

(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2013-243513

(P2013-243513A)

(43) 公開日 平成25年12月5日(2013.12.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 1/40 (2006.01)	H04R 1/40 330	2G047
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 332B	4C601
H04R 7/00 (2006.01)	H04R 7/00 330	5D019
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	
G01N 29/24 (2006.01)	G01N 29/24 502	
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2012-115321 (P2012-115321)
(22) 出願日 平成24年5月21日 (2012.5.21)

(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 100095728
弁理士 上柳 雅誉
(74) 代理人 100107261
弁理士 須澤 修
(74) 代理人 100127661
弁理士 宮坂 一彦
(72) 発明者 鶴野 次郎
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) 2G047 AA12 AC13 BA03 CA01 EA14
GB02 GB17 GB21 GB29 GF21

最終頁に続く

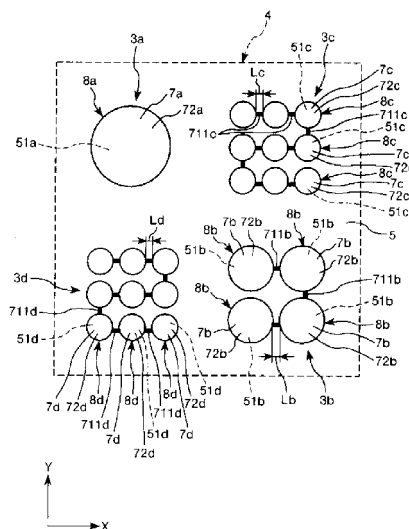
(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサー、超音波プローブ、診断装置および電子機器

(57) 【要約】

【課題】2種の超音波素子群の感度の差を低減し、複数の周波数の超音波を送受信でき、かつ回路構成の簡素化を図ることができる超音波トランスデューサー、超音波プローブ、診断装置および電子機器を提供すること。

【解決手段】超音波プローブ1は、第1のダイアフラム51aを有し、超音波の送受信を行うm(mは1以上の整数)個の第1の超音波素子8aと、前記第1のダイアフラム51aよりも面積の小さい第2のダイアフラム51bを有し、超音波の送受信を行うn(nはmより大きい整数)個の第2の超音波素子8bと、を有し、前記n個の第2の超音波素子は、電気的に直列に接続されており、前記m個の第1の超音波素子8aの前記第1のダイアフラム51aの面積の総和をA、前記n個の第2の超音波素子8bの前記第2のダイアフラム51bの面積の総和をBとしたとき、 B/A が、0.9以上1.1以下である。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う m (m は 1 以上の整数) 個の第 1 の超音波素子と、

前記第 1 のダイアフラムよりも面積の小さい第 2 のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う n (n は m より大きい整数) 個の第 2 の超音波素子と、を有し、

前記 m が 2 以上の整数の場合、前記 m 個の第 1 の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

前記 n 個の第 2 の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

前記 m 個の第 1 の超音波素子の前記第 1 のダイアフラムの面積の総和を A 、前記 n 個の第 2 の超音波素子の前記第 2 のダイアフラムの面積の総和を B としたとき、 B / A が、 0.9 以上 1.1 以下であることを特徴とする超音波トランスデューサー。

10

【請求項 2】

第 1 のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う m (m は 1 以上の整数) 個の第 1 の超音波素子と、

前記第 1 のダイアフラムよりも面積の小さい第 2 のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う n (n は m より大きい整数) 個の第 2 の超音波素子と、を有する超音波素子ユニットが周期的に複数配置された超音波トランスデューサーであって、

前記 m が 2 以上の整数の場合、前記 m 個の第 1 の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

20

前記 n 個の第 2 の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

前記 m 個の第 1 の超音波素子の前記第 1 のダイアフラムの面積の総和を A 、前記 n 個の第 2 の超音波素子の前記第 2 のダイアフラムの面積の総和を B としたとき、 B / A が、 0.9 以上 1.1 以下であることを特徴とする超音波トランスデューサー。

【請求項 3】

前記 n は、3 以上の整数であり、

前記 n 個の第 2 の超音波素子の各々を電氣的に直列に接続する配線において、前記 n 個の第 2 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 2 の超音波素子の間の各配線の距離は、同一である請求項 1 または 2 に記載の超音波トランスデューサー。

30

【請求項 4】

前記 m は、3 以上の整数であり、

前記 n は、4 以上の整数であり、

前記 m 個の第 1 の超音波素子の各々を電氣的に直列に接続する配線において、前記 m 個の第 1 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 1 の超音波素子の間の各配線の距離は、同一である請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波トランスデューサー。

【請求項 5】

前記第 2 のダイアフラムよりも面積の小さい第 3 のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う k (k は m より大きい整数) 個の第 3 の超音波素子を有し、

前記 k 個の第 3 の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

40

前記 k 個の第 3 の超音波素子の前記第 3 のダイアフラムの面積の総和を C としたとき、 C / A が、 0.9 以上 1.1 以下である請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波トランスデューサー。

【請求項 6】

前記 k は、4 以上の整数であり、

前記 k 個の第 3 の超音波素子の各々を電氣的に直列に接続する配線において、前記 k 個の第 3 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 3 の超音波素子の間の各配線の距離は、同一である請求項 5 に記載の超音波トランスデューサー。

【請求項 7】

前記 m は、3 以上の整数であり、

50

前記 n は、4 以上の整数であり、

前記 k は、5 以上の整数であり、

前記 m 個の第 1 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 1 の超音波素子の間の各配線の距離と、前記 n 個の第 2 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 2 の超音波素子の間の配線の距離と、前記 k 個の第 3 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 3 の超音波素子の間の配線の距離とがすべて同一である請求項 5 または 6 に記載の超音波トランスデューサー。

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波トランスデューサーと、

前記超音波トランスデューサーが収容された筐体とを有することを特徴とする超音波プローブ。 10

【請求項 9】

請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波トランスデューサーと、

前記超音波トランスデューサーが収容された筐体と、

前記超音波トランスデューサーから送信される信号に基づいて信号処理を行う信号処理部を有する装置本体とを備えることを特徴とする診断装置。

【請求項 10】

請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波トランスデューサーと、

前記超音波トランスデューサーが収容された筐体と、

前記超音波トランスデューサーから送信される信号に基づいて信号処理を行う信号処理部を有する装置本体とを備えることを特徴とする電子機器。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波トランスデューサー、超音波プローブ、診断装置および電子機器に関するものである。

【背景技術】

【0002】

複数の超音波素子を行列状に配置してなる超音波トランスデューサーが知られている。

この超音波トランスデューサーは、複数の開口を有する基板と、その基板上に設けられ、前記各開口を閉塞する支持膜と、その支持膜の前記各開口に対応する部位上に設けられた圧電素子とを備えている。支持膜のうち、平面視で支持膜の開口と一致している部位である開口対応部位により、ダイアフラムが構成される。そして、ダイアフラムとそのダイアフラム上に設けられた圧電素子とで、超音波素子が構成される。 30

【0003】

このような超音波トランスデューサーにおいて、ダイアフラムの面積が互いに異なる 2 種の超音波素子を設け、互いに異なる周波数で駆動するものが知られている（例えば、特許文献 1 参照）。なお、特許文献 1 において、ダイアフラムの面積の大きい方の複数の超音波素子は、互いに並列に電氣的に接続されているものと思われる。同様に、ダイアフラムの面積の小さい方の複数の超音波素子は、互いに並列に電氣的に接続されているものと思われる。 40

【0004】

前記 2 種の超音波素子を比べた場合、ダイアフラムの面積の大きい方の超音波素子は、その共振周波数が低いので、低い周波数で駆動され、低い周波数の超音波を発する。また、ダイアフラムの面積の小さい方の超音波素子は、その共振周波数が高いので、高い周波数で駆動され、高い周波数の超音波を発する。

この超音波トランスデューサーを用いた超音波プローブを有する診断装置では、検査対象である生体の深い部位（遠距離）を診断する場合は、高い周波数の超音波は、深い部位まで届かないので、低い周波数の超音波を用いて診断を行う。また、生体の浅い部位（近距離）を診断する場合は、解像度が大きくなるように、高い周波数の超音波を用いて診断 50

を行う。

【 0 0 0 5 】

しかしながら、超音波素子の感度は、ダイアフラムの面積の大きいほど高いので、前記従来の超音波トランスデューサーでは、ダイアフラムの面積の小さい方の超音波素子の感度が、ダイアフラムの面積の大きい方の超音波素子の感度よりも低いという問題がある。そして、その感度の相違により、各超音波素子から出力される信号の大きさが異なり、その信号の大きさを合わせるために、回路構成が煩雑化するという問題がある。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

10

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 7 5 4 2 5 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、2種の超音波素子群の感度の差を低減し、複数の周波数の超音波を送受信でき、かつ回路構成の簡素化を図ることができる超音波トランスデューサー、超音波プローブ、診断装置および電子機器を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

このような目的は、下記の本発明により達成される。

20

本発明の超音波トランスデューサーは、第1のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う m (m は1以上の整数)個の第1の超音波素子と、

前記第1のダイアフラムよりも面積の小さい第2のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う n (n は m より大きい整数)個の第2の超音波素子と、を有し、

前記 m が2以上の整数の場合、前記 m 個の第1の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

前記 n 個の第2の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

前記 m 個の第1の超音波素子の前記第1のダイアフラムの面積の総和を A 、前記 n 個の第2の超音波素子の前記第2のダイアフラムの面積の総和を B としたとき、 B/A が、 0.9 以上 1.1 以下であることを特徴とする。

30

これにより、2種の超音波素子群の感度の差を低減し、複数の周波数の超音波を送受信でき、かつ回路構成の簡素化を図ることができる。

【 0 0 0 9 】

本発明の超音波トランスデューサーは、第1のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う m (m は1以上の整数)個の第1の超音波素子と、

前記第1のダイアフラムよりも面積の小さい第2のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う n (n は m より大きい整数)個の第2の超音波素子と、を有する超音波素子ユニットが周期的に複数配置された超音波トランスデューサーであって、

前記 m が2以上の整数の場合、前記 m 個の第1の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

40

前記 n 個の第2の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

前記 m 個の第1の超音波素子の前記第1のダイアフラムの面積の総和を A 、前記 n 個の第2の超音波素子の前記第2のダイアフラムの面積の総和を B としたとき、 B/A が、 0.9 以上 1.1 以下であることを特徴とする。

これにより、2種の超音波素子群の感度の差を低減し、複数の周波数の超音波を送受信でき、かつ回路構成の簡素化を図ることができる。

そして、本発明の超音波トランスデューサーを超音波プローブに適用することができる。

【 0 0 1 0 】

本発明の超音波トランスデューサーでは、前記 n は、3以上の整数であり、

50

前記 n 個の第 2 の超音波素子の各々を電氣的に直列に接続する配線において、前記 n 個の第 2 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 2 の超音波素子の間の各配線の距離は、同一であることが好ましい。

これにより、 n 個の第 2 の超音波素子において、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子間における超音波の位相の差を同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【0011】

本発明の超音波トランスデューサーでは、前記 m は、3 以上の整数であり、

前記 n は、4 以上の整数であり、

前記 m 個の第 1 の超音波素子の各々を電氣的に直列に接続する配線において、前記 m 個の第 1 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 1 の超音波素子の間の各配線の距離は、同一であることが好ましい。

これにより、 m 個の第 1 の超音波素子において、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 1 の超音波素子間における超音波の位相の差を同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【0012】

本発明の超音波トランスデューサーでは、前記第 2 のダイアフラムよりも面積の小さい第 3 のダイアフラムを有し、超音波の送受信を行う k (k は m より大きい整数) 個の第 3 の超音波素子を有し、

前記 k 個の第 3 の超音波素子は、電氣的に直列に接続されており、

前記 k 個の第 3 の超音波素子の前記第 3 のダイアフラムの面積の総和を C としたとき、 C/A が、 0.9 以上 1.1 以下であることが好ましい。

これにより、さらに多様な周波数で超音波を送受信することができる。

【0013】

本発明の超音波トランスデューサーでは、前記 k は、4 以上の整数であり、

前記 k 個の第 3 の超音波素子の各々を電氣的に直列に接続する配線において、前記 k 個の第 3 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 3 の超音波素子の間の各配線の距離は、同一であることが好ましい。

これにより、 k 個の第 3 の超音波素子において、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子間における超音波の位相の差を同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【0014】

本発明の超音波トランスデューサーでは、前記 m は、3 以上の整数であり、

前記 n は、4 以上の整数であり、

前記 k は、5 以上の整数であり、

前記 m 個の第 1 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 1 の超音波素子の間の各配線の距離と、前記 n 個の第 2 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 2 の超音波素子の間の配線の距離と、前記 k 個の第 3 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの前記第 3 の超音波素子の間の配線の距離とがすべて同一であることが好ましい。

【0015】

これにより、 m 個の第 1 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 1 の超音波素子間の超音波の位相の差と、 n 個の第 2 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子間の超音波の位相の差と、 k 個の第 3 の超音波素子の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子間の超音波の位相の差とを同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【0016】

本発明の超音波プローブは、本発明の超音波トランスデューサーと、

前記超音波トランスデューサーが収容された筐体とを有することを特徴とする。

これにより、前記本発明の効果を有する超音波プローブを提供することができる。

本発明の診断装置は、本発明の超音波トランスデューサーと、
前記超音波トランスデューサーが収容された筐体と、
前記超音波トランスデューサーから送信される信号に基づいて信号処理を行う信号処理部を有する装置本体とを備えることを特徴とする。

これにより、前記本発明の効果を有する診断装置を提供することができる。

【0017】

本発明の電子機器は、本発明の超音波トランスデューサーと、
前記超音波トランスデューサーが収容された筐体と、
前記超音波トランスデューサーから送信される信号に基づいて信号処理を行う信号処理部を有する装置本体とを備えることを特徴とする。

これにより、前記本発明の効果を有する電子機器を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の超音波プローブの実施形態を示す斜視図である。

【図2】図1に示す超音波プローブの超音波トランスデューサーを示す平面図である。

【図3】図2に示す超音波トランスデューサーの単位ユニットを示す平面図である。

【図4】図2に示す超音波トランスデューサーの一部を拡大して示す平面図である。

【図5】図4中のA - A線での断面図である。

【図6】本発明の診断装置の実施形態を示す斜視図である。

【図7】本発明の診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明の超音波トランスデューサー、超音波プローブ、診断装置および電子機器を添付図面に示す好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

< 超音波トランスデューサー、超音波プローブの実施形態 >

図1は、本発明の超音波プローブの実施形態を示す斜視図、図2は、図1に示す超音波プローブの超音波トランスデューサーを示す平面図、図3は、図2に示す超音波トランスデューサーの単位ユニットを示す平面図、図4は、図2に示す超音波トランスデューサーの一部を拡大して示す平面図、図5は、図4中のA - A線での断面図である。

【0020】

なお、以下では、図2～図5中の上側を「上」、下側を「下」、右側を「右」、左側を「左」として説明を行う。

また、図2および図3では、音響整合部、上部電極、下部電極、上部電極用導線、下部電極用導線の一部等の図示を省略し、超音波トランスデューサーを模式的に示している。また、図2および図3では、単位ユニットの輪郭を破線で示している。また、図4では、音響整合部の図示を省略している。

また、各図に示すように、互いに直交するX軸、Y軸を想定する。X軸方向が方位方向に対応し、Y軸方向がスライス方向に対応している。

【0021】

図1に示すように、超音波プローブ10は、筐体200と、筐体200に収納（収容）された超音波トランスデューサー1とを有している。超音波トランスデューサー1は、筐体200の先端部（図1中下側）に設置されている。この場合、超音波トランスデューサー1は、その後述する基板2が直接、または、その基板2を支持する図示しない支持部材により、筐体200に固定されている。この超音波プローブ10は、例えば、後述する診断装置100等、各種の診断装置の超音波プローブとして用いることができる。

【0022】

また、本実施形態では、超音波トランスデューサー1の表面、すなわち後述する音響整合部6の表面は、外部に露出している。この音響整合部6は、超音波プローブ10および超音波トランスデューサー1の保護層として機能する。音響整合部6の構成材料としては、特に限定されないが、例えば、シリコンゴム等、音響インピーダンスが生体とほぼ同

10

20

30

40

50

等の素材が用いられる。なお、音響整合部 6 の表面が外部に露出しないように構成してもよい。

【0023】

また、本実施形態では、超音波プローブ 10 は、音響整合部 6 の表面を検査対象である生体に接触（当接）させて使用する接触型のセンサーである。すなわち、検査の際は、超音波プローブ 10 は、その音響整合部 6 の表面を検査対象である生体に当接させて使用する。この場合、超音波トランスデューサー 1 の後述する超音波素子から音響整合部 6 に向かって超音波が送出されると、超音波は、音響整合部 6 を通過して生体内部に伝搬し、生体内の所定の部位で反射した超音波は、音響整合部 6 を通過して超音波素子に入力される。

10

【0024】

また、超音波プローブ 10 は、ケーブル 210 を介して、後述する診断装置 100 の装置本体 300（図 6、図 7 参照）と電気的に接続される。

図 2～図 5 に示すように、超音波トランスデューサー 1 は、基板 2 と、基板 2 上に設けられ、超音波の送受信を行う複数（図示の構成では 9 個）の単位ユニット（超音波素子ユニット）4 と、基板 2 の単位ユニット 4 側に設けられ、各単位ユニット 4 を覆う音響整合部 6 とを備えている。

【0025】

基板 2 の形状は、特に限定されないが、図示の構成では、平面視（基板 2 の厚み方向から見た平面視）で四角形をなしている。なお、基板 2 の平面視での他の形状としては、例えば、五角形、六角形等の他の多角形、円形、楕円形等が挙げられる。

20

また、基板 2 の構成材料としては、特に限定されないが、例えば、シリコン（Si）等の半導体形成素材が用いられる。これにより、エッチング等により容易に加工することができる。

各単位ユニット 4 は、基板 2 上に行列状、すなわち 2 次元的に周期的に配置されている。換言すれば、X 軸方向に沿って複数（図示の構成では 3 つ）の単位ユニット 4 が並設され、かつ Y 軸方向に沿って複数（図示の構成では 3 つ）の単位ユニット 4 が並設されている。

【0026】

単位ユニット 4 は、第 1 のダイアフラム 51a を有し、超音波の送受信を行う m （ m は 1 以上の整数）個（図示の構成では 1 個）の第 1 の超音波素子（第 1 の超音波振動子）8a を備える第 1 の超音波素子群 3a と、第 1 のダイアフラム 51a よりも面積（平面視での面積）の小さい第 2 のダイアフラム 51b を有し、超音波の送受信を行う n （ n は m より大きい整数）個（図示の構成では 4 個）の第 2 の超音波素子（第 2 の超音波振動子）8b を備える第 2 の超音波素子群 3b と、第 2 のダイアフラム 51b よりも面積（平面視での面積）の小さい第 3 のダイアフラム 51c、51d をそれぞれ有し、超音波の送受信を行う k （ k は m より大きい整数）個（図示の構成では 9 個）の第 3 の超音波素子（第 2 の超音波振動子）を備える 2 つの第 3 の超音波素子群 3c、3d とを有している。なお、第 3 の超音波素子群の数は、1 つでもよい。

30

【0027】

以下、第 1 の超音波素子群 3a、第 2 の超音波素子群 3b および第 3 の超音波素子群 3c、3d をそれぞれ「超音波素子群」とも言う。また、第 1 の超音波素子 8a、第 2 の超音波素子 8b および第 3 の超音波素子 8c、8d をそれぞれ「超音波素子」とも言う。また、第 1 のダイアフラム 51a、第 2 のダイアフラム 51b および第 3 のダイアフラム 51c、51d をそれぞれ「ダイアフラム」とも言う。

40

【0028】

第 1 の超音波素子群 3a は、左上、第 2 の超音波素子群 3b は、右下、第 3 の超音波素子群 3c は、右上、第 3 の超音波素子群 3d は、左下にそれぞれ配置されている。なお、この配置に限定されないことは、言うまでもない。

ここで、第 1 の超音波素子 8a、第 2 の超音波素子 8b、および第 3 の超音波素子 8c

50

、8 d について説明するが、これら超音波素子 8 a、8 b、8 c、8 d は、寸法は異なるものの、基本的な構成は同様であるので、以下では、代表的に、第 1 の超音波素子 8 a について説明する。なお、図 4、図 5 には、第 2 の超音波素子群 3 b、第 3 の超音波素子群 3 c、3 d について、それぞれ、第 1 の超音波素子群 3 a の各部に対応する各部に対し、括弧書きで、末尾を「a」から、「b」、「c」、「d」に変更した符号を記載し、その各部を示す。

【0029】

図 4、図 5 に示すように、第 1 の超音波素子 8 a は、第 1 のダイアフラム 5 1 a と、圧電体（圧電素子）7 a とにより構成されており、基板 2 上に設けられている。

圧電体 7 a の形状は、特に限定されないが、図示の構成では、平面視で円形をなしている。なお、圧電体 7 a の平面視での他の形状としては、それぞれ、例えば、四角形（正方形、長方形）、五角形、六角形等の多角形、楕円形等が挙げられる。なお、圧電体 7 a およびその配線については後で述べる。

【0030】

また、基板 2 の各第 1 の超音波素子 8 a に対応する部位には、それぞれ、その第 1 の超音波素子 8 a のダイアフラム 5 1 a を形成するための開口 2 1 が形成されている。

開口 2 1 の形状は、特に限定されないが、図示の構成では、平面視で円形をなしている。なお、開口 2 1 の平面視での他の形状としては、それぞれ、例えば、四角形（正方形、長方形）、五角形、六角形等の多角形、楕円形等が挙げられる。

【0031】

そして、基板 2 上には、支持膜 5 が形成されており、各開口 2 1 は支持膜 5 により閉塞されている。この支持膜 5 のうち、開口 2 1 を閉塞する部位（領域）、すなわち、平面視で支持膜 5 の開口 2 1 と一致している部位（重なっている部位）である開口対応部位により、第 1 のダイアフラム 5 1 a が構成される。なお、第 1 のダイアフラム 5 1 a 上には、圧電体 7 a が設けられている。

【0032】

支持膜 5 の構成材料としては、特に限定されないが、支持膜 5 は、例えば、 SiO_2 膜と ZrO_2 層との積層体（2 層構造）、 SiO_2 膜等により構成される。ここで、 SiO_2 層は、基板 2 が Si 基板である場合、基板 2 の表面を熱酸化処理することで形成することができる。また、 ZrO_2 層は、 SiO_2 層上に、例えばスパッタリング等の手法により形成することができる。ここで、 ZrO_2 層は、後述する圧電体 7 a の圧電膜 7 2 a として例えば PZT を用いる場合に、PZT を構成する Pb が SiO_2 層に拡散することを防止するための層である。また、 ZrO_2 層は、圧電膜 7 2 a の歪みに対する撓み効率を向上させる等の効果も有している。

【0033】

図 5 に示すように、圧電体 7 a は、第 1 のダイアフラム 5 1 a（支持膜 5）上に形成された下部電極 7 1 a と、下部電極 7 1 a 上に形成された圧電膜 7 2 a と、圧電膜 7 2 a 上に形成された上部電極 7 3 a とを有している。

また、下部電極 7 1 a には、例えば図 4 に示すように、支持膜 5 上で Y 軸方向に沿って延出する下部電極用導線（配線）7 1 1 a が接続されている。下部電極用導線 7 1 1 a は、支持膜 5 および基板 2 に形成された図示しないスルーホールを介してケーブル 2 1 0 に電氣的に接続されている。これにより、第 1 の超音波素子 8 a（第 1 の超音波素子群 3 a）を独立して駆動することができる。なお、同様に、第 2 の超音波素子群 3 b、第 3 の超音波素子群 3 c、3 d もそれぞれ独立して駆動できるようになっている。

【0034】

また、第 2 の超音波素子群 3 b では、下部電極用導線 7 1 1 b により、各第 2 の超音波素子 8 b が電氣的に直列に接続されている。この場合、隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 b の下部電極 7 1 b の間に、下部電極用導線 7 1 1 b が介在し、その下部電極用導線 7 1 1 b により、隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 b の下部電極 7 1 b が電氣的に接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

同様に、第 3 の超音波素子群 3 c では、下部電極用導線 7 1 1 c により、各第 3 の超音波素子 8 c が電氣的に直列に接続されている。この場合、隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c の下部電極 7 1 c の間に、下部電極用導線 7 1 1 c が介在し、その下部電極用導線 7 1 1 c により、隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c の下部電極 7 1 c が電氣的に接続されている。

【 0 0 3 6 】

同様に、第 3 の超音波素子群 3 d では、下部電極用導線 7 1 1 d により、各第 3 の超音波素子 8 d が電氣的に直列に接続されている。この場合、隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d の下部電極 7 1 d の間に、下部電極用導線 7 1 1 d が介在し、その下部電極用導線 7 1 1 d により、隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d の下部電極 7 1 d が電氣的に接続されている。

【 0 0 3 7 】

また、上部電極 7 3 a、7 3 b、7 3 c、7 3 d には、例えば図 4 および図 5 に示すように、支持膜 5 上で X 軸方向に沿って延出する上部電極用導線 7 3 1 a が接続されている。この上部電極用導線 7 3 1 a は、X 軸方向に並ぶ各第 1 の超音波素子 8 a (第 1 の超音波素子群 3 a)、各第 2 の超音波素子群 3 b、各第 3 の超音波素子群 3 c、各第 3 の超音波素子群 3 d の共通の導線となり、その端部において、例えば G N D に接続されている。これにより、各超音波素子 8 a、8 b、8 c、8 d の上部電極 7 3 a、7 3 b、7 3 c、7 3 d がアースされることになる。

なお、前記とは逆に、下部電極用導線 7 1 1 a、7 1 1 b、7 1 1 c、7 1 1 d を G N D に接続してもよい。

【 0 0 3 8 】

これらの下部電極 7 1 a、上部電極 7 3 a、下部電極用導線 7 1 1 a、上部電極用導線 7 3 1 a の構成材料としては、それぞれ、導電性を有するものであれば特に限定されず、例えば、各種の金属材料等を用いることができる。また、下部電極 7 1 a、上部電極 7 3 a、下部電極用導線 7 1 1 a、上部電極用導線 7 3 1 a は、それぞれ、単層であってもよく、また、複数の層を積層してなる積層体であってもよい。具体例としては、例えば、下部電極 7 1 a および下部電極用導線 7 1 1 a として、それぞれ、T i / I r / P t / T i 積層膜を用い、上部電極 7 3 a および上部電極用導線 7 3 1 a として、それぞれ、I r 膜を用いることができる。

【 0 0 3 9 】

圧電膜 7 2 a は、例えば、P Z T (ジルコン酸チタン酸鉛 : lead zirconate titanate) を膜状に成膜することで形成される。なお、本実施形態では、圧電膜 7 2 a として P Z T を用いるが、電圧を印加することで、面内方向に収縮 (伸縮) することが可能な素材であれば、いかなる素材を用いてもよく、P Z T の他、例えば、チタン酸鉛 ($P b T i O_3$)、ジルコン酸鉛 ($P b Z r O_3$)、チタン酸鉛ランタン ($(P b, L a) T i O_3$) 等を用いてもよい。

【 0 0 4 0 】

このような第 1 の超音波素子 8 a では、例えば、装置本体 3 0 0 (図 6、図 7 参照) により、ケーブル 2 1 0 を介して、下部電極 7 1 a と上部電極 7 3 a との間に電圧を印加することで、圧電膜 7 2 a が面内方向に伸縮する。このとき、圧電膜 7 2 a の一方の面は、下部電極 7 1 a を介して支持膜 5 に接合され、他方の面には、上部電極 7 3 a が形成されている。ここで、上部電極 7 3 a 上には他の層が形成されないため、圧電膜 7 2 a の支持膜 5 側が伸縮しにくく、上部電極 7 3 a 側が伸縮し易くなる。このため、圧電膜 7 2 a に電圧を印加すると、開口 2 1 側に凸となる撓みが生じ、第 1 のダイアフラム 5 1 a を撓ませる。したがって、圧電膜 7 2 a に交流電圧を印加することで、第 1 のダイアフラム 5 1 a が膜厚方向に対して振動し、この第 1 のダイアフラム 5 1 a の振動により超音波が送信 (発信) される。

【 0 0 4 1 】

この超音波の送信の際は、圧電膜 7 2 a に第 1 の超音波素子 8 a の共振周波数と等しいか、またはその共振周波数に近く、共振周波数よりも小さい周波数の交流電圧を印加し、第 1 の超音波素子 8 a を共振駆動する。これにより、第 1 のダイアフラム 5 1 a が大きく撓み、高出力の超音波を送信することができる。

この場合、第 1 の超音波素子 8 a に印加する交流電圧の周波数は、その第 1 の超音波素子 8 a の共振周波数の 0.5 倍以上 0.9 倍以下であることが好ましい。前記交流電圧の周波数が第 1 の超音波素子 8 a の共振周波数の 0.5 倍よりも小さいと、他の条件によっては、送信する超音波の出力が小さくなり、また、超音波の波形も乱れ易い。また、前記交流電圧の周波数が第 1 の超音波素子 8 a の共振周波数の 0.9 倍よりも大きいと、他の条件によっては、第 1 の超音波素子 8 a が壊れ易い。

10

【0042】

また、第 1 の超音波素子 8 a で超音波を受信する場合、超音波が第 1 のダイアフラム 5 1 a に入力されると、第 1 のダイアフラム 5 1 a が膜厚方向に振動する。第 1 超音波素子 8 a では、この第 1 ダイアフラム 5 1 a の振動により、圧電膜 7 2 a の下部電極 7 1 a 側の面と上部電極 7 3 a 側の面とで電位差が発生し、上部電極 7 3 a および下部電極 7 1 a から圧電膜 7 2 a の変位量に応じた受信信号（検出信号）（電流）が出力される。この信号は、ケーブル 2 1 0 を介して装置本体 3 0 0（図 6、図 7 参照）に送信され、装置本体 3 0 0 において、その信号に基づいて所定の信号処理等がなされる。これにより、装置本体 3 0 0 において、超音波画像（電子画像）が形成され、表示される。

【0043】

20

また、このような超音波プローブ 1 0 では、X 軸方向に沿って並設された各単位ユニット 4 から超音波を発信させるタイミングを遅延させてずらすことで、所望の方向に超音波の平面波を送信することが可能となる。

ここで、第 1 の超音波素子 8 a の第 1 のダイアフラム 5 1 a の面積を S_1 、第 2 の超音波素子 8 b の第 2 のダイアフラム 5 1 b の面積を S_2 、第 3 の超音波素子 8 c、8 d の第 3 のダイアフラム 5 1 c、5 3 d の面積を S_3 としたとき、前述したように $S_1 > S_2 > S_3$ であればよいが、 S_2 / S_1 は、0.2 以上 0.8 以下であることが好ましく、0.3 以上 0.6 以下であることがより好ましい。また、 S_3 / S_1 は、0.1 以上 0.5 以下であることが好ましく、0.2 以上 0.4 以下であることがより好ましい。

【0044】

30

また、第 1 の超音波素子 8 a の共振周波数を F_1 、第 2 の超音波素子 8 b の共振周波数を F_2 、第 3 の超音波素子 8 c、8 d の共振周波数の共振周波数を F_3 としたとき（ $F_1 < F_2 < F_3$ ）、好ましくは、 F_3 が F_1 と F_2 の最小公倍数となるように、 S_1 、 S_2 および S_3 をそれぞれ設定することが好ましい。

また、第 2 の超音波素子群 3 b の第 2 の超音波素子 8 b の数は、第 1 の超音波素子群 3 a の第 1 の超音波素子 8 a の数よりも多い。本実施形態では、第 2 の超音波素子群 3 b は、3 つ以上、具体的には 4 つの第 2 の超音波素子 8 b を有している。

【0045】

また、第 3 の超音波素子群 3 c、3 d の第 3 の超音波素子 8 c、3 d の数は、それぞれ、第 2 の超音波素子群 3 b の第 2 の超音波素子 8 b の数よりも多い。本実施形態では、第 3 の超音波素子群 3 c、3 d、それぞれ、4 つ以上、具体的には 9 つの超音波素子 8 c、3 d を有している。

40

なお、第 2 の超音波素子群 3 b の第 2 の超音波素子 8 b の数は、第 1 の超音波素子群 3 a の第 1 の超音波素子 8 a の数よりも多ければ、特に限定されないが、4 以上 6 以下であることが好ましい。

【0046】

また、第 3 の超音波素子群 3 c、3 d の第 3 の超音波素子 8 c、8 d の数は、それぞれ、第 2 の超音波素子群 3 b の第 2 の超音波素子 8 b の数よりも多ければ、特に限定されないが、5 以上 10 以下であることが好ましい。

また、第 1 の超音波素子群 3 a の第 1 のダイアフラム 5 1 a の面積の総和を A 、第 2 の

50

超音波素子群 3 b の第 2 のダイアフラム 5 1 b の面積の総和を B としたとき、 B / A は、0.9 以上 1.1 以下である。超音波素子 8 a の感度は、ダイアフラム 5 1 a の面積に依存するため、これにより、第 1 の超音波素子群 3 a の感度と、第 2 の超音波素子群 3 b の感度とを略同一にすることができる。このため、前記感度が異なる場合に信号の大きさを合わせるために必要であった回路を省略することができ、回路構成を簡素化することができる。

【0047】

なお、 B / A は、0.95 以上 1.05 以下であることが好ましい。この場合には、第 1 の超音波素子群 3 a のノイズレベルと第 2 の超音波素子群 3 b のノイズレベルの差が小さいので、断層画像を表示するときにそれぞれの信号を比較できるように微調整する必要がなくなるので回路構成をより簡素化することができる。

10

また、第 3 の超音波素子群 3 c、3 d の第 3 のダイアフラム 5 1 c、5 1 d の面積の総和を C としたとき、 C / A は、0.9 以上 1.1 以下である。これにより、第 1 の超音波素子群 3 a の感度と、第 3 の超音波素子群 3 c、3 d の感度とを略同一にすることができる。このため、前記感度が異なる場合に信号の大きさを合わせるために必要であった回路を省略することができ、回路構成を簡素化することができる。

【0048】

なお、 C / A は、0.95 以上 1.05 以下であることが好ましい。この場合には、第 1 の超音波素子群 3 a のノイズレベルと第 3 の超音波素子群 3 c のノイズレベルの差が小さいので、断層画像を表示するときにそれぞれの信号を比較できるように微調整する必要がなくなるので回路構成をより簡素化することができる。

20

また、第 2 の超音波素子群 3 b の各第 2 の超音波素子 8 b を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 b は、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 b の間の下部電極用導線 7 1 1 b の距離 L_b の総和が最短になるように設けられていることが好ましい。これにより、下部電極用導線 7 1 1 b における電圧降下を減少させることができる。

【0049】

本実施形態では、第 2 の超音波素子群 3 b の各第 2 の超音波素子 8 b は、下部電極用導線 7 1 1 b により、図 3 に示すように接続されており、前記距離 L_b の総和が最短という要件を満足している。

30

同様に、第 3 の超音波素子群 3 c の各第 3 の超音波素子 8 c を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 c は、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c の間の下部電極用導線 7 1 1 c の距離 L_c の総和が最短になるように設けられていることが好ましい。これにより、下部電極用導線 7 1 1 c における電圧降下を減少させることができる。

【0050】

本実施形態では、第 3 の超音波素子群 3 c の各第 3 の超音波素子 8 c は、下部電極用導線 7 1 1 c により、図 3 に示すように、ジグザグ状に接続されており、前記 L_c 距離の総和が最短という要件を満足している。

40

同様に、第 3 の超音波素子群 3 d の各第 3 の超音波素子 8 d を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 d は、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d の間の下部電極用導線 7 1 1 d の距離 L_d の総和が最短になるように設けられていることが好ましい。これにより、下部電極用導線 7 1 1 d における電圧降下を減少させることができる。

【0051】

本実施形態では、第 3 の超音波素子群 3 d の各第 3 の超音波素子 8 d は、下部電極用導線 7 1 1 d により、図 3 に示すようにジグザグ状に接続されており、前記距離 L_d の総和が最短という要件を満足している。

なお、前記距離 L_c 、 L_d の総和が最短となる下部電極用導線 7 1 1 c、7 1 1 d のパターンとしては、前記の他、例えば、渦巻き状等が挙げられる。

50

【 0 0 5 2 】

また、第 2 の超音波素子群 3 b の各第 2 の超音波素子 8 b を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 b において、第 2 の超音波素子群 3 b の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 b の間の各下部電極用導線 7 1 1 b の距離 L_b は、すべて同一であることが好ましい。これにより、第 2 の超音波素子群 3 b において、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 b 間における超音波の位相の差を同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【 0 0 5 3 】

同様に、第 3 の超音波素子群 3 c の各第 3 の超音波素子 8 c を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 c において、第 3 の超音波素子群 3 c の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c の間の各下部電極用導線 7 1 1 c の距離 L_c は、すべて同一であることが好ましい。これにより、第 3 の超音波素子群 3 c において、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c 間における超音波の位相の差を同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【 0 0 5 4 】

同様に、第 3 の超音波素子群 3 d の各第 3 の超音波素子 8 d を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 d において、第 3 の超音波素子群 3 d の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d の間の各下部電極用導線 7 1 1 d の距離 L_d は、すべて同一であることが好ましい。これにより、第 3 の超音波素子群 3 d において、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d 間における超音波の位相の差を同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【 0 0 5 5 】

また、距離 L_c と距離 L_d とは、同一であることが好ましい。これにより、第 3 の超音波素子群 3 c の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c 間の超音波の位相の差と、第 3 の超音波素子群 3 d の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d 間の超音波の位相の差とを同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【 0 0 5 6 】

また、距離 L_b と、距離 L_c 、 L_d とは、同一であることが好ましい。これにより、第 2 の超音波素子群 3 b の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 b 間の超音波の位相の差と、第 3 の超音波素子群 3 c の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c 間の超音波の位相の差と、第 3 の超音波素子群 3 d の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d 間の超音波の位相の差とを同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

ここで、前述した「距離が同一」には、完全に一致している場合のみならず、略同一である場合や、実質的に同一である場合も含まれる。

【 0 0 5 7 】

次に、超音波プローブ 1 0 を後述する診断装置 1 0 0 に適用した場合の使用例について説明する。

この場合、第 3 の超音波素子群 3 d は、使用せず、超音波の送信において、第 1 の超音波素子群 3 a と、第 2 の超音波素子群 3 b と、第 3 の超音波素子群 3 c とのうちからいずれか 1 つを選択して使用し、超音波の受信において、第 1 の超音波素子群 3 a と、第 2 の超音波素子群 3 b と、第 3 の超音波素子群 3 c とのうちからいずれか 1 つを選択して使用し、表示モードとして、B (B r i g h t n e s s : 輝度) モードと、ハーモニックモードとのいずれかをを用いる場合について説明する。なお、第 3 の超音波素子群 3 c に替えて、第 3 の超音波素子群 3 d を使用してもよい。また、第 3 の超音波素子群 3 c と、第 3 の超音波素子群 3 d との両方を使用してもよい。

B モードは、受信した超音波の強度を輝度に変更して (輝度変調を行って) 画像表示を行う表示モードである。

【 0 0 5 8 】

また、超音波が生体内を進行する際は、その生体を進行する超音波の速度の違いにより波形が歪み、送信した超音波に対する高調波成分が生じる。ハーモニックモードは、その送信した超音波に対する高調波を受信して、画像表示を行う表示モードである。通常は、ハーモニックモードでは、送信する超音波である基本波の2倍の周波数を有する第2高調波または3倍の周波数を有する第3高調波を受信する。なお、遠距離の部位を診断する場合は、高調波が生成され難いので、ハーモニックモードは、使用しない。このハーモニックモードにおいては、高調波を受信するので、感度を向上させることができ、良好な超音波画像を得る。

【0059】

また、第1の超音波素子群3aの共振周波数は、1.00MHz、第2の超音波素子群3bの共振周波数は、1.50MHz、第3の超音波素子群3c、3dの共振周波数は、それぞれ、3.00MHzとする。

なお、第1の超音波素子群3aの共振周波数の0.5倍～0.9倍は、0.50MHz～0.90MHzである。また、第2の超音波素子群3bの共振周波数の0.5倍～0.9倍は、0.75MHz～1.35MHzである。また、第3の超音波素子群3c、3dの共振周波数の0.5倍～0.9倍は、それぞれ、1.5MHz～2.70MHzである。

【0060】

また、下記の説明において、遠距離とは、200mmより大きく、300mm以下であり、中距離とは、50mmより大きく、200mm以下であり、近距離とは、50mm以下である。

まず、この超音波プローブ10では、超音波を送信する超音波素子群と、超音波を受信する超音波素子群との組み合わせを変更することで、多様な周波数で超音波を送受信することができ、多くの周波数の超音波を用いた多様な超音波画像を得ることができる。このため、近距離、中距離、遠距離の部位を診断において、それぞれ、超音波プローブ10を交換することなく、その超音波プローブ10を用いて診断を行うことができる。これにより、操作者の手間を軽減することができる。

【0061】

近距離の部位を診断する際は、例えば、周波数の高い超音波を発生することができる第3の超音波素子群3cにより超音波を送信し、その第1の超音波素子群3cにより超音波を受信する。これにより、解像度が向上し、良好な近距離の部位の画像を得ることができる。

また、遠距離の部位を診断する際は、例えば、第1の超音波素子群3aまたは第2の超音波素子群3bにより超音波を送信し、第1の超音波素子群3a、第2の超音波素子群3bまたは第3の超音波素子群3cにより超音波を受信する。これにより、良好な遠距離の部位の画像を得ることができる。

また、例えば、ハーモニックモードを使用し、第2の超音波素子群3bまたは第3の超音波素子群3cにより超音波を受信することにより、良好な中距離、遠距離の部位の画像を得ることができる。

次に、下記表1に基づいて、具体例を説明する。

【0062】

10

20

30

40

【表 1】

表1

	送信する超音波素子群	受信する超音波素子群	モード	レンジ	送信周波数 (MHz)	受信周波数 (MHz)
構成1	3a	3a	Bモード	遠距離	0.60	0.60
構成2	3a	3a	Bモード	遠距離	0.75	0.75
構成3	3a	3a	Bモード	中距離	0.90	0.90
構成4	3a	3b	ハーモニック	遠距離	0.60	1.20
構成5	3a	3b	ハーモニック	中距離	0.75	1.50
構成6	3a	3c	ハーモニック	遠距離	0.60	1.80
構成7	3b	3b	Bモード	中距離	0.90	0.90
構成8	3b	3a	Bモード	中距離	0.90	0.90
構成9	3b	3b	Bモード	中距離	1.20	1.20
構成10	3b	3b	Bモード	中距離	1.35	1.35
構成11	3b	3c	ハーモニック	遠距離	1.20	2.40
構成12	3b	3c	ハーモニック	遠距離	1.35	2.70
構成13	3b	3c	ハーモニック	遠距離	1.00	3.00
構成14	3c	3c	Bモード	近距離	1.80	1.80
構成15	3c	3c	Bモード	近距離	2.40	2.40
構成16	3c	3c	Bモード	近距離	2.70	2.70

【0063】

前記表1に示すように、構成1は、Bモードであり、第1の超音波素子群3aで超音波を送信し、第1の超音波素子群3aで超音波を受信する。これは、遠距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、0.60MHzであり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.60MHzである。

構成2は、Bモードであり、第1の超音波素子群3aで超音波を送信し、第1の超音波素子群3aで超音波を受信する。これは、遠距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、0.75MHzであり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.75MHzである。

【0064】

構成3は、Bモードであり、第1の超音波素子群3aで超音波を送信し、第1の超音波素子群3aで超音波を受信する。これは、中距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、0.90MHzであり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.90MHzである。

構成4は、ハーモニックモードであり、第1の超音波素子群3aで超音波を送信し、第2の超音波素子群3bで超音波を受信する。これは、遠距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、0.60MHzであり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.20MHzである。

【0065】

構成5は、ハーモニックモードであり、第1の超音波素子群3aで超音波を送信し、第2の超音波素子群3bで超音波を受信する。これは、中距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、0.75MHzであり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.50MHzである。

構成6は、ハーモニックモードであり、第1の超音波素子群3aで超音波を送信し、第3の超音波素子群3cで超音波を受信する。これは、遠距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、0.60MHzであり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.80MHzである。

【0066】

構成7は、Bモードであり、第2の超音波素子群3bで超音波を送信し、第2の超音波素子群3bで超音波を受信する。これは、中距離の部位を診断する場合に用いる。送信す

る超音波の周波数は、例えば、 0.90MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 0.90MHz である。

構成 8 は、B モードであり、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を送信し、第 1 の超音波素子群 3 a で超音波を受信する。これは、中距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 0.90MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 0.90MHz である。

【0067】

構成 9 は、B モードであり、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を送信し、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を受信する。これは、中距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 1.20MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 1.20MHz である。

10

構成 10 は、B モードであり、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を送信し、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を受信する。これは、中距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 1.35MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 1.35MHz である。

【0068】

構成 11 は、ハーモニックモードであり、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を送信し、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を受信する。これは、遠距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 1.20MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 2.40MHz である。

20

構成 12 は、ハーモニックモードであり、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を送信し、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を受信する。これは、遠距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 1.35MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 2.70MHz である。

【0069】

構成 13 は、ハーモニックモードであり、第 2 の超音波素子群 3 b で超音波を送信し、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を受信する。これは、遠距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 1.00MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 3.00MHz である。

構成 14 は、B モードであり、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を送信し、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を受信する。これは、近距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 1.80MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 1.80MHz である。

30

【0070】

構成 15 は、B モードであり、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を送信し、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を受信する。これは、近距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 2.40MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 2.40MHz である。

構成 16 は、B モードであり、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を送信し、第 3 の超音波素子群 3 c で超音波を受信する。これは、近距離の部位を診断する場合に用いる。送信する超音波の周波数は、例えば、 2.70MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、 2.70MHz である。

40

【0071】

なお、前記では、超音波の送信において、第 1 の超音波素子群 3 a と、第 2 の超音波素子群 3 b と、第 3 の超音波素子群 3 c とのうちからいずれか 1 つを選択して使用し、超音波の受信において、第 1 の超音波素子群 3 a と、第 2 の超音波素子群 3 b と、第 3 の超音波素子群 3 c とのうちからいずれか 1 つを選択して使用する場合について説明したが、これに限らず、超音波の送信において、第 1 の超音波素子群 3 a と、第 2 の超音波素子群 3 b と、第 3 の超音波素子群 3 c とのうちからいずれか 2 つを選択して使用してもよく、また、全部を使用してもよい。また、超音波の受信において、第 1 の超音波素子群 3 a と、

50

第 2 の超音波素子群 3 b と、第 3 の超音波素子群 3 c とのうちからいずれか 2 つを選択して使用してもよく、また、全部を使用してもよい。

【 0 0 7 2 】

< 超音波トランスデューサーの変形例 >

前述した実施形態の超音波トランスデューサー 1 では、第 1 の超音波素子群 3 a の第 1 の超音波素子 8 a の数は、1 つであったが、その数は、2 つでもよく、また、3 つ以上であってもよい。ここでは、超音波トランスデューサー 1 の第 1 の超音波素子群 3 a の第 1 の超音波素子 8 a の数が 3 つ以上の場合について説明する。

【 0 0 7 3 】

まず、第 1 の超音波素子群 3 a の各第 1 の超音波素子 8 a を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 a は、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 1 の超音波素子 8 a の間の下部電極用導線 7 1 1 a の距離の総和が最短になるように設けられていることが好ましい。これにより、下部電極用導線 7 1 1 a における電圧降下を減少させることができる。

【 0 0 7 4 】

また、第 1 の超音波素子群 3 a の各第 1 の超音波素子 8 a を電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線 7 1 1 a において、第 1 の超音波素子群 3 a の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 1 の超音波素子 8 a の間の各下部電極用導線 7 1 1 a の距離は、すべて同一であることが好ましい。これにより、第 1 の超音波素子群 3 a において、互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 1 の超音波素子 8 a 間における超音波の位相の差を同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

【 0 0 7 5 】

また、第 1 の超音波素子群 3 a の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 1 の超音波素子 8 a の間の各下部電極用導線 7 1 1 a の距離と、距離 L b と、距離 L c と、距離 L d とは、同一であることが好ましい。これにより、第 1 の超音波素子群 3 a の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 a 間の超音波の位相の差と、第 2 の超音波素子群 3 b の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 2 の超音波素子 8 b 間の超音波の位相の差と、第 3 の超音波素子群 3 c の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 c 間の超音波の位相の差と、第 3 の超音波素子群 3 d の互いに電氣的に接続される隣り合う 2 つの第 3 の超音波素子 8 d 間の超音波の位相の差とを同一にすることができ、これによって設計を容易に行うことができる。

以上説明したような超音波プローブ 1 0 や超音波トランスデューサー 1 は、例えば、診断装置等の各種電子機器に好適に適用することができる。以下、電子機器の実施形態として、代表的に、診断装置の実施形態について説明する。

【 0 0 7 6 】

< 診断装置（電子機器）の実施形態 >

図 6 は、本発明の診断装置の実施形態を示す斜視図、図 7 は、本発明の診断装置の実施形態を示すブロック図である。

図 6 および図 7 に示すように、診断装置 1 0 0 は、前述した超音波プローブ 1 0 と、超音波プローブ 1 0 とケーブル 2 1 0 を介して電氣的に接続される装置本体 3 0 0 とを備えている。

【 0 0 7 7 】

装置本体 3 0 0 は、制御部（制御手段）3 1 0 と、駆動信号発生部 3 2 0 と、検出信号処理部 3 3 0 と、画像信号処理部 3 4 0 と、画像表示部（表示手段）3 5 0 とを備えている。なお、検出信号処理部 3 3 0 および画像信号処理部 3 4 0 により、信号処理部が構成される。

制御部 3 1 0 は、例えば、マイクロコンピュータ等で構成され、駆動信号発生部 3 2 0 、画像信号処理部 3 4 0 等、装置本体 3 0 0 全体の制御を行う。また、画像表示部 3 5 0 は、例えば、C R T、L C D 等のディスプレイ装置で構成されている。

【 0 0 7 8 】

10

20

30

40

50

次に、診断装置 100 の動作について説明する。

検査の際は、超音波プローブ 10 の音響整合部 6 の表面を検査対象である生体に当接し、診断装置 100 を作動させる。

まず、制御部 310 が駆動信号発生部 320 に送信命令を出力すると、駆動信号発生部 320 は、各超音波素子 8 に対して、それぞれ、所定のタイミングで、その超音波素子 8 を駆動する駆動信号を送信する。これにより、各超音波素子 8 が、それぞれ、所定のタイミングで駆動する。これによって、超音波プローブ 10 の超音波トランスデューサー 1 から超音波が発信される。

【0079】

発信された超音波は、生体内部に伝搬し、生体内の所定の部位で反射した超音波は、超音波プローブ 10 の超音波トランスデューサー 1 に入力される。

そして、超音波トランスデューサー 1 からは、入力した超音波に応じた検出信号が出力される。この検出信号は、ケーブル 210 を介して装置本体 300 の検出信号処理部 330 に送信され、検出信号処理部 330 において、所定の信号処理が施され、検出信号処理部 330 に含まれている図示しない A/D 変換器によってデジタル信号に変換される。

【0080】

検出信号処理部 330 から出力されたデジタル信号は、画像信号処理部 340 に入力され、フレームタイミング信号に同期して、画像信号処理部 340 に含まれている図示しない 1 次記憶部に面データとして順次記憶される。画像信号処理部 340 は、各面データに基づいて、2 次元または 3 次元の画像データを再構成するとともに、画像データに対して、例えば、補間、レスポンス強調処理、階調処理等の画像処理を施す。画像処理が施された画像データは、画像信号処理部 340 に含まれている図示しない 2 次記憶部に記憶される。

【0081】

そして、画像処理が施された画像データは、画像信号処理部 340 の 2 次記憶部から読みだされ、画像表示部 350 に入力される。画像表示部 350 は、画像データに基づいて画像を表示する。医師等の医療従事者は、前記画像表示部 350 に表示された画像を見て、診断等を行う。

以上、本発明の超音波トランスデューサー、超音波プローブ、診断装置および電子機器を、図示の実施形態に基づいて説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、各部の構成は、同様の機能を有する任意の構成のものに置換することができる。また、本発明に、他の任意の構成物が付加されていてもよい。

【0082】

なお、前記実施形態では、単位ユニットが 2 次元的に配置されているが、本発明では、これに限らず、単位ユニットが、例えば、1 次元的に配置されていてもよい。

また、前記実施形態では、単位ユニットの数は、複数であるが、本発明では、これに限らず、単位ユニットの数は、単数であってもよい。

また、前記実施形態では、単位ユニットは、ダイアフラムの面積の異なる 3 種（3 つの大きさ）の超音波素子群を有しているが、本発明では、これに限らず、単位ユニットは、例えば、ダイアフラムの面積の異なる 2 種（2 つの大きさ）の超音波素子群を有していてもよく、また、ダイアフラムの面積の異なる 4 種以上（4 つ以上の大きさ）の超音波素子群を有していてもよい。

【0083】

また、前記実施形態では、第 1 の超音波素子群の超音波素子の数は、単数であったが、本発明では、これに限らず、第 1 の超音波素子群の超音波素子の数は、複数であってもよい。この場合は、第 1 の超音波素子群の各第 1 の超音波素子は、電気的に直列に接続される。

また、本発明では、超音波トランスデューサー（超音波プローブ）は、検査対象に接触させて使用する接触型のセンサーに限らず、検査対象に非接触で使用する近接センサーのような非接触型のセンサーに適用することもできる。

10

20

30

40

50

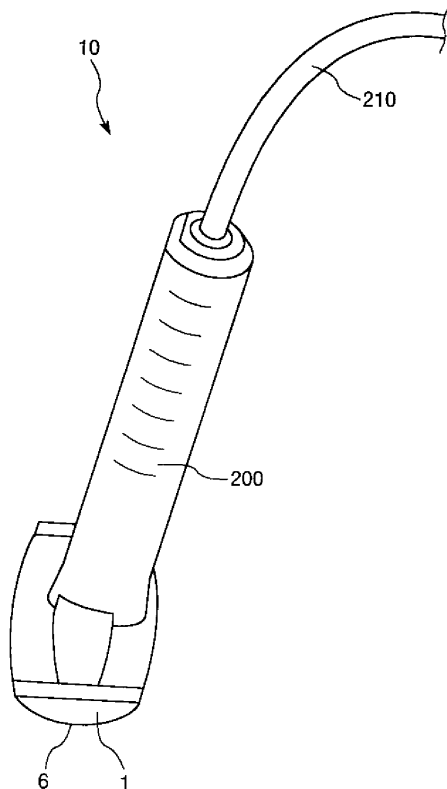
【符号の説明】

【0084】

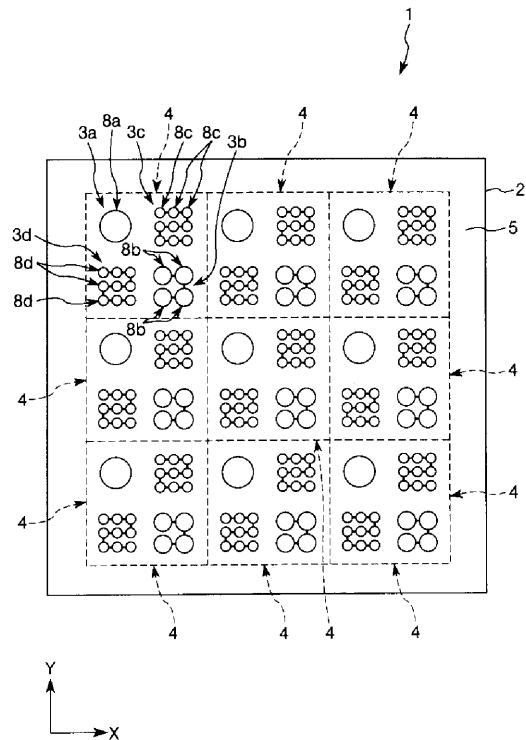
1 ... 超音波トランスデューサー 2 ... 基板 21 ... 開口 3a ... 第1の超音波素子群
 3b ... 第2の超音波素子群 3c、3d ... 第3の超音波素子群 4 ... 単位ユニット 5 ...
 支持膜 51a ... 第1のダイアフラム 51b ... 第2のダイアフラム 51c、51d ...
 第3のダイアフラム 6 ... 音響整合部 7a、7b、7c、7d ... 圧電体 71a、71
 b、71c、71d ... 下部電極 711a、711b、711c、711d ... 下部電極用
 導線 72a、72b、72c、72d ... 圧電膜 73a、73b、73c、73d ... 上
 部電極 731a ... 上部電極用導線 8a ... 第1の超音波素子 8b ... 第2の超音波素子
 8c、8d ... 第3の超音波素子 10 ... 超音波プローブ 100 ... 診断装置 200 ...
 筐体 210 ... ケーブル 300 ... 装置本体 310 ... 制御部 320 ... 駆動信号発生部
 330 ... 検出信号処理部 340 ... 画像信号処理部 350 ... 画像表示部

10

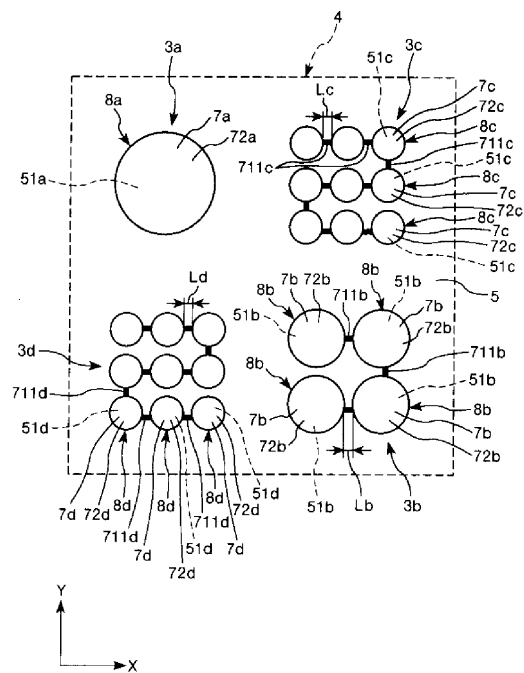
【図1】



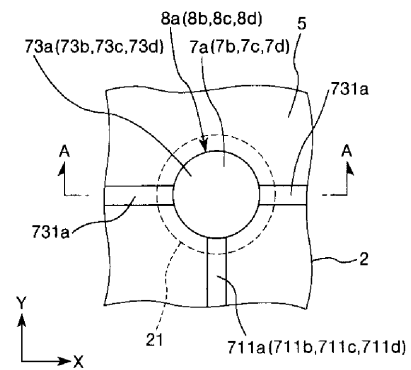
【図2】



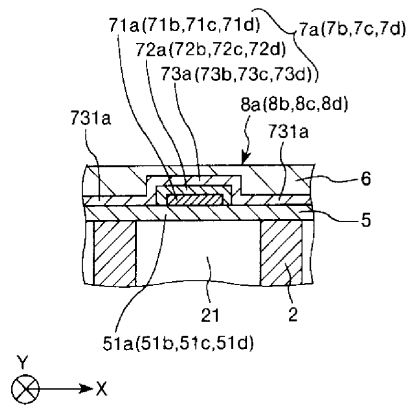
【図 3】



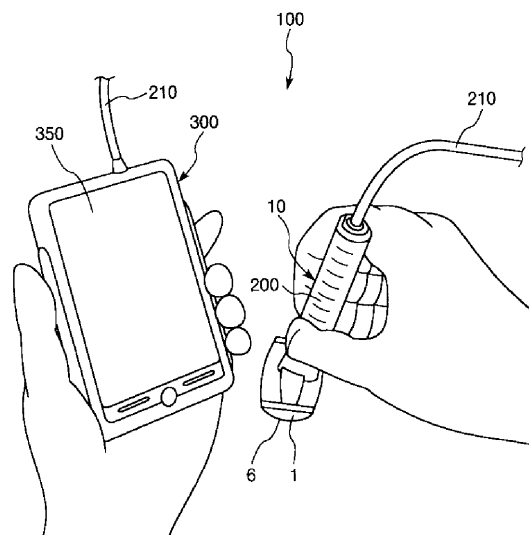
【図 4】



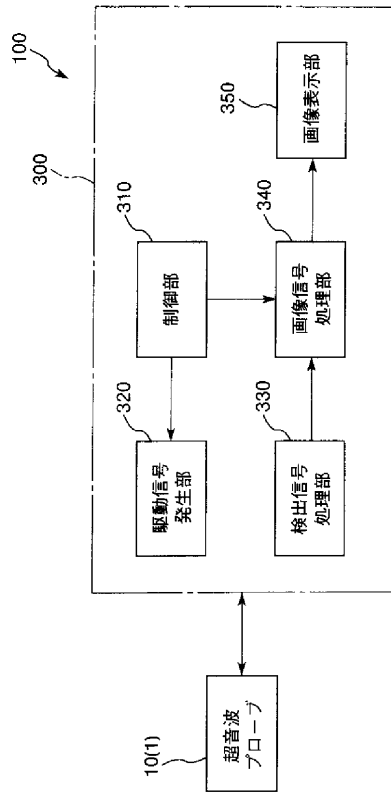
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 DE08 EE12 GB04 GB06 GB14 GB41 GB44 HH35
5D019 AA09 AA21 BB19 FF04

专利名称(译)	超声波换能器，超声波探头，诊断装置和电子设备		
公开(公告)号	JP2013243513A	公开(公告)日	2013-12-05
申请号	JP2012115321	申请日	2012-05-21
[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	鶴野次郎		
发明人	鶴野 次郎		
IPC分类号	H04R1/40 H04R17/00 H04R7/00 A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/4494 B06B1/0607 B06B1/0629		
FI分类号	H04R1/40.330 H04R17/00.332.B H04R7/00.330 A61B8/00 G01N29/24.502		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/EA14 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GB21 2G047/GB29 2G047/GF21 4C601/DE08 4C601/EE12 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/HH35 5D019/AA09 5D019/AA21 5D019/BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	须泽 修 宫坂和彦		
其他公开文献	JP5928151B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了减小两个超声波元件组之间的灵敏度差异，发送和接收多个频率的超声波，并简化电路配置，超声波探头和诊断设备。并提供电子设备。 解决方案：超声波探头1具有第一膜片51a和m (m是1或更大的整数) 用于发送和接收超声波的第一超声波元件8a和第一膜片。并且n (n是大于m的整数) 第二超声波元件8b，其具有面积小于51a的第二膜片51b并发送/接收超声波;两个超声波元件串联电连接，m个第一超声波元件8a的第一膜片51a的面积之和为A，n秒为当声波元件8b的第二膜片51b的总面积为B时，B / A为0.9以上且1.1以下。 [选中图]图3

