

(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2013-208165

(P2013-208165A)

(43) 公開日 平成25年10月10日(2013.10.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-78935 (P2012-78935)
(22) 出願日 平成24年3月30日 (2012.3.30)

(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(74) 代理人 100104710
弁理士 竹腰 昇
(74) 代理人 100090479
弁理士 井上 一
(74) 代理人 100124682
弁理士 黒田 泰
(72) 発明者 松田 洋史
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE12 GB02 GB06 GB14 GB42
HH25 HH31

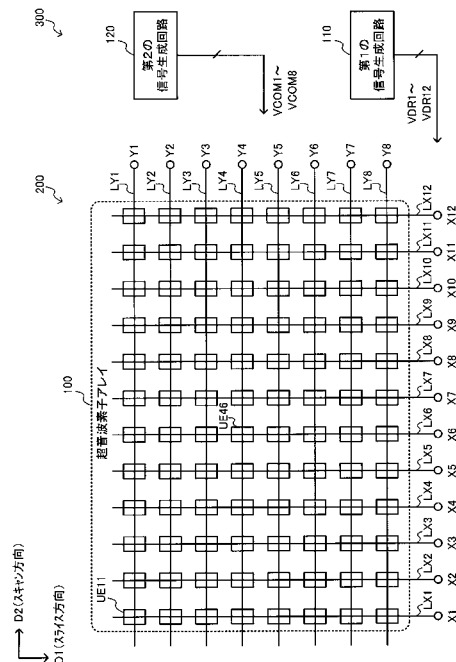
(54) 【発明の名称】 超音波測定装置、電子機器、診断装置及び超音波装置

(57) 【要約】

【課題】簡素な構成で効率的な走査ができる超音波測定装置、電子機器、診断装置及び超音波装置等を提供すること。

【解決手段】超音波測定装置300は、超音波素子アレイ100を有する超音波装置200と、第1~第n(nは2以上の整数)の第1方向端子X1~Xnに対して、第1の駆動電圧を供給する第1の信号生成回路110と、第1~第mの第2方向端子Y1~Ymに対して、第2の駆動電圧を供給する第2の信号生成回路120とを含む。超音波素子アレイ100は、マトリックスアレイ状に配置された複数の超音波素子UEと、第1の方向D1に沿って配線され、複数の超音波素子に第1の駆動電圧を供給する第1~第nの第1方向電極線LX1~LXnと、第2の方向D2に沿って配線され、複数の超音波素子に第2の駆動電圧を供給する第1~第mの第2方向電極線LY1~LYmとを有する。第2の信号生成回路120は、第1~第mの第2方向端子Y1~Ymに対して、互いに異なる電圧の第2の駆動電圧を供給する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波素子アレイを有する超音波装置と、
 前記超音波装置の第 1 の第 1 方向端子～第 n (n は 2 以上の整数) の第 1 方向端子に対して、第 1 の駆動電圧を供給する第 1 の信号生成回路と、
 前記超音波装置の第 1 の第 2 方向端子～第 m (m は 2 以上の整数) の第 2 方向端子に対して、第 2 の駆動電圧を供給する第 2 の信号生成回路とを含み、
 前記超音波素子アレイは、
 m 行 n 列のマトリックスアレイ状に配置された複数の超音波素子と、
 第 1 の方向に沿って配線され、前記第 1 の第 1 方向端子～前記第 n の第 1 方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第 1 の駆動電圧を供給する第 1 の第 1 方向電極線～第 n の第 1 方向電極線と、
 前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に沿って配線され、前記第 1 の第 2 方向端子～前記第 m の第 2 方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第 2 の駆動電圧を供給する第 1 の第 2 方向電極線～第 m の第 2 方向電極線とを有し、
 前記第 1 の第 1 方向電極線～前記第 n の第 1 方向電極線のうちの第 j (j は 1 j n である整数) の第 1 方向電極線は、前記超音波素子アレイの第 j 列に配置される超音波素子がそれぞれ有する第 1 の電極に接続され、
 前記第 1 の第 2 方向電極線～前記第 m の第 2 方向電極線のうちの第 i (i は 1 i m である整数) の第 2 方向電極線は、前記超音波素子アレイの第 i 行に配置される超音波素子がそれぞれ有する第 2 の電極に接続され、
 前記第 2 の信号生成回路は、前記第 1 の第 2 方向端子～前記第 m の第 2 方向端子に対して、互いに異なる電圧の前記第 2 の駆動電圧を供給することを特徴とする超音波測定装置。

10

20

【請求項 2】

請求項 1 において、
 前記第 2 の信号生成回路は、
 前記第 1 の第 2 方向端子から前記第 m の第 2 方向端子に向かって、電圧が単調に増加する前記第 2 の駆動電圧、又は、電圧が単調に減少する前記第 2 の駆動電圧を供給することを特徴とする超音波測定装置。

30

【請求項 3】

請求項 2 において、
 前記第 2 の信号生成回路は、
 前記電圧が単調に増加又は減少する前記第 2 の駆動電圧の電圧勾配を変化させることで、前記超音波素子アレイから放射される超音波のビームのスキャン方向に沿った面であるスキャン面の設定位置を変化させることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、
 前記第 1 の信号生成回路は、
 前記第 1 の第 1 方向電極線～前記第 n の第 1 方向電極線に接続される前記第 1 の第 1 方向端子～前記第 n の第 1 方向端子に対して、位相走査を行うための前記第 1 の駆動電圧を供給することを特徴とする超音波測定装置。

40

【請求項 5】

超音波素子アレイを有する超音波装置の、第 1 の第 1 方向端子～第 n (n は 2 以上の整数) の第 1 方向端子に対して、第 1 の駆動電圧を供給する第 1 の信号生成回路と、
 前記超音波装置の第 1 の第 2 方向端子～第 m (m は 2 以上の整数) の第 2 方向端子に対して、第 2 の駆動電圧を供給する第 2 の信号生成回路とを含み、
 前記超音波素子アレイは、
 m 行 n 列のマトリックスアレイ状に配置された複数の超音波素子と、
 第 1 の方向に沿って配線され、前記第 1 の第 1 方向端子～前記第 n の第 1 方向端子に接

50

続され、前記複数の超音波素子に前記第 1 の駆動電圧を供給する第 1 の第 1 方向電極線 ~ 第 n の第 1 方向電極線と、

前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に沿って配線され、前記第 1 の第 2 方向端子 ~ 前記第 m の第 2 方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第 2 の駆動電圧を供給する第 1 の第 2 方向電極線 ~ 第 m の第 2 方向電極線とを有し、

前記第 1 の第 1 方向電極線 ~ 前記第 n の第 1 方向電極線のうちの第 j (j は 1 ≤ j ≤ n である整数) の第 1 方向電極線は、前記超音波素子アレイの第 j 列に配置される超音波素子がそれぞれ有する第 1 の電極に接続され、

前記第 1 の第 2 方向電極線 ~ 前記第 m の第 2 方向電極線のうちの第 i (i は 1 ≤ i ≤ m である整数) の第 2 方向電極線は、前記超音波素子アレイの第 i 行に配置される超音波素子がそれぞれ有する第 2 の電極に接続され、

前記第 2 の信号生成回路は、前記第 1 の第 2 方向端子 ~ 前記第 m の第 2 方向端子に対して、互いに異なる電圧の前記第 2 の駆動電圧を供給することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のいずれかにおいて、

前記第 2 の方向は、位相走査により超音波のビームがスキャンされる方向であるスキャン方向であり、

前記第 1 の方向は、前記第 2 の方向と交差する方向であるスライス方向であることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のいずれかにおいて、

前記超音波装置の前記超音波素子アレイは、

複数の開口がアレイ状に配置された基板を有し、

前記複数の開口の各開口ごとに設けられる各超音波素子は、

前記各開口を塞ぐ振動膜と、

前記振動膜の上に設けられる圧電素子部とを有し、

前記圧電素子部は、

前記振動膜の上に設けられる下部電極と、

前記下部電極の少なくとも一部を覆うように設けられる圧電体膜と、

前記圧電体膜の少なくとも一部を覆うように設けられる上部電極とを有し、

前記第 1 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の一方であり、

前記第 2 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の他方であることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の超音波測定装置を含むことを特徴とする電子機器。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の超音波測定装置と、

表示用画像データを表示する表示部とを含むことを特徴とする診断装置。

【請求項 10】

超音波素子アレイと、

第 1 の駆動電圧が入力される第 1 の第 1 方向端子 ~ 第 n (n は 2 以上の整数) の第 1 方向端子と、

第 2 の駆動電圧を出力する電圧切換回路とを含み、

前記超音波素子アレイは、

m 行 n 列のマトリックスアレイ状に配置された複数の超音波素子と、

第 1 の方向に沿って配線され、前記第 1 の第 1 方向端子 ~ 前記第 n の第 1 方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第 1 の駆動電圧を供給する第 1 の第 1 方向電極線 ~ 第 n の第 1 方向電極線と、

前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に沿って配線され、前記電圧切換回路に接続され

10

20

30

40

50

、前記複数の超音波素子に前記第2の駆動電圧を供給する第1の第2方向電極線～第mの第2方向電極線とを有し、

前記第1の第1方向電極線～前記第nの第1方向電極線のうちの第j（ j は1～ n である整数）の第1方向電極線は、前記超音波素子アレイの第j列に配置される超音波素子がそれぞれ有する第1の電極に接続され、

前記第1の第2方向電極線～前記第mの第2方向電極線のうちの第i（ i は1～ m である整数）の第2方向電極線は、前記超音波素子アレイの第i行に配置される超音波素子がそれぞれ有する第2の電極に接続され、

前記電圧切換回路は、前記第1の第2方向電極線～前記第mの第2方向電極線に対して、互いに異なる電圧の前記第2の駆動電圧を供給することを特徴とする超音波装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波測定装置、電子機器、診断装置及び超音波装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

対象物に向けて超音波を照射し、対象物内部における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信するための装置として、例えば人体の内部を検査するための超音波診断装置が知られている。超音波診断装置に用いられる超音波装置（超音波プローブ）として、特許文献1には圧電素子をマトリクスアレイ状に配列し、行・列毎に配線を設けることで行方向及び列方向にビームを走査する手法が開示されている。しかしながらこの手法では、列方向の信号遅延に合わせて行方向の遅延を制御することなどが必要となり、信号生成回路の回路規模が大きくなるなどの問題がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2006-61252号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の幾つかの態様によれば、簡素な構成で効率的な走査ができる超音波測定装置、電子機器、診断装置及び超音波装置等を提供できる。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一態様は、超音波素子アレイを有する超音波装置と、前記超音波装置の第1の第1方向端子～第n（ n は2以上の整数）の第1方向端子に対して、第1の駆動電圧を供給する第1の信号生成回路と、前記超音波装置の第1の第2方向端子～第m（ m は2以上の整数）の第2方向端子に対して、第2の駆動電圧を供給する第2の信号生成回路とを含み、前記超音波素子アレイは、 m 行 n 列のマトリクスアレイ状に配置された複数の超音波素子と、第1の方向に沿って配線され、前記第1の第1方向端子～前記第nの第1方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第1の駆動電圧を供給する第1の第1方向電極線～第nの第1方向電極線と、前記第1の方向に交差する第2の方向に沿って配線され、前記第1の第2方向端子～前記第mの第2方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第2の駆動電圧を供給する第1の第2方向電極線～第mの第2方向電極線とを有し、前記第1の第1方向電極線～前記第nの第1方向電極線のうちの第j（ j は1～ n である整数）の第1方向電極線は、前記超音波素子アレイの第j列に配置される超音波素子がそれぞれ有する第1の電極に接続され、前記第1の第2方向電極線～前記第mの第2方向電極線のうちの第i（ i は1～ m である整数）の第2方向電極線は、前記超音波素子アレイの第i行に配置される超音波素子がそれぞれ有する第2の電極に接続され、前記第2の信号生成回路は、前記第1の第2方向端子～前記第mの第2方向端子に対して

40

50

、互いに異なる電圧の前記第2の駆動電圧を供給する超音波測定装置に係する。

【0006】

本発明の一態様によれば、第1～第nの第1方向電極線に第1の駆動電圧を供給し、第1～第mの第2方向電極線に第2の駆動電圧を供給することで、各超音波素子を独立に駆動するよりも配線本数が少なくなり、超音波測定装置の構成を簡素にすることができる。さらに、第1～第mの第2方向電極線に、互いに異なる電圧の第2の駆動電圧を供給することができるから、第j列に配置されるm個の超音波素子に対して、互いに異なる電圧を印加することができる。その結果、m個の超音波素子の各々から放射される超音波の強度を異ならせることができる。

【0007】

また本発明の一態様では、前記第2の信号生成回路は、前記第1の第2方向端子から前記第mの第2方向端子に向かって、電圧が単調に増加する前記第2の駆動電圧、又は、電圧が単調に減少する前記第2の駆動電圧を供給してもよい。

【0008】

このようにすれば、第j列に配置され、第1～第mの第2方向電極線に接続される第1～第mの超音波素子に対して、第1の超音波素子から第mの超音波素子に向かって単調に減少する電圧、又は、単調に増加する電圧を印加することができる。その結果、各超音波素子から放射される超音波の強度を、第1の超音波素子から第mの超音波素子に向かって単調に増加させる、又は、単調に減少させることができる。

【0009】

また本発明の一態様では、前記第2の信号生成回路は、前記電圧が単調に増加又は減少する前記第2の駆動電圧の電圧勾配を変化させることで、前記超音波素子アレイから放射される超音波のビームのスキャン方向に沿った面であるスキャン面の設定位置を変化させてもよい。

【0010】

このようにすれば、第2の駆動電圧の電圧勾配を変化させることで、スキャン面の設定位置を可変に設定することができるから、2次元的なスキャンなどが可能になる。

【0011】

また本発明の一態様では、前記第1の信号生成回路は、前記駆動電極線である前記第1の第1方向電極線～前記第nの第1方向電極線に接続される前記第1の第1方向端子～前記第nの第1方向端子に対して、位相走査を行うための第1の駆動電圧を供給してもよい。

【0012】

このようにすれば、第1～第nの第1方向電極線に互いに位相の異なる第1の駆動電圧を供給することができるから、超音波素子アレイから放射される超音波ビームを第2の方向に沿ってスキャンすることができる。

【0013】

本発明の他の態様は、超音波素子アレイを有する超音波装置の、第1の第1方向端子～第n（nは2以上の整数）の第1方向端子に対して、第1の駆動電圧を供給する第1の信号生成回路と、前記超音波装置の第1の第2方向端子～第m（mは2以上の整数）の第2方向端子に対して、第2の駆動電圧を供給する第2の信号生成回路とを含み、前記超音波素子アレイは、m行n列のマトリクスアレイ状に配置された複数の超音波素子と、第1の方向に沿って配線され、前記第1の第1方向端子～前記第nの第1方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第1の駆動電圧を供給する第1の第1方向電極線～第nの第1方向電極線と、前記第1の方向に交差する第2の方向に沿って配線され、前記第1の第2方向端子～前記第mの第2方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第2の駆動電圧を供給する第1の第2方向電極線～第mの第2方向電極線とを有し、前記第1の第1方向電極線～前記第nの第1方向電極線のうちの第j（jは1 ≤ j ≤ nである整数）の第1方向電極線は、前記超音波素子アレイの第j列に配置される超音波素子がそれぞれ有する第1の電極に接続され、前記第1の第2方向電極線～前記第mの第2方向電極線の

10

20

30

40

50

うちの第 i (i は $1 \leq i \leq m$ である整数) の第 2 方向電極線は、前記超音波素子アレイの第 i 行に配置される超音波素子がそれぞれ有する第 2 の電極に接続され、前記第 2 の信号生成回路は、前記第 1 の第 2 方向端子 ~ 前記第 m の第 2 方向端子に対して、互いに異なる電圧の前記第 2 の駆動電圧を供給する超音波測定装置に係る。

【0014】

本発明の他の態様によれば、第 1 ~ 第 n の第 1 方向電極線に第 1 の駆動電圧を供給し、第 1 ~ 第 m の第 2 方向電極線に第 2 の駆動電圧を供給することで、各超音波素子を独立に駆動するよりも配線本数が少なくなり、超音波測定装置の構成を簡素にすることができる。さらに、第 1 ~ 第 m の第 2 方向電極線に、互いに異なる電圧の第 2 の駆動電圧を供給することができるから、第 j 列に配置される m 個の超音波素子に対して、互いに異なる電圧を印加することができる。その結果、 m 個の超音波素子の各々から放射される超音波の強度を異ならせることができる。

10

【0015】

また本発明の一態様では、前記第 2 の方向は、位相走査により超音波のビームがスキャンされる方向であるスキャン方向であり、前記第 1 の方向は、前記第 2 の方向と交差する方向であるスライス方向であってもよい。

【0016】

このようにすれば、第 1 の方向に沿ってスキャン面の設定位置を可変に設定し、設定されたスキャン面に沿って第 2 の方向に超音波ビームをスキャンすることができる。その結果、簡素な構成で 2 次元的なスキャンなどが可能になる。

20

【0017】

また本発明の一態様では、前記超音波素子アレイは、複数の開口がアレイ状に配置された基板を有し、前記複数の開口の各開口ごとに設けられる各超音波素子は、前記各開口を塞ぐ振動膜と、前記振動膜の上に設けられる圧電素子部とを有し、前記圧電素子部は、前記振動膜の上に設けられる下部電極と、前記下部電極の少なくとも一部を覆うように設けられる圧電体膜と、前記圧電体膜の少なくとも一部を覆うように設けられる上部電極とを有し、前記第 1 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の一方であり、前記第 2 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の他方であってもよい。

【0018】

このようにすれば、第 1 の電極の電圧と第 2 の電極の電圧との電圧差が圧電体膜に印加されるから、電圧差を変化させることで圧電体膜が伸縮し、超音波を発生させることができる。

30

【0019】

本発明の他の態様は、上記いずれかに記載の超音波測定装置を含む電子機器に係る。

【0020】

本発明の他の態様は、上記いずれかに記載の超音波測定装置と、表示用画像データを表示する表示部とを含む診断装置に係る。

【0021】

本発明の他の態様によれば、超音波ビームのスキャン面の設定位置を可変に設定することができるから、簡素な構成で 2 次元的なスキャンが可能になり、超音波エコー画像を効率的に取得することなどが可能になる。

40

【0022】

本発明の他の態様は、超音波素子アレイと、第 1 の駆動電圧が入力される第 1 の第 1 方向端子 ~ 第 n (n は 2 以上の整数) の第 1 方向端子と、第 2 の駆動電圧を設定する電圧切換回路とを含み、前記超音波素子アレイは、 m 行 n 列のマトリクスアレイ状に配置された複数の超音波素子と、第 1 の方向に沿って配線され、前記第 1 の第 1 方向端子 ~ 前記第 n の第 1 方向端子に接続され、前記複数の超音波素子に前記第 1 の駆動電圧を供給する第 1 の第 1 方向電極線 ~ 第 n の第 1 方向電極線と、前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に沿って配線され、前記電圧切換回路に接続され、前記複数の超音波素子に前記第 2 の駆動

50

電圧を供給する第 1 の第 2 方向電極線 ~ 第 m の第 2 方向電極線とを有し、前記第 1 の第 1 方向電極線 ~ 前記第 n の第 1 方向電極線のうちの第 j (j は 1 j n である整数) の第 1 方向電極線は、前記超音波素子アレイの第 j 列に配置される超音波素子がそれぞれ有する第 1 の電極に接続され、前記第 1 の第 2 方向電極線 ~ 前記第 m の第 2 方向電極線のうちの第 i (i は 1 i m である整数) の第 2 方向電極線は、前記超音波素子アレイの第 i 行に配置される超音波素子がそれぞれ有する第 2 の電極に接続され、前記電圧切換回路は、前記第 1 の第 2 方向電極線 ~ 前記第 m の第 2 方向電極線に対して、互いに異なる電圧の前記第 2 の駆動電圧を供給する超音波装置に係する。

【 0 0 2 3 】

本発明の他の態様によれば、第 1 ~ 第 n の第 1 方向電極線に第 1 の駆動電圧を供給し、第 1 ~ 第 m の第 2 方向電極線に第 2 の駆動電圧を供給することで、各超音波素子を独立に駆動するよりも配線本数が少なくなり、超音波装置の構成を簡素にすることができる。さらに、第 1 ~ 第 m の第 2 方向電極線に、互いに異なる電圧の第 2 の駆動電圧を供給することができるから、第 j 列に配置される m 個の超音波素子に対して、互いに異なる電圧を印加することができる。その結果、m 個の超音波素子の各々から放射される超音波の強度を異ならせることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 図 1 (A)、図 1 (B) は、超音波素子の基本的な構成例。

【 図 2 】 超音波測定装置の構成例。

【 図 3 】 超音波測定装置における位相走査を説明する図。

【 図 4 】 超音波の強度分布を説明する第 1 の図。

【 図 5 】 超音波の強度分布を説明する第 2 の図。

【 図 6 】 超音波の強度分布を説明する第 3 の図。

【 図 7 】 超音波素子に印加される電圧と超音波素子の変位量との関係の一例。

【 図 8 】 互いに異なる第 2 の駆動電圧を供給する場合の、超音波の強度分布を説明する第 1 の図。

【 図 9 】 互いに異なる第 2 の駆動電圧を供給する場合の、超音波の強度分布を説明する第 2 の図。

【 図 1 0 】 互いに異なる第 2 の駆動電圧を供給する場合の、超音波の強度分布を説明する第 3 の図。

【 図 1 1 】 第 1 の駆動電圧及び第 2 の駆動電圧のタイミングチャートの一例。

【 図 1 2 】 図 1 2 (A)、図 1 2 (B) は、シミュレーションによるスライス方向における超音波ビームの強度分布の一例。

【 図 1 3 】 図 1 3 (A)、図 1 3 (B) は、第 2 の信号生成回路の第 1 及び第 2 の構成例。

【 図 1 4 】 超音波プローブ及び診断装置 (電子機器) の基本的な構成例。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 5 】

以下、本発明の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお以下に説明する本実施形態は特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではなく、本実施形態で説明される構成の全てが本発明の解決手段として必須であるとは限らない。

【 0 0 2 6 】

1. 超音波素子

図 1 (A)、図 1 (B) に本実施形態の超音波測定装置 (又は超音波装置) に含まれる超音波素子 U E の基本的な構成例を示す。本実施形態の超音波素子 U E は、振動膜 (メンブレン、支持部材) M B と圧電素子部とを有する。圧電素子部は、下部電極 (第 1 電極層) E L 1、圧電体膜 (圧電体層) P E、上部電極 (第 2 電極層) E L 2 を有する。なお、本実施形態の超音波素子 U E は図 1 の構成に限定されず、その構成要素の一部を省略したり、他の構成要素に置き換えたり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能

10

20

30

40

50

である。

【0027】

図1(A)は、基板(シリコン基板)SUBに形成された超音波素子UEの、素子形成面側の基板に垂直な方向から見た平面図である。図1(B)は、図1(A)のA-A'に沿った断面を示す断面図である。

【0028】

第1電極層EL1は、振動膜MBの上層に例えば金属薄膜で形成される。この第1電極層EL1は、図1(A)に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波素子UEに接続される配線であってもよい。

【0029】

圧電体膜PEは、例えばPZT(ジルコン酸チタン酸鉛)薄膜により形成され、第1電極層EL1の少なくとも一部を覆うように設けられる。なお、圧電体膜PEの材料は、PZTに限定されるものではなく、例えばチタン酸鉛($PbTiO_3$)、ジルコン酸鉛($PbZrO_3$)、チタン酸鉛ランタン($(Pb,La)TiO_3$)などを用いてもよい。

【0030】

第2電極層EL2は、例えば金属薄膜で形成され、圧電体膜PEの少なくとも一部を覆うように設けられる。この第2電極層EL2は、図1(A)に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波素子UEに接続される配線であってもよい。

【0031】

振動膜(メンブレン)MBは、例えば SiO_2 薄膜と ZrO_2 薄膜との2層構造により開口CAVを塞ぐように設けられる。この振動膜MBは、圧電体膜PE及び第1、第2電極層EL1、EL2を支持すると共に、圧電体膜PEの伸縮に従って振動し、超音波を発生させることができる。

【0032】

開口(空洞領域)CAVは、シリコン基板SUBの裏面(素子が形成されない面)側から反応性イオンエッチング(RIE)等によりエッチングすることで形成される。この空洞領域CAVの開口部OPより超音波が放射される。

【0033】

超音波素子UEの第1の電極は、第1電極層EL1により形成され、第2の電極は、第2電極層EL2により形成される。具体的には、第1電極層EL1のうちの圧電体膜PEに覆われた部分が第1の電極を形成し、第2電極層EL2のうちの圧電体膜PEを覆う部分が第2の電極を形成する。即ち、圧電体膜PEは、第1の電極と第2の電極に挟まれて設けられる。

【0034】

圧電体膜PEは、第1の電極と第2の電極との間、即ち第1電極層EL1と第2電極層EL2との間に電圧が印加されることで、面内方向に伸縮する。圧電体膜PEの一方の面は第1電極層EL1を介して振動膜MBに接合されているが、他方の面には第2電極層EL2が形成されるものの、第2電極層EL2上には他の層が形成されない。そのため圧電体膜PEの振動膜MB側が伸縮しにくく、第2電極層EL2側が伸縮し易くなる。従って、圧電体膜PEに電圧を印加すると、空洞領域CAV側に凸となる撓みが生じ、振動膜MBを撓ませる。圧電体膜PEに交流電圧を印加することで、振動膜MBが膜厚方向に対して振動し、この振動膜MBの振動により超音波が開口部OPから放射される。圧電体膜PEに印加される電圧は、例えば10~30Vであり、周波数は例えば1~10MHzである。

【0035】

2. 超音波測定装置

図2に、本実施形態の超音波測定装置300の構成例を示す。本構成例の超音波測定装置300は、第1の信号生成回路110及び第2の信号生成回路120を含む。また、超音波測定装置300は、超音波装置200をさらに含んでもよい。なお、本実施形態の超音波測定装置300は図2の構成に限定されず、その構成要素の一部を省略したり、他の

10

20

30

40

50

構成要素に置き換えたり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

【0036】

第1の信号生成回路110は、超音波素子アレイ100を有する超音波装置200の、第1～第n（nは2以上の整数）の第1方向端子X1～Xnに対して、第1の駆動電圧VDR1～VDRnを供給する。例えば図2では、第1～第12の第1方向端子X1～X12に対して、位相走査を行うための第1の駆動電圧VDR1～VDR12を供給する。具体的には、X1にVDR1を供給し、X2にVDRM2を供給し、以下同様にしてX3～X8にVDR3～VDR8を供給する。

【0037】

第2の信号生成回路120は、超音波装置200の第1～第m（mは2以上の整数）の第2方向端子Y1～Ymに対して、互いに異なる電圧の第2の駆動電圧VCOM1～VCOMmを供給する。例えば図2では、第1～第8の第2方向端子Y1～Y8に対して、互いに異なる電圧の第2の駆動電圧VCOM1～VCOM8を供給する。具体的には、Y1にVCOM1を供給し、Y2にVCOM2を供給し、以下同様にしてY3～Y8にVCOM3～VCOM8を供給する。第2の駆動電圧VCOM1～VCOM8は、それぞれ一定の直流電圧であって、必ずしも接地電位（グランド電位、0V）を含む必要はない。

10

【0038】

なお、図2では、例としてm=8、n=12の場合を示すが、これ以外の値であってもよい。

【0039】

超音波装置200は、超音波素子アレイ100、第1～第nの第1方向端子X1～Xn、第1～第mの第2方向端子Y1～Ymを含む。

20

【0040】

超音波素子アレイ100は、m行n列のマトリックスアレイ状に配置される複数の超音波素子UE、第1～第nの第1方向電極線LX1～LXn、第1～第mの第2方向電極線LY1～LYmを含む。超音波素子UEは、例えば図1（A）、図2（B）に示した構成とすることができる。具体的には、図2に示すように、第1の方向D1に向かって第1行～第8行（広義には第m行）の超音波素子UEが配置され、第1の方向に交差する第2の方向D2に向かって第1列～第12列（広義には第n列）の超音波素子UEが配置される。なお、以下の説明において、超音波素子UEのアレイ内での位置を特定する場合には、例えば第4行第6列に位置する超音波素子をUE46と表記する。

30

【0041】

第1～第12（広義には第n）の第1方向電極線LX1～LX12は、超音波素子アレイ100において第1の方向D1に沿って配線され、超音波素子アレイ100の複数の超音波素子に第1の駆動電圧を供給する。第1～第12（広義には第n）の第1方向端子X1～X12は、第1～第12の第1方向電極線LX1～LX12に接続される。第1～第12の第1方向電極線LX1～LX12のうちの第j（jは1～12である整数）の第1方向電極線LXjは、超音波素子アレイ100の第j列に配置される超音波素子UEがそれぞれ有する第1の電極に接続される。

【0042】

第1～第8（広義には第m）の第2方向電極線LY1～LY8は、第1の方向D1に交差する第2の方向D2に沿って配線され、超音波素子アレイ100の複数の超音波素子に第2の駆動電圧を供給する。第1～第8（広義には第m）の第2方向端子Y1～Y8は、第1～第8の第2方向電極線LY1～LY8に接続される。第1～第8の第2方向電極線LY1～LY8のうちの第i（iは1～8である整数）の第2方向電極線LYiは、超音波素子アレイ100の第i行に配置される超音波素子UEがそれぞれ有する第2の電極に接続される。

40

【0043】

具体的には、例えば図2に示す超音波素子UE11については、第1の電極が第1の第1方向電極線LX1に接続され、第2の電極が第1の第2方向電極線LY1に接続される

50

。また、例えば図 2 に示す超音波素子 U E 4 6 については、第 1 の電極が第 6 の第 1 方向電極線 L X 6 に接続され、第 2 の電極が第 4 の第 2 方向電極線 L Y 4 に接続される。

【 0 0 4 4 】

第 2 の信号生成回路 1 2 0 は、第 1 の第 2 方向端子 Y 1 から第 8 の第 2 方向端子 Y 8 に向かって、電圧が単調に増加又は減少する第 2 の駆動電圧 V C O M 1 ~ V C O M 8 を供給してもよい。ここで、Y 1 から Y 8 に向かって電圧が単調に増加するとは、Y 1 ~ Y 8 に供給される第 2 の駆動電圧が $V C O M 1 < V C O M 2 < V C O M 3 < \dots < V C O M 8$ の関係を有することをいう。また、Y 1 から Y 8 に向かって電圧が単調に減少するとは、Y 1 ~ Y 8 に供給される第 2 の駆動電圧が $V C O M 1 > V C O M 2 > V C O M 3 > \dots > V C O M 8$ の関係を有することをいう。

10

【 0 0 4 5 】

また、第 2 の信号生成回路 1 2 0 は、電圧が単調に増加する第 2 の駆動電圧 V C O M 1 ~ V C O M 8 の電圧勾配、又は、電圧が単調に減少する第 2 の駆動電圧 V C O M 1 ~ V C O M 8 の電圧勾配を変化させることで、スキャン面の設定位置を変化させることができる。スキャン面とは、超音波素子アレイ 1 0 0 から放射される超音波のビームのスキャン方向に沿った面である。即ち、超音波素子アレイ 1 0 0 から放射される超音波のビームがそれに沿ってスキャンされる面である。例えば第 1 の方向 D 1 がスライス方向であり、第 2 の方向 D 2 が位相走査のスキャン方向である場合には、スキャン面はアレイ面に垂直で、第 2 の方向 D 2 と平行な面である。なお、第 2 の駆動電圧の電圧勾配とスキャン面の設定位置との関係については、後で詳細に説明する。

20

【 0 0 4 6 】

ここで第 2 の駆動電圧の電圧勾配は、超音波素子アレイ 1 0 0 の第 k (k は 1 k m - 1 である整数) 行の超音波素子と第 k + 1 行の超音波素子との間隔 (行間隔) を Y k とした場合に、 $(V C O M k + 1 - V C O M k) / Y k$ で与えられる。各行間隔が等しい場合、即ち各行が等間隔で配置される場合には、行間隔を Y とし、 $(V C O M k + 1 - V C O M k) / Y$ で与えられる。また、電圧差 V C O M k + 1 - V C O M k が k に依らず一定である場合には、電圧差を V C O M とし、 $V C O M / Y$ で与えられる。例えば図 2 の構成例では、行間隔 Y は固定値であるから、電圧差 V C O M k + 1 - V C O M k を変化させることで、第 2 の駆動電圧の電圧勾配を変化させることができる。

30

【 0 0 4 7 】

なお、第 1 の信号生成回路 1 1 0 及び第 2 の信号生成回路 1 2 0 をまとめて、1 つの信号生成回路としてもよい。或いは、第 2 の信号生成回路 1 2 0 の一部を超音波素子アレイ 1 0 0 と同一基板上に設けてもよい。

【 0 0 4 8 】

図 2 の構成例では、第 1 ~ 第 1 2 の第 1 方向電極線 L X 1 ~ L X 1 2 が第 1 の駆動電圧を供給し、第 1 ~ 第 8 の第 2 方向電極線 L Y 1 ~ L Y 8 が第 2 の駆動電圧を供給するが、これに限定されるものではない。第 1 方向電極線 L X 1 ~ L X 1 2 が第 2 の駆動電圧を供給し、第 2 方向電極線 L Y 1 ~ L Y 8 が第 1 の駆動電圧を供給してもよい。

【 0 0 4 9 】

なお、以下の説明において、第 1 の駆動電圧を駆動信号 (又は駆動信号電圧) 、第 2 の駆動電圧をコモン電圧とも呼ぶ。また、第 1 方向電極線 L X 1 ~ L X 1 2 を駆動電極線、第 2 方向電極線 L Y 1 ~ L Y 8 をコモン電極線とも呼ぶ。

40

【 0 0 5 0 】

駆動電極線 (第 1 方向電極線) L X 1 ~ L X 1 2 には、第 1 の信号生成回路 1 1 0 により、所定の周波数で電圧が変化する駆動信号 (第 1 の駆動電圧) V D R 1 ~ V D R 1 2 が供給される。また、コモン電極線 (第 2 方向電極線) L Y 1 ~ L Y 8 には、第 2 の信号生成回路 1 2 0 により、互いに異なる電圧のコモン電圧 (第 2 の駆動電圧) V C O M 1 ~ V C O M 8 が供給される。駆動信号電圧とコモン電圧との差の電圧が各超音波素子 U E に印加され、所定の周波数の超音波が放射される。例えば、図 2 の超音波素子 U E 1 1 には、駆動電極線 L X 1 に供給される駆動信号電圧 V D R 1 とコモン電極線 L Y 1 に供給される

50

コモン電圧 V_{COM1} との差 $V_{DR1} - V_{COM1}$ が印加される。同様に、超音波素子 $UE46$ には、駆動電極線 $LX6$ に供給される駆動信号電圧 V_{DR6} とコモン電極線 $LY4$ に供給されるコモン電圧 V_{COM4} との差 $V_{DR6} - V_{COM4}$ が印加される。

【0051】

駆動電極線 $LX11 \sim LX12$ に供給される12の駆動信号の位相が一致している場合には、各超音波素子からそれぞれ放射される超音波が合成されて、超音波素子アレイ100に垂直な方向（アレイ面の法線方向）に放射される超音波が形成される。一方、駆動電極線 $LX11 \sim LX12$ に供給される12の駆動信号が互いに位相差をもつ場合には、合成された超音波は位相差に応じてアレイ面の法線方向からずれた方向に放射される。この現象を利用すれば、各駆動信号の位相差を変化させることで超音波の放射方向を変化させることができる。各駆動信号の位相差を制御することで、超音波の放射方向（ビーム方向）を走査することを「位相走査」と呼ぶ。

10

【0052】

図3は、本実施形態の超音波測定装置300における位相走査を説明する図である。簡単にするために、図3では4個の超音波素子 $UE1 \sim UE4$ について説明する。 $UE1 \sim UE4$ は、等間隔 d で配置されている。そして供給される駆動信号 $V_{DR1} \sim V_{DR4}$ の位相は V_{DR1} が最も早く、 V_{DR2} 、 V_{DR3} 、 V_{DR4} の順に所定の位相差だけ遅くなる。即ち、駆動信号 $V_{DR1} \sim V_{DR4}$ は、 V_{DR1} 、 V_{DR2} 、 V_{DR3} 、 V_{DR4} の順に所定の時間差 t を伴って供給される。

【0053】

図3には、各超音波素子 $UE1 \sim UE4$ から放射された超音波の或る時刻における波面 $W1 \sim W4$ を示す。各超音波素子から放射された超音波は合成されて、合成された超音波の波面 WT を形成する。この波面 WT の放射方向 DT が合成された超音波の放射方向（ビーム方向）となる。ビーム方向 DT とアレイ面の法線方向との成す角度 s は、

$$\sin s = c \times t / d \quad (1)$$

で与えられる。ここで c は音速、 t は駆動信号の時間差、 d は素子間隔である。

【0054】

このように位相走査、即ち各超音波素子に供給する駆動信号の位相差（時間差）を変化させることで、ビーム方向を変化させることができる。具体的には、例えば図2に示す構成例では、駆動電極線 $LX1 \sim LX12$ のそれぞれに供給する駆動信号の位相差（時間差）を変化させることで、ビーム方向を第2の方向 $D2$ に沿って走査（スキャン）させることができる。即ち、第2の方向 $D2$ は位相走査のスキャン方向であり、第1の方向 $D1$ はスライス方向である。

20

30

【0055】

3. 超音波の強度分布

図4は、超音波の強度分布（ビームプロファイル）を説明する第1の図である。図4では、簡単のために6行6列の超音波素子アレイについて説明する。図4には、第1の方向 $D1$ に関するビームプロファイル $BP1$ 、第2の方向 $D2$ に関するビームプロファイル $BP2$ 及びビームのピーク位置 PK を示す。また、中心線 $C1$ は第1の方向 $D1$ に沿って超音波素子アレイの中心を通る直線であり、中心線 $C2$ は第2の方向 $D2$ に沿って超音波素子アレイの中心を通る直線である。

40

【0056】

駆動電極線 $LX1 \sim LX6$ に供給される駆動信号 $V_{DR1} \sim V_{DR6}$ は、 V_{DR6} が最も早く、 V_{DR6} から V_{DR1} に向かって一定の時間差で遅くなるように供給される。従って、上述した位相走査により、第2の方向 $D2$ に関するピーク位置はビームプロファイル $BP2$ が示すように中心線 $C1$ から $LX1$ 側にシフトする。

【0057】

コモン電極線 $LY1 \sim LY6$ には、同一電圧のコモン電圧 V_{COM} が供給される。各超音波素子 UE に印加される電圧は駆動信号電圧とコモン電圧との差であるから、同一の駆動電極線に接続された6個の超音波素子に印加される電圧は同一になる。例えば駆動電極

50

線 L X 1 に接続される 6 個の超音波素子 U E 1 1、U E 2 1、U E 3 1、U E 4 1、U E 5 1、U E 6 1 に印加される電圧は、V D R 1 - V C O M である。従って、6 個の超音波素子から放射される超音波の強度は同一になる。その結果、合成された超音波の第 1 の方向 D 1 に関するピーク位置は、ビームプロファイル B P 1 が示すように中心線 C 2 上にある。

【 0 0 5 8 】

図 5 は、超音波の強度分布（ビームプロファイル）を説明する第 2 の図である。

【 0 0 5 9 】

駆動電極線 L X 1 ~ L X 6 に供給される駆動信号 V D R 1 ~ V D R 6 は、同一のタイミングで、即ち位相差（時間差）が無く供給される。従って、各超音波素子から放射される超音波の位相は一致するから、合成された超音波の強度の第 2 の方向 D 2 に関するピーク位置は、ビームプロファイル B P 2 が示すように中心線 C 1 上にある。

10

【 0 0 6 0 】

コモン電極線 L Y 1 ~ L Y 6 には、同一電圧のコモン電圧 V C O M が供給される。従って、合成された超音波の強度の第 1 の方向 D 1 に関するピーク位置は、ビームプロファイル B P 1 が示すように中心線 C 2 上にある。

【 0 0 6 1 】

図 6 は、超音波の強度分布（ビームプロファイル）を説明する第 3 の図である。

【 0 0 6 2 】

駆動電極線 L X 1 ~ L X 6 に供給される駆動信号 V D R 1 ~ V D R 6 は、V D R 1 が最も早く、V D R 1 から V D R 6 に向かって一定の時間差で遅くなるように供給される。従って、上述した位相走査により、第 2 の方向 D 2 に関するピーク位置はビームプロファイル B P 2 が示すように中心線 C 1 から L X 6 側にシフトする。

20

【 0 0 6 3 】

コモン電極線 L Y 1 ~ L Y 6 には、同一電圧のコモン電圧 V C O M が供給される。従って、合成された超音波の強度の第 1 の方向 D 1 に関するピーク位置は、ビームプロファイル B P 1 が示すように中心線 C 2 上にある。

【 0 0 6 4 】

図 4 ~ 図 6 に示すように、コモン電極線 L Y 1 ~ L Y 6 に同一電圧のコモン電圧 V C O M が供給される場合には、超音波強度のピーク位置 P K は中心線 C 2 上にある。そして位相走査を行うことで、中心線 C 2 を含みアレイ面に垂直な面（スキャン面）に沿って超音波ビームをスキャンさせることができる。

30

【 0 0 6 5 】

図 7 に、超音波素子に印加される電圧（印加電圧）と超音波素子の変位量との関係の一例を示す。横軸は印加電圧であり、縦軸は変位量である。図 7 に示すように、印加電圧と変位量の関係は非線形である。

【 0 0 6 6 】

超音波素子に印加される電圧は、駆動信号電圧 V D R とコモン電圧 V C O M との差 V D R - V C O M であるから、V D R が同一であっても V C O M が異なれば印加電圧が異なる。駆動信号は所定の周波数で電圧が変化する信号（交流成分をもつ信号）であり、例えば交流成分が正弦波である場合には、V D R は時間 t の関数として次式で与えられる。

40

【 0 0 6 7 】

$$V D R = V A \times \sin \quad t + V B \quad (2)$$

ここで V A は交流成分の電圧振幅、 \quad は交流成分の角周波数、V B は直流成分の電圧である。

【 0 0 6 8 】

(2) 式の V D R がそれぞれに供給され、互いに電圧が異なるコモン電圧 V C O M 1、V C O M 2、V C O M 3 が供給される 3 個の超音波素子 U E 1、U E 2、U E 3 を考える。U E 1、U E 2、U E 3 の印加電圧 V E 1、V E 2、V E 3 は、次式で表される。

【 0 0 6 9 】

50

$$V E 1 = V D R - V C O M 1 = V A \times \sin t + V B - V C O M 1 \quad (3)$$

$$V E 2 = V D R - V C O M 2 = V A \times \sin t + V B - V C O M 2 \quad (4)$$

$$V E 3 = V D R - V C O M 3 = V A \times \sin t + V B - V C O M 3 \quad (5)$$

$V C O M 1 > V C O M 2 > V C O M 3$ である場合には、各印加電圧の直流成分は次のような関係になる。

【0070】

$$V B - V C O M 1 < V B - V C O M 2 < V B - V C O M 3 \quad (6)$$

従って、印加電圧 $V E 1$ 、 $V E 2$ 、 $V E 3$ は、図7に示すように、それぞれの直流成分 $V B - V C O M 1$ 、 $V B - V C O M 2$ 、 $V B - V C O M 3$ を中心に $\pm V A$ の範囲で変化する。印加電圧と変位量の関係が非線形であるために、 $V E 1$ 、 $V E 2$ 、 $V E 3$ に対応する変位量を $D 1$ 、 $D 2$ 、 $D 3$ とすると、 $D 1 > D 2 > D 3$ となる。即ち、 $U E 1$ の変位量が最も大きく、 $U E 1$ から $U E 3$ に向かって変位量が減少する。

10

【0071】

このように、互いに電圧が異なるコモン電圧が供給される複数の超音波素子では、コモン電圧が大きいほど変位量が大きくなり、従って放射される超音波の強度も大きくなる。

【0072】

図8は、互いに異なる第2の駆動電圧（コモン電圧）を供給する場合の、超音波の強度分布（ビームプロファイル）を説明する第1の図である。上述した図4～図6と同様に、6行6列の超音波素子アレイについて、第1の方向 $D 1$ に関するビームプロファイル $B P 1$ 、第2の方向 $D 2$ に関するビームプロファイル $B P 2$ 及びビームのピーク位置 $P K$ を示す。また、中心線 $C 1$ は第1の方向 $D 1$ に沿って超音波素子アレイの中心を通る直線であり、中心線 $C 2$ は第2の方向 $D 2$ に沿って超音波素子アレイの中心を通る直線である。

20

【0073】

コモン電極線 $L Y 1 \sim L Y 6$ には、 $L Y 1$ から $L Y 6$ に向かって電圧が単調に減少するコモン電圧 $V C O M 1 \sim V C O M 6$ が供給される。図7を用いて説明したように、コモン電圧が大きいほど変位量が大きくなり、放射される超音波の強度も大きくなるから、例えば駆動電極線 $L X 1$ に接続される6個の超音波素子 $U E 1 1$ 、 $U E 2 1$ 、 $U E 3 1$ 、 $U E 4 1$ 、 $U E 5 1$ 、 $U E 6 1$ では、 $U E 1 1$ から放射される超音波強度が最も大きく、 $U E 1 1$ から $U E 6 1$ に向かって超音波強度が徐々に小さくなる。その結果、合成された超音波の第1の方向 $D 1$ に関するピーク位置は、ビームプロファイル $B P 1$ が示すように中心線 $C 2$ から $L Y 1$ 側にシフトする。

30

【0074】

駆動電極線 $L X 1 \sim L X 6$ に供給される駆動信号 $V D R 1 \sim V D R 6$ は、 $V D R 6$ が最も早く、 $V D R 6$ から $V D R 1$ に向かって一定の時間差で遅くなるように供給される。従って、上述した位相走査により、第2の方向 $D 2$ に関するピーク位置はビームプロファイル $B P 2$ が示すように中心線 $C 1$ から $L X 1$ 側にシフトする。

【0075】

図9は、互いに異なる第2の駆動電圧（コモン電圧）を供給する場合の、超音波の強度分布（ビームプロファイル）を説明する第2の図である。

【0076】

40

コモン電極線 $L Y 1 \sim L Y 6$ には、図8と同様に、 $L Y 1$ から $L Y 6$ に向かって電圧が単調に減少するコモン電圧 $V C O M 1 \sim V C O M 6$ が供給される。その結果、合成された超音波の第1の方向 $D 1$ に関するピーク位置は、ビームプロファイル $B P 1$ が示すように中心線 $C 2$ から $L Y 1$ 側にシフトする。

【0077】

駆動電極線 $L X 1 \sim L X 6$ に供給される駆動信号 $V D R 1 \sim V D R 6$ は、同一のタイミングで、即ち位相差（時間差）が無く供給される。従って、各超音波素子から放射される超音波の位相は一致するから、合成された超音波の強度の第2の方向 $D 2$ に関するピーク位置は、ビームプロファイル $B P 2$ が示すように中心線 $C 1$ 上にある。

【0078】

50

図10は、互いに異なる第2の駆動電圧（コモン電圧）を供給する場合の、超音波の強度分布（ビームプロファイル）を説明する第3の図である。

【0079】

コモン電極線LY1～LY6には、図8と同様に、LY1からLY6に向かって電圧が単調に減少するコモン電圧VCOM1～VCOM6が供給される。その結果、合成された超音波の第1の方向D1に関するピーク位置は、ビームプロファイルBP1が示すように中心線C2からLY1側にシフトする。

【0080】

駆動電極線LX1～LX6に供給される駆動信号VDR1～VDR6は、VDR1が最も早く、VDR1からVDR6に向かって一定の時間差で遅くなるように供給される。従って、上述した位相走査により、第2の方向D2に関するピーク位置はビームプロファイルBP2が示すように中心線C1からLX6側にシフトする。

10

【0081】

図8～図10に示すように、LY1からLY6に向かって電圧が単調に減少するコモン電圧VCOM1～VCOM6を供給することで、超音波強度のピーク位置PKを中心線C2からLY1側にシフトすることができる。そして位相走査を行うことで、中心線C2からLY1側にシフトした位置に設定されるスキャン面に沿って超音波ビームをスキャンすることができる。さらに電圧が単調に減少するコモン電圧VCOM1～VCOM6の電圧勾配を変化させることで、スキャン面の設定位置を変化させることができる。

【0082】

また図示していないが、図8～図10とは反対に、LY1からLY6に向かって電圧が単調に増加するコモン電圧VCOM1～VCOM6を供給することで、超音波強度のピーク位置PKを中心線C2からLY6側にシフトすることができる。そして位相走査を行うことで、中心線C2からLY6側にシフトした位置に設定されるスキャン面に沿って超音波ビームをスキャンすることができる。さらに電圧が単調に増加するコモン電圧VCOM1～VCOM6の電圧勾配を変化させることで、スキャン面の設定位置を変化させることができる。

20

【0083】

このように本実施形態の超音波測定装置300によれば、コモン電極線LY1からLY6に向かって電圧が単調に増加する第2の駆動電圧（コモン電圧）、又は、電圧が単調に減少する第2の駆動電圧を供給し、これらの第2の駆動電圧の電圧勾配を変化させることでスキャン面の設定位置を可変に設定することができる。その結果、本実施形態の超音波測定装置300を例えば超音波診断装置等に用いた場合に、簡素な構成で2次元的なスキャンが可能になるから、超音波エコー画像を効率的に取得することなどが可能になる。

30

【0084】

本実施形態の超音波測定装置300によらずに2次元的なスキャンを実現する方法として、超音波素子アレイの各超音波素子を個別に駆動する方法がある。しかしこの方法では、素子数の多いアレイでは駆動電極線の配線が困難になる。例えばm行n列のアレイの場合にはm×n本の駆動電極線が必要であり、アレイ内で素子を迂回しながら配線を引き回すことはレイアウト上の大きな問題となる。これに対して、本実施形態の超音波測定装置300では、上述したようにn本の駆動電極線でよいから、上記の問題は生じない。

40

【0085】

また本実施形態の超音波測定装置300によらずに2次元的なスキャンを実現する別の方法として、第1方向電極線と第2方向電極線の両方に位相走査のための駆動信号を別々に供給する方法がある。しかしこの方法では、第1方向電極線に供給する駆動信号の遅延に合わせて第2方向電極線に供給する駆動信号の遅延を制御する必要があるため、正確な信号処理が必要となり、回路規模が大きくなる。これに対して、本実施形態の超音波測定装置300では、第2方向電極線には直流電圧を供給すればよいから、簡素な回路構成でよい。

【0086】

50

図 1 1 は、本実施形態の超音波測定装置 3 0 0 における第 1 の駆動電圧及び第 2 の駆動電圧のタイミングチャートの一例である。図 1 1 では、例として 6 行 6 列の超音波素子アレイについて示す。

【 0 0 8 7 】

第 1 の期間 T 1 では、第 2 の駆動電圧（コモン電圧）V C O M 1 ~ V C O M 6 は、V C O M 1 が最も電圧が高く、V C O M 1 から V C O M 6 に向かって電圧が単調に減少する。従ってスキャン面の設定位置は上方向（例えば図 8 では C 2 から L Y 1 に向かう方向）にシフトする。また第 1 の駆動電圧（駆動信号）V D R 1 ~ V D R 6 は、第 1 の期間 T 1 の最初の期間 T 1 a では、V D R 6 が最も位相が早く、V D R 6 から V D R 1 に向かって一定の時間差で遅くなる。そして中間期間 T 1 b では V D R 1 ~ V D R 6 は同一位相であり、最後の期間 T 1 c では V D R 1 が最も位相が早く、V D R 1 から V D R 6 に向かって一定の時間差で遅くなる。このように位相走査することで、スキャン面の設定位置を上方向（例えば図 8 では C 2 から L Y 1 に向かう方向）にシフトさせてスキャンを行うことができる。

10

【 0 0 8 8 】

第 2 の期間 T 2 では、コモン電圧 V C O M 1 ~ V C O M 6 は同一の電圧であるからスキャン面の設定位置はシフトしない。駆動信号 V D R 1 ~ V D R 6 は、第 2 の期間 T 2 の最初の期間 T 2 a、中間期間 T 2 b、最後の期間 T 2 c において、第 1 の期間 T 1 と同様の位相走査を行う。こうすることで、スキャン面の設定位置をシフトさせずにスキャンを行うことができる。

20

【 0 0 8 9 】

第 3 の期間 T 3 では、コモン電圧 V C O M 1 ~ V C O M 6 は、V C O M 1 が最も電圧が低く、V C O M 1 から V C O M 6 に向かって電圧が単調に増加する。従ってスキャン面の設定位置は下方向（例えば図 8 では C 2 から L Y 6 に向かう方向）にシフトする。駆動信号 V D R 1 ~ V D R 6 は、第 3 の期間 T 3 の最初の期間 T 3 a、中間期間 T 3 b、最後の期間 T 3 c において、第 1 の期間 T 1 と同様の位相走査を行う。こうすることで、スキャン面の設定位置を下方向（例えば図 8 では C 2 から L Y 6 に向かう方向）にシフトさせてスキャンを行うことができる。

【 0 0 9 0 】

図 1 2 (A)、図 1 2 (B) に、シミュレーションによるスライス方向における超音波ビームの強度分布（ビームプロファイル）の一例を示す。横軸はアレイの中心を原点とするスライス方向の座標、縦軸は音圧（超音波強度）である。

30

【 0 0 9 1 】

図 1 2 (A) は各コモン電極線に同一電圧を供給した場合であり、ビームのピーク位置は原点、即ちアレイの中心にある。一方、図 1 2 (B) は各コモン電極線に供給する電圧に電圧勾配をもたせた場合であり、ビームのピーク位置がシフトしていることが分かる。

【 0 0 9 2 】

図 1 3 (A)、図 1 3 (B) に、本実施形態の第 2 の信号生成回路 1 2 0 の第 1 及び第 2 の構成例を示す。なお、本実施形態の第 2 の信号生成回路 1 2 0 は図 1 3 (A)、図 1 3 (B) の構成に限定されず、その構成要素の一部を省略したり、他の構成要素に置き換えたり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

40

【 0 0 9 3 】

図 1 3 (A) に示す第 1 の構成例は、信号生成回路 S G 1 ~ S G 8 を含む。信号生成回路 S G 1 ~ S G 8 は、第 2 の駆動電圧（コモン電圧）V C O M 1 ~ V C O M 8 をそれぞれ生成し出力する。信号生成回路 S G 1 ~ S G 8 は、後述する超音波プローブ 3 0 0（図 1 4）の制御回路 C N T L の制御に基づいて、電圧が単調に増加又は減少する第 2 の駆動電圧 V C O M 1 ~ V C O M 8 を生成し、また第 2 の駆動電圧 V C O M 1 ~ V C O M 8 の電圧勾配を変化させることができる。信号生成回路 S G 1 ~ S G 8 は、C M O S トランジスタを用いたアナログ回路及びロジック回路により実現することができる。

【 0 0 9 4 】

50

図13(B)に示す第2の構成例は、電圧生成回路122及び電圧切換回路(マルチプレクサー)124を含む。電圧生成回路122は、第2の駆動電圧(コモン電圧)VCOM1~VCOM8として必要な複数の電圧を生成する。電圧切換回路(マルチプレクサー)124は、電圧生成回路122からの複数の電圧を受けて、第2方向端子Y1~Y8のそれぞれに対して複数の電圧のうちの一つを選択して出力する。こうすることで、電圧切換回路124は、電圧が単調に増加又は減少する第2の駆動電圧VCOM1~VCOM8を出力し、また第2の駆動電圧VCOM1~VCOM8の電圧勾配を変化させることができる。電圧生成回路122及び電圧切換回路124は、後述する超音波プローブ300(図14)の制御回路CNTLにより制御される。電圧生成回路122及び電圧切換回路124は、CMOSTランジスタを用いたアナログ回路及びロジック回路により実現することができる。なお、電圧切換回路124を超音波素子アレイ100と同一の基板上に設けてもよい。

10

【0095】

4. 超音波プローブ及び診断装置

図14に、本実施形態の超音波測定装置(超音波プローブ)300及び診断装置(電子機器)400の基本的な構成例を示す。超音波プローブ300は、超音波ヘッドユニット220、第1の信号生成回路110、第2の信号生成回路120を含む。超音波ヘッドユニット220は、超音波装置200及び接続部210を含む。第1の信号生成回路110は、マルチプレクサーMUX、パルス信号発生器HV_Pを含む。また、超音波プローブ300は、制御回路CNTL、送受信切換スイッチT/R_SW、アナログフロントエンドAFEをさらに含む。

20

【0096】

超音波ヘッドユニット220は、接続部210を介して脱着可能であり、診断対象に合わせて交換することができる。接続部210は、超音波ヘッドユニット220と超音波ヘッドユニット220本体とを電氣的に接続するためのものであって、例えばフレキシブル基板とコネクタなどで構成することができる。

【0097】

超音波装置200は、超音波素子アレイ100、第1~第nの第1方向端子X1~Xn、第1~第mの第2方向端子Y1~Ymを含む。なお、第2の信号生成回路120のうちの電圧切換回路124(図13(B))を、超音波装置200に設けてもよい。この場合には、電圧切換回路124を、超音波素子アレイ100と同一基板上に形成してもよい。

30

【0098】

マルチプレクサーMUXは、第1の駆動電圧(駆動信号)及び受信信号のチャネル切換を行う。例えばパルス信号発生器HV_P、送受信切換スイッチT/R_SW及びアナログフロントエンドAFEが8チャネル分の信号に対応する構成である場合には、マルチプレクサーMUXがこの8チャネル分の信号を超音波素子アレイ100の駆動電極線LX1~LXnに分配する。

【0099】

パルス信号発生器HV_Pは、制御回路CNTLの制御に基づいて、超音波素子UEを駆動するための信号(パルス)を生成する。

40

【0100】

送受信切換スイッチT/R_SWは、送信時及び受信時の信号の切換を行う。受信時にはマルチプレクサーMUXとアナログフロントエンドAFEとを電氣的に接続して、超音波ヘッドユニット220からの受信信号をアナログフロントエンドAFEに出力する。送信時には、マルチプレクサーMUXとアナログフロントエンドAFEとを電氣的に非接続にして、駆動信号がアナログフロントエンドAFEに入力することを防止する。

【0101】

アナログフロントエンドAFEは、受信信号の増幅、ゲイン設定、周波数設定、A/D変換(アナログ/デジタル変換)などを行い、検出データ(検出情報)として処理部320に出力する。アナログフロントエンドAFEは、例えば低雑音増幅器、電圧制御アッテ

50

ネーター、プログラマブルゲインアンプ、ローパスフィルター、A/Dコンバーターなどで構成することができる。

【0102】

制御回路CONTROLは、パルス信号発生器HV__Pに対して駆動信号の位相、周波数の制御を行い、第2の信号生成回路120に対して第2の駆動電圧(コモン電圧)の電圧勾配などの制御を行い、アナログフロントエンドAFEに対して受信信号の周波数設定の制御を行う。制御回路CONTROLは、例えばFPGA(Field-Programmable Gate Array)で実現することができる。

【0103】

診断装置400は、超音波プローブ300、制御部310、処理部320、UI(ユーザーインターフェース)部330、表示部340を含む。

10

【0104】

制御部310は、超音波プローブ300に対して超音波の送受信制御を行い、処理部320に対して検出データの画像処理等の制御を行う。処理部320は、アナログフロントエンドAFEからの検出データを受けて、必要な画像処理や表示用画像データの生成などを行う。UI(ユーザーインターフェース)部330は、ユーザーの行う操作(例えばタッチパネル操作など)に基づいて制御部310に必要な命令(コマンド)を出力する。表示部340は、例えば液晶ディスプレイ等であって、処理部320からの表示用画像データを表示する。

【0105】

なお、以上のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。従って、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれるものとする。例えば、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。また超音波測定装置、電子機器、診断装置及び超音波装置の構成、動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形実施が可能である。

20

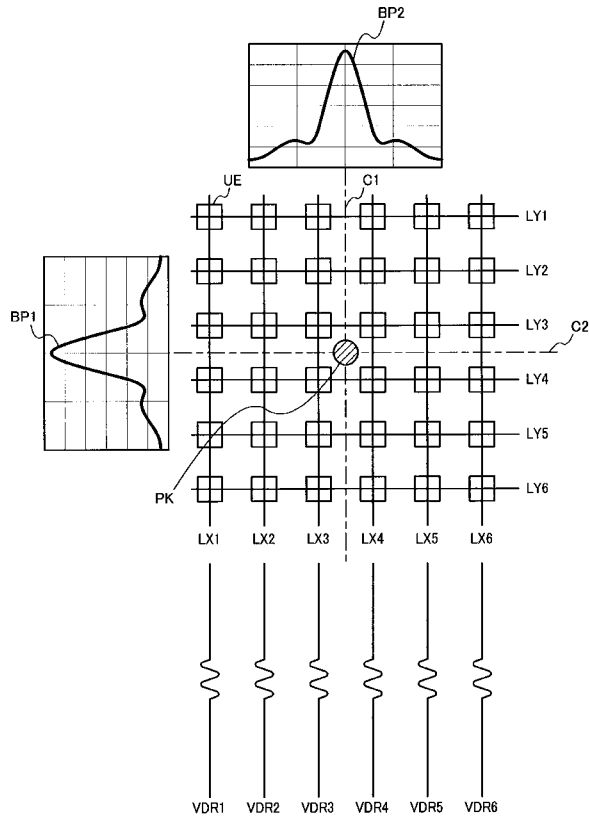
【符号の説明】

【0106】

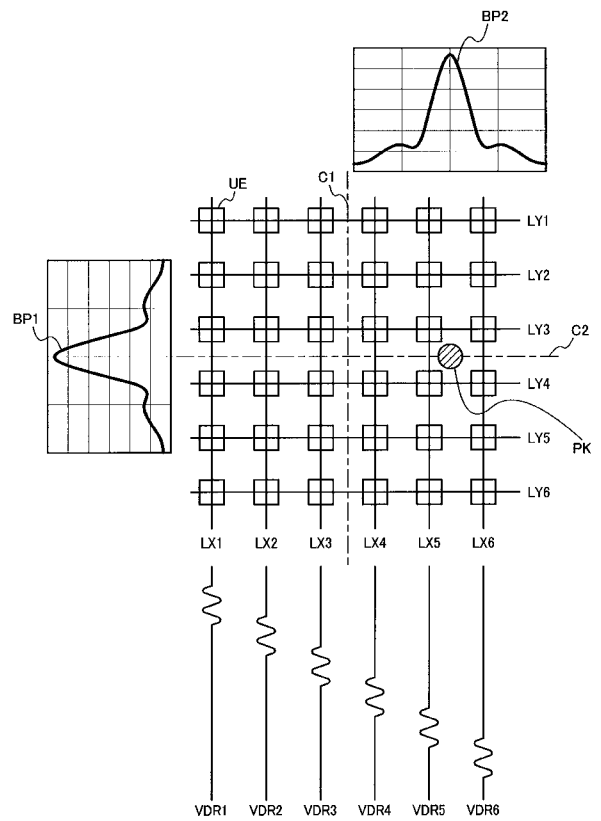
100 超音波素子アレイ、110 第1の信号生成回路、
 120 第2の信号生成回路、122 電圧生成回路、124 電圧切換回路、
 200 超音波装置、210 接続部、220 超音波ヘッドユニット、
 300 超音波測定装置、310 制御部、320 処理部、330 UI部、
 340 表示部、
 UE 超音波素子、LX1~LX12 第1方向電極線(駆動電極線)、
 LY1~LY8 第2方向電極線(コモン電極線)、X1~X12 第1方向端子、
 Y1~Y8 第2方向端子、VDR1~VDR12 第1の駆動電圧(駆動信号)、
 VCOM1~VCOM8 第2の駆動電圧(コモン電圧)

30

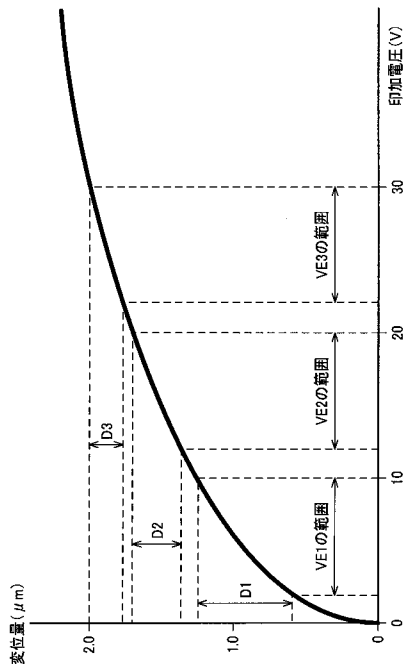
【 図 5 】



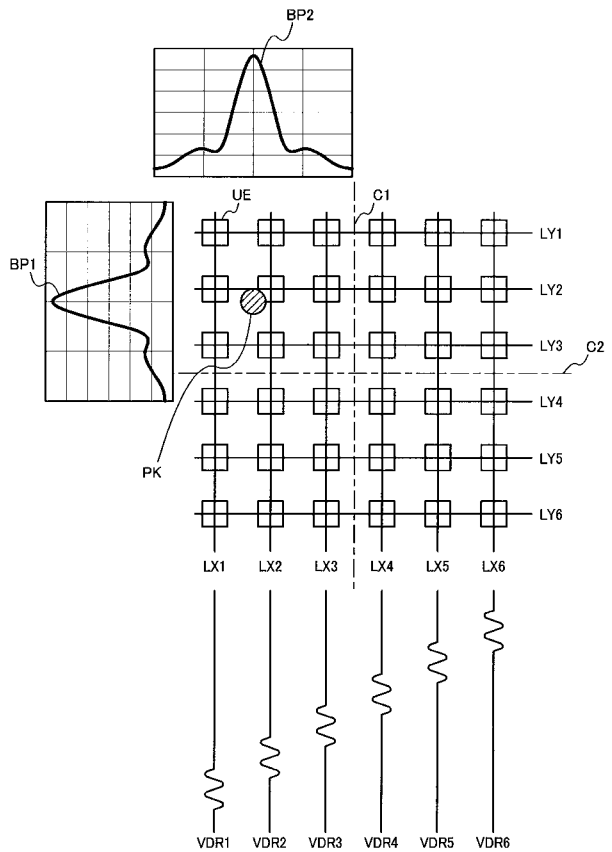
【 図 6 】



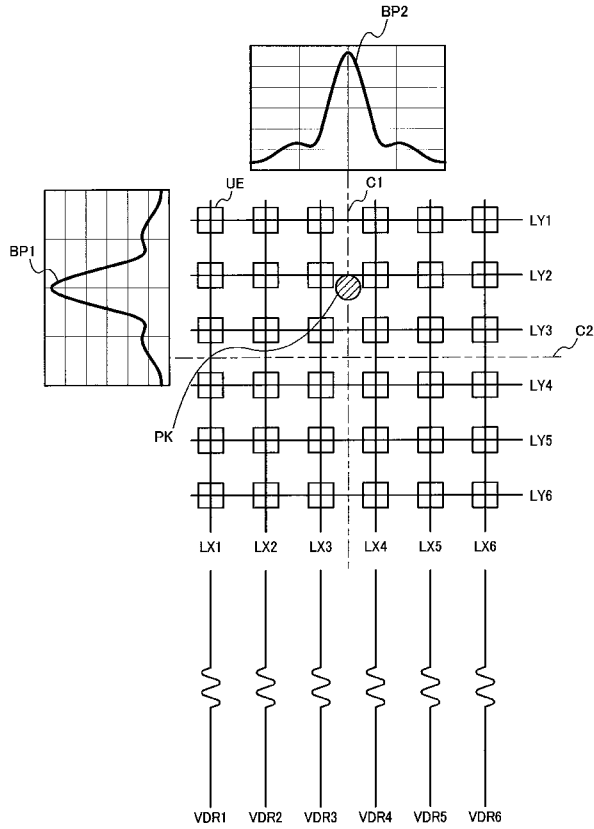
【 図 7 】



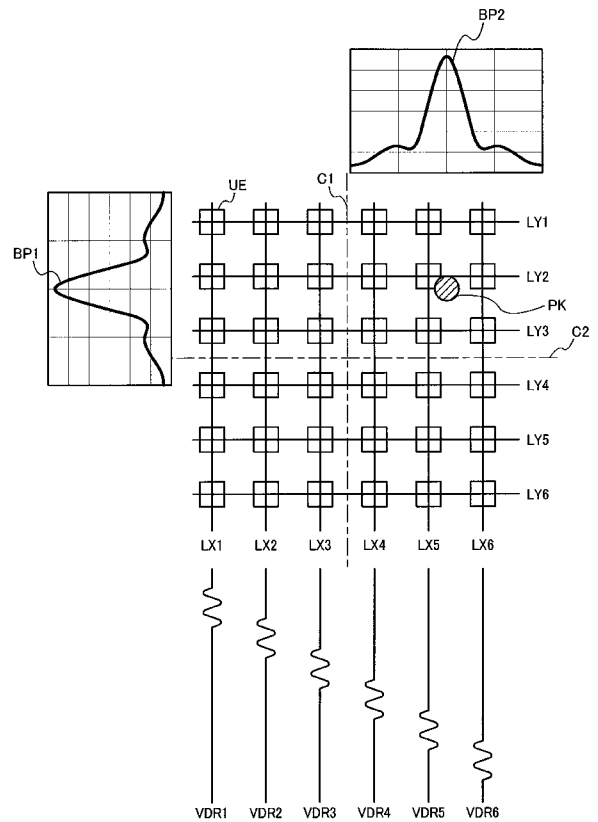
【 図 8 】



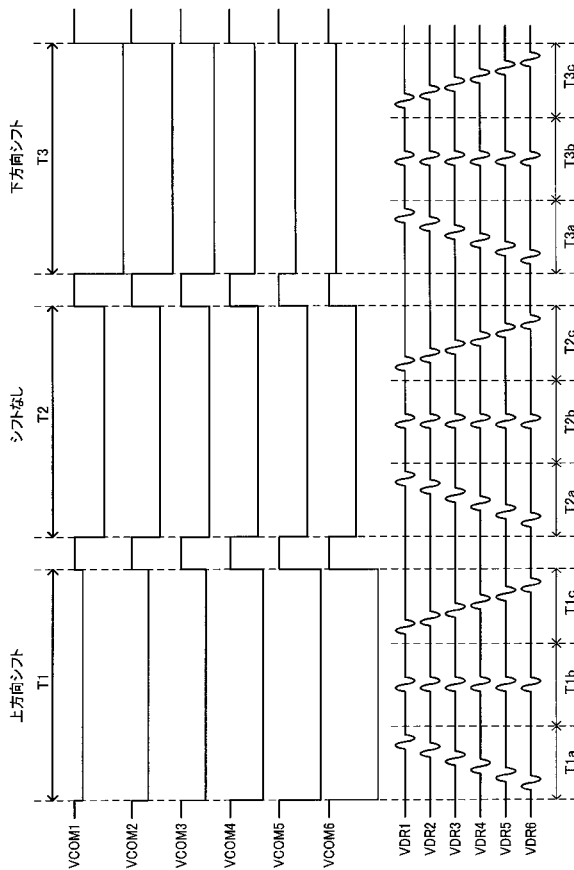
【 図 9 】



【 図 10 】

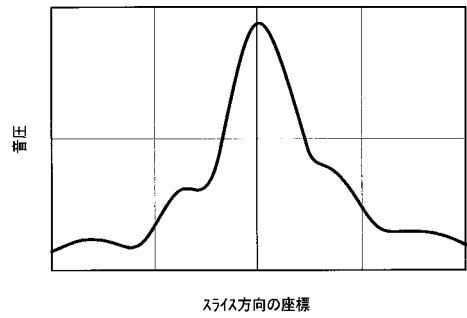


【 図 11 】

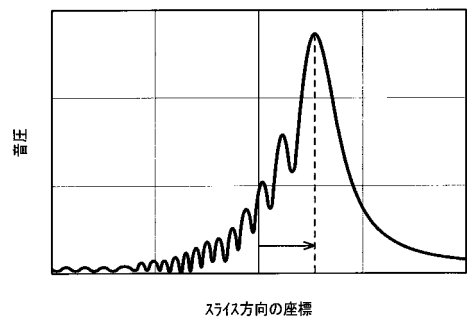


【 図 12 】

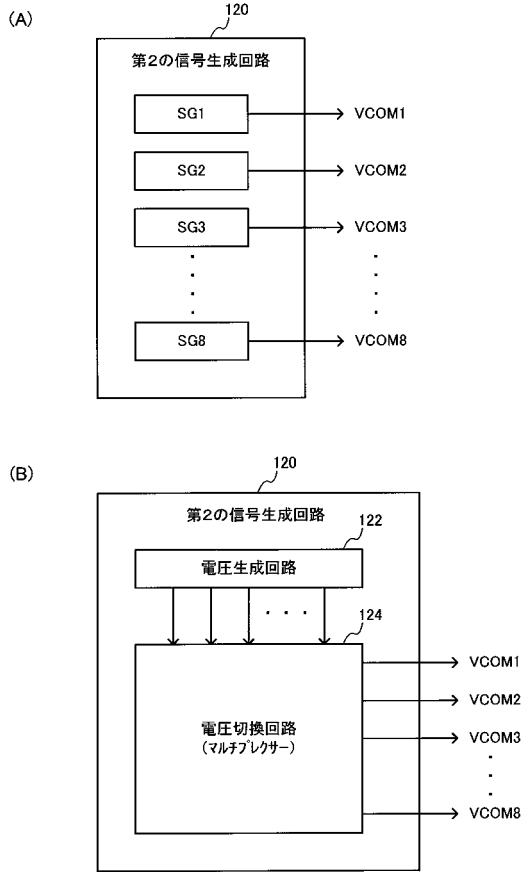
(A)



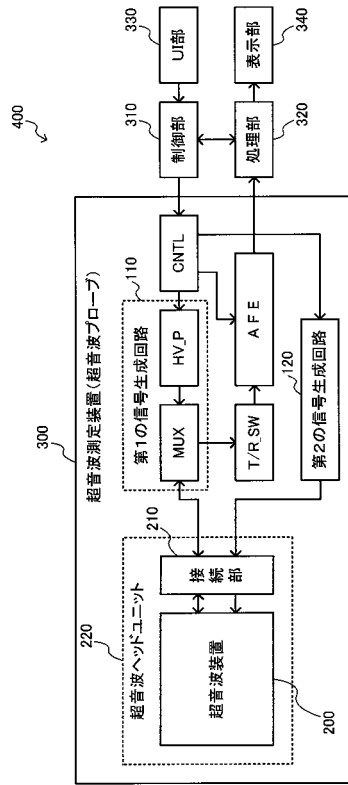
(B)



【図 13】



【図 14】



专利名称(译)	超声波测定装置、电子机器、诊断装置及び超音波装置		
公开(公告)号	JP2013208165A	公开(公告)日	2013-10-10
申请号	JP2012078935	申请日	2012-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	松田洋史		
发明人	松田 洋史		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/GB02 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB42 4C601/HH25 4C601/HH31		
代理人(译)	井上 一 黑田靖		
其他公开文献	JP6024156B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够通过简单配置，电子设备，诊断设备和超声波设备进行有效扫描的超声波测量设备。解决方案：超声波测量装置300包括：超声波装置200，其具有超声波元件阵列100；第一信号发生电路110，其向第一至第n（n为整数≥2）个第一方向端子X1-Xn提供第一驱动电压；第二信号发生电路120，向第l-m个第二方向端子Y1-Ym提供第二驱动电压。超声波元件阵列100包括：多个超声波元件UE，以矩阵阵列图案排列；第一至第一方向电极线LX1-LXn，其沿第一方向D1布置并且将第一驱动电压提供给多个超声波元件；第一-m方向电极线LY1-LYm沿第二方向D2排列，并将第二驱动电压提供给多个超声波元件。第二信号发生电路120向第一-m个第二方向端子Y1-Ym提供彼此不同的第二驱动电压。

