

(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2011-71842
(P2011-71842A)

(43) 公開日 平成23年4月7日(2011.4.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO 4 R 1/26 (2006.01)	HO 4 R 1/26 3 3 O	4 C 6 O 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	5 D O 1 9
HO 4 R 17/00 (2006.01)	HO 4 R 17/00 3 3 O K	
	HO 4 R 17/00 3 3 2 B	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-222352 (P2009-222352)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成21年9月28日 (2009. 9. 28)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	大澤 敦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB06 DE08 EE03 GB04 GB15
			GB20 GB21 GB22 GB41 GB43
			GB44
			5D019 AA07 BB18 BB22 FF04

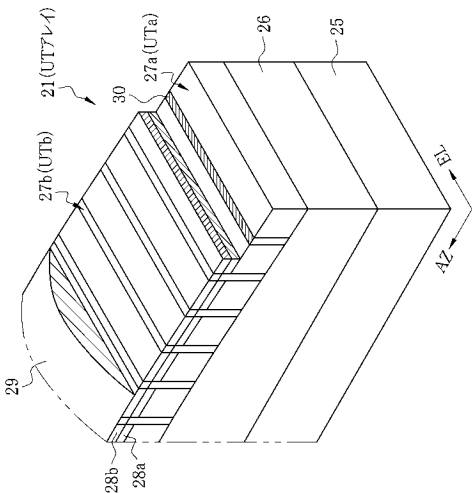
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、および超音波トランスデューサアレイの製造方法

(57) 【要約】

【課題】ハーモニックイメージングの高画質化に資する実用的な超音波プローブを提供する。

【解決手段】超音波プローブ11は、第1超音波トランスデューサ(UTa)27aと第2超音波トランスデューサ(UTb)27bを有する。UTa27aは圧電体40を上面、下面電極41a、41bで挟んだ単層圧電素子、UTb27bは複数配列されたpMUT36からなる。UTb27bは、UTa27a同士の隙間上に配置されている。UTa27aは、超音波の送信および反射波のうちの基本波成分の受信、UTb27bは、反射波のうちの高調波成分の受信をそれぞれ担う。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧電セラミックス厚膜からなり、超音波を送信し、反射波のうちの基本波成分を受信する第 1 超音波トランスデューサと、

圧電酸化物薄膜を有するメンブレン構造からなり、反射波のうちの高調波成分を受信する第 2 超音波トランスデューサとを備えることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記第 1、第 2 超音波トランスデューサは、超音波の送信方向に関して互いに重複しないよう配置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】

前記第 1 超音波トランスデューサが超音波の走査方向に複数等間隔で配列されており、前記第 2 超音波トランスデューサは、前記第 1 超音波トランスデューサ同士の間隙上に配置されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記第 2 超音波トランスデューサは、超音波の走査方向と直交する方向に複数配列されており、

前記第 2 超音波トランスデューサの各々から出力される検出信号に対して位相整合演算を行い、超音波の走査方向と直交する方向の受信フォーカス処理を行う受信フォーカス回路を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 2 超音波トランスデューサは、2 次高調波成分を受信することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

圧電セラミックス厚膜からなり、超音波を送信し、反射波のうちの基本波成分を受信する第 1 超音波トランスデューサをバッキング材上に形成し、第 1 超音波トランスデューサを所定の間隔でダイシングして第 1 超音波トランスデューサのアレイを作製する第 1 工程と、

圧電酸化物薄膜を有するメンブレン構造からなり、反射波のうちの高調波成分を受信する第 2 超音波トランスデューサのアレイを Si 基板上に作製する第 2 工程と、

前記第 1、第 2 工程で作製した各構造物を一体化して 1 つの超音波トランスデューサアレイとする第 3 工程とを備えることを特徴とする超音波トランスデューサアレイの製造方法。

【請求項 7】

前記第 2 工程では、第 1 超音波トランスデューサの超音波および反射波の送受信面と同じサイズの穴を Si 基板に複数穿ち、各穴に音響整合層を充填して、各穴同士の間隙に第 2 超音波トランスデューサを作製することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波トランスデューサアレイの製造方法。

【請求項 8】

前記第 3 工程では、第 1 超音波トランスデューサ同士の間隙上に第 2 超音波トランスデューサが配置されるよう各構造物を位置合わせしつつ積層することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波トランスデューサアレイの製造方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、反射波のうちの高調波成分を受信する超音波プローブ、および超音波トランスデューサアレイの製造方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波プローブを利用した医療診断が盛んに行われている。超音波プローブの先端には、超音波トランスデューサ（以下、UT と略す）が配されている。UT は、バッキング材

10

20

30

40

50

、圧電体およびこれを挟む電極、音響整合層、および音響レンズから構成される。ＵＴから被検体（人体）に超音波を照射し、被検体からの反射波をＵＴで受信する。これにより出力される検出信号を超音波観測器で電氣的に処理することによって、超音波画像が得られる。

【０００３】

また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能である。超音波断層画像を得る方法としては、ＵＴを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式や、複数のＵＴをアレイ状に配列（以下、ＵＴアレイという）し、駆動するＵＴを電子スイッチ等で選択的に切り替える電子スキャン走査方式が知られている。

10

【０００４】

ＵＴから発せられた超音波は、被検体内を伝播するにつれて波形が歪む。このため、被検体内を伝播する超音波は、元の周波数の基本波成分だけでなく、基本波成分の n 倍の周波数をもつ n 次高調波成分も含むことになる。例えば５ＭＨｚの超音波をＵＴから発した場合、５ＭＨｚの基本波成分と１０ＭＨｚ、１５ＭＨｚ、２０ＭＨｚ、・・・の２、３、４、・・・次高調波成分を含む超音波が被検体内を伝播し、大部分は基本波成分からなり一部高調波成分からなる反射波がＵＴにて受信される。

【０００５】

近年の超音波診断の分野では、反射波の高調波成分を画像化するハーモニックイメージングが注目されている。ハーモニックイメージングとしては、被検体からの反射波の高調波成分をそのまま画像化するＴＨＩ（Tissue Harmonic Imaging）や、超音波造影剤の微小気泡が共振、崩壊する際の高調波成分を画像化するＣＨＩ（Contrast Harmonic Imaging）が知られており、様々な疾患の臨床検査に利用されている。また、高調波成分を解析することで、生体組織固有の性状を表す値であるＢ／Ａ係数（非線形パラメータ、非線形音響係数とも呼ばれる）も取得することができ、新しい病変診断への応用が期待されている。

20

【０００６】

以上の説明から明らかなように、ハーモニックイメージングでは、反射波の高調波成分を如何に効率よく取得することができるかが鍵となる。医療用のＵＴは圧電体の共振現象を利用しているため、使用最適周波数（最大感度周波数）と帯域幅を有する。そのため、同一のＵＴでハーモニックイメージングを実施する場合、そのＵＴ固有の帯域幅内で超音波（基本波）の発信と高調波成分の受信をしなければならず、ＵＴの最大感度周波数を利用することができない。従って、高調波成分の受信感度が低くなるため、ハーモニックイメージングには不適である。この対処法として、反射波の基本波成分および高調波成分のそれぞれで作られた各画像を重畳して表示し、高調波成分で作られた画像の不鮮明さを補うことが行われている。しかし、音響レンズや電子フォーカスによる超音波ビームの焦点を外れた、高調波成分の発生量が元々少ない領域は高画質化が望めない。

30

【０００７】

そこで、反射波の高調波成分をより効率的に取り込むため、超音波（基本波成分）送信用ＵＴとは別に反射波（高調波成分）受信用ＵＴをもつ超音波プローブが種々提案されている（特許文献１～３、非特許文献１参照）。

40

【０００８】

特許文献１では、ＭＥＭＳ技術にて作製されるｃＭＵＴ（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer）を送信用、受信用ＵＴとして用いている。超音波の走査方向（アジマス（ＡＺ）方向）とこれに直交するエレベーション（ＥＬ）方向にｃＭＵＴを複数並べ、且つ超音波の送信方向に送信用、受信用ＵＴを積層している。送信用、受信用ＵＴが超音波の送信方向に重ならないよう配置したり、これらを同一面上に並べる態様も記載されている。また、複数のＵＴを何個かのブロックとし、ブロック単位で超音波および反射波の位相整合をとるフレネルフォーカス制御により、超音波と反射波の送受信でＥＬ方向の可変焦点を実現している。

50

【 0 0 0 9 】

特許文献 2 は、送信用に c M U T、受信用に p M U T (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer) を組み合わせた超音波プローブを開示している。p M U T は、単結晶あるいは多結晶の圧電酸化物薄膜を主体とするメンブレン構造を有し、c M U T と同様に M E M S 技術にて作製される。

【 0 0 1 0 】

特許文献 3 には、円形の低周波セルの周りに径が小さい高周波セルを配し、高周波セルで低周波セルを取り囲んだ U T アレイが記載されている。各セルは c M U T または p M U T からなる。

【 0 0 1 1 】

10

非特許文献 1 では、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) 等の無機圧電体を送信用 U T、P V D F (ポリフッ化ビニリデン) 等の有機圧電体を受信用 U T にそれぞれ用いている。超音波の送信方向に各圧電体を積層している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 2 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 1 3 0 3 5 7 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 7 - 2 2 9 3 2 8 号 公 報

【 特許文献 3 】 特表 2 0 0 9 - 5 0 3 9 9 0 号 公 報

【 非特許文献 1 】 "Development of an ultra-broadband ultrasonic imaging system: prototype mechanical sector device", Iwaki Akiyama, Shigemi Saito and Akihisa Ohya, The Japanese Society of Ultrasonics in Medicine, 2006, pp.71-76

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 3 】

特許文献 1 ~ 3 に記載の発明のように、送信用、受信用の U T を超音波の送信方向に重ならないよう配置したり、同一平面上に配置する場合、配置スペースに限界があるため、送信用、受信用の U T の配置密度が疎になり、超音波の送信パワーや方位分解能が低下する、各 U T で深度毎の超音波ビームの幅がずれるといったことが起こり、超音波画像の画質が劣化するおそれがある。

30

【 0 0 1 4 】

非特許文献 1 に記載の発明では、受信用の U T として有機圧電体を採用しているが、有機圧電体は誘電率が極端に低く、反射波の検出信号のレベルが相対的に低くなる。そのうえ発熱の問題もあり、結局は高調波成分の受信感度を劇的に向上させるまでには至っていない。

【 0 0 1 5 】

以上述べた通り、現状では、ハーモニックイメージングの高画質化に資する、反射波の高調波成分を効率よく取得することが可能な超音波プローブは実現されていない。

【 0 0 1 6 】

本発明は、上記背景を鑑みてなされたものであり、その目的は、ハーモニックイメージングの高画質化に資する実用的な超音波プローブを提供することにある。

40

【 0 0 1 7 】

また、本発明の目的は、ハーモニックイメージングの高画質化に資する実用的な超音波トランスデューサアレイを簡単に製造することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 8 】

本発明の超音波プローブは、圧電セラミックス厚膜からなり、超音波を送信し、反射波のうちの基本波成分を受信する第 1 超音波トランスデューサと、圧電酸化物薄膜を有するメンブレン構造からなり、反射波のうちの高調波成分を受信する第 2 超音波トランスデューサとを備えることを特徴とする。

50

【 0 0 1 9 】

なお、前記第 1 超音波トランスデューサは、圧電セラミックス厚膜を 1 対の電極で挟んでなり、厚み方向に振動する単層圧電素子である。前記第 2 超音波トランスデューサは、圧電酸化物薄膜の撓み振動を検出する p M U T である。

【 0 0 2 0 】

前記第 1、第 2 超音波トランスデューサは、超音波の送信方向に関して互いに重複しないよう配置されていることが好ましい。例えば、前記第 1 超音波トランスデューサが超音波の走査方向に複数等間隔で配列されていた場合、前記第 2 超音波トランスデューサは、前記第 1 超音波トランスデューサ同士の隙間上に配置される。

【 0 0 2 1 】

前記第 2 超音波トランスデューサは、超音波の走査方向と直交する方向に複数配列されており、前記第 2 超音波トランスデューサの各々から出力される検出信号に対して位相整合演算を行い、超音波の走査方向と直交する方向の受信フォーカス処理を行う受信フォーカス回路を備えることが好ましい。

【 0 0 2 2 】

前記第 2 超音波トランスデューサは、2 次高調波成分を受信することが好ましい。

【 0 0 2 3 】

本発明の超音波トランスデューサアレイの製造方法は、圧電セラミックス厚膜からなり、超音波を送信し、反射波のうちの基本波成分を受信する第 1 超音波トランスデューサをバッキング材上に形成し、第 1 超音波トランスデューサを所定の間隔でダイシングして第 1 超音波トランスデューサのアレイを作製する第 1 工程と、圧電酸化物薄膜を有するメンブレン構造からなり、反射波のうちの高調波成分を受信する第 2 超音波トランスデューサのアレイを S i 基板上に作製する第 2 工程と、前記第 1、第 2 工程で作製した各構造物を一体化して 1 つの超音波トランスデューサアレイとする第 3 工程とを備えることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

前記第 2 工程では、第 1 超音波トランスデューサの超音波および反射波の送受信面と同じサイズの穴を S i 基板に複数穿ち、各穴に音響整合層を充填して、各穴同士の隙間に第 2 超音波トランスデューサを作製する。

【 0 0 2 5 】

前記第 3 工程では、第 1 超音波トランスデューサ同士の隙間上に第 2 超音波トランスデューサが配置されるよう各構造物を位置合わせしつつ積層する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

本発明によれば、超音波の送信および反射波のうちの基本波成分の受信は圧電セラミックス厚膜からなる第 1 超音波トランスデューサ、反射波のうちの高調波成分の受信は p M U T からなる第 2 超音波トランスデューサで行うので、ハーモニックイメージングの高画質化に資する実用的な超音波プローブを提供することができる。

【 0 0 2 7 】

また、第 1 超音波トランスデューサと第 2 超音波トランスデューサのアレイを別々に作製し、その構造物を一体化して 1 つの超音波トランスデューサアレイとするので、ハーモニックイメージングの高画質化に資する実用的な超音波トランスデューサアレイを簡単に製造することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 8 】

【 図 1 】 超音波診断装置の構成を示す外観図である。

【 図 2 】 超音波トランスデューサアレイの構成を示す斜視図である。

【 図 3 】 第 2 超音波トランスデューサの構成を示す平面図である。

【 図 4 】 超音波トランスデューサアレイの配線状態を示す断面図である。

【 図 5 】 超音波トランスデューサアレイの製造手順を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 6】超音波トランスデューサアレイの製造手順を示す図である。

【図 7】超音波の送信時および反射波の受信時の超音波トランスデューサの等価回路を示す説明図である。

【図 8】超音波診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 9】受信フォーカス回路を設けた例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

図 1 において、超音波診断装置 2 は、携帯型超音波観測器 10 と体外式の超音波プローブ 11 とで構成される。携帯型超音波観測器 10 は、装置本体 12 とカバー 13 とからなる。装置本体 12 の上面には、携帯型超音波観測器 10 に種々の操作指示を入力するための複数のボタンやトラックボールが設けられた操作部 14 が配されている。カバー 13 の内面には、超音波画像をはじめとして様々な操作画面を表示するモニタ 15 が設けられている。

10

【0030】

カバー 13 は、ヒンジ 16 を介して装置本体 12 に取り付けられており、操作部 14 とモニタ 15 とを露呈させる図示する開き位置と、装置本体 12 の上面とカバー 13 の内面を対面させて、操作部 14 とモニタ 15 を互いに覆って保護する閉じ位置（図示せず）との間で回動自在である。装置本体 12 の側面には、グリップ（図示せず）が取り付けられており、装置本体 12 とカバー 13 を閉じた状態で携帯型超音波観測器 10 を持ち運ぶことができる。装置本体 12 のもう一方の側面には、超音波プローブ 11 が着脱自在に接続されるプローブ接続部 17 が設けられている。

20

【0031】

超音波プローブ 11 は、術者が把持して被検体にあてがう走査ヘッド 18 と、プローブ接続部 17 に接続されるコネクタ 19 と、これらを繋ぐケーブル 20 とからなる。走査ヘッド 18 の先端部には、超音波トランスデューサアレイ（以下、UTアレイと略す）21 が内蔵されている。

【0032】

図 2 において、UTアレイ 21 は、ガラス・エポキシ樹脂等の平板状の台座 25 上に、バックング材 26、第 1 超音波トランスデューサ（以下、UTa と略す）27a と第 2 超音波トランスデューサ（以下、UTb と略す）27b、音響整合層 28a、28b、および音響レンズ 29 が順次積層された構造を有する。なお、図 2 では、簡略化のため後述する Si 基板 35 や電極 37a、37b 等の図示を省略している。

30

【0033】

バックング材 26 は、例えばエポキシ樹脂やシリコン樹脂からなり、UTa 27a から台座 25 側に発せられる超音波を吸収する。バックング材 26 は、エレベーション方向（以下、EL 方向と略す）に垂直な断面が略蒲鉾様に形成された凸状である（図 1 も参照）。

【0034】

UTa 27a、UTb 27b はそれぞれ EL 方向に長い短冊状をしており、EL 方向と直交するアジマス方向（超音波の走査方向、以下、AZ 方向と略す）に複数等間隔で配列されている。UTa 27a の隙間およびその周囲には、充填材 30 が充填されている。

40

【0035】

音響整合層 28a、28b は、例えばエポキシ樹脂からなり、UTa 27a、UTb 27b と被検体との間の音響インピーダンスの差異を緩和するために設けられている。音響レンズ 29 は、シリコン樹脂等からなり、UTa 27a から発せられる超音波を被検体内の被観察部位に向けて集束させる。なお、音響レンズ 29 は無くてもよく、音響レンズ 29 の代わりに保護層を設けてもよい。

【0036】

隣り合う UTa 27a、UTb 27b は、これらの組で超音波および反射波を送受信する 1 チャンネルを構成している。UTアレイ 21 全体としては、UTa 27a、UTb 2

50

7 b が A Z 方向に交互に複数並べられた構成であり、従って U T アレイ 2 1 は複数の送受信チャンネルを有する。

【 0 0 3 7 】

U T a 2 7 a は、P Z T 系（チタン酸ジルコン酸鉛）等の圧電セラミックス厚膜（圧電体）4 0 を上面、下面電極 4 1 a、4 1 b で挟んだ単層圧電素子である（図 4 参照）。上面電極 4 1 a は音響整合層 2 8 a 側、下面電極 4 1 b はバッキング材 2 6 側の電極である。U T a 2 7 a の圧電体 4 0 は、下面電極 4 1 b から上面電極 4 1 a に向かう方向に分極されている。両電極 4 1 a、4 1 b に電圧（励振パルス）が印加されると、圧電体 4 0 が厚み方向に振動して超音波を発生し、これにより被検体の被観察部位に超音波が照射される。また、被観察部位からの反射波を受信すると、圧電体 4 0 が振動して電圧を発生し、この電圧が検出信号として出力される。U T a 2 7 a は、反射波のうちの基本波成分に基づいた検出信号を主として出力する。

10

【 0 0 3 8 】

U T b 2 7 b は、音響整合層 2 8 b とともに S i 基板 3 5（図 3 参照）に形成される。U T b 2 7 b は、U T a 2 7 a の超音波および反射波の送受信面と重ならないよう、充填剤 3 0 が充填される U T a 2 7 a 同士の隙間上に配置されている。U T a 2 7 a 同士の隙間は、例えば 1 0 M H z 以下の超音波送信周波数をもつ U T アレイであれば 3 0 μ m 程度である。3 M H z では 3 0 μ m ~ 5 0 μ m であり、U T a 2 7 a 自体の A Z 方向の幅は 9 0 μ m ~ 1 0 0 μ m である。一方、音響整合層 2 8 b は、U T a 2 7 a 上に配置されるよう、U T a 2 7 a の超音波の送信面と同じサイズを有し、U T a 2 7 a と同じピッチで A Z 方向に配列されている。

20

【 0 0 3 9 】

図 3 において、U T b 2 7 b は、A Z 方向に例えば 3 列、E L 方向に複数個並べられた p M U T 3 6 からなる。p M U T 3 6 は、単結晶あるいは多結晶の圧電酸化物薄膜を主体とするメンブレン構造を有し、周知の M E M S 技術にて作製される。p M U T 3 6 の共振周波数は、圧電酸化物薄膜の径、厚みにより変化する。被観察部位からの反射波を受信すると、圧電酸化物薄膜が撓んで電圧を発生し、この電圧が検出信号として出力される。U T b 2 7 b は、U T a 2 7 a とは異なり、反射波のうちの高調波成分、例えば 2 次高調波成分に基づいた検出信号を主として出力する。

【 0 0 4 0 】

複数の p M U T 3 6 は、電極 3 7 a、3 7 b（図 3 では 3 7 a のみ図示、3 7 b は図 4 参照）に繋がれている。各電極 3 7 a、3 7 b は、S i 基板 3 5 の E L 方向の両端に形成されている。反射波の受信により発生した検出信号は、各電極 3 7 a、3 7 b を介して外部に取り出される。

30

【 0 0 4 1 】

U T アレイ 2 1 を E L 方向に沿って切った断面を示す図 4 において、U T a 2 7 a は、前述のように圧電体 4 0 を上面、下面電極 4 1 a、4 1 b で挟んだ構造である。上面電極 4 1 a には、銅等からなる配線 4 2 a が片側面から引き出されている。下面電極 4 1 b には、配線 4 2 b、4 2 c が両側面から引き出されている。U T b 2 7 b の各電極 3 7 a、3 7 b には、配線 4 2 d、4 2 e がそれぞれ接続されている。

40

【 0 0 4 2 】

U T b 2 7 b の電極 3 7 a に接続された配線 4 2 d には、U T a 2 7 a の上面電極 4 1 a に接続された配線 4 2 a が接続されており、これらは同軸ケーブル 4 3 a のシールド線に繋がれて接地されている。U T a 2 7 a の下面電極 4 1 b に接続された配線 4 2 b、4 2 c は、バッキング材 2 6 の両側面に配置された送信回路基板 4 4 a および受信回路基板 4 4 b にそれぞれ接続されている。また、U T b 2 7 b の電極 3 7 b に接続された配線 4 2 e は、受信回路基板 4 4 b に接続されている。送信回路基板 4 4 a および受信回路基板 4 4 b は、例えば、ポリイミド等のフレキシブルプリント基板である。各電極 3 7 a、3 7 b、4 1 a、4 1 b、各配線 4 2 a ~ 4 2 e、および各基板 4 4 a、4 4 b は、エポキシ樹脂等の絶縁性樹脂 4 5 で封止されて保護されている。

50

【 0 0 4 3 】

各基板 4 4 a、4 4 b には、同軸ケーブル 4 3 a、4 3 b がそれぞれ接続されている。送信回路基板 4 4 a に接続された同軸ケーブル 4 3 a は、後述するパルサ 5 6 の駆動信号等を伝送する。一方、受信回路基板 4 4 b に接続された同軸ケーブル 4 3 b は、反射波の受信により U T a 2 7 a、U T b 2 7 b から出力された検出信号等を伝送する。

【 0 0 4 4 】

図 5 および図 6 を参照して、U T アレイ 2 1 の製造手順を説明する。まず、図 5 (A) において、バッキング材 2 6 上に、例えばグリーンシート法を利用して U T a 2 7 a を作製し、その上に音響整合層 2 8 a を積層する。そして、(B) に示すように、音響整合層 2 8 a 諸共 U T a 2 7 a に切込みを入れて隙間 5 0 を作り、U T a 2 7 a を所定のサイズにダイシングする。ここまでは従来の U T アレイの製法と同じである。

10

【 0 0 4 5 】

一方、(a) に示すように、音響整合層 2 8 b と同じ厚み $100\mu\text{m} \sim 200\mu\text{m}$ の S i 基板 3 5 を用意する。次いで (b) に示すように、S i 基板 3 5 にエッチング加工を施して、音響整合層 2 8 b と同サイズの穴 5 1 を複数形成する。

【 0 0 4 6 】

(c) において、穴 5 1 に音響整合層 2 8 b の材料であるエポキシ樹脂を流し込んで穴 5 1 に充填した後、S i 基板 3 5 の表面を研磨し、S i 基板 3 5 を均一な厚みにする。そして、(d) に示すように、周知の M E M S 技術を用いて穴 5 1 の隙間 (つまり U T a 2 7 a 同士の隙間 5 0 上) に U T b 2 7 b を構成する p M U T 3 6、電極 3 7 a、3 7 b を作製する。

20

【 0 0 4 7 】

図 6 (A) において、図 5 (A)、(B) の手順で作製された構造物に、(a) ~ (d) の手順で作製された構造物を位置合わせしつつ積層し、接着する。位置合わせは、U T a 2 7 a と音響整合層 2 8 b、U T a 2 7 a 同士の隙間 5 0 と U T b 2 7 b とが超音波の送信方向で一致するよう行われる。

【 0 0 4 8 】

次いで、図 6 (B) に示すように、図 5 (B) で形成された U T a 2 7 a 同士の隙間 5 0 に側面からシリンジ等で充填剤 3 0 を注入し充填する。その後、台座 2 5、音響レンズ 2 9 の取り付け、U T a 2 7 a、U T b 2 7 b と各基板 4 4 a、4 4 b との配線接続等を行って U T アレイ 2 1 を完成させる。

30

【 0 0 4 9 】

図 7 および図 8 において、U T a 2 7 a の下面電極 4 1 b から引き出された配線 4 2 b は、第 1 スイッチ (以下、S W a と表記する) 5 5 a の一端に接続されている。S W a 5 5 a の他端には、パルサ 5 6 が接続されている。

【 0 0 5 0 】

パルサ 5 6 は、C P U 5 7 の制御の下、走査制御部 5 8 によって駆動制御される。走査制御部 5 8 は、複数のパルサ 5 6 の中から、駆動させるパルサ 5 6 を選択して、これを所定の時間間隔で順次切り替える。具体的には、例えば送受信チャンネルが 1 2 8 チャンネルであった場合、1 2 8 チャンネルのうち、隣接する 4 8 チャンネルを 1 つのブロックとして、該チャンネルに属する各 U T a 2 7 a に任意の遅延差を与えて駆動させるように選択し、超音波および反射波の 1 回の送受信毎に、駆動させるチャンネルを 1 ~ 数個ずつずらす。パルサ 5 6 は、走査制御部 5 8 から送信される駆動信号に基づいて、U T a 2 7 a に超音波を発生させるための励振パルスを送信する。

40

【 0 0 5 1 】

U T a 2 7 a の下面電極 4 1 b から引き出された配線 4 2 c と、U T b 2 7 b の電極 3 7 b に接続された配線 4 2 e とは、第 2 スイッチ (以下、S W b と表記する) 5 5 b の一端に接続されている。S W b 5 5 b は、2 入力 2 出力のスイッチであり、各入出力が連動してオン / オフする。S W b 5 5 b の他端には、2 台の受信アンプ 5 9 a、5 9 b が接続されている。受信アンプ 5 9 a、5 9 b の出力端には、1 台のミキサー 6 0 が接続され、

50

ミキサー 60 には A / D 変換器 (以下、 A / D と略す) 61 が接続されている。

【 0052 】

受信アンプ 59 a、59 b には、例えば電圧帰還型または電荷蓄積型のものが用いられる。受信アンプ 59 a、59 b は、反射波を受信して U T a 27 a、U T b 27 b から出力された検出信号 (検出電圧) を増幅する。ミキサー 60 は、受信アンプ 59 a、59 b で増幅された U T a 27 a、U T b 27 b 各々からの検出信号を混合する。A / D 61 は、ミキサー 60 からの検出信号にデジタル変換を施し、検出信号をデジタル化する。受信アンプ 59 a、59 b、ミキサー 60、A / D 61 と、前述のパルサ 56、S W a 55 a、S W b 55 b は、ここでは 1 組しか図示していないが、1 チャンネルに対して 1 組ずつ、つまりチャンネル数分設けられている。

10

【 0053 】

図 7 (A) に示すように、超音波の送信時、S W a 55 a はオン、S W b 55 b はオフとなる。すなわち、パルサ 56 と U T a 27 a が繋がれ、U T a 27 a、U T b 27 b と受信アンプ 59 a、59 b との接続が断たれる。配線 42 b を介してパルサ 56 から励振パルスが印加されると、U T a 27 a の上面から超音波 (点線矢印で示す) が発せられる。

【 0054 】

一方、(B) に示すように、反射波の受信時、S W a 55 a はオフ、S W b 55 b はオンとなる。今度はパルサ 56 と U T a 27 a との接続が断たれ、U T a 27 a、U T b 27 b と受信アンプ 59 a、59 b がそれぞれ繋がれる。U T a 27 a、U T b 27 b の上面に反射波 (点線矢印で示す) が入射すると、これに応じた検出信号が U T a 27 a、U T b 27 b から出力される。U T a 27 a から出力される検出信号は、主に反射波の基本波成分を表し、U T b 27 b からの検出信号は、主に反射波の高調波成分を表す。S W a 55 a、S W b 55 b のスイッチング動作は、走査制御部 58 によって制御される。

20

【 0055 】

S W a 55 a およびパルサ 56 は、送信回路基板 44 a に実装されている。S W b 55 b、受信アンプ 59 a、59 b、ミキサー 60、および A / D 61 は、受信回路基板 44 b に実装されている。また、S W a 55 a およびパルサ 56 と走査制御部 58 を繋ぐ線が前述の同軸ケーブル 43 a、S W b 55 b と走査制御部 58、A / D 61 とパラレル / シリアル変換回路 (以下、P / S と略す) 62 を繋ぐ線が同軸ケーブル 43 b に相当する。

30

【 0056 】

なお、ここで示した回路構成は一例であり、如何様にも変更可能である。例えばミキサー 60 はなくともよく、後段の処理で U T a 27 a、U T b 27 b 各々からの検出信号を混合してもよい。あるいは受信アンプの後段に A / D を配し、A / D 変換後にミキサーで混合してもよい。また、各基板 44 a、44 b に実装する部品も上記例に限らない。p M U T 36 が形成される S i 基板 35 に、周知の半導体製造プロセスでミキサー 60 や S W a 55 a、S W b 55 b その他を設けても可である。

【 0057 】

A / D 61 は、P / S 62 と接続している。P / S 62 は、各 A / D 61 からの検出信号をパラレルデータからシリアルデータに変換する。このシリアルデータは、ケーブル 20、コネクタ 19、プローブ接続部 17 を通って、携帯型超音波観測器 10 のシリアル / パラレル変換回路 (以下、S / P と略す) 65 に入力される。

40

【 0058 】

S / P 65 は、超音波プローブ 11 から送られてきたシリアルデータを元のパラレルデータに戻す。ビームフォーマ (以下、B F と略す) 66 は、パラレルデータに戻された検出信号に対して、位相整合演算を施す。L o g 圧縮検波回路 67 は、B F 66 から出力される検出信号に L o g 圧縮を施し、その振幅を検波する。L o g 圧縮検波回路 67 から出力された検出信号は、メモリ (図示せず) に一旦格納される。

【 0059 】

デジタルスキャンコンバータ (以下、D S C と略す) 68 は、C P U 69 の制御の下、

50

検出信号をテレビ信号に変換する。D S C 6 8 で変換されたテレビ信号は、D / A 変換器（図示せず）で D / A 変換が施され、モニタ 1 5 に超音波画像として表示される。超音波画像は、U T a 2 7 a で得られた反射波の基本波成分と U T b 2 7 b で得られた高調波成分を反映した、ハーモニックイメージングに好適な画質である。

【 0 0 6 0 】

C P U 6 9 は、携帯型超音波観測器 1 0 の各部の動作を統括的に制御する。C P U 6 9 は、操作部 1 4 からの操作入力信号に基づいて各部を動作させる。また、C P U 6 9 は、超音波プローブ 1 1 への電源供給を制御する。

【 0 0 6 1 】

上記構成を有する超音波診断装置 2 の作用について説明する。まず、超音波プローブ 1 1 のコネクタ 1 9 を携帯型超音波観測器 1 0 のプローブ接続部 1 7 に挿入固定し、携帯型超音波観測器 1 0 と超音波プローブ 1 1 の電氣的機械的接続を得る。そして、操作部 1 4 を操作して携帯型超音波観測器 1 0 の電源を立ち上げるとともに、携帯型超音波観測器 1 0 から超音波プローブ 1 1 に電源を供給する。術者は、超音波プローブ 1 1 の走査ヘッド 1 8 を被検体に押し当てながら、携帯型超音波観測器 1 0 のモニタ 1 5 に表示される超音波画像を観察して診断を行う。

10

【 0 0 6 2 】

超音波プローブ 1 1 では、走査制御部 5 8 によって選択されたパルス 5 6 から該当チャンネルの U T a 2 7 a に励振パルスが送信され、U T a 2 7 a から被検体に超音波が照射される。走査制御部 5 8 により駆動されるパルス 5 6 は、超音波および反射波の 1 回の送受信毎に順次切り替えられる。これにより被検体に超音波が走査される。このとき、走査制御部 5 8 により、超音波を照射する U T a 2 7 a に繋がれた S W a 5 5 a がオン、全ての S W b 5 5 b がオフされる。

20

【 0 0 6 3 】

U T a 2 7 a から発せられた超音波は被検体で反射され、その反射波に応じた検出信号が該当チャンネルの U T a 2 7 a 、U T b 2 7 b から出力される。このとき、走査制御部 5 8 により、全ての S W a 5 5 a がオフ、反射波を受信する U T a 2 7 a 、U T b 2 7 b に繋がれた S W b 5 5 b がオンされる。U T a 2 7 a 、U T b 2 7 b からの検出信号は、受信アンプ 5 9 a 、5 9 b で増幅された後、ミキサ 6 0 で混合され、A / D 6 1 で A / D 変換されてデジタル化される。A / D 6 1 でデジタル化された検出信号は、P / S 6 2 でシリアルデータ化されて携帯型超音波観測器 1 0 に送られる。

30

【 0 0 6 4 】

携帯型超音波観測器 1 0 では、S / P 6 5 によって検出信号がパラレルデータに戻る。その後、検出信号は B F 6 6 に送られて B F 6 6 で位相整合演算され、さらに L o g 圧縮検波回路 6 7 で L o g 圧縮、検波された後、メモリに一旦格納される。

【 0 0 6 5 】

L o g 圧縮、検波後の検出信号は、D S C 6 8 でテレビ信号に変換される。D S C 6 8 で変換されたテレビ信号は、D / A 変換されてモニタ 1 5 に超音波画像として表示される。

【 0 0 6 6 】

以上説明したように、超音波の送信および反射波のうちの基本波成分の受信は単層圧電素子である U T a 2 7 a 、反射波のうちの高調波成分の受信は p M U T 3 6 からなる U T b 2 7 b に担わせるので、ハーモニックイメージングの高画質化を達成することができる。

40

【 0 0 6 7 】

P Z T 等の圧電セラミックス厚膜からなる単層圧電素子は、単純に駆動電圧を高くすれば超音波の送信パワーを上げられるので、超音波の送信音圧レベルについては問題ない。但し、F D A 5 1 0 k や I E C 規格に基づいたメカニカルインデックス (M I) で 1 . 9 以下と定められているように、人体に影響を与えない程度（眼部は除く）で超音波を照射することは言う迄もない。しかしながら、反射波の受信に関しては、反射波のうちの基本

50

波成分の受信に合せて作られているので基本波成分には有効であるが、高調波成分は僅かに受信されるのみである。

【0068】

p M U Tと同じくM E M S技術にて作製されるc M U Tは、単層圧電素子と同様に超音波の送信パワーは稼げるが、一般的に反射波の受信に難があるとされている。その理由として、単層圧電素子と比べても静電容量があまり変わらないことが挙げられる。

【0069】

一方、p M U Tは、単層圧電素子やc M U Tとは逆に、超音波の送信には適さないが反射波の受信用としては十分に機能する。また、圧電酸化物薄膜の径や厚みを変更するだけで、2次高調波成分だけでなく他の高調波成分も取得することができる。さらに、P V D Fといった有機圧電体と比べて、凡そ500～1000倍の高い誘電率を有し、メンブレン構造であることから、静電容量が桁違いに高い。このため、静電容量が比較的低い材料を使用した場合と比べて検出信号のレベルが高くなり、従って反射波の高調波成分を効率よく取得することができる。

10

【0070】

加えて、p M U TはM E M S技術で作製されるため、従来のU Tアレイの各U Tの隙間に配置するのに十分な微小サイズを有する。従ってU T a同士の隙間にU T bを配することができ、実質的に従来のU Tアレイのサイズを大きくする必要がない。従来のU Tアレイと同様に超音波および反射波の送受信を扱うことができるので、超音波の送信パワーや方位分解能が低下する等して、超音波画像の画質が劣化するおそれがない。

20

【0071】

単層圧電素子を用いた従来のU Tアレイでは、送受信能力を高めるために各U T同士を隔てる隙間は必須である。この隙間は充填剤が充填されるだけでデッドスペースとなっているため、隙間上にU T bを配せばスペースを有効活用することができる。

【0072】

高調波成分を効率よく取得することができるため、生体組織固有の性状を表す値であるB / A係数も精度よく取得することができる。従って、B / A係数を指標とした新しい病変診断を行うことが可能となる。

【0073】

上記実施形態では、U T a同士の隙間にU T bを配する例を説明したが、本発明はこれに限定されない。超音波の送信方向に関して互いに重複しないよう配置されていればよい。例えばU T a、U T bのアレイのみで構成された領域をそれぞれ平面上に近接配置してもよい。この場合は各領域の位置関係に基づいてB Fで位相整合演算を行う際のパラメータを変更すればよい。

30

【0074】

なお、図9に示すように、E L方向に関して反射波の高調波成分の受信フォーカスを可変する受信フォーカス回路75を設けてもよい。この場合、A Z方向に並ぶ3個のp M U T36を1組として、受信フォーカス回路75に接続する。p M U T36はS i基板35に作製されるデバイスであり、配線の引き回しには自由度があるため、p M U T36と受信フォーカス回路75を上記のように接続することは比較的容易である。

40

【0075】

受信フォーカス回路75は、例えば焦点がf aまたはf b（焦点距離はそれぞれL a、L b、L a < L b）となるよう、E L方向のp M U T36の各組について反射波の位相差を揃える位相整合演算を検出信号に対して施す。受信フォーカス回路75は、合せたい焦点に応じて位相整合演算のパラメータ、すなわちp M U T36の各組の反射波の位相差を変更することで受信フォーカスを行う。こうすることで、観察したい深さの反射波の高調波成分をより高感度且つ高分解能で取得することができる。

【0076】

なお、送信回路基板および受信回路基板をパッキング材や台座の内部に埋設しても可である。この場合、各基板に実装された部品、特に受信アンプの駆動熱をとるために水冷の

50

冷却機構を設けてもよい。具体的には、バッキング材や台座内に冷却水等の液状冷媒を流す管路を配管する。そして、管路に冷却機と循環ポンプを繋ぎ、受信アンプの駆動熱を奪った液状冷媒を冷却機で冷却しつつ、循環ポンプで管路内を循環させる。

【0077】

各基板をバッキング材等の側面に配する例と埋設する例を説明したが、一方の基板をバッキング材の側面に配置し、他方はバッキング材の内部に埋め込む、というように、これらを複合させてもよい。

【0078】

上記実施形態では、携帯型超音波観測器と超音波プローブがケーブルで有線接続される例を挙げたが、携帯型超音波観測器と超音波プローブ間のデータの送受信を無線で行うものに適用してもよい。この場合は図8のP/S62の後段とS/P65の前段に、検出信号を無線で遣り取りするための無線送信部と無線受信部をそれぞれ設ける。また、超音波プローブにバッテリーを内蔵させ、バッテリーからの電源を超音波プローブの各部に供給する。

10

【0079】

なお、UTアレイとパルサおよびミキサーの間に、駆動するUTa、UTbを選択的に切り替えるマルチプレクサを介挿してもよい。例えば送受信チャンネルが128チャンネルで、隣接する48チャンネルを1つのブロックとして、該チャンネルに属する各UTaに任意の遅延差を与えて駆動する場合、マルチプレクサで駆動させるチャンネルを選択する。こうすれば、一度に駆動するチャンネル数分（この場合は48チャンネル分）、パルサとミキサーを用意すればよいので、超音波プローブをさらに小型化することができる。また、走査制御部からマルチプレクサに切り替え信号を送信するだけで済むので、走査制御も簡単になる。pMUTが作製されるSi基板上にマルチプレクサを設けてもよい。

20

【0080】

上記実施形態では、1つの送受信チャンネルをUTaとUTbの1個ずつとした場合を例示したが、例えばUTaを2個（または1個）、UTbを1個（または2個）として、1つの送受信チャンネルを3個の圧電素子で構成してもよい。

【0081】

上記実施形態では、いわゆるコンベックス電子走査型の体外式の超音波プローブを例示したが、リニア電子走査型、ラジアル電子走査型の超音波プローブでもよい。電子内視鏡の鉗子チャンネルに挿入される体内式の超音波プローブや、電子内視鏡と一体化された超音波内視鏡についても本発明は適用可能である。

30

【符号の説明】

【0082】

2 超音波診断装置

10 携帯型超音波観測器

11 超音波プローブ

21 超音波トランスデューサアレイ（UTアレイ）

27a 第1超音波トランスデューサ（UTa）

27b 第2超音波トランスデューサ（UTb）

40

36 pMUT

40 圧電体

44a 送信回路基板

44b 受信回路基板

50 隙間

56 パルサ

57 CPU

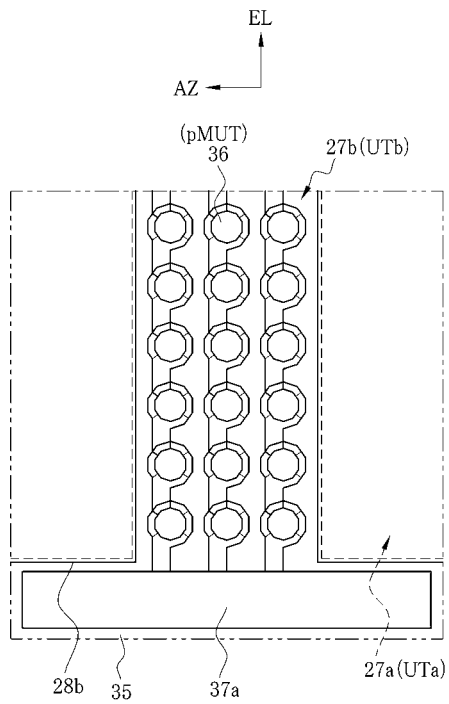
59a、59b 受信アンプ

60 ミキサー

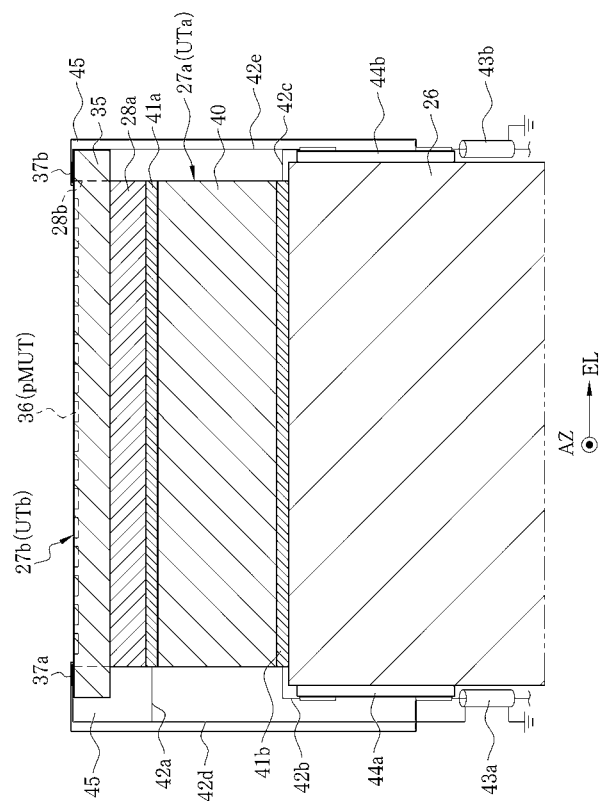
61 A/D変換器（A/D）

50

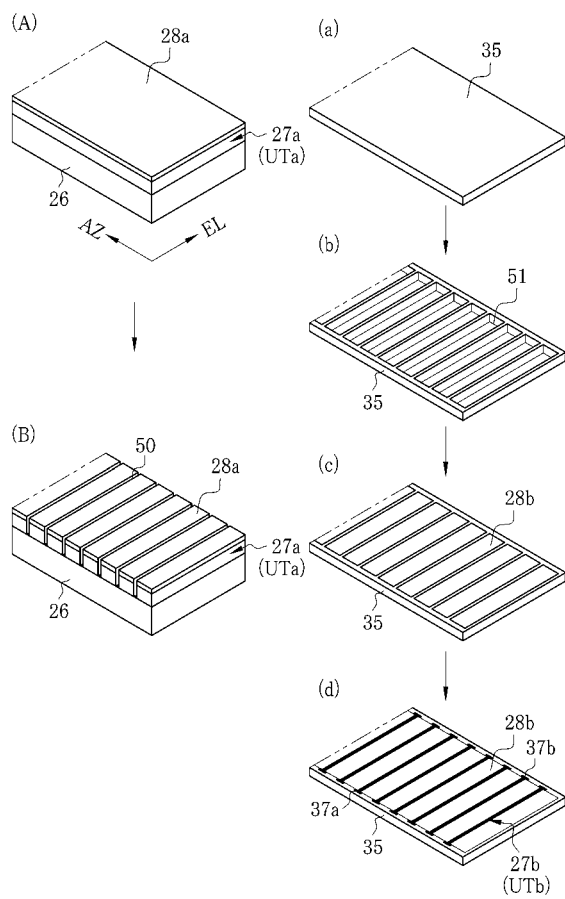
【図 3】



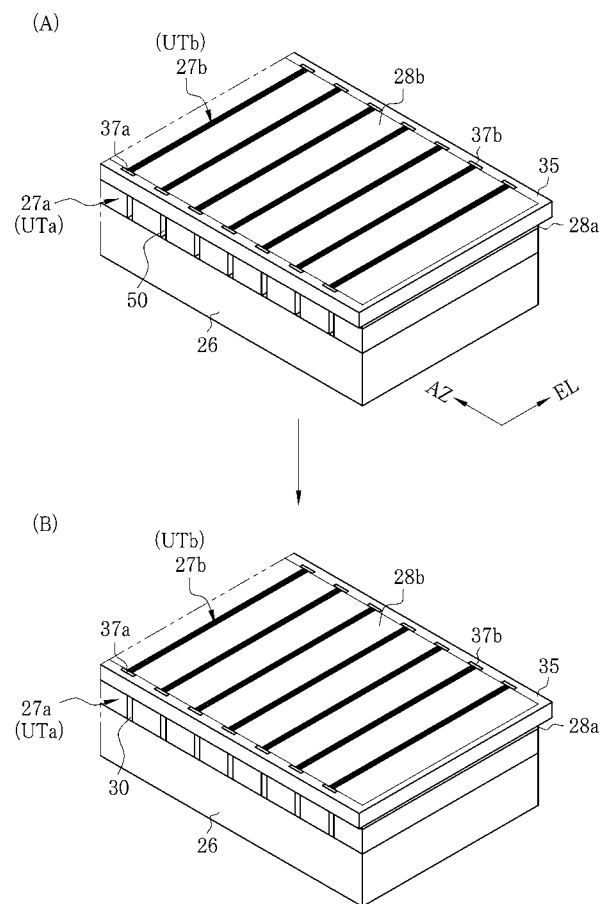
【図 4】



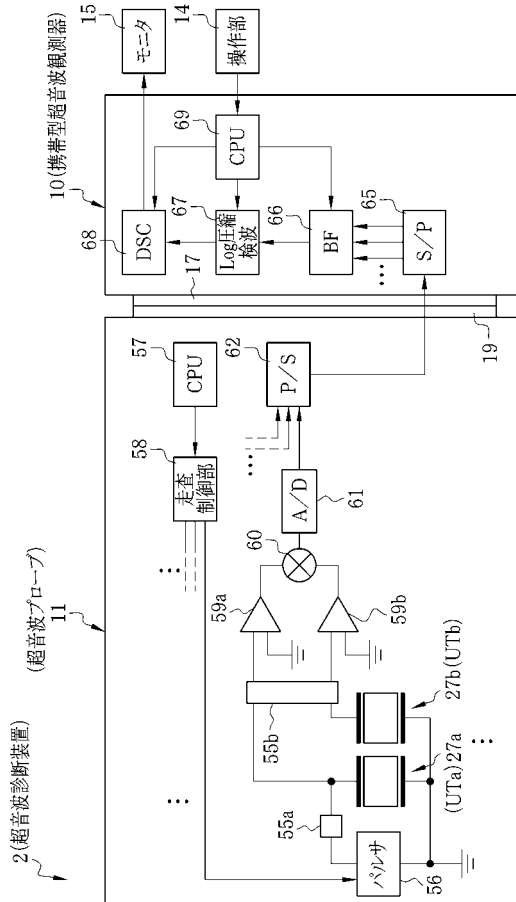
【図 5】



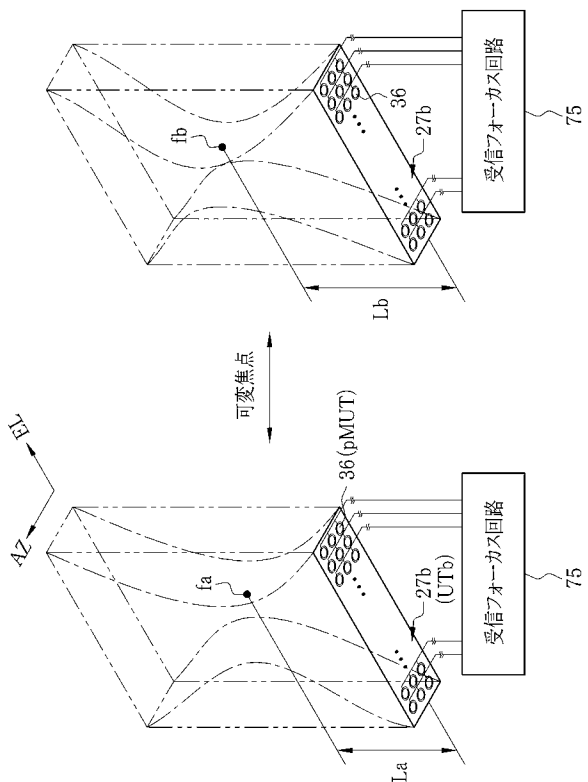
【図 6】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声探头及制造超声换能器阵列的方法		
公开(公告)号	JP2011071842A	公开(公告)日	2011-04-07
申请号	JP2009222352	申请日	2009-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	H04R1/26 A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	H04R1/26.330 A61B8/00 H04R17/00.330.K H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB15 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GB41 4C601/GB43 4C601/GB44 5D019/AA07 5D019/BB18 5D019/BB22 5D019/FF04		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供切实可行的超声波探头，有助于高质量的谐波成像。解决方案：超声波探头11包括第一超声波换能器 (UTa) 27a和第二超声波换能器 (UTb) 27b。UTa 27a包括单层压电元件，其中压电体40夹在上表面电极41a和下表面电极41b之间，UTb 27b包括多个布置的pMUT 36。UTb 27b布置在空间上在UTas 27a之间。UTa 27a发射超声波并接收反射波中的基波分量，UTb 27b接收反射波中的谐波分量。Z

