

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5928151号
(P5928151)

(45) 発行日 平成28年6月1日(2016.6.1)

(24) 登録日 平成28年5月13日(2016.5.13)

(51) Int.Cl.	F I
HO 4 R 1/40 (2006.01)	HO 4 R 1/40 3 3 0
HO 4 R 17/00 (2006.01)	HO 4 R 17/00 3 3 2 B
HO 4 R 7/00 (2006.01)	HO 4 R 7/00 3 3 0
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
GO 1 N 29/24 (2006.01)	GO 1 N 29/24

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2012-115321 (P2012-115321)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成24年5月21日 (2012.5.21)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-243513 (P2013-243513A)		東京都新宿区新宿四丁目1番6号
(43) 公開日	平成25年12月5日 (2013.12.5)	(74) 代理人	100095728
審査請求日	平成27年5月19日 (2015.5.19)		弁理士 上柳 雅誉
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(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
		審査官	松田 直也

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) 【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。

【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、

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。

【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、

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、

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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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を行う。

30

【0005】

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】

【0006】

40

【特許文献1】特開2006-75425号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

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】

【0008】

このような目的は、下記の本発明により達成される。

50

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。

10

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。

【0009】

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、

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。

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。

【0010】

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、

30

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。

40

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、

50

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

10

【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。

20

【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。

30

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。

40

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。

50

【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

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

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。

各单位ユニット 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。

【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。

【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、8d について説明するが、これら超音波素子 8a、8b、8c、8d 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 8a 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 3b、第 3 の超音波素子群 3c、3d について、それぞれ、第 1 の超音波素子群 3a 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 8a は、第 1 のダイアフラム 51a と、圧電体 (圧電素子) 7a 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 7a 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 7a 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 7a 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 8a に対応する部位には、それぞれ、その第 1 の超音波素子 8a のダイアフラム 51a を形成するための開口 21 が形成されている。

開口 21 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 21 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。

【 0 0 3 2 】

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 P Z T を用いる場合に、P Z T を構成する P b 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。

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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。

【 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。

10

【 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 のダイヤフラム 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 のダイヤフラム 5 1 a が膜厚方向に対して振動し、この第 1 のダイヤフラム 5 1 a の振動により超音波が送信 (発信) される。

20

【 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 のダイヤフラム 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。

30

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。

40

【 0 0 4 2 】

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 のダイヤフラム 5 1 a に入力されると、第 1 のダイヤフラム 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 ダイヤフラム 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。

【 0 0 4 3 】

50

また、このような超音波プローブ10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8aの第1のダイアフラム51aの面積を S_1 、第2の超音波素子8bの第2のダイアフラム51bの面積を S_2 、第3の超音波素子8c、8dの第3のダイアフラム51c、51d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】

10

また、第1の超音波素子8aの共振周波数を F_1 、第2の超音波素子8bの共振周波数を F_2 、第3の超音波素子8c、8d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3bの第2の超音波素子8bの数は、第1の超音波素子群3aの第1の超音波素子8aの数よりも多い。本実施形態では、第2の超音波素子群3bは、3つ以上、具体的には4つの第2の超音波素子8bを有している。

【0045】

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

20

なお、第2の超音波素子群3bの第2の超音波素子8bの数は、第1の超音波素子群3aの第1の超音波素子8a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3c、3dの第3の超音波素子8c、8dの数は、それぞれ、第2の超音波素子群3bの第2の超音波素子8b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3aの第1のダイアフラム51aの面積の総和を A 、第2の超音波素子群3bの第2のダイアフラム51bの面積の総和を B としたとき、 B / A は、0.9以上1.1以下である。超音波素子8aの感度は、ダイアフラム51aの面積に依存するため、これにより、第1の超音波素子群3aの感度と、第2の超音波素子群3b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。

30

【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3aのノイズレベルと第2の超音波素子群3b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。

40

また、第3の超音波素子群3c、3dの第3のダイアフラム51c、51d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3aの感度と、第3の超音波素子群3c、3d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3aのノイズレベルと第3の超音波素子群3c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

50

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。

また、第2の超音波素子群3bの各第2の超音波素子8bを電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線711b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8bの間の下部電極用導線711bの距離Lb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711b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3bの各第2の超音波素子8bは、下部電極用導線711bにより、図3に示すように接続されており、前記距離Lbの総和が最短という要件を満足している。

10

同様に、第3の超音波素子群3cの各第3の超音波素子8cを電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線711c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8cの間の下部電極用導線711cの距離Lc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711c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3cの各第3の超音波素子8cは、下部電極用導線711c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Lc距離の総和が最短という要件を満足している。

同様に、第3の超音波素子群3dの各第3の超音波素子8dを電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線711d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8dの間の下部電極用導線711dの距離Ld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711dにおける電圧降下を減少させることができる。

20

【0051】

本実施形態では、第3の超音波素子群3dの各第3の超音波素子8dは、下部電極用導線711d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Ldの総和が最短という要件を満足している。

なお、前記距離Lc、Ldの総和が最短となる下部電極用導線711c、711d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。

30

【0052】

また、第2の超音波素子群3bの各第2の超音波素子8bを電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線711bにおいて、第2の超音波素子群3b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8bの間の各下部電極用導線711bの距離Lb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3b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8b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。

【0053】

同様に、第3の超音波素子群3cの各第3の超音波素子8cを電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線711cにおいて、第3の超音波素子群3c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8cの間の各下部電極用導線711cの距離Lc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3c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8c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。

40

【0054】

同様に、第3の超音波素子群3dの各第3の超音波素子8dを電氣的に直列に接続する配線である下部電極用導線711dにおいて、第3の超音波素子群3d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8dの間の各下部電極用導線711dの距離Ld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3d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8d間における超音波の

50

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。

【 0 0 5 9 】

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

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

【 0 0 6 0 】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 6 1 】

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 3 c により超音波を送信し、その第 1 の超音波素子群 3 c 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。

10

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 3 a または第 2 の超音波素子群 3 b により超音波を送信し、第 1 の超音波素子群 3 a、第 2 の超音波素子群 3 b または第 3 の超音波素子群 3 c 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、ハーモニクモードを使用し、第 2 の超音波素子群 3 b または第 3 の超音波素子群 3 c 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。

20

次に、下記表 1 に基づいて、具体例を説明する。

【 0 0 6 2 】

【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	ハーモニク	遠距離	0.60	1.20
構成 5	3a	3b	ハーモニク	中距離	0.75	1.50
構成 6	3a	3c	ハーモニク	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	ハーモニク	遠距離	1.20	2.40
構成 12	3b	3c	ハーモニク	遠距離	1.35	2.70
構成 13	3b	3c	ハーモニク	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

30

40

【 0 0 6 3 】

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 3 a 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、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、0.60 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.60 MHz である。

構成 2 は、Bモードであり、第 1 の超音波素子群 3 a 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、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、0.75 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.75 MHz である。

【 0 0 6 4 】

50

構成 3 は、B モードであり、第 1 の超音波素子群 3 a 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、0.90 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.90 MHz 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 3 a 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、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、0.60 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.20 MHz 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 3 a 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、0.75 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.50 MHz 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 3 a 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、0.60 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.80 MHz である。

【0066】

構成 7 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、0.90 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.90 MHz 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、0.90 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、0.90 MHz 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、1.20 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.20 MHz である。

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、1.35 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.35 MHz 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、1.20 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、2.40 MHz である。

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、1.35 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、2.70 MHz 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、1.00 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、3.00 MHz 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

10

20

30

40

50

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、1.80 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、1.80 MHz である。

【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、2.40 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、2.40 MHz 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、2.70 MHz であり、受信する超音波の周波数は、例えば、2.70 MHz である。

【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、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。

【0072】

< 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。

【0073】

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。

【0074】

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。

【0075】

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10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。

【0076】

<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100は、前述した超音波プローブ10と、超音波プローブ10とケーブル210を介して電氣的に接続される装置本体300とを備えている。

10

【0077】

装置本体300は、制御部（制御手段）310と、駆動信号発生部320と、検出信号処理部330と、画像信号処理部340と、画像表示部（表示手段）350とを備えている。なお、検出信号処理部330および画像信号処理部340により、信号処理部が構成される。

制御部310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320、画像信号処理部340等、装置本体300全体の制御を行う。また、画像表示部350は、例えば、CRT、LCD等のディスプレイ装置で構成されている。

【0078】

20

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。

30

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。

40

【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

50

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。

10

【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、電氣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。

20

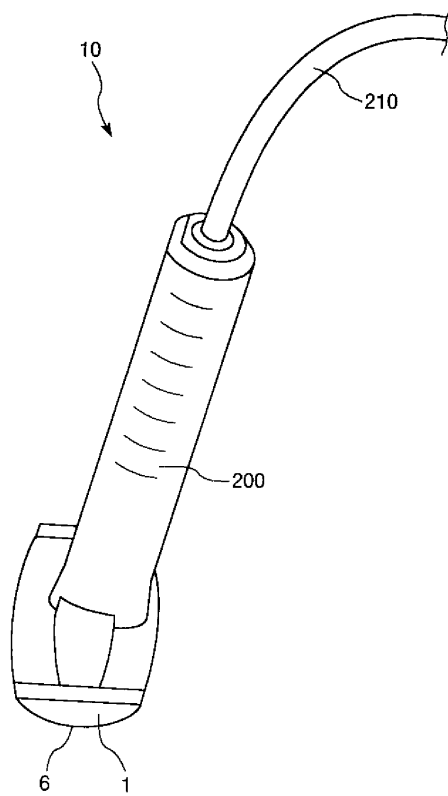
【符号の説明】

【0084】

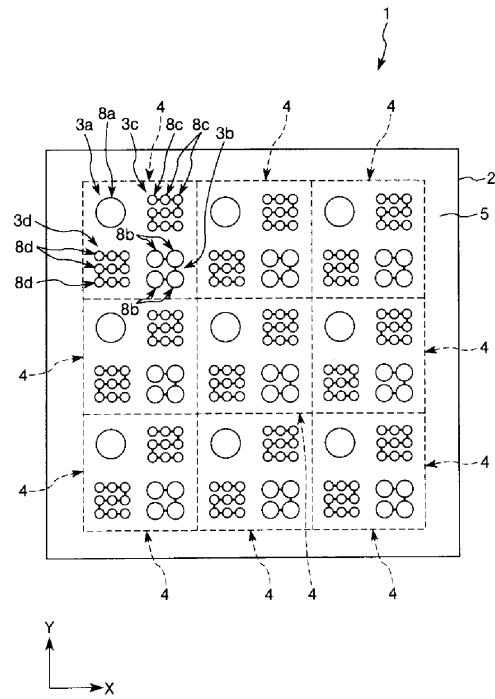
1...超音波トランスデューサー 2...基板 21...開口 3a...第1の超音波素子群
3b...第2の超音波素子群 3c、3d...第3の超音波素子群 4...単位ユニット 5...
支持膜 51a...第1のダイアフラム 51b...第2のダイアフラム 51c、51d...
第3のダイアフラム 6...音響整合部 7a、7b、7c、7d...圧電体 71a、71
b、71c、71d...下部電極 711a、711b、711c、711d...下部電極用
導線 72a、72b、72c、72d...圧電膜 73a、73b、73c、73d...上
部電極 731a...上部電極用導線 8a...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

30

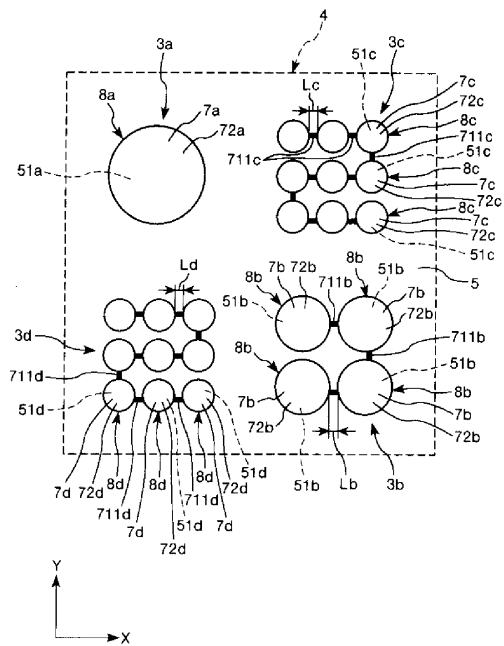
【図 1】



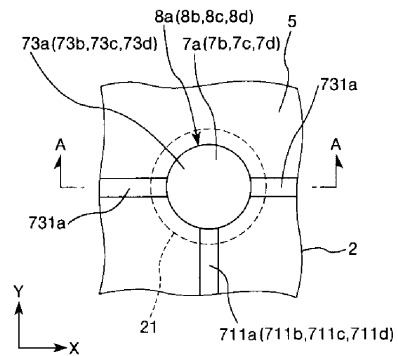
【図 2】



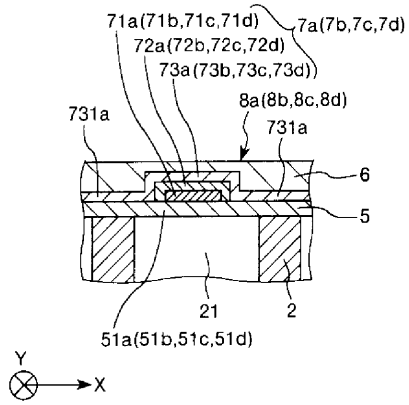
【図 3】



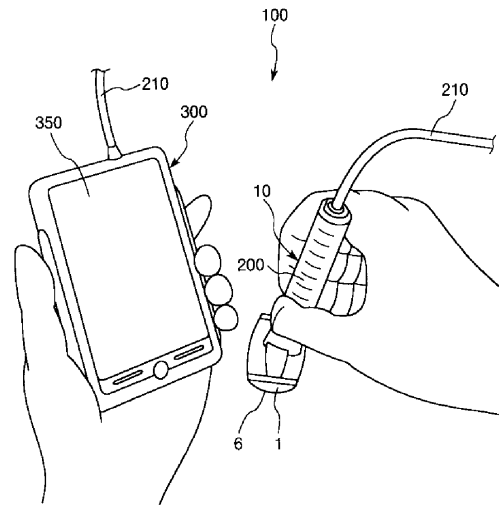
【図 4】



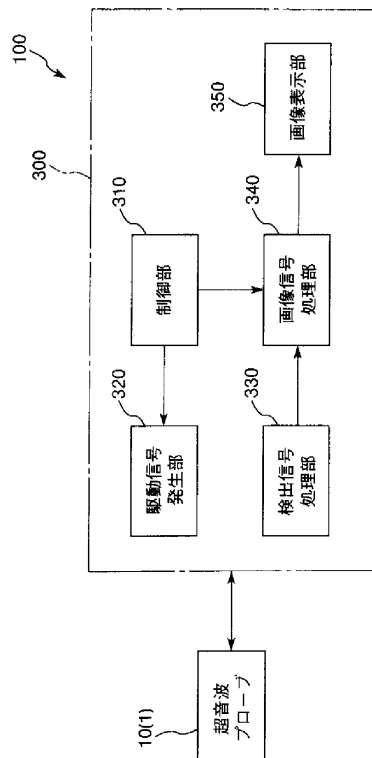
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 3 1 9 5 5 3 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 5 6 1 0 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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

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	JP5928151B2	公开(公告)日	2016-06-01
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		
当前申请(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		
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		
审查员(译)	松田直哉		
其他公开文献	JP2013243513A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声换能器 (1) 包括“m”。第一超声波元件 (8a) 包括第一隔膜 (51a) 和“n”。第二超声波元件 (8b) 包括第二膜片 (51b) 。
 “M”表示多个第一超声波元件 (8a) ， 并且是1或更大的整数。每个第一隔膜 (51a) 具有第一区域。 “N”；第二超声波元件 (8b) 包括第二隔膜 (51b) 。每个“n”都是“n”。第二隔膜 (51b) 具有小于第一区域的第二区域。 “N”；“多个”表示多个第二超声波元件 (8b) ， 并且是大于“m”的整数。“m”表示“m”。第一超声波元件 (8a) 在“m”的情况下串联电连接。是2或更大的整数。“n”表示“n”。第二超声波元件 (8b) 串联电连接。当第一区域的总和为“A”时， B / A在0.9至1.1的范围内。并且第二区域的总和是“B”。

(21) 出願番号	特願2012-115321 (P2012-115321)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成24年5月21日 (2012. 5. 21)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-243513 (P2013-243513A)		東京都新宿区新宿四丁目 1 番 6 号
(43) 公開日	平成25年12月5日 (2013. 12. 5)	(74) 代理人	100095728
審査請求日	平成27年5月19日 (2015. 5. 19)		弁理士 上柳 雅普
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(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
		審査官	松田 直也

最終頁に続く