

(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2020-10155  
(P2020-10155A)

(43) 公開日 令和2年1月16日(2020.1.16)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード(参考)
<b>HO4R</b>	<b>19/00</b>	<b>(2006.01)</b>	HO4R	19/00	330	2F055
<b>A61B</b>	<b>8/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	8/14		3C081
<b>B81B</b>	<b>3/00</b>	<b>(2006.01)</b>	B81B	3/00		4C601
<b>HO1L</b>	<b>29/84</b>	<b>(2006.01)</b>	HO1L	29/84	Z	4M112
<b>GO1L</b>	<b>9/12</b>	<b>(2006.01)</b>	GO1L	9/12		5D019

審査請求 未請求 請求項の数 10 OL (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2018-128863 (P2018-128863)  
(22) 出願日 平成30年7月6日(2018.7.6)

(71) 出願人 000005108  
株式会社日立製作所  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
(74) 代理人 110002066  
特許業務法人筒井国際特許事務所  
(72) 発明者 森田 祐介  
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  
(72) 発明者 龍崎 大介  
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  
(72) 発明者 町田 俊太郎  
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

最終頁に続く

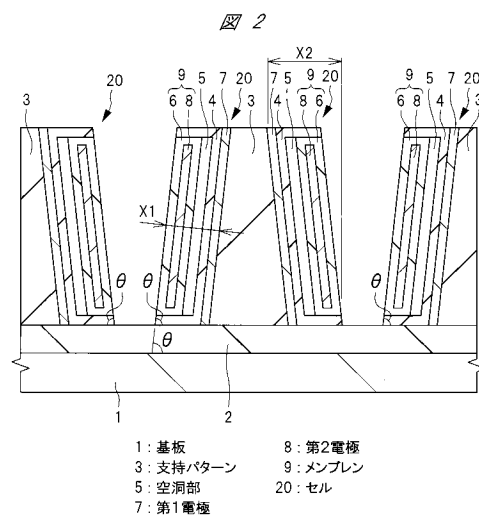
(54) 【発明の名称】 超音波装置

(57) 【要約】

【課題】電極間に空洞部を有し、メンブレンを振動させる容量検出型の超音波センサを含む超音波装置の送信音圧の向上、および、受信感度の向上を実現する。

【解決手段】基板1と、基板1上に複数並ぶ支持パターン3と、各支持パターン3の側面に対して垂直な方向に順に形成された第1電極7、空洞部5、第2電極8を備えた静容量型超音波トランスデューサのセル20とを形成する。ここで、第2電極8を含むメンブレン9の振動面は、基板1の上面对して傾斜を有している。

【選択図】図2



1: 基板  
3: 支持パターン  
5: 空洞部  
7: 第1電極  
8: 第2電極  
9: メンブレン  
20: セル

## 【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 方向において互いに反対側に位置する一対の第 1 表面を備えた支持パターンと、

前記支持パターンの 2 つの前記第 1 表面のそれぞれに順に積層された第 1 電極および第 2 電極と、

前記第 2 電極を含む可撓性膜と、

前記第 1 電極と前記可撓性膜との間に形成された空洞部と、

を有し、

10

2 つの前記第 1 表面のそれぞれに形成された前記第 1 電極、前記空洞部、前記第 2 電極および前記可撓性膜は、静電容量型超音波トランスデューサの第 1 セルを構成し、

前記可撓性膜の振動面は、前記基板の前記上面に対して傾斜し、

2 つの前記第 1 セルの前記振動面の振動方向における長さの和は、1 つの前記第 1 セルの前記第 1 方向の長さより大きい、超音波装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波装置において、

前記支持パターンに固定された 2 つの前記第 1 セルは、前記支持パターンを中心として線対称に形成されている、超音波装置。

20

## 【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波装置において、

前記可撓性膜の前記振動面と、前記基板の前記上面との成す角度は、 $0 < \theta < 180$  で表される、超音波装置。

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の超音波装置において、

前記角度は、90 度である、超音波装置。

## 【請求項 5】

請求項 3 記載の超音波装置において、

前記角度は、 $45 < \theta < 135$  で表される、超音波装置。

30

## 【請求項 6】

請求項 3 記載の超音波装置において、

前記角度は、 $0 < \theta < 90$  で表される、超音波装置。

## 【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波装置において、

前記支持パターン並びに前記支持パターンに固定された 2 つの前記第 1 セルは、前記基板の上面に沿って複数並んで配置されている、超音波装置。

## 【請求項 8】

請求項 1 記載の超音波装置において、

2 つの前記第 1 表面のそれぞれは、前記基板の前記上面に対して傾斜し、

前記第 1 電極、前記第 2 電極および前記可撓性膜のそれぞれは、前記基板の前記上面に対して傾斜した膜から成る、超音波装置。

40

## 【請求項 9】

請求項 7 記載の超音波装置において、

互いに隣り合う 2 つの前記第 1 セル同士の間、前記基板の前記上面と並行な振動面を備えた静電容量型超音波トランスデューサのセルは、形成されていない、超音波装置。

## 【請求項 10】

請求項 1 記載の超音波装置において、

前記可撓性膜の前記振動面の振動方向と、音波の送信方向とが互いに異なる、超音波装置。

## 【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波装置に関し、特に、MEMS (Micro Electro Mechanical System) 技術により製造されるCMUTを備えた超音波装置に適用して有効な技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波装置である超音波センサは、例えば医療用の超音波エコー診断装置、癌治療または非破壊検査の超音波探傷装置などの様々な超音波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（例えばPZT（チタン酸ジルコン酸鉛））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。PZTに対して、CMUTは、比較的安価であり、微細化が容易であり、高周波の送受信が容易であり、かつ、素子間の特性ばらつきが小さいという利点を有している。

10

## 【0004】

超音波装置を構成する静電容量型超音波トランスデューサは、上下方向に重ねられて互いに対向する電極と、それらの電極間の空洞部とを有する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。

20

## 【0005】

このような超音波装置に係る技術については、例えば特許文献1（特開2009-207882号公報）に記載があり、基板上に配置された曲面を有する凸部の表面に沿って複数の振動素子が並ぶ構造が開示されている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】特開2009-207882号公報

## 【発明の概要】

30

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

一般的に、CMUTはPZTよりも送信音圧が低いため、CMUTに関しては送信音圧を高めることが求められている。特に、癌治療などに用いられる超音波装置は、大きい送信音圧特性を有することが求められる。CMUTの送信音圧は、面積効率、つまり、全素子領域（素子アレイ）における振動面の割合（面積効率）に比例する。

## 【0008】

このためCMUTでは、送信音圧を増大させる観点から、振動面の面積効率を高めることが課題となっている。

## 【0009】

40

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】

## 【0010】

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。

## 【0011】

一実施の形態である超音波装置は、基板上に形成された可撓性膜を備えた静電容量型超音波トランスデューサのセルを複数有し、可撓性膜の振動面は、当該基板の上面に対して傾斜しているものである。

50

## 【発明の効果】

## 【0012】

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。

## 【0013】

本発明によれば、超音波装置の性能を向上させることができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0014】

【図1】本発明の実施の形態1である超音波装置を示す平面図である。

【図2】図1のA - A線における断面図である。

10

【図3】本発明の実施の形態1である超音波装置を構成するメンブレンの動作を示す断面図である。

【図4】本発明の実施の形態1である超音波装置の音圧と時間の関係を示すグラフである。

【図5】本発明の実施の形態1である超音波装置の音圧レベルと周波数の関係を示すグラフである。

【図6】本発明の実施の形態1の変形例1である超音波装置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である超音波装置を示す断面図である。

【図8】本発明の実施の形態2である超音波装置を示す斜視図である。

【図9】本発明の実施の形態2である超音波装置の構成を示すブロック図である。

20

【図10】比較例である超音波装置を示す平面図である。

【図11】図10のB - B線における断面図である。

【図12】比較例である超音波装置の音圧と時間の関係を示すグラフである。

【図13】比較例である超音波装置の音圧レベルと周波数の関係を示すグラフである。

## 【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。

30

## 【0016】

本願における基板とは、半導体集積回路の製造に用いるシリコンその他の半導体単結晶基板、石英基板、サファイア基板、ガラス基板、その他の絶縁基板、または、それらの複合的基板を指す。

## 【0017】

(実施の形態1)

本実施の形態1の超音波装置は、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。

## 【0018】

<改善の余地>

40

以下に、図10および図11を用いて、改善の余地の詳細について説明する。図10は、比較例である超音波装置を示す平面図である。図11は、比較例である超音波装置を示す断面図であり、図10のB - B線における断面図である。

## 【0019】

静電容量型超音波トランスデューサ (CMUT: Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer) は、MEMS技術を用いて製造される、静電型可変容量 (キャパシタ、コンデンサ、可変容量センサ) である。CMUTは、互いに対向する第1電極および第2電極と、第1電極と第2電極との間に形成された空洞部 (空隙) と、第2電極を含み振動する可撓性膜 (メンブレン、振動部) とを備えた振動子である。CMUTを備えた超音波装置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

50

ができる。また、超音波装置から発する超音波を用いて、癌などの治療を行うことも可能である。

#### 【0020】

図10および図11に、比較例のCMUTの構造を示す。図10に示すように、超音波装置である半導体チップ21は、矩形の辺面レイアウトを有している。半導体チップ21は図11に示す基板1を有しており、基板の上面(主面)側には、図10に破線で示す素子アレイ22を有している。素子アレイ22は、CMUTであるセル(素子、振動子)50がX方向に複数並んでいる領域である。セル50は、超音波を送受信することが可能な最小単位の振動子である。本願では、半導体チップ内で振動子が並んでいる領域を、素子アレイと呼ぶ。半導体チップ21の上面側であって、素子アレイ22と隣り合う領域には、パッド(電極パッド、ボンディングパッド)17、18が形成されている。

10

#### 【0021】

なお、図10ではX方向に並ぶセル50のみを示しているが、素子アレイ22内において、Y方向に並ぶ他の複数のセル50が形成されていてもよい。つまり、セル50は行列状に配置されていてもよい。X方向およびY方向のそれぞれは、図11に示す基板1の上面に沿う方向あり、互いに直交している。図10では、メンブレンを構成する第2電極28を透過して示しており、メンブレンの直下に位置する空洞部25を透過して示している。

#### 【0022】

図11に示すように、セル50は、基板1上に絶縁膜2を介して形成されている。絶縁膜2上には、下部電極である第1電極27が形成され、第1電極27上には、絶縁膜24、26が形成されている。絶縁膜24、26から成る膜内には、絶縁膜24、26により封止(密閉)された空洞部25が、X方向に並んで複数形成されている。空洞部25上の絶縁膜26内には、上部電極である第2電極28が形成されている。複数のセル50のそれぞれは、第1電極27と、第2電極28と、第1電極27と第2電極28との間の空洞部25とにより構成されている。また、セル50は、絶縁膜26および第2電極28から成る可撓性膜であるメンブレン29を備えている。X方向に並ぶ複数のセル50同士は、X方向に延在する1つの第1電極27を共有している。図10に示すパッド17は、第1電極27に電氣的に接続され、パッド18は、第2電極28に電氣的に接続されている。

20

#### 【0023】

セル50を構成する第1電極27と第2電極28とは、互いに絶縁されて静電型可変容量を構成している。比較例の超音波装置の動作時には、第1電極27および第2電極28に電圧を印加することでメンブレン29を振動させ、これにより超音波を送信(発振)することができる。また、超音波を受信する際には、メンブレン29に到達した超音波の圧力によりメンブレン29が振動し、CMUT(セル50)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。

30

#### 【0024】

ここで、比較例の超音波装置を構成するセル50は、基板1の上面に沿う方向に形成されている。すなわち、第1電極27、空洞部25、第2電極28およびメンブレン29は、いずれも基板1の上面に沿う方向に広がっている。言い換えれば、セル50の振動面、つまりメンブレン29の表面であって、空洞部25側の表面の反対側の表面(上面)は、基板1の上面と並行な面であり、基板1の上面側の上方を向いている。このため、メンブレン29は、基板1の上面に対して垂直な方向(第1垂直方向)に振動する。

40

#### 【0025】

メンブレンの上下の電極間の容量を検出する超音波装置では、発振する超音波の音圧を増大させることで、対象物に反射して戻ってきた当該超音波(反射波)を受信する際の受信感度を高めることができる。また、発振する超音波の音圧を増大させることで、癌治療などの際の治療効果を高めることができる。このように、超音波装置では、発振する音圧を増大させることが改善の余地として存在する。

#### 【0026】

50

超音波装置から発振する音圧を増大させるために、メンブレン29の振動する縦方向の幅を増大させることが考えられる。そのためには、メンブレン29が振動する空間を確保する目的で空洞部25の厚さ方向の長さ(高さ)を増大させる必要があるが、空洞部25の厚さが大きくなると、振動時の振動子の静電容量の変動率が小さくなるため、受信感度が低下する問題が生じる。

#### 【0027】

そこで、超音波装置から発振する音圧を増大させ、送信効率および受信感度を向上させる観点から、半導体チップの素子アレイの面積に対する、素子アレイに並ぶ全ての振動子の振動面の面積(メンブレンの面積の総和)の割合(振動面の面積効率)を高めることが重要となる。つまり、複数のCMUTセルの振動面の面積の総和を増大させることが重要である。しかし、上記比較例のように、基板1の上面に沿う振動面を備えた振動子(セル50)を、基板1の上面に沿って並べた場合、複数の振動子の振動面の面積の和が素子アレイ22(図10参照)の面積を超えることはない。言い換えれば、比較例の場合、振動面の面積効率の限界は100%である。よって、超音波装置の音圧をさらに高めるためには、比較例とは異なる構造を検討し、素子アレイの面積に対する振動面の面積効率を100%よりも高める必要がある。このように、振動面の面積効率を高めることは、改善の余地として存在する。

10

#### 【0028】

そこで、本実施の形態では、上述した改善の余地を解決する工夫を施している。以下では、この工夫を施した本実施の形態における技術的思想について説明する。

20

#### 【0029】

##### <超音波装置の構造>

以下に、図1および図2を用いて、本実施の形態の超音波装置の構造について説明する。図1は、本実施の形態の超音波装置を示す平面図である。図2は、本実施の形態の超音波装置を示す断面図である。図2は、図1のA-A線における断面図である。

#### 【0030】

図1は、本実施の形態の超音波装置である半導体チップ11の全体を示す平面図である。半導体チップ11は、厚さ方向におい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、半導体チップ11の主面側の平面図(上面図)を示している。また、図1では、図を分かり易くするため、平面視では絶縁膜4、6(図2参照)などに覆われて見ることができない空洞部5、第1電極7および第2電極8などを透過して示している。

30

#### 【0031】

図1に示すように、半導体チップ11の平面形状は、例えば長方形、つまり矩形である。ここでは、半導体チップ11はX方向に延在している。半導体チップ11の主面には、X方向に並ぶ複数のセル20と、複数のパッド(電極パッド、ボンディングパッド)17、18とが配置されている。パッド17、18のそれぞれは、各セル20とY方向において隣り合って配置されている。X方向とY方向とは、平面視で互いに直交する方向であり、いずれも半導体チップ11の主面、絶縁膜2の上面および基板1の上面(図2参照)のそれぞれに沿う方向である。平面視において、X方向は半導体チップ11の長手方向であり、Y方向は半導体チップ11の短手方向である。パッド17、18は、半導体チップ11の入出力用の端子である。パッド17、18には、外部装置と半導体チップ11とを電気的に接続するためのボンディングワイヤなどが接続される。

40

#### 【0032】

半導体チップ11に搭載された複数のセル20の全ては、素子アレイ(セルアレイ)12内に配置されている。言い換えれば、素子アレイ12は、半導体チップ11に搭載された全てのセル20が形成された領域である。図1では、素子アレイ12の輪郭を破線で示している。図1では、素子アレイ12内において、X方向に並ぶセル20のみが示されているが、加えて、Y方向においてセル20が素子アレイ12内に並んで形成されていてもよい。つまり、セル20は素子アレイ12内に行列状に配置されていてもよい。

50

## 【0033】

図1および図2に示すように、半導体チップ11は、基板1を有している。基板1は、例えばシリコン(Si)単結晶から成る半導体基板である。基板1の上面は、絶縁膜2により覆われている。基板1上に形成された絶縁膜2は、例えば酸化シリコン(SiO<sub>2</sub>)などから成る。ここでは、絶縁膜2はTEOS(Tetra Ethyl Ortho Silicate、テトラエトキシシラン)膜から成る。絶縁膜2の上面と基板1の上面とは、互いに並行である。

## 【0034】

絶縁膜2上には、絶縁膜2の上面から上方に突出し、Y方向に延在する支持パターン3が、X方向に並んで複数形成されている。支持パターン3は絶縁膜から成る絶縁パターンであり、当該絶縁膜は、例えば酸化シリコン膜から成る。支持パターン3は、各セル20を支え、保持する支柱である。つまり、支持パターン3はセル20の保持部(リム部、支持部、保持パターン)である。支持パターン3のX方向の両側の側面は、絶縁膜2および基板1のそれぞれの上面に対してテーパを有している。つまり、X方向において、支持パターン3の下面の長さは、支持パターン3の上面の長さよりも大きい。したがって、支持パターン3は、X方向に沿う断面において、台形の形状を有している。なお、基板1および絶縁膜2をまとめて積層基板とみなすこともできる。つまり、支持パターン3および後述するセル20は、当該積層基板上に形成されている。

10

## 【0035】

各支持パターン3のX方向の両側の側面(傾斜面)のそれぞれの表面上には、それらの側面に対して垂直な方向(第2垂直方向)に順に形成された第1電極(リム側電極)7、絶縁膜4およびメンブレン(可撓性膜)9により覆われている。つまり、絶縁膜2の上面に対して傾斜を有する支持パターン3の短手方向(X方向)の側面には、第1電極7を介して絶縁膜4が形成されている。また、絶縁膜4の表面のうち、支持パターン3側と反対側(開口部側)の表面は、メンブレン9に覆われている。絶縁膜4は、支持パターン3の短手方向の側面に沿う方向におけるメンブレン9の両端を保持(固定)しており、絶縁膜4とメンブレン9の間には、空洞部5が形成されている。つまり、第1電極7とメンブレン9の間には、空洞部5が形成されている。空洞部5は絶縁膜4とメンブレン9により密閉されている。メンブレン9は、絶縁膜6と、絶縁膜6内の第2電極8とにより構成されている。ここでいうメンブレンとは、振動子の動作時に振動する部分(膜)である。空洞部5は膜が形成されていない領域であり、空洞部5内は真空となっているか、または、空気などのガスが存在する。

20

30

## 【0036】

図1では、支持パターン3と、絶縁膜4とを互いに区別せず、一体となっている膜として示している。支持パターン3はY方向に延在するパターンであるが、支持パターン3を構成する絶縁膜(リム部)は、平面視でX方向に並ぶ2つのセル20と、その2つのセル20同士の間の開口部(音波送受信用)とを囲んでいる。また、当該絶縁膜は、平面視で素子アレイ12の全体を囲んでいる。パッド17、18のそれぞれの上面は、当該絶縁膜の開口部において露出している。

## 【0037】

図3に示す下部電極7、絶縁膜4、第2電極8および絶縁膜6は、支持パターン3の側面に積層された膜である。このため、下部電極7、絶縁膜4、第2電極8および絶縁膜6のそれぞれは、支持パターン3側の第1表面と、第1表面の反対側(開口部側)の第2表面とを有している。第1表面および第2表面は、下部電極7、絶縁膜4、第2電極8および絶縁膜6のそれぞれが有する面のうち、最も大きい面、および、2番目に大きい面である。つまり、下部電極7、絶縁膜4、第2電極8および絶縁膜6のそれぞれは、支持パターン3の側面に沿って広がる膜から成る。また、第2電極8および絶縁膜6から成るメンブレン9も、支持パターン3側の第1表面と、第1表面の反対側の第2表面とを有している。メンブレン9の表面のうち、支持パターン3側の第1表面とは反対側(開口部側)の第2表面を、本願ではセル20の振動面、または、メンブレン9の振動面と呼ぶ。

40

## 【0038】

50

セル 20 は、支持パターン 3 の短手方向の 1 つの側面を覆うように重ねて形成された膜などから成る積層構造を有している。つまり、セル 20 は、支持パターン 3 の当該側面を覆う第 1 電極 7 と、当該側面を覆い、第 2 電極 8 を含むメンブレン 9 と、当該第 1 電極 7 および当該第 2 電極 8 の相互間の空洞部 5 とにより構成されている振動子である。支持パターン 3 の当該側面に対して垂直な方向（第 2 垂直方向）から見た場合、支持パターン 3 の当該側面、第 1 電極 7、絶縁膜 4、絶縁膜 6、第 2 電極 8、メンブレン 9 および空洞部 5 のそれぞれの形状は、Y 方向に長い長方形、つまり矩形である。すなわち、支持パターン 3 の当該側面および振動面に対して垂直な方向（第 2 垂直方向）から見た場合、セル 20 の形状は矩形である。セル 20 は、超音波を受信することが可能な最小単位の振動子である。当該振動子は、静電型可変容量（可変容量センサ）を構成している。つまり、第 1 電極 7 および第 2 電極 8 は並行平板であり、1 つのコンデンサを構成している。

10

**【0039】**

セル 20 の Y 方向の一方の端部からは、第 2 電極 8 の Y 方向の端部から配線が引き出されており、当該配線の端部の上面にパッド 18 が形成されている。つまり、パッド 18 は第 2 電極 8 に電氣的に接続されている。また、セル 20 の Y 方向の他方の端部からは、第 1 電極 7 の Y 方向の端部から配線が引き出されており、当該配線の端部の上面にパッド 17 が形成されている。つまり、パッド 17 は第 1 電極 7 に電氣的に接続されている。第 1 電極 7 および第 2 電極 8 のそれぞれは、絶縁膜 2 の上面に対して傾斜を有しているが、パッド 17、18 のそれぞれの上面は、絶縁膜 2 の上面に対して並行である。このように、パッド 17、18 は、セル 20 を Y 方向で挟むように配置されている。

20

**【0040】**

パッド 17、18 は、素子アレイ 12 内には配置されていない。したがって、素子アレイ 12 内において、X 方向および Y 方向に複数のセル 20 が行列状に配置されている場合には、パッド 17、18 は、Y 方向に並ぶ複数のセル 20 の全てを挟むように配置される。その場合、Y 方向に並ぶ複数のセル 20 のそれぞれを構成する複数の第 1 電極 7 は互いに電氣的に接続され、Y 方向に並ぶ複数のセル 20 のそれぞれを構成する複数の第 2 電極 8 は互いに電氣的に接続される。

**【0041】**

支持パターン 3 は、例えば酸化シリコン膜、窒化シリコン膜、または、それらの積層膜から成る。絶縁膜 4、6 のそれぞれは、酸化シリコン膜または窒化シリコン膜などの複数の絶縁膜を積層した構造を有している。図 2 では、絶縁膜 4 を枠状に示し、当該枠内の空洞部 5 を密閉する蓋としてメンブレン 9 を示している。ただし、実際には、絶縁膜 4 を構成する積層膜のうち、空洞部 5 よりも支持パターン 3 側に位置する部分と、支持パターン 3 の側面に沿う方向において空洞部 5 およびメンブレン 9 と隣り合う部分とは、互いに別々の膜である。

30

**【0042】**

また、絶縁膜 6 を構成する積層膜のうち、第 2 電極 8 に対し支持パターン 3 側に位置する部分と、振動面側の部分とは、互いに別々の膜である。つまり、第 2 電極 8 は、厚さ方向（第 2 垂直方向）において、絶縁膜 6 を構成する 2 層以上の膜に挟まれている。絶縁膜 6 を構成するこれらの 2 層以上の膜は、実際には、絶縁膜 4 を構成する一部の膜と一体となっていることが考えられる。つまり、図 2 では絶縁膜 4 と絶縁膜 6 とを互いに区切って示しているが、絶縁膜 4 の一部と絶縁膜 6 の一部とは、実際には一体となっている。つまり、絶縁膜 6 の一部と、絶縁膜 4 の一部とは、同一の膜から成る。図 2 では、振動するメンブレン 9 として機能する部分（絶縁膜 6）を分かり易くするため、絶縁膜 6 と絶縁膜 4 との間を区切って図示を行っている。

40

**【0043】**

第 1 電極 7、第 2 電極 8 は、例えばタングステン（W）膜または窒化チタン（TiN）膜などの導体膜から成る。また、第 1 電極 7、第 2 電極 8 は、タングステン膜または窒化チタン膜を含む複数の導体膜から成る積層構造を有していてもよい。第 2 垂直方向において、空洞部 5 の長さ（高さ、厚さ）は例えば 100nm であり、メンブレン 9 の厚さは例

50



例えば  $3 \mu\text{m}$  である。また、基板 1 および絶縁膜 2 のそれぞれの上面对して垂直な第 1 垂直方向において、支持パターン 3 およびセル 20 のそれぞれの高さは、例えば  $20 \mu\text{m}$  である。

【0044】

メンブレン 9 は、絶縁膜 2 の上面对して傾斜を有する支持パターン 3 の側面に沿って形成された膜から成るため、メンブレン 9 の表面である振動面は、当該側面と同様に、絶縁膜 2 の上面对して傾斜を有している。したがって、メンブレン 9 が振動する方向である第 2 垂直方向は、第 1 垂直方向と並行ではなく、第 1 垂直方向に対して傾斜を有している。

【0045】

支持パターン 3 の X 方向の中心を通り第 1 垂直方向に沿う軸を中心に、支持パターン 3 の横には左右対称にセル 20 が一対形成されている。言い換えれば、X 方向の支持パターン 3 の両側の側面のそれぞれには、Y 方向に延びる線を中心として、線対称にセル 20 が形成されている。このため、支持パターン 3 の両側の側面を覆うセル 20 のそれぞれは、絶縁膜 2 の上面对して同じ角度で傾斜した振動面を有している。つまり、支持パターン 3 の両側のそれぞれには、絶縁膜 2 の上面对して角度の傾斜を有する振動面を備えたセル 20 が線対称に形成されている。すなわち、支持パターン 3 は、基板 1 の上面に沿う X 方向において互いに反対側に位置し、基板 1 の上面对して傾斜している第 3 表面（第 1 側面）を一対有している。そして、2 つの第 3 表面のそれぞれに固定されたセル 20 同士は、支持パターン 3 を中心に線対称に形成されている。

【0046】

支持パターン 3 の側面に形成されたセル 20 と、他の支持パターン 3 の側面に形成されたセル 20 との間は、必ず離間している。すなわち、隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 同士の間は離間している。つまり、隣り合う支持パターン 3 同士の間において、それらの支持パターン 3 のそれぞれの側面には、絶縁膜 2 の上面对して角度の傾斜を有する振動面を備えたセル 20 が、互いに離間して線対称に形成されている。隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 同士の間には、開口部が形成されている。

【0047】

よって、メンブレン 9 の第 2 垂直方向の両側には、X 方向に並ぶセル 20 同士の間空間（開口部）と、空洞部 5 内の空間とがある。このため、メンブレン 9 は、セル 20 に電圧が印加された際、および、セル 20 が音波を受けた際に、振動することができる。また、1 つの支持パターン 3 の両側の側面に形成されたセル 20 同士の間には、他の振動子（CMUT のセル）は形成されていない。また、互いに隣り合う支持パターン 3 の対向する側面のそれぞれに固定されたセル 20 同士の間領域には、開口部が形成されており、当該領域に他の振動子（CMUT のセル）は形成されていない。また、互いに隣り合うセル 20 同士の間には、図 10 および図 11 に示すような、基板の上面对して並行な振動面を有するメンブレンを備えた振動子は形成されていない。

【0048】

なお、各セル 20 の振動面は、絶縁膜 2 の上面对して斜めになっているが、隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 の振動面同士は、互に対向しているといえる。つまり、隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 同士は、互に対向している。振動面が絶縁膜 2 の上面对してテーパを有しているため、隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 同士の間隔は、下方（絶縁膜 2 側）よりも上方の方が大きい。言い換えれば、隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 の上端同士の間隔は、それらのセル 20 の下端同士の間隔よりも大きい。

【0049】

隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 同士の間領域（開口部）には膜が形成されていない。これは、各セル 20 のメンブレン 9 が振動するスペースを確保するためである。つまり、隣り合う支持パターン 3 同士の間で X 方向に並ぶセル 20 同士

10

20

30

40

50

の間に、支持パターン3を貫通する開口部が形成されていることで、基板1の上面に対して傾斜した振動面を有するセル20のメンブレン9は、振動することができる。隣り合う支持パターン3同士の間で対向するセル20同士の間領域には、空気などの気体が存在することが考えられる。また、当該領域は、水などの液体により満たされていてもよい。

【0050】

セル20の振動面と絶縁膜2の上面との成す角である角度（傾斜角）は、セル20の振動面と基板1の上面との成す角である角度と同じである。角度は、0度より大きく、180度より小さい角度である。すなわち、角度は、 $0 < \theta < 180$ で表される。本実施の形態では、振動面が絶縁膜2の上面および基板1の上面のそれぞれに対して傾斜を有していることを前提に、 $0 < \theta < 90$ である場合について主に説明する。言い換えれば、ここでは、メンブレン9の振動面と、セル20の直下の絶縁膜2の上面およびセル20の直下の基板1の上面のそれぞれとの成す角度は、鋭角である。

10

【0051】

すなわち、セル20のメンブレン9の振動面と、当該セル20の下面との成す角度は、鋭角である。ここでいうセル20の下面とは、セル20の表面のうち、セル20と絶縁膜2の上面とが接する面を指す。言い換えれば、セル20の下面とは、セル20の表面のうち、セル20と、絶縁膜2および基板1から成る積層基板の上面とが接する面を指す。セル20の下面は、絶縁膜2および基板1のそれぞれの上面に対して並行な面である。

【0052】

なお、本願でいう、振動面と基板1の上面および絶縁膜2の上面のそれぞれとの成す角度とは、振動面に沿う線と、それらの上面との交点での角度であり、振動面に沿う当該線よりもセル20側の角度である。つまり、例えば、隣り合う支持パターン3同士の間において、互いに離間するセル同士の間で露出する絶縁膜2の上面と、振動面に沿う線との間の角度は、本願でいう、振動面と絶縁膜2の上面との成す角度ではない。

20

【0053】

角度が90度である場合については、後に図6を用いて、本実施の形態の変形例1として説明する。また、 $90 < \theta < 180$ である場合、つまり、振動面が逆テーパを有する場合については、後に変形例2において図7を用いて説明する。なお、本願では、角度が90度である場合であっても、振動面は絶縁膜2の上面および基板1の上面のそれぞれに対して傾斜を有しているものとして説明を行う。また、支持パターン3の側面も、絶縁膜2の上面および基板1の上面のそれぞれに対して角度の傾斜を有していることは、言うまでもない。

30

【0054】

ここでは、図2に示すように、特に、角度が45度以上であって90度に近い場合を想定し、セル20が支持パターン3の側面に形成されていると説明したが、角度が例えば10度程度である場合は、セル20が形成されている支持パターン3の表面は、支持パターン3の側面と表現することもできるが、支持パターン3の上面と表現することもできる。セル20が形成されている支持パターン3の表面は、支持パターン3の表面のうち、支持パターン3の最上面および最下面のいずれとも異なり、基板1および絶縁膜2のそれぞれの上面に対して傾斜を有している面である。例えば、セル20が形成されている支持パターン3の表面は、支持パターン3の最上面と、支持パターン3の最下面とに両端が接続された面である。また、例えば、セル20が形成されている支持パターン3の表面は、支持パターン3の最上面および最下面のいずれか一方に端部が接続された面であってもよい。

40

【0055】

支持パターン3の最上面および最下面は、基板1および絶縁膜2のそれぞれの上面と並行な面である。また、支持パターン3の最下面は、支持パターン3の表面のうち、基板1および絶縁膜2側の面であり、支持パターン3の最上面は、当該最下面の反対側の面である。

【0056】

50

本実施の形態の超音波装置の構造における主な特徴の1つは、セル20の振動面が基板1の上面に対し傾斜を有していることにより、素子アレイ12（図1参照）内に形成された複数のセル20のメンブレン9の面積（振動面の面積）の総和が、図10および図11に示す比較例の複数のセル50のメンブレン29の面積（振動面の面積）の総和よりも大きい点にある。例えば、素子アレイ12内の複数のセル20の振動面の面積の総和は、素子アレイ12の面積よりも大きい。また、本実施の形態の超音波装置の構造における他の特徴としては、基板1の上面に沿う方向に複数のセル20が同じ高さに配置されている点、支持パターン3を中心として線対称にセル20が配置されている点、および、各セル20が同じ傾斜を有している点がある。

#### 【0057】

< 超音波装置の動作 >

以下に、図1～図3を用いて、本実施の形態の超音波装置の動作について説明する。図3は、本発明の実施の超音波装置を構成するメンブレンの動作を示す断面図である。

#### 【0058】

図1～図3に示すように、本実施の形態の超音波装置を構成する半導体チップ11は、超音波トランスデューサを構成する複数の振動子（セル20）を有している。超音波トランスデューサを用いて超音波を発生させる動作（送信動作）では、第1電極7および第2電極8に直流および交流の電圧を重畳印加することにより、第1電極7と第2電極8との間に静電気力が働き、各振動子のメンブレン9が、メンブレン9のばねの力との釣り合いにより、共振周波数付近で第2垂直方向に振動する（図3参照）。これにより、振動子から数MHzの超音波（超音波パルス）が発生する。このとき、第1電極7と第2電極8との間の最大の電位差は、例えば300Vである。

#### 【0059】

図3では、メンブレン9が、互いに隣り合う支持パターン3同士の間開口部側に振動している瞬間の状態を示している。また、図3ではメンブレン9が振動する方向（第2垂直方向）を矢印で示している。また、図3では、各セル20から上方に拡散する音波を複数の円弧状の線で示している。

#### 【0060】

また、超音波装置による受信動作では、各振動子のメンブレン9に到達した超音波の圧力によりメンブレン9が振動し、第1電極7と第2電極8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、送信して対象物に当たって戻ってきた超音波、つまり反射波がメンブレン9に当たることにより、メンブレン9が振動し、これにより起きる第1電極7と第2電極8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。

#### 【0061】

このように超音波装置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面像を撮像することができる。また、超音波装置を用いた超音波の送信動作では、超音波を対象（患部）に照射することで、例えば癌などの治療を行うことも可能である。

#### 【0062】

本実施の形態では、各セル20の振動面が傾斜しており、メンブレン9の振動方向である第2垂直方向は、基板1の上面（主面）に対する垂直方向（第1垂直方向）に対して傾斜している。しかし、図1に示す本実施の形態の半導体チップ11を用い、素子アレイ12から発振される超音波を、第1垂直方向に沿って半導体チップ11の上方（直上方向）に向けて送信することができる。これは、図2に示すメンブレン9の振動時に発振される超音波は、振動方向にのみ送信されるのではなく、セル20の周囲に拡散すること、1つのセル20から発振される超音波が、隣り合う他のセル20の表面および絶縁膜2の上面に反射すること、および、下記の理由に起因する。

#### 【0063】

すなわち、基板1の上面に沿ってX方向に並ぶ2つのセル20から発振された超音波は、例えば当該2つのセル20の中間点の直上において合成され、強め合う。図3では、超

10

20

30

40

50

音波同士が合成される箇所の一部を黒丸で示している。このように2つのセル20から発振された超音波が強め合う箇所は、第1垂直方向に沿う箇所に存在している。これは、第1垂直方向に沿って音圧の高い超音波が送信されることを意味する。つまり、複数のセル20から発振される超音波のそれぞれは、特に半導体チップ11の直上で強め合う。これは、半導体チップ11の直上に向けて、超音波を送信することが可能であることを意味する。

#### 【0064】

図3では、隣り合う支持パターン3同士の間で並ぶセル20同士の発する超音波が強め合う様子を示しているが、例えば、支持パターン3を挟んで隣り合うセル20同士は発する超音波も、互いに強め合う。また、複数のセル20を相互間に挟んで配置された2つのセル20同士であっても、互いのセル20の発する超音波は合成されて強め合う。すなわち、超音波を第1垂直方向に沿って半導体チップ11の上方に送信するためには、互いに同様の性能および同様の振動面の傾斜角を有する複数のセル20を、基板1の上面に沿う方向において同じ高さの位置に並べることが重要であり、セル20を等間隔で配置すること、および、セル20を線対称に配置することも重要である。言い換えれば、全てのセル20の振動面の傾斜角を同一に揃えるべきである。また、X方向またはY方向に並ぶ複数のセル20の他に、それらのセル20と異なる高さにCMUTのセルを配置すべきではない。

10

#### 【0065】

以上より、全てのセル20の振動面が基板1の上面に対して傾斜していても、超音波を第1垂直方向に沿って半導体チップ11の上方に送信することができる。つまり、振動面の振動方向(第2垂直方向)とは異なる方向(第1垂直方向)に超音波を送信することができる。また、受信動作時においては、全てのセル20の振動面が基板1の上面に対して傾斜していても、振動面の合計面積に応じて高い感度で超音波を受信することができる。

20

#### 【0066】

なお、所定のセル20から発振される超音波のうち、X方向に進む超音波は、他のセル20の空洞部5に遮られるため、セル20を透過しない。よって、所定のセル20から発振された超音波を、検査対象に反射する前に他のセル20が誤検出することを防ぐことができる。また、セル20から発振された超音波の一部は、隣り合う支持パターン3同士の間の領域の下方にも伝わり得る。その場合、超音波装置内での超音波の反射に起因する誤検出を防ぐ観点などから、絶縁膜2を、超音波が減衰し易い材料で形成することが考えられる。また、セル20と基板1との間に、超音波を反射し易い材料から成る膜を形成することで、超音波を半導体チップ11の上方に送信しやすくしてもよい。

30

#### 【0067】

<超音波装置の効果>

以下に、本実施の形態の超音波装置の効果について、図1~図5および図10~図13を用いて説明する。図4は、本実施の形態の超音波装置の音圧と時間の関係を示すグラフである。図5は、本実施の形態の超音波装置の音圧レベルと周波数の関係を示すグラフである。図12は、比較例である超音波装置の音圧と時間の関係を示すグラフである。図13は、比較例である超音波装置の音圧レベルと周波数の関係を示すグラフである。

40

#### 【0068】

超音波装置に関しては、上述したように、超音波装置の送信音圧を増大させること、超音波装置の受信感度を高めること、および、癌治療などの際の治療効果を高めることが、改善の余地として存在する。半導体チップの素子アレイの面積に対する、素子アレイに並ぶ全ての振動子の振動面の面積(メンブレンの面積の総和)の割合(振動面の面積効率)を高めれば、上記課題を解決することができる。しかし、図10および図11に示すように、振動面と基板1の上面とが並行なセル50を素子アレイ22に並べた場合、振動面の面積効率は100%が限界であり、さらに面積効率を高めることはできない。

#### 【0069】

そこで、本実施の形態では、図1~図3に示すように、基板1の上面に対して傾斜した

50

セル20を素子アレイ12に形成することにより、面積効率を高めることを可能としている。すなわち、振動面が傾斜しているセル20を形成することで、各セル20を構成するメンブレン9の表面積(振動面の面積)を増大させること、および、素子アレイ12内において単位面積当たりに配置可能なセル20の数を増大させることができる。言い換えれば、各セル20の振動面の面積の減少を防ぎ、かつ、素子アレイ12内におけるセル20の密度を高めることができる。

#### 【0070】

本実施の形態では、CMUTの面積効率を高めること、つまり、素子アレイ12の平面視の面積に対する、複数の振動子の振動面の面積の総和の割合を高めることが可能となる。例えば、素子アレイ12の面積に対する振動面の面積効率を100%よりも高くすることができる。具体的には、例えば振動面の面積効率を、200%とすることが可能である。

10

#### 【0071】

本実施の形態の半導体チップから送信される超音波の音圧および音圧レベルが、比較例の半導体チップから送信される超音波の音圧および音圧レベルのそれぞれよりも増大していることは、図4、図5、図12および図13に示すグラフから読み取ることができる。図4および図12に示すグラフにおいて、縦軸は、半導体チップから送信される超音波の音圧を示しており、横軸は、時間の経過を示している。図5および図13に示すグラフにおいて、縦軸は、半導体チップから送信される超音波の音圧レベルを示しており、横軸は、周波数を示している。

20

#### 【0072】

図4、図5、図12および図13に示すグラフは、図1および図2に示す本実施の形態の超音波装置と、図10および図11に比較例の超音波装置とのそれぞれについて、同じ条件で本発明者らが送信音圧を測定した結果を示すものである。すなわち、本実施の形態および比較例において、1つの振動子(CMUTのセル)の振動面の面積は同じであり、いずれも振動面の幅は20 $\mu$ mである。また、本実施の形態および比較例のそれぞれにおいて、メンブレンの厚さは3 $\mu$ mであり、振動方向における空洞部の長さ(高さ、厚さ)は、100nmである。音圧の測定位置は、絶縁膜2(図2および図11参照)の上面から上方に120 $\mu$ m離れた箇所である。また、本実施の形態および比較例のそれぞれの入力電圧条件として、駆動電圧は120Vであり、駆動周波数は35MHzである。また、本実施の形態および比較例のそれぞれの素子アレイ領域の面積は同じである。ただし、素子アレイ内に並べられたセルの単位面積当たりの数は、比較例よりも本実施の形態の方が多い。

30

#### 【0073】

比較例に係る図12のグラフと、本実施の形態に係る図4のグラフとを比べると、本実施の形態の方が、送信波の音圧の最大値が高い。

#### 【0074】

図13の縦軸では、比較例の半導体チップが発信する超音波の最大の音圧レベルを基準の値である0(dB)としている。また、図5の縦軸でも、比較例の半導体チップが発信する超音波の最大の音圧レベルを基準の値である0(dB)としている。つまり、図5のグラフにおいて、音圧レベルが縦軸の0dBの値より高いということは、本実施の形態の超音波装置の音圧レベルが、比較例の超音波装置の音圧レベルを上回っていることを意味する。比較例に係る図13のグラフの音圧レベルの最大値と、本実施の形態に係る図5のグラフの音圧レベルの最大値とを比べると、比較例よりも本実施の形態の方が、送信波の最大の音圧レベルが約12.2dB高いことが分かる。

40

#### 【0075】

このように、本実施の形態では、比較例に比べ、超音波装置の送信音圧を増大させることができる。これにより、癌治療などの際の治療効果を高めることができる。また、振動面の面積効率を高めることで、超音波装置の受信感度を高めることができる。すなわち、超音波装置の性能を向上させることができる。

50

## 【0076】

また、ここでは、図1および図2に示すように、X方向において隣り合うセル20のそれぞれの振動面の傾斜角(角度)を同じ大きさに設定している。つまり、支持パターン3を挟んで隣り合うセル20同士は、線対称に配置されている。また、隣り合う支持パターン3同士の間で向かい合うセル20同士は、線対称に配置されている。これにより、第1垂直方向に沿って半導体チップ11の上方(直上方向)に超音波を送信することが容易となる。すなわち、ここでは、第1垂直方向に沿って半導体チップ11の上方に超音波を送信するため、各セル20の傾斜角度を揃え、複数のセル20をX方向に並べて互いに同じ高さに配置している。また、支持パターン3を挟んで隣り合うセル20同士が線対称に配置されていることで、各セル20のメンブレン9が振動する際、支持パターン3が振動することを防ぐことができる。したがって、支持パターン3の振動に起因する不要な音波の発生を防ぐことができる。

10

## 【0077】

また、角度が90度より小さい場合、超音波装置の製造工程を簡便化することができる。すなわち、支持パターン3を形成する際は、絶縁膜2上に形成した絶縁膜上にフォトリソ膜などのマスクを形成し、当該マスクから露出する領域の当該絶縁膜をドライエッチング法により除去し、当該絶縁膜を貫通する溝を形成することで、当該絶縁膜から成る複数の支持パターン3を形成することが考えられる。この場合、当該溝は、絶縁膜2に近づく程、開口幅が小さくなる。よって、当該溝の側面、つまり支持パターン3の側面は、傾斜を有する面となる。

20

## 【0078】

このような製造方法であれば、例えば、角度が90度である場合、または鈍角である場合に比べて、少ない工程で支持パターン3を形成することができる。よって、超音波装置の製造工程を簡便化し、超音波装置の製造コストを低減することができる。

## 【0079】

また、角度が45以上、135度以下であれば、特に面積効率を高めることができる。つまり、面積効率を100%以上とすることが容易となり、比較例に比べ、音圧を向上させる効果を顕著に得ることができる。この場合、角度は、45 135で表される。つまり、メンブレン9の振動面の高さ方向(第1垂直方向)の長さ(高さ)は、X方向の長さ以上の大きさであることが特に望ましい。

30

## 【0080】

さらに、角度は90度に近いことが望ましい。具体的には、2つのセルの振動面の振動方向における高さ(長さ)の和は、単位セルの水平幅より大きいことが望ましい。ここでいうセルの振動面の振動方向の高さとは、振動方向(第2垂直方向)におけるセルの厚さを意味し、図2に示す長さX1に当たる。長さX1は、振動方向における振動面と、セルが固定されている下地との間の長さ、つまり、第2垂直方向における支持パターン3とセル20の第1電極7との界面から、当該セル20の振動面(メンブレン9の表面)までの長さである。また、ここでいう単位セルの水平幅とは、図2に示す1つのセル20の長さX2であって、基板1の上面および絶縁膜2の上面のそれぞれに沿う方向におけるセル20の幅である。長さX2は、ここではX方向に沿う長さである。つまり、単位セルの水平幅は、セル20の平面視の幅のうち、短手方向の幅、つまり最短幅である。また、長さX1、X2の大きさの基準となるセルとは、メンブレンと、空洞部と、当該メンブレンおよび当該空洞部の両方と振動方向で重なる範囲の第1電極とにより構成される。

40

## 【0081】

すなわち、 $2 \times X1 > X2$ の式が成り立つ程度に、振動面の傾斜角を90度に近付け、平面視におけるセル20の幅X2を小さくすることが望ましい。例えば、図10および図11に示す比較例では、振動面の傾斜角は0度であり、セル50が基板1の上面に沿って広がっている。よって、長さX2(図2参照)に対応するセル50の水平幅が例えば20 $\mu$ m程度あり、2つのセル50のそれぞれの振動方向の長さX1(図2参照)に対応する高さ(例えば3 $\mu$ m)の和(例えば6 $\mu$ m)は、当該水平幅を超えない。これに対し、本実

50

施の形態では、 $2 \times 1 > X 2$ の式が成り立つことで、角度は90度により近くなり、面積効率を向上させる効果を顕著に得ることができる。

【0082】

<変形例1>

図6に、本実施の形態の変形例1である超音波装置の断面図を示す。図6に示すように、メンブレン9の振動面は、絶縁膜2および基板1のそれぞれの上面对し、垂直に形成されていてもよい。すなわち、本変形例の超音波装置は、角度が90度である点を除き、図1および図2を用いて説明した超音波装置と同様の構造を有している。ここで、支持パターン3の側面も、絶縁膜2の上面および基板1の上面のそれぞれに対して直角であることは、言うまでもない。ここでは、X方向に沿う断面において、支持パターン3は矩形の構造を有している。

10

【0083】

すなわち、セル20のメンブレン9の振動面と、当該セル20の下面との成す角度は、直角である。ここでは、メンブレン9が振動する方向である第2垂直方向は、基板1および絶縁膜2のそれぞれの上面对して並行である。

【0084】

このように、隣り合う支持パターン3同士の間で、X方向において互いに対向するセル20の振動面同士のそれぞれの振動方向(第2垂直方向)が、絶縁膜2および基板1のそれぞれの上と平行である場合であっても、送信動作時には、超音波を第1垂直方向に沿って半導体チップ11の上方に送信することができる。

20

【0085】

本変形例のように、絶縁膜2および基板1のそれぞれの上と振動面との角度が90度である場合、平面視におけるセル20のX方向の幅を最小にすることができるため、 $0 < \theta < 90$ または $90 < \theta < 180$ の場合に比べて、図1に示す素子アレイ12内に配置することができるセル20の数を増大させることができる。すなわち、振動面の面積効率を高めることができるため、超音波装置の送信音圧および感度をより高めることができる。

【0086】

<変形例2>

図7に、本実施の形態の変形例2である超音波装置の断面図を示す。図7に示すように、メンブレン9の振動面は、絶縁膜2および基板1のそれぞれの上面对し、逆テーパの傾斜を有している。すなわち、本変形例の超音波装置は、角度が $90 < \theta < 180$ の関係にある点を除き、図1および図2を用いて説明した超音波装置と同様の構造を有している。ここで、支持パターン3の側面も、絶縁膜2の上面および基板1の上面のそれぞれに対して角度の傾斜を有していることは、言うまでもない。つまり、支持パターン3の側面も、絶縁膜2および基板1のそれぞれの上面对し、逆テーパの傾斜を有している。このため、X方向に沿う断面において、支持パターン3は下面の幅が上面の幅よりも小さい台形の構造を有している。

30

【0087】

セル20は、セル20および支持パターン3から露出する絶縁膜2の上面上に庇状に形成されている。また、隣り合う支持パターン3同士の間において対向するセル20同士の間隔は、下方(基板1側)より上方の方が小さい。すなわち、セル20のメンブレン9の振動面と絶縁膜2の上面および基板1の上面のそれぞれとの成す角度は、鈍角である。つまり、セル20のメンブレン9の振動面と、当該セル20の下面面との成す角度は、鈍角である。

40

【0088】

本変形例2のように、セル20の振動面が逆テーパを有していても、図10および図11を用いて説明した比較例に比べて振動面の面積効率を高めることができる。このため、図1~図5を用いて説明した超音波装置と同様の効果を得ることができる。

【0089】

50

## (実施の形態2)

次に、前記実施の形態1のCMUTを搭載した半導体チップを、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)などの超音波装置に適用した場合について、図8および図9を用いて説明する。図8は、本実施の形態の超音波装置を示す斜視図である。図9は、本実施の形態の超音波装置の構成を示すブロック図である。

## 【0090】

超音波装置の一種である超音波画像装置は、音波の透過性を利用し、外から見ることで見えない生体内を、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8に示すように、超音波画像装置30は、本体32と、本体32の上部に設置された表示部33と、本体の前面部分に取り付けられた操作部36と、半導体チップ34を含む超音波探触子(プローブ)35とを備えている。超音波探触子35からはコードが伸びており、当該コードは接続部37において本体32に接続されている。この半導体チップ34は、例えば図1に示す半導体チップ11に相当する。

10

## 【0091】

図9に示すように、超音波画像装置(超音波装置)30は、超音波探触子35、送受信分離部40、送信部42、バイアス部43、受信部44、整相加算部45、画像処理部46、表示部33、制御部47および操作部36により構成されている。超音波探触子35は送受信分離部40に接続されており、操作部36は制御部47に接続されている。送信部42およびバイアス部43は、送受信分離部40と制御部47との間に並列に接続されている。送受信分離部40は受信部44に接続されており、受信部44は整相加算部45および表示部33に接続されており、画像処理部46は制御部47、整相加算部45および表示部33に接続されている。

20

## 【0092】

超音波探触子35は、被検体(生体)に接触させて被検体との間で超音波を送受信する装置であり、被検体との接触面の内側にCMUT素子のアレイを備えた半導体チップ34を有している。この半導体チップ34として、前記実施の形態1の半導体チップが採用されている。

## 【0093】

次に、本実施の形態の超音波装置である超音波画像装置30の動作について説明する。超音波画像装置30を用いて検査をする際には、超音波探触子35から超音波が被検体に送波され、被検体からの反射エコー信号が超音波探触子35により受信される。送信部42およびバイアス部43は、超音波探触子35に駆動信号を供給する装置である。

30

## 【0094】

受信部44は、超音波探触子35から出力される反射エコー信号を受信する装置である。受信部44は、さらに、受信した反射エコー信号に対してアナログデジタル変換などの処理を行う。送受信分離部40は、送信時には送信部42から超音波探触子35へ駆動信号を渡し、受信時には超音波探触子35から受信部44へ受信信号を渡すよう送信と受信とを切り換え、分離するものである。

## 【0095】

整相加算部45は、受信された反射エコー信号を整相加算する装置である。画像処理部46は、整相加算された反射エコー信号に基づいて診断画像(例えば、断層像または血流像など)を構成する装置である。表示部33は、画像処理された診断画像を表示する表示装置である。

40

## 【0096】

制御部47は、上述した各構成要素を制御する装置である。操作部36は、制御部47に指示を与える装置である。操作部36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。

## 【0097】

図8に示す超音波探触子35は、超音波の送受信部である。超音波探触子35を形成するプローブケースの先端面の内側には、半導体チップ34が、その主面(複数の振動子の

50



形成面)を外部に向けた状態に取り付けられている。

【0098】

超音波診断に際しては、超音波探触子35の先端を被検体(生体)の表面に当てた後、超音波探触子35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、体表に当てた超音波探触子35から被検体内に数MHz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、表示部33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、反射波のレベルなどから反射体の存在または質に関する情報が得られる。

10

【0099】

また、このように生体組織の断層像を得ながら、超音波を患部に照射し、治療を行うこともできる。治療を行うことが可能な超音波装置としては、例えばHIFU(High Intensity Focused Ultrasound:高密度焦点式超音波治療法)を用いる装置が挙げられる。HIFUは、生体内の患部に超音波を集めることで治療を行う方法である。X照射または粒子線照射法などに比べ、CMUT技術を用いた癌治療は、安価かつ簡易な装置を使用することができ、治療を安価かつ簡易に行うことができ、当該装置を小スペース化し、生体への影響(副作用)を低減することができる。

【0100】

超音波探触子35としては、手に持って被検体の外部から被検体の表面に当てて検査などを行うために用いられるものが考えられるが、超音波探触子35は、被検体の内部に挿入して使用されるものであってもよい。例えば、超音波探触子35は、生体の血管内に挿入して血管の拡張具合または詰まりなどを検査する血管カテーテルであってもよい。また、本実施の形態の超音波装置は、顕微鏡として用いることもできる。

20

【0101】

本実施の形態の超音波装置は、超音波探触子が備える半導体チップとして、前記実施の形態1で説明した半導体チップを採用している。すなわち、当該超音波装置は、基板の上面に対してメンブレンの振動面が傾斜しているCMUTセルを複数有するものであり、振動面の面積効率の向上を実現している。これにより、超音波装置の超音波探触子35から送信する超音波の音圧を高めることができる。また、送信音圧の向上により、超音波の照射による治療効果を向上させることができる。また、振動面の面積効率の向上により、超音波の受信感度を高めることができる。よって、超音波装置の性能を向上させることができる。

30

【0102】

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。

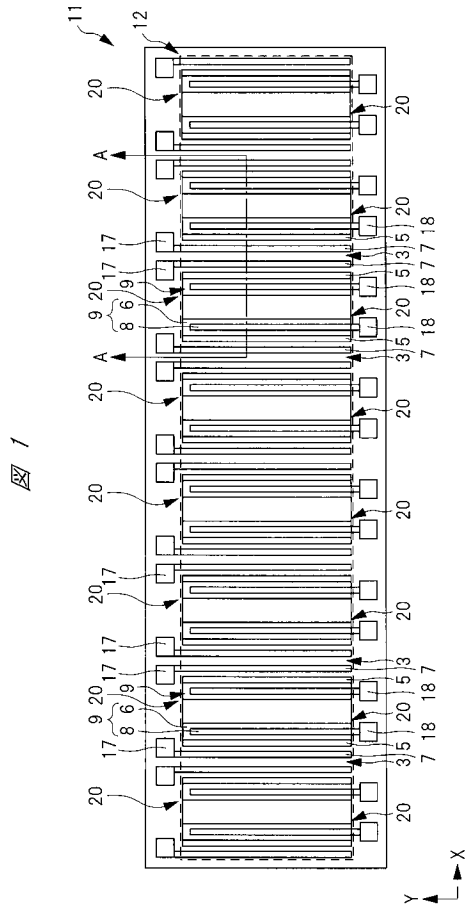
【符号の説明】

【0103】

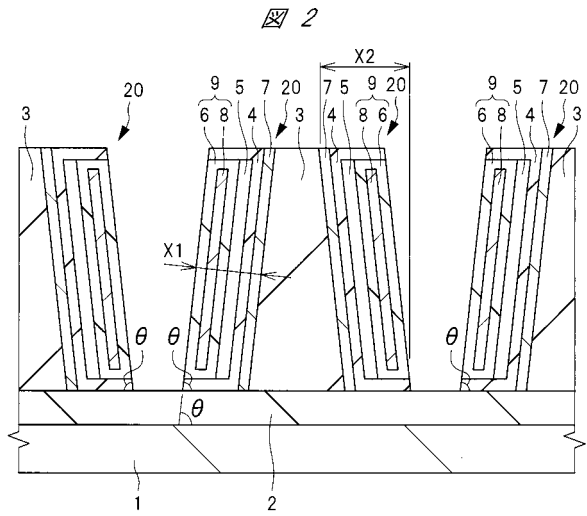
- 1 基板
- 2、4、6、24、26 絶縁膜
- 3 支持パターン
- 5、25 空洞部
- 7、27 第1電極
- 8、28 第2電極
- 9、29 メンブレン
- 20、50 セル

40

【図1】

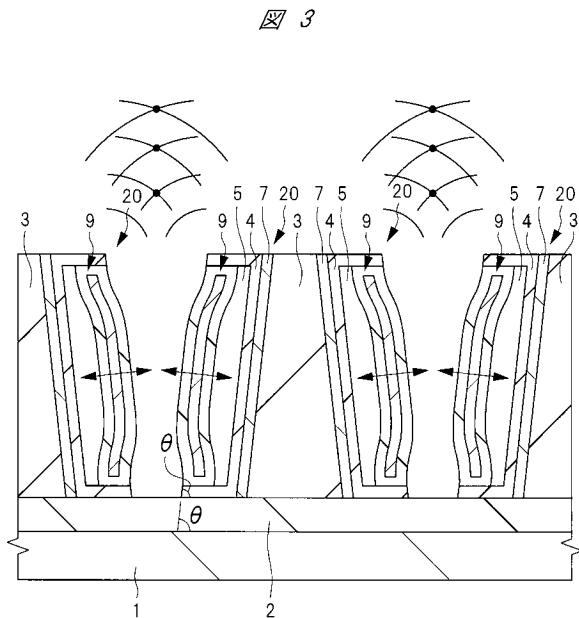


【図2】

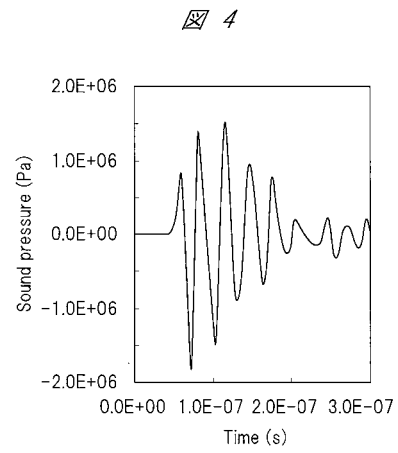


- 1: 基板
- 2: 支持パターン
- 3: 空洞部
- 4: 第1電極
- 5: 第2電極
- 6: メンブレン
- 7: セル

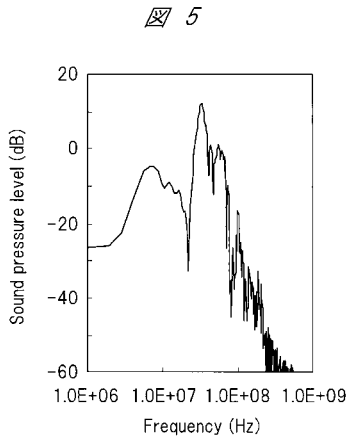
【図3】



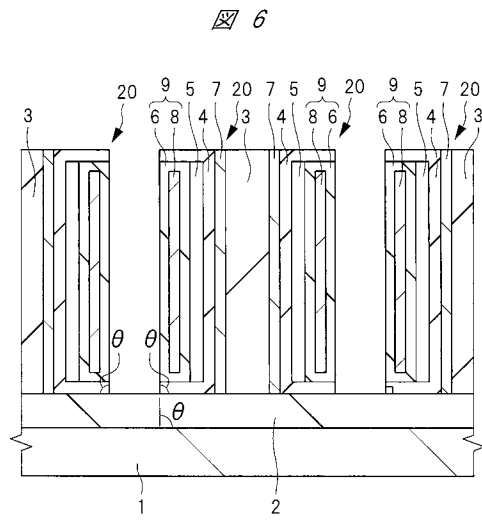
【図4】



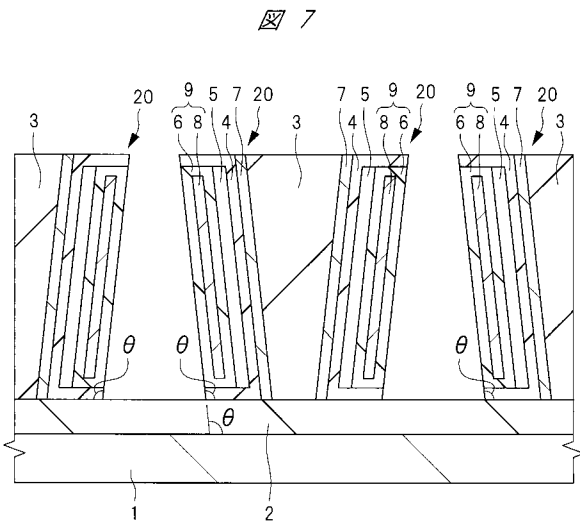
【 図 5 】



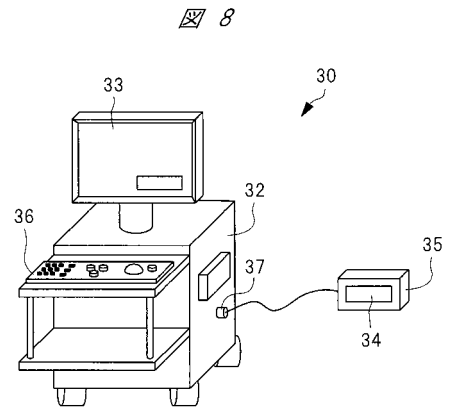
【 図 6 】



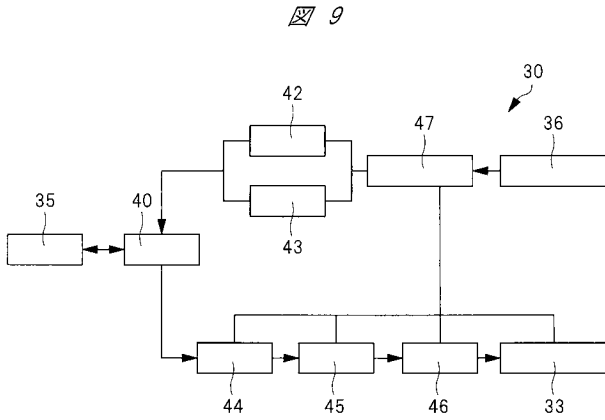
【 図 7 】



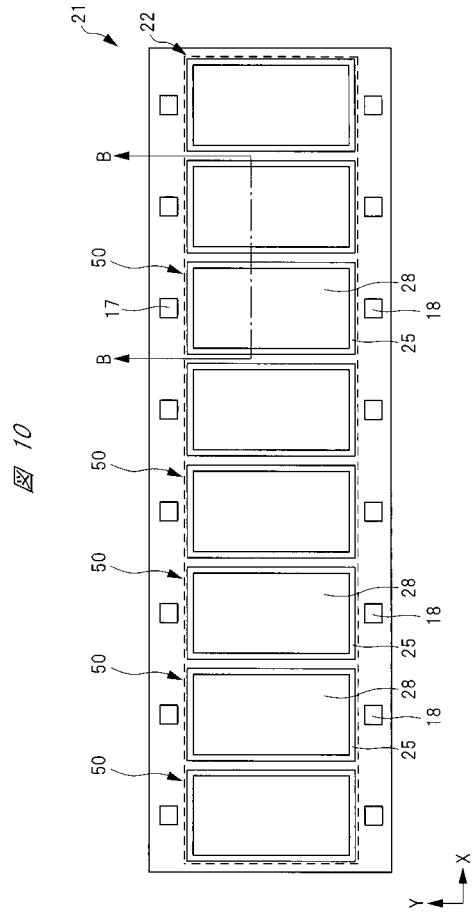
【 図 8 】



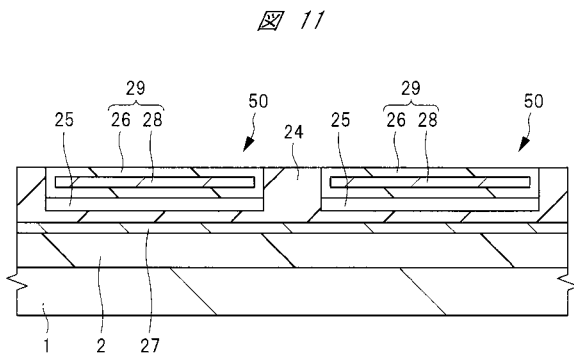
【 図 9 】



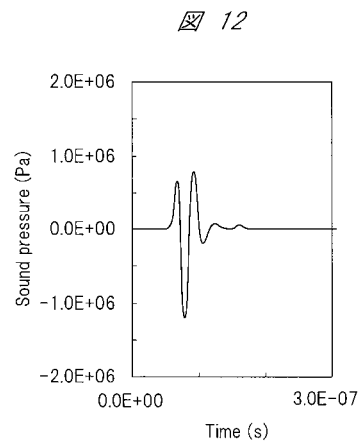
【 図 10 】



【 図 11 】

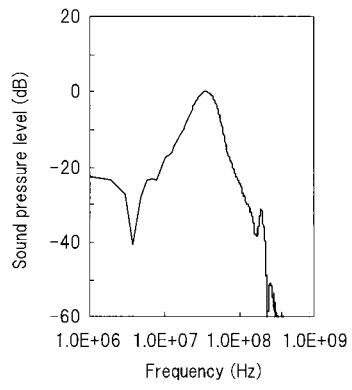


【 図 12 】



【 図 13 】

図 13



---

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

(72)発明者 長谷川 浩章

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) 2F055 AA05 BB20 CC02 DD01 DD19 EE25 FF11 FF43 GG11 GG15  
3C081 BA06 BA32 BA42 BA53 BA72 EA21  
4C601 EE03 EE14 GB04 GB06 GB19 GB20 GB41  
4M112 AA06 BA07 CA01 CA03 CA04 CA11 CA13 CA14 EA03 EA06  
EA07 EA11 EA12 EA13 FA01  
5D019 DD01 FF04

专利名称(译)	超声波装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020010155A</a>	公开(公告)日	2020-01-16
申请号	JP2018128863	申请日	2018-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	森田 祐介 龍崎 大介 町田 俊太郎 竹崎 泰一 長谷川 浩章		
发明人	森田 祐介 龍崎 大介 町田 俊太郎 竹崎 泰一 長谷川 浩章		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/14 B81B3/00 H01L29/84 G01L9/12		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/14 B81B3/00 H01L29/84.Z G01L9/12		
F-TERM分类号	2F055/AA05 2F055/BB20 2F055/CC02 2F055/DD01 2F055/DD19 2F055/EE25 2F055/FF11 2F055/FF43 2F055/GG11 2F055/GG15 3C081/BA06 3C081/BA32 3C081/BA42 3C081/BA53 3C081/BA72 3C081/EA21 4C601/EE03 4C601/EE14 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB41 4M112/AA06 4M112/BA07 4M112/CA01 4M112/CA03 4M112/CA04 4M112/CA11 4M112/CA13 4M112/CA14 4M112/EA03 4M112/EA06 4M112/EA07 4M112/EA11 4M112/EA12 4M112/EA13 4M112/FA01 5D019/DD01 5D019/FF04		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种包括具有容量检测类型的超声波传感器的超声波装置，该超声波传感器在电极之间具有用于振动膜的空腔，该空腔能够在改善接收灵敏度的同时改善传输声压。解决方案：该超声波装置具有形成的电容性超声波换能器单元20包括：基板1；在基板1上配置有多个支撑图案3。在垂直于每个支撑图案3的侧面的方向上依次形成的第一电极7，空腔5和第二电极8。这里，包括第二电极8的膜9的振动表面是倾斜的。相对于底板的上表面1选择的图纸：图2

