

(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2012-257017
(P2012-257017A)

(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)
H O 4 R 17/00 (2006.01)	H O 4 R 17/00 3 3 2 A	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	5 D 0 1 9
	H O 4 R 17/00 3 3 0 J	
	H O 4 R 17/00 3 3 0 H	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2011-128057 (P2011-128057)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年6月8日 (2011.6.8)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	都築 健太郎
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE01 EE10 GB04 GB06 GB19
			GB28 GB41
			5D019 AA02 AA22 BB18 BB28 FF04
			GG02

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

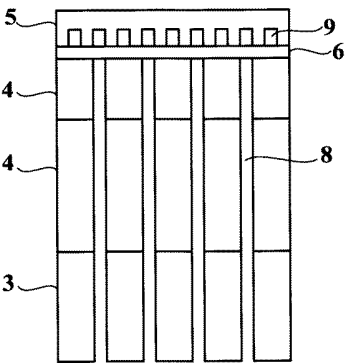
(57) 【要約】

【課題】超音波画像における分解能劣化を防止することが可能な、さらに、高い信頼性を超音波振動子の電極を引き出すことが可能な超音波プローブを提供する。

【解決手段】

超音波振動子、第1音響整合層、電極引き出し層、及び第2音響整合層を有する。超音波振動子は素子が所定のピッチで複数配列されている。第1音響整合層は、所定のピッチと同じピッチで超音波振動子上に配列され、所定の音響インピーダンスを有する。電極引き出し層は、第1音響整合層上に設けられ、超音波振動子と電氣的に接続されている。第2音響整合層は、第1音響整合層より低い音響インピーダンスを有し、電極引き出し層上に設けられ、素子の配列方向に対し平行な方向に複数の溝が電極引き出し層側の面に形成されたシート状のものである。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

素子が所定のピッチで複数配列された超音波振動子と、

前記所定のピッチと同じピッチで前記超音波振動子上に配列され、所定の音響インピーダンスを有する第 1 音響整合層と、

前記第 1 音響整合層上に設けられ、前記超音波振動子と電氣的に接続された電極引き出し層と、

前記第 1 音響整合層より低い音響インピーダンスを有し、前記電極引き出し層上に設けられ、前記素子の配列方向に対し平行な方向に複数の溝が前記電極引き出し層側の面に形成されたシート状の第 2 音響整合層と、

を有する

ことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記複数の溝は、前記所定のピッチの略 1 / 2 以下のピッチで配列されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記超音波振動子及び前記第 1 音響整合層は、2 次元の方向に配列されており、

前記複数の溝は、前記 2 次元の方向に対し平行な方向に配列されていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記複数の溝として、前記所定のピッチの略 1 / 4 以下の長さに相当する直径を有する穴が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 2 音響整合層の厚みは超音波の波長の略 1 / 4 であり、

前記溝の深さは、前記第 2 音響整合層の厚みに対し 25 % から 75 % の値であることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記第 2 音響整合層の厚みは超音波の波長の略 1 / 4 であり、

前記穴の深さは、前記第 2 音響整合層の厚みに対し 25 % から 75 % の値であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記溝に充填材が充填されていることを特徴とする請求項 1、2、3 または 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記穴に充填材が充填されていることを特徴とする請求項 4 または請求項 6 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記充填材は、前記第 2 音響整合層と電極引き出し層とを接着するためのエポキシ系接着剤であることを特徴とする請求項 7 または請求項 8 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記第 2 音響整合層は、0.43 以上のポアソン比を有する材料により形成される請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

前記第 2 音響整合層は、ポリウレタン、ポリエチレン、及びポリエステルのいずれか一つの材料により形成される請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波プローブに関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

被検体内を超音波で走査し、被検体内からの反射波から生成した受信信号を基に当該被検体の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。

【 0 0 0 3 】

このような超音波診断装置は、超音波プローブから被検体内に超音波を送信し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる反射波を超音波プローブで受信して受信信号を生成する。超音波プローブは、送信信号に基づいて振動して超音波を発生し、反射波を受けて受信信号を生成する微小振動子を走査方向に複数個、アレイ状に配設している。なお、微小振動子を素子という場合がある。また、微小振動子をアレイ状に配設したものを超音波振動子という場合がある。

10

【 0 0 0 4 】

図 9 を参照して超音波プローブの基本構成について説明する。図 9 は超音波 1 D アレイプローブの基本構成図である。図 9 に示すように、超音波プローブは、超音波を発生する超音波振動子 3 と、超音波振動子 3 から生体接触面側に向かって、超音波振動子 - 生体間の音響インピーダンスの不整合を緩和する高音響インピーダンス整合層（高 A I 整合層）4、上面電極引き出し層 6、低音響インピーダンス整合層（低 A I 整合層）5、超音波を収束させる音響レンズ 7 を有する。また、超音波振動子 3 からケーブル側（生体接触面とは反対側）には、信号引き出し用基板 2、及び、背面材 1 がある。ここでは、上面電極を GND（ground）電極とする。

【 0 0 0 5 】

20

高音響 A I 整合層 4、低音響 A I 整合層 5 は、超音波振動子 3 から生体にかけて徐々に音響インピーダンスを下げながら、2 ~ 3 層設定される。各音響整合層 4、5 の厚みは、波長 λ の $1/4$ が広く用いられている。ここで、波長 λ は、各音響整合層 4、5 を伝わる超音波の波長である。一般的に高 A I 整合層 4 は硬く、切削性がよいので、隣接素子との音響的カップリングを低減するために、超音波振動子 3 を分割すると同時に高 A I 整合層 4 も分割される。一方、低 A I 整合層 5 は音速が遅いため形状比（ w/t ）を十分に小さくできない。それにより、次の 2 つの方法がとられている。なお、 w 、 t は低 A I 整合層 5 の幅、厚さをそれぞれ示す。

【 0 0 0 6 】

第 1 は、ゴム系材料の低 A I 整合層 5 をシート状に積層する方法である。図 10 は第 1 の方法による超音波プローブの構造図である。図 10 に示すように、この構造では、単一の低 A I 整合層 5 を積層するため、形状比（ w/t ）を考慮せずに積層することができる。単一の音響整合層の場合、超音波振動子 3 の指向特性が悪化するが、低 A I 整合層 5 の材料として高ポアソン比材料（たとえばポリウレタン材）を採用することにより超音波振動子 3 の指向性悪化を軽減することができる。一般的に上面電極引き出し層 6 の音響インピーダンスの値は高 A I 整合層 4 と低 A I 整合層 5 の間の値であるため、上面電極引き出し層 6 を低 A I 整合層 5 の超音波振動子 3 側に積層する必要があるが、この構造では、超音波振動子 3 から高 A I 整合層 4 までを分割し、高 A I 整合層 4 側に上面電極引き出し層 6、低 A I 整合層 5 をシート状に積層することができ、上面電極引き出し層 6 と高 A I 整合層 4 との接触面積を十分に確保することにより、高い信頼性で超音波振動子 3 の上面電極（GND 電極）を引き出すことができる。

30

40

【 0 0 0 7 】

第 2 は、非ゴム系低 A I 整合層 5 を分割し、形成された溝にゴム系材料を充填する方法である。図 11 は第 2 の方法による超音波プローブの構造図である。図 11 に示す構造では、低 A I 整合層 5 の形状比（ w/t ）は十分小さくできないが、発生する横振動を、溝に充填されたゴム系材料で軽減することが可能である。また、低 A I 整合層 5 は完全、又は部分的に分割されているため、素子間クロストークの影響を軽減することができる。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

50

図 1 2 は従来技術に係る超音波プローブの指向特性シミュレーション結果を示す図である。図 1 0 に示す超音波プローブでは、低 A I 整合層 5 が複数素子間に跨って積層されるため、素子間のクロストークの影響により、図 1 2 に矢印で示すように、素子指向特性は周波数ごとに細かく変化してしまい、超音波診断装置で画像描出するときの周波数によっては指向性が狭くなってしまう。このため、超音波ビームの振り角が小さくなり、超音波画像における走査方向の分解能（方位分解能）が著しく劣化する原因となる。

【 0 0 0 9 】

図 1 1 に示す超音波プローブでは、低 A I 整合層 5 も分割するために、超音波振動子 3 の上面電極引き出し層 6 を含む構造を採用した場合、上面電極引き出し層 6 も低 A I 整合層 5 と同様に分割しなければならない。超音波プローブのカッティングピッチは約 0 . 2 mm と非常比狭いピッチとなるため、各素子の上面電極（ G N D 電極）引き出しにおける信頼性は著しく低下する。

10

【 0 0 1 0 】

図 1 3 は従来例に係る超音波プローブの構造図である。図 1 3 に示すように、上面電極 1 1 を引き出す他の方法として、超音波振動子 3 の端部から引き出す方法がある。しかし、超音波振動子 3 の厚みは 2 0 0 μ m から 5 0 0 μ m と非常に薄いため、接合面積を十分に確保することが困難となり、超音波振動子 3 の電極引き出しにおける信頼性が低いという問題がある。

【 0 0 1 1 】

この実施形態は、上記の問題を解決するものであり、超音波画像における方位分解能の劣化を防止することが可能な、さらに、超音波振動子の電極引き出しにおける高い信頼性を得ることが可能な超音波プローブを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波プローブは、超音波振動子、第 1 音響整合層、電極引き出し層、及び第 2 音響整合層を有する。超音波振動子は素子が所定のピッチで複数配列されている。第 1 音響整合層は、所定のピッチと同じピッチで超音波振動子上に配列され、高い音響インピーダンスを有する。電極引き出し層は、第 1 音響整合層上に設けられ、超音波振動子と電氣的に接続されている。第 2 音響整合層は、第 1 音響整合層より低い音響インピーダンスを有し、電極引き出し層上に設けられ、素子の配列方向に対し平行な方向に複数の溝が超音波振動子側の面に形成されたシート状のものである。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】第 1 実施形態に係る超音波振動子及び音響整合層等の構成を示す図。

【図 2】低 A I 整合層の構造図。

【図 3】第 1 実施形態に係る超音波プローブの指向特性シミュレーション結果を示す図。

【図 4】第 2 実施形態に係る超音波振動子及び音響整合層等の構成を示す図。

【図 5】低 A I 整合層の構造図。

【図 6】一般的な超音波 2 D アレイプローブの構造図。

【図 7】第 3 実施形態に係る低 A I 整合層の構造図。

40

【図 8】超音波診断装置の基本構成ブロック図。

【図 9】超音波 1 D アレイプローブの基本構成図。

【図 1 0】従来例に係る超音波プローブの構造図。

【図 1 1】従来例に係る超音波プローブの構造図。

【図 1 2】従来例に係る超音波プローブの指向特性シミュレーション結果を示す図。

【図 1 3】従来例に係る超音波プローブの構造図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

[第 1 実施形態]

第 1 実施形態に係る超音波プローブ 1 2 が設けられる超音波診断装置の基本構成につい

50

て図 8 を参照して説明する。図 8 は超音波診断装置の基本構成ブロック図である。

【 0 0 1 5 】

図 8 に示すように、超音波診断装置は、医療分野において、生体（患者）の疾病を診断するために用いられる。詳細には、超音波診断装置は、超音波振動子を備えた超音波プローブにより被検体内に超音波を送信する。そして、被検体内部における音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波の反射波を超音波プローブで受信し、かかる反射波に基づいて被検体の内部状態を画像化する。

【 0 0 1 6 】

超音波診断装置として、複数の素子（微小振動子）がアレイ状に一次元配列された超音波 1 D アレイプローブ、また複数の素子がアレイ状に二次元配列された超音波 2 D アレイプローブが用いられる。

10

【 0 0 1 7 】

超音波診断装置は、超音波プローブ 1 2、送信遅延加算手段 2 1、送信処理手段 2 2、制御プロセッサ（CPU）2 8、開口径決定手段 4 3、受信遅延加算手段 4 4、受信処理手段 4 6、信号処理手段 4 7、表示制御手段 2 7、モニタ 1 4 を具備する。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 1 2 は、超音波振動子、整合層、バックキング材等を有する。

【 0 0 1 9 】

超音波プローブ 1 2 は、既知の背面材上に複数の超音波振動子が設けられ、その超音波振動子上には既知の整合層が設けられている。すなわち、背面材、超音波振動子、整合層の順番で積層されている。超音波振動子において、整合層が設けられている面が超音波の放射面側となり、その面の反対側の面（背面材が設けられている面）が背面側となる。超音波振動子の放射面側には共通（GND）電極（図示省略）が接続され、背面側には信号電極（図示省略）が接続されている。

20

【 0 0 2 0 】

超音波振動子としては、圧電セラミック等の音響 / 電気可逆的変換素子等が使用される。例えば、チタン酸ジルコン酸鉛 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 、ニオブ酸リチウム ($LiNbO_3$)、チタン酸バリウム ($BaTiO_3$) 又はチタン酸鉛 ($PbTiO_3$) などのセラミック材料が好ましく用いられる。

【 0 0 2 1 】

超音波振動子は、送信処理手段 2 2 からの駆動信号に基づき超音波を発生する。発生した超音波は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。各超音波振動子は、この反射波を受信し、信号を発生し、チャンネル毎に受信処理手段 4 6 に取り込まれる。

30

【 0 0 2 2 】

整合層は、超音波振動子の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの音響整合を良好にするために設けられる。整合層は、1 層だけであってもよく、2 層以上設けてもよい。

【 0 0 2 3 】

バックキング材は、超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止する。

40

【 0 0 2 4 】

また、背面材は、超音波振動子から発振された超音波振動や受信時の超音波振動のうち、超音波診断装置の画像抽出にとって必要でない超音波振動成分を減衰吸収する。背面材には、一般的に、合成ゴム、エポキシ樹脂又はウレタンゴムなどにタンゲステン、フェライト、酸化亜鉛などの無機粒子粉末などを混入した材料が用いられる。

【 0 0 2 5 】

送信遅延加算手段 2 1 は、前記焦点距離に応じて遅延加算処理をする。受信遅延加算手段 4 4 は、送信遅延加算手段 2 1 による遅延タイミングと逆のタイミングで遅延加算処理をする。

【 0 0 2 6 】

50

受信処理手段４６は、アポダイゼーションユニット（図示しない）、周波数変調／復調ユニット（図示しない）、受信バッファユニット（図示しない）、受信ミキサ（図示しない）、ＤＢＰＦ（図示しない）、離散フーリエ変換ユニット（図示しない）、ビームメモリ（図示しない）を有する。そして、遅延が掛けられた受信タイミングで信号を受信し、増幅する。増幅された信号は、信号処理手段４７に出力される。

【００２７】

信号処理手段４７は、Ａ／Ｄ変換回路、Ｂモード処理回路、ドブラ処理回路等を有する。

【００２８】

Ａ／Ｄ変換回路は、受信処理手段４６によって受信された信号をＡ／Ｄ変換する。

10

【００２９】

Ｂモード処理回路は、受信処理手段４６から信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、表示制御手段２７に送信され、反射波の強度を輝度にて表したＢモード画像としてモニター１４に表示される。

【００３０】

ドブラ処理回路は、受信処理手段４６から受け取った信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。特に、ドブラ処理回路は、受信処理手段４６から多位相復調データを逐次読み出し、各レンジで得られたスペクトラムを演算し、これを用いて

20

【００３１】

表示制御手段２７は、信号処理手段４７から受け取ったデータを用いて、超音波画像を生成する。さらに、生成された画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター１４に出力する。

【００３２】

制御プロセッサ（ＣＰＵ）２８は、情報処理装置としての機能を有し、前記した各手段の動作を制御する。すなわち、超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ２８は、記憶部から画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンスを実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

30

【００３３】

記憶部は、異なる画角設定により複数のボリュームデータを収集するための所定のスキャンシーケンス、画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者ＩＤ、医師所見等）、診断プログラム、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群を保管する。

【００３４】

以上、超音波プローブ１２が設けられる超音波診断装置の基本構造について説明した。次に、第１実施形態に係る超音波プローブの主な構成について説明する。

【００３５】

超音波プローブの基本構成については、前述したように、音響レンズ７、高ＡＩ整合層４、低ＡＩ整合層５、超音波振動子３、フレキシブルプリント基板２、６、背面材１にて構成され、レンズ７を介して被検体と接触する（図９参照）。超音波振動子３は分割溝８により所定ピッチ（素子ピッチ）で複数の素子が配列された構成になっている。高ＡＩ整合層４も分割溝８により素子ピッチと同じピッチで分割され、分割された整合層が素子と同じ位置に配置された構成になっている（図１０参照）。

【００３６】

第１実施形態に係る超音波プローブが図１０に示す従来の超音波プローブと異なるのは、低ＡＩ整合層５の構成である。

【００３７】

50

次に、低 A I 整合層 5 の構成の構成について図 1 を参照して説明する。図 1 は超音波振動子 3 及び音響整合層等の構成を示す図である。図 1 に示すように、低 A I 整合層 5 の超音波振動子 3 側の面（上面電極引き出し層 6 に接着する面）には、素子の配列方向（素子エレベーション方向）に対し平行に素子ピッチの $1/2$ 以下のピッチで溝 5 a が形成されている。形成される溝 5 a の深さは低 A I 整合層 5 の 25% から 75% が望ましい。また、溝 5 a の幅は素子ピッチの $1/4$ 以下の長さであることが望ましい。さらに、溝 5 a は充填材で充填するのが望ましい。

【0038】

なお、超音波プローブの性能を維持するため、低 A I 整合層 5 は、 0.43 以上のポアソン比を有する材料により形成されていればよく、例えば、ポリウレタン、ポリエチレン、及びポリエステルのいずれか一つの材料により形成される。

10

【0039】

次に、超音波プローブの製造方法について図 2 を参照して説明する。図 2 は低 A I 整合層の構造図である。接着前の低 A I 整合層 5 の超音波振動子 3 側に、素子配列方向に対して平行な方向にアレイ分割溝 8 の $1/2$ 以下のピッチ、厚みの 25% から 75% の深さの溝 5 a を形成する（図 2 参照）。

【0040】

溝 5 a のピッチをアレイ分割溝 8 の $1/2$ 以下のピッチとすることにより方位分解能をより安定させることが可能となる。また、溝 5 a の深さを低 A I 整合層 5 の厚みの 25% から 75% とすることにより音響整合機能を維持することが可能となる。

20

【0041】

次に、その加工面を従来方法と同様に上面電極引き出し層 6 に接着する。この際に溝 5 a はアレイ分割溝 8 に対し平行であれば良く、一致させる必要はない。従って、アレイ分割溝 8 と低 A I 整合層 5 の溝 5 a を揃えるようにすれば（角度調整）、比較的容易に接着可能である。溝 5 a の充填材の充填方向は、溝 5 a の形成時に予め充填材を充填させても良いし、低 A I 整合層 5 を上面電極引き出し層 6 に接着する際に塗布するエポキシ系接着剤で充填させても良い。なお、充填材及び接着剤は、低 A I 整合層 5 の音響整合機能に影響を与えない材料であればよい。溝 5 a に充填材を充填することにより、溝 5 a の形状を安定させることが可能となる。

【0042】

30

図 3 は第 1 実施形態に係る超音波プローブの指向特性シミュレーション結果を示す図である。図 3 と図 1 2 を比較すればわかるように、素子指向特性は周波数ごとに細かく変化することがなく、また、超音波診断装置で画像描出するときの周波数によって指向性が狭くなることもない。それにより、超音波ビームの振り角が小さくなることもなく、超音波画像における走査方向の分解能（方位分解能）が劣化するのを防止することが可能となる。

【0043】

[第 2 実施形態]

次に、第 2 実施形態に係る超音波プローブについて図 4 ~ 図 6 を参照して説明する。

図 4 は、第 2 実施形態に係る超音波 2 D アレイプローブの構造図、図 5 は低 A I 整合層の構造図、図 6 は、比較される一般的な超音波 2 D アレイプローブの構造図である。なお、超音波プローブを構成する各部品は第 1 実施形態と同様である。

40

【0044】

図 4 及び図 6 に示すように、第 2 実施形態に係る超音波 2 D アレイプローブは、一般的な超音波 2 D アレイプローブに対して、低 A I 整合層 5 の構成のみが異なる。

【0045】

次に、低 A I 整合層 5 の構成について説明する。図 4 に示すように、超音波 2 D アレイプローブは素子エレベーション方向、素子アジマス方向に格子状に素子分割されるため、低 A I 整合層 5 に形成する溝 5 a も格子状に形成する必要がある。素子エレベーション方向、素子アジマス方向の素子ピッチが異なる場合、低 A I 整合層 5 に形成する溝 5 a のピ

50

ッチはそれぞれの方向の素子ピッチの $1/2$ 以下のピッチとする（図 5 参照）。ここで、素子アジマス方向とは、エレベーション方向及び音響整合層の積層方向にそれぞれ直交する方向をいう。

【 0 0 4 6 】

各方向における溝 5 a のピッチを素子ピッチの $1/2$ 以下のピッチとしたことにより、3 次元画像における方位分解能の劣化を防止することが可能となる。

【 0 0 4 7 】

第 1 実施形態と同様にアレイ分割溝 8 と低 A I 整合層 5 の溝 5 a の角度調整を行えば、比較的容易に接着可能である。第 1 実施形態と同様に、形成される溝 5 a は充填材で充填するのが望ましい。

【 0 0 4 8 】

[第 3 実施形態]

次に、第 3 実施形態に係る超音波プローブの構造について図 7 を参照して説明する。なお、超音波プローブの基本的な構成は第 1 実施形態と同じである。

【 0 0 4 9 】

図 7 は低 A I 整合層の構造図である。図 7 に示すように、全規定 A I 整合層の前記上面電極側に直径が素子ピッチの $1/4$ 以下の穴 5 b を素子ピッチの $1/2$ 以下のピッチで配置する。それにより、十分な音圧を取得することが可能となる。第 3 の実施形態では、第 1 実施形態の溝 5 a に代わる穴 5 b が設けられている。

【 0 0 5 0 】

形成する穴 5 b の深さは整合層厚の 25 % から 75 % が望ましい。又、穴 5 b の部分は充填材で充填するのが望ましい。

【 0 0 5 1 】

本実施形態の加工方法は前記溝 5 a が前記穴 b に変更されたこと以外は第 1 実施形態と同じである。

【 0 0 5 2 】

以上の通り、本実施形態により、素子間のクロストークの影響が軽減されるため、素子指向性の周波数ごとの変化は緩和される。これにより、超音波診断装置で画像抽出する際に使用する周波数に依らず、超音波ビームの振り角が維持でき、超音波画像における方位分解能の劣化を防止することができる。また、低 A I 整合層 5 をあらかじめ加工し積層する構造のため、上面電圧引き出し層 6 は分割せずに積層することができ、超音波振動子 3 の電極引き出しにおける高い信頼性を得ることが可能である。

【 0 0 5 3 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、書き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 4 】

- 1 背面材
- 2 下面電極引き出し層（FPC：フレキシブルプリント基板）
- 3 超音波振動子
- 4 高 A I 整合層
- 5 高 A I 整合層
- 5 a 溝
- 5 b 穴
- 6 上面電極引き出し層
- 7 音響レンズ

10

20

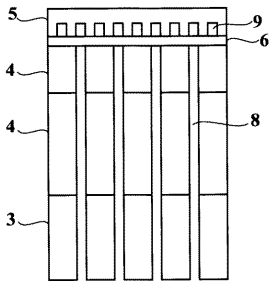
30

40

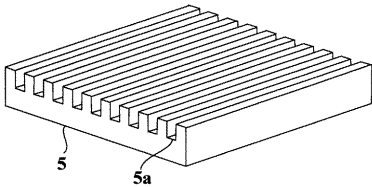
50

- 8 アレイ分割溝
- 9 充填材
- 10 下面電極
- 11 上面電極

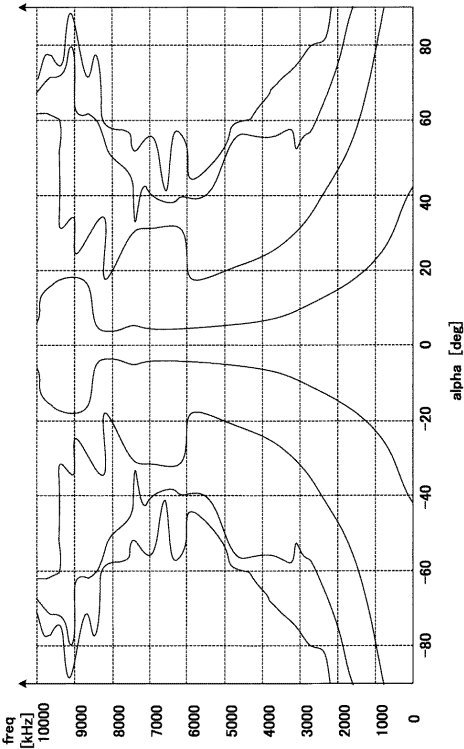
【 図 1 】



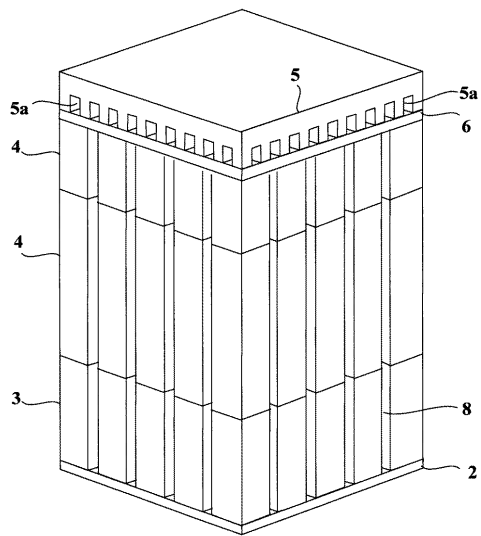
【 図 2 】



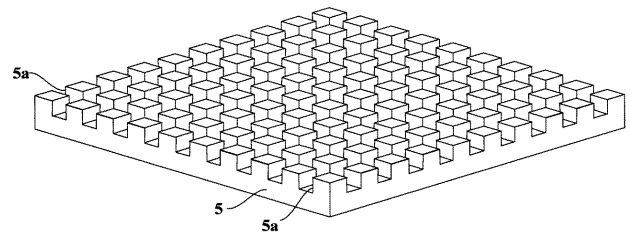
【 図 3 】



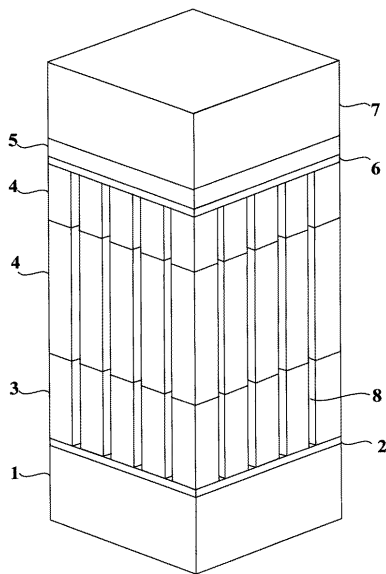
【 図 4 】



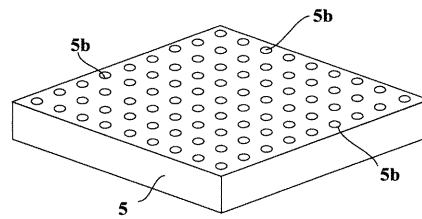
【 図 5 】



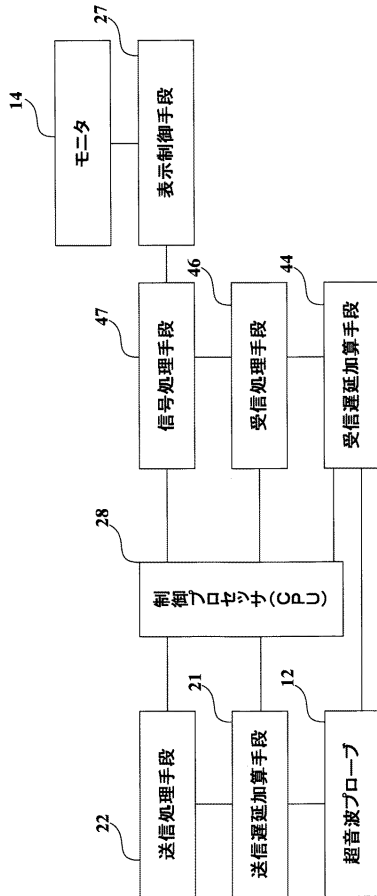
【 図 6 】



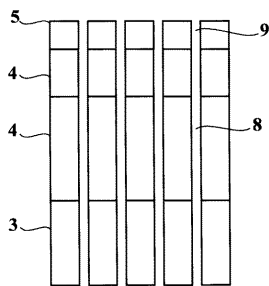
【 図 7 】



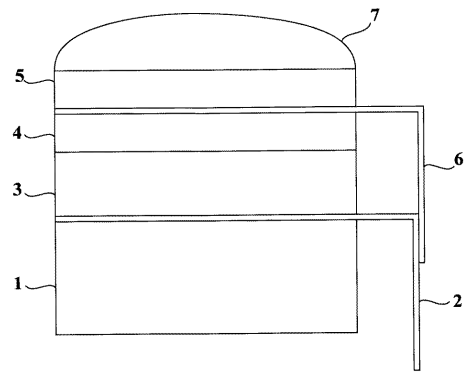
【図 8】



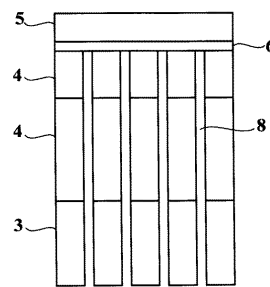
【図 1 1】



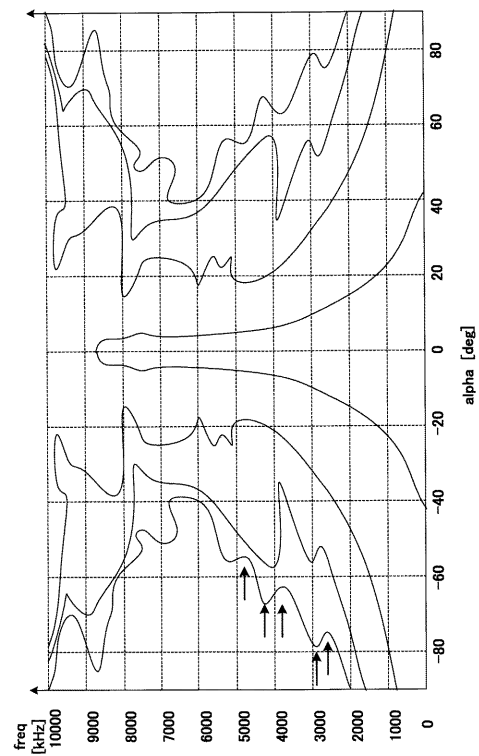
【図 9】



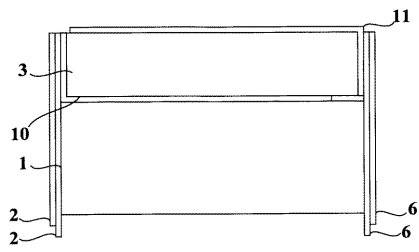
【図 1 0】



【図 1 2】



【図 13】



专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2012257017A	公开(公告)日	2012-12-27
申请号	JP2011128057	申请日	2011-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	都築健太郎		
发明人	都築 健太郎		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/4483 B06B1/0622 G10K11/02		
FI分类号	H04R17/00.332.A A61B8/00 H04R17/00.330.J H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB28 4C601/GB41 5D019/AA02 5D019/AA22 5D019/BB18 5D019/BB28 5D019/FF04 5D019/GG02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够防止超声图像的分辨率降低并且能够以高可靠性提取超声换能器的电极的超声探头。[解决方案]它具有超声换能器，第一声匹配层，电极引线层和第二声匹配层。超声换能器具有以预定间距布置的多个元件。第一声匹配层以与预定间距相同的间距布置在超声换能器上并且具有预定声阻抗。电极提取层设置在第一声匹配层上并且电连接到超声换能器。第二声匹配层具有比第一声匹配层低的声阻抗，并且设置在电极引出层上，并且在平行于元件的布置方向的方向上在电极引出层侧的表面上形成多个凹槽。它是一张纸的形式。[选型图]图1

