

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7187165号
(P7187165)

(45)発行日 令和4年12月12日(2022.12.12)

(24)登録日 令和4年12月2日(2022.12.2)

(51)国際特許分類 F I
 A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14
 H 0 4 R 17/00 (2006.01) H 0 4 R 17/00 3 3 2 A

請求項の数 8 (全15頁)

(21)出願番号	特願2018-80172(P2018-80172)	(73)特許権者	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
(22)出願日	平成30年4月18日(2018.4.18)	(74)代理人	110001771 弁理士法人虎ノ門知的財産事務所
(65)公開番号	特開2019-187526(P2019-187526 A)	(72)発明者	四方 浩之 栃木県大田原市下石上1385番地 キ ヤノンメディカルシステムズ株式会社内
(43)公開日	令和1年10月31日(2019.10.31)	(72)発明者	宮城 武史 栃木県大田原市下石上1385番地 キ ヤノンメディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	令和3年2月10日(2021.2.10)	審査官	富永 昌彦
前置審査			

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の振動素子と、

前記複数の振動素子側に配置される第1の面の、振動素子同士の間隙に対応する位置に溝が形成され、前記第1の面の裏面である第2の面に、前記複数の振動素子を駆動する回路および前記複数の振動素子で発生したエコー信号に対して信号処理を施す回路のうち少なくとも一つが形成された集積回路と、

を備え、

前記集積回路は、前記第1の面側の基材と前記第2の面側の回路とを有し、

前記溝は、前記振動素子同士の間隙と同一の幅で形成され、前記第1の面から、前記基材と前記回路との境界近傍まで形成される、超音波プローブ。

10

【請求項2】

前記回路に対する入力および前記回路からの出力のうち少なくとも一つを行なう基板を備え、

前記集積回路の前記第2の面が前記基板にフリップチップ実装される、請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項3】

前記基板は、フレキシブルプリント基板である、請求項2に記載の超音波プローブ。

【請求項4】

前記溝は、前記第2の面から0.1mm以下の深さまで形成される、請求項1乃至3の

20

うちいずれか一つに記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記集積回路と前記基板の間の電気的な接続部分は、前記振動素子の直下を含む領域に形成される請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記複数の振動素子は、略格子状に配置され、
前記溝は、略格子状に配置される請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一つに記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記第 1 の面には、前記複数の振動素子に接続される電極が形成され、
前記電極と前記第 2 の面に形成された回路は、貫通電極で接続される、請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一つに記載の超音波プローブ。

10

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の超音波プローブから出力された信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、
前記超音波画像を表示部に表示させる表示制御部と、
を備える超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、超音波プローブにおいては、超音波振動子の直近に、超音波を送受信させる機能を有する A S I C (application specific integrated circuit) などの集積回路が内蔵されるものが知られている。このような超音波プローブは、例えば、超音波振動子が格子状に配列される 2 次元アレイプローブの場合に、一定数の超音波振動子からの受信信号に遅延加算処理を行うことで、診断装置に転送する信号数を減らすことができる。また、このような超音波プローブは、受信信号をデジタル化する機能を持たせたり、受信時の信号ロスを軽減させる機能を持たせたりすることもできる。

30

【0003】

ここで、超音波プローブに内蔵される集積回路としては、例えば、シリコンウェファ (silicon wafer) 上に形成される能動回路を集積したものが用いられる。そして、集積回路は、例えば、超音波振動子に適切な遅延を掛けた送信用の電気パルスを与えたり、被検体から反射して超音波振動子で受信されて電気信号に変換された受信信号に対して増幅を行い、一定数の受信信号に遅延加算処理を行ったりする。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開 2011 - 004395 号公報

特表 2008 - 509775 号公報

特開 2006 - 094120 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、集積回路における振動の伝播を抑止することを可能にする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施の形態の超音波プローブは、複数の振動素子と、集積回路とを備える。集積回路は

50

、前記複数の振動素子側に配置される第1の面の、振動素子同士の間隙に対応する位置に溝が形成され、前記第1の面の裏面である第2の面に、前記複数の振動素子を駆動する回路および前記複数の振動素子で発生したエコー信号に対して信号処理を施す回路のうち少なくとも一つが形成される。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を説明するための図である。

【図2A】図2Aは、従来技術にかかる超音波プローブを説明するための図である。

【図2B】図2Bは、従来技術にかかる超音波プローブを説明するための図である。

10

【図2C】図2Cは、従来技術にかかる超音波プローブを説明するための図である。

【図3A】図3Aは、第1の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す図である。

【図3B】図3Bは、第1の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す図である。

【図3C】図3Cは、第1の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る溝を説明するための図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態に係る超音波プローブの一例を説明するための図である。

【図5B】図5Bは、第1の実施形態に係る超音波プローブの一例を説明するための図である。

【図6】図6は、第2の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0008】

(第1の実施形態)

まず、第1の実施形態に係る超音波プローブが接続される超音波診断装置の全体構成について、図1を用いて説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を説明するための図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ100と、装置本体200と、入力部210と、ディスプレイ220とを有する。

【0009】

超音波プローブ100は、操作者によって把持される本体部と、装置本体200との間で信号を送受信するためのケーブルなどを有し、コネクタなどによって装置本体200と着脱自在に接続される。そして、超音波プローブ100は、図1に示すように、本体部に送受信回路110を有し、超音波を送受信する。例えば、超音波プローブ100は、複数の超音波振動子を有し、これら複数の超音波振動子は、送受信回路110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100は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ100は、超音波振動子に設けられる整合層と、超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有する。

30

【0010】

例えば、超音波プローブ100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、反射波信号として超音波プローブ100が有する複数の超音波振動子にて受信される。受信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。

40

【0011】

ここで、第1の実施形態に係る超音波プローブ100は、超音波により被検体Pを2次元で走査するとともに、被検体Pを3次元で走査することが可能な超音波プローブである。具体的には、第1の実施形態に係る超音波プローブ100は、複数の超音波振動子がマ

50

トリックス状に配置されることで、被検体 P を 3 次元で超音波走査することが可能な 2 D プロブである。なお、2 D プロブは、超音波を集束して送信することで、被検体 P を 2 次元で走査することも可能である。

【 0 0 1 2 】

送受信回路 1 1 0 は、パルス発生器、送信遅延回路、パルサ等を有し、超音波振動子に駆動信号を供給する。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。また、送信遅延回路は、超音波振動子から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な超音波振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波振動子に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、超音波振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

10

【 0 0 1 3 】

なお、送受信回路 1 1 0 は、後述する処理回路 2 7 0 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、瞬時にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は、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 1 4 】

また、送受信回路 1 1 0 は、プリアンプ、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波振動子が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅された反射波信号を A / D 変換する。受信遅延回路は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。なお、送受信回路 1 1 0 からの出力信号の形態は、RF (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

20

【 0 0 1 5 】

入力部 2 1 0 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し、超音波診断装置 1 の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 2 0 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

30

【 0 0 1 6 】

ディスプレイ 2 2 0 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力部 2 1 0 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 2 0 0 において生成された各種画像データ等を表示したりする。

【 0 0 1 7 】

装置本体 2 0 0 は、図 1 に示すように、B モード処理回路 2 3 0 と、ドブラ処理回路 2 4 0 と、画像メモリ 2 5 0 と、記憶回路 2 6 0 と、処理回路 2 7 0 とを有する。図 1 に示す超音波診断装置 1 においては、各処理機能が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 2 6 0 へ記憶されている。送受信回路 1 1 0、B モード処理回路 2 3 0、ドブラ処理回路 2 4 0、及び、処理回路 2 7 0 は、記憶回路 2 6 0 からプログラムを読み出して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各回路は、読み出したプログラムに対応する機能を有することとなる。

40

【 0 0 1 8 】

なお、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 (Graphics 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

50

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：CPLD）、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。なお、記憶回路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。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。

10

【0019】

Bモード処理回路230は、送受信回路110から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号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。

【0020】

ドブラ処理回路240は、送受信回路110から受信した反射波データ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、速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。本実施形態の移動体は、血管内を流動する血液や、リンパ管内を流動するリンパ液等の流体である。

20

【0021】

なお、第1の実施形態に係るBモード処理回路230及びドブラ処理回路240は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Bモード処理回路230は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理回路240は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。3次元のBモードデータは、3次元走査範囲の各走査線上で設定された複数の点（サンプル点）それぞれに位置する反射源の反射強度に応じた輝度値が割り当てられたデータとなる。また、3次元のドブラデータは、3次元走査範囲の各走査線上で設定された複数の点（サンプル点）それぞれに、血流情報（速度、分散、パワー）の値に応じた輝度値が割り当てられたデータとなる。

30

【0022】

画像メモリ250は、後述する処理回路270が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ250は、Bモード処理回路230やドブラ処理回路240が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ250が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、処理回路270を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0023】

記憶回路260は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、記憶回路260は、必要に応じて、画像メモリ250が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、記憶回路260が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部の装置へ転送することができる。

40

【0024】

処理回路270は、超音波診断装置1の処理全体を制御する。具体的には、処理回路270は、図1に示す画像生成機能271及び制御機能272に対応するプログラムを記憶回路260から読み出して実行することで、種々の処理を行う。

【0025】

画像生成機能271は、Bモード処理回路230及びドブラ処理回路240が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271は、Bモード処

50

理回路 230 が生成した 2 次元の 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。B モード画像データは、超音波走査された領域内の組織形状が描出されたデータとなる。また、画像生成機能 271 は、ドブラ処理回路 240 が生成した 2 次元のドブラデータから移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。ドブラ画像データは、超音波走査された領域内を流動する流体に関する流体情報を示すデータとなる。

【0026】

ここで、画像生成機能 271 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成機能 271 は、超音波プローブ 100 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成機能 271 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成機能 271 は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

10

【0027】

すなわち、B モードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成機能 271 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、B モードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

20

【0028】

更に、画像生成機能 271 は、B モード処理回路 230 が生成した 3 次元の B モードデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元の B モード画像データを生成する。また、画像生成機能 271 は、ドブラ処理回路 240 が生成した 3 次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元のドブラ画像データを生成する。3 次元 B モードデータ及び 3 次元ドブラ画像データは、スキャンコンバート処理前のボリュームデータとなる。すなわち、画像生成機能 271 は、「3 次元の B モード画像データや 3 次元のドブラ画像データ」を「3 次元の超音波画像データであるボリュームデータ」として生成する。

30

【0029】

更に、画像生成機能 271 は、ボリュームデータをディスプレイ 220 にて表示するための各種の 2 次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成機能 271 が行なうレンダリング処理としては、断面再構成法（MPR：Multi Planer Reconstruction）を行なってボリュームデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像生成機能 271 が行なうレンダリング処理としては、ボリュームデータに対して「Curved MPR」を行なう処理や、ボリュームデータに対して「Maximum Intensity Projection」を行なう処理がある。また、画像生成機能 271 が行なうレンダリング処理としては、3 次元の情報を反映した 2 次元画像データを生成するボリュームレンダリング（VR：Volume Rendering）処理がある。

40

【0030】

制御機能 272 は、上述した装置全体における種々の制御を実行する。例えば、制御機能 272 は、入力部 210 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 260 から読込んだ各種データに基づき、送受信回路 110、B モード処理回路 230、ドブラ処理回路 240 の処理を制御する。また、制御機能 272 は、画像メモリ 250 や記憶回路 260 が記憶する表示用の超音波画像データをディスプレイ 220 にて表示するように制御する。

【0031】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置においては、集積回

50

路における振動を低減することを可能にする。具体的には、超音波プローブ100は、送受信回路110における振動の伝播を抑止するように構成される。

【0032】

ここで、まず、超音波プローブに配置された送受信回路における振動について、図2A～図2Cを用いて説明する。図2A～図2Cは、従来技術にかかる超音波プローブを説明するための図である。ここで、図2A及び図2Bにおいては、超音波プローブの本体部に送受信回路を配置した従来例を示す図であり、本体部の内部の断面図を示す。また、図2Cにおいては、超音波プローブに配置された送受信回路を伝わる振動の一例を示す図である。

【0033】

例えば、従来の超音波プローブにおいては、図2Aに示すように、送受信回路110aにおいて超音波を送受信するための回路が積層される回路形成面（アクティブ面）上に金バンプ130aが設置され、超音波振動子120aの信号電極と導電接合されることにより、信号配線が行われる。そして、図2Aに示す従来の超音波プローブでは、超音波振動子の領域外において、ワイヤボンディング160aによって、送受信回路110aから基板（例えば、FPC：Flexible Printed Circuits等）140aに信号が引き出される。なお、図2Aに示す従来の超音波プローブにおいては、送受信回路110aの基材面（アクティブ面に対向する面）側に背面材150aが配置される。

【0034】

また、例えば、従来の超音波プローブにおいては、図2Bに示すように、基板140aに両面を独立したスルーホールで導通する貫通電極170aが設けられ、超音波振動子120aの信号電極と送受信回路110aのアクティブ面とが貫通電極170aを介して導電接合されることにより信号配線が行われる。なお、図2Bに示す従来の超音波プローブにおいても、送受信回路110aの基材面側に背面材150aが配置される。

【0035】

このような従来の超音波プローブの場合、配線の長さが短いために、信号が劣化しにくいというメリットがある。しかしながら、送受信回路110aの基材は音響減衰が小さいため、超音波振動子によって発生した振動が減衰されず、送受信回路110aに定在化することとなる。例えば、従来の超音波プローブでは、図2Cに示すように、超音波振動子120aが超音波の送信時に発生させた振動が、一定の比率で図中の矢印60の方向に伝わり、送受信回路110aの基材内を矢印61及び矢印62の向きで伝わる。

【0036】

ここで、送受信回路110aを形成する基材は、例えば、シリコン単結晶であり、縦波音速が約5500m/secで、ほとんど無減衰である。従って、送受信回路110aに伝播された振動は、内部で反射を繰り返し、定在化することとなる。この定在化した振動の一部が超音波振動子120aに返り、画像上にノイズとなって現れるため、この振動は不要振動である。特に、一定の方向に超音波ビームを変更するために送信タイミングを素子ごとに変化させる場合、素子Aと素子Bとの間に与える遅延時間と、素子Aから送受信回路110aに入射して送受信回路110aの背面で反射して素子Bに至る伝達時間が一致する角度では、共鳴現象により強く不要振動が現れる。

【0037】

従来、これを避けるために、送受信回路自体を非常に薄く（50～100μm）する方法が用いられる。通常、送受信回路110aの厚みは約500μmであるが、送受信回路110aの裏面（基材面）をグラインディングする技術によって100μm以下に薄くすることが可能である。しかしながら、グラインディングした送受信回路の場合、脆弱となるため、基材面側に高硬度、高平面度で、背面への放射エネルギーを吸収するために高減衰である、特殊な背面負荷材が必要となる。また、グラインディングを行うため、余分な工程が必要となり、コストアップの原因ともなる。

【0038】

さらに、受信信号の出力や、電源及び制御信号の入力は音響的無効部で行う必要がある

10

20

30

40

50

ため、上述した手法を用いた場合、超音波プローブとしての総面積を大きくすることになる。そこで、本実施形態では、通常の厚みの送受信回路を用い、面方向への不要振動伝達を阻害し、信号の入出力に要する音響的無効部の面積を最小にすることが可能な、超音波プローブの構造を提供する。

【0039】

図3A～図3Cは、第1の実施形態に係る超音波プローブ100の構成の一例を示す図である。ここで、図3Aにおいては、超音波プローブ100の本体部の内部の断面図を示す。また、図3Bにおいては、送受信回路110の外観図を示す。また、図3Cにおいては、送受信回路110の上面図を示す。なお、図3A～図3Cにおいては、超音波プローブ100の本体部の内部の一部を示す。

10

【0040】

例えば、超音波プローブ100は、図3Aに示すように、送受信回路（例えば、ASICなど）110と、超音波振動子120と、バンプ180と、基板（例えば、FPCなど）140と、背面材（バッキング材）150とを有する。

【0041】

超音波振動子120は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）などであり、音響放射面側（図中、上側）と背面側（図中、下側）に対向する電極を有し、送受信回路110による制御のもと超音波を送受信する。本実施形態に係る超音波プローブ100においては、超音波振動子120が2次元マトリクス状に配列された超音波振動子群を形成する。なお、超音波振動子120の音響放射面側には、さらに、超音波振動子と被検体との間の音響インピーダンスの不整合を緩和する音響整合層や、被検体との接触部材などが設けられる。

20

【0042】

送受信回路110は、図3Aに示すように、シリコン単結晶などで形成された基材111と、超音波の送受信を制御する回路が積層された回路層112とを有する。ここで、第1の実施形態に係る送受信回路110は、複数の超音波振動子120側に配置される第1の面（基材111側の面）の、超音波振動子120同士の間隙に対応する位置に溝113が形成され、第1の面の裏面である第2の面（回路層側の面）に、複数の超音波振動子120を駆動する回路および複数の超音波振動子120で発生したエコー信号に対して信号処理を施す回路のうち少なくとも一つが形成される。

30

【0043】

すなわち、送受信回路110では、図3Aに示すように、音響放射面側（超音波振動子120側）が基材111となり、背面側が回路層112となるように配置される。そして、送受信回路110は、図3Aに示すように、基材111に溝113が形成される。ここで、溝113は、基材111において超音波振動子120が配置される位置の間に空間が形成されるように設けられる。例えば、溝113は、図3Aに示すように、超音波振動子120同士の間隙に対応する位置に形成される。すなわち、溝113は、超音波振動子120同士の間隙と同一の幅、かつ、回路層112に到達しない程度の深さで形成される。

【0044】

さらに、送受信回路110は、各超音波振動子120の信号電極と、回路層112に積層された各超音波振動子120に対応する回路とを電気的に接続するために、貫通電極114を有する。例えば、図3Aに示すように、各超音波振動子120の信号電極と回路層112とを接続するように、基材111内を貫通する貫通電極114が形成される。

40

【0045】

そして、第1の実施形態に係る超音波プローブ100においては、基板140が、回路層112側の面に配置され、送受信回路110に形成された回路に対する入力および送受信回路110に形成された回路からの出力のうち少なくとも一つが実行される。すなわち、送受信回路110の回路層112側にI/O用の基板140が配置される。ここで、送受信回路110は、基板140にフリップチップ実装される。例えば、図3Aに示すように、送受信回路110と基板140とが、超音波振動子120の直下を含む領域に形成さ

50

れたバンプ180を介して接続される。なお、基板140は、装置本体200と接続するためのケーブルに含まれる信号線と接続される。また、背面材150は、超音波振動子120から後方への超音波を減衰吸収することで、後方への超音波の伝播を防止する。

【0046】

上述したように、本実施形態に係る超音波プローブ100においては、送受信回路110の基材111が超音波振動子120側となるように送受信回路110が配置され、基材111における超音波振動子120の間に対応する位置に溝113が形成される。すなわち、送受信回路110は、図3B及び図3Cに示すように、基材111に設けられた複数の貫通電極114の間に溝113がそれぞれ設けられる。従って、超音波振動子120から振動が伝わり、基材111内を横方向に伝播したとしても、隣接する超音波振動子120に伝わる不要振動を減衰することができ、画像内のノイズを低減することができる。

10

【0047】

ここで、溝113は、不要振動の伝播をより抑止するために、より深い位置まで形成されることが望ましい。図4は、第1の実施形態に係る溝113を説明するための図である。ここで、図4は、送受信回路110の断面図を示す。例えば、溝113は、回路層112側の面から0.1mm以下の深さまで形成される。すなわち、溝113は、図4に示す距離「a」が0.1mm以下となる深さまで形成される。これにより、不要振動波の超音波帯域(～10MHz)内での伝播を確実に阻害することができる。

【0048】

以下、図5A及び図5Bを用いて超音波プローブ100の一例を説明する。図5A及び図5Bは、第1の実施形態に係る超音波プローブ100の一例を説明するための図である。ここで、図5A及び図5Bは、超音波プローブ100の本体部の内部の断面図を示す。例えば、超音波プローブ100においては、図5Aに示すように、送受信回路110の回路112aが背面側に配置される。そして、送受信回路110は、超音波振動子120の信号電極と回路112aとを接続する貫通電極114が基材111に設けられ、バンプ180により、FPCなどの基板140にフリップチップボンディングされる。

20

【0049】

ここで、超音波振動子120によって受信された受信信号は、送受信回路によって一部遅延加算されるため、信号接続数は超音波振動子120の数よりも少なくても済む。従って、バンプ180は、図5Aに示すように、回路112aの隙間に配置するようにしてもよい。なお、送受信回路110と基板140との間にはアンダーフィル材190が充填される。

30

【0050】

また、送受信回路110は、基材111に溝113が形成される。ここで、例えば、図5Aに示すように、溝113が超音波振動子120の分割溝と同じ幅で形成される場合、超音波振動子120の分割を行う際に、溝113が形成されてもよい。すなわち、超音波振動子120がダイヤモンドブレードなどによって切削加工される際に、送受信回路110の基材111の途中まで一括して切り込むことで、溝113が形成されてもよい。

【0051】

なお、溝113の形成は、上述した一括した切り込みの手法に限られず、2段階に分けて形成される場合であってもよい。例えば、一旦、超音波振動子120が切削加工した後、送受信回路110の基材111に対して、超音波振動子120の分割溝の幅とは異なる幅の溝を形成するようにしてもよい。或いは、例えば、送受信回路110の基材111に対して溝113を形成させた後に、超音波振動子120を積層して、切削加工する場合であってもよい。

40

【0052】

また、超音波プローブ100は、上述した構成に限られない。例えば、図5Bに示すように、超音波振動子120と送受信回路110との間にバンプ181を配置して、超音波振動子120の信号電極と貫通電極114との接続を、バンプ181を介して行うようにしてもよい。なお、この場合には、送受信回路110と超音波振動子120の間にはア

50

ンダーフィル材 191 が充填される。このようにバンプ 181 によって接続することにより、超音波振動子 120 の信号電極と貫通電極 114 との接続を容易に確保することができる。

【0053】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、送受信回路 110 は、複数の超音波振動子 120 側に配置される基材 111 側の面の、超音波振動子 120 同士の間隙に対応する位置に溝が形成され、基材 111 側の面の裏面である回路層 112 側の面に、複数の超音波振動子 120 を駆動する回路および複数の超音波振動子 120 で発生したエコー信号に対して信号処理を施す回路のうち少なくとも一つが形成される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 100 は、送受信回路 110 自体の厚みを変えずに、送受信回路 110 の基材 111 における面方向の不要振動の伝播を抑制することができる。その結果、超音波プローブ 100 は、不要振動に起因する超音波画像の劣化を抑制することができる。

10

【0054】

また、第 1 の実施形態によれば、溝 113 は、振動素子同士の間隙に対応する位置に形成される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 100 は、超音波振動子 120 の分割溝を延長することで溝 113 を形成することができ、容易に実現することができる。

【0055】

また、第 1 の実施形態によれば、基板 140 が回路層 112 側に配置され、送受信回路 110 に形成された回路に対する入力および送受信回路 110 に形成された回路からの出力のうち少なくとも一つを行い、送受信回路 110 の回路側の面が基板 140 にフリップチップ実装される。また、基板 140 は、フレキシブルプリント基板である。また、送受信回路 110 と基板 140 の間の電気的な接続部分は、超音波振動子 120 の直下を含む領域に形成される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 100 は、信号の引き出しに音響的有効部（振動子有効部）を利用することができ、プローブを小型化することができる。その結果、操作しやすい超音波プローブを提供できるとともに、コストを削減することも可能である。なお、上述した音響的有効部（振動子有効部）とは、超音波振動子 120 において、電気的に送受信回路 110 と接続され、受信した反射波が画像に反映される部分を意味する。

20

【0056】

また、第 1 の実施形態によれば、溝 113 は、回路層 112 側の面から 0.1 mm 以下の深さまで形成される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 100 は、不要振動の伝播をより抑制することができる。

30

【0057】

また、第 1 の実施形態によれば、複数の超音波振動子 120 は、略格子状に配置され、溝 113 は、略格子状に配置される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 100 は、2次元アレイプローブにおいて、隣接する超音波振動子間での不要振動の伝播を網羅的に抑制することができる。

【0058】

また、第 1 の実施形態によれば、基材 111 側の面には、複数の超音波振動子 120 に接続される電極が形成され、電極と回路層 112 側に形成された回路は、貫通電極 114 で接続される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 100 は、確実に接続を確保することができる。

40

【0059】

（第 2 の実施形態）

さて、これまで第 1 の実施形態について説明したが、上述した第 1 の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

【0060】

上述した第 1 の実施形態においては、溝 113 が超音波振動子 120 の分割溝と同一の幅で形成される場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるもの

50

ではなく、例えば、溝 1 1 3 が超音波振動子 1 2 0 の分割溝とは異なる幅で形成される場合であってもよい。図 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す図である。ここで、図 6 においては、図 3 A と比較して、溝 1 1 3 のみが異なる。以下、これを中心に説明する。

【 0 0 6 1 】

例えば、第 2 の実施形態に係る溝 1 1 3 は、図 6 に示すように、超音波振動子 1 2 0 の分割溝よりも狭い幅で形成される場合であってもよい。また、溝 1 1 3 は、図 6 に示す例だけではなく、種々の形態で形成させることができる。例えば、溝 1 1 3 は、超音波振動子 1 2 0 の分割溝よりも広い幅で形成されてもよく、或いは、分割溝の位置とずれた位置に形成される場合であってもよい。すなわち、基材 1 1 1 において、超音波振動子 1 2 0 10
の間の基材部分に空間が生じるように溝 1 1 3 が形成されれば、どのような形態で形成される場合であってもよい。

【 0 0 6 2 】

以上説明したとおり、第 1 及び第 2 の実施形態によれば、本実施形態の超音波プローブ及び超音波診断装置は、集積回路における振動の伝播を抑止することを可能にする。

【 0 0 6 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 20
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】

【 0 0 6 4 】

- 1 超音波診断装置
- 1 0 0 超音波プローブ
- 1 1 0 送受信回路
- 1 1 3 溝
- 1 2 0 超音波振動子

10

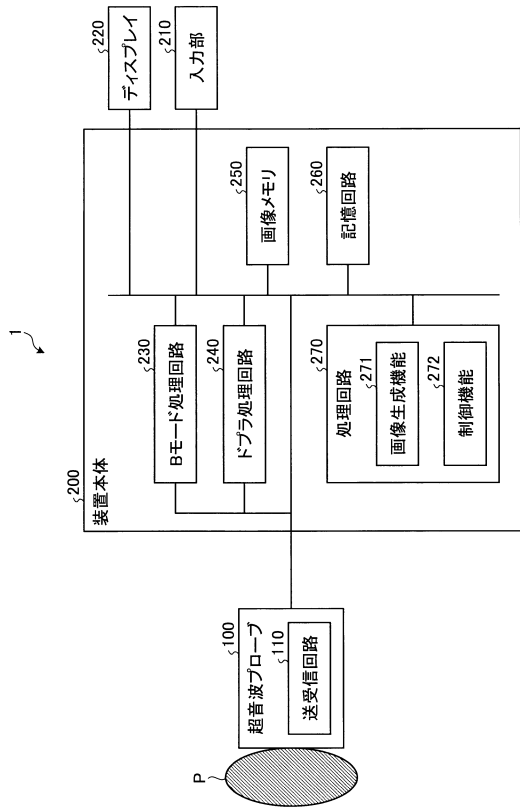
20

30

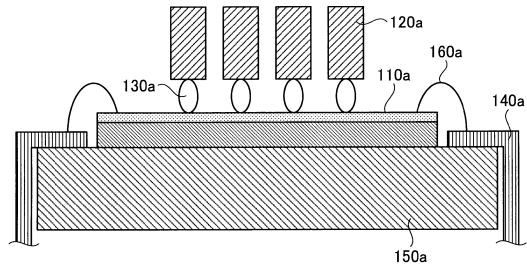
40

50

【図面】
【図 1】



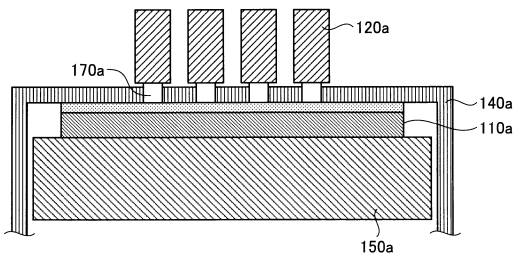
【図 2 A】



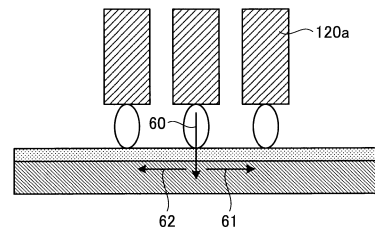
10

20

【図 2 B】



【図 2 C】

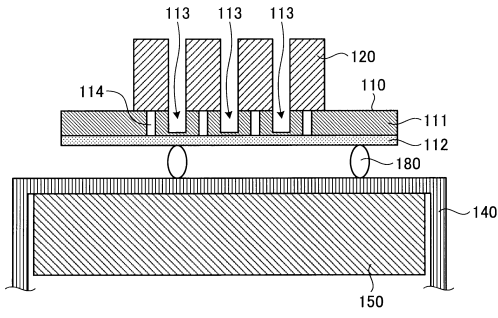


30

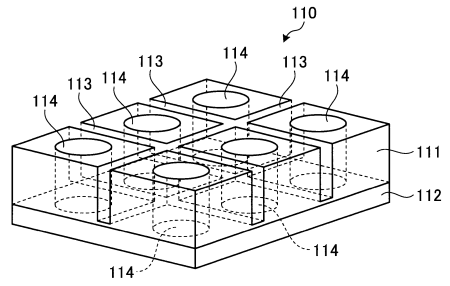
40

50

【図 3 A】

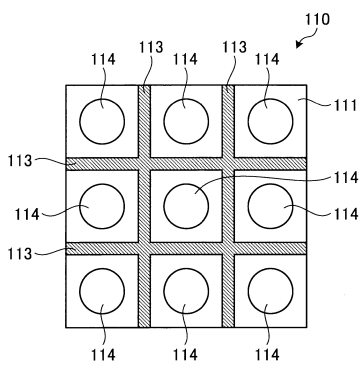


【図 3 B】

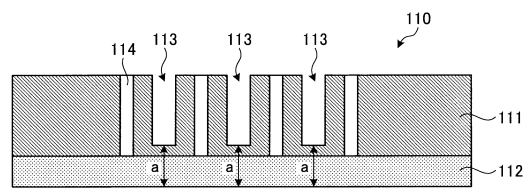


10

【図 3 C】



【図 4】



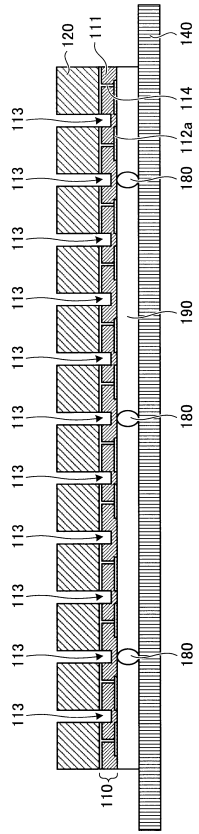
20

30

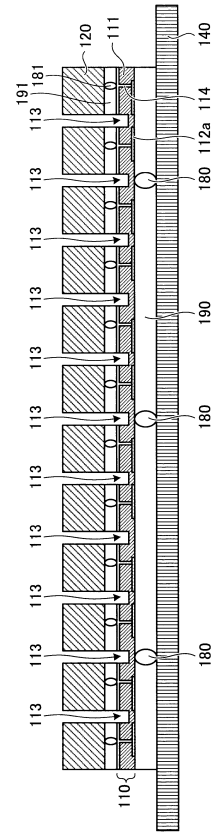
40

50

【図 5 A】



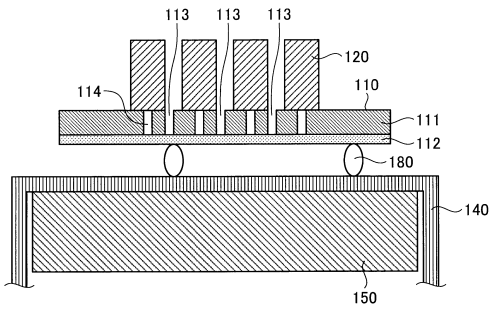
【図 5 B】



10

20

【図 6】



30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2014-110601(JP,A)
特開2014-127821(JP,A)
特開2011-078755(JP,A)
韓国公開特許第10-2011-0031406(KR,A)
特開2018-027235(JP,A)
米国特許出願公開第2015/0305713(US,A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15
H04R 1/00 - 31/00