

(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.

**H04R 1/26 (2006.01)**  
**A61B 8/00 (2006.01)**  
**H04R 17/00 (2006.01)**

F 1

H04R 1/26 330  
A61B 8/00  
H04R 17/00 330K  
H04R 17/00 332B

テーマコード(参考)

4C601  
5D019

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号  
(22) 出願日

特願2009-222352 (P2009-222352)  
平成21年9月28日 (2009.9.28)

(71) 出願人 306037311  
富士フィルム株式会社  
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  
富士フィルム株式会社内  
F ターム(参考) 4C601 BB06 DE08 EE03 GB04 GB15  
GB20 GB21 GB22 GB41 GB43  
GB44  
5D019 AA07 BB18 BB22 FF04

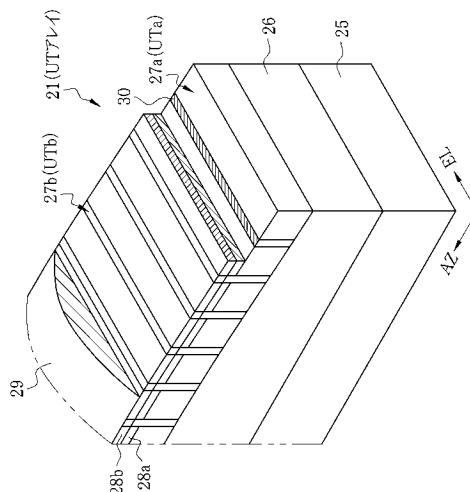
(54) 【発明の名称】超音波プローブ、および超音波トランステューサアレイの製造方法

## (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超音波トランステューサ(UTa)27aと第2超音波トランステューサ(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隙間に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、各穴同士の隙間に第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隙間に上に第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気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畠して表示し、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

## 【0009】

特許文献2は、送信用にcMUT、受信用にpMUT (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer) を組み合せた超音波プローブを開示している。pMUT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、cMUTと同様にMEMS技術にて作製される。

## 【0010】

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UTアレイが記載されている。各セルはcMUTまたはpMUTからなる。

## 【0011】

非特許文献1では、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)等の無機圧電体を送信用UT、PVDF(ポリフッ化ビニリデン)等の有機圧電体を受信用UT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。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0012】

【特許文献1】特開2007-130357号公報

【特許文献2】特開2007-229328号公報

【特許文献3】特表2009-503990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】

## 【0013】

特許文献1~3に記載の発明のように、送信用、受信用のUT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UT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UT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

## 【0014】

非特許文献1に記載の発明では、受信用のUT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。

## 【0015】

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。

## 【0016】

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

## 【0017】

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】

## 【0018】

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

## 【0019】

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pMUTである。

## 【0020】

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に配置される。

## 【0021】

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。

10

## 【0022】

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。

## 【0023】

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。

20

## 【0024】

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、各穴同士の隙間に第2超音波トランスデューサを作製する。

30

## 【0025】

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】

## 【0026】

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pMUT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。

## 【0027】

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。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【0028】

【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。

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気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。30

#### 【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、バッキング材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】

バッキング材26は、例えばエポキシ樹脂やシリコーン樹脂からなり、UTa27aから台座25側に発せられる超音波を吸収する。バッキング材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】

UTa27a、UTb27b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。UTa27a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、UTa27a、UTb27b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、シリコーン樹脂等からなり、UTa27a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よい。

#### 【0036】

隣り合うUTa27a、UTb27b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、UTa27a、UTb2

10

20

30

40

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 同士の隙間に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 方向に例えれば 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。

30

#### 【 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。

#### 【 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

## 【0043】

各基板44a、44bには、同軸ケーブル43a、43bがそれぞれ接続されている。送信回路基板44aに接続された同軸ケーブル43aは、後述するパルサ56の駆動信号等を伝送する。一方、受信回路基板44bに接続された同軸ケーブル43bは、反射波の受信によりUTa27a、UTb27bから出力された検出信号等を伝送する。

## 【0044】

図5および図6を参照して、UTアレイ21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26上に、例えばグリーンシート法を利用してUTa27aを作製し、その上に音響整合層28aを積層する。そして、(B)に示すように、音響整合層28a諸共UTa27aに切込みを入れて隙間50を作り、UTa27aを所定のサイズにダイシングする。ここまででは従来のUTアレイの製法と同じである。10

## 【0045】

一方、(a)に示すように、音響整合層28bと同じ厚み100μm~200μmのSi基板35を用意する。次いで(b)に示すように、Si基板35にエッチング加工をして、音響整合層28bと同サイズの穴51を複数形成する。

## 【0046】

(c)において、穴51に音響整合層28bの材料であるエポキシ樹脂を流し込んで穴51に充填した後、Si基板35の表面を研磨し、Si基板35を均一な厚みにする。そして、(d)に示すように、周知のMEMS技術を用いて穴51の隙間(つまりUTa27a同士の隙間50上)にUTb27bを構成するpMUT36、電極37a、37bを作製する。20

## 【0047】

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、UTa27aと音響整合層28b、UTa27a同士の隙間50とUTb27bとが超音波の送信方向で一致するよう行われる。

## 【0048】

次いで、図6(B)に示すように、図5(B)で形成されたUTa27a同士の隙間50に側面からシリンジ等で充填剤30を注入し充填する。その後、台座25、音響レンズ29の取り付け、UTa27a、UTb27bと各基板44a、44bとの配線接続等を行ってUTアレイ21を完成させる。30

## 【0049】

図7および図8において、UTa27aの下面電極41bから引き出された配線42bは、第1スイッチ(以下、SWaと表記する)55aの一端に接続されている。SWa55aの他端には、パルサ56が接続されている。

## 【0050】

パルサ56は、CPU57の制御の下、走査制御部58によって駆動制御される。走査制御部58は、複数のパルサ56の中から、駆動させるパルサ56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128チャンネルであった場合、128チャンネルのうち、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UTa27a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56は、走査制御部58から送信される駆動信号に基づいて、UTa27aに超音波を発生させるための励振パルスを送信する。40

## 【0051】

UTa27aの下面電極41bから引き出された配線42cと、UTb27bの電極37bに接続された配線42eとは、第2スイッチ(以下、SWbと表記する)55bの一端に接続されている。SWb55b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。SWb55bの他端には、2台の受信アンプ59a、59bが接続されている。受信アンプ59a、59bの出力端には、1台のミキサー60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 59a、59b 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 59a、59b は、反射波を受信して UTa27a、UTb27b 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 59a、59b で増幅された UTa27a、UTb27b 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 59a、59b、ミキサー 60、A / D 61 と、前述のパルサ 56、SWa55a、SWb55b 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、SWa55a はオン、SWb55b はオフとなる。すなわち、パルサ 56 と UTa27a が繋がれ、UTa27a、UTb27b と受信アンプ 59a、59b との接続が断たれる。配線 42b を介してパルサ 56 から励振パルスが印加されると、UTa27a 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、SWa55a はオフ、SWb55b はオンとなる。今度はパルサ 56 と UTa27a との接続が断たれ、UTa27a、UTb27b と受信アンプ 59a、59b がそれぞれ繋がれる。UTa27a、UTb27b 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 UTa27a、UTb27b から出力される。UTa27a 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、UTb27b からの検出信号は、主に反射波の高調波成分を表す。SWa55a、SWb55b 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】

SWa55a およびパルサ 56 は、送信回路基板 44a に実装されている。SWb55b、受信アンプ 59a、59b、ミキサー 60、および A / D 61 は、受信回路基板 44b に実装されている。また、SWa55a 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 43a、SWb55b 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 43b 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 UTa27a、UTb27b 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 44a、44b に実装する部品も上記例に限らない。pMUT36 が形成される Si 基板 35 に、周知の半導体製造プロセスでミキサー 60 や SWa55a、SWb55b 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、BF 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。Log 圧縮検波回路 67 は、BF 66 から出力される検出信号に Log 圧縮を施し、その振幅を検波する。Log 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、DSC と略す）68 は、CPU69 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15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。

#### 【0060】

C P U 6 9は、携帯型超音波観測器10の各部の動作を統括的に制御する。C P U 6 9は、操作部14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11への電源供給を制御する。

#### 【0061】

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11のコネクタ19を携帯型超音波観測器10のプローブ接続部17に挿入固定し、携帯型超音波観測器10と超音波プローブ11の電気的機械的接続を得る。そして、操作部14を操作して携帯型超音波観測器10の電源を立ち上げるとともに、携帯型超音波観測器10から超音波プローブ11に電源を供給する。術者は、超音波プローブ11の走査ヘッド18を被検体に押し当てながら、携帯型超音波観測器10のモニタ15に表示される超音波画像を観察して診断を行う。10

#### 【0062】

超音波プローブ11では、走査制御部58によって選択されたパルサ56から該当チャネルの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58により駆動されるパルサ56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58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

#### 【0063】

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58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59a、59bで増幅された後、ミキサー60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10に送られる。30

#### 【0064】

携帯型超音波観測器10では、S / P 6 5によって検出信号がパラレルデータに戻さる。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67でL o g圧縮、検波された後、メモリに一旦格納される。

#### 【0065】

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15に超音波画像として表示される。

#### 【0066】

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。

#### 【0067】

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

10

20

30

40

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】

pMUTと同じくMEMS技術にて作製されるcMUT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、pMUTは、単層圧電素子やcMUT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、PVDF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、pMUTはMEMS技術で作製されるため、従来のUTアレイの各UT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UTa同士の隙間にUTbを配することができ、実質的に従来のUTアレイのサイズを大きくする必要がない。従来のUT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UTアレイでは、送受信能力を高めるために各UT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UTb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。

30

#### 【0073】

上記実施形態では、UTa同士の隙間にUTb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ればよい。例えばUTa、UTb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BF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。

#### 【0074】

なお、図9に示すように、EL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、AZ方向に並ぶ3個のpMUT36を1組として、受信フォーカス回路75に接続する。pMUT36はSi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、pMUT36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faまたはfb（焦点距離はそれぞれLa、Lb、La < Lb）となるよう、EL方向のpMUT36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pMUT36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バ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、検出信号を無線で送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を内蔵させ、バッテリ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

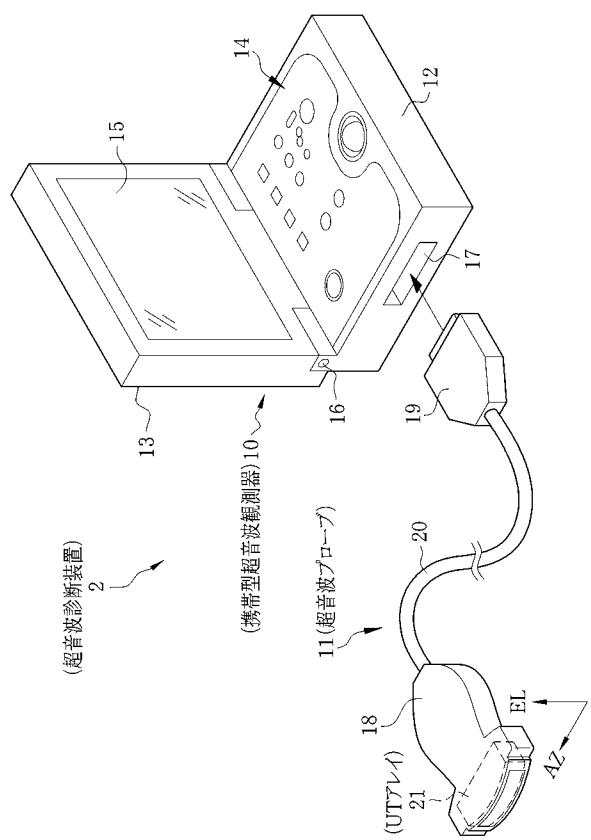
60 ミキサー

61 A/D変換器（A/D）

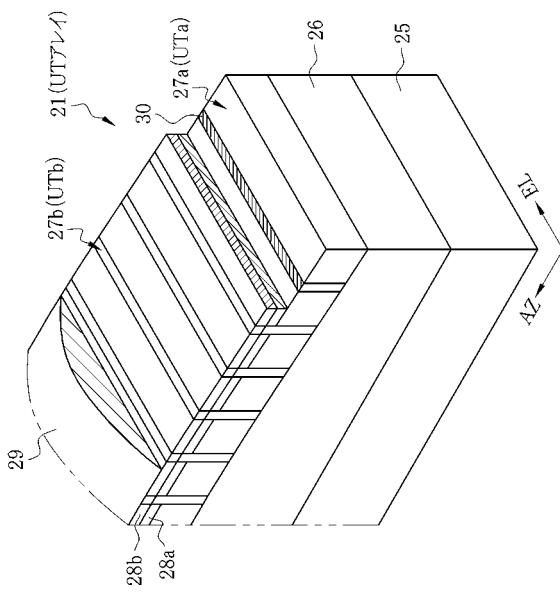
50

6 6 ピームフォーマ( B F )  
 6 9 C P U  
 7 5 受信フォーカス回路

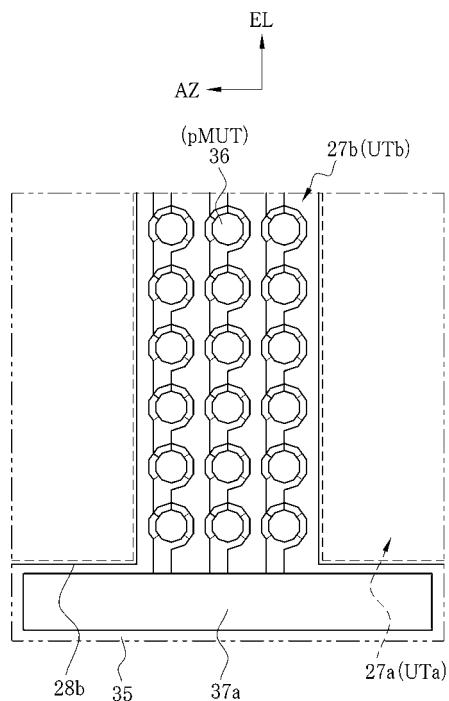
【図 1】



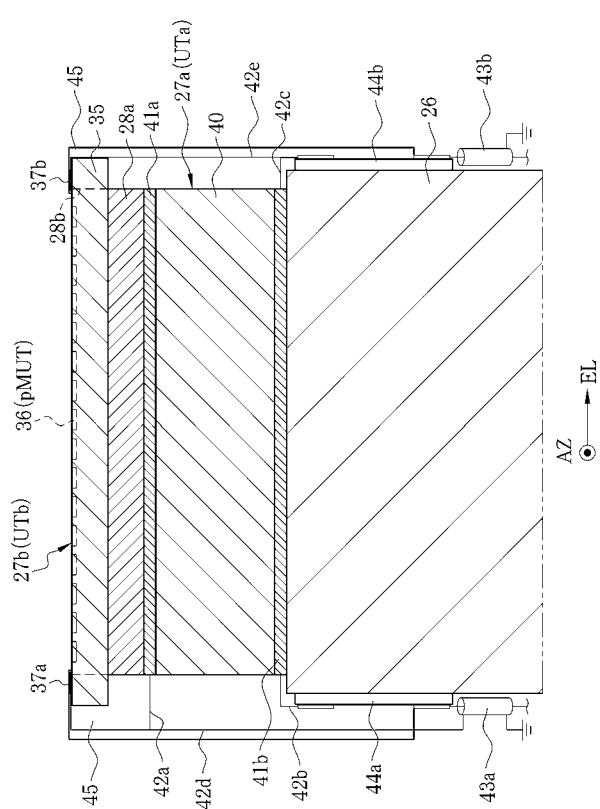
【図 2】



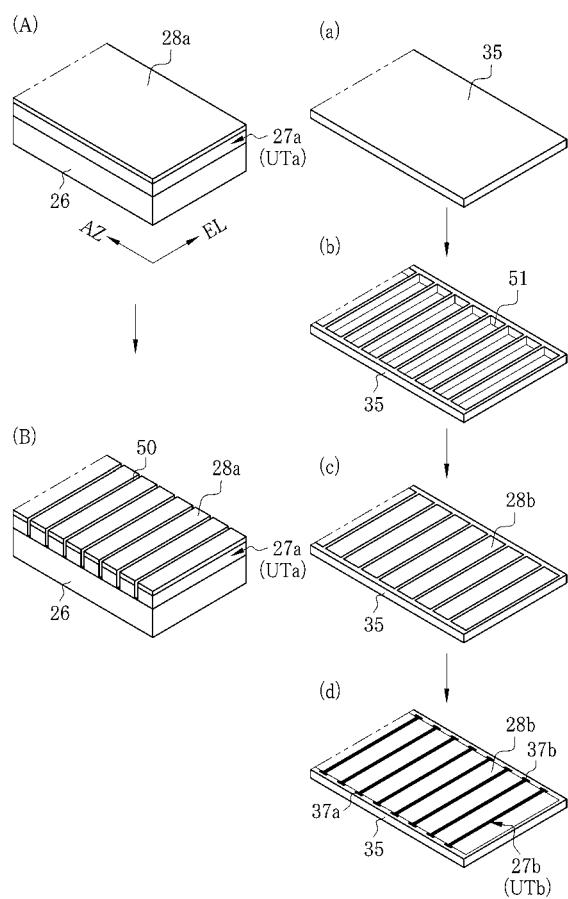
【図3】



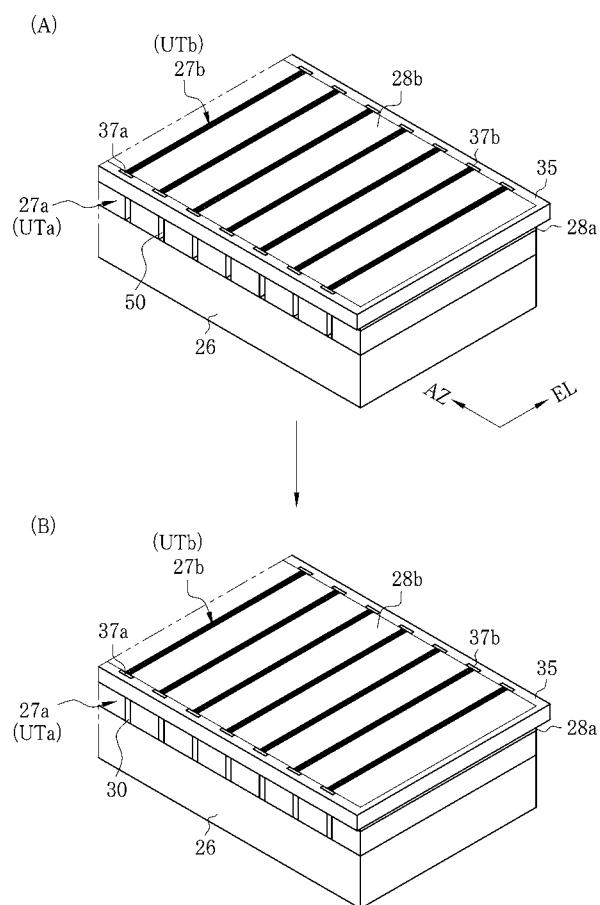
【図4】



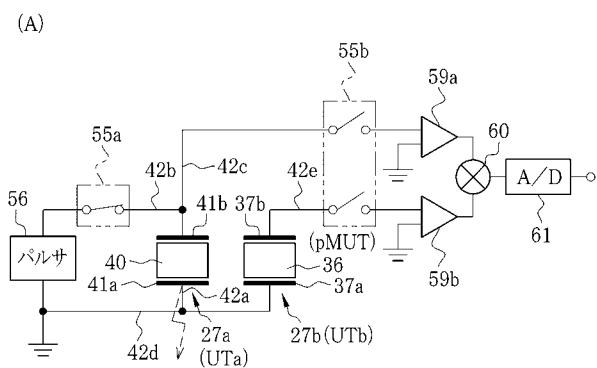
【図5】



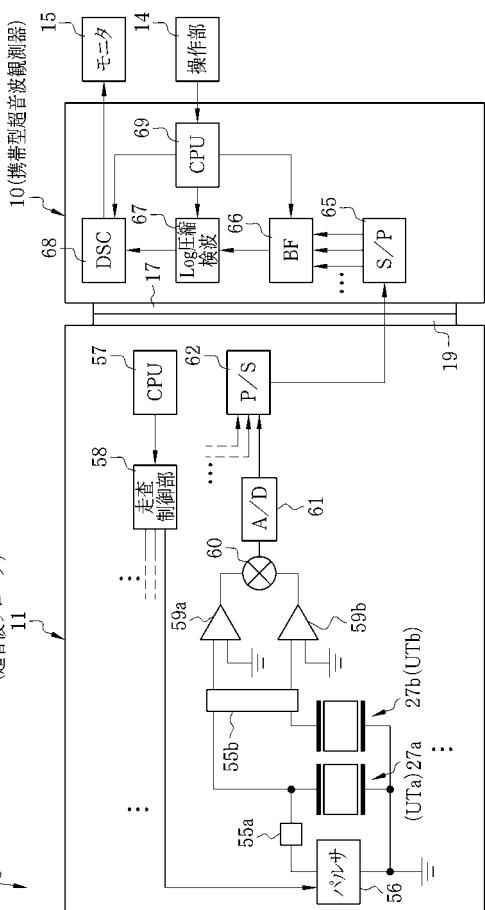
【図6】



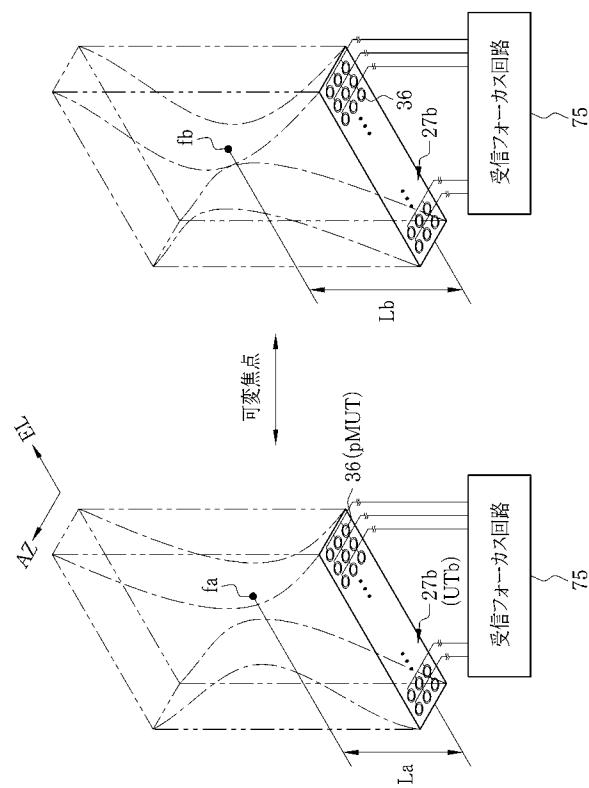
【図7】



【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	<a href="#">JP2011071842A</a>	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	<a href="#">Espacenet</a>		

### 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。

