

【0058】

アクティブ領域 50 b は超音波放射面 50 a よりも小さい略矩形の領域であり、アクティブ領域 50 b の外側、すなわち超音波放射面 50 a の外縁部には、振動膜 53 が設けられていない非アクティブ領域が形成されている。なお、図 8 では振動膜 53 は略円形状であるように示しているが、振動膜 53 は、四角形や六角形等の多角形状であってもよい。以上に説明した超音波トランスデューサ 50 は、例えば半導体製造プロセスを用いたマイクロマシン製造技術によって形成される。

【0059】

超音波トランスデューサ 50 の超音波放射面 50 a とは反対側の面上には、第 1 の実施形態と同様に、弾性体 20 が接合されている。超音波トランスデューサ 50 a は、超音波放射面 50 a に直交する方向から見た場合に略矩形の外形であり、外形に略平行な一対の辺 50 e を有する。また、超音波トランスデューサ 50 を、基台部 2 に対して固定する構成は、第 1 の実施形態と同様である。すなわち、押圧部 3 の一対の斜面部 3 b が、一対の平行な辺 50 e が超音波放射面 50 a と交差する位置の稜線に接することで、超音波トランスデューサ 50 は支持面 2 a に向かって押圧され、固定される。したがって、本実施形態の超音波振動子 1 及びこれを備える超音波診断装置 30 の効果は、第 1 の実施形態と同様である。

【0060】

また、図 7 及び図 8 に示すように、本実施形態では、超音波放射面 50 a に直交する方向から見た場合に、押圧部 3 が、超音波トランスデューサ 50 のアクティブ領域 50 b に重ならないように配設されている。言い換えれば、本実施形態では、押圧部 3 は、超音波トランスデューサ 50 の非アクティブ領域上のみ張り出した状態で、超音波トランスデューサ 50 を基台部 2 に向かって押圧している。

【0061】

静電容量型の超音波トランスデューサ 50 は、圧電素子のように全体が振動するのではなく、振動膜 53 のみが振動することによって超音波の放射及び受信を行う。このため、本実施形態の超音波トランスデューサ 50 では、アクティブ領域 50 b から、超音波放射面 50 a の法線方向に超音波が放射される。

【0062】

本実施形態では、超音波放射面 50 a に直交する方向から見た場合に、押圧部 3 がアクティブ領域 50 b に重ならないように配設されていることから、押圧部 3 が放射される超音波を遮ってしまうことがない。

【0063】

以上に説明した本実施形態の超音波振動子 1 の変形例を以下に説明する。

【0064】

超音波トランスデューサ 50 は、薄く形成することによって湾曲させることが可能である。このため、例えば図 9 に示す第 1 の変形例のように、基台部 2 の支持面 2 a を所定の曲率で凹形の曲面に形成し、かつ支持面 2 a に沿って押圧部 3 を形成すれば、超音波放射面 50 a を凹形に所定の曲率に湾曲させた状態で、超音波トランスデューサ 50 を保持することができる。

【0065】

10

20

30

40

50

支持面 2 a 及び押圧部 3 が湾曲している場合であっても、図 1 0 に示すように、支持面 2 a と押圧部 3 の間に、押圧部 3 の延在方向に沿って超音波トランスデューサ 5 0 及び弾性体 2 0 ( 図示せず ) を挿入することが可能である。

【 0 0 6 6 】

このような、超音波放射面 5 0 a が内側に向かって凹形となるように超音波トランスデューサ 5 0 を湾曲させた状態で保持する超音波振動子 1 によれば、音響レンズを用いることなく放射される超音波を所定の位置に収束させることができる。

【 0 0 6 7 】

また、例えば図 1 1 に示す第 2 の変形例のように、基台部 2 の支持面 2 a を所定の曲率で凸形の曲面に形成し、かつ支持面 2 a に沿って押圧部 3 を形成すれば、超音波放射面 5 0 a を凸形に所定の曲率に湾曲させた状態で、超音波トランスデューサ 5 0 を保持することができる。

【 0 0 6 8 】

このような、超音波放射面 5 0 a が外側に向かって凸形となるように超音波トランスデューサ 5 0 を湾曲させた状態で保持する超音波振動子 1 によれば、音響レンズを用いることなく放射される超音波を発散させることができる。

【 0 0 6 9 】

以上に説明したように、本発明では、超音波トランスデューサ 5 0 を湾曲させた状態で保持することによって、超音波の放射方向を音響レンズ等の付加物を用いることなく制御することができる。なお、支持面 2 a の曲率は一定である必要はなく、超音波の収束や発散の具合に応じて、楕円や双曲線のように途中で曲率が変化する形態であってもよい。その他の効果は、上述した実施形態と同様である。

【 0 0 7 0 】

( 第 4 の実施形態 )

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。本実施形態は、第 3 の実施形態に対して、超音波トランスデューサ及び押圧部の構成のみが異なる。よって以下ではこの相違点のみを説明するものとし、第 3 の実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付し、その説明を適宜に省略するものとする。

【 0 0 7 1 】

図 1 2 に示すように、本実施形態の超音波トランスデューサ 5 0 は、押圧部 3 の一对の凸条部 3 a に沿う一对の辺の側面部に、斜面部 5 0 c が形成されている。本実施形態では、超音波トランスデューサ 5 0 の長辺の側面部に斜面部 5 0 c が形成されている。

【 0 0 7 2 】

斜面部 5 0 c は、押圧部 3 の一对の斜面部 3 b と略平行な角度で傾斜している。すなわち超音波トランスデューサ 5 0 の両側面に形成された一对の斜面部 5 0 c は、基板 5 1 から超音波放射面 5 0 a に向かうにつれて互いに近づくように傾斜している。言い換えれば、超音波トランスデューサ 5 0 の側面部に形成された一对の斜面部 5 0 c は、超音波放射面 5 0 a と略同一方向を向く平面部である。

【 0 0 7 3 】

押圧部 3 は、超音波トランスデューサ 5 0 の両側面に形成された一对の斜面部 5 0 c に当接することによって、超音波トランスデューサ 5 0 を基台部 2 に向かって押圧する構成を有している。具体的には、押圧部 3 の一对の斜面部 3 b が、超音波トランスデューサ 5 0 の両側面に形成された一对の斜面部 5 0 c に当接して押圧する。

【 0 0 7 4 】

この構成では、一对の斜面部 3 b が設けられた凸条部 3 a の支持面 2 a からの高さは、超音波トランスデューサ 5 0 の超音波放射面 5 0 a よりも低くすることができる。すなわち本実施形態では、押圧部 3 が、超音波トランスデューサ 5 0 の超音波放射面 5 0 a よりも超音波の放射方向に突出することなく、超音波トランスデューサ 5 0 を基台部 2 に向かって押圧し、保持することができる。

【 0 0 7 5 】

10

20

30

40

50

このため、超音波トランスデューサ50によって送受信される超音波が、押圧部3によって遮られることが無くなる。また、押圧部3が超音波トランスデューサ50の超音波放射面50aよりも突出しないため、超音波振動子1を小型化することができる。

【0076】

(第5の実施形態)

次に、本発明の第5の実施形態について説明する。本実施形態は、第3の実施形態に対して、超音波トランスデューサ及び押圧部の構成のみが異なる。よって以下ではこの相違点のみを説明するものとし、第3の実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付し、その説明を適宜に省略するものとする。

【0077】

図13に示すように、本実施形態の超音波トランスデューサ50は、押圧部3の一对の凸条部3aに沿う一对の辺の側面部に、支持面2aとは略反対側を向いた平面部50dが形成されている。言い換えれば、平面部50dは、超音波放射面50aと略同方向を向いた面である。一方、押圧部3には、平面部50dに接する当接片3dが形成されている。本実施形態では、当接片3dが、平面部50dを基台部2に向かって押圧することにより、超音波トランスデューサ50が基台部2に対して固定される。

【0078】

本実施形態では、押圧部3が、超音波トランスデューサ50の超音波放射面50aよりも超音波の放射方向に突出することなく、超音波トランスデューサ50を基台部2に向かって押圧し、保持することができる。

【0079】

このため、超音波トランスデューサ50によって送受信される超音波が、押圧部3によって遮られることが無くなる。また、押圧部3が超音波トランスデューサ50の超音波放射面50aよりも突出しないため、超音波振動子1を小型化することができる。

【0080】

以上に説明した本実施形態では、平面部50dが、超音波トランスデューサ50の側面から突出する凸部に形成されている。すなわち、平面部50dは、超音波トランスデューサ50を超音波放射面50aに直交する方向から見た場合に、超音波放射面50aよりも外側に突出している。

【0081】

本発明における平面部50dは、本実施形態に限られるものではない。例えば図14に示すように、平面部50dは、超音波放射面50aに直交する方向から見た場合に、超音波放射面50aと重なる位置に設けられる形態であってもよい。具体的に図14に示す第1の変形例においては、平面部50dは、超音波トランスデューサ50の側面部に彫設された凹形状の溝部に形成されている。

【0082】

図14に示す第1の変形例のように、平面部50dを、超音波トランスデューサ50の側面部に彫設された凹形状の溝部に形成すれば、押圧部3の当接片3dを溝部に配置することができるため、超音波振動子1を小型化することができる。

【0083】

なお、側面部に彫設された凹形状の溝部は、超音波放射面50aに直交する方向から見た場合に、アクティブ領域50bと重ならない深さであることが音響特性上好ましい。

【0084】

また、図15に示す変形例においては、平面部50dは、超音波トランスデューサ50の基板51に、超音波放射面50aとは反対側の面から彫設された略T字形状の溝部に形成されている。押圧部3は、基台部2の支持面2aから溝部に突出する凸条部からなり、平面部50dを基台部2に向かって押圧する当接片3dが鉤状に側方に突出している。

【0085】

図15に示す第1の変形例のように、平面部50dを、超音波トランスデューサ50の

10

20

30

40

50

内部に形成すれば、押圧部 3 を超音波トランスデューサ 5 0 の外部に突出させる必要がないため、超音波振動子 1 を小型化することができる。

【 0 0 8 6 】

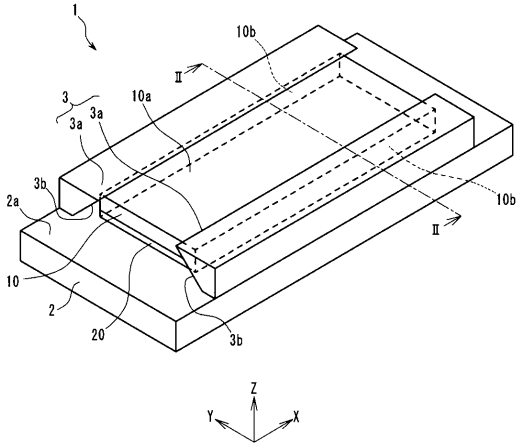
なお、本発明は、上述した実施形態に限られるものではなく、請求の範囲及び明細書全体から読み取れる発明の要旨或いは思想に反しない範囲で適宜変更可能であり、そのような変更を伴う超音波振動子及び超音波診断装置もまた本発明の技術的範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

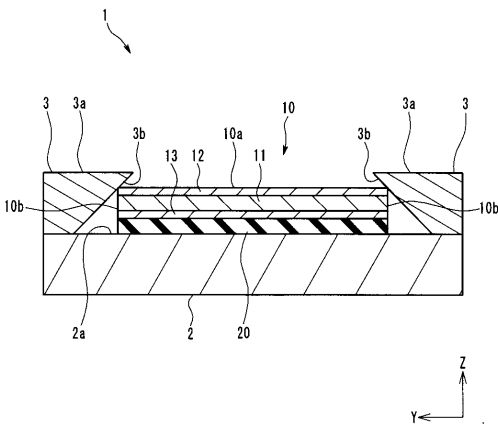
【 0 0 8 7 】

1	超音波振動子、	10
2	基台部、	
2 a	支持面、	
2 b	凸部、	
3	押圧部、	
3 a	凸条部、	
3 b	斜面部、	
3 c	当接片、	
3 d	当接片、	
1 0	超音波トランスデューサ、	
1 0 a	超音波放射面、	20
1 0 b	一对の平行な辺、	
1 1	圧電素子、	
1 2	第 1 電極、	
1 3	第 2 電極、	
2 0	弾性体、	
3 0	超音波診断装置、	
3 2	シース、	
3 3	ハウジング、	
3 4	フレキシブルシャフト、	
3 9	超音波伝達媒体、	30
4 0	内視鏡、	
4 0 a	管路、	
5 0	超音波トランスデューサ、	
5 0 a	超音波放射面、	
5 0 b	アクティブ領域、	
5 0 c	斜面部、	
5 0 d	平面部、	
5 1	基板、	
5 2	空隙部、	
5 3	振動膜、	40
5 4	スペーサ、	
5 5	第 1 電極、	
5 6	第 2 電極。	

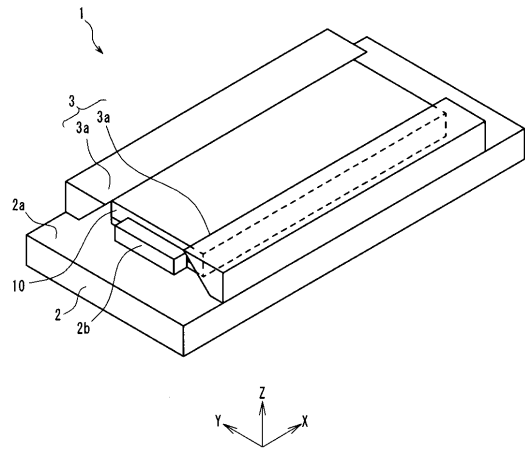
【 図 1 】



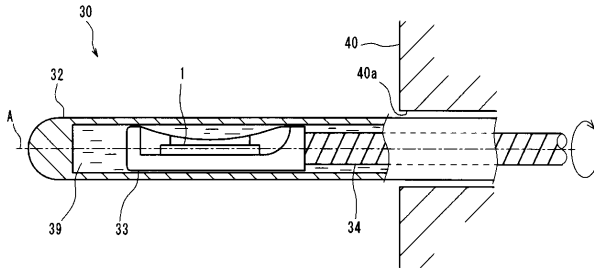
【 図 2 】



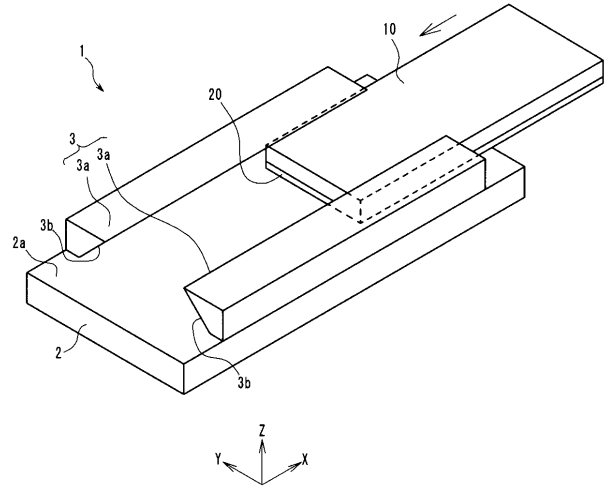
【 図 4 】



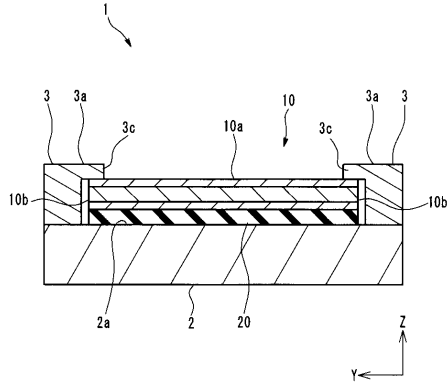
【 図 5 】



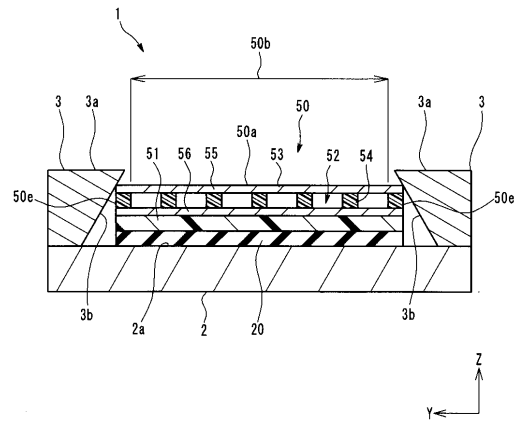
【 図 3 】



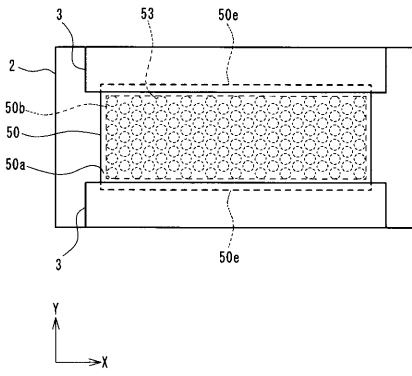
【 図 6 】



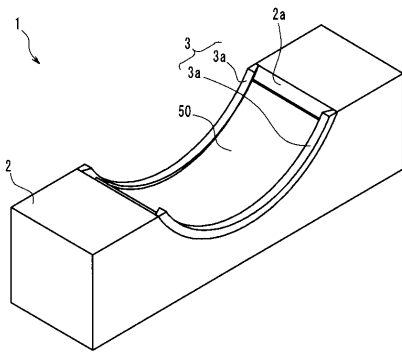
【 図 7 】



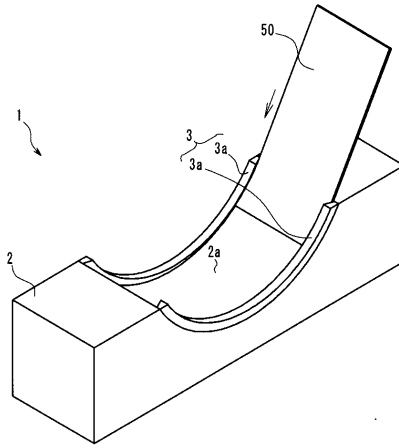
【 図 8 】



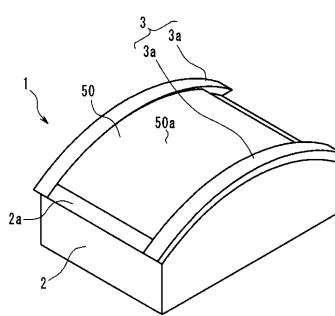
【 図 9 】



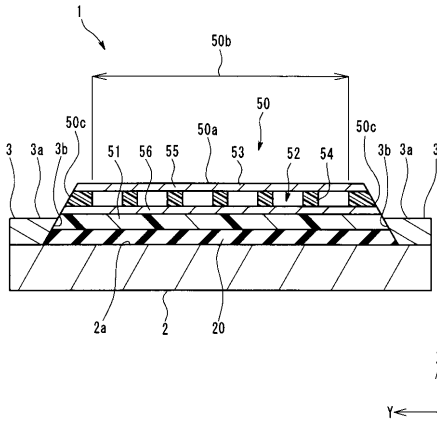
【 図 10 】



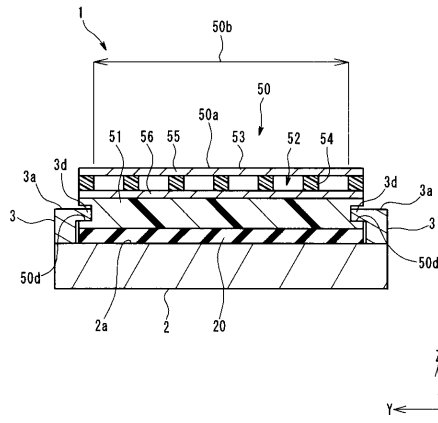
【 図 11 】



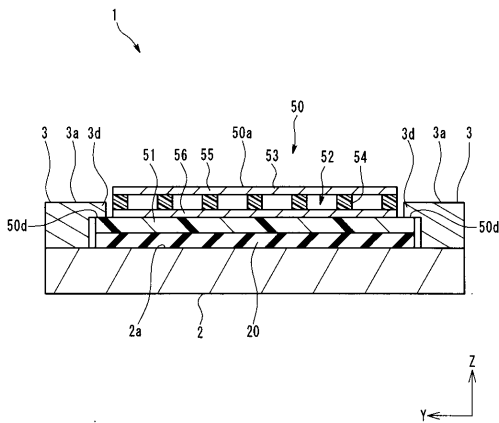
【 図 12 】



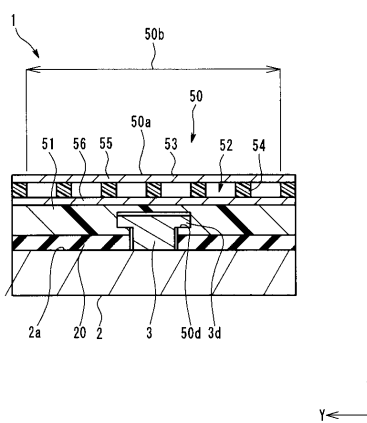
【 図 14 】



【 図 13 】



【 図 15 】



专利名称(译)	超声波振荡器和超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012257058A</a>	公开(公告)日	2012-12-27
申请号	JP2011128616	申请日	2011-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	堀江智史		
发明人	堀江 智史		
IPC分类号	H04R1/02 A61B8/12 G01N29/24 H04R19/00 H04R17/00		
FI分类号	H04R1/02.330 A61B8/12 G01N29/24 H04R19/00.330 H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	2G047/GA02 2G047/GB11 2G047/GB22 4C601/FE01 4C601/GA03 4C601/GB01 4C601/GB31 4C601/GB41 5D019/AA26 5D019/BB13 5D019/DD01 5D019/EE02 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波振荡器和超声波诊断装置，其将超声波换能器精确地保持在预定位置。解决方案：本发明的超声波振荡器包括：超声波换能器；弹性体，设置在与超声波换能器的超声波辐射表面相对的表面上；具有支撑表面的基部，超声波换能器放置在支撑表面上，弹性体设置在其间；按压部分将超声波换能器按压在基座部分上。

