

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5409784号  
(P5409784)

(45) 発行日 平成26年2月5日 (2014.2.5)

(24) 登録日 平成25年11月15日 (2013.11.15)

(51) Int.Cl.

F I

H O 4 R 19/00 (2006.01)

H O 4 R 19/00 3 3 0

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G O 1 N 29/24 (2006.01)

G O 1 N 29/24 5 0 2

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-516003 (P2011-516003)  
 (86) (22) 出願日 平成22年5月21日 (2010.5.21)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/058636  
 (87) 国際公開番号 W02010/137528  
 (87) 国際公開日 平成22年12月2日 (2010.12.2)  
 審査請求日 平成23年11月29日 (2011.11.29)  
 (31) 優先権主張番号 特願2009-124840 (P2009-124840)  
 (32) 優先日 平成21年5月25日 (2009.5.25)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (74) 代理人 110000888  
 特許業務法人 山王坂特許事務所  
 (72) 発明者 町田 俊太郎  
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地  
 株式会社日立製作所 中央研究所内  
 (72) 発明者 小林 孝  
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地  
 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 大野 弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサおよびそれを用いた超音波診断装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第1電極と、

該第1電極上に形成された下部絶縁膜と、

該下部絶縁膜上に空洞部を形成するように設けられた上部絶縁膜と、

該上部絶縁膜上に形成された第2電極と、

を備えた超音波トランスデューサであって、

前記下部絶縁膜又は前記上部絶縁膜には前記空洞部側に突起が形成され、

前記突起の形成された位置に相当する前記第1電極又は第2電極には、開口部が形成されてあり、

少なくとも前記上部絶縁膜と前記第2電極からなるメンブレンの中央部に相当する前記上部絶縁膜又は前記下部絶縁膜に第1の突起が形成され、前記第1の突起と前記空洞部のエッジとの間に第2の突起が形成されており、

前記第2の突起は、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第1の突起が前記上部絶縁膜又は前記下部絶縁膜に接触し、さらに前記第1の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合において、該接触する部分に形成されてあり、

前記第2の突起と前記空洞部のエッジとの間に第3の突起が形成されており、

前記第3の突起は、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第2の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触す

る場合において、該接触する部分よりも前記第 1 の突起側にずれた位置に形成されることを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波トランスデューサにおいて、

前記第 1 電極と第 2 電極に印加する駆動電圧により、前記第 1 の突起と前記第 2 の突起間の前記メンブレンが前記下部絶縁膜に接触する場合において、前記第 1 の突起と前記第 2 の突起の midpoint にさらに第 4 の突起が形成されることを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波トランスデューサにおいて、

超音波トランスデューサがアレイ状に配置され、かつ、それぞれの超音波トランスデューサの突起が異なる配置となっていることを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 4】

複数の超音波トランスデューサが配列したトランスデューサアレイであって、

前記超音波トランスデューサが、請求項 1 に記載の超音波トランスデューサであることを特徴とするトランスデューサアレイ。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のトランスデューサアレイであって、

超音波トランスデューサの配列方向は直交する 2 次元方向であり、一方の方向に配列した各超音波トランスデューサの突起が異なる配置となっていることを特徴とするトランスデューサアレイ。

【請求項 6】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される超音波受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像処理部と、前記超音波画像を表示する表示部と、を備える超音波診断装置であって、

前記超音波探触子は、

第 1 電極と、該第 1 電極上に形成された下部絶縁膜と、該下部絶縁膜上に空洞部を形成するように設けられた上部絶縁膜と、該上部絶縁膜上に形成された第 2 電極と、を備え、前記下部絶縁膜又は前記上部絶縁膜には前記空洞部側に突起が形成され、前記突起の形成された位置に相当する前記第 1 電極又は第 2 電極には、開口部が形成されており、

前記第 1 の突起と前記空洞部のエッジとの間に第 2 の突起が形成されており、

前記第 2 の突起は、前記第 1 電極と第 2 電極に印加する駆動電圧により、前記第 1 の突起が前記上部絶縁膜又は前記下部絶縁膜に接触し、さらに前記第 1 の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合において、該接触する部分に形成されており、

前記第 2 の突起と前記空洞部のエッジとの間に第 3 の突起が形成されており、

前記第 3 の突起は、前記第 1 電極と第 2 電極に印加する駆動電圧により、前記第 2 の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合において、該接触する部分よりも前記第 1 の突起側にずれた位置に形成されている超音波トランスデューサであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記超音波トランスデューサは、

前記第 1 電極と第 2 電極に印加する駆動電圧により、前記第 1 の突起と前記第 2 の突起間の前記メンブレンが前記下部絶縁膜に接触する場合において、前記第 1 の突起と前記第 2 の突起の midpoint にさらに第 4 の突起が形成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

超音波トランスデューサがアレイ状に配置され、かつ、それぞれの超音波トランスデューサの突起が異なる配置となっている超音波トランスデューサを用いたことを特徴とする

10

20

30

40

50

超音波診断装置。

【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、および、それを用いた超音波診断装置に関するものである。特に、MEMS (Micro Electro Mechanical System) 技術により製造した超音波トランスデューサと、それを用いた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波トランスデューサは超音波を送信、受信することにより、人体内の腫瘍などを診断する装置や、構造物を非破壊検査する装置などに用いられている。

10

【0003】

これまでは、圧電体の振動を利用した超音波トランスデューサが用いられてきたが、近年のMEMS技術の進歩により、振動部をシリコン基板上に作製した容量検出型超音波トランスデューサ (CMUT: Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) が開発され、実用化を目指して盛んに研究されている。

【0004】

例えば、米国特許第6320239B1号明細書 (特許文献1) には、単体のCMUTとアレイ状に配置したCMUTが開示されている。

【0005】

20

また、米国特許第6571445B2号明細書 (特許文献2) および米国特許第6562650B2号明細書 (特許文献3) には、シリコン基板上に形成された信号処理回路の上層にCMUTを形成する技術が開示されている。

【0006】

また、米国特許第2005-0228285A1号明細書 (特許文献4) および米国特許第2007-0264732A1号明細書 (特許文献5) には、空洞部に突き出た突起をもった構造のCMUTが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

30

【特許文献1】米国特許第6320239B1号明細書

【特許文献2】米国特許第6571445B2号明細書

【特許文献3】米国特許第6562650B2号明細書

【特許文献4】米国特許第2005-0228285A1号明細書

【特許文献5】米国特許第2007-0264732A1号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

従来の圧電体を用いたトランスデューサと比較して、CMUTは、使用できる超音波の周波数帯域が広い、あるいは高感度であるなどの利点がある。また、LSI加工技術を用いて作製するので微細加工が可能である。特に、超音波素子をアレイ状に並べて、それぞれの素子を独立に制御を行う場合には、CMUTは必須となると考えられる。何故ならば、各素子への配線が必要になり、アレイ内の配線数は膨大な数になることが考えられるが、CMUTはLSI加工技術を用いて作製するので、それらの配線が容易であるからである。さらには超音波送受信部からの信号処理回路の1チップへの混載も、CMUTでは可能だからである。

40

【0009】

図1を用いて、CMUTの基本的な構造および動作を説明する。下部電極101の上層に絶縁膜103に囲まれた空洞部102が形成されている。空洞部102上には絶縁膜103を介して上部電極104が配置されている。上部電極104と下部電極101の間に

50

直流電圧と交流電圧を重畳すると、静電気力が上部電極 104 と下部電極 101 の間に働き、空洞部 102 上の絶縁膜 103 と上部電極 104 で構成されるメンブレン 105 が印加した交流電圧の周波数で振動することで、超音波を発信する。

【0010】

逆に、受信の場合は、メンブレン 105 の表面に到達した超音波の圧力により、メンブレン 105 が振動する。すると、上部電極 104 と下部電極 101 との間の距離が変化するため、容量の変化として超音波を検出できる。

【0011】

上記動作原理からも明らかであるが、電極間の電圧印加に起因する静電力によるメンブレンの振動と、振動による電極間の容量変化を利用して超音波の発信および受信を行うので、電極間の電圧差の安定性が、安定した動作やデバイスの信頼性向上には重要な点となる。

【0012】

上記動作原理では、上部電極 104 と下部電極 101 の間に直流電圧を印加することにより、両電極間に静電力が働き、メンブレンは変形し、変形したことによるバネ復元力と静電力が釣り合う変形量でメンブレンは安定する。

【0013】

通常は、電極間の静電力とメンブレンのバネ復元力が釣り合う直流電圧で駆動を行うが、メンブレンの変形量が電極間隔の約 3 分の 1 となるようなカラプス電圧と呼ばれる電圧よりも大きな直流電圧を印加すると、電極間の静電力がメンブレンのバネ復元力よりも大きくなり、メンブレンが一定位置に安定することができず、メンブレンの下面 106 が空洞部の下面 107 に接触することになる。接触すると、絶縁膜 103 は上部電極と下部電極に挟まれる構造となり、両電極から電荷が注入され、膜中の固定電荷となる。再度、両電極間に直流電圧を印加しても、絶縁膜中の固定電荷に電極間の電界が遮られ、CMUT を最適に使用する電圧が変動することになる。したがって、前記特許文献 1 や特許文献 2、特許文献 3 に開示された CMUT では、メンブレンの下面が、空洞部下面に接触することを防止するために、通常、カラプス電圧よりもかなり低い電圧で使用することとなる。

【0014】

しかし、送受信の感度を向上するためには、CMUT 使用中の両電極の間隔をできるだけ狭くする必要があり、したがって両電極間に印加する電圧をカラプス電圧にできるだけ近くすることが重要である。

【0015】

また、超音波の送信音圧を向上するためには、メンブレン 105 の振幅を最大限にすることが望ましい。しかし、振動中に、メンブレンの下面 106 が空洞部の下面 107 に接触し、絶縁膜へ電荷が注入することを防止するために、直流電圧に重畳する交流電圧も、メンブレンの下面が、下部電極や空洞部下の絶縁膜に接触する電圧よりもかなり低い電圧に設定する必要がある。

【0016】

前記特許文献 4 では、CMUT の空洞部に突き出た絶縁膜の突起を形成し、カラプス電圧以上の直流電圧や、交流電圧を印加した場合でも、突起が支柱となり、突起の下面を除いたメンブレン下面が空洞部下面に接触しない構造が示されている。しかし、突起部は上下電極に挟まれた構造となるために、突起部の絶縁膜への電荷蓄積は免れない。

【0017】

一方、前記特許文献 5 では、空洞部へ突き出た絶縁膜の突起は、上下電極に挟まれない構造となっているため、突起の下面が空洞部下面に接触した場合でも、突起部の絶縁膜への電荷蓄積は回避できる。しかし、突起を多数配置すると、その分、上下電極の重なり部の面積が小さくなり、上記 CMUT の動作原理からも明らかであるが、CMUT の駆動電圧の上昇や、受信感度の低下を招くことになる。この状況を図 2 に模式的に示す。図 2 (a) は、空洞部 102 に突き出た絶縁膜の突起を配置した場合の突起配置を上面から見た模式図である。空洞部は上面から見て矩形状をしており、その上部のメンブレンの中心に

10

20

30

40

50

配置した絶縁膜の突起 108 と、さらにその両側に突起を配置していった場合の  $n$  個目の絶縁膜の突起 109 と、 $n+2$  個目の絶縁膜の突起 110、 $n+4$  個目の絶縁膜の突起 111 の位置を抜き出して示している。空洞部 102 は矩形状であるので、電圧によるメンブレンの変形はメンブレン中心の突起 108 に対して対称になり、突起を配置していく場合は、突起数を 2 個ずつ増やしていくことになる。突起の配置数を  $n$  個から  $n+2$  個、 $n+4$  個と増加させると、突起の下面を除いたメンブレン下面が空洞部下面に接触する電圧は上昇し、上下電極間の重なり部の面積は減少する。その様子を模式的に示したのが図 2 (b) である。図 2 (b) において、超音波診断に必要な超音波の送受感度、送信音圧を得るための CMUT の駆動電圧が X ボルトである場合、突起数  $n$  個では、メンブレン振動時に、突起の下面を除いたメンブレン下面が空洞部下面に接触してしまい、絶縁膜への電荷蓄積は免れない。しかし、突起を無制限に配置すると、上下電極間の重なり部の面積は減少していき、受信感度が低くなってしまう。この場合、 $n+2$  個の突起を配置すれば、駆動電圧により、 $n+2$  個の突起の下面は空洞部下面に接触するものの、それらが支柱となり、突起の下面を除いたメンブレン下面が空洞部下面に接触することはなく、絶縁膜への電荷蓄積を抑制でき、また、上下電極の重なり部の面積の減少も抑制できることになる。

10

#### 【0018】

以上のことから、本発明の目的は、CMUT において、空洞部に突き出た絶縁膜の突起を配置する場合、突起の配置位置と数を決定する方法、その配置方法により作製した絶縁膜の突起を持つ超音波トランスデューサと、それを用いた超音波診断装置を提供すること

20

#### 【0019】

本発明の前記ならびにその他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】

#### 【0020】

本願において開示される発明のうち、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。

#### 【0021】

本発明における超音波トランスデューサは、第 1 電極と、該第 1 電極上に形成された下部絶縁膜と、該下部絶縁膜上に空洞部を形成するように設けられた上部絶縁膜と、該上部絶縁膜上に形成された第 2 電極と、を備えた超音波トランスデューサであって、前記下部絶縁膜又は前記上部絶縁膜には前記空洞部側に突起が形成され、前記突起の形成された位置に相当する前記第 1 電極又は第 2 電極には、開口部が形成されていることを特徴とする。

30

#### 【0022】

又、本発明における超音波トランスデューサは、少なくとも前記上部絶縁膜と前記第 2 電極からなるメンブレンの中央部に相当する前記上部絶縁膜又は前記下部絶縁膜に第 1 の突起が形成されていることを特徴とする。

#### 【0023】

又、本発明における超音波トランスデューサは、前記第 1 の突起と前記空洞部のエッジとの間に第 2 の突起が形成されており、この第 2 の突起は、前記第 1 電極と第 2 電極に印加する駆動電圧により、前記第 1 の突起が前記上部絶縁膜又は前記下部絶縁膜に接触し、さらに前記第 1 の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合において、該接触する部分に形成されていることを特徴とする。

40

#### 【0024】

又、本発明における超音波トランスデューサは、前記第 2 の突起と前記空洞部のエッジとの間に第 3 の突起が形成されており、この第 3 の突起は、前記第 1 電極と第 2 電極に印加する駆動電圧により、前記第 2 の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記

50

メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合において、該接触する部分に形成されていることを特徴とする。

【0025】

又、本発明における超音波トランスデューサは、前記第2の突起と前記空洞部のエッジとの間に第3の突起が形成されており、この第3の突起は、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第2の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合において、該接触する部分よりも前記第1の突起側にずれた位置に形成されていることを特徴とする。

【0026】

又、本発明における超音波トランスデューサは、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第1の突起と前記第2の突起間の前記メンブレンが前記下部絶縁膜に接触する場合において、前記第1の突起と前記第2の突起の midpoint にさらに第3の突起が形成されていることを特徴とする。

【0027】

又、本発明における超音波トランスデューサアレイは、超音波トランスデューサがアレイ状に配置されたものであり、かつ、それぞれの超音波トランスデューサの突起が異なる配置となっていることを特徴とする。

【0028】

さらに、本発明における超音波診断装置は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される超音波受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像処理部と、前記超音波画像を表示する表示部と、を備える超音波診断装置であって、前記超音波探触子は、第1電極と、該第1電極上に形成された下部絶縁膜と、該下部絶縁膜上に空洞部を形成するように設けられた上部絶縁膜と、該上部絶縁膜上に形成された第2電極と、を備え、前記下部絶縁膜又は前記上部絶縁膜には前記空洞部側に突起が形成され、前記突起の形成された位置に相当する前記第1電極又は第2電極には、開口部が形成されている超音波トランスデューサであることを特徴とする。

【0029】

又、本発明の超音波診断装置は、少なくとも前記上部絶縁膜と前記第2電極からなるメンブレンの中央部に相当する前記上部絶縁膜又は前記下部絶縁膜に第1の突起が形成されている超音波トランスデューサを用いたことを特徴とする。

【0030】

又、本発明の超音波診断装置は、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第1の突起が前記上部絶縁膜又は前記下部絶縁膜に接触し、さらに前記第1の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合には、該接触する部分に第2の突起が形成されている超音波トランスデューサを用いたことを特徴とする。

【0031】

又、本発明の超音波診断装置は、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第2の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合には、該接触する部分に第3の突起が形成されている超音波トランスデューサを用いたことを特徴とする。

【0032】

又、本発明の超音波診断装置は、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第2の突起と前記空洞部のエッジを結ぶ直線上における前記メンブレンが前記下部絶縁膜と接触する場合には、該接触する部分よりも前記第1の突起側にずれた位置に第3の突起が形成されている超音波トランスデューサを用いたことを特徴とする。

【0033】

又、本発明の超音波診断装置は、前記第1電極と第2電極に印加する駆動電圧により、前記第1の突起と前記第2の突起間の前記メンブレンが前記下部絶縁膜に接触する場合には、前記第1の突起と前記第2の突起の midpoint にさらに第3の突起が形成されている超音波

10

20

30

40

50

トランスデューサを用いたことを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

又、本発明の超音波診断装置は、超音波トランスデューサがアレイ状に配置され、かつ、それぞれの超音波トランスデューサの突起が異なる配置となっている超音波トランスデューサアレイを用いたことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

本発明によれば、メンブレン下面の空洞部下面への接触による絶縁膜への電荷注入を抑制するために、空洞部に突き出た絶縁膜の突起を配置する場合に、CMUTの駆動電圧の上昇や、受信感度の低下を抑制するための好適な突起配置構造を持つ超音波トランスデューサと、それを用いた超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 7 】

【図 1】本発明者らが検討した超音波トランスデューサの断面図である。

【図 2】(a)は空洞部に突起を配置した場合の突起配置を上面から見た模式図であり、(b)は突起の配置数と、上下電極間の重なり面積との関係、および、突起部を除いたメンブレン下面が空洞部下面に接触する電圧(接触電圧)との関係を示した模式図である。

【図 3】本発明の実施の形態 1 における超音波トランスデューサを示した上面図であり、空洞部の形状が上面からみて六角形の場合である。

【図 4】(a)は図 3 の A - A' 線で切断した断面図であり、(b)は図 3 の B - B' 線で切断した断面図である。

【図 5】(a)は図 3 の C - C' 線で切断した断面であり、CMUTを駆動する電圧が印加されていない状態、(b)は図 3 の C - C' 線で切断した断面で、突起 2062、2063 が配置されておらず、突起 2061 のみ配置した場合に、超音波診断装置により CMUT 駆動が駆動され、突起 2061 が空洞部の下面 214 に接触し、さらにメンブレンの下面 215 が空洞部の下面 214 に接触している状態を示している。

【図 6】突起の配置位置 d1 と、突起長さ p、空洞部の厚さ g、および、メンブレンの中央と空洞部のエッジまでの距離 d0 との関係を示す図である。

【図 7】本発明の実施の形態 1 における超音波トランスデューサを示した上面図であり、空洞部の形状が上面からみて矩形の場合である。

【図 8】図 7 の A - A' 線で切断した断面であり、CMUTを駆動する電圧が印加されていない状態である。

【図 9】本発明の実施の形態 1 において、絶縁膜の突起を配置する場合の配置要否判断フローを示した図である。

【図 10】図 7 の A - A' 線で切断した断面で、絶縁膜の突起の長さが異なる場合を示したものであり、(a)は CMUT を駆動する電圧が印加されていない状態であり、(b)は CMUT を駆動する電圧が印加されていて、絶縁膜の突起が空洞下面に接触している状態である。

【図 11】本発明の実施の形態 2 における超音波トランスデューサをアレイ状に配置したチップの上面図である。

【図 12】本発明の超音波診断装置の構成図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 8 】

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、同一の部材には原則として同一の符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

【 0 0 3 9 】

10

20

30

40

50

以下の実施の形態においては、便宜上、その必要があるときは、複数のセクションまたは実施の形態に分割して説明するが、特に明示した場合を除き、それらは互いに無関係なものではなく、一方は他方の一部または全部の変形例、詳細、補足説明等の関係にある。

【0040】

また、以下の実施の形態において、要素の数等（個数、数値、量、範囲等を含む）に言及する場合、特に明示した場合および原理的に明らかに特定の数に限定される場合等を除き、その特定の数に限定されるものではなく、特定の数以上でも以下でもよい。

【0041】

さらに、以下の実施の形態において、その構成要素（要素ステップ等も含む）は、特に明示した場合および原理的に明らかに必須であると考えられる場合等を除き、必ずしも必須のものではないことは言うまでもない。

【0042】

同様に、以下の実施の形態において、構成要素等の形状、位置関係等に言及するときは、特に明示した場合および原理的に明らかにそうではないと考えられる場合等を除き、実質的にその形状等に近似または類似するもの等を含むものとする。このことは、上記数値および範囲についても同様である。

【0043】

なお、平面図であっても理解を容易にするため、ハッチングを付す場合がある。

【0044】

< 超音波トランスデューサ >

下記の実施の形態の記載では、空洞部に突き出た絶縁膜の突起が好適に配置された超音波トランスデューサを作製するという目的を、超音波診断装置による超音波トランスデューサの駆動電圧と、メンブレン下面が空洞部下面に接触する電圧との大小関係で、突起の配置位置と配置の要否を決定することで実現している。

【0045】

< 実施の形態 1 >

本実施の形態 1 における超音波トランスデューサ（CMUT）の構造を図 3 および図 4 を参照して説明する。図 3 は、本実施の形態 1 における超音波トランスデューサ（CMUT）を示した上面図である。図 4（a）は図 3 の A - A' 線で切断した断面図を示しており、図 4（b）は図 3 の B - B' 線で切断した断面図を示している。

【0046】

図 3 では、1 つの CMUT セルを示している。CMUT セルは、下部電極 202 と、下部電極 202 上に形成された空洞部 204 と、空洞部 204 に突き出て形成されたシリコン酸化膜による絶縁膜の突起 206 と、空洞部 204 上に形成された上部電極 207 などを備えて構成される。211 は空洞部を形成するためのウェットエッチング孔である。すなわち、ウェットエッチング孔 211 は、空洞部 204 となる空間に接続されている。212 は下部電極 202 へ接続する開口部、213 は上部電極 207 へ接続する開口部である。上部電極 207 と空洞部 204 の間に、空洞部 204 と下部電極 202 を覆うようにシリコン酸化膜による絶縁膜 205 が形成されており、下部電極 202 と空洞部 204 の間に、下部電極を覆うようにシリコン酸化膜による絶縁膜 203 が形成されているが、図 3 では、空洞部 204、下部電極 202 を示すためにこれら絶縁膜は示していない。208 は、上面からみて、上部電極 207 が突起 206 と重ならないように、上部電極 207 に設けた開口部である。上部電極 207 に開口部を設けることにより、絶縁膜である突起への電荷蓄積を防止できる。

【0047】

図 4（a）および図 4（b）に示すように、半導体基板 200 に形成されたシリコン酸化膜による絶縁膜 201 上に CMUT の下部電極 202 が形成されている。下部電極 202 の上層にはシリコン酸化膜による絶縁膜 203 を介して空洞部 204 が形成されている。空洞部 204 を囲むようにシリコン酸化膜による絶縁膜 205 を形成し、絶縁膜 205 の上層に上部電極 207 が形成されている。絶縁膜 205 の下面にはシリコン酸化膜によ

10

20

30

40

50



る突起 206 が空洞部 204 に突き出るように形成されており、突起 206 の上層の上部電極 207 には開口部 208 が形成されている。上部電極 207 の上層にはシリコン窒化膜による絶縁膜 209 と絶縁膜 210 が形成されている。また、絶縁膜 205 および絶縁膜 209 にはこれらの膜を貫通するウェットエッチング孔 211 が形成されている。このウェットエッチング孔 211 は、空洞部 204 を形成するために形成されたものであり、空洞部 204 の形成後、絶縁膜 210 によって埋め込まれている。

#### 【0048】

図 3、図 4 に示す CMUT では、突起を、上面から見てメンブレンの中央に 1 個、メンブレンの中央から空洞部のエッジに向かい、六角形の対角線上に 2 個配置しており、この突起配置は、図 5、図 6 を用いて説明する方法により行われる。

10

#### 【0049】

図 5 (a) は、図 3 の C - C' 線で切断した断面図である。超音波診断装置による CMUT の駆動のための電圧が印加されていない状態を示してあり、下部電極 202、下部絶縁膜 203、空洞部 204、上部絶縁膜 205 と突起 206 および上部電極 207 を抜き出して示した図である。絶縁膜の突起 206 は、上面から見て、メンブレンの中心 (C - C' 断面の C 側) から、空洞部のエッジ (C - C' 断面の C' 側) に沿って、それぞれ、2061、2062、2063 と番号付けをしてある。

#### 【0050】

図 5 (b) は図 5 (a) の突起 2062、2063 が配置されておらず、突起 2061 のみ配置した場合に、超音波診断装置により CMUT が駆動され、突起 2061 の下面が空洞部の下面 214 に接触し、さらに突起の下面を除いたメンブレンの下面 215 が空洞部の下面 214 に接触している状態を示している。

20

#### 【0051】

図 5 (a) に示す突起の配置を行う手法は以下のとおりである。

この手法では、超音波診断装置による CMUT の駆動電圧  $V_0$  と、メンブレン下面が空洞部の下面に接触する電圧  $V$  とを比較する。電圧  $V$  は、対象とするメンブレンのサイズの変化によって変化するものであり、CMUT の設計段階で例えば有限要素法 (FEM: Finite Element Method) を用いたシミュレーションを行うことにより決定できる。また、試作デバイスについて印加電圧 - 静電容量測定を行うことにより決定してもよい。設計段階で電圧  $V$  を求めることができ、突起の配置位置を決定できるという点で前者が好適である。

30

まず、超音波診断装置による CMUT の駆動電圧  $V_0$  が、メンブレン中央部のメンブレンの下面 215 が空洞部の下面 214 に接触する電圧  $V_1$  と等しいかそれより大きく、駆動電圧によって、下面 215 が空洞部の下面 214 に接触する場合は、メンブレン中央部に突起 2061 を配置する。

#### 【0052】

さらに、図 5 (b) で示すように、メンブレン中央部の突起 2061 と、空洞部のエッジで支えられたメンブレンにおいて、超音波診断装置による CMUT の駆動電圧  $V_0$  がメンブレン下面が空洞部の下面に接触する電圧  $V_2$  と等しいかそれより大きく、駆動電圧  $V_0$  により、メンブレンの下面 215 が、空洞部下面に接触する場合は、接触部 401 に突起 2062 を配置する。突起の配置位置、すなわち、メンブレン中央部の突起 2061 からメンブレン下面と空洞部下面が接触する位置  $x$  は、その位置  $x$  におけるメンブレンのパネ反発力と電極間での静電引力の大小により決定される。パネ反発力は、接触位置のメンブレンのパネ常数とメンブレンの変位量で決定され、静電引力は、位置  $x$  における電極間距離と電極面積により決定され、シミュレーションにより求めることができる。

40

#### 【0053】

シミュレーションに基づき、中央部の突起 2061 から接触部 401 までの距離、つまり第 2 の突起 2062 を配置すべき位置  $d_1$  と、空洞部の厚さ  $g$ 、メンブレンの中央部から空洞部のエッジまでの距離  $d_0$ 、および、突起の長さ  $p$  との関係性を求めたグラフを図 6 に示す。図 6 のグラフの横軸は、[ 突起の長さ  $p$  ] / [ 空洞部の厚さ  $g$  ]、縦軸は、[ 突

50

起配置位置  $d_1$  ] / [ 中央部からエッジまでの距離  $d_0$  ] を示している。この関係を基に第2の突起の配置位置  $d_1$  を決定できる。

本実施の形態1では、一例として、突起の長さ  $p$  は  $80\text{ nm}$ 、空洞部の厚さ  $g$  は  $200\text{ nm}$ 、メンブレンの中央部から、空洞部のエッジまでの距離  $d_0$  は  $100\text{ }\mu\text{m}$  であるので、図6から、 $d_1$  は  $40\text{ }\mu\text{m}$  となり、突起2061から  $40\text{ }\mu\text{m}$  のところに突起2062を配置してある。

#### 【0054】

突起2063の配置についても、同様の手法により決定できる。つまり、突起2062と、空洞部のエッジで支えられたメンブレンにおいて、超音波診断装置によるCMUTの駆動電圧により、メンブレンの下面215が、空洞部下面214に接触する場合は、接触部に突起2063を配置する。この場合も図6を用いて配置位置を決定できる。突起2062の位置  $d_1$  を決定した場合の  $d_0$  が、突起2062と空洞部のエッジまでの距離  $d_0 - d_1$  となり、 $d_1$  が  $d_2 - d_1$  に対応する。具体的には、突起の長さ  $p$  の  $80\text{ nm}$ 、空洞部の厚さ  $g$  の  $200\text{ nm}$  は変わらず、 $d_0$  が  $100\text{ }\mu\text{m}$ 、 $d_1$  が  $40\text{ }\mu\text{m}$  であるので、 $d_0 - d_1$  が  $60\text{ }\mu\text{m}$  となり、 $d_2 - d_1$  が  $24\text{ }\mu\text{m}$  となる。したがって、 $d_2$  は  $64\text{ }\mu\text{m}$  となり、突起2063はメンブレンの中央部の突起2061から  $64\text{ }\mu\text{m}$  のところに配置する。

#### 【0055】

超音波診断装置によるCMUTの駆動電圧により、突起2061、2062、2063が空洞部の下面と接触して、突起や空洞部のエッジの間のメンブレンの下面215が空洞部の下面214に接触しない場合は、さらなる突起を配置する必要はないが、超音波診断装置によるCMUTの駆動電圧により、突起2061、2062、2063が空洞部の下面と接触して、さらに、突起や空洞部のエッジの間のメンブレンの下面215が空洞部の下面214に接触する場合は、さらなる突起を同様の手順に従って配置すればよい。

#### 【0056】

以上、図3のC-C'断面である図5を用いて説明したが、他の断面でも同様の手法により突起を配置すればよい。また、図3に示すCMUTでは、上面から見て空洞部204の形状が六角形であるので、中心に対して60度の回転対称となっており、メンブレンの中央に1個、メンブレンの中央から、空洞部のエッジに向かい、六角形の対角線上に2個配置すればよい。

#### 【0057】

このように、本実施の形態1の特徴は、超音波診断装置によるCMUTの駆動電圧と、メンブレンの下面が空洞部の下面に接触する電圧を比較することにより、絶縁膜の突起の配置の要否を決定し、かつ、図6の関係に従って突起の配置位置を決定した点にある。

#### 【0058】

この手法を用いることにより、配置する突起の数を必要最低限にすることができる。したがって、電極の配置を上面からみて絶縁膜の突起と重ならないように配置した場合（本実施の形態では、上部電極に開口部を設けて電極と絶縁膜の突起が重ならないように配置している）でも、上下電極の重なり部の面積が必要以上に小さくなることに起因するCMUTの駆動電圧の過度の上昇や、受信感度の低下を抑制できる。

#### 【0059】

なお、図6の関係に従って突起を配置する場合、図6の曲線によって規定される位置に正確に配置しなくても、図6で示されるメンブレンの下面が空洞部の下面に接触する点におけるメンブレン変位量の  $-10\%$  までの範囲の変位量となる点に配置すれば同様の効果が得られる。メンブレン変位量が  $-10\%$  までの範囲の変位量となる位置の範囲は、接触点位置を  $d_1$  とすると、具体的には  $0.8d_1 \sim 1.2d_1$  である。

また、図5の突起2062や2063のように、突起と空洞部のエッジで支えられたメンブレンの接触点に突起を配置する場合、図6の曲線によって規定される位置よりもメンブレン中央部寄りに突起を配置した方が、メンブレン下面が空洞下面に接触を抑制するためにはよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 0 】

次に本実施の形態 1 の他の実施例を、図 7 および図 8 を参照して、説明する。図 7 は、C M U T セルの上面図、図 8 は図 7 の A - A ' 線で切断した断面を示す図である。

本実施例の C M U T セルは、図 7 に示すように、上面から見て、空洞部の形状が矩形であり、下部電極 2 0 2 と、下部電極 2 0 2 上に形成された空洞部 2 0 4 と、空洞部 2 0 4 に突き出て形成されたシリコン酸化膜による絶縁膜の突起 6 0 6 1、6 0 6 2、6 0 6 3、6 0 6 4 と、空洞部 2 0 4 上に形成された上部電極 2 0 7 などを用意して構成される。2 1 1 は空洞部を形成するためのウェットエッチング孔である。すなわち、ウェットエッチング孔 2 1 1 は、空洞部となる 2 0 4 に接続されている。2 1 2 は下部電極 2 0 2 へ接続する開口部、2 1 3 は上部電極 2 0 7 へ接続する開口部である。上部電極 2 0 7 と空洞部 2 0 4 の間に、空洞部 2 0 4 および下部電極 2 0 2 を覆うようにシリコン酸化膜による絶縁膜 2 0 5 が形成されており、下部電極と空洞部の間に、下部電極を覆うようにシリコン酸化膜による絶縁膜 2 0 3 が形成されているが、空洞部 2 0 4、下部電極 2 0 2 を示すために図示していない。2 0 8 は、上面からみて、上部電極 2 0 7 が突起 6 0 6 1、6 0 6 2、6 0 6 3、6 0 6 4 と重ならないように、上部電極 2 0 7 に設けた開口部である。

10

## 【 0 0 6 1 】

図 8 は図 7 の A - A ' 線で切断した断面を示しており、下部電極 2 0 2、下部絶縁膜 2 0 3、空洞部 2 0 4、上部絶縁膜 2 0 5 と絶縁膜の突起および上部電極 2 0 7 を抜き出して示した図である。その他の構成は、図 4 と同様である。絶縁膜の突起は、上面から見て、メンブレンの中心の突起 ( A - A ' 断面の A 側 ) から、空洞部のエッジ ( A - A ' 断面の A ' 側 ) に沿って、それぞれ、6 0 6 1、6 0 6 2、6 0 6 3、6 0 6 4 と番号付けをしてある。

20

## 【 0 0 6 2 】

突起 6 0 6 1、6 0 6 2、6 0 6 3、6 0 6 4 を配置する手法は、図 5、図 6 で説明した手法と同様である。まず、超音波診断装置による C M U T の駆動電圧により、メンブレン中央部のメンブレンの下面 2 1 5 が、空洞部の下面 2 1 4 に接触する場合は、メンブレン中央部に突起 6 0 6 1 を配置する。

## 【 0 0 6 3 】

さらに、メンブレン中央部の突起 6 0 6 1 が空洞部 2 0 4 の下面 2 1 4 に接触し、突起 6 0 6 1 と空洞部のエッジとで支えられたメンブレンにおいて、超音波診断装置による C M U T の駆動電圧により、突起部下面を除いたメンブレンの下面 2 1 5 が、空洞部下面 2 1 4 に接触する場合は、接触部に突起 6 0 6 3 を配置する。このときに、メンブレン中央部の突起 6 0 6 1 から接触部までの距離、つまり 6 0 6 3 を配置すべき位置 d 1 と、空洞部の厚さ g、メンブレンの中央部から空洞部のエッジまでの距離 d 0、突起の長さ p の間には、前記と同様に図 6 で示す関係があり、それを基に d 1 を決定できる。

30

## 【 0 0 6 4 】

次に、突起 6 0 6 4 の配置の配置についても、同様の手法により決定できる。つまり、突起 6 0 6 3 が空洞部 2 0 4 の下面に接触し、突起 6 0 6 3 と空洞部のエッジとで支えられたメンブレンにおいて、超音波診断装置による C M U T の駆動電圧により、メンブレンの下面 2 1 5 が、空洞部下面 2 1 4 に接触する場合は、接触部に突起 6 0 6 4 を配置する。この場合も図 6 を用いて配置位置を決定できる。

40

## 【 0 0 6 5 】

さらに、突起 6 0 6 2 についても、突起 6 0 6 1 と 6 0 6 3 が空洞部の下面に接触して、突起 6 0 6 1 と 6 0 6 3 により支えられたメンブレンにおいて、超音波診断装置による C M U T の駆動電圧により、メンブレンの下面 2 1 5 が、空洞部下面 2 1 4 に接触する場合、接触部に突起 6 0 6 2 を配置する。この場合は、突起 6 0 6 1 と突起 6 0 6 3 は同じ長さであり、つまり、突起長さ p と空洞厚さ g が同じになるので、図 6 の関係から、突起 6 0 6 1 と 6 0 6 3 の中間点でメンブレンの下面が空洞部下面に接触することになる。したがって、突起 6 0 6 2 を突起 6 0 6 1 と 6 0 6 3 の中間点に配置すればよい。

## 【 0 0 6 6 】

50

図9は、上記の突起の配置の要否と配置位置を決める際の決定手順のフローである。各ステップで、超音波診断装置によるCMUTの駆動電圧 $V_0$ と、突起部下面を除いたメンブレンの下面が空洞部下面に接触する電圧 $V_i$  ( $i=1,2,3\cdots k+1$ 、 $k$ は最終的に設置される中央突起から端部突起までの数)を比較して、メンブレンの下面が空洞部の下面に接触するかを判定し、接触する場合は、接触点に突起を配置する。突起を配置する場合は、図6の關係を用いて、突起の配置位置を決定し、CMUTの駆動電圧により、メンブレンの下面が空洞部の下面に接触を起こさなくなるまで、同様のフローにより突起を配置していく。

#### 【0067】

図7から図9で示した実施例では、突起6061から6064まで配置したが、超音波診断装置によるCMUTの駆動電圧が低くてもよい場合は、突起を配置する必要はなく、突起を全く配置しなくてもよいし、また、突起6061だけでもよいし、6061と6063だけでも良い。さらに、突起6064と6062の配置要否判断の順番も、両突起を配置する位置でのメンブレンの下面が空洞部の下面に接触する電圧の大小によって決まり、突起6062は配置する必要があるし、突起6064は配置する必要が無い場合もあることは自明である。

#### 【0068】

また、突起の配置要否は、駆動電圧の安定性や、CMUT製造におけるメンブレンの接触電圧のバラツキを考慮する必要があることは言うまでもない。

#### 【0069】

このように、超音波診断装置によるCMUTの駆動電圧と、メンブレンの下面が空洞部の下面に接触する電圧を比較することにより、絶縁膜の突起の配置の要否を決定し、かつ、図6の關係に従って突起の配置位置を決定することにより、配置する突起の数を必要最低限にすることができる。したがって、電極の配置を上面からみて絶縁膜の突起と重ならないように配置した場合でも、上下電極の重なり部の面積が小さくなることに起因するCMUTの駆動電圧の過度の上昇や、受信感度の低下を抑制できる。

#### 【0070】

なお、本実施の形態1で示した突起は、メンブレンの下面から空洞部に突き出た構造となっているが、空洞部下面から突起が突き出た構造であっても、同様の効果が得られ、図9と図6に基づいて、突起を配置していけばよい。

#### 【0071】

さらに、本実施の形態1では、突起の長さがメンブレン内で同じとなっているが、CMUTの駆動電圧によるメンブレンの変形量は、メンブレンの中央部が一番大きく、空洞部のエッジに近づくにしたがい小さくなるので、図10に示すように、上面から見てメンブレンの中央部の突起は短くし、空洞部のエッジに近づくにつれて、長くなるようにしてもよい。このような配置にすることにより、メンブレンの振幅をさらに大きくすることができる。この場合も図9で示したフローで突起の配置要否が決定でき、また、図6で示した關係を用いて突起の配置を決定できる。

#### 【0072】

また、本実施の形態1で示した実施例では、上面から見て、電極と突起と重ならない構造として、上部電極に開口部を設ける場合を説明したが、上面から見て、突起が重なる下部電極に開口部を設ける場合でも同様であり、同様の手順にしたがって、突起の配置要否や突起の配置を決定し、突起の下層となる下部電極に開口部を形成した後に、下部電極の開口部に絶縁膜を埋め込んでから、空洞部やメンブレンなどを形成すればよい。

#### 【0073】

#### <<実施の形態2>>

前記実施の形態1では、CMUTセル単体における突起配置の形態を示したが、本実施の形態2では、CMUTセルをアレイ状に並べたトランスデューサの形態を示す。

#### 【0074】

図11は矩形のCMUTセルをアレイ状に並べたチップの一部を示している。図3と同

10

20

30

40

50

様に、下部電極 2021、2022、2023 と、下部電極 2021、2022、2023 上に形成された空洞部 204 と、空洞部 204 に突き出て形成されたシリコン酸化膜による絶縁膜の突起 206 と、空洞部 204 上に形成された上部電極 207 などを備えており、211 は空洞部を形成するためのウェットエッチング孔である。すなわち、ウェットエッチング孔 211 は、空洞部となる 204 に接続されている。212 は下部電極 202 へ接続する開口部、213 は上部電極 207 へ接続する開口部である。上部電極 207 と空洞部 204 の間に、空洞部 204 および下部電極 2021、2022、2023 を覆うようにシリコン酸化膜による絶縁膜 205 が形成されており、下部電極 2021、2022、2023 と空洞部 204 の間に、下部電極 2021、2022、2023 を覆うようにシリコン酸化膜による絶縁膜 203 が形成されているが、空洞部 204、下部電極 2021、2022、2023 を示すために図示していない。208 は、上面からみて、上部電極 207 が突起 206 と重ならないように、上部電極 207 に設けた開口部である。図 11 の CMUT セルの断面の膜構成は、図 4 で示す構成と同じである。

10

#### 【0075】

アレイにおいて、上部電極と下部電極はその配列方向が直交しており、1 個の交点には 2 つの CMUT セルが配置され、それぞれの上部電極が配線 1001 で結ばれている。図 11 では上部電極がアジマス方向に 4 チャンネル分、下部電極がエレベーション方向に 3 チャンネル分のアレイを示しているが、超音波診断装置で使用する探触子では、例えば一般的なリニア探触子の場合、上部電極が 192 チャンネル並ぶことになる。

#### 【0076】

20

本実施の形態 2 の特徴は、図 11 で示すように、エレベーション方向に分割された下部電極上の CMUT セルにおいて、それぞれの下部電極に対して絶縁膜の突起 206 の配置を変えたことにある。

#### 【0077】

図 11 に示すようなエレベーション方向に分割された下部電極を持つトランスデューサの場合、それぞれの下部電極に印加する電圧を変えることで、上部電極と下部電極の各交点において送信、受信される超音波ビームの形状や強さを制御でき、診断画像の画質向上が望める。従って、CMUT 駆動時に上下電極間に印加される電圧は、それぞれの下部電極に印加される電圧によって異なるが、各印加電圧の大きさに対応して、CMUT セルの絶縁膜の突起を各下部電極上に配置すればよい。突起を配置する位置、配置する数は、前述した実施の形態 1 で示した突起配置方法により決定することができる。

30

図 11 に示すトランスデューサでは、エレベーション方向のビーム幅を細くするために、中央に位置する下部電極 2022 への印加電圧を大きくして、下部電極 2021、2023 への印加電圧を小さくするので、下部電極 2022 に重なる CMUT セルの突起の配置数を 7 つ、下部電極 2021、2023 に重なる CMUT セルの突起の配置数を 5 つとしてある。このような構成とすることで、配置する突起の数を必要最低限にすることができ、したがって、電極の配置を絶縁膜の突起と上面からみて重ならないように配置した場合でも、上下電極の重なり部の面積が小さくなり、受信感度の低下を招くことを抑制できる。

#### 【0078】

40

#### < 超音波診断装置の構成 >

最後に、図 12 を参照しながら、本発明が適用される超音波診断装置の構成について説明する。図 12 は、超音波診断装置の構成図である。

#### 【0079】

超音波診断装置 1201 は、超音波探触子 1202、送受分離部 1203、送信部 1204、バイアス部 1206、受信部 1208、整相加算部 1210、画像処理部 1212、表示部 1214、制御部 1216、操作部 1218 から構成される。

#### 【0080】

超音波探触子 1202 は、被検体に接触させて被検体との間で超音波を送受波する装置であり、被検体との接触面に超音波トランスデューサ素子のアレイを備えている。超音波

50

トランスデューサとして、本発明の超音波トランスデューサが採用されている。超音波探触子 1202 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 1202 により受波される。送信部 1204 及びバイアス部 1206 は、超音波探触子 1202 に駆動信号を供給する装置である。

【0081】

受信部 1208 は、超音波探触子 1202 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 1208 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等の処理を行う。

【0082】

送受分離部 1203 は、送信時には送信部 1204 から超音波探触子 1202 へ駆動信号を渡し、受信時には超音波探触子 1202 から受信部 1208 へ受信信号を渡すよう送信と受信とを切換、分離するものである。

【0083】

整相加算部 1210 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。

【0084】

画像処理部 1212 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、断層像や血流像)を構成する装置である。

【0085】

表示部 1214 は、画像処理された診断画像を表示する表示装置である。

【0086】

制御部 1216 は、上述した各構成要素を制御する装置である。

【0087】

操作部 1218 は、制御部 1216 に指示を与える装置である。操作部 1218 は、例えば、トラックボールやキーボードやマウス等の入力機器である。

本発明の超音波診断装置は、超音波探触子の超音波トランスデューサとして、上下電極間に必要最低限の数の突起を最適な配置で配置してなるトランスデューサを用いたことを特徴としており、駆動電圧によって生じる実効的電界の低下を防止し、送受信感度を向上する等の効果が得られる。

【産業上の利用可能性】

【0088】

本発明の超音波トランスデューサや超音波診断装置は、医療や構造物の診断装置として幅広く利用することができる。

【符号の説明】

【0089】

101, 202, 2021, 2022, 2023・・・下部電極

102, 204・・・空洞部

103, 201, 209, 210・・・絶縁膜

200・・・半導体基板

203・・・下部絶縁膜

205・・・上部絶縁膜

104, 207・・・上部電極

105・・・メンブレン

106・・・メンブレンの下面

107, 214・・・空洞部の下面

108・・・メンブレン中心の1個目の突起

109・・・n個目の絶縁膜の突起

110・・・n+2個目の絶縁膜の突起

111・・・n+4個目の絶縁膜の突起

206, 2061, 2062, 2063, 6061, 6062, 6063, 6064・

・絶縁膜の突起

10

20

30

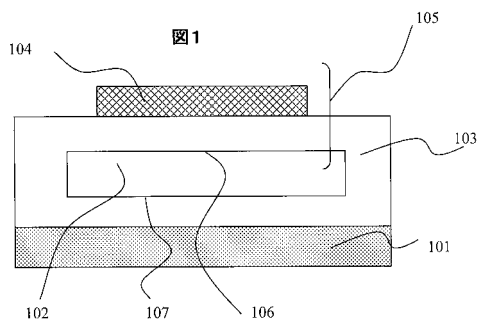
40

50

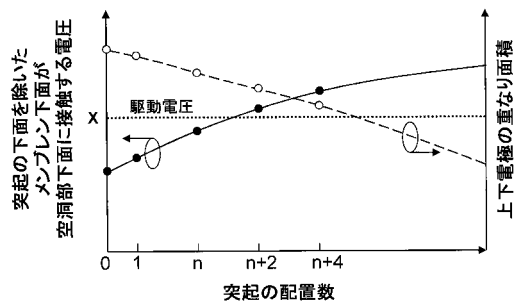
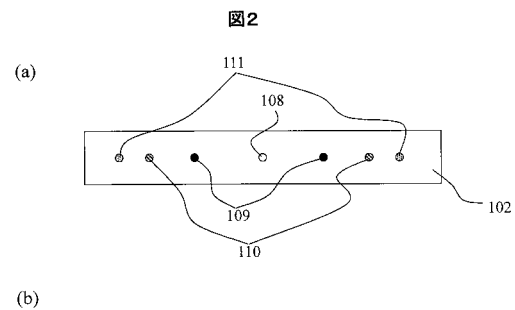
2 0 8 . . . 上部電極の開口部  
 2 1 1 . . . ウェットエッチング孔  
 2 1 2 . . . 下部電極への開口部  
 2 1 3 . . . 上部電極への開口部  
 2 1 5 . . . 突起部下面を除いたメンブレンの下面  
 4 0 1 . . . メンブレン下面と空洞部下面の接触点  
 1 0 0 1 . . . 上部電極を結ぶ配線  
 1 1 0 1 . . . C M U Tチップ  
 1 2 0 1 . . . 超音波診断装置  
 1 2 0 2 . . . 超音波探触子  
 1 2 0 3 . . . 送受分離部  
 1 2 0 4 . . . 送信部  
 1 2 0 6 . . . バイアス部  
 1 2 0 8 . . . 受信部  
 1 2 1 0 . . . 整相加算部  
 1 2 1 2 . . . 画像処理部  
 1 2 1 4 . . . 表示部  
 1 2 1 6 . . . 制御部  
 1 2 1 8 . . . 操作部

10

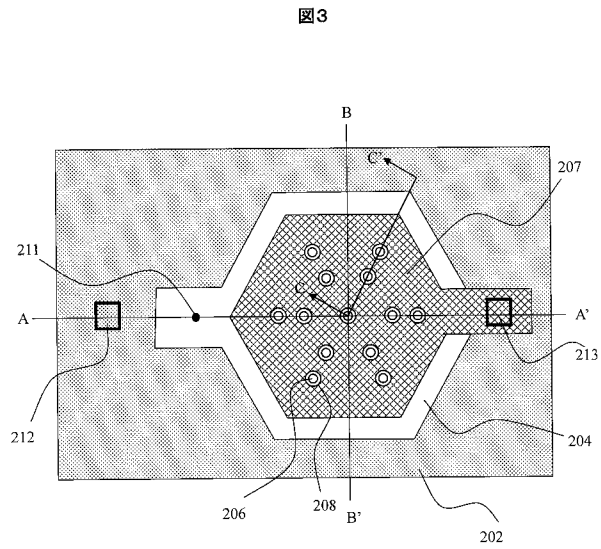
【図 1】



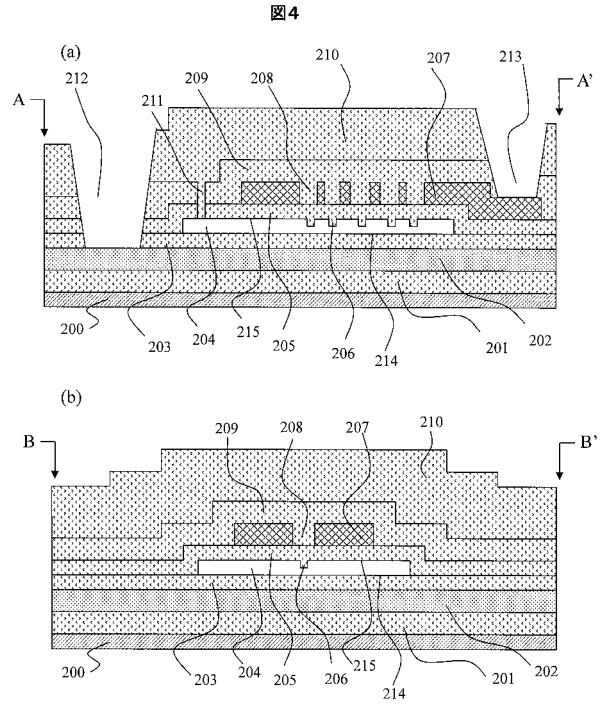
【図 2】



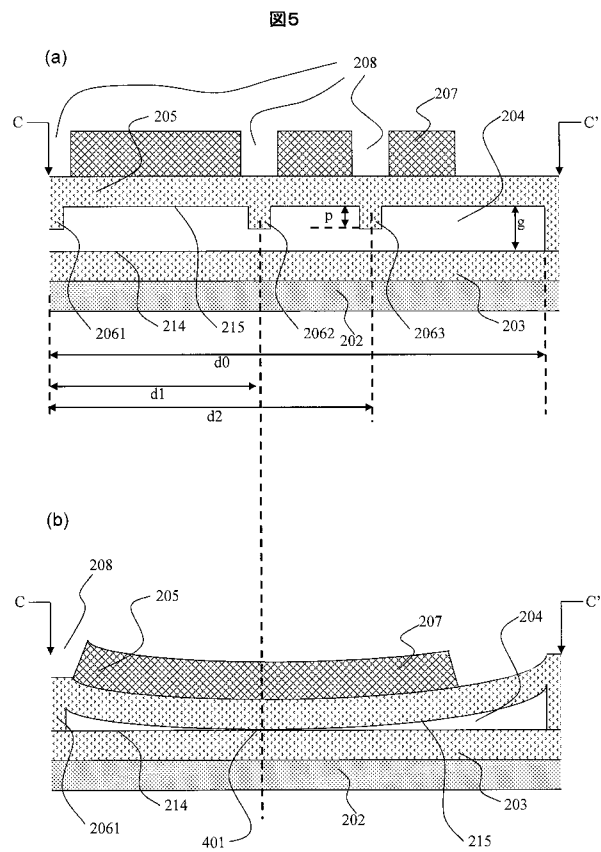
【図 3】



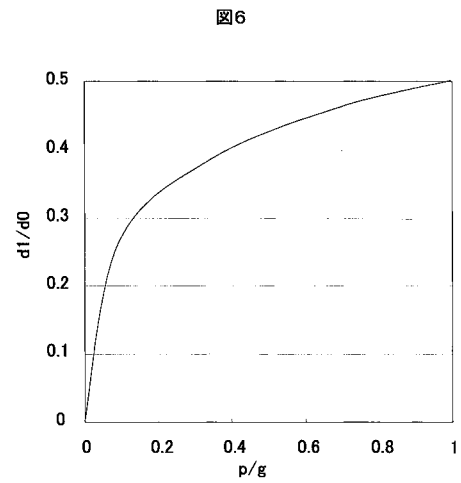
【図 4】



【図 5】

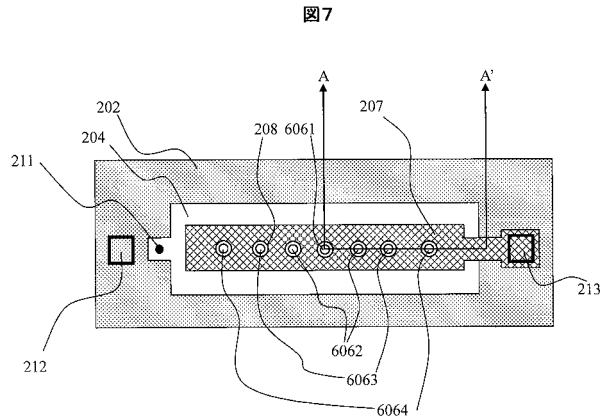


【図 6】

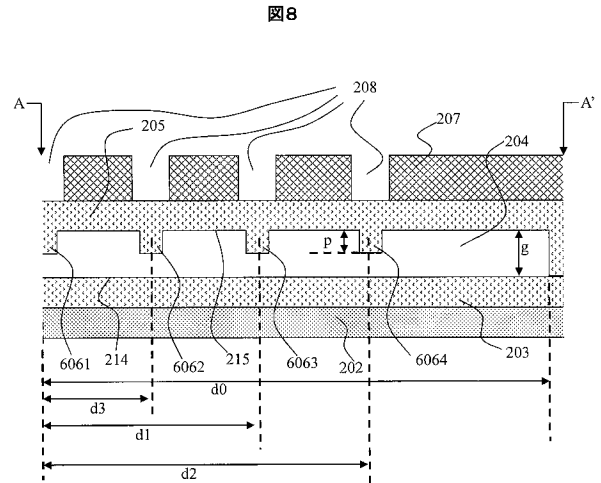




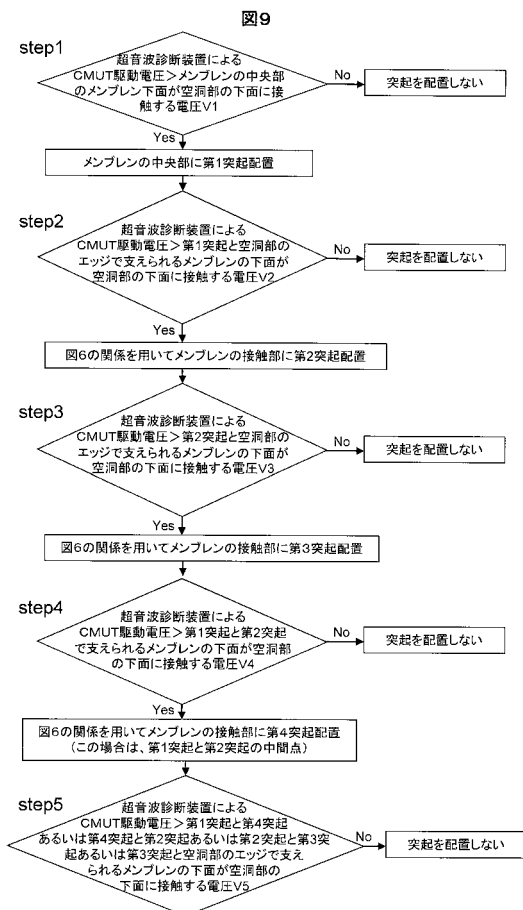
【図 7】



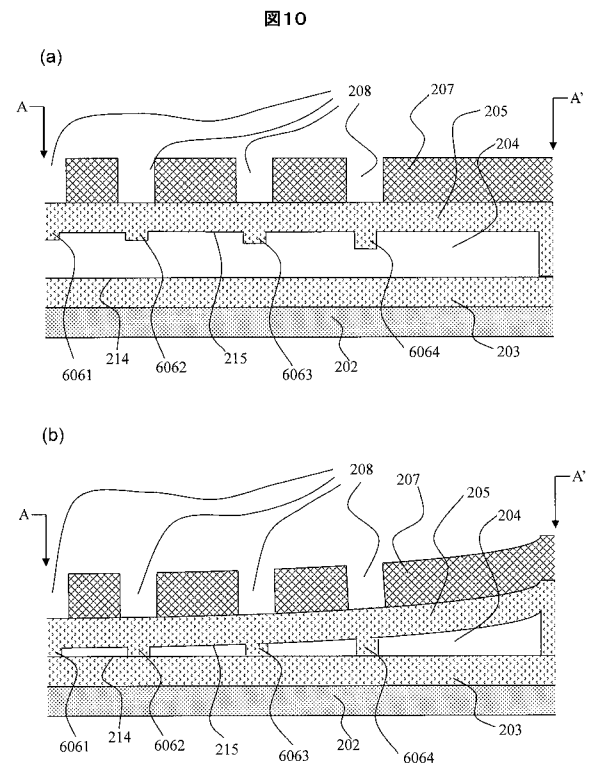
【図 8】



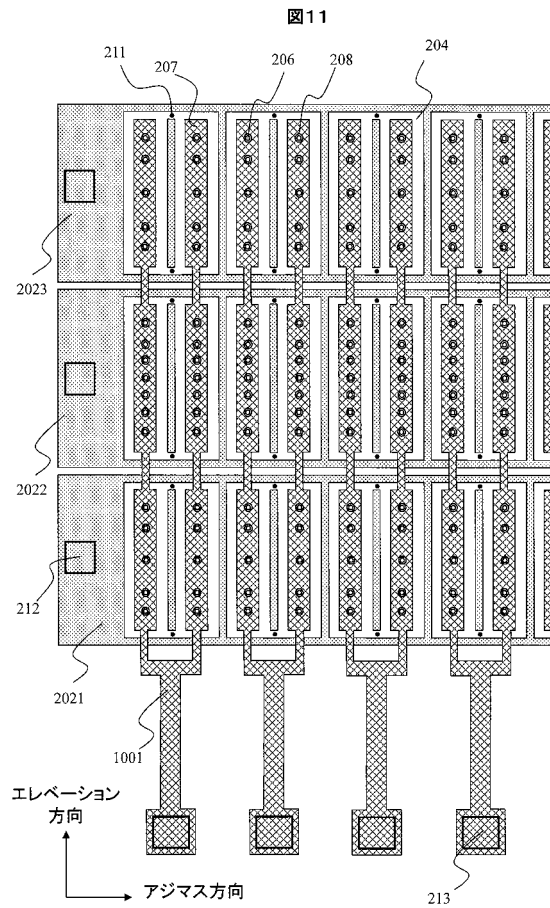
【図 9】



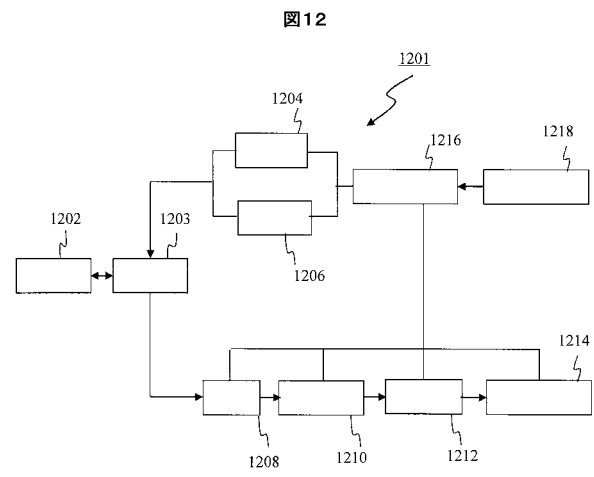
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2007 - 074263 (JP, A)  
特開 2002 - 191180 (JP, A)  
特開 2006 - 020313 (JP, A)  
特開 2003 - 000599 (JP, A)  
特開 2004 - 057460 (JP, A)  
特開 2008 - 098697 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R	19/00
A61B	8/00
G01N	29/24

专利名称(译)	超声换能器和使用其的超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5409784B2</a>	公开(公告)日	2014-02-05
申请号	JP2011516003	申请日	2010-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	町田俊太郎 小林孝		
发明人	町田 俊太郎 小林 孝		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/00 A61B8/4483 B81B3/0021 B81B2201/0257 G01N29/2406 H04R19/005		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/00 G01N29/24.502		
审查员(译)	大野 弘		
优先权	2009124840 2009-05-25 JP		
其他公开文献	JPWO2010137528A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

由于与膜的下表面上的腔的下表面的接触，抑制了对绝缘膜的电荷注入，并且当将绝缘膜的突出部布置在腔中时，抑制了CMUT的驱动电压的上升和接收灵敏度的降低。提供一种适合于该目的的投影布置结构和使用该投影布置结构的超声诊断设备。根据本发明的超声换能器包括：第一电极；形成在第一电极上的下绝缘膜；上绝缘膜，设置成在下绝缘膜上形成空腔；形成在绝缘膜上的第二电极，其中在所述中空部分侧的所述下绝缘膜或所述上绝缘膜上形成突起，并且所述第一电极对应于形成所述突起的位置或者，在第二电极中形成开口。

【 図 1 】

