

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

基板と、
前記基板上に形成され、前記基板の上面に沿う第 1 方向に延在する第 1 電極と、
前記基板上に形成され、平面視で前記第 1 方向に直交する第 2 方向に延在する第 2 電極と、
前記基板上において、前記第 1 電極および前記第 2 電極の下に形成され、前記第 1 方向に延在する第 3 電極と、
前記基板上において、前記第 1 電極および前記第 2 電極の下に形成され、前記第 1 方向に延在する第 4 電極と、
平面視で前記第 1 電極の一部と前記第 2 電極の一部とが互いに重なる第 1 領域内において、前記第 1 電極と前記第 2 電極との間に形成された第 1 空隙と、
を有し、
平面視で互いに重なる前記第 3 電極と前記第 4 電極とは、第 1 コンデンサを構成しており、
平面視で互いに重なる前記第 1 電極、前記第 2 電極および前記第 1 空隙は、第 2 コンデンサから成る超音波振動子を構成しており、
前記第 1 電極、前記第 2 電極、前記第 3 電極および前記第 4 電極のそれぞれの平面形状は、矩形である、超音波トランスデューサアレイ。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
前記第 1 コンデンサは、音響的に振動しない、超音波トランスデューサアレイ。

20

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
前記第 1 方向において前記第 2 電極と並んで配置され、前記第 2 方向に延在する配線と、
一端が前記第 1 電極と接続されて、他の一端が前記配線に電氣的に接続されている抵抗素子と、
をさらに有し、
前記配線は、直流電源に電氣的に接続されている、超音波トランスデューサアレイ。

30

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
前記第 1 コンデンサの一部は、前記第 1 領域と重なっており、前記第 1 コンデンサの他の一部は、平面視で前記第 1 領域と重ならない周辺領域において前記第 1 方向に延在している、超音波トランスデューサアレイ。

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
前記第 1 コンデンサの一部は、前記周辺領域に形成されたボンディングパッドの直下に位置している、超音波トランスデューサアレイ。

40

【請求項 6】

請求項 3 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
前記抵抗素子は、前記第 1 電極と一体となっており、前記第 1 電極よりも小さい断面積を有している、超音波トランスデューサアレイ。

【請求項 7】

請求項 3 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
前記第 1 電極、前記第 3 電極、前記第 4 電極および前記抵抗素子は、前記第 2 方向に複数並んで配置されており、
複数の前記第 1 電極のそれぞれは、複数の前記抵抗素子を介して前記配線に電氣的に接続されている、超音波トランスデューサアレイ。

【請求項 8】

50

請求項 1 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
 前記第 2 電極は、直流電源の負側の端子に電氣的に接続されており、
 前記第 3 電極は、前記直流電源の正側の端子、および、前記第 1 電極のそれぞれに電氣的に接続されており、
 前記第 4 電極は、増幅回路に電氣的に接続されている、超音波トランスデューサアレイ。

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
 前記第 3 電極または前記第 4 電極は、前記超音波振動子により超音波を発振する際に前記第 2 コンデンサに電圧を供給する駆動信号源に電氣的に接続されている、超音波トランスデューサアレイ。

10

【請求項 10】

請求項 1 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
 前記第 1 コンデンサは、縦方向に複数重ねて形成されており、
 複数の前記第 1 コンデンサは、互いに並列に接続されている、超音波トランスデューサアレイ。

【請求項 11】

請求項 1 記載の超音波トランスデューサアレイにおいて、
 前記第 3 電極と前記第 4 電極の間には、第 2 空隙が形成されている、超音波トランスデューサアレイ。

20

【請求項 12】

請求項 1 記載の超音波トランスデューサアレイを備えた、超音波プローブ。

【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アレイおよび超音波プローブに関し、特に、MEMS (Micro Electro Mechanical System) 技術により製造される静電容量型超音波トランスデューサを用いた超音波トランスデューサアレイおよび超音波プローブに適用して有効な技術に関する。

【背景技術】

30

【0002】

超音波センサは、例えば医療用の超音波エコー診断装置または非破壊検査用の超音波探傷装置などの様々な超音波検査装置に実用化されている。

【0003】

これまでの超音波センサは、圧電体の振動を利用したものが主流であるが、近年の MEMS 技術の進歩により、MEMS 技術を用いた静電容量型超音波トランスデューサ (CMUT: Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer) の開発が進められている。

【0004】

静電容量型超音波トランスデューサは、互いに対向する電極間に空洞部を持つ振動子を半導体基板上に形成したものである。当該静電容量型超音波トランスデューサでは、各電極に直流および交流の電圧を重畳印加してメンブレン (可撓性膜) を共振周波数付近で振動させ、これにより超音波を発生させる。

40

【0005】

このような静電容量型超音波トランスデューサに係る技術については、例えば特許文献 1 (特表 2017-508315 号公報) に記載がある。特許文献 1 には、上下の電極間に 1 つの空洞部を備え、平面視で円形のレイアウトを有する振動子をマトリクス状に並べた静電容量型超音波トランスデューサが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

50

【特許文献1】特表2017-508315号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

CMUTは広帯域特性を有するため、様々な周波数での送受信が可能であることから、従来の圧電式探触子では3～4本の探触子に相当する診断領域を、CMUTを備えた1本の探触子により診断することができる。しかし、受信感度確保のため、超音波プローブ内に増幅回路および増幅回路の保護用のコンデンサを搭載しなければならず、探触子の大型化が問題となっている。

【0008】

本発明の前記の目的と新規な特徴は、本明細書の記述および添付図面から明らかになるであろう。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本願において開示される実施の形態のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、次のとおりである。

【0010】

一実施の形態である超音波トランスデューサアレイは、CMUTの振動子(CMUTセルあるいは単にセルと呼称する)である第1コンデンサと、第1コンデンサに電氣的に接続され、音響的に振動しない第2コンデンサとを、同一チップ内に混載するものである。

【発明の効果】

【0011】

本願において開示される発明のうち、代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば以下のとおりである。

【0012】

本発明によれば、超音波トランスデューサアレイの性能を向上させることができる。特に、超音波トランスデューサアレイを小型化することができる。

【0013】

また、本発明によれば、超音波プローブの性能を向上させることができる。特に、超音波検プローブを小型化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施の形態1である超音波トランスデューサアレイを示す平面図である。

【図2】本発明の実施の形態1である超音波トランスデューサアレイの要部を示す平面図である。

【図3】本発明の実施の形態1である超音波トランスデューサアレイを示す斜視図である。

【図4】図2のA-A線における断面図である。

【図5】本発明の実施の形態1である超音波トランスデューサアレイの回路を説明する概略図である。

【図6】本発明の実施の形態1の変形例1である超音波トランスデューサアレイを示す断面図である。

【図7】本発明の実施の形態1の変形例2である超音波トランスデューサアレイを示す断面図である。

【図8】本発明の実施の形態1の変形例3である超音波トランスデューサアレイを示す斜視図である。

【図9】本発明の実施の形態1の変形例4である超音波トランスデューサアレイを示す平面図である。

【図10】本発明の実施の形態2である超音波プローブを含む超音波エコー診断装置を示

10

20

30

40

50

す斜視図である。

【図 1 1】本発明の実施の形態 2 である超音波プローブを示す概略図である。

【図 1 2】比較例である超音波トランスデューサアレイを搭載した超音波プローブを示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、実施の形態を説明するための全図において、同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。また、以下の実施の形態では、特に必要なときを除き、同一または同様な部分の説明を原則として繰り返さない。

10

【0016】

(実施の形態 1)

本実施の形態の超音波トランスデューサアレイを構成する静電容量型超音波トランスデューサは、例えば MEMS (Micro Electro Mechanical System) 技術を用いて製造された超音波送受信センサである。

【0017】

< 超音波トランスデューサアレイの構造 >

以下に、図 1 ~ 図 5 を用いて、本実施の形態の超音波トランスデューサアレイの構造について説明する。図 1 および図 2 は、本実施の形態の超音波トランスデューサアレイであるチップを示す平面図である。図 2 では、図 1 の要部を拡大して示している。図 3 は、本実施の形態の超音波トランスデューサアレイであるチップの配線構造を示す斜視図である。図 4 は、本実施の形態の超音波トランスデューサアレイであるチップを示す断面図である。図 4 は、図 2 の A - A 線における断面図である。図 5 は、本実施の形態の超音波トランスデューサアレイの回路を説明する概略図である。

20

【0018】

本願でいう超音波トランスデューサアレイとは、静電容量型超音波トランスデューサのセルを複数並べた単なるセルアレイ (後述するセルアレイ CA) のみを指すのではなく、セルアレイと、当該セルアレイに接続された配線、ビアおよび素子 (例えば静電容量素子および抵抗素子) を含むものである。つまり、超音波トランスデューサアレイとは、1 つのチップに近い概念である。ただし、超音波トランスデューサアレイは 1 つのチップよりも大きい概念ではないため、超音波トランスデューサアレイを構成するセルアレイ、配線、ビアおよび素子のそれぞれは、いずれも 1 つのチップ内に形成される。

30

【0019】

図 1 は、本実施の形態の静電容量型超音波トランスデューサが形成されたチップ CHP 1 の全体を示す平面図である。チップ CHP 1 は、厚さ方向に沿って互いに反対側に位置する主面 (上面、表面) および裏面 (下面) を有しており、図 1 では、チップ CHP 1 の主面側の平面図 (上面図) を示している。

【0020】

図 1 に示すように、チップ CHP 1 の平面形状は、例えば長方形、つまり矩形である。ここでは、チップ CHP 1 は Y 方向に延在している。つまり、チップ CHP 1 の長手方向は Y 方向であり、チップ CHP 1 の短手方向は X 方向である。X 方向および Y 方向は、チップ CHP 1 の主面、および、後に説明する半導体基板の主面のそれぞれに沿う方向であり、平面視で互いに直交している。チップ CHP 1 の主面には、平面視において中央部に位置するセルアレイ (セル領域) CA と、複数のボンディングパッド (以下、パッドという) PD とが配置されている。セルアレイ CA の平面形状は、例えば長方形、つまり矩形である。平面視でセルアレイ CA を囲む領域は、平面視でセルアレイ CA と重ならない周辺領域であり、パッド PD は周辺領域に形成されている。

40

【0021】

複数のパッド PD は、平面視でセルアレイ CA と隣り合って配置されており、セルアレイ CA とチップ CHP 1 の端部との間に位置している。X 方向でセルアレイ CA と隣り合

50

う複数のパッドPDは、Y方向に並んで配置されている。Y方向でセルアレイCAと隣り合う複数のパッドPDは、X方向に並んで配置されている。パッドPDは、チップCHP1の入出力用の端子であり、パッドPDには、ボンディングワイヤなどが電氣的に接続される。

【0022】

セルアレイCAには、図1において破線で示すように、X方向に延在するチャンネルCHが形成されている。チャンネルCHは、セルアレイCAの長手方向(Y方向)において複数並んで配置されており、チャンネルCHの数に対応して、セルアレイCAとX方向で隣り合う領域にパッドPDがY方向に並んで複数形成されている。Y方向に並ぶチャンネルCHの数は、例えば100~200程度である。ただし、図1では、図を分かり易くするため、チャンネルCHの範囲を表す破線で囲まれた領域を1つのみ示している。各チャンネルCHのそれぞれは、セルを1~数百個有している。したがって、セルアレイCAの全体には、例えば100~100000個程度のセルがマトリクス状に並んでいる。

10

【0023】

図2には、チップCHP1の長手方向の端部の平面図を示しており、図3には、図2に示す構造を俯瞰して示している。図2および図3では、セルアレイCAおよび電極などのそれぞれを覆う層間絶縁膜を示していない。また、図2では、上下方向に互いに重なる電極のそれぞれを透過して示している。また、図2では、抵抗素子R1にのみハッチングを付している。

20

【0024】

図2および図3に示すように、セルアレイCAには、Y方向に延在する導電膜から成る下部電極2がX方向に複数並んでいる。複数の下部電極2のそれぞれは、いずれも平面視でセルアレイCAの外側まで延在している。全ての下部電極2のそれぞれの一部は、平面視でセルアレイCAと重なっている。Y方向における下部電極2の端部の上面には、パッドP2が形成されている。複数のパッドP2は、図1においてX方向に並ぶ複数のパッドPDに相当する。

【0025】

複数並ぶ下部電極2のうち、X方向の最端部の下部電極2の隣には、Y方向に延在するDCバイアス配線(直流電源配線)5が形成されている。Y方向におけるDCバイアス配線5の端部の上面には、パッドP5が形成されている。パッドP5は、図1においてX方向に並ぶパッドPDのうちの1つに相当する。DCバイアス配線5と複数の下部電極2とは、いずれも同じ高さに形成されている。DCバイアス配線5の全体は、平面視でセルアレイCAと重なっていない。言い換えれば、DCバイアス配線5は平面視において、セルアレイCAおよびセルアレイCAに形成されたセル(振動子)と離間している。

30

【0026】

セルアレイCA内では、下部電極2上に、空隙(空洞部)6を介して上部電極1が形成されている。上部電極1は、X方向に延在する導電膜であり、Y方向に複数並んで配置されている。複数の上部電極1のそれぞれのX方向の一方の端部からX方向に延在する引き出し配線の上面には、パッドP1が形成されている。複数のパッドP1は、図1のセルアレイCAの4辺のうち、Y方向に延びる1辺に沿ってY方向に並ぶ複数のパッドPDに相当する。ただし、図3では、図を分かり易くするため、上部電極1を1つのみ示している。つまり、Y方向に複数形成されたチャンネルCH(図1参照)のうち、1つのチャンネルCHの上部電極1のみを図示している。実際には、Y方向に並ぶ複数のパッドP1のそれぞれから、平面視でX方向に延在する上部電極1が形成されている。また、図2では、一部のチャンネルの上部電極1、3、下部電極4、抵抗素子R1、ビアV1およびV2の図示を省略している。

40

【0027】

全ての上部電極1のそれぞれの一部は、平面視でセルアレイCAと重なっている。セルアレイCA内において、上部電極1と下部電極2とは、平面視で互いに直交している。1つの上部電極1と1つの下部電極2とが平面視で互いに重なる箇所では、上部電極1と下

50

部電極 2 との間に 1 つの空隙 6 が形成されている。つまり、空隙 6 は、平面視で矩形のレイアウトを有している。

【0028】

平面視で互いに重なる下部電極 2、空隙 6 および上部電極 1 は、静電容量型超音波トランスデューサ (CMUT: Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer) の 1 つのセルを構成している。CMUT は、音響的に振動させることが可能な静電容量素子 (コンデンサ、キャパシタ) である。つまり、上部電極 1 および下部電極 2 は、空隙 6 を介して容量的に結合されており、空隙 6 上の上部電極 1 を含む層は、可動部であるメンブレン (可撓性膜) を構成している。下部電極 2、空隙 6 および上部電極 1 から成るコンデンサ C2 に電圧を印加することで、上部電極 1 および下部電極 2 の間に静電気力を発生させる。このとき電圧として交流電圧を加えれば、周期的に静電気力が変化し、メンブレンが振動することで超音波を発振することができる。逆に、コンデンサ C2 が超音波を受ければメンブレンが振動し、電気信号が生じる。つまり、コンデンサ C2 は、超音波の送受信が可能な素子である。CMUT のセルは、超音波を発生させ、超音波を送信することが可能であり、かつ、超音波を受信することが可能な最小単位の振動子 (超音波振動子) である。当該振動子は、静電型可変容量 (可変容量センサ) により構成されている。上部電極 1 および下部電極 2 は、空隙 6 および絶縁膜 (図示しない) を介して互いに絶縁されている。

10

【0029】

本願でいう「音響的に振動するコンデンサ」とは、電圧を印加することで音波を発振することができる、音波を受けることでメンブレンが振動し、電気信号が生じるコンデンサをいう。逆に、本願でいう「音響的に振動しないコンデンサ」とは、電圧を印加しても音波を発振することがなく、音波を受けた際に振動する部分を備えておらず、音波を受けても電気信号が生じないコンデンサをいう。

20

【0030】

Y 方向に延在する複数の下部電極 2 のそれぞれと、X 方向に延在する複数の上部電極 1 のそれぞれとが互いに直交する領域であるセルアレイ CA では、CMUT のセルが平面視でマトリクス状に並んで配置されている。言い換えれば、セルアレイ CA とは、音響的に振動させることが可能なコンデンサ C2 であるセルが行列状に並べられた領域である。各セルと同様に、複数の空隙 6 も平面視でマトリクス状に配置されている。ただし、図 3 では、図を分かり易くするため、X 方向に並ぶ 1 列の空隙 6 のみを示している。なお、DC バイアス配線 5 の直上には、空隙 6 は形成されていない。

30

【0031】

上部電極 1 の直下であって、下部電極 2 の下には、平面視におけるセルアレイ CA 内およびセルアレイ CA 外において X 方向に延在する上部電極 3 が形成されている。また、上部電極 3 の直下には、平面視におけるセルアレイ CA 内およびセルアレイ CA 外において X 方向に延在する下部電極 4 が形成されている。つまり、上部電極 3 および下部電極 4 のそれぞれは、平面視で互いに重なっており、絶縁膜 (図示しない) を介して互いに絶縁されている。容量的に結合されている上部電極 3 および下部電極 4 は、静電容量素子 (コンデンサ、キャパシタ) を構成している。ただし、上部電極 3 および下部電極 4 から成るコンデンサ C1 は、音響的に振動しないキャパシタである。つまり、コンデンサ C1 に電圧を印加しても超音波を発振することはなく、コンデンサ C1 が超音波を受けても上部電極 3 および下部電極 4 は振動せず、電気信号は生じない。

40

【0032】

上部電極 3 および下部電極 4 は、平面視でセルアレイ CA と重なる領域内のみならず、平面視でセルアレイ CA と重ならない領域でも、互いに Z 方向 (縦方向、垂直方向) において対向している。Z 方向は、X 方向および Y 方向のそれぞれに対し直交する方向であり、また、チップ CHP1 (図 1 参照) の主面、および、後に説明する半導体基板の主面のそれぞれに対し垂直な方向である。また、パッド P1 の直下においても、上部電極 3 および下部電極 4 は互いに Z 方向において対向している。このように上部電極 3 および下部電

50

極 4 は、セルアレイ C A 内だけでなく広い領域で対向しているため、コンデンサ C 1 は高い静電容量を有している。

【 0 0 3 3 】

下部電極 4 の X 方向の一方の端部の上面には、パッド P 4 が形成されている。複数のパッド P 4 は、図 1 のセルアレイ C A の 4 辺のうち、Y 方向に伸びる 1 辺に沿って Y 方向に並ぶ複数のパッド P D に相当する。また、図示はしていないが、上部電極 3 の X 方向の一方の端部の上面にパッドが形成されていてもよい。

【 0 0 3 4 】

上部電極 1 と上部電極 3 とは、例えば、上部電極の下面と上部電極 3 の上面とを接続するスルーホールビア（以下、単にビアと呼ぶ）V 1 により電氣的に接続されている。ビア V 1 は、層間絶縁膜（図示しない）を貫通する導電性接続部である。

10

【 0 0 3 5 】

上部電極 1 は、抵抗素子 R 1 に電氣的に接続されている。抵抗素子 R 1 は、ここでは、図 3 にしめすように、上部電極 1 を構成する導電膜と一体となっており、平面視で上部電極 1 よりも細い幅を有し、ジグザグに蛇行するパターンにより構成されている。つまり、抵抗素子 R 1 はジグザグのレイアウトを有しており、比較的細く長い導電経路を有し、上部電極 1 よりも小さい断面積を有しているため、比較的高い抵抗値を有している。なお、図 2 では抵抗素子 R 1 のこのような蛇行パターンの図示を省略し、抵抗素子 R 1 を簡略化して示している。

【 0 0 3 6 】

抵抗素子 R 1 の端部のうち、上部電極 1 と接続されている側の端部の反対側の端部と、DC バイアス配線 5 とは、例えば、抵抗素子 R 1 の下面と DC バイアス配線 5 の上面とを接続するビア V 2 により電氣的に接続されている。つまり、Y 方向に並ぶ全チャネルの上部電極 1 は、各チャネルの抵抗素子 R 1 を介して、共通の DC バイアス配線 5 に電氣的に接続されている。ビア V 2 は、層間絶縁膜（図示しない）を貫通する導電性接続部である。

20

【 0 0 3 7 】

パッド P 1、P 2、P 4 および P 5 のそれぞれは、上記層間絶縁膜（図示しない）から露出する金属面を含み、平面視でセルアレイ C A と離間した位置に配置されている。上部電極 1、3、下部電極 2、4 および DC バイアス配線 5 のそれぞれは、例えば A 1（アルミニウム）などから成る導電膜である。上部電極 1 は、例えば Si（シリコン）膜により構成されていてもよい。また、上部電極 1、3、下部電極 2、4 および DC バイアス配線 5 のそれぞれは、いずれも平面視で矩形のレイアウトを有している。

30

【 0 0 3 8 】

なお、抵抗素子 R 1 は上部電極 1 の一部ではない。また、抵抗素子 R 1 と Y 方向で並び、パッド P 1 に接続された細いパターンは、上部電極 1 の一部ではなく、上部電極 1 とパッド P 1 とを電氣的に接続するための引き出し配線（導電性接続部）である。したがって、上部電極 1 は、平面視で矩形のレイアウトを有している。少なくとも、平面視で下部電極 2 と重なり、コンデンサ C 2 を構成している上部電極 1 の平面形状は矩形である。

【 0 0 3 9 】

次に、図 4 を用いて、各チャネルの断面構造について説明する。図 4 に示すように、本実施の形態のチップは、基板 7 を有している。基板 7 は、例えば単結晶 Si（シリコン）や SiC（炭化ケイ素）のような半導体から成るが、用途に応じて石英またはポリイミドなどの絶縁体を用いても構わない。基板 7 上には、例えば酸化シリコン膜または窒化シリコン膜から成る層間絶縁膜 8 が形成されている。層間絶縁膜 8 内には、基板 7 上に順に形成された下部電極 4 および上部電極 3 が形成されている。下部電極 4 および上部電極 3 のそれぞれは、周囲を層間絶縁膜 8 に覆われており、層間絶縁膜 8 を介して互いに離間している。

40

【 0 0 4 0 】

層間絶縁膜 8 上には、下部電極 2 が形成されている。また、下部電極 2 上には、例えば

50

酸化シリコン膜から成る層間絶縁膜 9 が形成されている。層間絶縁膜 9 内には、下部電極 2 上に順に形成された空隙 6 および上部電極 1 が形成されている。空隙 6 および上部電極 1 のそれぞれは、周囲を層間絶縁膜 9 に覆われている。つまり、空隙 6 は、層間絶縁膜 9 内に形成された空洞部であり、空隙 6 内は、例えば真空となっている。各チャンネルにおいて、上部電極 1、3、下部電極 2、4 および空隙 6 は、互いに平面視で重なっている。すなわち、上部電極 3 および下部電極 4 から成るコンデンサ C 1 と、上部電極 1 および下部電極 2 から成るコンデンサ C 2 とは、互いに平面視で重なっている。ここでは、層間絶縁膜 8、9 のそれぞれを 1 つの膜として示しているが、実際には、層間絶縁膜 8、9 のそれぞれは、複数の絶縁膜の積層体から構成されていてもよい。

【0041】

次に、図 5 を用いて、本実施の形態の超音波トランスデューサアレイの構成および動作について説明する。

【0042】

本実施の形態の超音波トランスデューサアレイであるチップ C H P 1 (図 1 参照) は、C M U T (静電容量型超音波トランスデューサ) である複数のセル、つまり複数の振動子を有する装置である。

【0043】

当該セルは、図 5 に示す上部電極 1 および下部電極 2 から成るコンデンサ C 2 に相当する。複数の下部電極 2 のそれぞれは、直流電源 (直流電圧源) D C の負側の端子に接続されており、直流電源 D C の正側の端子は、抵抗素子 R 1 を介して上部電極 1 に接続されている。また、直流電源 D C の正側の端子は、抵抗素子 R 1 を介してコンデンサ C 1 の第 1 端子に接続されており、上部電極 1 も、コンデンサ C 1 の第 1 端子に接続されている。コンデンサ C 1 の第 2 端子は、増幅回路 A M P 1 を介して、例えば超音波エコー診断装置 (超音波診断装置、超音波画像装置) の本体側に接続されている。超音波エコー診断装置については、図 10 を用いて後述する。増幅回路 A M P 1 は、C M U T の複数の振動子が受信した信号を増幅して超音波エコー診断装置の本体側に送信する役割を有している。図 5 では、超音波エコー診断装置の本体の構成を一点鎖線で囲んで示している。

【0044】

コンデンサ C 1 の上記第 1 端子は、例えば図 2 および図 3 に示す上部電極 3 に相当し、その場合、コンデンサ C 1 の上記第 2 端子は、図 2 および図 3 に示す下部電極 4 に相当する。逆に、第 1 端子が下部電極 4 に相当し、第 2 端子が上部電極 3 に相当してもよい。以下では、第 1 端子は上部電極 3 に相当し、第 2 端子が下部電極 4 に相当する場合について説明する。

【0045】

図 5 に示す抵抗素子 R 1 は、図 2 および図 3 に示す抵抗素子 R 1 に相当する。図 2 および図 3 に示す D C バイアス配線 5 は、直流電源 D C の正側の端子に接続されている。つまり、各チャンネルの抵抗素子 R 1 には、図 3 に示すピア V 2 を介して D C バイアス配線 5 から D C バイアス電圧が供給される。図 5 に示すように、抵抗素子 R 1、コンデンサ C 1 の第 1 端子 (上部電極 3) および上部電極 1 は、ノード A 1 に接続されている。また、コンデンサ C 1 の第 2 端子 (下部電極 4) および増幅回路 A M P 1 は、ノード B 1 に接続されている。

【0046】

ここで、ノード B 1 には、交流電源 A C が、増幅回路 A M P 2 を介して接続されている。実際には、交流電源 A C とノード A 1 との間には、C M U T による送信動作時にオン状態となり、C M U T による受信動作時にオフ状態となるスイッチング素子である送受切替スイッチ S W 1 および S W 2 が接続されている。送受切替スイッチ S W 1 および S W 2 は増幅回路 A M P 2 からの駆動電圧印加時に導通することで、当該駆動電圧を、コンデンサ C 1 を通してコンデンサ C 2 に印加する。同時に、増幅器 A M P 1 および A M P 3 を切り離すことで、駆動電圧の印加により増幅器 A M P 1 および A M P 3 が破壊されることを防ぐ。送受切替スイッチ S W 1 および S W 2 の機能を持つ回路素子としては、たとえばダイ

10

20

30

40

50

オードまたは F E T (Field Effect Transistor、電界効果トランジスタ) などを用いることが可能である。

【 0 0 4 7 】

コンデンサ C 1 は、直流電源 D C から供給される電圧により増幅回路 A M P 1 が破壊されることを防ぐ役割を有している。なお、コンデンサ C 1 は同時に、増幅回路 A M P 2 の出力端子に直流電源 D C から供給されることで増幅回路 A M P 2 が破壊されることを防ぐ役割を有しているが、コンデンサ C 1 を介さずとも増幅回路 A M P 2 を保護できる場合には、交流電源 A C は、増幅回路 A M P 2 を介してノード A 1 に接続されていてもよい。交流電源 A C は、C M U T の送信動作時に C M U T を駆動させるための駆動信号源である。

【 0 0 4 8 】

C M U T を用いて超音波を発生させる動作 (送信動作) では、下部電極 2 および上部電極 1 に直流および交流の電圧を重畳印加することにより、下部電極 2 と上部電極 1 との間に静電気が働き、各振動子の空隙 6 (図 3 参照) 上のメンブレンが、メンブレンのばねの力との釣り合いにより、交流電源 A C の動作周波数に応じた周波数で垂直方向に振動する。このとき、上部電極 1 と下部電極 2 との間の最大の電位差は例えば 3 0 0 V である。これにより、振動子から数 M H z (例えば 1 ~ 1 0 M H z) の超音波 (超音波パルス) が発生する。

【 0 0 4 9 】

上記直流の電圧は、図 5 に示す直流電源 D C から、コンデンサ C 2 に対し印加される。また、上記交流の電圧は、図 5 に示す交流電源 A C から、コンデンサ C 2 に対して印加される。交流電源 A C の電圧は、例えば、1 0 ~ 1 0 0 V、または 1 0 0 V 以上である。直流電源 D C の電圧は、例えば、1 0 0 ~ 2 0 0 V である。コンデンサ C 1 の静電容量は、例えば約 1 0 0 0 p F である。抵抗素子 R 1 の抵抗値は、例えば約 5 0 0 k である。

【 0 0 5 0 】

また、C M U T による受信動作では、各振動子のメンブレンに到達した超音波の圧力によりメンブレンが振動し、下部電極 2 と上部電極 1 との間の静電容量が変化することで、超音波を検出することができる。すなわち、反射波による下部電極 2 と上部電極 1 との間隔の変位を静電容量 (各振動子の静電容量) の変化として検出する。このように静電容量型超音波トランスデューサを用いて超音波の送受信を行うことにより、例えば生体組織の断層像を撮像することができる。すなわち、C M U T は、容量検出型の超音波センサである。このように C M U T を用いた送受信動作を行っても、音響的に振動しないコンデンサ C 1 では、コンデンサ C 1 の一部が振動することも、超音波を送受信することもない。

【 0 0 5 1 】

コンデンサ C 1 は、直流電源 D C から供給される電圧により増幅回路 A M P 1 が破壊されることを防ぐため、直流電源 D C と増幅回路 A M P 1 との間に挿入される D C ブロック用コンデンサである。コンデンサ C 1 が形成されていることで、増幅回路 A M P 1 には、微小な交流信号のみが流れる。抵抗素子 R 1 を直流電源 D C のプラス端子に接続している理由の 1 つは、メンブレンの振動により生じたコンデンサ C 2 の静電容量変化により、直流電源 D C から流入する電流に応じ、ノード A 1 に電圧変化を生じさせることで受信超音波を電圧に変換することにある。抵抗素子 R 1 を直流電源 D C のプラス端子に接続している理由の他の 1 つは、C M U T を搭載したチップを備えた超音波プローブ (図 1 0 参照) が故障し、漏電が起きた際、検査対象 (例えば生体) に対し直流電源 D C から大きな電流が流れることを防ぐことにある。また、抵抗素子 R 1 を直流電源 D C のプラス端子に接続している理由の他の 1 つは、超音波トランスデューサアレイの電源投入時に大きな突発電流が増幅回路 A M P 1 に流れないようにすることにある。また、抵抗素子 R 1 を直流電源 D C のプラス端子に接続している理由の他の 1 つは、Y 方向 (図 2 参照) において隣り合う別々のチャンネルのセル同士で受信信号が混信することを防ぐことにある。つまり、抵抗素子 R 1 を形成することで、チャンネル間の電氣的な結合を弱めることができる。

【 0 0 5 2 】

上記の理由から、C M U T のセルアレイ C A (図 2 参照) を構成する複数のチャンネルの

10

20

30

40

50

それぞれには、コンデンサC2、抵抗素子R1および増幅回路AMP1が必要である。つまり、図5において破線で囲まれた範囲内の素子および回路が、チャンネルの数に応じて複数必要である。本実施の形態の主な特徴の1つは、CMUTを構成する振動子であるコンデンサC2とは異なり、音響的に振動しないコンデンサC1を、チップにコンデンサC2と共に混載していることにある。また、本実施の形態の主な特徴の1つは、抵抗素子R1を、チップにコンデンサC2と共に混載していることにある。図2に示すように、抵抗素子R1およびDCバイアス配線5は、平面視でセルアレイCAの外側に配置されている。また、図2および図3に示すように、コンデンサC2の直下に配置されたコンデンサC1の一部は、平面視でセルアレイCAの外側に配置されている。

【0053】

<本実施の形態の超音波トランスデューサアレイの効果>

以下に、図12を用いて、本実施の形態の超音波トランスデューサアレイの効果について説明する。図12は、比較例である超音波トランスデューサアレイを搭載した超音波プローブの概略図である。

【0054】

上記のように、CMUTを構成する複数のセルを含むチャンネルには、抵抗素子およびDCブロック用コンデンサを接続する必要がある。ここで、チャンネルは1つのチップに例えば100~200程度並んで配置されているため、それぞれのチャンネルに対して接続する抵抗素子およびDCブロック用コンデンサの数も100~200程度必要となる。

【0055】

図12では、比較例として、CMUTを含むチップCHP2を先端に有する探触子、つまり超音波プローブ12を示している。比較例の超音波プローブ12は、その内部に複数のプリント基板を搭載している。超音波プローブ12内の複数のプリント基板には、例えば、各チャンネルの数に対応する複数の上記抵抗素子および複数のDCブロック用コンデンサを搭載した基板CRと、図5に示す増幅回路AMP1を搭載した基板AMPと、増幅回路AMP1と超音波エコー診断装置とを接続するコネクタ回路を搭載した基板CNとがある。

【0056】

これらの基板CR、AMPおよびCNは、互いに別々のプリント基板であってもよく、1つのプリント基板であってもよい。ただし、比較例では、CMUTの各チャンネルの数に応じて、受動部品である抵抗素子および受動部品であるブロック用コンデンサをそれぞれ複数プリント基板に搭載しているため、1つのプリント基板に基板CR、AMPおよびCNの全ての受動部品およびチップを搭載しようとする、当該プリント基板の面積が非常に大きくなる。よって、図12では基板CR、AMPおよびCNのそれぞれが並んで配置されているが、実際には、超音波プローブ12内において複数のプリント基板が互いに重なって配置されている。超音波プローブ12内の全てのプリント基板の実装面積のうち、例えば30~40%を、抵抗素子およびブロック用コンデンサが実装された面積が閉めている。

【0057】

ここでは、受動部品である抵抗素子および受動部品であるブロック用コンデンサをチャンネルの数に応じて超音波プローブ12内に収めているため、超音波プローブ12が大型化して、以下のような問題が生じる。すなわち、例えば、超音波プローブ12のグリップが握りづらくなる問題、および、超音波プローブ12を被検体(生体)に接触させる際、所望の角度で接触させることが困難となる問題などが生じる。

【0058】

そこで、本実施の形態では、図2および図3に示すように、抵抗素子R1と、DCブロック用コンデンサであるコンデンサC1とを、CMUTのセルが搭載されたチップCHP1に混載している。これにより、受動部品である抵抗素子および受動部品であるDCブロック用コンデンサをそれぞれ用意する必要がないため、超音波トランスデューサアレイを小型化することができる。すなわち、超音波トランスデューサアレイの性能を向上させる

10

20

30

40

50

ことができる。

【0059】

抵抗素子R1は、例えば上部電極1を構成する導電膜のレイアウトを変更することで形成することができ、コンデンサC1は、メンブレンを有さず音響的に振動しないという点でコンデンサC2と異なるが、コンデンサC2と同様の技術によりチップCHP1内に形成することができる。すなわち、チップCHP1に抵抗素子R1およびコンデンサC1を搭載するに当たり、格別の困難性はなく、既存の技術により抵抗素子R1およびコンデンサC1を形成することができる。また、平面視でセルアレイCAの周囲に抵抗素子R1を追加して形成することができ、平面視でセルアレイCAに重なる領域およびセルアレイCAの周囲の領域にコンデンサC1を形成することができるため、抵抗素子R1およびコンデンサC1をチップCHP1に形成しても、チップCHP1の面積が増大することを防ぐことができる。すなわち、図1に示すチップCHP1は、セルアレイCAの両側にワイヤボンディングないしフリップチップボンディングによる配線接続のためパッドが設けられる。

10

【0060】

セルアレイCAは例えば4mmの幅を有しているが、配線接続時にセルアレイCAがボンディング装置と接触して破損する不具合、または、セルアレイCAを配線接続のための部材が覆って音響伝搬を阻害するなどの不具合を防止する必要がある。これらの不具合を防止するためには、ボンディングパッドPDをセルアレイCAから十分離して設置する必要がある。その結果、チップCHP1は例えば短手方向で8mmの幅を有することとなる。本実施の形態では、セルアレイCAの両側の2mmの領域を使用してコンデンサC1および抵抗素子R1を形成できるため、チップ面積を有効に活用することができる。

20

【0061】

また、ここでは、セルアレイCAの下部電極2と並べて、平面視でセルアレイCAの隣りにDCバイアス配線5を形成し、DCバイアス配線5に並列に各チャネルの上部電極1を各チャネルの抵抗素子R1を介して接続している。このような接続を実現するため、DCバイアス配線5は、下部電極2と並行に延在している。言い換えれば、DCバイアス配線5は、チャネルが並ぶ方向に延在している。よって、チップCHP1の面積の増大を防ぎつつ、各チャネルの上部電極1に各チャネルの抵抗素子R1を介してDCバイアス電圧を供給することができる。

30

【0062】

また、上部電極1、3、下部電極2および4のそれぞれは、平面視で矩形のレイアウトを有している。これにより、各振動子であるコンデンサC2の静電容量を増大させ、CMUTの感度を高めることができ、かつ、コンデンサC1の静電容量を増大させることができる。コンデンサC1は、DCブロック用コンデンサとして機能するために大きな比較的静電容量（例えば1000pF）を有している必要があるため、コンデンサC1が所望の静電容量特性を満たすようにするため、上部電極3と下部電極4との対向面積は、大きいことが望ましい。このため、本実施の形態では、コンデンサC2をセルアレイCAと平面視で重なる領域内のみならず、セルアレイCAの外側の領域に延伸するよう形成している。例えば、平面視でセルアレイCAを囲む周辺領域内であって、パッドP1の直下の領域にまでコンデンサC2を構成する上部電極3および下部電極4を延ばして形成することができる。これにより、チップCHP1の面積の増大を防ぎ、かつ、コンデンサC1の静電容量を増大させることができる。

40

【0063】

また、コンデンサC2の下にコンデンサC1を設けても、コンデンサC2の下のコンデンサC1および半導体基板7（図4参照）を含む層の厚さは、CMUTで送受信する超音波に対して十分薄く、たとえば超音波波長の1/20以下とすることができるため、超音波トランスデューサアレイの音響特性に悪影響を与えない。また、コンデンサC1はセラミックを積層したコンデンサのように厚みがあり、その結果硬い構造ではなく、アルミニウム膜および酸化シリコン膜など比較的柔軟な材料を積層した、合計厚み数マイクロメートル程度の薄い構造により構成されている。このため、超音波トランスデューサアレイの

50

音響特性に悪影響を与えることを防ぐことができる。具体的には、チップが硬い素材で構成される場合、チップおよびメンブレンの音響インピーダンスが被検体（生体）または水などのそれぞれの音響インピーダンスに対し過度に大きくなり、これによりCMUTと被検体の間で超音波が反射する結果、超音波トランスデューサレイの感度が低下する。これに対し、本実施の形態ではチップが比較的柔軟な材料により構成されるため、超音波トランスデューサレイの感度低下を防ぐことができる。

【0064】

なお、ここでは図3に示す抵抗素子R1を細く蛇行するレイアウトで形成することで、抵抗素子R1の抵抗値を高く設定することについて説明したが、抵抗素子R1を、抵抗率が上部電極1よりも高い材料（例えばW（タングステン）またはTi（チタン））で構成してもよい。この場合、上部電極1と抵抗素子R1とは別々の工程で形成された別々の膜により構成されるが、上部電極1と抵抗素子R1とを互いに接触させるか、または、配線およびビアなどを介して上部電極1と抵抗素子R1とを電氣的に接続させてもよい。

10

【0065】

また、ここでは上部電極1、3のそれぞれをビアV1を介して接続することについて説明したが、ビアV1を形成せず、他の経路で上部電極1、3のそれぞれを電氣的に接続してもよい。例えば、上部電極3の延在方向の端部の上面に、層間絶縁膜から露出するパッドを形成し、当該パッドとパッドP1とを、ボンディングワイヤおよびプリント基板などを介して電氣的に接続してもよい。

20

【0066】

また、上部電極1は、上部電極3ではなく下部電極4に電氣的に接続されていてもよい。

【0067】

<変形例1>

図6に示すように、コンデンサC1を構成する上部電極3および下部電極4の相互間には、空隙10が形成されていてもよい。図6は、本実施の形態の変形例1である超音波トランスデューサレイを示す断面図である。

【0068】

層間絶縁膜8に周囲を覆われている空隙10内は、例えば真空である。上部電極3は空隙10の直上に配置されているが、空隙10と下部電極2との間の層は空隙6の上部に形成されたメンブレンよりも厚みを持たせることが可能であり、コンデンサC1に電圧を印加しても、当該層は振動しない。また、空隙10の内部に隔壁または支柱を複数設け、当該層の変形を抑制することも可能である。すなわち、コンデンサC1は、音響的に振動せず、超音波の送受信を行わない静電容量素子である。

30

【0069】

<変形例2>

図7に示すように、コンデンサC1と同様の役割を有するコンデンサC3を、コンデンサC1の直下に形成してもよい。図7は、本実施の形態の変形例2である超音波トランスデューサレイを示す断面図である。

【0070】

コンデンサC3は、コンデンサC1と同様の構造を有している。すなわち、コンデンサC3は、層間絶縁膜8内において、縦方向に互いに対向する下部電極14と上部電極13とにより構成されている。ここでは下部電極4と上部電極3との間に空隙10が形成されており、下部電極14と、下部電極14上の上部電極13との間に空隙20が形成されているが、これらの空隙は形成されていなくてもよい。つまり、下部電極4と上部電極3との間、および、下部電極14と上部電極13との間のそれぞれは、例えば層間絶縁膜8のみが形成されていてもよい。

40

【0071】

コンデンサC1とコンデンサC3とは、互いに並列に接続されている。よって、図5に示すコンデンサC1の実効的な面積が増大するため、図5に示すコンデンサC1の静電容

50

量を増大させることができる。すなわち、図 5 に示すコンデンサ C 1 が比較的高い静電容量特性を求められる場合であっても、コンデンサ C 2 の下に複数のコンデンサを積層することで、チップの面積を増大させることなく、所望の当該容量特性を得ることができる。

【 0 0 7 2 】

< 変形例 3 >

図 8 に示すように、抵抗素子 R 2 は、細いレイアウトで形成されることで抵抗値を増大させるのではなく、抵抗素子 R 2 を構成する膜を薄膜化することで、抵抗素子 R 2 の抵抗値を増大させてもよい。すなわち、抵抗素子 R 2 は薄膜化されることで断面積が小さくなり、抵抗値が増大する。図 8 は、本実施の形態の変形例 3 である超音波トランスデューサアレイを示す斜視図である。

10

【 0 0 7 3 】

この場合、抵抗素子 R 2 の材料は、上部電極 1 と同じでも異なってもよい。このような抵抗素子 R 2 は、例えば、上部電極 1 および抵抗素子 R 2 を構成するパターンを形成した後、抵抗素子 R 2 を構成する部分の当該パターンのみをエッチバックすることで形成することができる。

【 0 0 7 4 】

< 変形例 4 >

図 9 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 4 である超音波トランスデューサアレイを示す平面図である。図 9 では、電極間の空隙を複数に分割する場合の複数の変形例を示している。

20

【 0 0 7 5 】

セルアレイ C A 中の空隙 6 は、上部電極 1 と下部電極 2 とが平面視で互いに重なる領域に形成される。この空隙 6 は各々の領域に対し 1 つだけ設け、かつ形状を矩形とすることがチップ面積の活用からは望ましい。

【 0 0 7 6 】

一方で、空隙 6 が拡大すると、メンブレンの支点間距離が広がり、メンブレンが柔らかくなり過ぎることがある。その結果として共振周波数が低下し、高周波帯での感度が低下する。その場合、図 9 に示すように空隙 6 内に隔壁 7 1、7 2 または 7 3 を形成し、空隙 6 を複数のサブ空隙 6 1、6 2 または 6 3 に分割してメンブレンの共振周波数を高めてもよい。この際、サブ空隙の形状は、矩形（サブ空隙 6 1 参照）のほか、円形（サブ空隙 6 2 参照）または六角形（サブ空隙 6 3 参照）としてもよい。サブ空隙 6 1 ~ 6 3 を設ける場合、それらの配置は可能な限り、空隙 6 が占めていた領域に隙間なく敷き詰めることが感度の観点からは望ましい。

30

【 0 0 7 7 】

（実施の形態 2）

次に、前記実施の形態 1 および前記実施の形態 1 の変形例 1 ~ 4 のいずれかの超音波トランスデューサアレイ（チップ）を、例えば超音波エコー診断装置（超音波診断装置、超音波画像装置）などの超音波検査装置に適用した場合について、図 10 および図 11 を用いて説明する。図 10 は、本実施の形態の超音波プローブを含む超音波エコー診断装置を示す斜視図である。図 11 は、本実施の形態の超音波プローブを示す概略図である。

40

【 0 0 7 8 】

超音波エコー診断装置は、音波の透過性を利用し、外から見ることのできない生体内部を、可聴音領域を超えた超音波を用いてリアルタイムで画像化して目視可能にした医療用診断装置である。図 10 に示すように、超音波エコー診断装置 130 は、本体 132 と、本体 132 の上部に設置された表示部 133 と、本体の前面部分に取り付けられた操作部 136 と、チップ C H P 1 を含む超音波プローブ（超音波探触子）11 とを備えている。超音波プローブ 11 からはケーブル（コード）138 が延びており、当該コードは接続部 137 において本体 132 に接続されている。操作部 136 は、例えば、トラックボール、キーボード若しくはマウスなどの入力機器またはそれらを組み合わせたものである。表示部 133 は、画像処理された診断画像を表示する表示装置である。

50

【 0 0 7 9 】

チップ C H P 1 には、本体 1 3 2 側の送信アンプ A M P 2 および D C バイアス電源 D C から、ケーブル 1 3 8 を介して交流電圧および直流電圧が供給される。図 1 1 に示す超音波プローブ 1 1 は、超音波の送受信部である。超音波プローブ 1 1 を構成するプローブケースの先端面には、チップ C H P 1 が、その主面（複数の振動子の形成面）を外向きに付けた状態で取り付けられている。

【 0 0 8 0 】

チップ C H P 1 の表面は、セルアレイ C A が破損しないよう保護し、かつ被検体（生体）に効率よく超音波を伝達するため、コーティング層で覆ってもよい。当該コーティング層は、凸レンズ状の断面形状を備えることで、超音波を収束させる音響レンズとしての機能を持たせてもよい。当該コーティング層または音響レンズには、シリコンゴム、軟質ウレタン樹脂またはエラストマーなどの材質を用いることができる。当該コーティング層の材質には、第一に電気絶縁性を備え、第二に被検体に近似した音響インピーダンスを備えた材質を選択することが望ましい。

10

【 0 0 8 1 】

超音波診断に際しては、超音波プローブ 1 1 の先端を被検体の表面に当てた後、超音波プローブ 1 1 の先端が被検体の表面に当たる位置を徐々にずらしながら走査する。このとき、体表に近接させた超音波プローブ 1 1 から被検体内に数 M H z の超音波パルスを送波し、音響インピーダンスの異なる組織境界からの反射波（反響またはエコー）を受波する。これにより、図 1 0 に示す表示部 1 3 3 に表示された生体組織の断層像を得て、診断対象に関する情報を知ることができる。超音波を送波してから受波するまでの時間間隔によって反射体の距離情報が得られる。また、反射波のレベルまたは外形から反射体の存在または質に関する情報が得られる。

20

【 0 0 8 2 】

図 1 1 に示すように、超音波プローブ 1 1 は、その内部に複数のプリント基板を搭載している。超音波プローブ 1 1 内の複数のプリント基板には、例えば、図 5 に示す増幅回路 A M P 1 を搭載した基板 A M P と、増幅回路 A M P 1 と超音波エコー診断装置 1 3 0 （図 9 参照）とを接続するコネクタ回路を搭載した基板 C N とがある。

【 0 0 8 3 】

これらの基板 A M P および C N は、互いに別々のプリント基板であってもよく、1 つのプリント基板であってもよい。図 1 1 では基板 A M P および C N のそれぞれを並べて示しているが、それらの基板は、超音波プローブ 1 1 内において厚さ方向に重ねられていてもよい。

30

【 0 0 8 4 】

本実施の形態では、図 2 および図 3 に示すように、抵抗素子 R 1 と、D C ブロック用コンデンサであるコンデンサ C 1 とを、C M U T のセルが搭載されたチップ C H P 1 に混載している。これにより、図 1 2 に示す比較例のように、受動部品である抵抗素子および受動部品であるブロック用コンデンサをそれぞれ用意し、それらの受動部品を搭載したプリント基板を、基板 A M P などと同様に超音波プローブ 1 1 内に配置する必要がないため、超音波プローブ 1 1 を小型化することができる。すなわち、超音波プローブ 1 1 の性能を向上させることができる。

40

【 0 0 8 5 】

以上、本発明者らによってなされた発明を実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は前記実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能であることはいうまでもない。

【 0 0 8 6 】

例えば、前記実施の形態 1、2 では超音波トランスデューサアレイおよび超音波プローブを、生体などの表面に近接させる医療用診断装置として用いる場合について説明したが、前記実施の形態 1、2 で説明した超音波トランスデューサアレイおよび超音波プローブは、カテーテル、顕微鏡あるいは工業用非破壊検査装置など、種々の超音波検査装置に使

50

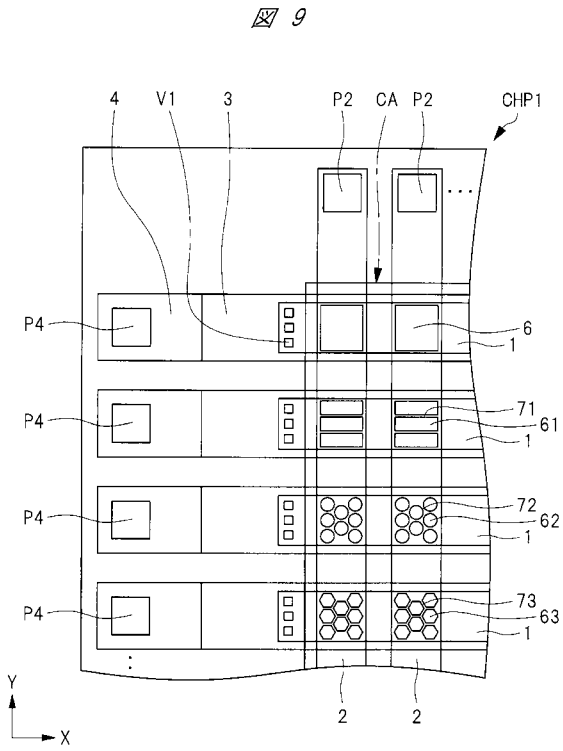
用することが可能である。

【符号の説明】

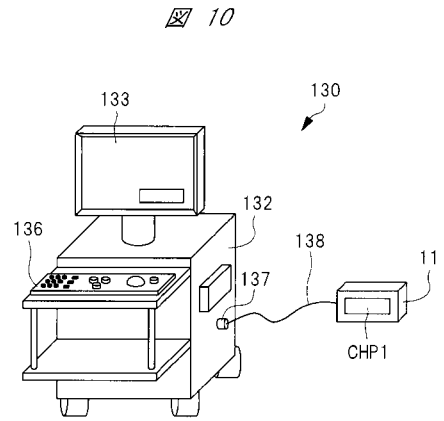
【0087】

1、3、13	上部電極	
2、4、14	下部電極	
5	DCバイアス配線	
6、10、20	空隙	
7	基板	
8、9	層間絶縁膜	
11、12	超音波プローブ	10
61、62、63	サブ空隙	
71、72、73	隔壁	
130	超音波エコー診断装置	
132	本体	
133	表示部	
136	操作部	
137	接続部	
138	ケーブル	
AC	交流電源	
AMP、CN、CR	基板	20
AMP1～AMP3	増幅回路	
C1、C2、C3	コンデンサ	
CA	セルアレイ	
CH	チャンネル	
CHP1	チップ	
DC	直流電源	
PD、P1～P5	ボンディングパッド	
R1、R2	抵抗素子	
SW1、SW2	送受切替スイッチ	
V1、V2	ビア	30

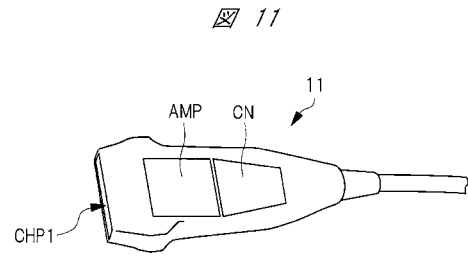
【 図 9 】



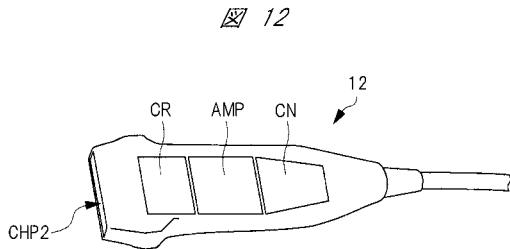
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 竹崎 泰一

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

Fターム(参考) 4C601 EE13 GB06 GB19 GB20 GB22 GB34 GB41

5D019 AA25 DD01 FF04

