

(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2015-104523

(P2015-104523A)

(43) 公開日 平成27年6月8日(2015.6.8)

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

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 18 頁)

|           |                              |          |                               |
|-----------|------------------------------|----------|-------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2013-247933 (P2013-247933) | (71) 出願人 | 000002369                     |
| (22) 出願日  | 平成25年11月29日 (2013.11.29)     |          | セイコーエプソン株式会社                  |
|           |                              |          | 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号              |
|           |                              | (74) 代理人 | 100090479                     |
|           |                              |          | 弁理士 井上 一                      |
|           |                              | (74) 代理人 | 100104710                     |
|           |                              |          | 弁理士 竹腰 昇                      |
|           |                              | (74) 代理人 | 100124682                     |
|           |                              |          | 弁理士 黒田 泰                      |
|           |                              | (72) 発明者 | 中村 友亮                         |
|           |                              |          | 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 |
|           |                              | (72) 発明者 | 大西 康憲                         |
|           |                              |          | 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 |

最終頁に続く

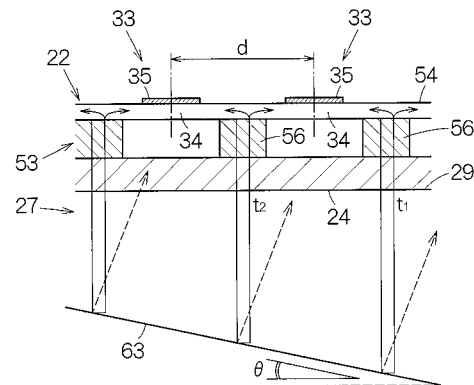
(54) 【発明の名称】 超音波デバイスおよびプローブ並びに電子機器および超音波画像装置

## (57) 【要約】

【課題】簡単な構造で超音波画像内の虚像の出現を十分に防止することができる超音波デバイスを提供する。

【解決手段】基板22の第1面から生体に向かって超音波は発信される。同時に、第1面の裏側の第2面から超音波振動は支持部材27に伝達される。基板22を受ける平面29とは反対側の斜面63では界面に接する媒体の音響インピーダンスに応じて超音波は反射する。このとき、隣り合う2つの超音波トランスデューサー素子33では斜面63まで超音波の伝達経路の長さが相違することから、超音波振動は時間差で超音波トランスデューサー素子33に辿り着く。こうして支持部材27の表面形状に応じて超音波画像内の虚像の出現は効果的に防止される。

【選択図】 図9



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

アレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサー素子を含む素子アレイを有する基板と、

前記素子アレイを含む領域で前記基板に固着される面を有する支持部材と、を備え、

前記支持部材は、前記基板に固着される面とは反対側において、前記素子アレイ中で隣り合う 2 つの前記超音波トランスデューサー素子に関して、前記基板に固着される前記面から前記反対側の面までの距離が異なるように形成された表面形状を有することを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波デバイスにおいて、前記超音波トランスデューサー素子は、前記基板に支持される振動板を備えることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 3】**

請求項 1 または 2 に記載の超音波デバイスにおいて、前記表面形状は、前記基板に固着される前記面に対して角度をなす斜面を含むことを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波デバイスにおいて、前記斜面は、前記基板の厚み方向からの平面視において前記隣り合う 2 つの超音波トランスデューサー素子の開口領域を含むような位置および大きさに形成されることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波デバイスにおいて、前記斜面は前記素子アレイのスライス方向に傾斜していることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の超音波デバイスにおいて、前記斜面は、前記平面視において前記スライス方向に関して 1 列の素子の開口領域を含む位置および大きさに形成されることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 7】**

請求項 4 に記載の超音波デバイスにおいて、前記斜面は前記素子アレイのスキャン方向に傾斜していることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 8】**

請求項 7 に記載の超音波デバイスにおいて、前記斜面は、前記平面視において前記スキャン方向に関して同時駆動される超音波トランスデューサー素子の開口領域を含む位置および大きさに形成されることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 9】**

請求項 4 に記載の超音波デバイスにおいて、前記斜面は、前記平面視において前記素子アレイの領域において単一の斜面であることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 10】**

請求項 3 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスにおいて、前記支持部材は、前記斜面よりも前記基板に固着される前記面からの高さが大きい筐体連結部を有することを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 11】**

請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスにおいて、前記平面視において、前記支持部材は、前記基板よりも大きく、前記基板の曲げ剛性よりも大きい曲げ剛性を有し、前記基板に固着される前記面は平坦に形成されていることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 12】**

請求項 2 ～ 11 に記載の超音波デバイスにおいて、前記振動板上に形成された圧電素子を有することを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 13】**

請求項 1 ～ 12 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスと、前記超音波デバイスを支持

10

20

30

40

50

する筐体とを備えることを特徴とするプローブ。

【請求項 14】

請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスと、前記超音波デバイスに接続されて、前記超音波デバイスの出力を処理する処理部とを備えることを特徴とする電子機器。

【請求項 15】

請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスと、前記超音波デバイスに接続されて、前記超音波デバイスの出力を処理し、画像を生成する処理部と、前記画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする超音波画像装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波デバイス、並びに、それを利用したプローブ、電子機器および超音波画像装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 に開示されるように、超音波診断装置といった超音波画像装置に用いられる超音波探触子が一般に知られる。個々の超音波トランスデューサー素子はいわゆるバルク型の圧電層を備え、圧電層の表面には音響レンズが固定される。超音波画像の形成にあたって音響レンズから超音波信号は発信される。

20

【0003】

圧電層の裏面はパッキング層に接合される。パッキング層内には超音波吸収層が形成される。超音波吸収層は超音波散乱体と超音波反射層との間に挟まれる。超音波振動の発信時、圧電層の超音波振動は裏面から超音波吸収層に伝達される。超音波吸収層への進入に先立って超音波振動は超音波散乱体を通過する。超音波吸収層では超音波の散乱と反射とが繰り返されることで超音波は熱エネルギーに変換され、熱エネルギーは熱伝達層および冷却層に伝達される。こうして不要な超音波振動は消失する。こうした超音波振動が圧電層に作用してしまうと、超音波画像内に虚像が形成されてしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0004】

【特許文献 1】特開 2010 - 42093 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 に記載の超音波探触子では虚像の出現の防止にあたって圧電層の裏側に超音波透過層、超音波散乱体、超音波吸収層、超音波反射層、熱伝達層および冷却層が形成される。個々の超音波トランスデューサー素子や超音波探触子の構造が複雑化してしまう。構造の複雑化は製造工程の複雑化を誘引する。

【0006】

40

そして、簡単な構造で超音波画像内の虚像の出現を防止することができる超音波デバイスが望まれていた。

【課題を解決するための手段】

【0007】

(1) 本発明の一態様は、アレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサー素子を含む素子アレイを有する基板と、前記素子アレイを含む領域で前記基板に固着される面を有する支持部材とを備え、前記支持部材は、前記基板に固着される面とは反対側において、前記素子アレイ中で隣り合う 2 つの前記超音波トランスデューサー素子に関して、前記基板に固着される前記面から前記反対側の面までの距離が異なるように形成された表面形状を有する超音波デバイスに関する。

50

## 【 0 0 0 8 】

超音波トランスデューサー素子から超音波振動は発信される。基板の第1面から生体といった対象物に向かって超音波は発信される。同時に、第1面の裏側の第2面から超音波振動は支持部材に伝達される。基板に固着される面（以下「固着面」という）とは反対側の面（以下「反対面」という）では界面に接する媒体の音響インピーダンスに応じて超音波は反射する。このとき、隣り合う2つの超音波トランスデューサー素子では反対面まで超音波の伝達経路の長さが相違することから、超音波トランスデューサー素子に辿り着く超音波は時間軸に沿って分散する。その結果、個々の超音波トランスデューサー素子で不要な超音波振動に基づく検出信号は弱まる。こうして支持部材の表面形状に応じて超音波画像内の虚像の出現を効果的に防止することができる。このように簡単な構造で虚像の出現の防止は実現される。なお、「2つの超音波トランスデューサー素子に関して」とは、基板の厚み方向からの平面視において、それぞれの超音波トランスデューサー素子の重心位置で」を意味し、それぞれの重心位置で支持部材の厚みが相違することになる。

10

## 【 0 0 0 9 】

（2）前記超音波トランスデューサー素子は、前記基板に支持される振動板を備えてもよい。振動板は空間に接し、空間は振動板と支持部材との間に位置するので、空間は振動板から支持部材に向かって超音波振動の伝達を抑制することができる。こうして振動板から支持部材に伝達される超音波振動は弱められることができる。

## 【 0 0 1 0 】

（3）前記表面形状は、前記基板に固着される前記面に対して角度をなす斜面を含んでもよい。斜面が隣り合う2つの超音波トランスデューサー素子に跨れば、1つの斜面の形成で簡単に固着面から反対面までの距離を相違させることができる。しかも、反対面から反射する超音波は、固着面に垂直な伝達経路に戻るのではなく、固着面に対して傾斜した伝達経路を辿る。ゆえに伝達経路の傾斜に応じて超音波トランスデューサー素子に対する超音波の作用は弱まる。こうして超音波画像内の虚像の出現をさらに効果的に防止することができる。

20

## 【 0 0 1 1 】

（4）前記斜面は、前記基板の厚み方向からの平面視において前記隣り合う2つの超音波トランスデューサー素子の開口領域を含むような位置および大きさに形成されてもよい。個々の超音波トランスデューサー素子で不要な超音波振動に基づく検出信号は確実に弱まる。こうして支持部材の表面形状に応じて超音波画像内の虚像の出現を効果的に防止することができる。このように簡単な構造で虚像の出現の防止は実現される。

30

## 【 0 0 1 2 】

（5）前記斜面は前記素子アレイのスライス方向に傾斜していてもよい。こうした斜面によれば、素子アレイでスライス方向に1列の超音波トランスデューサー素子が同時に超音波を発信する場合に、超音波画像内の虚像の出現を効果的に防止することができる。

## 【 0 0 1 3 】

（6）前記斜面は、前記平面視において前記スライス方向に関して1列の素子の開口領域を含む位置および大きさに形成されていてもよい。こうした斜面によれば、素子アレイでスライス方向に1列の超音波トランスデューサー素子が同時に超音波を発信する場合に、超音波画像内の虚像の出現を効果的に防止することができる。

40

## 【 0 0 1 4 】

（7）前記斜面は前記素子アレイのスキャン方向に傾斜していてもよい。こうした斜面によれば、素子アレイでスキャン方向に1列の超音波トランスデューサー素子が同時に超音波を発信する場合に、超音波画像内の虚像の出現を効果的に防止することができる。

## 【 0 0 1 5 】

（8）前記斜面は、前記平面視において前記スキャン方向に関して同時駆動される超音波トランスデューサー素子の開口領域を含む位置および大きさに形成されていてもよい。こうした斜面によれば、素子アレイでスキャン方向に1列の超音波トランスデューサー素子が同時に超音波を発信する場合に、超音波画像内の虚像の出現を効果的に防止すること

50

ができる。

【0016】

(9) 前記斜面は、前記平面視において前記素子アレイの領域において単一の斜面であってもよい。こうした斜面によれば、1つの斜面でスライス方向にもスキャン方向にも傾斜を形成することができる。

【0017】

(10) 前記支持部材は、前記斜面よりも前記基板に固着される前記面からの高さが大きい筐体連結部を有していてもよい。筐体連結部では超音波は減衰する。

【0018】

(11) 前記平面視において、前記支持部材は、前記基板よりも大きく、前記基板の曲げ剛性よりも大きい曲げ剛性を有し、前記基板に固着される前記面は平坦に形成されていてもよい。支持部材は基板を補強し、支持部材の働きで基板の変形を防止することができる。

10

【0019】

(12) 超音波デバイスは、前記振動板上に形成された圧電素子を有していてもよい。圧電素子に電圧が印加されると、圧電素子は振動板の超音波振動を引き起こす。振動板の超音波振動は圧電素子の働きで電気信号に変換されることができる。

【0020】

(13) 超音波デバイスをプローブに組み込んで利用することができる。このとき、プローブは、超音波デバイスと、前記超音波デバイスを支持する筐体とを備えればよい。

20

【0021】

(14) 超音波デバイスを電子機器に組み込んで利用することができる。このとき、電子機器は、超音波デバイスと、前記超音波デバイスに接続されて、前記超音波デバイスの出力を処理する処理部とを備えればよい。

【0022】

(15) 超音波デバイスを超音波画像装置に組み込んで利用することができる。このとき、超音波画像装置は、超音波デバイスと、前記超音波デバイスに接続されて、前記超音波デバイスの出力を処理し、画像を生成する処理部と、前記画像を表示する表示装置とを備えればよい。

【図面の簡単な説明】

30

【0023】

【図1】一実施形態に係る電子機器の一具体例すなわち超音波診断装置を概略的に示す外觀図である。

【図2】超音波プローブの拡大正面図である。

【図3】プローブヘッドの拡大斜視図である。

【図4】図3のA-A線に沿った垂直断面図である。

【図5】基板の拡大平面図である。

【図6】図5のB-B線に沿った断面図である。

【図7】第1実施形態に係る支持部材の拡大斜視図である。

【図8】平面の裏側から観察される支持部材の拡大斜視図である。

40

【図9】斜面の機能を概略的に解説する拡大図である。

【図10】第1実施形態に係る支持部材の効果を示す画像の一例である。

【図11】比較例に係る支持部材の概略断面図である。

【図12】比較例に係る支持部材の影響を示す画像の一例である。

【図13】第2実施形態に係る支持部材の拡大断面図である。

【図14】第2実施形態に係る支持部材の効果を示す画像の一例である。

【図15】第3実施形態に係る支持部材の拡大断面図である。

【図16】第3実施形態に係る支持部材の効果を示す画像の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

50

以下、添付図面を参照しつつ本発明の一実施形態を説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではなく、本実施形態で説明される構成の全てが本発明の解決手段として必須であるとは限らない。

#### 【0025】

##### (1) 超音波診断装置の全体構成

図1は本発明の一実施形態に係る電子機器の一具体例すなわち超音波診断装置(超音波画像装置)11の構成を概略的に示す。超音波診断装置11は装置端末(処理部)12と超音波プローブ(プローブ)13とを備える。装置端末12と超音波プローブ13とはケーブル14で相互に接続される。装置端末12と超音波プローブ13とはケーブル14を通じて電気信号をやりとりする。装置端末12にはディスプレイパネル(表示装置)15が組み込まれる。ディスプレイパネル15の画面は装置端末12の表面で露出する。装置端末12では、超音波プローブ13で検出された超音波に基づき画像が生成される。画像化された検出結果がディスプレイパネル15の画面に表示される。

10

#### 【0026】

図2に示されるように、超音波プローブ13は筐体16を有する。筐体16はプローブ本体13aおよびプローブヘッド13bを区画する。こうしてプローブ本体13aおよびプローブヘッド13bは一体化されてもよく、プローブヘッド13bはプローブ本体13aに着脱自在に連結されてもよい。

#### 【0027】

図3に示されるように、プローブヘッド13bには超音波デバイス17が組み込まれる。超音波デバイス17は音響レンズ18を備える。音響レンズ18は筐体16の表面で露出する。音響レンズ18の外表面には部分円筒面が形成される。部分円筒面の曲率は超音波の焦点位置に応じて決定される。音響レンズ18は例えばシリコン樹脂から形成される。音響レンズ18は生体の音響インピーダンスに近い音響インピーダンスを有する。超音波デバイス17は音響レンズ18の表面から超音波を出力するとともに超音波の反射波を受信する。

20

#### 【0028】

筐体16には開口19が形成される。開口19内に音響レンズ18が配置される。開口19では筐体16の縁と音響レンズ18の外縁との間にシール材21が詰め込まれる。こうして音響レンズ18の外縁に沿って封止は実現される。ここでは、音響レンズ18の母線に平行に第1方向DR1が規定され、音響レンズ18の母線に直交し、開口19を含む仮想平面に平行に第2方向DR2が規定される。開口19を含む仮想平面内で第1方向DR1および第2方向DR2は互いに直交する。

30

#### 【0029】

図4に示されるように、超音波デバイス17は基板22を備える。基板22は基板本体23を有する。後述されるように、基板本体23に超音波トランスデューサー素子(以下「素子」という)が形成される。基板本体23の裏面にはバッキング材24が固定される。バッキング材24の表面に基板本体23の裏面が重ね合わせられる。基板本体23の裏面はバッキング材24の表面に接着されればよい。基板本体23には第1フレキシブルプリント配線板(以下「第1配線板」という)25aおよび第2フレキシブルプリント配線板(以下「第2配線板」という)25bが結合される。第1配線板25aおよび第2配線板25bは基板本体23の表面に端部で重ねられて接合される。

40

#### 【0030】

基板22の表面すなわち基板本体23の表面には音響整合層26が積層される。音響整合層26は基板本体23の表面を覆う。音響整合層26には例えばシリコン樹脂膜が用いられることができる。音響整合層26上に音響レンズ18が配置される。音響レンズ18は音響整合層26の表面に密着する。音響レンズ18は音響整合層26の働きで基板22に接着される。

#### 【0031】

超音波デバイス17は支持部材27を備える。支持部材27は、基板22の厚み方向か

50

らの平面視（以下、単に「平面視」という）で基板 2 2 よりも大きく、基板 2 2 の曲げ剛性よりも大きい曲げ剛性を有する。支持部材 2 7 は例えばアクリル樹脂から成形されることができる。支持部材 2 7 には窪み 2 8 が形成される。窪み 2 8 には、平面視で基板 2 2 よりも大きい平面 2 9 が形成される。この平面 2 9 に基板 2 2 は重ねられる。平面 2 9 は基板 2 2 に固着される。固着にあたって例えば接着剤 3 1 が用いられる。支持部材 2 7 は筐体 1 6 の内側に結合される。結合にあたって支持部材 2 7 と筐体 1 6 との間に第 1 配線板 2 5 a および第 2 配線板 2 5 b は挟まれる。

#### 【0032】

図 5 は基板 2 2 の平面図を概略的に示す。基板 2 2 は基板本体 2 3 を備える。基板本体 2 3 には素子アレイ 3 2 が形成される。素子アレイ 3 2 はアレイ状に配置された素子 3 3 の配列で構成される。配列は複数行複数列のマトリクスで形成される。その他、配列では千鳥配置が確立されてもよい。千鳥配置では偶数列の素子 3 3 群は奇数列の素子 3 3 群に対して行ピッチの 2 分の 1 でずらされればよい。奇数列および偶数列の一方の素子数は他方の素子数に比べて 1 つ少なくてもよい。

10

#### 【0033】

個々の素子 3 3 は振動板 3 4 を備える。図 5 では振動板 3 4 の膜面に直交する方向の平面視（基板の厚み方向からの平面視）で振動板 3 4 の輪郭が点線で描かれる。振動板 3 4 上には圧電素子 3 5 が形成される。圧電素子 3 5 は上電極 3 6、下電極 3 7 および圧電体膜 3 8 で構成される。個々の素子 3 3 ごとに上電極 3 6 および下電極 3 7 の間に圧電体膜 3 8 が挟まれる。これらは下電極 3 7、圧電体膜 3 8 および上電極 3 6 の順番で重ねられる。基板 2 2 は 1 枚の超音波トランスデューサー素子チップとして構成される。

20

#### 【0034】

基板本体 2 3 の表面には複数本の第 1 導電体 3 9 が形成される。第 1 導電体 3 9 は配列の行方向に相互に平行に延びる。行方向は第 2 方向 DR 2 すなわちスライス方向に一致する。1 行の素子 3 3 ごとに 1 本の第 1 導電体 3 9 が割り当てられる。1 本の第 1 導電体 3 9 は配列の行方向に並ぶ素子 3 3 の圧電体膜 3 8 に共通に接続される。第 1 導電体 3 9 は個々の素子 3 3 ごとに上電極 3 6 を形成する。第 1 導電体 3 9 の両端は 1 対の引き出し配線 4 1 にそれぞれ接続される。引き出し配線 4 1 は配列の列方向に相互に平行に延びる。したがって、全ての第 1 導電体 3 9 は同一長さを有する。こうしてマトリクス全体の素子 3 3 に共通に上電極 3 6 は接続される。第 1 導電体 3 9 は例えばイリジウム (Ir) で形成されることができる。ただし、第 1 導電体 3 9 にはその他の導電材が利用されてもよい。

30

#### 【0035】

基板本体 2 3 の表面には複数本の第 2 導電体 4 2 が形成される。第 2 導電体 4 2 は配列の列方向に相互に平行に延びる。列方向は第 2 方向 DR 2 すなわちスキャン方向に一致する。1 列の素子 3 3 ごとに 1 本の第 2 導電体 4 2 が割り当てられる。1 本の第 2 導電体 4 2 は配列の列方向に並ぶ素子 3 3 の圧電体膜 3 8 に共通に配置される。第 2 導電体 4 2 は個々の素子 3 3 ごとに下電極 3 7 を形成する。第 2 導電体 4 2 には例えばチタン (Ti)、イリジウム (Ir)、白金 (Pt) およびチタン (Ti) の積層膜が用いられることができる。ただし、第 2 導電体 4 2 にはその他の導電材が利用されてもよい。

40

#### 【0036】

列ごとに素子 3 3 の通電は切り替えられる。こうした通電の切り替えに応じてリニアスキャンやセクタスキャンは実現される。1 列の素子 3 3 は同時に超音波を出力することから、1 列の個数すなわち配列の行数は超音波の出力レベルに応じて決定されることができる。行数は例えば 10 ~ 30 行程度に設定されればよい。図中では省略されて 5 行が描かれる。配列の列数はスキャンの範囲の広がりに応じて決定されることができる。列数は例えば 128 列や 256 列に設定されればよい。図中では省略されて 8 列が描かれる。上電極 3 6 および下電極 3 7 の役割は入れ替えられてもよい。すなわち、マトリクス全体の素子 3 3 に共通に下電極が接続される一方で、配列の列ごとに共通に素子 3 3 に上電極が接続されてもよい。音響レンズ 1 8 の曲率は、1 筋の第 2 導電体 4 2 に接続される 1 列の

50

素子 3 3 から発信される超音波の焦点位置に応じて決定される。

【 0 0 3 7 】

基板本体 2 3 の輪郭は、相互に平行な 1 対の直線で仕切られて対向する第 1 辺 3 1 a および第 2 辺 3 1 b を有する。第 1 辺 3 1 a と素子アレイ 3 2 の輪郭との間に 1 ラインの第 1 端子アレイ 4 3 a が配置される。第 2 辺 3 1 b と素子アレイ 3 2 の輪郭との間に 1 ラインの第 2 端子アレイ 4 3 b が配置される。第 1 端子アレイ 4 3 a は第 1 辺 3 1 a に平行に 1 ラインを形成することができる。第 2 端子アレイ 4 3 b は第 2 辺 3 1 b に平行に 1 ラインを形成することができる。第 1 端子アレイ 4 3 a は 1 対の上電極端子 4 4 および複数の下電極端子 4 5 で構成される。同様に、第 2 端子アレイ 4 3 b は 1 対の上電極端子 4 6 および複数の下電極端子 4 7 で構成される。1 本の引き出し配線 4 1 の両端にそれぞれ上電極端子 4 4、4 6 は接続される。引き出し配線 4 1 および上電極端子 4 4、4 6 は素子アレイ 3 2 を二等分する垂直面で対称に形成されればよい。1 本の第 2 導電体 4 2 の両端にそれぞれ下電極端子 4 5、4 7 は接続される。第 2 導電体 4 2 および下電極端子 4 5、4 7 は素子アレイ 3 2 を二等分する垂直面で対称に形成されればよい。ここでは、基板本体 2 3 の輪郭は矩形に形成される。基板本体 2 3 の輪郭は正方形であってもよく台形であってもよい。

10

【 0 0 3 8 】

第 1 配線板 2 5 a は第 1 端子アレイ 4 3 a に覆い被さる。第 1 配線板 2 5 a の一端には上電極端子 4 4 および下電極端子 4 5 に個別に対応して導電線すなわち第 1 信号線 4 9 が形成される。第 1 信号線 4 9 は上電極端子 4 4 および下電極端子 4 5 に個別に向き合わせられ個別に接合される。同様に、第 2 配線板 2 5 b は第 2 端子アレイ 4 3 b に覆い被さる。第 2 配線板 2 5 b の一端には上電極端子 4 6 および下電極端子 4 7 に個別に対応して導電線すなわち第 2 信号線 5 2 が形成される。第 2 信号線 5 2 は上電極端子 4 6 および下電極端子 4 7 に個別に向き合わせられ個別に接合される。

20

【 0 0 3 9 】

図 6 に示されるように、基板本体 2 3 は基材 5 3 および被覆膜 5 4 を備える。基材 5 3 の表面に被覆膜 5 4 が一面に形成される。基材 5 3 には個々の素子 3 3 ごとに開口 5 5 が形成される。開口 5 5 は基材 5 3 に対してアレイ状に配置される。開口 5 5 が配置される領域の輪郭は素子アレイ 3 2 の輪郭に相当する。隣接する 2 つの開口 5 5 の間には仕切り壁 5 6 が区画される。隣接する開口 5 5 は仕切り壁 5 6 で仕切られる。仕切り壁 5 6 の壁厚みは開口 5 5 の間隔に相当する。仕切り壁 5 6 は相互に平行に広がる平面内に 2 つの壁面を規定する。壁厚みは 2 つの壁面の距離に相当する。すなわち、壁厚みは壁面に直交して壁面の間に挟まれる垂線の長さで規定されることができる。基材 5 3 は例えばシリコン基板で形成されればよい。パッキング材 2 4 は基板本体 2 3 の裏面で開口 5 5 を閉じる。パッキング材 2 4 はリジッドな基材を備えることができる。ここでは、仕切り壁 5 6 はパッキング材 2 4 に結合される。パッキング材 2 4 は個々の仕切り壁 5 6 に少なくとも 1 カ所の接合域で接合される。接合にあたって接着剤は用いられることができる。

30

【 0 0 4 0 】

被覆膜 5 4 は、基材 5 3 の表面に積層される酸化シリコン ( $\text{SiO}_2$ ) 層 5 7 と、酸化シリコン層 5 7 の表面に積層される酸化ジルコニウム ( $\text{ZrO}_2$ ) 層 5 8 とで構成される。被覆膜 5 4 は開口 5 5 に接する。こうして開口 5 5 の輪郭に対応して被覆膜 5 4 の一部が振動板 3 4 を形成する。振動板 3 4 は、被覆膜 5 4 のうち、開口 5 5 に臨むことから基材 5 3 の厚み方向に膜振動することができる部分である。酸化シリコン層 5 7 の膜厚は共振周波数に基づき決定されることができる。音響整合層 2 6 の膜厚は振動板 3 4 の共振周波数に応じて決定される。

40

【 0 0 4 1 】

振動板 3 4 の表面に下電極 3 7、圧電体膜 3 8 および上電極 3 6 が順番に積層される。圧電体膜 3 8 は例えばジルコン酸チタン酸鉛 (PZT) で形成されることができる。圧電体膜 3 8 にはその他の圧電材料が用いられてもよい。ここでは、第 1 導電体 3 9 の下で圧電体膜 3 8 は完全に第 2 導電体 4 2 を覆う。圧電体膜 3 8 の働きで第 1 導電体 3 9 と第 2

50

導電体 4 2 との間で短絡は回避されることができる。

【 0 0 4 2 】

( 2 ) 第 1 実施形態に係る支持部材

図 7 に示されるように、支持部材 2 7 では平面 2 9 の輪郭は平面視で基板 2 2 の輪郭に対応する。平面 2 9 は少なくとも基板 2 2 の輪郭を上回る広がりを持つ。ここでは、平面 2 9 の輪郭は矩形に形成される。平面 2 9 は窪み 2 8 の底面として形成される。

【 0 0 4 3 】

支持部材 2 7 には取り付け片 ( 筐体連結部 ) 6 1 が一体に形成される。取り付け片 6 1 は、平面 2 9 とは反対側において、平面 2 9 の裏側から平面 2 9 から遠ざかるように平面 2 9 に直交する方向に延びる。取り付け片 6 1 には貫通孔 6 2 が形成される。貫通孔 6 2 は第 2 方向 D R 2 に平行な中心軸を有する円筒形に形成される。貫通孔 6 2 に取り付けねじ ( 図示されず ) が挿入される。支持部材 2 7 は取り付けねじで筐体 1 6 に固定される。

10

【 0 0 4 4 】

図 8 に示されるように、支持部材 2 7 は斜面 6 3 を含む表面形状を有する。斜面 6 3 は平面 2 9 の裏側で平面 2 9 に対して角度  $\theta$  をなす。斜面 6 3 は素子アレイ 3 2 のスライス方向すなわち第 2 方向 D R 2 に傾斜する。ここでは、斜面 6 3 は平面視で素子アレイ 3 2 の領域において単一の斜面である。したがって、斜面 6 3 は、平面視においてスライス方向 ( 第 2 方向 D R 2 ) に関して 1 列の素子 3 3 の開口領域を含む位置および大きさに形成される。取り付け片 6 1 は平面 2 9 からの高さで斜面 6 3 の高さに比べて大きい高さを有する。取り付け片 6 1 の高さは、画像形成の範囲となる対象物の表面からの深さよりも大きいことが望まれる。

20

【 0 0 4 5 】

図 9 に示されるように、支持部材 2 7 では、素子アレイ 3 2 中でスライス方向 ( 第 2 方向 D R 2 ) に隣り合う 2 つの素子 3 3 に関して、平面 2 9 から斜面 6 3 までの距離は相違する。すなわち、基板 2 2 の厚み方向からの平面視において、それぞれの素子 3 3 の重心位置で支持部材 2 7 の厚みは相違することとなる。斜面 6 3 は、スライス方向 ( 第 2 方向 D R 2 ) に隣り合う 2 つの素子 3 3 の開口領域を含むような位置および大きさに形成される。このとき、隣り合う素子 3 3 の配列ピッチ  $d$  [ m ]、支持部材 2 7 の音速  $c$  [ m / s ] および斜面 6 3 の角度  $\theta$  [ d e g ] によれば、素子 3 3 から支持部材 2 7 に伝播して斜面 6 3 で反射して素子 3 3 に受信される超音波の伝播時間の差  $t_1 - t_2$  は次式で算出される。

30

【 数 1 】

$$t_1 - t_2 = \frac{2d \tan \theta}{c}$$

時間差  $t_1 - t_2$  が超音波の半周期になったときが最もキャンセル効果が大きい。したがって、

【 数 2 】

$$\frac{1}{2f} = \frac{2d \tan \theta}{c}$$

40

に基づき、

【 数 3 】

$$\theta = \tan^{-1} \frac{c}{4fd}$$

を満たす角度  $\theta$  が設定されることが望まれる。ここで、 $f$  [ H z ] は振動板 3 4 の周波数である。

【 0 0 4 6 】

( 3 ) 超音波診断装置の動作

50

次に超音波診断装置 11 の動作を簡単に説明する。超音波の送信にあたって圧電素子 35 にはパルス信号が供給される。パルス信号は下電極端子 45、47 および上電極端子 44、46 を通じて列ごとに素子 33 に供給される。個々の素子 33 では下電極 37 および上電極 36 の間で圧電体膜 38 に電界が作用する。圧電体膜 38 は超音波の周波数で振動する。圧電体膜 38 の振動は振動板 34 に伝わる。こうして圧電素子 35 に電圧が印加されると、振動板 34 は超音波振動する。その結果、対象物（例えば人体の内部）に向けて所望の超音波ビームは発せられる。

【0047】

超音波の反射波は振動板 34 を振動させる。振動板 34 の超音波振動は所望の周波数で圧電体膜 38 の超音波振動を引き起こす。振動板 34 の超音波振動は圧電素子 35 の圧電効果に応じて電気信号に変換される。圧電素子 35 から電圧が出力される。個々の素子 33 では上電極 36 と下電極 37 との間で電位が生成される。電位は下電極端子 45、47 および上電極端子 44、46 から電気信号として出力される。こうして超音波は検出される。

【0048】

超音波の送信および受信は繰り返される。その結果、リニアスキャンやセクタスキャンは実現される。スキャンが完了すると、出力信号のデジタル信号に基づき画像が形成される。形成された画像はディスプレイパネル 15 の画面に表示される。

【0049】

基板 22 の第 1 面から対象物に向かって超音波は発信される。同時に、第 1 面の裏側の第 2 面から超音波振動は支持部材 27 に伝達される。支持部材 27 の斜面 63 では空気が界面に接することから、伝播する超音波振動は斜面 63 で反射する。このとき、隣り合う 2 つの素子 33 では斜面 63 まで超音波振動の伝達経路の長さが相違することから、超音波振動は時間差で素子 33 に辿り着く。辿り着く超音波振動は時間軸に沿って分散する。その結果、個々の素子 33 で不要な超音波振動に基づく検出信号は弱まる。こうして支持部材 27 の表面形状に応じて超音波画像内の虚像の出現は効果的に防止されることができる。簡単な構造で虚像の出現の防止は実現される。

【0050】

超音波デバイス 17 では素子 33 は振動板 34 を備える。振動板 34 は開口 55 内の空間に接する。空間は振動板 34 と支持部材 27 との間に位置する。空間は振動板 34 から支持部材 27 に向かって超音波振動の伝達を抑制することができる。こうして振動板 34 から支持部材 27 に伝達される超音波振動は弱められることができる。

【0051】

斜面 63 は隣り合う 2 つの素子 33 を跨る。1 つの斜面 63 の形成で簡単に平面 29 から反対側の面までの距離を相違させることができる。しかも、斜面 63 から反射する超音波振動は平面 29 に垂直な伝達経路に戻るだけでなく、平面 29 に対して傾斜した伝達経路も辿る。伝達経路の傾斜に応じて素子 33 に対する超音波振動の作用は弱まる。こうして超音波画像内の虚像の出現はさらに効果的に防止されることができる。

【0052】

斜面 63 は、平面視において隣り合う 2 つの素子 33 の開口領域を含むような位置および大きさに形成される。個々の素子 33 で不要な超音波振動に基づく検出信号は確実に弱まる。こうして支持部材 27 の表面形状に応じて超音波画像内の虚像の出現は効果的に防止されることができる。簡単な構造で虚像の出現の防止は実現される。

【0053】

超音波デバイス 17 では斜面 63 はスライス方向すなわち第 2 方向 DR2 に傾斜する。前述のように素子アレイ 32 ではスライス方向に 1 列の素子 33 が同時に超音波を発信することから、1 列の素子 33 から伝達される超音波振動は斜面 63 で反射して時間差で素子 33 に辿り着く。こうして斜面 63 は超音波画像内で虚像の出現を効果的に防止することができる。

【0054】

10

20

30

40

50

前述のように、斜面 6 3 は、平面視において素子アレイ 3 2 の全域をカバーする単一の斜面である。斜面 6 3 は、前述のようにスライス方向に傾斜するだけでなく、スキャン方向にも傾斜することができる。こうした斜面 6 3 によれば、1つの斜面でスライス方向にもスキャン方向にも傾斜が形成されることができる。

【0055】

支持部材 2 7 では取り付け片 6 1 は平面 2 9 からの高さで斜面 6 3 の高さに比べて大きい高さを有する。したがって、取り付け片 6 1 の先端で超音波振動が反射しても、超音波振動は長い伝播経路を辿ることから、超音波振動は減衰する。たとえ平面視で素子アレイ 3 2 の領域内に取り付け片 6 1 が配置されても、超音波画像内で虚像の出現は効果的に防止されることができる。

10

【0056】

支持部材 2 7 は平面視で基板 2 2 よりも大きい。加えて、支持部材 2 7 は基板 2 2 の曲げ剛性よりも大きい曲げ剛性を有する。支持部材 2 7 は基板 2 2 を補強する。支持部材 2 7 の働きで基板 2 2 の変形は防止されることができる。

【0057】

(4) 検証

本発明者は支持部材 2 7 の効果を検証した。検証にあたって仮想被検体を用意された。仮想被検体ではシリコン樹脂体中に複数本の仮想ターゲットが埋め込まれた。仮想ターゲットはシリコン樹脂体の表面から特定の深さに配置された。複数種類の深さが設定された。超音波診断装置 1 1 を用いて仮想被検体に対して超音波画像が作成された。図 1 0 に示されるように、本実施形態では画像中で仮想被検体の表面に平行な線状ノイズが消失することが確認された。図 1 1 に示されるように、本発明者は比較例に係る支持部材 2 7 z を用意した。この支持部材 2 7 z では平面 2 9 の裏側で平面 2 9 に平行に広がる表面 6 4 が形成された。前述の超音波診断装置 1 1 で支持部材 2 7 に代えて支持部材 2 7 z が組み込まれた。図 1 2 に示されるように、比較例では仮想被検体の表面に平行な線状ノイズが見受けられた。

20

【0058】

(5) 第 2 実施形態に係る支持部材

図 1 3 に示されるように、第 2 実施形態に係る支持部材 2 7 a は斜面 6 5 を含む表面形状を有する。斜面 6 5 は平面 2 9 の裏側で平面 2 9 に対して角度  $\theta$  をなす。斜面 6 5 は素子アレイ 3 2 のスキャン方向すなわち第 1 方向 DR 1 に傾斜する。スライス方向すなわち第 2 方向 DR 2 に斜面 6 5 は平行に広がる。ここでは、斜面 6 5 はスキャン方向 (第 1 方向 DR 1) の繰り返し形状に基づき平面視で素子アレイ 3 2 の領域において複数に分割される。こうした分割に応じて平面 2 9 に直交する方向に支持部材 2 7 a の厚みは抑制される。隣り合う 2 つの斜面 6 5 は垂直面 6 6 で相互に接続される。斜面 6 5 と垂直面 6 6 とは稜線 6 7 で相互に接続される。支持部材 2 7 a では、素子アレイ 3 2 中でスキャン方向 (第 1 方向 DR 1) に隣り合う 2 つの素子 3 3 に関して、1つの斜面 6 5 内で平面 2 9 から斜面 6 5 までの距離は相違する。その他の構成は前述の支持部材 2 7 と同様である。

30

【0059】

超音波画像の形成にあたってスキャン方向 (第 1 方向 DR 1) に 15 列 ~ 30 列程度の素子 3 3 は同時に超音波を発信する。スキャン方向に複数の素子 3 3 から同時に超音波は送信される。複数の素子 3 3 から伝達される超音波振動は斜面 6 5 で反射して時間差で素子 3 3 に辿り着く。こうして斜面 6 5 は超音波画像内で虚像の出現を効果的に防止することができる。斜面 6 5 は同時に駆動される素子 3 3 の開口領域をカバーする大きさを有すればよい。

40

【0060】

前述と同様に、本発明者は支持部材 2 7 a の効果を検証した。検証にあたって前述の仮想被検体を用意された。超音波診断装置 1 1 では支持部材 2 7 に代えて支持部材 2 7 a が組み込まれた。図 1 4 に示されるように、斜面 6 5 と垂直面 6 6 との稜線 6 7 で反射する超音波に基づき像が残存するものの、概ね画像中で仮想被検体の表面に平行な線状ノイズ

50

が消失することが確認された。ただし、第 1 実施形態に係る支持部材 2 7 に比べて第 1 深さおよび第 2 深さの仮想ターゲットは確認されることができなかった。

【0061】

(6) 第 3 実施形態に係る支持部材

図 1 5 に示されるように、第 3 実施形態に係る支持部材 2 7 b は第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 を含む表面形状を有する。第 1 斜面 6 8 は平面 2 9 の裏側で平面 2 9 に対して角度  $\theta 1$  をなす。第 2 斜面 6 9 は平面 2 9 の裏側で平面 2 9 に対して第 1 斜面 6 8 とは反対向きに角度  $\theta 2$  をなす。角度  $\theta 1$  と角度  $\theta 2$  とは等しくてよい。第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 は素子アレイ 3 2 のスキャン方向すなわち第 1 方向 DR 1 に傾斜する。スライス方向すなわち第 2 方向 DR 2 に第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 は平行に広がる。ここでは、第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 はスキャン方向 (第 1 方向 DR 1) に交互に連続して配置される。こうした相互に反対向きの第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 に応じて平面 2 9 に直交する方向に支持部材 2 7 b の厚みは抑制される。隣り合う第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 は稜線 7 1 や谷線 7 2 を形成する。支持部材 2 7 b では、素子アレイ 3 2 中でスキャン方向 (第 1 方向 DR 1) に隣り合う 2 つの素子 3 3 に関して、1 つの斜面 6 8、6 9 内で平面 2 9 から斜面 6 8、6 9 までの距離は相違する。その他の構成は前述の支持部材 2 7 と同様である。

【0062】

超音波画像の形成にあたってスキャン方向 (第 1 方向 DR 1) に 1 5 列 ~ 3 0 列程度の素子 3 3 は同時に超音波を発信する。スキャン方向に複数の素子 3 3 から同時に超音波は送信される。複数の素子 3 3 から伝達される超音波振動は第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 で反射して時間差で素子 3 3 に辿り着く。こうして斜面 6 5 は超音波画像内で虚像の出現を効果的に防止することができる。第 1 斜面 6 8 および第 2 斜面 6 9 はそれぞれ同時に駆動される素子 3 3 の開口領域をカバーする大きさを有すればよい。

【0063】

前述と同様に、本発明者は支持部材 2 7 b の効果を検証した。検証にあたって前述の仮想被検体が用意された。超音波診断装置 1 1 では支持部材 2 7 に代えて支持部材 2 7 b が組み込まれた。図 1 6 に示されるように、第 1 斜面 6 8 と第 2 斜面 6 9 との稜線 7 1 や谷線 7 2 で反射する超音波に基づき像が残存するものの、概ね画像中で仮想被検体の表面に平行な線状ノイズが消失することが確認された。ただし、第 1 実施形態に係る支持部材 2 7 に比べて第 1 深さの仮想ターゲットは確認されることができなかった。

【0064】

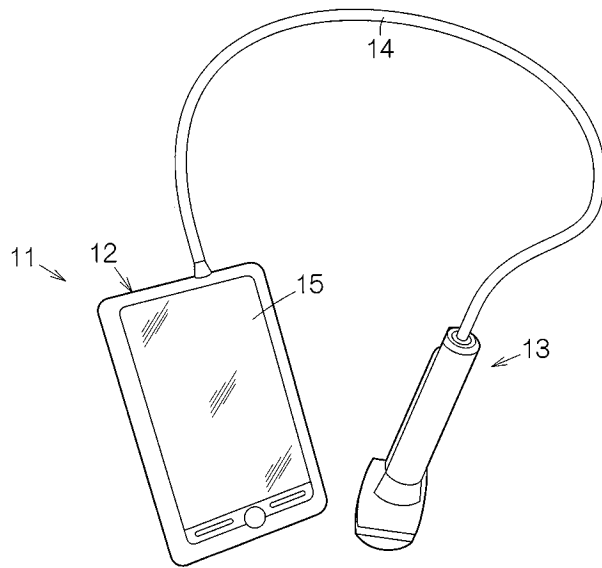
なお、上記のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。したがって、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれる。例えば、明細書または図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語とともに記載された用語は、明細書または図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えられることができる。また、超音波プローブ 1 3 や筐体 1 6、超音波デバイス 1 7、基板 2 2、素子 3 3 等の構成および動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形が可能である。

【符号の説明】

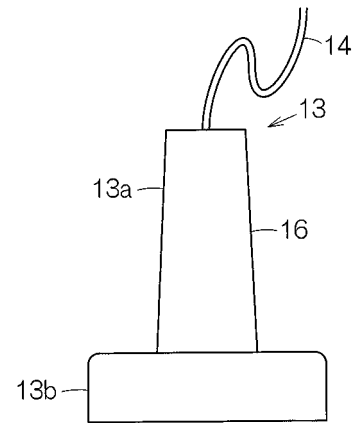
【0065】

1 1 電子機器としての超音波画像装置 (超音波診断装置)、1 2 処理部 (装置端末)、1 3 プローブ (超音波プローブ)、1 5 表示装置 (ディスプレイパネル)、1 6 筐体、1 7 超音波デバイス、2 2 基板、2 7 支持部材、2 7 a 支持部材、2 7 b 支持部材、2 9 基板に固着される面 (平面)、3 2 素子アレイ、3 3 超音波トランスデューサー素子、3 4 振動板、3 5 圧電素子、6 1 筐体連結部 (取り付け片)、6 3 反対側の面としての斜面、6 5 反対側の面としての斜面、6 8 反対側の面としての斜面 (第 1 斜面)、6 9 反対側の面としての斜面 (第 2 斜面)、DR 1 スキャン方向 (第 1 方向)、DR 2 スライス方向 (第 2 方向)。

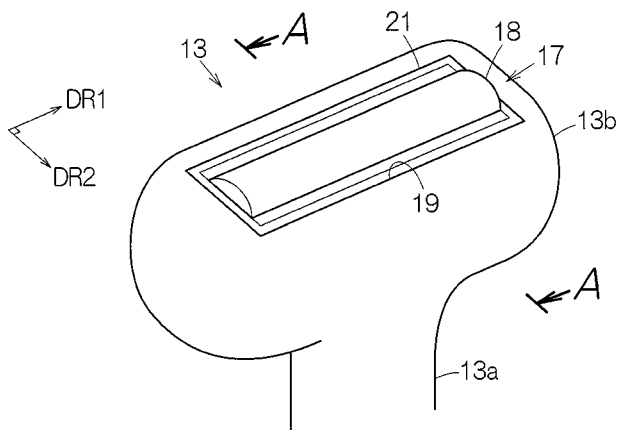
【 図 1 】



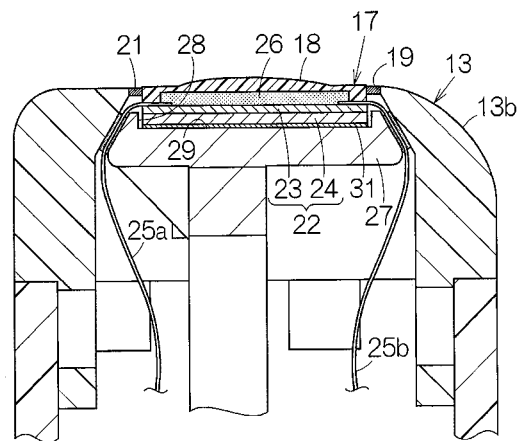
【 図 2 】



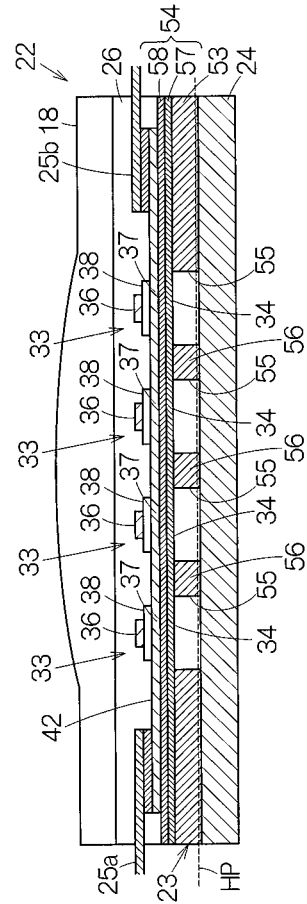
【 図 3 】



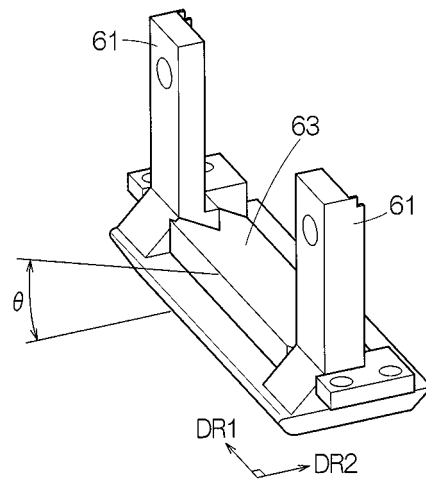
【 図 4 】



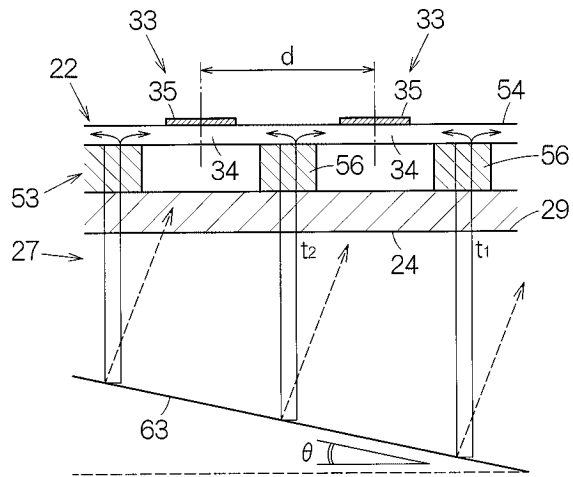
【 図 6 】



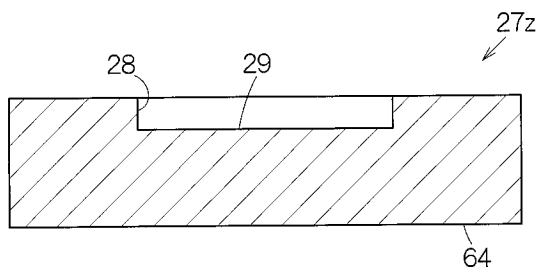
【 図 8 】



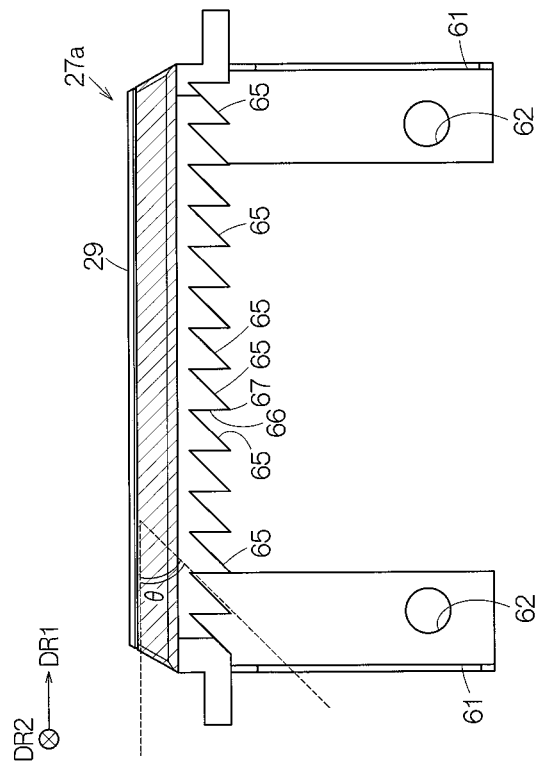
【図 9】



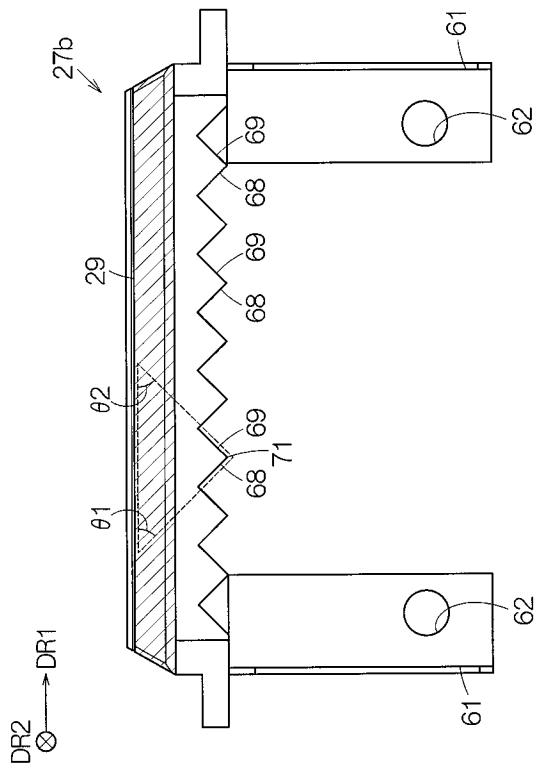
【図 11】



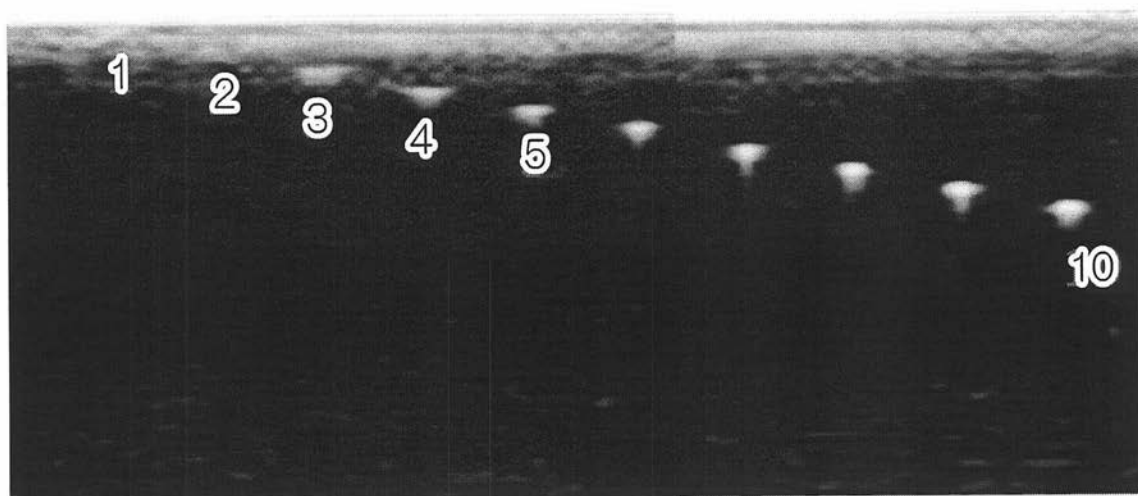
【図 13】



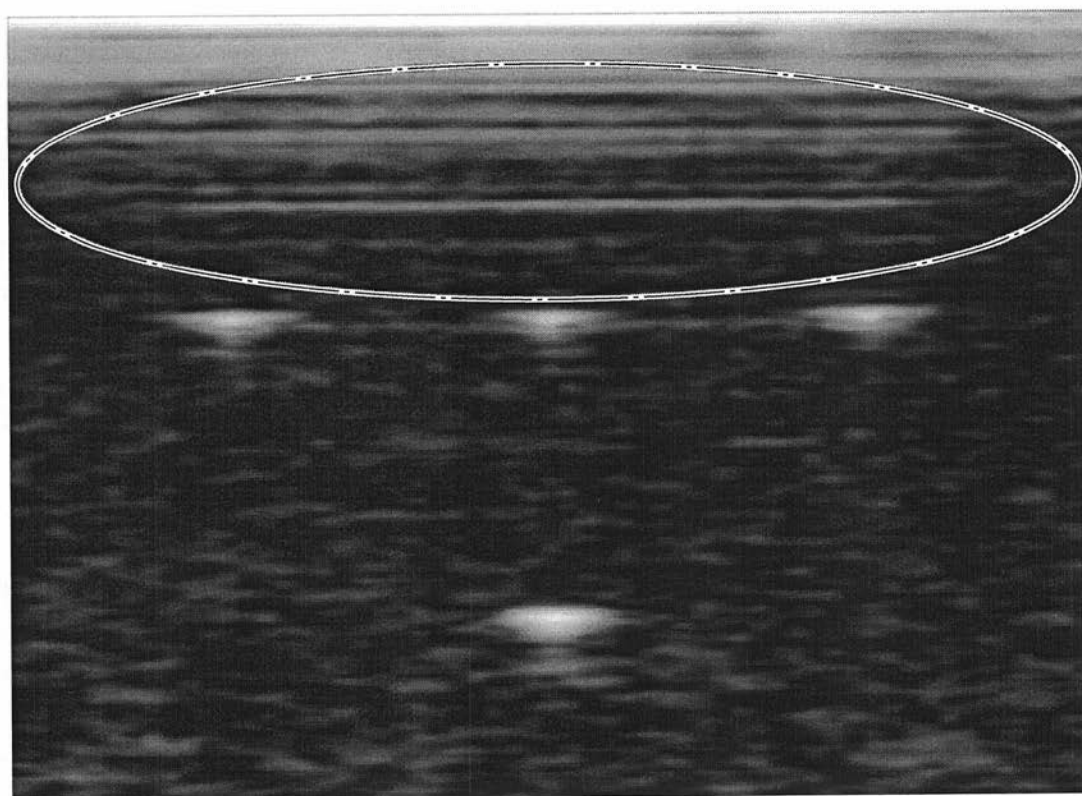
【図 15】



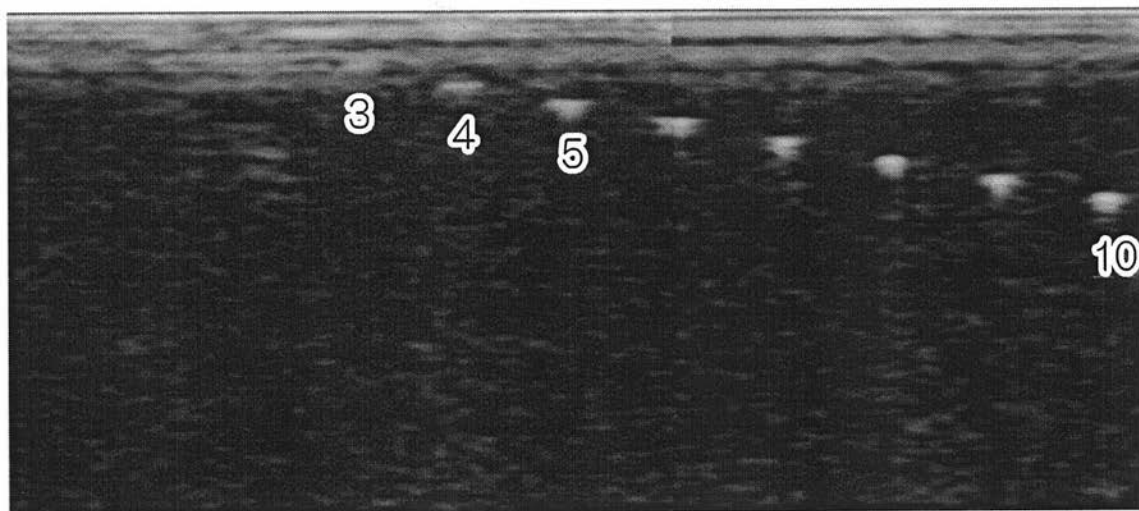
【図 10】



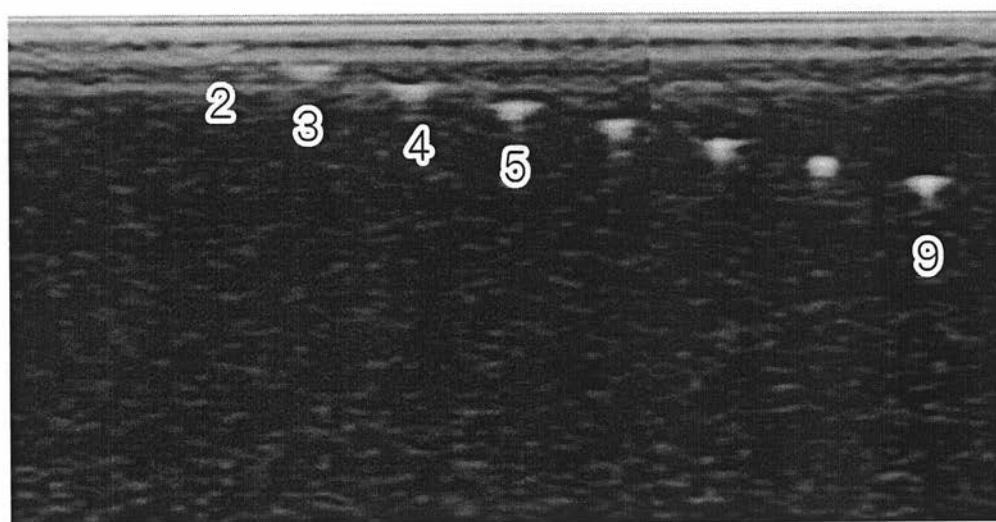
【図 12】



【図 14】



【図 16】



---

フロントページの続き

(72)発明者 小野木 智英

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE04 GB30

5D019 AA26 BB19 EE02 FF04

|                |                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | <无法获取翻译>                                                          |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2015104523A5</a>                                    | 公开(公告)日 | 2017-01-05 |
| 申请号            | JP2013247933                                                      | 申请日     | 2013-11-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 精工爱普生株式会社                                                         |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 精工爱普生公司                                                           |         |            |
| [标]发明人         | 中村友亮<br>大西康憲<br>小野木智英                                             |         |            |
| 发明人            | 中村 友亮<br>大西 康憲<br>小野木 智英                                          |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 H04R17/00                                                |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 H04R17/00.332.A H04R17/00.330.G                          |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE04 4C601/GB30 5D019/AA26 5D019/BB19 5D019/EE02 5D019/FF04 |         |            |
| 代理人(译)         | 井上 一<br>黑田靖                                                       |         |            |
| 其他公开文献         | JP2015104523A<br>JP6281262B2                                      |         |            |

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种能够以简单的结构充分防止超声波图像中的虚像的出现的超声波装置。 解决方案：超声波从基板22的第一表面朝着生物体发射。 同时，超声波振动从第一表面的背面上的第二表面传递到支撑构件27。 在与接收基板22的平面29相对的倾斜表面63上，根据与界面接触的介质的声阻抗来反射超声波。 此时，两个相邻的超声换能器元件33具有直至斜率63的不同的超声传输路径长度，从而超声振动以时间差到达超声换能器元件33。 因此，根据支撑构件27的表面形状，有效地防止了虚像在超声图像中的出现。 [选择图]图9