

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5776542号

(P5776542)

(45) 発行日 平成27年9月9日(2015.9.9)

(24) 登録日 平成27年7月17日(2015.7.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G O 1 N 29/24 (2006.01)

G O 1 N 29/24

H O 4 R 17/00 (2006.01)

H O 4 R 17/00

3 3 O H

H O 4 R 17/00

3 3 2

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2011-288454 (P2011-288454)
 (22) 出願日 平成23年12月28日(2011.12.28)
 (65) 公開番号 特開2013-135793 (P2013-135793A)
 (43) 公開日 平成25年7月11日(2013.7.11)
 審査請求日 平成26年7月10日(2014.7.10)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001900
 特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
 (74) 代理人 100090446
 弁理士 中島 司朗
 (72) 発明者 永田 貴之
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよび超音波検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体内観察を行うための超音波プローブであって、

2次元的に配列された複数の単位振動子を備え、

前記単位振動子は、少なくとも、台座部と前記台座部上に形成された振動板と前記振動板の上面に形成された第1の圧電体膜および第2の圧電体膜と前記第1の圧電体膜の上面に形成された第1の電極と前記第2の圧電体膜の上面に形成された第2の電極から成る複数のMUT(Micromachining Ultrasound Transducer)素子を有し、

前記第1の電極と前記第2の電極は、電氣的に接続されていないことを特徴とする超音波プローブ。 10

【請求項 2】

前記第1の電極と第2の電極にそれぞれ異なる駆動信号を送信して超音波を発生させることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

各前記MUT素子において、前記第2の圧電体膜は前記第1の圧電体膜の周囲に配置され、同じ単位振動子内で隣接するMUT素子の第1の電極どうし、および、第2の電極どうしは電氣的に接続されていることを特徴とする請求項1、2記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記振動板上の前記台座部を投影した領域に前記第2の圧電体膜が配置されていることを 20

特徴とする請求項 3 記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 1 の電極に送信する駆動信号を、位相をずらして前記第 2 の電極に送信することを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記第 1 の電極に電圧を印加する際に、前記第 2 の電極に前記第 1 の電極に印加する電圧と逆の電位の電圧を印加することを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記第 2 の電極に送信する駆動信号を制御する制御部をさらに備え、

前記制御部は、超音波を前記被検体内に送信した後の時間経過に応じて、印加電圧を制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブ。

10

【請求項 8】

前記第 2 の電極に送信する駆動信号を制御する制御部をさらに備え、

前記制御部は、前記振動板が特定の周波数で振動するように、印加電圧を周期的に変調することを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 請求項 8 に記載の超音波プローブと、前記超音波プローブで検出した信号をデジタル変換する受信部と、前記受信部でデジタル変換された信号を用いてビームフォーミング処理を行う信号処理部と、前記信号処理部で得られた 3 次元データに基づいて 3 次元画像を生成する画像処理部と、前記 3 次元画像を表示する表示部を備えた超音波検査装置

20

【請求項 10】

前記受信部が、前記超音波プローブ内に配置されていることを特徴とする請求項 9 記載の超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、MUT (Micromachining Ultrasound Transducer) 素子を用いる超音波プローブおよび、それを用いた超音波検査装置に関する。特に、生体の体内観察を 3 次元的に行うための超音波プローブの広帯域化、高感度化に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波検査装置は、超音波プローブから超音波ビームを被検体に送出し、被検体内部で反射した超音波信号（以後、超音波エコー）を超音波プローブで受信して、被検体内部の情報を得る装置である。この超音波検査装置では、超音波プローブから送信される超音波の周波数が高い程分解能が高くなるが、生体の体内観察を行う場合、超音波の到達深度は、超音波の周波数が高い程浅く、低い程深くなる。そのため、深部から浅部まで高分解能な画像を得るために、広帯域の超音波を送受信可能な超音波プローブが望まれている。

【0003】

40

超音波プローブは、従来、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックスからなる圧電振動子を多数配列して構成される。この構成において、送受信される超音波の帯域を広げる方法として、スライス方向に共振周波数の異なる振動子を配列する構成（例えば、特許文献 1）、あるいは、アレイ方向に共振周波数の異なる振動子を配列する構成（例えば、特許文献 2）などが提案されている。

【0004】

しかしながら、このような方法は、振動子が 1 列に配列された 1 次元プローブでは実現できるものの、近年、要望の高まっている 2 次元アレイプローブでは実現が困難である。従来の 1 次元プローブの構造をそのまま 2 次元化するには、微細加工、配線、電気的インピーダンスの点で課題があり、そこに、スライス方向に分布を持つ振動子や、厚みの異な

50

る振動子を加えると、難易度がさらに上がり現実的ではない。

【0005】

このような2次元アレイプローブに適した構成として、近年、pMUT (Piezoelectric Micromachining Ultrasound Transducer: 圧電型トランスデューサ) 素子、および、cMUT (Capacitive Micromachining Ultrasound Transducer: 静電容量型トランスデューサ) 素子が注目されている。これらのトランスデューサは半導体製造技術を用いて形成されており、アレイ数増加の可能性や回路との集積化の容易性などが長所となっている。一方、このようなトランスデューサは、超音波プローブとして用いる場合、共振周波数の高さ、送受信される周波数帯域の広さ、送信出力および受信感度の大きさ、等を同時に満たすことが難しいという課題を有している。

10

【0006】

この対策として、pMUTでは、圧電層を構造化することで感度を向上させる構成が提案されている(例えば、特許文献4)。また、cMUTでは、メンブレン表面に凹部を設け、メンブレンの密度を下げることにより、共振周波数の保持と感度向上の両立を狙った構成が提案されている(例えば、特許文献4)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平6-121390号公報

20

【特許文献2】特開2005-277988号公報

【特許文献3】特開2011-15423号公報

【特許文献4】特開2009-182838号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

前記したように、特許文献1、2に記載された従来のバルク型構成の振動子は、微細加工、配線、電気的インピーダンス等の課題があり、2次元アレイプローブに適していない。

【0009】

30

また、特許文献3に記載したcMUTは、受信感度の向上と広帯域特性を実現できるものの、送信素子としてみたときには、出力される超音波の音圧は従来のバルク型構成と比較して大きく劣る。

【0010】

また、特許文献4に記載したpMUT素子は、cMUTより大きな送信出力が期待できるものの、広帯域特性との両立に関しては全く言及されていない。

【0011】

本発明は、前記従来の課題を解決するもので、MUT素子、特に、pMUTの送信出力、および、受信感度を向上させるとともに、それぞれ広帯域の特性を両立した2次元アレイプローブを提供する。この超音波プローブを用いることにより、広範囲で明瞭な超音波画像が得られる超音波検査装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の超音波プローブは、2次元的に配列された複数の単位振動子を備え、前記単位振動子は、少なくとも、台座部と前記台座部上に形成された振動板と前記振動板の上面に形成された第1の圧電体膜および第2の圧電体膜と前記第1の圧電体膜の上面に形成された第1の電極と前記第2の圧電体膜の上面に形成された第2の電極から成る複数のMUT (Micromachining Ultrasound Transducer) 素子を有し、前記第1の電極と前記第2の電極は、電気的に接続されていない構成とする。この構成により、発生する超音波を短パルス化し、送信される

50

超音波を広帯域化することができる。

【 0 0 1 3 】

また、第 2 の電極に送信する駆動信号を制御する制御部をさらに備え、制御部は、超音波を前記被検体内に送信した後の時間経過に応じて、印加電圧を制御可能な構成とする。この構成により、受信感度の高い周波数帯を、超音波エコーが返ってくる深さに応じて効果的に設定することができ、見かけ上、広帯域かつ高感度の特性が得られる。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の超音波検査装置は、上記超音波プローブと、上記超音波プローブで検出した信号をデジタル変換する受信部と、上記受信部でデジタル変換された信号を用いてビームフォーミング処理を行う信号処理部と、上記信号処理部で得られた 3 次元データに基づいて 3 次元画像を生成する画像処理部と、上記 3 次元画像を表示する表示部を備えた構成とする。この構成により、広範囲で明瞭な超音波画像が得られる。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波プローブおよび超音波検査装置は、発生する超音波を短パルス化し、帯域の広い送信波を形成することができる。

【 0 0 1 6 】

さらに、受信時には、時間の経過とともに受信感度の高い周波数帯をシフトさせることにより、超音波エコーの返ってくる深さに応じた設定が行え、見かけ上、広帯域かつ高感度の信号検出が可能となる。

【 0 0 1 7 】

したがって、本発明にかかる超音波プローブを用いることにより、浅い部位から深い部位まで広範囲で高画質な超音波検査装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1】本発明の実施の形態 1 にかかる超音波検査装置の概略構成を示すブロック図

【図 2】本発明の実施の形態 1 にかかる超音波プローブの全体構成を示す構成図

【図 3】本発明の実施の形態 1 にかかる振動子ユニットの構造を示した説明図で、(a) は上面図、(b) は A A 断面における側面図

【図 4】本発明の実施の形態 1 にかかる p M U T 素子 3 1 の断面図で、(a) は電圧印加時の圧電体膜 3 5 に作用する圧力を示した説明図、(b) は振動板 3 6 に作用するモーメントおよび、それに伴う変形を示した説明図

【図 5】本発明の実施の形態 1 にかかる単位振動子の別の構造を示した上面図

【図 6】本発明の実施の形態 1 にかかる単位振動子のさらに別の構造を示した上面図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して説明を省略する。

【 0 0 2 0 】

(実施の形態 1)

図 1 は本発明の実施の形態 1 にかかる超音波検査装置 1 0 の概略構成を示すブロック図である。超音波検査装置 1 0 は、超音波を被検体 1 1 に送信するとともに、被検体 1 1 の内部で反射した超音波信号を受信する超音波プローブ 1 2 と、超音波を送信するための駆動信号を発生して超音波プローブ 1 2 のメイン電極に供給するとともに、超音波プローブ 1 2 のメイン電極で検出した信号を増幅およびデジタル変換して出力する送受信部 1 3 と、送受信部 1 3 から出力された信号を用いてデジタルビームフォーミングを行う信号処理部 1 4 と、信号処理部 1 4 で生成された 3 次元データに基づいて、3 次元画像のレンダリング処理等を施す画像処理部 1 5 と、処理を施された画像データに基づいて画像を表示する画像表示部 1 6 と、超音波を送信および受信する際に、超音波プローブ 1 2 のサブ電極に送信する駆動信号を発生して超音波プローブ 1 2 に供給するサブ送信部 1 8 と、所定の

タイミングで駆動信号を発生するように送受信部 13 およびサブ送信部 18 を制御する制御部 17 を有している。

【0021】

また、送受信部 13、サブ送信部 18、信号処理部 14、画像処理部 15、画像表示部 16、制御部 17 は、検査装置本体 19 に格納されており、超音波プローブ 12 との間は、複数の信号線のケーブルをひとまとめにして被覆したプローブケーブルで接続されている。

【0022】

図 2 は、本発明の実施の形態 1 にかかる超音波プローブ 12 の全体構成を示す構成図である。図 2 に示すように超音波プローブ 12 は、プローブケース 21 の内部に超音波を送受波する振動子ユニット 22 と、振動子ユニット 22 内の単位振動子のメイン電極およびサブ電極に対して独立に電気信号を入出力するための複数の信号線がプリントされたプリント基板 24 とを備えている。また、超音波プローブ 12 は、プローブケーブル 25 を介して検査装置本体 19 に接続されている。

10

【0023】

ここで、振動子ユニット 22 は、複数の p M U T 素子からなる単位振動子を 2 次元的に配列した振動子アレイで構成され、各単位振動子には、グランド接地された共通電極の他に、メイン電極とサブ電極の 2 種類の電極を有している。このメイン電極にパルス状の電圧を印加することにより、超音波パルスが発生するように構成され、送受信部 13 からメイン電極に遅延処理を施された駆動電圧を供給することにより、発生した超音波をフォーカスおよび偏向することができる。この構成により、超音波プローブ 12 は 3 次元方向に超音波を送信してセクタ走査が行えるように構成されている。

20

【0024】

また、超音波の送信時、および受信時に、サブ電極に対して後で説明する所定の信号を送信することにより、広帯域の超音波を送受信できるように構成されている。

【0025】

図 3 は、本発明の実施の形態 1 にかかる振動子ユニット 22 の構造を示した説明図で、(a) は上面図、(b) は A A 断面における側面図である。

【0026】

図 3 (a) (b) に示すように振動子ユニット 22 は、例えば p M U T 素子 31 を 4 つ含む単位振動子 32 を 2 次元に配列して構成されている。また各 p M U T 素子は、白金 (P t)、金 (A u)、アルミニウム (A l) 等の金属薄膜から成るメイン電極 33、およびサブ電極 34、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミック等からなる圧電体膜 35 a および 35 b、銅 (C u)、クロム (C r) 等の金属膜からなり、共通電極を兼ねた振動板 36、剛性を有する素材で構成された台座 37 で構成されている。

30

【0027】

また p M U T 素子 31 のメイン電極 33 およびサブ電極 34 は、それぞれ単位振動子ごとに連結され、引き出し部 33 a および引き出し部 34 a から個別に図 2 に示したプリント基板 24 に接続される。また、共通電極を兼ねた振動板 36 の引き出し部はプリント基板 24 のグランド線に接続される。この構成により、単位振動子 32 のメイン電極およびサブ電極ごとに独立して電圧を印加することができ、対応する圧電体膜 35 a および 35 b を駆動することができる。

40

【0028】

なお、上記したメイン電極 33 およびサブ電極 34、圧電体膜 35、振動板 36 の素材は一例であり、同様の機能を有する素材であれば、いかなる素材を用いてもよい。

【0029】

次に、このように構成された本実施の形態 1 の超音波検査装置 10 の動作について図 1 ~ 図 3、および図 4 を用いて具体的に説明する。図 4 は本発明の実施の形態 1 にかかる p M U T 素子 31 の断面図で、(a) は電圧印加時の圧電体膜 35 に作用する圧力を示した説明図、(b) は振動板 36 に作用するモーメントおよび、それに伴う変形を示した説明

50

図である。

【 0 0 3 0 】

図 1 ~ 図 3 において、まず、制御部 1 7 が所定のタイミングでパルス信号を発生するように送受信部 1 3 を制御し、送受信部 1 3 は超音波をフォーカス及び偏向させるための遅延処理を行い、プローブケーブル 2 5 内にまとめられた信号線を経由して超音波プローブ 1 2 に駆動信号を送信する。このとき、制御部 1 7 からの信号により、サブ送信部 1 8 から同様に駆動信号が送信される。送受信部 1 3 から送信される遅延処理された駆動信号は、プリント基板 2 4 を経由して振動子ユニット 2 2 のメイン電極 3 3 に送られ、サブ送信部 1 8 から送信される駆動信号は同様の経路でサブ電極 3 4 に送られる。メイン電極 3 3 およびサブ電極 3 4 に印加された電圧により圧電体膜 3 5 a および 3 5 b が歪み、各単位振動子から所定の時間差で超音波が発生する。この超音波の位相分布により所定の波面が形成され、被検体 1 1 内に超音波ビームが送信される。

10

【 0 0 3 1 】

この超音波を送信する動作を、図 4 を用いて具体的に説明する。まず、図 4 (a) において、メイン電極 3 3 に駆動信号が送信されると、それに応じて、圧電体膜 3 5 a の厚み方向にパルス状の電圧が印加され、圧電体膜 3 5 a は、例えば、面内で縮む方向に歪む。このとき、サブ電極 3 4 にメイン電極 3 3 と逆の電位の電圧を印加し、圧電体膜 3 5 b を面内で伸びる方向に歪ませる。圧電体膜 3 5 a および 3 5 b が図 4 (a) に示した矢印の方向に歪むと、振動板 3 6 の圧電体膜 3 5 a および 3 5 b に接する部分に、それぞれ図 4 (b) の矢印で示すようなモーメントが発生し、振動板 3 6 が瞬間的に撓んで超音波を発生する。

20

【 0 0 3 2 】

そして、超音波を送信直後にサブ電極 3 4 に印加する電圧を制御して圧電体膜 3 5 b を駆動し、超音波送信直後の振動板 3 6 の振動を抑える。振動板 3 6 の振動を効果的に抑えることにより、短パルスの超音波が送信される。

【 0 0 3 3 】

ここで、本実施の形態では、圧電体膜 3 5 a と 3 5 b を用いて駆動することにより、圧電体膜を中央のみに配置する場合と比べて振動板 3 6 の変位を大きくすることができ、送信出力を向上させている。また、超音波送信直後に圧電体膜 3 5 b を駆動して振動を抑えることにより、送信波を通常より短パルス化し、帯域の広い信号が送信できるようにしている。

30

【 0 0 3 4 】

なお、サブ電極 3 4 および圧電体膜 3 5 b の配置は、台座 3 7 と空間 3 8 の境界線 3 9 を振動板 3 6 上に投影した位置に端面が揃うように配置するのが望ましい。この位置は振動板 3 6 の振動の節となるため、圧電体膜 3 5 b で発生したモーメントを効果的に振動板 3 6 に伝えることができる。

【 0 0 3 5 】

また、超音波送信時にサブ電極に送信する信号は、メイン電極に送信される信号の電位を反転させたものを用いることが出来、また、制振のための信号もメイン電極に送信される信号の位相をずらしたものを用いてもよい。このような制御とすると、サブ送信部の構成を簡略化することができる。

40

【 0 0 3 6 】

超音波プローブ 1 2 から送信された超音波は、被検体 1 1 内部の反射組織で反射され、超音波エコーとなって被検体 1 1 の表面に伝搬し、振動子ユニット 2 2 を振動させる。

【 0 0 3 7 】

このときサブ送信部 1 8 は、超音波を送信後の時間経過に応じた電圧がサブ電極 3 4 に印加されるように駆動信号を送信する。サブ電極 3 4 により厚み方向に電圧を印加された圧電体膜 3 5 は、面内方向に伸縮して振動板 3 6 に引張あるいは圧縮応力を与え、振動板 3 6 の見かけ上の剛性を時間とともに変化させる。

【 0 0 3 8 】

50

超音波エコーによって各 p M U T 素子の振動板 3 6 が振動すると、中央の圧電体膜 3 5 a は平面内で引張、圧縮されて歪を生じ、この歪に応じて圧電体膜 3 5 a の厚み方向に電圧を発生する。このとき、メイン電極 3 3 と振動板 3 6 の間の電圧を検出することにより、超音波エコーに応じた振動を検出することができる。

【 0 0 3 9 】

ところで、超音波プローブ 1 2 から送信される超音波は、周波数が高い程高い分解能が得られるが、その到達深度は、周波数が高い程浅く、低い程深くなる。したがって、超音波を被検体内に送信後、短時間で検出される信号は高い周波数成分を有するが、時間と共に検出される信号の高周波成分は低下する。そこで、超音波送信後の時間経過に応じて、振動子ユニット 2 2 の受信感度の周波数特性を高い周波数帯から低い周波数帯にずらして

10

【 0 0 4 0 】

本実施の形態では、サブ送信部 1 8 により、超音波送信後の時間経過に応じてサブ電極 3 4 に印加する電圧を制御して p M U T 素子 3 1 の振動板 3 6 に応力を与え、p M U T 素子 3 1 の共振周波数を時間経過に応じてずらす。これにより、受信感度の中心周波数が時間経過に応じて変わり、浅い部位から深い部位まで広範囲で発生する超音波エコーが感度よく検出される。

【 0 0 4 1 】

再び図 1 に戻り、超音波プローブ 1 2 で検出された信号は送受信部 1 3 に送られ、送受信部 1 3 で増幅、およびデジタル変換され、信号処理部 1 4 で超音波の送信経路（以後、音線）に沿った領域のビームフォーミング処理が行われる。

20

【 0 0 4 2 】

以上の動作は超音波プローブ 1 2 から送信される超音波の音線を被検体内で走査しながら行われ、検査領域全体の情報が演算されて、信号処理部 1 4 内の画像メモリに保存される。画像メモリに保存された 3 次元データは、画像処理部 1 5 で 3 次元画像のレンダリング処理が施され、画像表示部 1 6 に画像が表示される。

【 0 0 4 3 】

以上に説明したように本実施の形態 1 の超音波検査装置 1 0 は、超音波を被検体内に送受信する際に、パルス長を短くすることができる。これにより、広帯域の超音波を送信することができる。また、超音波エコーを受信する際には、時間の経過に応じて、受信感度の周波数特性をずらすことにより、浅い部位から深い部位まで広範囲で発生する超音波エコーを高感度で検出することができる。これにより、広範囲で高画質の 3 次元画像を取得可能な超音波検査装置が実現できる。

30

【 0 0 4 4 】

なお、本実施の形態では、受信時にサブ電極に印加する電圧を、時間の経過に応じて制御する手法としたが、送受信する超音波の周波数より十分高い周波数でサブ電極に印加する電圧を変調し、メイン電極で検出される信号の周波数変化でエコー信号の検出を行うように構成してもよい。このように振動型センサとすると、分解能、温度特性に優れ、出力信号が交流で、超音波エコーの音圧に応じてその周波数が変動するのでデジタル信号処理が容易となる。

40

【 0 0 4 5 】

また、本実施の形態では、p M U T 素子 3 1 の形状を正方形としたが、この形状は長方形、あるいは図 5 に示すような六角形、あるいは、その他の形状であってもよい。また、1 つの単位振動子に含まれる p M U T 素子 3 1 の数は 4 つに限らず、それ以上の数でも良い。例えば図 6 に示すように p M U T 素子 3 1 を 9 つ含むように構成することもできる。

【 0 0 4 6 】

また、本実施の形態では、検出した信号の A D 変換を検査装置本体 1 9 内の送受信部 1 3で行うとしたが、超音波プローブ 1 2 内の単位振動子 3 2 の数が多い場合、アナログ信号のまま検出信号を送信しようとする、多くの信号線が必要となり、プローブケーブル 2 5 が太く硬くなってしまう。この結果、ハンドリングが悪くなってしまうため、送受信

50

部 1 3 の機能の一部、または全部は超音波プローブ 1 2 と一体に設け、デジタル変換した信号をプローブケーブル 2 5 で通信するように構成してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0047】

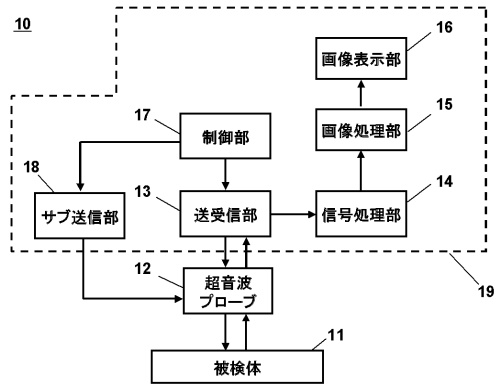
以上本発明によれば、広帯域にわたって高感度な 2 次元アレイプローブを実現できる。これにより、浅い部位から深い部位まで広範囲で高画質な超音波診断装置を実現できる。

【符号の説明】

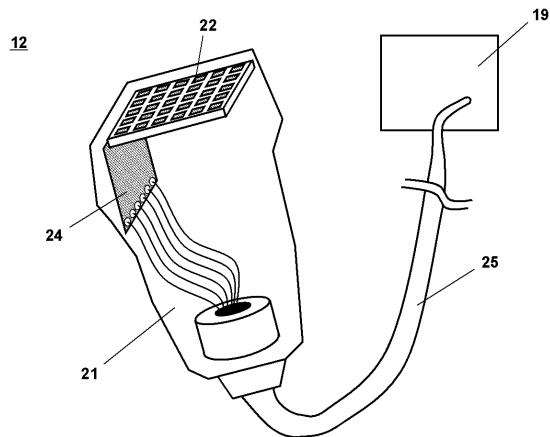
【0048】

1 0	超音波検査装置	
1 1	被検体	10
1 2	超音波プローブ	
1 3	送受信部	
1 4	信号処理部	
1 5	画像処理部	
1 6	画像表示部	
1 7	制御部	
1 8	サブ送信部	
1 9	検査装置本体	
2 1	プローブケース	
2 2	振動子ユニット	20
2 4	プリント基板	
2 5	プローブケーブル	
3 1	p M U T 素子	
3 2	単位振動子	
3 3	メイン電極	
3 3 a	引き出し部	
3 4	サブ電極	
3 4 a	引き出し部	
3 5	圧電体膜	
3 5 a	圧電体膜	30
3 5 b	圧電体膜	
3 6	振動板	
3 7	台座	
3 8	空間	
3 9	境界線	

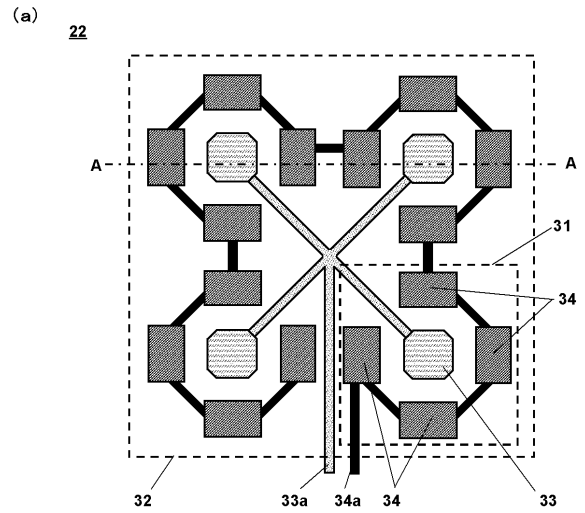
【図 1】



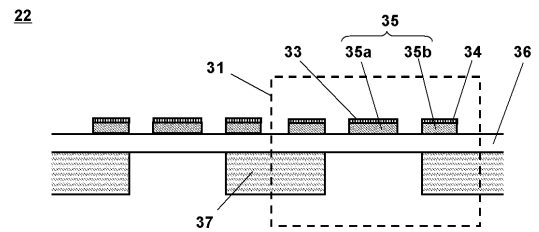
【図 2】



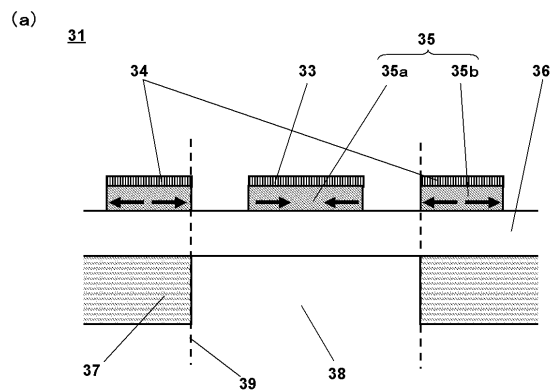
【図 3】



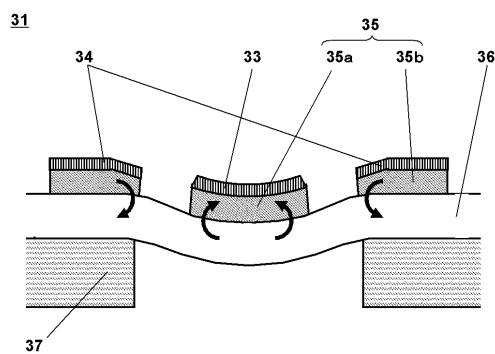
(b)



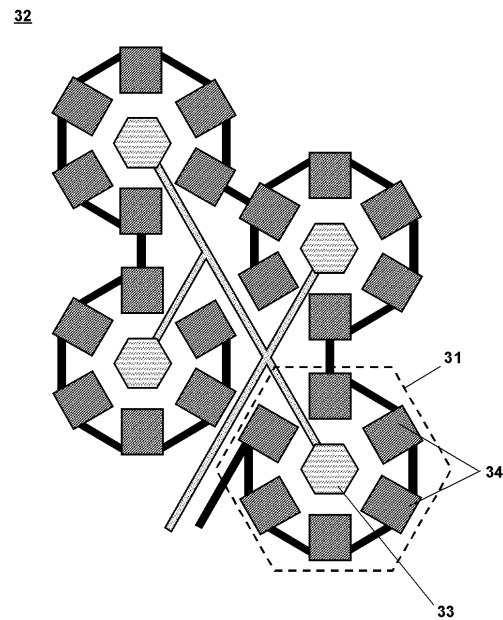
【図 4】



(b)

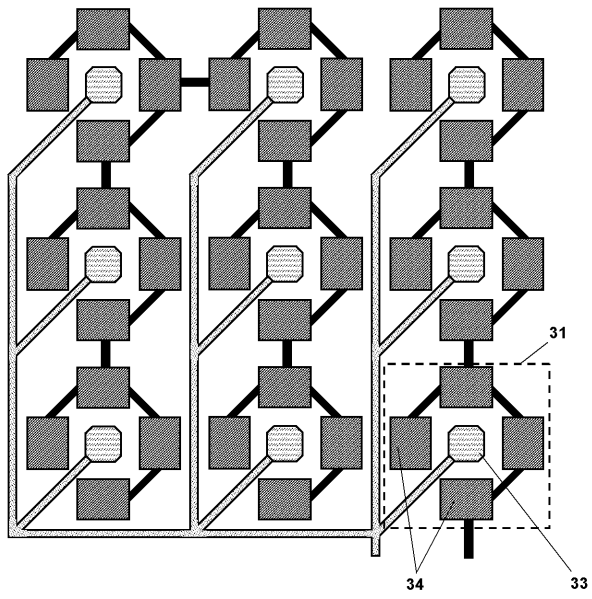


【図 5】



【図 6】

32



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 2 5 9 2 7 4 (J P , A)
特表 2 0 0 7 - 5 2 7 2 8 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	8 / 0 0	-	8 / 1 5
G 0 1 N	2 9 / 2 4		
H 0 4 R	1 7 / 0 0		

专利名称(译)	超声波探头和超声波检测装置		
公开(公告)号	JP5776542B2	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	JP2011288454	申请日	2011-12-28
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	永田貴之		
发明人	永田 貴之		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00.330.H H04R17/00.332 G01N29/24.502		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA05 2G047/GB02 2G047/GB11 2G047/GB21 2G047/GF04 2G047/GH09 4C601/BB03 4C601/EE03 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/HH02 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/KK22 5D019/AA09 5D019/AA21 5D019/BB19 5D019/BB28 5D019/FF04		
代理人(译)	中岛四郎		
其他公开文献	JP2013135793A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：增加灵敏度并扩大适用于尺寸阵列探头的pMUT（压电微加工超声换能器）的频带。解决方案：通过将上部电极分成主电极和子电极并将不同的驱动信号传输到它们中的每一个，发生的超声波的脉冲被缩短。当接收超声波时，通过根据从发送开始的经过时间向副电极施加电压来改变施加到振动部分的应力，共振频率随着时间的推移而移动。由此，根据回波深度在有效频带中接收超声波。

(21) 出願番号	特願2011-288454 (P2011-288454)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成23年12月28日 (2011.12.28)		コニカミノルタ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-135793 (P2013-135793A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(43) 公開日	平成25年7月11日 (2013.7.11)	(74) 代理人	110001900
審査請求日	平成26年7月10日 (2014.7.10)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
		(74) 代理人	100090446
			弁理士 中島 司朗
		(72) 発明者	永田 貴之
			大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内
		審査官	伊藤 幸仙
最終頁に続く			