

(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2009-201053

(P2009-201053A)

(43) 公開日 平成21年9月3日(2009.9.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330J	2G047
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4C601
G01N 29/24 (2006.01)	G01N 29/24 502	5D019
H04R 31/00 (2006.01)	H04R 17/00 332A	
	H04R 31/00 330	
審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 9 頁)		

(21) 出願番号 特願2008-43298 (P2008-43298)
 (22) 出願日 平成20年2月25日 (2008.2.25)

(71) 出願人 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 110000040
 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
 (72) 発明者 石黒 真夕実
 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
 (72) 発明者 小澤 仁
 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
 Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 CA01 EA05 EA07
 GB02 GB29

最終頁に続く

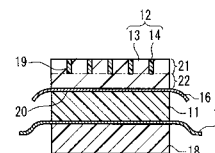
(54) 【発明の名称】 超音波探触子、その製造方法およびその超音波探触子を用いた超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 2つの材料を組み合わせた音響整合層において、内部反射を可能な限り抑え、良好な超音波画像を生成する超音波探触子および超音波診断を提供する。

【解決手段】 超音波を照射するとともにその反射波を受信する圧電振動子11と、圧電振動子11の超音波照射側に配置された音響整合層12とを備える。音響整合層12は、一つ以上の凹状部が片面側に形成された第1音響整合部13と、第1音響整合部13の材料と音速あるいは密度の異なる音響整合材で、かつ凹状部内に充填されて形成された第2音響整合部14とを有し、凹状部の側面は、超音波の照射方向に平行である。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を照射するとともにその反射波を受信する圧電振動子と、
前記圧電振動子の前記超音波照射側に配置された音響整合層とを備えた超音波探触子において、

前記音響整合層は、

一つ以上の凹状部が片面側に形成された第 1 音響整合部と、

前記第 1 音響整合部の材料と音速あるいは密度の異なる音響整合材で、かつ前記凹状部内に充填されて形成された第 2 音響整合部とを有し、

前記凹状部の側面は、超音波の照射方向に平行であることを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 2】

前記音響整合層の厚さは、前記超音波の $1/4$ 波長である請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記凹状部が複数設けられ、

複数の前記凹状部は、少なくとも 2 種類の異なる深さに設定されている請求項 1 または 2 記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記凹状部が溝形状である請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記凹状部の形状は多角柱状もしくは円柱状である請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

20

【請求項 6】

前記超音波探触子が複数の圧電振動子から構成され、前記音響整合層が、前記複数の圧電振動子の各々に対応して分割されている請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 7】

超音波を送受信する前記超音波探触子と、

前記超音波探触子との間に電氣的に接続され、前記超音波探触子に駆動信号を送信し、
前記超音波探触子からの電気信号を処理して断層画像データを生成する診断装置本体と、
前記断層画像データを断層画像として表示するモニターとを備えた超音波診断装置において、

30

前記超音波探触子が、請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波探触子であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 4 記載の超音波探触子を製造する方法であって、

前記圧電振動子上に前記音響整合層を積層し、

前記音響整合層をダイシングブレードにより、前記溝形状の凹状部を形成する超音波探触子の製造方法。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波を利用して被検体の診断情報を得る超音波探触子、その製造方法およびその超音波探触子を用いた超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、わずかな界面特性の違いにより生体内部の断層像を得る超音波診断装置が用いられている。超音波診断装置の超音波探触子により超音波が送受信されるが、この超音波探触子は、超音波が圧電振動子と生体との間で送受信される際の反射損失が少なく、広帯域であることが求められる。

50

【 0 0 0 3 】

そのため、圧電振動子と生体との間に音響整合層を設けて、音響整合を行っている。音響を整合させるために、音響インピーダンスを連続的、もしくは多段階的に変化させる方法が用いられている。具体的には、音響整合層の音響インピーダンスを、圧電振動子側で、圧電振動子の音響インピーダンスに近くなるように比較的大きくし、生体側で、当該生体の音響インピーダンスに近くなるように比較的小さくしている。

【 0 0 0 4 】

この音響インピーダンスの傾斜化を実現するために、一般には、複数の音響整合層を積層させて、段階的に音響インピーダンスを変化させる構造をとる。しかし、音響整合層を多数積層することによって、超音波の減衰が大きくなるという問題があり、現実的ではない。他方では、音響インピーダンスの異なる二つの材料を混合して音響整合層としている構成もあるが、製造方法によっては定量的に音響インピーダンスをコントロールすることができない場合がある。

10

【 0 0 0 5 】

図 7 は、この問題を解決することができる音響整合層を有する超音波探触子の構成を示す断面図である（例えば、特許文献 1 参照）。図 8 は、図 7 に示す音響整合層の構成を示す斜視図である。

【 0 0 0 6 】

この超音波探触子は、圧電振動子 3 1 と、圧電振動子 3 1 上に形成された音響整合層 3 2 と、圧電振動子 3 1 下に形成された背面負荷材 3 8 とを有する。圧電振動子 3 1 には、図示しない診断装置本体との間で信号を送受信する接地電極 3 6 と信号用電極 3 7 とが接続されている。

20

【 0 0 0 7 】

音響整合層 3 2 には、生体側に頂部を向けた複数の円錐形状の第 1 音響整合部 3 3 と、第 1 材料部と音響インピーダンスが異なり、第 1 音響整合部 3 3 とはまり合う第 2 音響整合部 3 4 とが形成されている。第 1 音響整合部 3 3 のピッチは、例えば超音波の波長程度以下のように微小にすることで、マクロ的には、音響整合層 3 2 は、音響インピーダンスが異なる二つの材料が混ぜ合わされた場合と同様の振る舞いを示す。その実質的な混合比は、音響整合層の厚み方向に対する位置に応じて単調に変化する。

【 0 0 0 8 】

一方ミクロ的には、二つの材料を混合した場合と異なり、第 1 音響整合部 3 3 と第 2 音響整合部 3 4 との接合境界面が存在する。そのため、超音波が入射された際の、全反射等の問題を考慮しなければならない。そのため、圧電振動子に垂直な線に対する第 1 音響整合部 3 3 の側面のなす角度 θ が、入射波の全反射の発生を防止または、低減する角度に設定が行われている。具体的には、第 1 音響整合部 3 3 での音速 C_1 と第 2 音響整合部 3 4 での音速 C_2 との間に、

$$C_2 < C_1 < C_2 / \cos \theta \cdots \cdots (式 1)$$

または、

$$C_1 = C_2 \cdots \cdots (式 2)$$

が満たされるように、角度 θ を定める（特許文献 2 参照）。

40

【特許文献 1】特開平 1 1 - 8 9 8 3 5 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 1 1 1 1 8 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、上記構成の音響整合層では、全反射を防ぐことはできても、第 1 音響整合部 3 3 と第 2 音響整合部 3 4 との接合境界面が超音波の送受波方向に対して斜めに存在するために、音響整合層 3 2 内部の反射を防ぐことができない。特に、音響整合層 3 2 は、2 種類の材料で形成されているために整合的に不十分となり、接合境界面での繰り返し反射が無視できなくなり、超音波の送受波のリンキング（尾引き）が生じ、距離分解能が

50

低下する。そのため、形成されたフォーカスやビームパターンの劣化が生じ、その結果、超音波画像の画質が低下する。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記問題点を改善するためになされたもので、2つの材料を組み合わせた音響整合層において、内部反射を可能な限り抑え、良好な超音波画像を生成する超音波探触子および超音波診断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 1 1 】

本発明の超音波探触子は、超音波を照射するとともにその反射波を受信する圧電振動子と、前記圧電振動子の前記超音波照射側に配置された音響整合層とを備える。上記課題を解決するために、前記音響整合層は、一つ以上の凹状部が片面側に形成された第1音響整合部と、前記第1音響整合部の材料と音速あるいは密度の異なる音響整合材で、かつ前記凹状部内に充填されて形成された第2音響整合部とを有し、前記凹状部の側面は、超音波の照射方向に平行であることを特徴とする。

10

【 0 0 1 2 】

また、前記音響整合層の厚さは、前記超音波の1/4波長である構成にすることができる。

【 0 0 1 3 】

また、前記凹状部が複数設けられ、複数の前記凹状部は、少なくとも2種類の異なる深さに設定されている構成にすることができる。

20

【 0 0 1 4 】

また、前記凹状部が溝形状である構成にすることができる。また、前記凹状部の形状は多角柱状もしくは円柱状である構成にすることができる。

【 0 0 1 5 】

また、前記超音波探触子が複数の圧電振動子から構成され、前記音響整合層が、前記複数の圧電振動子の各々に対応して分割されている構成にすることができる。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の超音波診断装置は、超音波を送受信する前記超音波探触子と、前記超音波探触子との間に電氣的に接続され、前記超音波探触子に駆動信号を送信し、前記超音波探触子からの電気信号を処理して断層画像データを生成する診断装置本体と、前記断層画像データを断層画像として表示するモニターとを備える。上記課題を解決するために、前記超音波探触子が、上記記載の超音波探触子であることを特徴とする。

30

【 0 0 1 7 】

また、本発明の超音波探触子の製造方法は、上記超音波探触子を製造する方法であって、前記圧電振動子上に前記音響整合層を積層し、前記音響整合層をダイシングブレードにより、前記溝形状の凹状部を形成する。

【発明の効果】

【 0 0 1 8 】

本発明の超音波探触子によれば、第1音響整合部の凹状部に第2音響整合部が配置されているために、第2音響整合部の側面が超音波放射方向に対して傾斜ができず、音響整合層内における内部反射を抑えることができる。そのため、距離分解能が向上し、広帯域化された超音波画像を生成する超音波探触子、及びその超音波探触子を有する超音波診断装置を実現することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 9 】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。超音波診断装置1は、モニター3と、診断装置本体2と、診断装置本体2とケーブル4を介して接続する超音波探触子5とを有する。超音波探触子5は、圧電振動子を有するが、詳細な説明は後述する。

50

【 0 0 2 0 】

この超音波診断装置 1 によれば、まず診断装置本体 2 において圧電パルス（駆動信号）が生成され、ケーブル 4 を介して圧電パルスが超音波探触子 5 に送信される。超音波探触子 5 の圧電振動子は、圧電パルスにより駆動され、超音波を送信する。超音波探触子 5 を被検体 6 の表面に当てた状態において、超音波探触子 5 の圧電振動子は、被検体 6 の対象部位で反射した超音波を受信する。受信したエコー信号は、超音波探触子 5 から診断装置本体 2 に送信される。エコー信号は、診断装置本体において、例えば断層画像データに変換され、断層画像などの超音波画像が C R T などのモニター 3 に表示される。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、超音波探触子 5 の構成を示す斜視図である。図 3 は、図 2 に示す超音波探触子 5 の A - A 断面図である。圧電振動子 1 1 の上面に接地電極 1 6 が接続され、下面に信号用電極 1 7 が接続されている。接地電極 1 6 上には、音響整合層 1 2 が配置されている。信号用電極 1 7 下には、背面負荷材 1 8 が配置されている。

10

【 0 0 2 2 】

圧電振動子 1 1 は、診断装置本体 2（図 1 参照）から送信された圧電パルスを超音波に変換して照射する。また、圧電振動子 1 1 は、被検体 6（図 1 参照）から反射した超音波を電気信号（エコー信号）に変換する。接地電極 1 6 および信号用電極 1 7 は、圧電振動子 1 1 とケーブル 4（図 1 参照）とに接続され、診断装置本体 2 からの圧電パルスを圧電振動子 1 1 に伝送し、圧電振動子 1 1 からのエコー信号を診断装置本体 2 に伝送する。圧電振動子 1 1 間は、ダイシング溝 1 5 により分離されている。圧電振動子 1 1 と音響整合層 1 2 とを所定のピッチでダイシングブレード等により分割することにより、複数の圧電振動子 1 1 が形成されて多チャンネル化が実現されている。

20

【 0 0 2 3 】

音響整合層 1 2 は、第 1 音響整合部 1 3 と第 2 音響整合部 1 4 とを有する。第 1 音響整合部 1 3 は、圧電振動子 1 1 上に形成されている。第 1 音響整合部 1 3 の表面には、側面が圧電振動子 1 1 の超音波照射方向に平行である凹型の溝が形成されている。溝は、例えばダイシングブレードにより、第 1 音響整合部 1 3 を削ることにより形成される。この溝には、溝の形状に合わせて第 2 音響整合部 1 4 が配置されている。このため、第 2 音響整合部の側面 1 9（図 3 参照）は、圧電振動子 1 1 の超音波照射方向に平行となっている。また、どの第 2 音響整合部 1 4 も、音響整合層 1 2 の表面から同一の深さまで形成されている。背面負荷材 1 8 は、圧電振動子 1 1 の超音波照射面の裏面に配置され、圧電振動子 1 1 の背面から不要な超音波が反射しないように、超音波を吸収する材料で形成されている。

30

【 0 0 2 4 】

次に、音響整合層 1 2 について詳細に説明する。圧電振動子 1 1 が P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）系のような圧電セラミックの場合、圧電振動子 1 1 の音響インピーダンスは、約 3 0 M R a y l であり、被検体としての人体の音響インピーダンスは、約 1 . 5 M R a y l である。超音波を効率よく被検体に照射するには、音響整合層 1 2 が圧電振動子 1 1 と被検体 6 との間の音響整合を取る必要がある。

【 0 0 2 5 】

音響整合層 1 2 において、第 1 音響整合部 1 3 は、音響インピーダンスが圧電振動子 1 1 の音響インピーダンスに近い材料により形成されている。また、第 2 音響整合部 1 4 は、被検体 6 の音響インピーダンスに近い材料により形成されている。低音響インピーダンス領域 2 1 は、音響整合層 1 2 において、表面から第 2 音響整合部 1 4 の端部までの領域である。また、高音響インピーダンス領域 2 2 は、低音響インピーダンス領域 2 1 の下側の第 2 音響整合部 1 4 が形成されていない領域である。

40

【 0 0 2 6 】

以上のような構成により、マクロ的に見れば、音響整合層 1 2 において、段階的に材料の音速あるいは密度が変化しており、低音響インピーダンス領域 2 1 は、第 2 音響整合部 1 4 の影響を受けて、高音響インピーダンス領域 2 2 より音響インピーダンスが低くなる

50

。つまり、音響整合層 1 2 において、音響インピーダンスが段階的に変化する。そのため、音響整合層 1 2 は、被検体 6 と圧電振動子 1 1 との音響インピーダンスを音響整合させることができる。

【0027】

また、第 2 音響整合部の側面 1 9 が超音波照射方向に平行である。このため、第 2 音響整合部の側面 1 9 における超音波の反射がほとんどなく、超音波の送受波におけるリンキングを防止することができる。このため、超音波画像の画質の低下を抑えることができる。

【0028】

さらに、音響整合層 1 2 の超音波送受波方向の厚みは、圧電振動子 1 1 が送信する超音波の中心周波数に対応する波長の $1/4$ である。 $1/4$ 波長とすることにより、超音波探触子 5 の表面における反射を抑えることができる。

【0029】

なお、本実施の形態では、第 2 音響整合部 1 4 の形状が直方体状である場合を例に説明したが、この構成に限定されない。図 4 は、第 2 音響整合部 1 4 b が円柱形状である超音波探触子の構成を示す斜視図である。第 2 音響整合部 1 4 b が円柱形状である以外は、図 2 に示す超音波探触子と同様である。この構成においても、図 2 に示す超音波探触子と同様に、第 2 音響整合部 1 4 b の側面が超音波照射方向に平行であるので、超音波の送受波におけるリンキングを防止して、超音波画像の画質の低下を抑えることができる。また、第 2 音響整合部を円柱形状以外にも、四角柱など多角形柱としても同様の効果を得ることができる。

【0030】

(第 2 の実施の形態)

図 5 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波探触子の構成を示す断面図である。第 2 音響整合部 1 4 が深さ D 1 の第 2 音響整合部 1 4 c と、深さ D 2 の第 2 音響整合部 1 4 d とが交互に配置されている。他の構成は、第 1 の実施の形態に係る超音波探触子の構成と同様であり、第 1 の実施の形態に係る超音波探触子と同様の構成要素については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0031】

低音響インピーダンス領域 2 1 は、音響整合層 1 2 における表面から深さ D 2 までの領域である。中間音響インピーダンス領域 2 3 は、音響整合層 1 2 における表面から深さ D 2 までの領域である。高音響インピーダンス領域 2 2 は、音響整合層 1 2 における深さ D 1 より深い領域である。

【0032】

低音響インピーダンス領域 2 1 は、第 2 音響整合部 1 4 c、1 4 d の影響を受けるため、第 1 音響整合部 1 3 のみで形成された高音響インピーダンス領域 2 2 b より音響インピーダンスが低い。中間音響インピーダンス領域 2 3 は、第 2 音響整合部 1 4 d の影響を受けるため、高音響インピーダンス領域 2 2 と低音響インピーダンス領域 2 1 の間の音響インピーダンスとなる。

【0033】

この構成により、マクロ的に見れば音響整合層 1 2 は、段階的に材料の音速あるいは密度が変化しており、厚さ方向に対して、3 種類の音響インピーダンスの層が積層されたものと同様の特性を有する。このため、音響整合層 1 2 におけるみなし 3 層の境界における音響インピーダンス差が第 1 の実施の形態における差より小さくなり、境界で反射する超音波の量が減少して、高効率で音響整合を行うことができる。

【0034】

図 6 は、第 2 音響整合部 1 4 e の深さを多階に異ならせることにより、中間音響インピーダンス領域 2 3 の音響インピーダンスをマクロ的に見ると限りなく連続的に音響インピーダンスを変化させた超音波探触子の構成を示す断面図である。この構成により、図 5 に示す音響整合層 1 2 よりもさらに高効率で音響整合を行うことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

また、図 5、図 6 における音響整合層 1 2 は、第 2 音響整合部の側面 1 9 が超音波照射方向に平行である。このため、第 2 音響整合部の側面 1 9 における超音波の反射がほとんどなく、超音波の送受波におけるリンキングを防止することができる。このため、超音波画像の画質の低下を抑えることができる。

【 0 0 3 6 】

なお、被検体は、人体に限らず他の動物などの生体であってもよく、また材料や構造物などを対象としてもよい。材料や構造物を対象として、内部探傷の発見を目的とする超音波診断装置とすることもできる。

【 産業上の利用可能性 】

10

【 0 0 3 7 】

本発明にかかる超音波探触子は、人体などの被検体の超音波診断を行う各種医療分野、さらには材料や構造物の内部探傷を目的とした工業分野において利用が可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 8 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図

【 図 2 】 同上超音波診断装置の超音波探触子の構成を示す斜視図

【 図 3 】 同上超音波探触子の A - A 断面図

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波探触子の別の構成を示す斜視図

【 図 5 】 本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波探触子の構成を示す断面図

20

【 図 6 】 本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波探触子の別の構成を示す断面図

【 図 7 】 従来の超音波探触子の構成を示す断面図

【 図 8 】 同上超音波探触子の音響整合層の構成を示す斜視図

【 符号の説明 】

【 0 0 3 9 】

1 超音波診断装置

2 診断装置本体

3 モニター

4 ケーブル

5 超音波探触子

30

6 被検体

1 1 圧電振動子

1 2 音響整合層

1 3 第 1 音響整合部

1 4、1 4 b ~ 1 4 e 第 2 音響整合部

1 5 ダイシング溝

1 6 接地電極

1 7 信号用電極

1 8 背面負荷材

1 9 第 2 音響整合部の側面

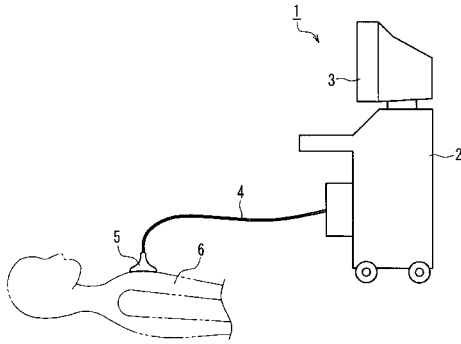
40

2 1 低音響インピーダンス領域

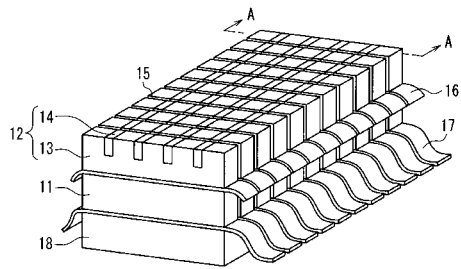
2 2 高音響インピーダンス領域

2 3 中間音響インピーダンス領域

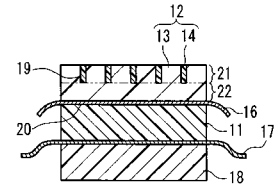
【図 1】



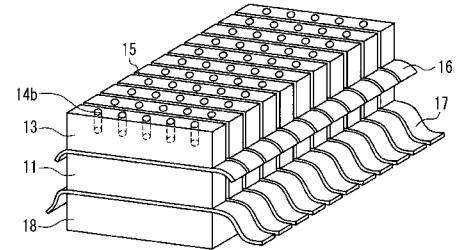
【図 2】



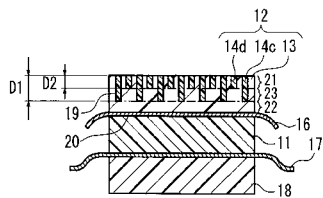
【図 3】



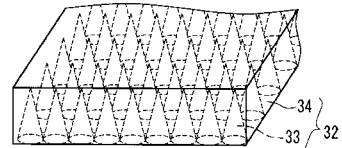
【図 4】



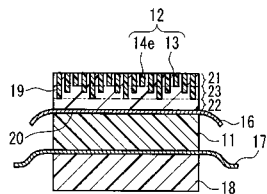
【図 5】



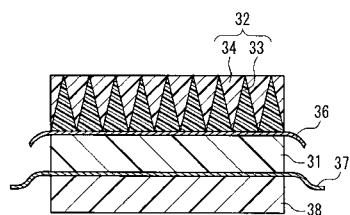
【図 8】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB06 BB21 EE03 EE04 GB28 GB41
5D019 AA09 AA22 BB18 FF04 GG02 HH01

专利名称(译)	超声波探头，其制造方法以及使用该超声波探头的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2009201053A	公开(公告)日	2009-09-03
申请号	JP2008043298	申请日	2008-02-25
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	石黒真夕実 小澤仁		
发明人	石黒 真夕実 小澤 仁		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 G01N29/24 H04R31/00		
FI分类号	H04R17/00.330.J A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.332.A H04R31/00.330		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/CA01 2G047/EA05 2G047/EA07 2G047/GB02 2G047/GB29 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/GB28 4C601/GB41 5D019/AA09 5D019/AA22 5D019/BB18 5D019/FF04 5D019/GG02 5D019/HH01		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头和超声波诊断，以尽可能地抑制内部反射，并在结合两种材料的声学匹配层中产生良好的超声波图像。压电振荡器照射超声波并接收反射波，并且声匹配层设置在压电振荡器的超声波照射侧。声匹配层12包括：第一声匹配部分13，具有形成在其一侧上的一个或多个凹部；声匹配材料，具有与第一声匹配部分13的材料不同的声速或密度，并且在凹部内。并且，通过填充形成第二声匹配部分14，其中凹部的侧表面平行于超声波的照射方向。点域

