

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4804961号
(P4804961)

(45) 発行日 平成23年11月2日(2011.11.2)

(24) 登録日 平成23年8月19日(2011.8.19)

(51) Int.CI.

F 1

A 6 1 B	8/12	(2006. 01)
H 0 4 R	19/00	(2006. 01)
H 0 4 R	1/40	(2006. 01)
H 0 4 R	31/00	(2006. 01)

A 6 1 B	8/12	
H 0 4 R	19/00	3 3 0
H 0 4 R	1/40	3 3 0
H 0 4 R	31/00	3 3 0

請求項の数 18 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2006-57121 (P2006-57121)
(22) 出願日	平成18年3月3日(2006.3.3)
(65) 公開番号	特開2007-229327 (P2007-229327A)
(43) 公開日	平成19年9月13日(2007.9.13)
審査請求日	平成21年2月16日(2009.2.16)

(73) 特許権者	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人	100074099 弁理士 大菅 義之
(72) 発明者	安達 日出夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者	若林 勝裕 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者	水沼 明子 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波振動子及びそれを搭載した体腔内超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の電極が形成される基板と、該基板から離間した位置に設けられて第2の電極が形成されるメンブレンとから成る超音波振動子セルを複数備え、該第1及び第2の電極間に電圧が印加されることにより、該メンブレンが振動して超音波を発生させる、マイクロマシンプロセスを用いて製造される超音波振動子であって、

前記各超音波振動子セルの振動が該超音波振動子セルに隣接する超音波振動子セルに伝達することを抑制する振動伝達抑制手段を備え、

前記振動伝達抑制手段は、前記メンブレンを支持するために、前記メンブレンを自由振動させたときに得られる基本振動の節に沿って前記メンブレンの表面に設けられた支持部である

ことを特徴とする超音波振動子。

【請求項 2】

前記振動伝達抑制手段は、隣接する前記超音波振動子セルのメンブレン間に設けられた溝部である

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波振動子。

【請求項 3】

前記振動伝達抑制手段は、さらに、

前記各超音波振動子セルを、隣接した前記超音波振動子セルから音響的に隔離する音響隔離手段を

有することを特徴とする請求項1に記載の超音波振動子。

【請求項 4】

前記音響隔離手段は、前記メンブレンが有する音響インピーダンスの20%以下の音響インピーダンスを有する

ことを特徴とする請求項3に記載の超音波振動子。

【請求項 5】

前記音響隔離手段は、空気層単体である

ことを特徴とする請求項4に記載の超音波振動子。

【請求項 6】

前記音響隔離手段は、気体を含む固体材料である

ことを特徴とする請求項4に記載の超音波振動子。

【請求項 7】

前記固体材料は、ポーラスシリコンである

ことを特徴とする請求項6に記載の超音波振動子。

【請求項 8】

前記固体材料は、発泡樹脂材料である

ことを特徴とする請求項6に記載の超音波振動子。

【請求項 9】

前記振動伝達抑制手段によって隔離された各超音波振動子セルのメンブレンの外形形状が円形または多角形である

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波振動子。

【請求項 10】

前記支持部によって前記メンブレンを支持する形状が、前記外形形状と相似形である

ことを特徴とする請求項9に記載の超音波振動子。

【請求項 11】

前記メンブレンのうち前記節の位置より外側部分に負荷手段を備えている

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波振動子。

【請求項 12】

前記超音波振動子において、前記超音波を送受信する側の表面がナノコーティング膜で被覆されている

ことを特徴とする請求項1～11のうちいずれか1項に記載の超音波振動子。

【請求項 13】

請求項1～12のうちいずれか1項に記載の超音波振動子を搭載した体腔内超音波診断装置。

【請求項 14】

前記体腔内超音波診断装置は、超音波内視鏡である

ことを特徴とする請求項13に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 15】

前記超音波振動子が、内視鏡の鉗子孔に挿入する超音波プローブとして用いられる

ことを特徴とする請求項13に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 16】

前記超音波振動子が、血管内超音波プローブとして用いられる

ことを特徴とする請求項13に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 17】

前記超音波振動子が、超音波カプセル内視鏡として用いられる

ことを特徴とする請求項13に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 18】

第1の電極が形成される基板と、前記基板から離間した位置に設けられ第2の電極が形成されるメンブレンとから成るセルを複数備え、前記第1及び第2の電極間に電圧が印加されることにより、前記メンブレンが振動して超音波を発生させる、マイクロマシンプロ

10

20

30

40

50

セスを用いる超音波振動子の製造方法であって、

前記メンブレンを自由振動させたときに得られる基本振動の節に沿って、前記メンブレンを支持する支持部を設ける

ことを特徴とする超音波振動子の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、MUT (Micro machined Ultrasonic Transducer : マイクロマシンプロセスを用いた超音波トランスデューサ) に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内壁に向けて超音波を照射し、そのエコー信号から体内の状態を画像化して診断する超音波診断法が普及している。この超音波診断法に用いられる機材の1つに超音波内視鏡スコープがある。

【0003】

超音波内視鏡スコープは、体腔内へ挿入する挿入部の先端に超音波プローブが取り付けてあり、この超音波プローブは電気信号を超音波に変換し体腔内へ照射したり、また体腔内で反射した超音波を受信して電気信号に変換したりするものである。

【0004】

従来、超音波プローブでは、電気信号を超音波に変換させる圧電素子としてセラミック圧電材 PZT (ジルコン酸チタン酸鉛) が使用されてきたが、シリコンマイクロマシニング技術を用いてシリコン半導体基板を加工した静電容量型超音波トランスデューサ (Capacitive Micro machined Ultrasonic Transducer (以下、cMUTと称する)) が注目を集めている。これは、マイクロマシン (MEMS : Micro Electro-Mechanical System 、超小型電気・機械システム) と総称される素子の1つである。

【0005】

図18は、従来のcMUTアレイの断面図 (a) 及びcMUTセル (b) を示す。図18 (a)においてcMUTアレイは、溝 (トレーニング) 部209を隔てて、2つの振動子エレメント210から構成されている。ここで、振動子エレメントとは駆動制御信号を入出力する最小単位である。この振動子エレメントは複数の振動子セル208から構成されている。

【0006】

振動子エレメント210は、シリコン基板201、下部電極202、メンブレン支持部203、キャビティ (空洞部) 204、メンブレン206から構成される。そして、キャビティ (空洞部) 204を構成する単位を振動子セル208という。

【0007】

図18 (b) は、振動子セル208の拡大図である。同図において、シリコン基板201に下部電極202が形成され、メンブレン206がメンブレン支持部203によって支持されている。メンブレン206上には上部電極205が形成されている。メンブレン206のうち屈曲振動する部分をメンブレン206aで表す。このメンブレン206aは、その周辺がメンブレン支持部203により支持されている。

【0008】

振動子エレメント210の上部電極205及び下部電極202に電圧を印加すると、各セル208のメンブレン206aが同時に屈曲振動して、同位相で一斉に振動する。これにより、超音波が放射される。

【0009】

なお、溝209を設けて、複数のcMUTセルを連結した振動子エレメント間にクロストークを抑圧する構造となっている。また、超音波散乱体を形成する構成となっている。また、キャビティを形成する過程においてメンブレンに形成される犠牲層除去孔をシール

10

20

30

40

50

ドする構成となっている。

【0010】

また、近年、医療用に構成したカプセル部を体腔内に送り込んで、体腔内の画像を得るカプセル型の内視鏡が実用化されつつある（例えば、特許文献8。）。この超音波診断医用カプセルでは、超音波プローブで診断が困難な部位の超音波診断が可能になる。

【0011】

なお、本発明に関連する技術として、以下の特許文献1～特許文献8、及び非特許文献1がある。

【特許文献1】特開平7-274287号公報

10

【特許文献2】特開平8-274573号公報

【特許文献3】特開2004-274756号公報

【特許文献4】米国特許第6262946号公報

【特許文献5】米国特許第6328696号公報

【特許文献6】米国特許第6328697号公報

【特許文献7】特表2004-503313号公報

【特許文献8】特開2004-350705号公報

【非特許文献1】伊藤毅、「音響工学原論（上巻）」、第12版、株式会社コロナ社、昭和55年12月10日、P149-P152

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0012】

図19は、従来におけるMUTのメンブレンの屈曲振動を示す。従来のMUTは、各振動子セル208のメンブレン206が、面方向（2次元方向）に連続的に配設されている。このようなMUTを駆動させてメンブレン206を振動させると、密波発生最大屈曲変位214及び疎波発生最大屈曲変位215で表される屈曲振動を行う。

【0013】

この場合、各セルのメンブレンは隣接するセルのメンブレンと繋がっているために、メンブレン206の屈曲振動が隣接するセルのメンブレンに伝播して、超音波振動の一部が散逸する（図19では、漏洩波212として示されている。）ことにより、出力音圧が低下する。

30

【0014】

また、メンブレン206をメンブレン支持部203によりメンブレン周縁部で固定及び支持している。そのため、メンブレン206の屈曲振動の一部が縦波に変換され、メンブレン支持部203を経て、半導体基板201に縦波として伝播し、超音波振動の一部が散逸する（図19では、支持部伝播漏洩縦波213として示されている。）ことにより、出力音圧が低下する。

【0015】

このような散逸した振動波212、213は、隣接した振動子セルから送受される超音波に対して、クロストークとして作用する場合がある。そのため、フェーズドアレイ走査をしたときに、超音波診断像にノイズが発生し、コントラスト分解能を低下させる原因になっていた。

40

【0016】

以上の様に、メンブレン206をメンブレン支持部203によりメンブレン周縁部で支持していたため振動の散逸が起こり、共振先鋭度Qが低くなっていた。この先鋭度Qの低さが、低超音波出力、広帯域特性に結びついていた。

【0017】

共振先鋭度Qは、振動がロスせず、特定の領域で効率よく持続的に振動が起っている状態（時間軸）がHig h Q振動状態に対応する。即ち振動の散逸を小さくすると、それに伴いQが高くなる。この共振周波数での振動振幅は非共振周波数での振動振幅のQ倍になり、メンブレンの振動ロスを低減し、Qを大きくすることが振動振幅を大きくし、その結

50

果、大きな超音波送信音圧が得られることになる。

【0018】

上記の課題に鑑み、メンブレン振動の効率を向上させて、超音波送信効率を向上させた超音波振動子を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明にかかる超音波振動子は、第1の電極が形成される基板と、該基板から離間した位置に設けられて第2の電極が形成されるメンブレンとから成る超音波振動子セルを複数備え、該第1及び第2の電極間に電圧が印加されることにより、該メンブレンが振動して超音波を発生させる、マイクロマシンプロセスを用いて製造される超音波振動子であって、前記各超音波振動子セルの振動が該超音波振動子セルに隣接する超音波振動子セルに伝達することを抑制する振動伝達抑制手段を備え、前記振動伝達抑制手段は、前記メンブレンを支持するために、前記メンブレンを自由振動させたときに得られる基本振動の節に沿って前記メンブレンの表面に設けられた支持部であることを特徴とする。

【0021】

前記超音波振動子において、前記振動伝達抑制手段は、隣接する前記超音波振動子セルのメンブレン間に設けられた溝部であることを特徴とする。

前記超音波振動子において、前記振動伝達抑制手段は、さらに、前記各超音波振動子セルを、隣接した前記超音波振動子セルから音響的に隔離する音響隔離手段を有することを特徴とする。

【0022】

前記超音波振動子において、前記音響隔離手段は、前記メンブレンが有する音響インピーダンスの20%以下の音響インピーダンスを有することを特徴とする。

前記超音波振動子において、前記音響隔離手段は、空気層単体であることを特徴とする。

【0023】

前記超音波振動子において、前記音響隔離手段は、気体を含む固体材料であることを特徴とする。

前記超音波振動子において、前記固体材料は、ポーラスシリコンであることを特徴とする。

【0024】

前記超音波振動子において、前記固体材料は、発泡樹脂材料であることを特徴とする。

前記超音波振動子において、前記振動伝達抑制手段によって隔離された各超音波振動子セルのメンブレンの外形形状が円形または多角形であることを特徴とする。

【0025】

前記超音波振動子において、前記支持部によって前記メンブレンを支持する形状が、前記外形形状と相似形であることを特徴とする。

前記超音波振動子において、前記メンブレンのうち前記節の位置より外側部分に負荷手段を備えていることを特徴とする。

【0026】

前記超音波振動子において、前記超音波振動子において、前記超音波を送受信する側の表面がナノコーティング膜で被覆されていることを特徴とする。

前記超音波振動子は体腔内超音波診断装置に搭載されることを特徴とする。

【0027】

前記体腔内超音波診断装置は、超音波内視鏡であることを特徴とする。

前記体腔内超音波診断装置において、前記超音波振動子が、内視鏡の糸孔に挿入する超音波プローブとして用いられることを特徴とする。

【0028】

前記体腔内超音波診断装置において、前記超音波振動子が、血管内超音波プローブとして用いられることを特徴とする。

10

20

30

40

50

前記体腔内超音波診断装置において、前記超音波振動子が、超音波カプセル内視鏡として用いられることを特徴とする。

【0029】

また、本発明にかかる、第1の電極が形成される基板と、前記基板から離間した位置に設けられ第2の電極が形成されるメンブレンとから成るセルを複数備え、前記第1及び第2の電極間に電圧が印加されることにより、前記メンブレンが振動して超音波を発生させる、マイクロマシンプロセスを用いる超音波振動子の製造方法は、前記メンブレンを自由振動させたときに得られる基本振動の節に沿って、前記メンブレンを支持する支持部を設けることを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0030】

本発明を用いることにより、各セルのメンブレンは、隣接するセルのメンブレンから独立しているので、面方向への振動の散逸を防止することができる。

また、本来振動しないメンブレンの節の部分でメンブレンを支持するので、メンブレンの振動が支持部を介して漏洩することがなくなる（すなわち、メンブレンの振動ロスがなくなる）ために、メンブレンの高振動効率（Hig h Q）が得られることとなる。その結果、超音波送信効率が向上する。

【0031】

また、メンブレンの振動が支持部を介して漏洩する事がないので、従来生じていた、支持部を通して漏れた振動は縦波となって、シリコン基板の裏面で反射し、その反射波が隣接セルの支持部を通って隣接セルのメンブレン振動に変換されるというクロストーク現象を改善することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

本発明にかかるMUTは、半導体基板上に形成したものである。本発明において、印加電圧信号を入印するための下部電極と、接地電極となる上部電極を含むメンブレンとをキヤビティを隔てて対向させた単位をMUT振動子セルとする。このMUT振動子セルを多数配列して駆動制御信号を入出力するための最小単位とした配列群をMUT振動子エレメントという。このMUT振動子エレメントが多数配列されたものをアレイ型振動子という。

30

【0033】

このMUT振動子セルを構成するメンブレンは、隣接するMUT振動子セル間で全周囲に亘って不連続（各セルのメンブレンが分断され、隣接セルのメンブレンから独立している）となっている。さらに、メンブレンを支持するメンブレン支持部の支持位置を、メンブレンが自由振動したときの節となる位置に沿って設けている。

【0034】

図1は、本発明にかかるMUTセルの概念図を示す。図1(a)は断面図、図1(b)は斜視図を示す。MUTセル1は、同図において、メンブレン3と、メンブレン支持部2とから構成される。

【0035】

40

メンブレン3の直径8（振動子最大長）の長さをL₁、メンブレン支持部間の距離（節円径寸法8）をL₂で表す。また、メンブレン3の周縁部は、メンブレン3からメンブレン支持部間（節円径寸法8）により特定される円を除いたドーナツ状の領域を示す（以下、メンブレン節点外側部7という）。

【0036】

メンブレン支持部2は、メンブレン3の直径より小さい同心円状（節円径寸法8を直径とする円）で支持している。この支持位置は、メンブレン3の屈曲振動を拘束せずに、メンブレン3のみで基本振動させた場合（すなわち、メンブレンの端部を固定せずに振動（自由振動）させた場合）、メンブレン3は密波発生最大屈曲変位5及び疎波発生最大屈曲変位6で示すような屈曲振動を行い、振動しない節4が生じる。

50

【 0 0 3 7 】

この節 4 は、メンブレン 3 の基本振動により変位しない部分である。この節 4 の生じる位置に沿ってメンブレン支持部 2 を設ける。メンブレン 3 の円の半径を a で表すと、このメンブレン支持部 2 は、基本振動の場合、メンブレン 3 の円の中心から $0 . 6 7 8 a$ の位置に沿って設ける（非特許文献 1）。

【 0 0 3 8 】

非特許文献 1 によれば、円形の板の縁が自由な状態にあるものは、振動にあたって同心円形の節線と等間隔に配置する直径節線を生ずる。特に、対称形姿態の場合は P O I S S O N が 1829 年に解いており、その最低次振動は $0 . 6 7 8 a$ (a : 円板の半径) の所に節線を生じ、次の姿態は $0 . 3 9 2 a$ と $0 . 8 4 2 a$ の所に節線を生じる。

10

【 0 0 3 9 】

このように、各セルのメンブレンが隣接するセルのメンブレンと繋がっていないため、面方向（隣接するメンブレン方向）への振動の散逸が解消される。かつ、基本振動による変位が生じない節 4 の位置でメンブレンを支持しているため、その振動が半導体基板に縦波として漏洩することを防止できる。

【 0 0 4 0 】

本発明にかかる実施形態について、以下に説明する。

< 第 1 の実施形態 >

図 2 は、本実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。静電容量型超音波振動子 11 は、表面酸化したシリコン (Si) 基板 12、メンブレン支持部 13、下部電極 14、上部電極 15、メンブレン 16、キャビティ（空隙部）17、接地線配線 18、信号線配線孔 19、信号線基板貫通配線 20、信号線電極パッド 21、接地電極パッド 22 から構成されている。

20

【 0 0 4 1 】

本実施形態において、各静電容量型超音波振動子セルは、破線 25 で囲まれた単位から構成される。静電容量型超音波振動子 11 は複数の静電容量型超音波振動子セル 25 から構成されている。

【 0 0 4 2 】

メンブレン 16 は、図 1 で説明したように、節 4 の生じる位置をメンブレン支持部 13 で固定されている。支持位置は、メンブレン 16 の半径を a (a : 任意の数値) とした場合、メンブレン 16 の円の中心から $0 . 6 7 8 a$ の位置に設けている。メンブレン 16 の上表面には、上部電極 15 が配設されている。メンブレン支持部 13 は、シリコン基板 12 の上表面に設けられている。

30

【 0 0 4 3 】

メンブレン支持部 13 間における表面酸化したシリコン基板 12 の表面には下部電極 14 が配設されている。シリコン基板 12 には、信号線配線孔 19 が設けられ、その中に内壁面が絶縁処理された信号線基板貫通配線 20 が設けられている。信号線基板貫通配線 20 と下部電極 14 とは電気的に導通している。信号線基板貫通配線 20 の他端は、シリコン基板 12 の下面に設けられた信号線電極パッド 21 と導通している。これにより、信号線電極パッド 21 は、下部電極 14 についての半導体基板 12 の下面側の端子となる。

40

【 0 0 4 4 】

接地電極パッド 22 は、上部電極 15 を GND に接続するための電極パッドであって、上部電極 15 をシリコン基板 16 の底面に電気的に導通させるためのものである。キャビティ（空隙部）17 は、メンブレン 16（メンブレン支持部 13 を含む）とシリコン基板 12（下部電極 14）とで囲まれた空間のことをいう。

【 0 0 4 5 】

拡散層（オーミックコンタクト）26 を設けることにより、オーミックコンタクト 26 と接地電極パッド 22 との間の「接触抵抗」が限りなく小さくすることができる。これにより、接地電極パッド 22 は、上部電極 15 についての半導体基板 12 の下面側の端子となる。

50

【0046】

また、隣接するセル25のメンブレン16間では、メンブレン同士は接触しておらず、隙間（ギャップ）23が設けられている。また、隣接セル間の隙間23の下方には、メンブレン支持部13とメンブレンのつば部分（メンブレン節点外側部7）とで囲まれた空間（隣接セル間空隙部24）がある。

【0047】

静電容量型超音波振動子1の動作について説明すると、上部電極15と下部電極14の一对の電極に電圧をかけることで電極間が引っ張りあい、電圧を0にすると元に戻る。この振動動作によってメンブレン16が振動した結果、超音波が発生し、上部電極15の上方向に超音波が照射される。

10

【0048】

本実施形態によれば、各セルのメンブレンが隣接するセルのメンブレンと繋がっていないため、面方向（隣接するメンブレン方向）への振動の散逸が解消される。かつ、基本振動による変位が生じない節4の位置でメンブレンを支持しているため、その振動が半導体基板に縦波として漏洩することを防止できる。

【0049】

<第2の実施形態>

第1の実施形態では、隣接するメンブレンは結合しておらず、隙間が設けられていたが、本実施形態では、その隙間の代わりに、複数の溝を設けた静電容量型超音波振動子について説明する。なお、本実施形態における静電容量型超音波振動子において、第1の実施形態と同様の部分については、同一の符号を用いて、その説明を省略する。

20

【0050】

図3は、本実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。図3において、図2と異なる部分は、各セルのメンブレン間に隙間が設けられておらず、一続きのメンブレン16で構成され、図2の隙間に相当する部分に複数の溝（溝列30）が設けられていることである。なお、図3では、接地線配線18、信号線配線孔19、信号線基板貫通配線20、信号線電極パッド21、接地電極パッド22は省略している。

【0051】

第1の実施形態と同様に、本実施形態においても、メンブレン16は、メンブレン16の半径をaとした場合、メンブレン16の円の中心から0.678aの位置で支持されている。但し、溝の数、深さに対応して、節の位置が移動する場合もあり、この時は、実験的に節の位置を決定する必要がある。

30

【0052】

図4は、図3の静電容量型超音波振動子11の上面図を示す。静電容量型超音波振動子11は、溝列30が円状（輪帯溝群）に設けられることにより特定されるメンブレン16が複数配列している。

【0053】

符号31で示す部分は、隣接するセルと最も接近している部分の溝列（以下、隣接セル最近節部溝列部31という）である。符号32で示す部分は、隣接3つのセル間に挟まれた領域である。図5で説明するように、この領域は、メンブレンの厚さが不連続に変化した部分であるため、音響インピーダンスが不連続となる。以下、この領域を隣接セル間音響インピーダンス不連続領域32という。

40

【0054】

なお、点線で示した円形34は、メンブレン支持部13に支持されている部分に相当する部分であり、説明の都合上表示しているが、本来はメンブレンの下面に設けられており上面方向からは見ることができない。

【0055】

図5は、図4のAa-Ab部分の断面図である。メンブレン16の下面において、隣接するセル間の間に生じた空隙部を隣接セル間音響インピーダンス不連続領域下空隙部41という。メンブレン16において、この部分41に対応する部分である隣接セル最近節部

50

溝列部 3 1 は、平坦な面と複数の溝列部 3 0 との組み合わせにより構成されているので、メンブレンの厚さが不連続に変化している。そのため、この部分に相当するメンブレン 1 6 は、音響インピーダンスが不連続となる。

【 0 0 5 6 】

図 6 は、図 4 の B a - B b 部分の断面図である。図 6 において、隣接する溝列 3 0 と溝列 3 0 の間に、隣接セル間音響インピーダンス不連続領域 3 2 がある。両端の溝列部 3 0 により挟まれた部分は、メンブレンの厚みが他の部分より薄くなっている（薄層部 3 3）。

【 0 0 5 7 】

また、シリコン基板 1 2 において、薄層部 3 3 の位置に相当する部分には貫通孔 4 2 が設けられている。貫通孔 4 2 は、空気の流通のために設けている。この貫通孔 4 2 が無いと、隣接セル間音響インピーダンス不連続領域下空隙部 4 1 が密閉構造となり、ダンピング効果を持ち、共振先鋒度 Q を低下させる。

【 0 0 5 8 】

また隣接セル間音響インピーダンス不連続領域下空隙部 4 1 は、メンブレン 1 6 の振動と同期して薄層部 3 3 が振動するので、隣接セル間音響インピーダンス不連続領域下空隙部 4 1 が密閉構造だと、薄層部 3 3 の振動に対するダンピングが起こる。このダンピングはメンブレンの振動効率を低下させる原因となる。

【 0 0 5 9 】

そこで、メンブレン振動の効率を上げ、超音波送信効率を上げるために、貫通孔 4 2 を通して隣接セル間音響インピーダンス不連続領域下空隙部 4 1 内の気体の流通を図ることによって、隣接セル間音響インピーダンス不連続領域下空隙部 4 1 が密閉構造になることを防ぎ、メンブレン 1 6 の高効率振動を促す。

【 0 0 6 0 】

図 7 は、図 4 の変形例を示す。図 7 は、図 4 の溝列部 3 0 により形成される上面から見た形状を、円形状から六角形状に変更し、その頂点部分にメンブレン膜の途中まで孔の開いた孔 4 3 を設けた構造を示す。この孔 4 3 は、メンブレン 1 6 の厚さの途中まで開口した孔である。孔 4 3 は、応力が集中するのを緩和するために設けられている。なお、溝の形状は、六角形状に限定されず、その他の多角形であってもよい。

【 0 0 6 1 】

本実施形態によれば、音響的隔離手段として、超音波振動子セル間に輪帶溝群を設けることにより、メンブレンに励起された屈曲（板波）がそのセル内に閉じ込められ、隣接するセルのメンブレンに伝播しにくくなるため、面方向への振動の散逸を抑制することができる。また、メンブレン間に隙間がないため、超音波送受面側からの液体の侵入により発生する超音波出力のバラツキを抑制することができる。

【 0 0 6 2 】

< 第 3 の実施形態 >

図 8 は、本実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。図 8 は、図 2 の静電容量型超音波振動子のメンブレン 1 6 及び上部電極 1 5 の上面を保護膜 5 0 でコーティングしたものである。

【 0 0 6 3 】

保護膜 5 0 として、例えば、パリレン、ポリイミド、テフロン（登録商標）、またはサイトップ等を用いることができる。

この保護膜は、ナノメートルサイズの粒子から構成された膜（ナノコーティング膜）であってもよい。例えば、保護膜（N A N O - X 社製、製品名：x - p r o t e c t D S 3 0 1 0 ）の成分はシリコン（S i）、ジルコニア（Z r）、チタン（T i）の無機成分、酸素（O）、及び、その他の有機成分（高分子化合物）から構成され、網目構造となっている。この構造は、シリコン（S i）、ジルコニア（Z r）、チタン（T i）等の金属アルコキシド化合物を加水分解することで得られる。そして、無機成分の網目構造に絡む様に、基材の有機成分が存在している。この構造は膜全体に網目状に形成されてい

10

20

30

40

50

るが、無機成分の網目構造に、有機成分が絡まない領域も製法上出来る。絡んでいないので、網目構造から遊離したナノ粒子として存在することになる。従って、ナノ粒子（これも網目構造をもっている）になるか、膜全体に広がる有機成分が絡んだ網目状構造になるかは、例えば、加熱条件の違いや、加水分解のしかた、PH調整、等の製造条件を振り分けることにより、ナノコーティング膜の構造を制御することができる。なお、ナノメータサイズの無機化合物成分は、シリコン、チタン、ジルコニウムのいずれか1つ、または複数の成分であってもよい。また、シリコンの酸化物、チタンの酸化物、ジルコニウムの酸化物のいずれか1つ、または複数の成分であってもよい。これらの無機化合物を成分とする保護膜は、耐蝕性、耐湿性を有している。

【0064】

10

本実施形態によれば、メンブレン間に隙間を保護膜50で覆っているため、液体の侵入を抑制することができる。また、本実施形態は、第1～第2の実施形態のいずれとも組み合わせて利用することができる。

【0065】

<第4の実施形態>

図9は、本実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。図2と異なる部分は、図9では、表面絶縁化処理したシリコン基板(SiO₂/Si)12の上面に下部電極14を形成し、その上に絶縁膜61を形成している。また、隣接セル間空隙部24と隙間23は、充填材60により充填されて、静電容量型超音波振動子11のメンブレン全体が平坦になっている。

20

【0066】

絶縁膜61は、例えば、SrTiO₃、チタン酸バリウムBaTiO₃、チタン酸バリウム・ストロンチウム、五酸化タンタル、酸化ニオブ安定化五酸化タンタル、酸化アルミニウム、または酸化チタンTiO₂等の高誘電率を有する材料を用いることができる。

【0067】

充填材60は、メンブレン16の振動のS/N比を向上させるために、振動の損失を少なくするために柔軟であって、かつ、メンブレン材料の音響インピーダンスと大きな差異のある材料を用いる。充填材60には、例えば、発砲樹脂を用いることができる。発砲樹脂は、メンブレン材料に対して大きな音響インピーダンスの差があるものがよい。

【0068】

30

発砲樹脂は、例えば、SiO₂やSiOF膜をポーラス化したもの用いることができる、Low-k(低誘電率層間絶縁膜)塗布膜材料で使用されている。また、発砲樹脂として有機膜を用いる場合、ポリイミド、パリレン、テフロン系のプラズマCVD膜を用いることができる。なお、弾性率は1/10以下になる。

【0069】

また、充填材60には、ポーラスシリコンを用いてもよい。ポーラスシリコンは、シリコンの板厚方向にナノスケールの径の微細管が無数に形成されているものである。この微細管内は空気等の気体であるため、音響インピーダンスは非常に小さい。

【0070】

図10は、図9の変形例である。図10では、隣接セル間空隙部24のみを充填材60で充填し、隙間23は充填していない。これにより、メンブレン16を拘束しないため、超音波送受の感度を向上させることができる。

40

【0071】

なお、隙間23の充填材料60の音響インピーダンスは、メンブレン16の音響インピーダンスの20%以下であるのが好ましく、より好ましくは10%以下である。10%を超えるとメンブレンの振動効率が3dB低下し、画像の感度(輝度)に影響を与えると同時に、クロストークを3dB増加させ、画像コントラストに影響するからである。

【0072】

本実施形態によれば、超音波振動子セル間におけるメンブレン端部周辺の空隙部を充填材により充填することにより、液体の侵入による発生する超音波出力のバラツキを抑制す

50

ることができる。また、本実施形態は、第1～第3の実施形態のいずれとも組み合わせて利用することができる。

【0073】

<第5の実施形態>

本実施形態では、超音波振動子セルの集積密度を向上させたMUTについて説明する。

図11は、本実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。図11は、図2のメンブレン16の周縁部（メンブレン節点外側部7）に質量負荷部70を設けたものである。メンブレン節点外側部7に質量負荷部70を配設しているので、節点は質量負荷部70側へ移動する。その結果、メンブレン節点外側部7の幅は小さくなり、節円径寸法8は大きくなる。10

【0074】

図12は、図11の変形例である。図12は、図3のメンブレン節点外側部7に質量負荷部70を設けたものである。

本実施形態によれば、メンブレン節点外側部7に質量負荷部70を配設しているので、節点は質量負荷部70側へ移動するため、メンブレン節点外側部7の幅は小さくなり、節円径寸法8は大きくなる。その結果、メンブレン節点外側部7の面積（ドーナツ形状）に対するその内側部分（節円径寸法8で表される円）の面積の面積比が大きくなる。

【0075】

したがって、節円径寸法8で表される円面積が大きくなるため、発生音圧に直接関係する静電容量を増加させることができるとなる。また、メンブレン節点外側部7の面積が減る分、隣接する超音波振動子セル間の間隔を狭めることができ、超音波振動子セルの集積密度を向上させることができるとなる。このことは、超音波画像において感度向上やサイドロープ低減によるS/N向上につながる。また、本実施形態は、第1～第4の実施形態のいずれとも組み合わせて利用することができる。20

【0076】

<第6の実施形態>

本実施形態では、振動時のメンブレンの形状がなるべく平面に近い状態を維持させるため、下部電極の形状を変形させた超音波振動子について説明する。

【0077】

図13は、本実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。図13では、シリコン基板（SiO₂/Si）の上面に下部電極80を形成し、その上に絶縁膜61を形成している。30

【0078】

図14(a)は、本実施形態における下部電極80の上面図を示す。下部電極80を上面からみると、ドーナツ状形で形成されており、その四方には、隣接する電極と接続するための配線部81が設けられている。

【0079】

図14(b)の符号82は、下部電極80に電圧を印加させた場合に振動する上部電極15の変位の様子を示す。上部電極及び下部電極のうち少なくとも一方の電極をドーナツ状にすればよいので、下部電極はドーナツ状、上部電極15は円状のものを用いている。なお、GND側の上部電極は外来ノイズを低減させる効果もあるので、Signal側の下部電極をドーナツ電極とするのが好ましい。40

【0080】

図14(b)で示すように、下部電極80の電極のない中央部分と、それに対応する上部電極15の中央部分との間には、静電力が働くないので、その部分の上部電極15は変形せずに、略平面を保持することができる。

【0081】

本実施形態をより明確に説明するために、参考として従来の下部電極を図15に示す。従来の下部電極90を上面からみると、円形で形成されており、その四方には、隣接する電極と接続するための配線部91が設けられている（図15(a)）。このように従来の50

下部電極 90 は、全面電極となっている。

【0082】

図15(b)で示すように、下部電極14に電圧を印加すれば、上部電極15の中央部分にも静電力が働くため、上部電極15の中央部分は平面を保持することができず、符号92で示すように非線形状に変位する。このように、非線形となる振動は、ハーモニックイメージング等の非線形特性を利用する場合に悪影響を与える。

【0083】

本実施形態は、第1～第5の実施形態のいずれとも組み合わせて利用することができる。

本実施形態によれば、下部電極のない部分に対応する上部電極の中央部分は略平面を保持してほとんど変形しないため、印加電圧を大きくすることができ、発生力を大きくとることができる。

【0084】

<第7の実施形態>

本実施形態では、マイクロマシンプロセスを用いたMUTの製造方法について説明する。支持部をメンブレン周縁部より内側に配置し、かつ支持部内部の気密性を保ち、メンブレンの変位量を稼ぐ構成のcMUT作製は、大別すると、接合法(バルクマシニング法)とサーフェスマイクロマシニング法の2種類の製法がある。本実施形態では、そのうちの接合法(バルクマシニング法)を用いたcMUTの製造工程について説明する。

【0085】

図16及び図17では、本実施形態における静電容量型超音波振動子の製造工程について説明する。

まず、N型シリコン基板101(厚さ約100～500μm)の表面を酸化膜(SiO₂)102で、マスクする。マスク形成は、Wet酸化法により、厚さ約3000～4000の酸化膜を形成する。そして、フォトリソグラフィー工程で下部電極スルーホール電極部104を形成するためのパターンニングを行い、エッチャリング工程でパターンニングした酸化膜を除去する。

【0086】

次に、ICP-RIE(Inductively Coupled Plasma Reactive Ion Etching: 誘導結合型プラズマ反応性イオンエッチャリング)を行うことにより、上記でマスクされていない部分に孔103が開く。

【0087】

次に、酸化膜を形成したシリコン基板101の上面、下面、及び孔103の内壁表面に電極膜(Pt/Ti)を形成する。その電極膜をパターンニング工程及びエッチャリング工程を経て、下部電極105及び配線用電極106、電極パッド107を形成する(ステップ1工程。以下、ステップを「S」と称する。)。なお、電極の材質はPt/Tiに限定されず、Au/Cr、Mo、W、リン青銅、Alなどでもよい。このS1工程で作製した構造体をウェハーAと称する。

【0088】

次に、別のSi基板111を用意し、その一方の面を酸化して、酸化膜SiO₂(112)を形成する。ICP-RIEにより、テーパー形状となるように酸化膜112の一部をエッチャリング(例えば、CVD法によるエッチャリング)する(S2)。このエッチャリングにより形成された部分を凹部113という。

【0089】

次に、メンブレン支持部114を形成する。S2と同様に、ICP-RIEによりメンブレン支持部となる部分以外の酸化膜112をエッチャリングする(S3)。このとき、メンブレンとなる厚み分の酸化膜112は残すようにエッチャリングする。また、2つの凹部113で挟まれた酸化膜112部分が後にメンブレンとなる部分であるから、メンブレン支持部114は、メンブレンの円の中心から0.678a(a:メンブレンの半径)の位置に沿って形成されるようにパターンニングしてエッチャリングするようとする。

10

20

30

40

50

【0090】

次に、酸化膜表面に電極膜115を形成する(S4)。その後、パターンニングを行つて符号116で示す部分以外の電極膜をエッティングして除去する(S5)。これにより配線用電極117が形成される。このS4工程で生成した構造体をウェハーBと称する。

【0091】

次に、ウェハーAとウェハーBを接合させる(S6)。その後、シリコン基板111をエッティングして除去し、酸化膜112(SiO_2)を露出させる(S7)。ここでエッティングは、例えば、TMAH(TetraMethylAmmonium hydroxide)等を用いて行うことができる。

【0092】

次に、その露出した酸化膜112の上に電極膜118を形成し、その上に保護膜(SiN)119を形成する(S8)。

このようにして、メンブレンを自由振動させたときに生じる節の位置にメンブレン支持部を設けた超音波振動子を製造することができる。なお、本実施形態では、一例として第1の実施形態のMUTの製造方法について説明したが、その他の実施形態のMUTも同様にマイクロマシンプロセスを用いて製造することができる。

【0093】

なお、本発明は、以上に述べた実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内で種々の構成または形状を取ることができる。第1～第7の実施形態は、相互に組み合わせることが可能である。

【0094】

また、本発明にかかる超音波振動子は、超音波内視鏡、ミニチュア超音波プローブ、血管内超音波プローブ、または超音波カプセル内視鏡として、体腔内超音波診断装置に搭載することができる。

【0095】

本発明によれば、各セルのメンブレンは、隣接するセルのメンブレンから独立しているので、面方向への振動の散逸を防止することができる。

また、本発明によれば、本来振動しないメンブレンの節の部分でメンブレンを支持するので、メンブレンの振動が支持部を介して漏洩する事がなくなる(すなわち、メンブレンの振動ロスがなくなる)ために、メンブレンの高振動効率(High Q)が得られることとなる。その結果、超音波送信効率が向上する。

【0096】

また、本発明によれば、メンブレンの振動が支持部を介して漏洩する事がないので、従来生じていた、支持部を通して漏れた振動は縦波となって、シリコン基板の裏面で反射し、その反射波が隣接セルの支持部を通って隣接セルのメンブレン振動に変換されるというクロストーク現象を改善することができる。

【図面の簡単な説明】

【0097】

【図1】本発明にかかるMUTセルの概念図を示す。

【図2】第1の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。

【図3】第2の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。

【図4】図3の静電容量型超音波振動子11の上面図を示す。

【図5】図4のAa-Ab部分の断面図である。

【図6】図4のBa-Bb部分の断面図である。

【図7】第2の実施形態における静電容量型超音波振動子の上面図(変形例)を示す。

【図8】第3の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。

【図9】第4の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。

【図10】第4の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図(変形例)である。

【図11】第5の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。

【図12】第5の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図(変形例)である。

10

20

30

40

50

【図13】第6の実施形態における静電容量型超音波振動子の断面図を示す。

【図14】第6の実施形態における下部電極を説明するための図である。

【図15】従来における下部電極を説明するための図である。

【図16】第7の実施形態における静電容量型超音波振動子の製造工程（その1）を示す。

【図17】第7の実施形態における静電容量型超音波振動子の製造工程（その2）を示す。

【図18】従来のcMUTアレイの断面図（a）及びcMUTセル（b）を示す。

【図19】従来におけるMUTのメンブレンの屈曲振動を示す。

【符号の説明】

10

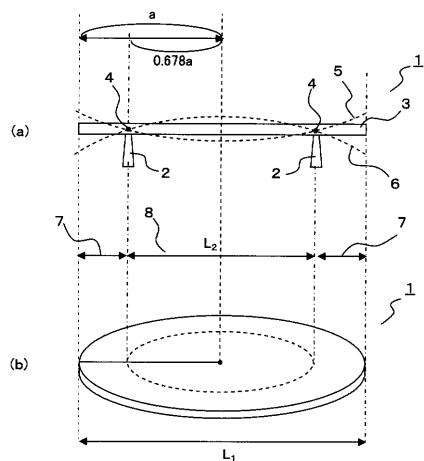
【0098】

1	MUTセル
2	メンブレン支持部
3	メンブレン
4	節
1 1	静電容量型超音波振動子
1 2	シリコン基板
1 3	メンブレン支持部
1 4	下部電極
1 5	上部電極
1 6	メンブレン
1 7	キャビティ
1 8	接地線配線
1 9	信号線配線孔
2 0	信号線基板貫通配線
2 1	信号線電極パッド
2 2	接地電極パッド
3 0	溝列
5 0	保護膜
6 0	充填材
6 1	絶縁膜
7 0	質量負荷部

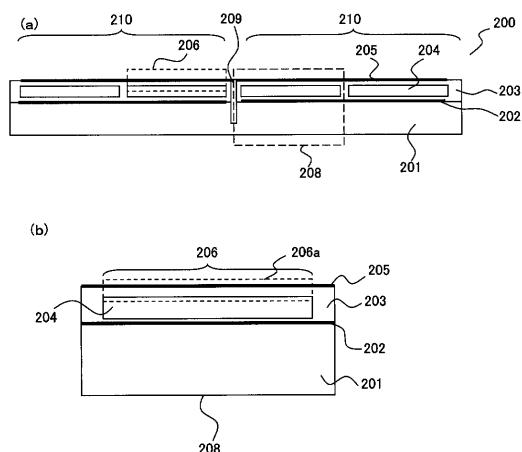
20

30

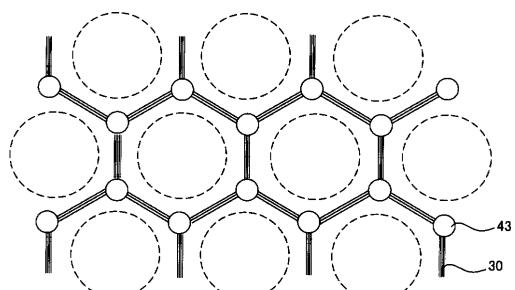
【図1】



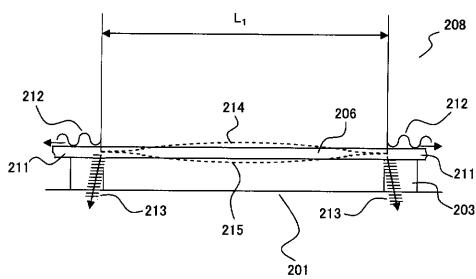
【図18】



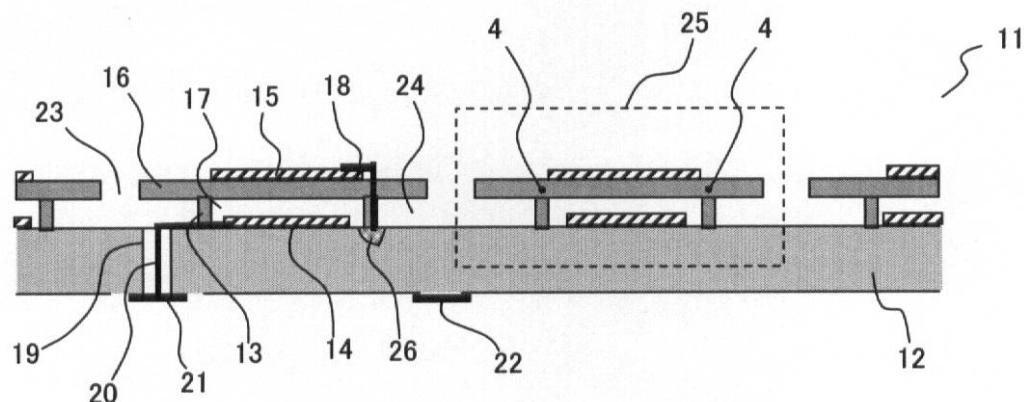
【図7】



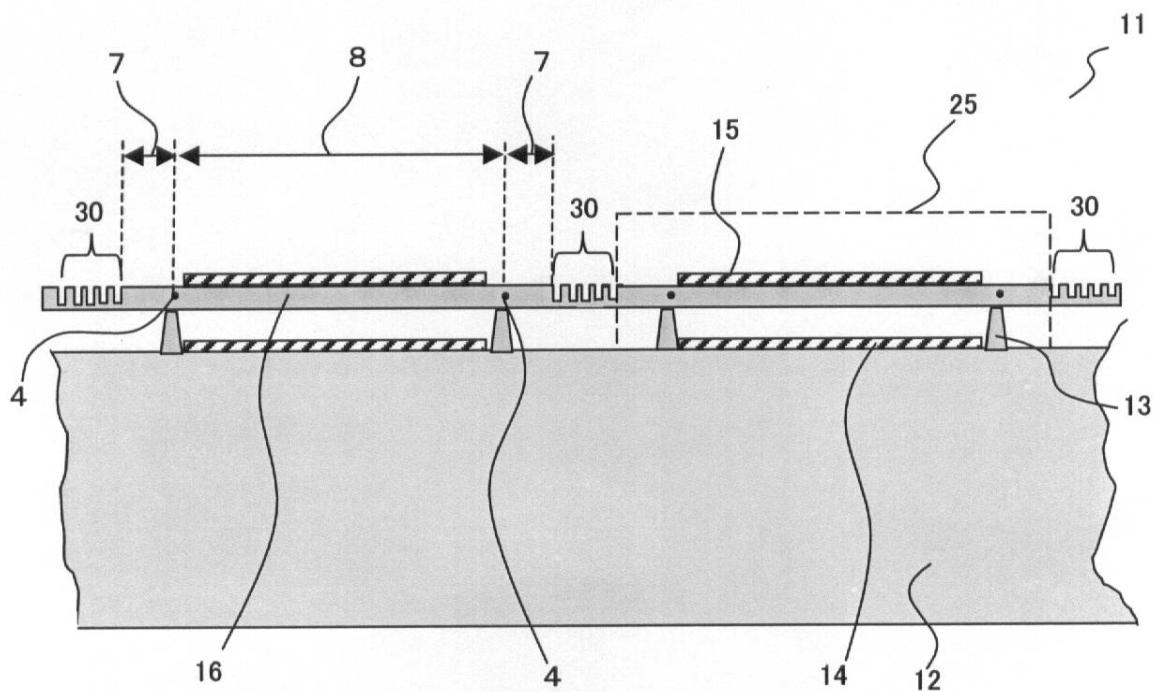
【図19】



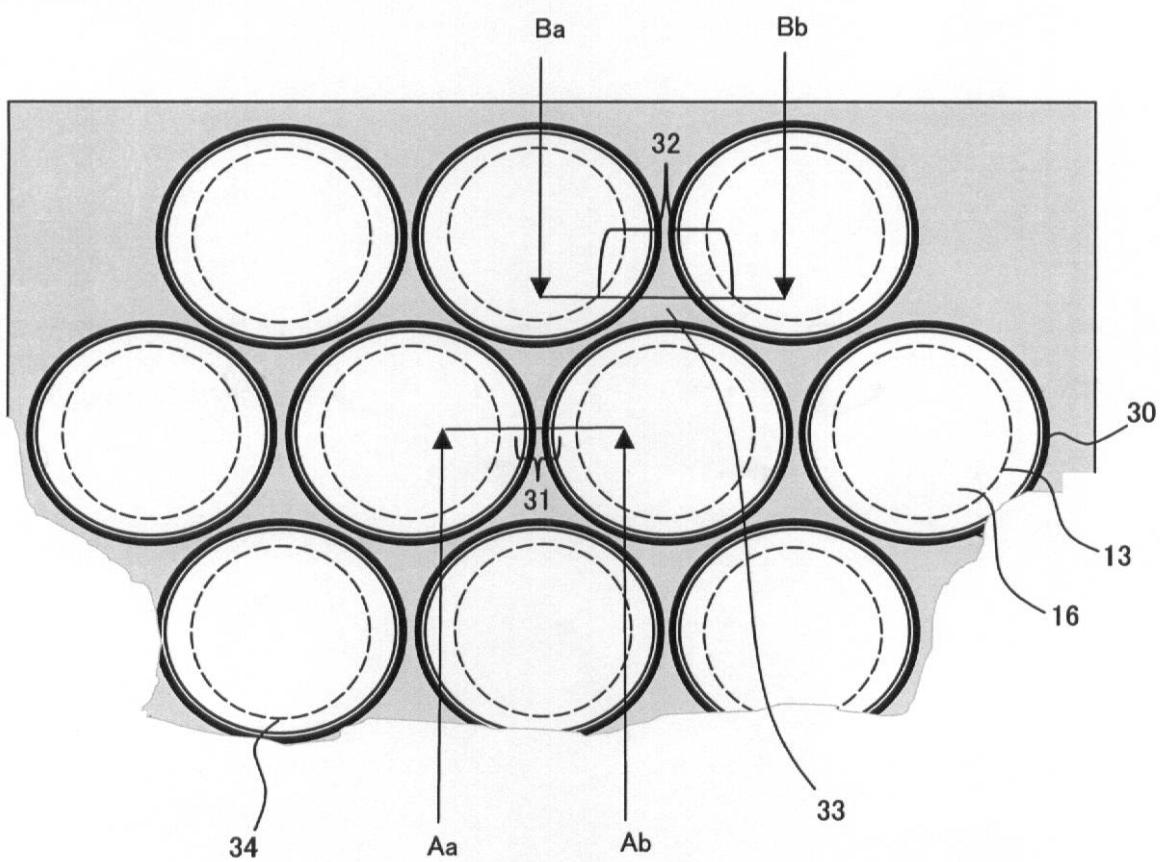
【図2】



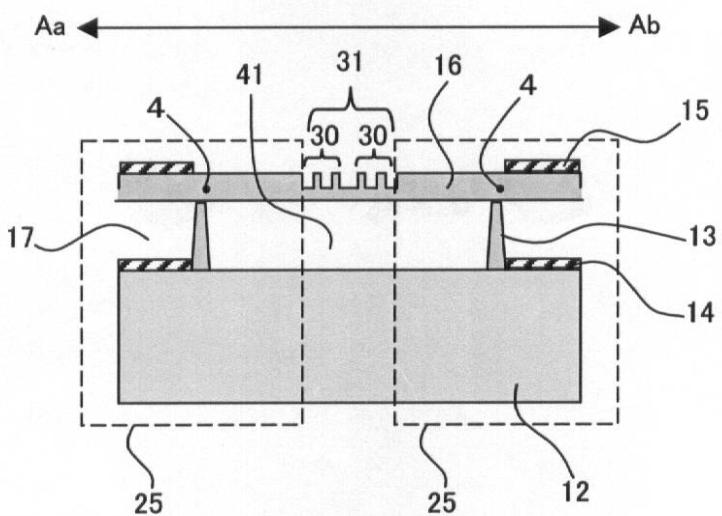
【図3】



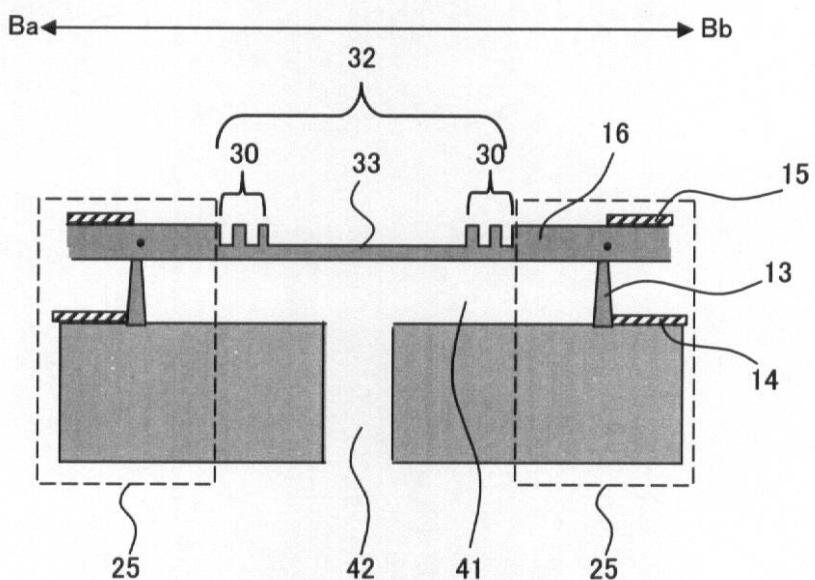
【図4】



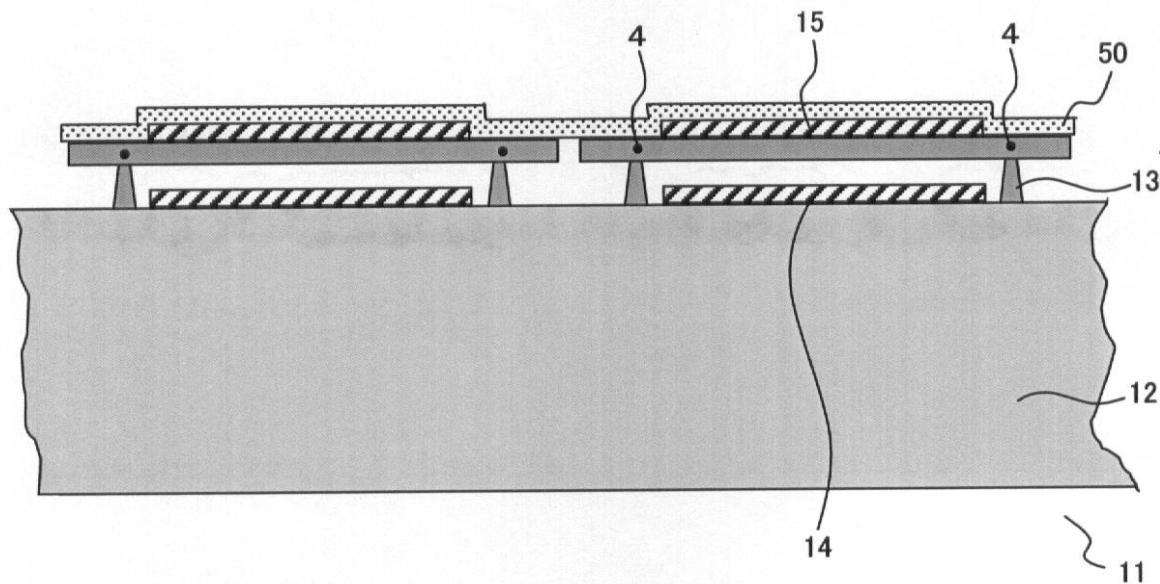
【図5】



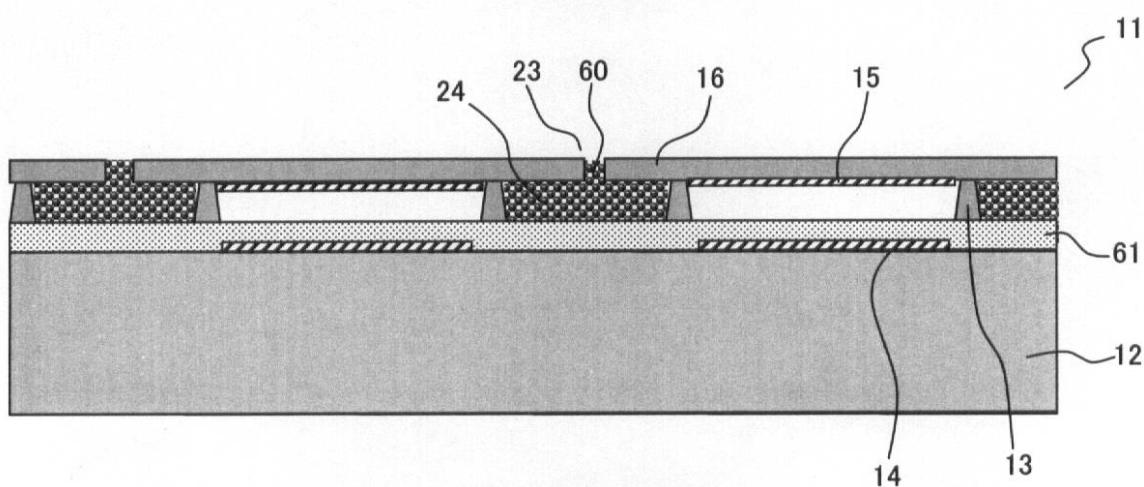
【図6】



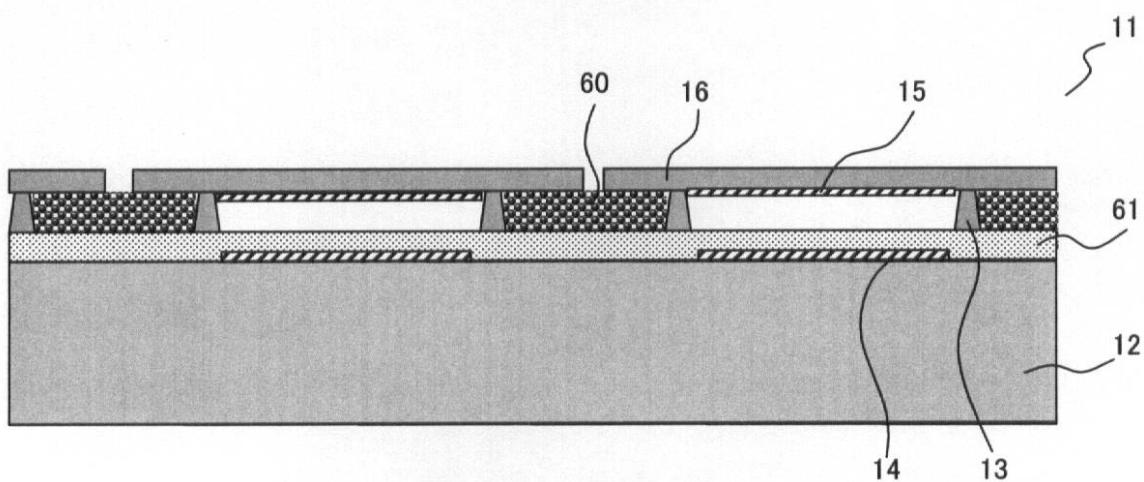
【図8】



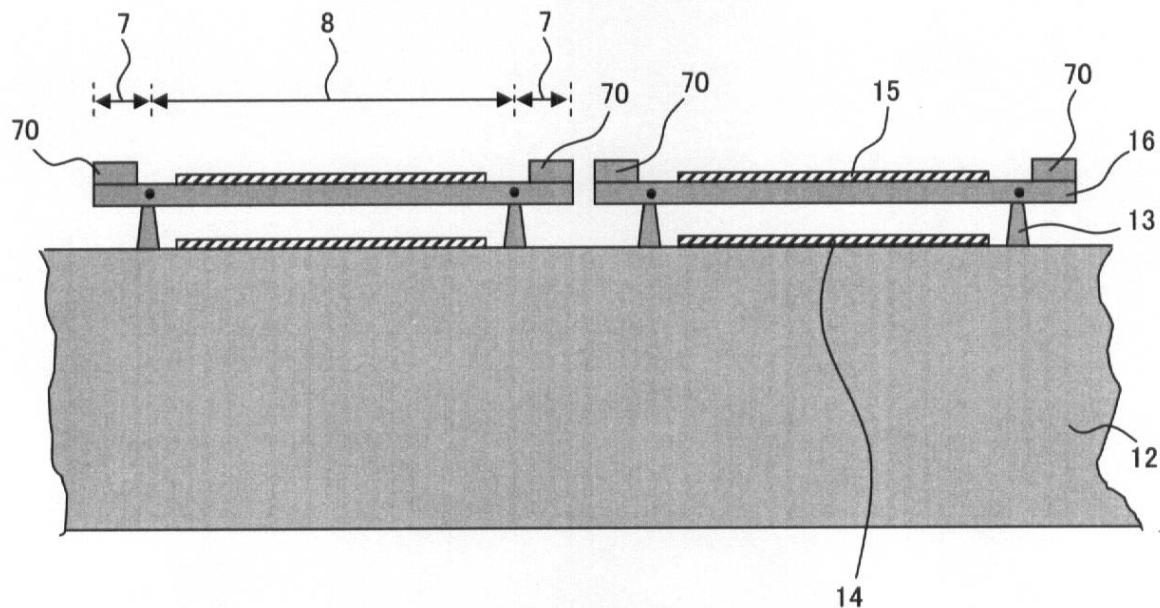
【図9】



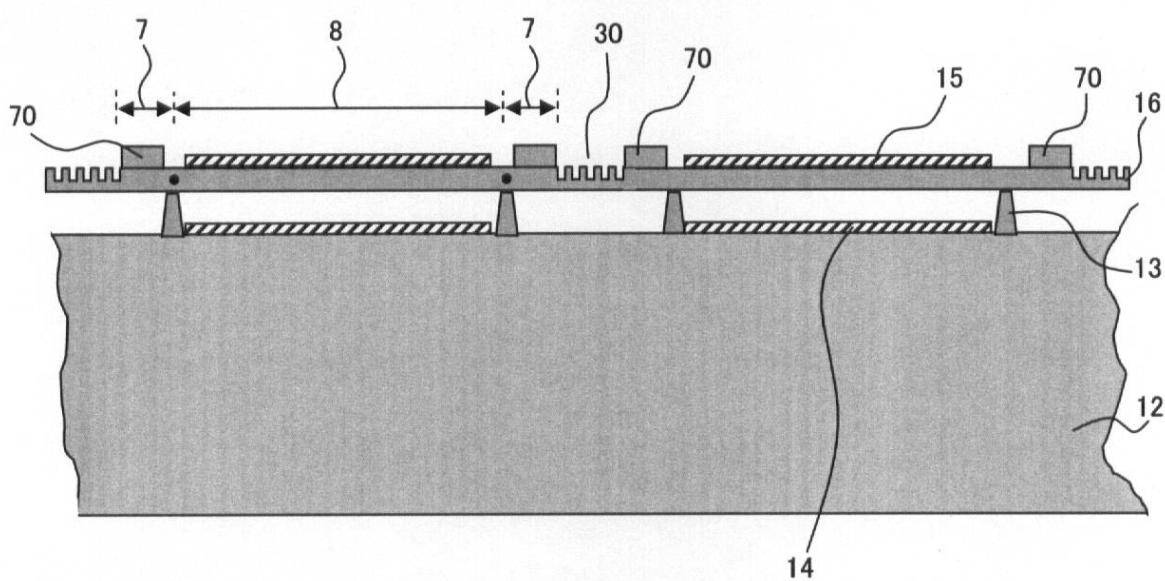
【図10】



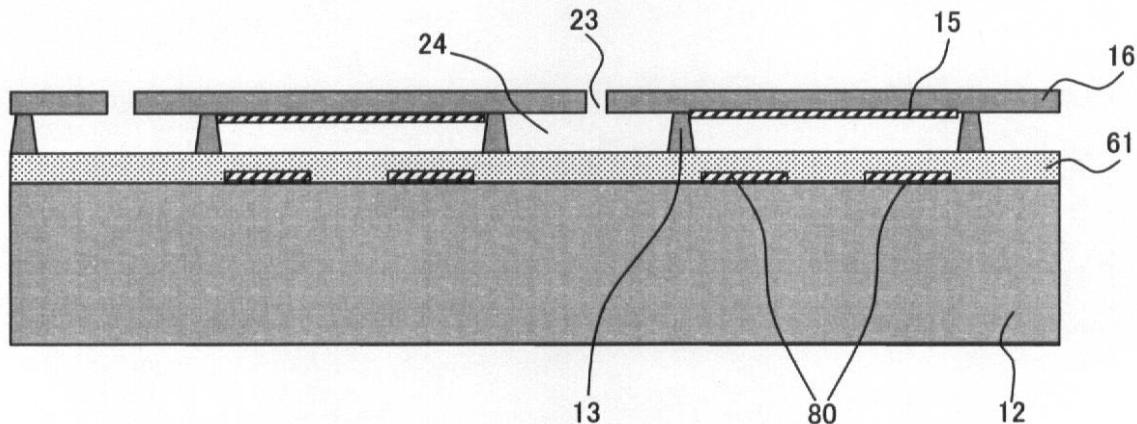
【図11】



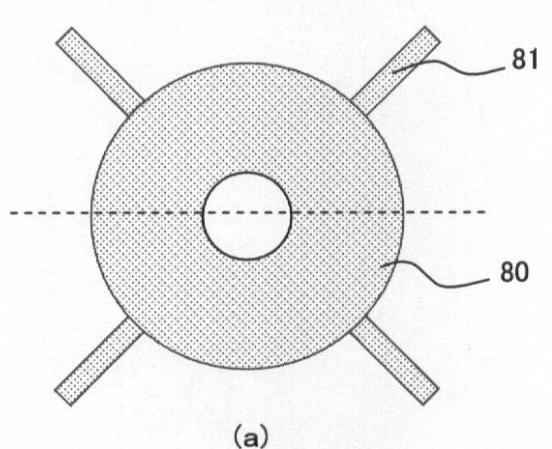
【図12】



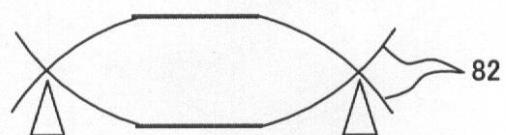
【図13】



【図14】

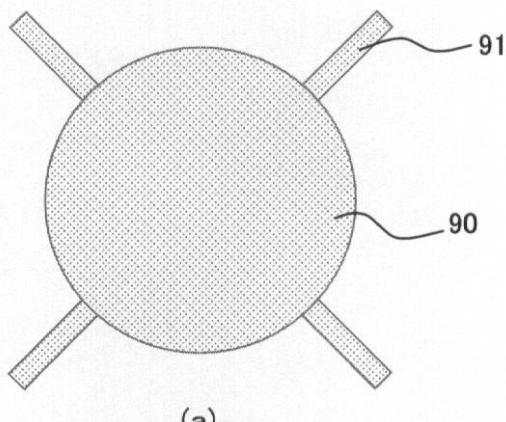


(a)

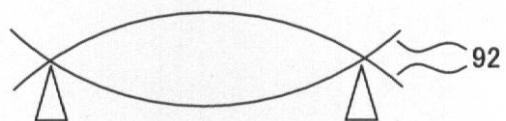


(b)

【図15】

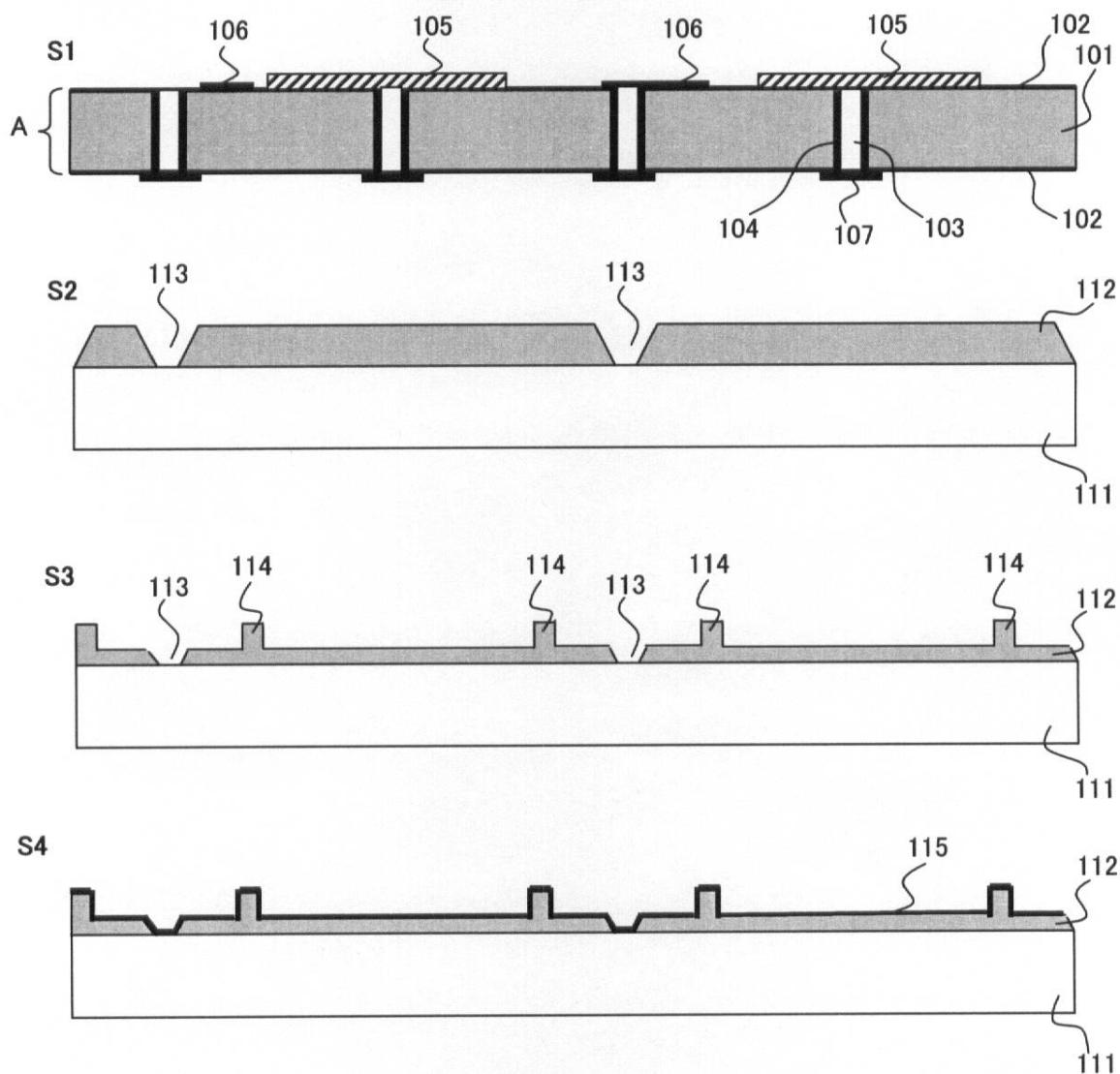


(a)

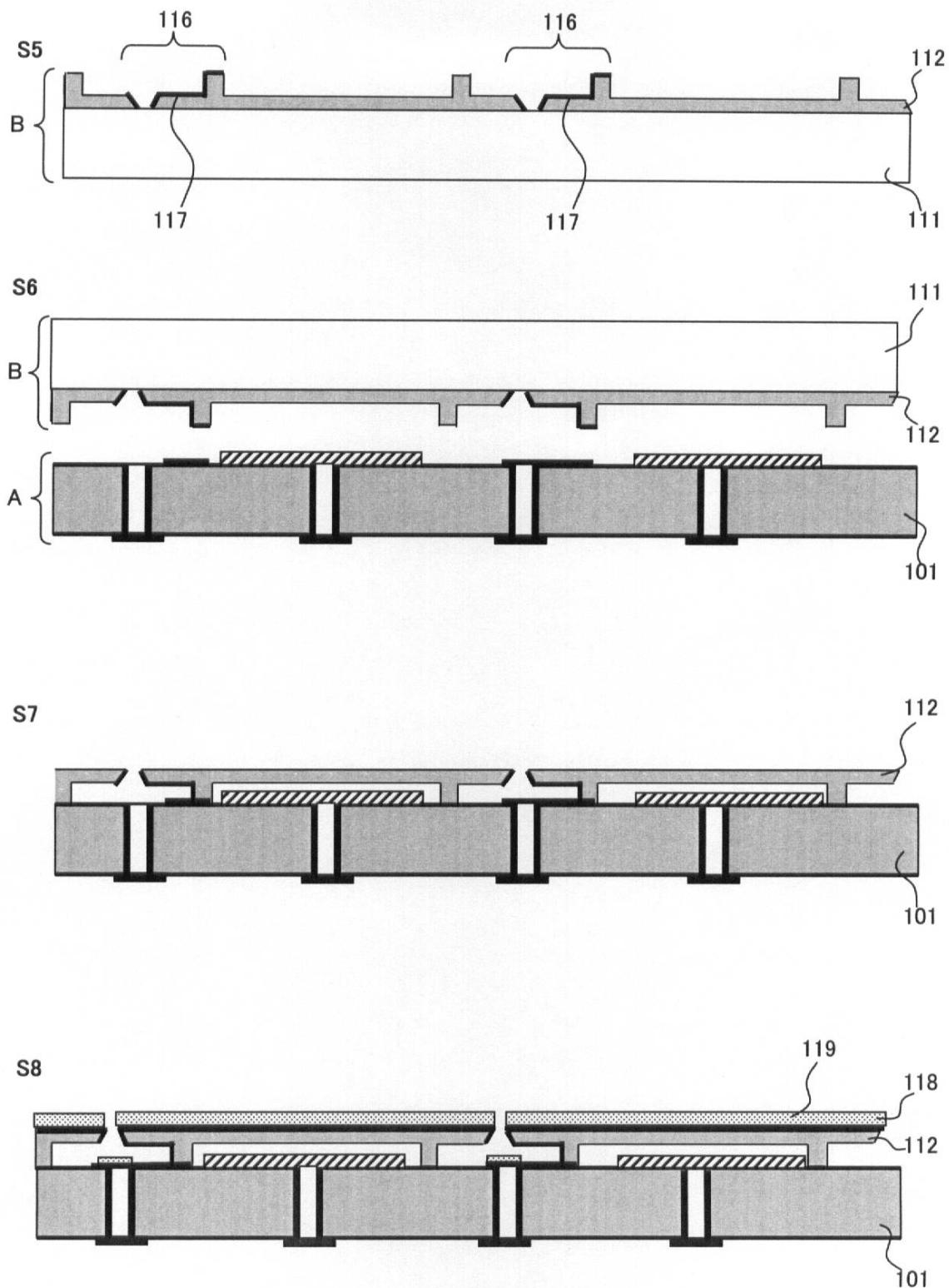


(b)

【図16】



【図17】



フロントページの続き

(72)発明者 沢田 之彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 今橋 拓也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤村 賀直

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 童 賀

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開2004-350703(JP,A)

特開2004-350704(JP,A)

YONGRAE Roh et al., Finite element modeling of capacitor micromachined ultrasonic transducers, Proc IEEE Ultrason Symp, 米国, IEEE, 2000年10月, Vol.1, pp.905-908

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0

H 0 4 R 1 / 4 0

H 0 4 R 1 9 / 0 0

H 0 4 R 3 1 / 0 0

专利名称(译)	超声波振荡器和超声波诊断装置安装在其上的体腔中		
公开(公告)号	JP4804961B2	公开(公告)日	2011-11-02
申请号	JP2006057121	申请日	2006-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	安達日出夫 若林勝裕 水沼明子 沢田之彦 今橋拓也 藤村毅直 童毅		
发明人	安達 日出夫 若林 勝裕 水沼 明子 沢田 之彦 今橋 拓也 藤村 毅直 童 毅		
IPC分类号	A61B8/12 H04R19/00 H04R1/40 H04R31/00		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4488		
FI分类号	A61B8/12 H04R19/00.330 H04R1/40.330 H04R31/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA03 4C601/GA07 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB31 4C601/GB41 4C601/GB45 5D019/AA09 5D019/AA21 5D019/DD01 5D019/FF04 5D019/HH01		
其他公开文献	JP2007229327A5 JP2007229327A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声换能器，其中膜振动的效率得到改善，超声波传输效率得到提高。 提供多个超声换能器单元，包括其上形成有第一电极的基板和设置在与基板分离的位置上并且在其上形成第二电极的膜，一种超声换能器，其通过使用微机械工艺制造，其中在第二电极之间施加电压以通过振动膜产生超声波，其中每个超声换能器单元振动传递抑制装置，用于抑制振动传递到与超声波换能器单元相邻的超声波换能器单元。 点域1

【図7】

