

(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2018-148357

(P2018-148357A)

(43) 公開日 平成30年9月20日(2018.9.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4R 17/00 (2006.01)	HO4R 17/00 330H	4C601
A61B 8/14 (2006.01)	A61B 8/14	5D019
	HO4R 17/00 332A	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2017-40737 (P2017-40737)
 (22) 出願日 平成29年3月3日(2017.3.3)

(71) 出願人 594164542
 キヤノン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 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 四方 浩之
 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 EE03 GB03 GB19 GB41
 5D019 AA21 BB19 BB28 FF04

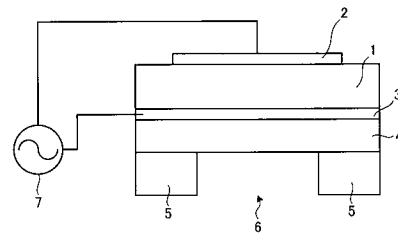
(54) 【発明の名称】 超音波変換器及び超音波プローブ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 送受信感度を改善した超音波変換器を提供する。

【解決手段】 超音波変換器は、圧電層1と、第1の電極2と、第2の電極3と、ベース層4と、基板5とを備える。第1の電極2は、圧電層1の正面側に位置し、第1の方向に沿って延在する。第2の電極3は、圧電層1の背面側に位置し、第1の方向と交差する第2の方向に沿って延在する。基板5は、ベース層4の背面側に位置する。第1の電極2と第2の電極3それぞれは、圧電層1の正面側から見て第1の電極2と第2の電極3が重なり合う部分である重なり部分を含む。基板5には、第1の電極2と第2の電極3それぞれにおける重なり部分の背面側にキャビティが形成される。第1の電極2と第2の電極3それぞれにおいて、重なり部分の幅は、重なり部分の周辺部分の幅より大きい。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧電層と、
 前記圧電層の正面側に位置し、第 1 の方向に沿って延在する第 1 の電極と、
 前記圧電層の背面側に位置し、前記第 1 の方向と交差する第 2 の方向に沿って延在する第 2 の電極と、
 前記第 2 の電極の背面側に位置するベース層と、
 前記ベース層の背面側に位置する基板とを備え、
 前記第 1 の電極と前記第 2 の電極それぞれは、前記圧電層の前記正面側から見て前記第 1 の電極と前記第 2 の電極が重なり合う部分である重なり部分を含み、
 前記基板には、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極それぞれにおける前記重なり部分の背面側にキャビティが形成され、
 前記第 1 の電極と前記第 2 の電極それぞれにおいて、前記重なり部分の幅は、前記重なり部分の周辺部分の幅より大きい、超音波変換器。

10

【請求項 2】

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極それぞれにおける前記重なり部分の幅及び前記重なり部分の周辺部分の幅は、前記キャビティの直径より小さい、請求項 1 に記載の超音波変換器。

【請求項 3】

前記重なり部分の輪郭は、円形である、請求項 1 又は 2 に記載の超音波変換器。

20

【請求項 4】

前記キャビティの輪郭は、円形である、請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波変換器。

【請求項 5】

前記重なり部分の輪郭と前記キャビティの輪郭とは、略相似形状を有する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波変換器。

【請求項 6】

前記重なり部分と前記キャビティの輪郭とは、重ならない、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波変換器。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波変換器を複数備える、超音波プローブ。

30

【請求項 8】

複数の前記超音波変換器は、前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極の配線によって並列接続される、請求項 7 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記第 1 の電極の配線パターン及び前記第 2 の電極の配線パターンは、前記圧電層の前記正面側から見て、メッシュ状又はストライプ状に交差する、請求項 8 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

複数の前記超音波変換器は、三角格子状に配置される、請求項 8 に記載の超音波プローブ。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波変換器及び超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置の超音波変換器（トランスデューサー）として、圧電型トランスデューサー（pMUT: piezoelectric Micromachined Ultrasound Transducer）がある。pMUTでは、例えばシリコン単結晶

50

薄膜と両面に電極を持つ圧電薄膜を積層してバイモルフ構造とし、圧電薄膜の伸縮により超音波の送受信が行われる。p M U Tでは、通常、複数の振動子が並べられて配置され、並列駆動する。

【0003】

しかしながら、複数の振動子の間を連結する部分にも静電容量が発生するが、これらの場所にはキャビティがないため、静電容量は超音波の送受信には寄与せず、超音波の送受信効率が低下する。

【0004】

また、基板に形成されるキャビティのエッジ部に圧電性があると、トランスデューサーの膜としての自由振動が阻害されるので、周波数特性が悪化する場合がある。また、これらキャビティのエッジ部分の劣化にもつながる場合がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2014-127921号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、超音波変換器の送受信感度を改善することである。

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

実施形態に係る超音波変換器は、圧電層と、第1の電極と、第2の電極と、ベース層と、基板とを備える。第1の電極は、前記圧電層の正面側に位置し、第1の方向に沿って延在する。第2の電極は、前記圧電層の背面側に位置し、前記第1の方向と交差する第2の方向に沿って延在する。基板は、前記ベース層の背面側に位置する。前記第1の電極と前記第2の電極それぞれは、前記圧電層の前記正面側から見て前記第1の電極と前記第2の電極が重なり合う部分である重なり部分を含む。基板には、前記第1の電極と前記第2の電極それぞれにおける前記重なり部分の背面側にキャビティが形成される。前記第1の電極と前記第2の電極それぞれにおいて、前記重なり部分の幅は、前記重なり部分の周辺部分の幅より大きい。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波プローブが組み込まれる超音波診断装置の一例を示した図である。

【図2】図2は、実施形態に係る超音波変換器の構造の一例を示した図である。

【図3】図3は、従来技術に係る超音波プローブに係る配線の一例について説明した図である。

【図4】図4は、従来技術に係る超音波プローブに係る配線の一例について説明した図である。

【図5】図5は、実施形態に係る背景について説明した図である。

40

【図6】図6は、実施形態に係る超音波プローブに係る配線の一例について説明した図である。

【図7】図7は、実施形態に係る超音波プローブに係る配線の一例について説明した図である。

【図8】図8は、実施形態に係る超音波プローブに係る配線をより詳細に説明した図である。

【図9】図9は、実施形態に係る超音波プローブに係る配線をより詳細に説明した図である。

【図10】図10は、実施形態に係る超音波プローブに係る配線をより詳細に説明した図である。

50

【図 1 1】図 1 1 は、図 1 0 に係る配線とは異なる配線を説明した図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0010】

(実施形態)

まず、実施形態に係る超音波プローブが組み込まれる超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、実施形態に係る超音波プローブが組み込まれる超音波診断装置の構成例を示す図である。図 1 に例示するように、実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 101 と、装置本体 10 と、ディスプレイ 135 と、入力装置 134 とを有する。

10

【0011】

超音波プローブ 101 は、複数の超音波変換器 100 (トランスデューサー) を有し、これら複数の超音波変換器 100 は、後述する装置本体 10 が有する送信回路 9 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 101 が有する複数の超音波変換器 100 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号 (反射波信号) に変換する。また、超音波プローブ 101 は、超音波変換器 100 に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有する。なお、超音波プローブ 101 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。また、一つの超音波変換器 100 が超音波プローブ 101 の一つのチャンネルを構成してもよいし、逆に超音波変換器 100 が複数集まって、超音波プローブ 101 の一つのチャンネルを構成してもよい。

20

【0012】

超音波プローブ 101 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波として超音波プローブ 101 が有する複数の超音波変換器 100 にて受信され、反射波信号に変換される。反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0013】

かかる超音波変換器 100 の構造の一例が、図 2 に断面図として示されている。図 2 は、実施形態に係る超音波変換器 100 の構造の一例を示した図である。超音波変換器 100 は、圧電層 1 と、第 1 の電極 2 と、第 2 の電極 3 と、ベース層 4 と、基板 5 とを備える。なお、電源 7 及び、電源 7 から第 1 の電極 2 又は第 2 の電極 3 へと至る配線部分は、超音波変換器 100 には含まれない。

30

【0014】

圧電層 1 は、圧電体を含んで構成される薄膜である。圧電層 1 は、物質に圧力を加えるとその圧力に比例した分極が生じる現象である圧電効果 (piezoelectric effect) 及び逆圧電効果を発現する。

【0015】

第 1 の電極 2 は、圧電層 1 の正面側に位置する電極である。ここで、「正面側」とは、被検体 P に近い側、すなわち整合層に近い側を意味する。第 1 の電極 2 は、導電性物質で構成される。第 1 の電極 2 は、超音波変換器 100 が超音波を送信する場合、送信回路 9 が有する交流電源 7 へと接続される。また、第 1 の電極 2 は、超音波変換器 100 が超音波を受信する場合、受信回路 11 へと接続される。なお、第 1 の電極 2 の圧電層 1 に対する配置の詳細については後ほど詳細に説明する。

40

【0016】

第 2 の電極 3 は、圧電層 1 の背面側に位置する電極である。ここで、「背面側」とは、被検体 P から遠ざかる側、すなわち例えばバッキング材のある側を意味する。第 2 の電極 3 は、導電性物質で構成される。第 2 の電極 3 は、超音波変換器 100 が超音波を送信する場合、送信回路 9 が有する交流電源 7 へと接続される。また、第 2 の電極 3 は、超音波

50

変換器 100 が超音波を受信する場合、受信回路 11 へと接続される。なお、第 2 の電極 3 の圧電層 1 に対する配置の詳細についても後ほど詳細に説明する。

【0017】

ベース層 4 は、両面に電極を持つ圧電層 1 とともにバイモルフ構造を形成するための層であり、ベース層 4 は第 2 の電極 3 の背面側に形成される。ベース層 4 は、例えばシリコン単結晶薄膜で構成される。

【0018】

また、基板 5 が、ベース層 4 の背面側に形成される。基板 5 は、例えばシリコン系の部材で構成される。

【0019】

ここで、ベース層 4 及び圧電層 1 を振動させるため、基板 5 には、キャビティ 6 が形成される。キャビティ 6 の形状としては、典型的には、図 2 に示すように円柱などの柱状の形状が選択される。しかしながら、実施形態はこれに限られず、キャビティ 6 の形状としては、例えば円錐台等他の形の形状でもよい。なお、キャビティ 6 が例えば円錐台形状等である場合、ベース層 4 と接する部分におけるキャビティ 6 の直径を、「キャビティ 6 の直径」と呼ぶものとする。

【0020】

キャビティ 6 が形成されていない場所においては、ベース層 4 は基板 5 に対して固定されているので、この場所ではベース層 4 及び圧電層 1 は振動しない。これに対して、キャビティ 6 が形成されている場所においては、ベース層 4 は基板 5 に対して固定されておらず、自由に変位できるので、この場所ではベース層 4 及び圧電層 1 は振動しやすい。このようにして、キャビティ 6 の形成により、ベース層 4 及び圧電層 1 は振動しやすくなる。

【0021】

以上を踏まえて、交流電源 7 が超音波変換器 100 に印加された場合の動作について説明する。圧電層 1 の両端に電圧が印加されると、逆圧電効果により、圧電層 1 はその位置が変位する。特に、圧電層 1 の両端に交流電圧が印加されると、逆圧電効果により、圧電層 1 は、振動する。圧電層 1 の振動はベース層 4 に伝えられ、圧電層 1 及びベース層 4 は、キャビティ 6 が形成されている領域の直上で、特に大きく振動する。かかる振動が、超音波として送信される。このようにして、電気信号が力学的変位に変換される。

【0022】

また、超音波変換器 100 が振動を検出した場合の動作について説明する。前述のように、圧電層 1 及びベース層 4 は、キャビティ 6 が形成されている領域の直上で、特に大きく振動する。圧電層 1 が振動すると、圧電効果により、圧電層 1 の両端に交流電圧が発生する。かかる電圧が、受信回路 11 により検出され、力学的変位が電気信号に変換される。

【0023】

図 1 に戻り、装置本体 10 は、超音波プローブ 101 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。装置本体 10 は、図 1 に例示するように、送信回路 9 と、受信回路 11 と、A/D 変換回路 102 と、直交検波回路 103 と、記憶回路 132 と、処理回路 150 とを有する。処理回路 150 は、B モード処理機能 151 と、ドプラ処理機能 152 と、制御機能 153 と、画像生成機能 154 とを備える。

【0024】

送信回路 9 は、レートパルス発生器と、送信遅延回路と、送信パルサとを有し、超音波プローブ 101 に駆動信号を供給する。レートパルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスは、送信遅延回路を通ることで異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルサへ電圧を印加する。すなわち、送信遅延回路は、超音波プローブ 101 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。なお、ビーム状に集束された超音波のことを「超音波ビーム」と呼ぶ。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

送信パルスは、かかるレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 0 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。駆動パルスは、送信パルスからケーブルを介して超音波プローブ 1 0 1 内の超音波変換器 1 0 0 まで伝達した後に、超音波変換器 1 0 0 において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、超音波変換器 1 0 0 ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、超音波変換器 1 0 0 の振動面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 2 6 】

送信回路 9 は、処理回路 1 5 0 の制御機能 1 5 3 により、送信開口（超音波ビームの送信時に用いる圧電振動子の数及び位置）を制御することで、送信指向性を与える。送信回路 9 は、1 本の走査線での超音波送信が完了する度に、送信開口を移動する。また、送信回路 9 は、送信開口の各圧電振動子が駆動するタイミングを、送信遅延回路を用いて制御することで、超音波をビーム状に集束させる。

【 0 0 2 7 】

なお、送信回路 9 は、後述する制御機能 1 5 3 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 2 8 】

受信回路 1 1 は、超音波プローブ 1 0 1 から反射波信号を受信する。より具体的には、超音波プローブ 1 0 1 が送信した超音波の反射波が超音波プローブ 1 0 1 内部の超音波変換器 1 0 0 まで到達した後、超音波変換器 1 0 0 において、機械的振動から電気信号（反射波信号）に変換され、受信回路 1 1 に入力される。受信回路 1 1 は、プリアンプと、受信遅延加算回路とを有し、超音波プローブ 1 0 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって、アナログデータである反射波データを生成する。

【 0 0 2 9 】

プリアンプは、チャンネルごとに反射波信号を増幅してゲイン調整を行なう。受信遅延加算回路は、反射波信号に受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。また、受信遅延加算回路は、受信遅延時間が与えられたことで時相が揃えられた反射波信号の加算処理（整相加算処理）を行なって反射波データを生成する。受信遅延加算回路の整相加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 3 0 】

受信回路 1 1 は、制御機能 1 5 3 により、受信開口（反射波信号の受信時に用いる圧電振動子の数及び位置）を制御することで、受信指向性を与える。受信回路 1 1 は、送信開口が移動される度に、受信開口を移動する。受信回路 1 1 は、受信開口の各圧電振動子が受信した反射波信号を整相加算することで、1 本の走査線における反射波データを生成する。

【 0 0 3 1 】

このように、送信回路 9 及び受信回路 1 1 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

【 0 0 3 2 】

A / D 変換回路 1 0 2 は、受信回路 1 1 によって受信した収集信号列をデジタル変換する。また、直交検波回路 1 0 3 は、受信回路 1 1 によって受信した反射波データをベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I : In-phase）と直交信号（Q 信号、Q : Quadrature-phase）とに変換する。例えば、I 信号は、ドブラ変位した波のコサイン部分（実部）である信号であり、Q 信号は、ドブラ変位した波のサイン部分（虚部）である信号である。

【 0 0 3 3 】

処理回路 1 5 0 は、ドブラ処理機能 1 5 2 により、A / D 変換回路 1 0 2 及び直交検波

10

20

30

40

50

回路103によってデジタルデータに変換された反射波データを周波数解析することで、ドプラ効果に基づく移動体（血流や組織、造影剤エコー成分等）の運動情報を抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。具体的には、ドプラ処理機能152は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を多点にわたり抽出したドプラデータを生成する。

【0034】

ドプラモードが選択されている場合、同一走査線上で複数回の超音波を送信することで、複数の反射波データが収集されている。このため、直交検波回路103は、同一走査線上の各サンプル点で複数のIQ信号を生成することになる。

【0035】

なお、ドプラモードにおいて、同一方向に複数回照射したデータの同一深度からの反射波データを時系列に並べた複数のIQ信号の列を、「パケット」と呼ぶ。処理回路150は、ドプラ処理機能152により、受信回路11によって受信した反射波データを基に、パケットを生成する。

【0036】

Bモード処理機能151は、A/D変換回路102及び直交検波回路103によってデジタルデータに変換された反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行なって、信号強度（振幅強度）が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。また、Bモード処理機能151は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。

【0037】

実施形態では、Bモード処理機能151、ドプラ処理機能152、制御機能153、画像生成機能154にて行われる各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路132へ記憶されている。処理回路150はプログラムを記憶回路132から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路150は、図1の処理回路150内に示された各機能を有することになる。なお、図1においては単一の処理回路150にて、Bモード処理機能151、ドプラ処理機能152、制御機能153、画像生成機能154にて行われる各機能が実現されるものとして説明したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路150を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしても構わない。

【0038】

換言すると、上述のそれぞれの機能がプログラムとして構成され、1つの処理回路が各プログラムを実行する場合であってもよいし、特定の機能が専用の独立したプログラム実行回路に実装される場合であってもよい。

【0039】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU（Central Processing Unit）、GPU（Graphical Processing Unit）或いは、特定用途向け集積回路（Application Specific Integrated Circuit：ASIC）、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：SPLD）、複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device）、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array：FPGA）等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路132に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

【0040】

なお、記憶回路132にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 3 により、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 3 により、入力装置 1 3 4 を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路 1 3 2 から読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信回路 9、受信回路 1 1、Bモード処理機能 1 5 1、ドブラ処理機能 1 5 2、及び画像生成機能 1 5 4 の処理を制御する。

【 0 0 4 2 】

また、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 3 により、記憶回路 1 3 2 が記憶する表示用の超音波画像データをディスプレイ 1 3 5 にて表示するように制御する。なお、記憶回路 1 3 2 は、例えば、R A M (Random Access Memory) 等の半導体メモリ素子であり、又は、ハードディスク、光ディスク等の記憶装置などである。また、Bモード処理機能 1 5 1、直交検波回路 1 0 3、処理回路 1 5 0 は、例えば、C P U (Central Processing Unit) や M P U (Micro Processing Unit) などの電子回路や A S I C (Application Specific Integrated Circuit) や F P G A (Field Programmable Gate Array) などの集積回路である。

10

【 0 0 4 3 】

処理回路 1 5 0 は、画像生成機能 1 5 4 により、Bモード処理機能 1 5 1 及びドブラ処理機能 1 5 2 により生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成機能 1 5 4 を有する処理回路 1 5 0 は、Bモード処理機能 1 5 1 により処理回路 1 5 0 が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像データを生成する。また、画像生成機能 1 5 4 は、処理回路 1 5 0 によりドブラ処理機能 1 5 2 が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像データを生成する。

20

【 0 0 4 4 】

記憶回路 1 3 2 は、画像生成機能 1 5 4 により処理回路 1 5 0 が生成した画像データを記憶するメモリである。また、記憶回路 1 3 2 は、処理回路 1 5 0 がBモード処理機能 1 5 1 やドブラ処理機能 1 5 2 により生成したデータを記憶することも可能である。

【 0 0 4 5 】

入力装置 1 3 4 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有する。入力装置 1 3 4 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

30

【 0 0 4 6 】

ディスプレイ 1 3 5 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 1 3 4 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【 0 0 4 7 】

続いて、図 3 ~ 5 を用いて、実施形態に係る背景について簡単に説明する。

【 0 0 4 8 】

超音波診断装置の超音波変換器(トランスデューサー)として、圧電型トランスデューサー(p M U T : piezoelectric Micromachined Ultrasound Transducer)がある。p M U T では、例えばシリコン単結晶薄膜と両面に電極を持つ圧電薄膜を積層してバイモルフ構造とし、圧電薄膜の伸縮により超音波の送受信が行われる。p M U T では、通常、複数の振動子が並べられて配置され、並列駆動する。

40

【 0 0 4 9 】

図 3 及び図 4 に、従来技術に係る超音波プローブに係る配線の一例が示されている。図 3 は、従来技術に係る第 1 の電極 2 (上面電極) の配線を示した図である。より具体的には、図 3 は、正面側から、すなわち図 2 の上方側から、複数の超音波変換器 1 0 0 に対する第 1 の電極 2 の配線を示した図である。すなわち、実線で囲まれた領域が、第 1 の電極

50

2となる。なお、点線で示されているキャビティ6の一つ一つが図2のキャビティ6に対応し、従って図3の点線で示された円一つ一つに、超音波変換器100が配置される。図4は、従来技術に係る第2の電極3の配線を示した図である。同様に、図4は、正面側から、すなわち図2の上方側から、複数の超音波変換器100に対する第2の電極3（下面電極）の配線を示した図である。図4からわかるように、平面すべてが第2の電極3となる。なお、第2の電極3の配線は、図3においても、参考のため点線で示されている。また、説明の便宜上、図3及び図4において、実施形態に係る超音波プローブ101と同じ符号を用いて説明する。

【0050】

図3及び図4からわかるように、従来技術においては、第2の電極3は、典型的には、全面ベタ導体となるような配線で、行われる。

10

【0051】

ところで、超音波変換器100による超音波送受信による振動が大きくなるのは、一般に、第1の電極2と第2の電極3と、キャビティ6とのすべての重なり部分となる。ここで、第1の電極2と第2の電極3との重なり部分とは、例えば、圧電層1の正面側から見て第1の電極2と第2の電極3とが重なり合う部分を意味する。また、例えば、電極とキャビティ6との重なり部分とは、例えば、圧電層1の正面側から見て電極とキャビティ6とが重なり合う部分を意味する。

【0052】

ここで、図3において、第1の電極2と第2の電極3とキャビティ6との重なり部分について考察すると、図3、4のように、全面ベタ導体となるような配線を含む場合、配線の特徴としては、例えば以下のような2点の特徴が挙げられる。

20

【0053】

第1の特徴として、複数の超音波変換器100の間を連結する部分、例えば図3のキャビティ6同士の間にも静電容量が発生するが、これらの場所にはキャビティ6がないため、静電容量は超音波の送受信には寄与せず、従って、超音波の送受信効率が低下する。

【0054】

第2の特徴として、図3において、第1の電極2と第2の電極3とキャビティ6との重なり部分が、キャビティ6のエッジ部分（すなわち円の点線部分）を含む。従って、キャビティ6のエッジ部分が圧電性を持つ場合がある。この場合、トランスデューサーの膜としての自由振動が阻害されるので、周波数特性が悪化する場合がある。また、キャビティ6のエッジ部分の圧電性は、キャビティ6のエッジ自体の劣化を引き起こす場合もある。

30

【0055】

図5に、かかるシミュレーション結果の一例が示されている。図5において、点線は、キャビティ6のエッジを表しており、キャビティ6に対応する位置それぞれに、超音波変換器100が設けられている。図5(a)は、電位を表し、濃い色ほど高電位を表す。また、図5(b)は、各場所にかかる応力を表し、濃い色ほど応力集中が大きいことを意味する。例えば、図5(b)で示されている高負荷領域12では、応力が集中し、キャビティ6のエッジの劣化を引き起こす可能性がある。

【0056】

実施形態に係る超音波変換器100は、以上の背景に鑑みたものである。実施形態において、第1の電極2は、第1の方向に沿って延在する。第2の電極3は、第1の方向と交差する第2の方向に沿って延在する。圧電層1の正面側から見て第1の電極2と第2の電極3とが重なり合う部分を重なり部分と呼ぶと、第1の電極2と第2の電極3それぞれにおいて、重なり部分の幅は、重なり部分の周辺部分の幅より大きい。また、キャビティ6が、第1の電極2と第2の電極3それぞれにおける重なり部分の背面側に、重なり部分とキャビティ6の輪郭とが重ならないように、例えば構成される。

40

【0057】

かかる構成について、図6～10を用いて説明する。図6及び図7は、実施形態に係る超音波プローブ101の配線の例を示した図である。図6においては、第1の電極2の配

50

線例を示している。図7においては、第2の電極3の配線の例を示している。図6及び図7において、点線で示された円それぞれは、キャピティ6を表している。キャピティ6の一つ一つに対して、超音波変換器100が配置される。また、参考のため、図6においては、第2の電極3の配線が、図7においては、第1の電極2の配線が、それぞれ点線で示されている。

【0058】

まずはじめに、超音波変換器100の配列について説明する。図6及び図7からわかるように、実施形態に係る超音波プローブ101において、超音波変換器100は、第1の電極2及び第2の電極3によって並列接続される。

【0059】

超音波変換器100は、図6及び図7に示されているように、例えば最密充填である三角格子状に配置される。これにより、超音波変換器100同士の距離を保ちながら、超音波変換器100の密度を最大限大きくすることができる。超音波変換器100が三角格子状に配置されている場合、第1の電極2の配線パターン及び第2の電極3の配線パターンは、例えば図6及び図7に示されているように、圧電層1の正面側から見て、ストライプ状に交差する。この場合、第1の電極2は、超音波変換器100の周辺で、第1の方向、すなわち図6の上下方向に沿って延在する。また、第2の電極3は、超音波変換器100の周辺で、第1の方向と交差する第2の方向、に沿って延在する。ここで、第2の方向は、例えば第1の方向と直交する方向、例えば図7の左右方向である。

【0060】

また、超音波変換器100は、例えば正方格子状に配置されてもよい。この場合、第1の電極2の配線パターン及び第2の電極3の配線パターンは、圧電層1の正面側から見て、メッシュ状に交差する。

【0061】

また、図6及び図7に示されているように、キャピティ6のサイズとしては、大小さまざまな異なるサイズのキャピティ6が、一つの超音波プローブ101に用いられる。キャピティ6のサイズにより、送受信超音波の周波数が互いに異なることから、互いに異なるサイズのキャピティ6を有する超音波変換器100を組み合わせることにより、幅広い周波数帯域において、送受信超音波の周波数特性を安定させることができる。

【0062】

次に、図8～図10を用いて、配線の詳細について説明する。図8～図10は、実施形態に係る超音波プローブ101に係る配線をより詳細に説明した図である。具体的には、図8～図10においては、一つの超音波変換器100に着目し、その配線について示している。図8は、圧電層1の正面側から見た、第1の電極2の配線を示している。図9は、圧電層1の正面側から見た、第2の電極3の配線を示している。また、参考のため、図8においては、第2の電極3の配線が、図9においては、第1の電極2の配線が、それぞれ点線で示されている。図10は、図8及び図9を重ねて表示したものである。

【0063】

図8に示されているように、第1の電極2は、超音波変換器100がある領域から離れた周辺領域において、直線状に第1の方向に沿って延在し、超音波変換器100がある中心領域において、円形の形状を有する。また、図9に示されているように、第2の電極3は、超音波変換器100がある領域から離れた周辺領域において、直線状に、第1の方向と交差する第2の方向に沿って延在し、超音波変換器100がある中心領域において、円形の形状を有する。

【0064】

これらを重ね合わせて表示させると、図10のようになる。重なり領域50は、圧電層1の正面側から見て、第1の電極2と第2の電極3とが重なりあう部分である重なり部分の領域を表す。周辺領域2a及び周辺領域2bは、第1の電極2における周辺部分を表す。また、周辺領域3a及び周辺領域3bは、第2の電極3における周辺部分を表す。ここで、周辺部分とは、例えば別の重なり部分との間のパターン部分であって、重なり部分に

10

20

30

40

50

隣接する部分や、圧電層 1 の正面側からみてキャビティ 6 に重なるパターン部分であって、重なり部分に隣接する部分を指す。

【 0 0 6 5 】

換言すると、図 8 に示されているように、第 1 の電極 2 は、重なり領域 5 0 において円形の形状を有し、重なり領域 5 0 の周辺部分において、直線状に第 1 の方向に沿って延在する。また、図 9 に示されているように、第 2 の電極 3 は、重なり領域 5 0 において円形の形状を有し、重なり領域 5 0 の周辺部分において、直線状に、第 1 の方向と交差する第 2 の方向に沿って延在する。

【 0 0 6 6 】

ここで、重なり領域 5 0 の輪郭の形状は、キャビティ 6 の輪郭の形状と略相似形状となるように構成される。すなわち、キャビティ 6 の輪郭が円形である場合、重なり領域 5 0 の輪郭も、円形となるように構成される。キャビティ 6 の振動モードは、キャビティ 6 の輪郭の形状により定まるが、重なり領域 5 0 の輪郭の形状がこれと同一であると、圧電効果による外力のパターンと、キャビティ 6 の振動モードとがおおむね一致する。従って、超音波送受信の精度が低下しにくくなる。

【 0 0 6 7 】

また、第 1 の電極 2 と第 2 の電極 3 それぞれにおいて、重なり領域 5 0 の幅は、重なり領域 5 0 の周辺部分の幅より大きくなる。ここで、第 1 の電極 2 における重なり領域 5 0 の幅とは、例えば、重なり領域 5 0 において、第 1 の電極 2 の長手方向（図 1 0 の上下方向）に垂直な方向の長さ、すなわち L_2 となる。また、第 1 の電極 2 における重なり領域 5 0 の周辺部分の幅とは、例えば、周辺領域 2 a 及び周辺領域 2 b において、第 1 の電極 2 の長手方向（図 1 0 の上下方向）に垂直な方向の長さ、すなわち l_2 となる。従って、第 1 の電極 2 において、重なり領域 5 0 の幅 L_2 は、重なり領域 5 0 の周辺部分の幅 l_2 より大きくなる。また、第 2 の電極 3 における重なり領域 5 0 の幅とは、例えば、重なり領域 5 0 において、第 2 の電極 3 の長手方向（図 1 0 の左右方向）に垂直な方向の長さ、すなわち L_1 となる。また、第 2 の電極 3 における重なり領域 5 0 の周辺部分の幅とは、例えば、周辺領域 3 a 及び周辺領域 3 b において、第 2 の電極 3 の長手方向（図 1 0 の左右方向）に垂直な方向の長さ、すなわち l_1 となる。従って、第 2 の電極 3 において、重なり領域 5 0 の幅 L_1 は、重なり領域 5 0 の周辺部分の幅 l_1 より大きくなる。

【 0 0 6 8 】

一方、図 1 1 には、重なり領域 8 0 の幅が、重なり領域 8 0 の周辺部分の幅より大きくならない場合を示している。図 1 1 は、図 1 0 とは異なる配線を説明した図である。図 1 1 は、図 1 0 と同様に、第 1 の電極 2 及び第 2 の電極 3 の配線を重ね合わせて表示させたものである。重なり領域 8 0 は、第 1 の電極 2 及び第 2 の電極 3 との重なり領域を表す。周辺領域 6 0 a、6 0 b は、第 1 の電極 2 において、重なり領域 8 0 の周辺部分を表す。周辺領域 7 0 a、7 0 b は、第 2 の電極 3 において、重なり領域 8 0 の周辺部分を表す。図 1 1 の場合、第 1 の電極 2 において、重なり領域 8 0 の幅 L_2 は、重なり領域 8 0 の周辺部分の幅 l_2 と等しい。また、第 2 の電極 3 において、重なり領域 8 0 の幅 L_1 は、重なり領域 8 0 の周辺部分の幅 l_1 と等しい。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 と図 1 1 を比較するとわかるように、重なり領域 5 0 の幅が大きいことは、圧電効果に寄与する面積である、圧電膜の有効面積が大きいことを意味する。従って、実施形態に係る超音波プローブ 1 0 1 においては、圧電膜の有効面積が大きく、超音波送受信の効率が向上する。

【 0 0 7 0 】

一方で、第 1 の電極 2 と第 2 の電極 3 それぞれにおける重なり領域 5 0 の幅及び重なり領域 5 0 の周辺部分の幅は、キャビティ 6 の直径より小さく設計される。図 1 0 の例では、第 1 の電極 2 において、重なり領域 5 0 の幅 L_2 及び重なり領域 5 0 の周辺部分の幅 l_2 は、キャビティ 6 の直径より小さく設計されている。また、第 2 の電極 3 において、重なり領域 5 0 の幅 L_1 及び重なり領域 5 0 の周辺部分の幅 l_1 は、キャビティ 6 の直径よ

10

20

30

40

50

り小さく設計されている。

【0071】

これにより、重なり領域50と、キャビティ6の輪郭とが、重ならないような設計が可能となる。例えば、重なり領域50の幅 L_1 、 L_2 の幅を、キャビティ6の直径の60%程度とすることで、重なり領域50と、キャビティ6の輪郭とが、重ならないような設計が可能となる。前述のように、重なり領域50と、キャビティ6の輪郭とが重なってしまうと、キャビティ6のエッジの劣化が生じる。実施形態の構成をとることにより、キャビティ6のエッジの劣化の低減に寄与することができる。

【0072】

以上のように、実施形態によれば、超音波変換器の送受信感度を改善することができる。

10

【0073】

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、置き換え、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同様に、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ものである。

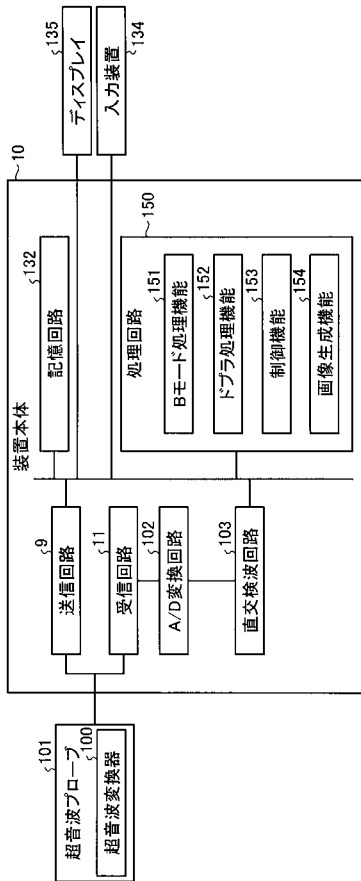
【符号の説明】

【0074】

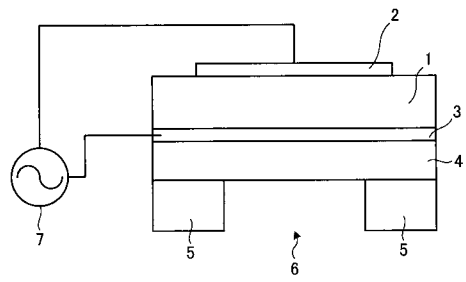
- 1 圧電層
- 2 第1の電極
- 3 第2の電極
- 4 ベース層
- 5 基板
- 6 キャビティ
- 100 超音波変換器
- 101 超音波プローブ

20

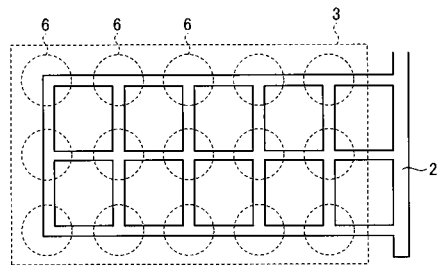
【 図 1 】



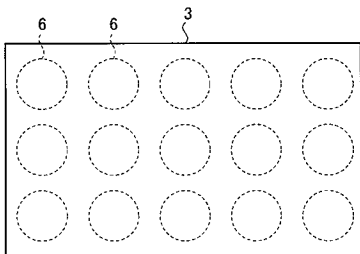
【 図 2 】



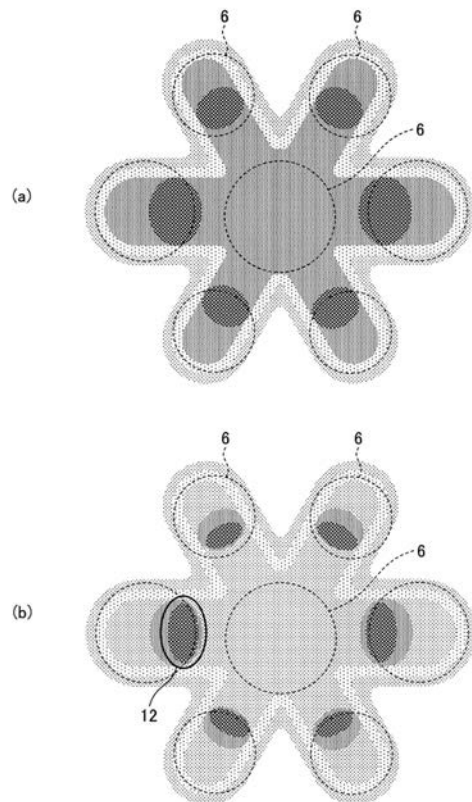
【 図 3 】



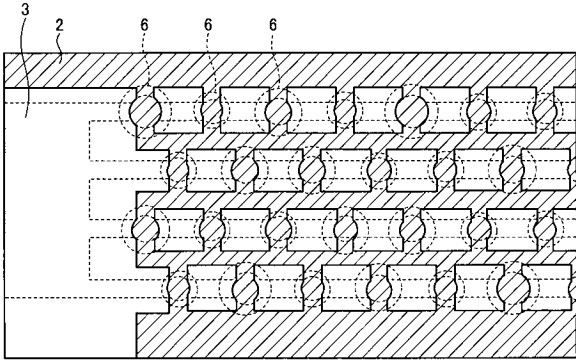
【 図 4 】



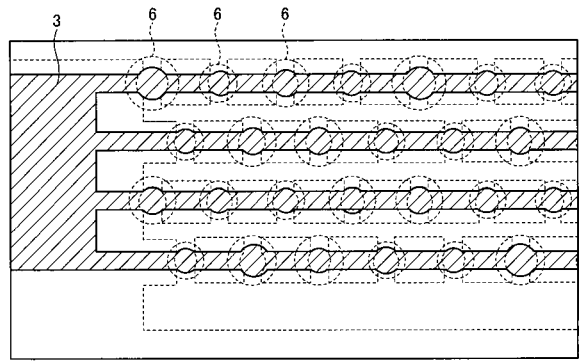
【 図 5 】



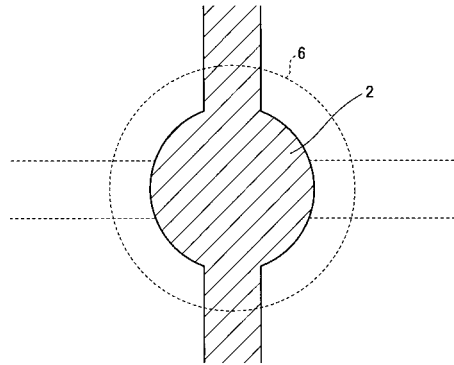
【 図 6 】



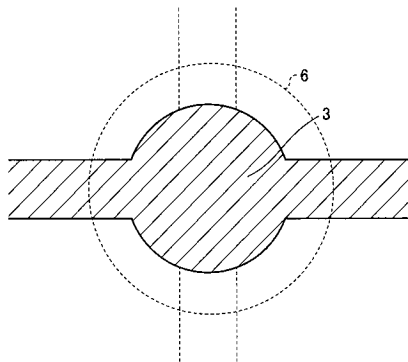
【 図 7 】



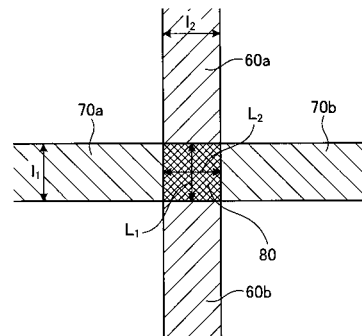
【 図 8 】



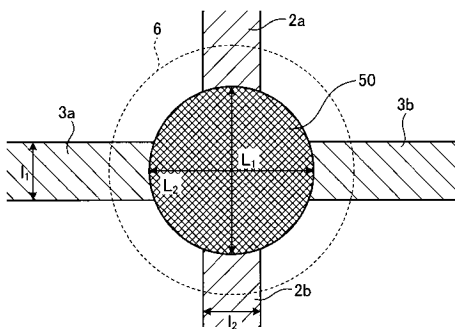
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



专利名称(译)	超声波换能器和超声波探头		
公开(公告)号	JP2018148357A	公开(公告)日	2018-09-20
申请号	JP2017040737	申请日	2017-03-03
[标]发明人	四方浩之		
发明人	四方 浩之		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/14		
CPC分类号	B06B1/0622 A61B8/4444 A61B8/4494 B06B1/0215 B06B2201/76		
FI分类号	H04R17/00.330.H A61B8/14 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/GB03 4C601/GB19 4C601/GB41 5D019/AA21 5D019/BB19 5D019/BB28 5D019/FF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有改进的发射/接收灵敏度的超声换能器。超声换能器包括压电层1，第一电极2，第二电极3，基层4和基板5。第一电极2位于压电层1的前侧并沿第一方向延伸。第二电极3位于压电层1的后侧，并且沿与第一方向交叉的第二方向延伸。基板5位于基层4的背面。第一电极2和第二电极3中的每一个包括重叠部分，该重叠部分是当从压电层1的前侧观察时第一电极2和第二电极3重叠的部分。在第一电极2和第二电极3的重叠部分的背侧上的基板5中形成空腔。在第一电极2和第二电极3中的每一个中，重叠部分的宽度大于重叠部分的周边部分的宽度。 .The

