

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4880275号
(P4880275)

(45) 発行日 平成24年2月22日 (2012. 2. 22)

(24) 登録日 平成23年12月9日 (2011. 12. 9)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)	A 6 1 B 8/12
H 0 4 R 19/00 (2006. 01)	H 0 4 R 19/00 3 3 0
H 0 4 R 3/00 (2006. 01)	H 0 4 R 3/00 3 3 0

請求項の数 21 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2005-289823 (P2005-289823)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成17年10月3日 (2005. 10. 3)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-97760 (P2007-97760A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年4月19日 (2007. 4. 19)	(73) 特許権者	000000376
審査請求日	平成20年9月3日 (2008. 9. 3)		オリンパス株式会社
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 静電容量型超音波振動子装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

半導体基板に形成されている静電容量型超音波振動子と、
前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子への駆動信号に重畳する直流高電圧信号を発生させるための直流高電圧発生手段と、
前記駆動信号を発生させる駆動信号発生手段と、
前記駆動信号と前記直流高電圧信号とを重畳させる重畳手段と、
を備え、
前記重畳手段は、前記直流高電圧発生手段から出力された前記直流高電圧信号を分岐させ、該分岐させた一方の直流高電圧信号を前記駆動信号発生手段を介して、分岐させた他方の直流高電圧信号に重畳させる
ことを特徴とする静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 2】

前記直流高電圧発生手段は、
低電圧の交流信号が入力される低電圧交流信号入力端子と、
前記入力端子より入力される前記低電圧交流信号に基づいて ON・OFF 動作を行う CMOS インバータ回路と、
前記 CMOS インバータ回路による ON・OFF 動作に基づいて充電される薄膜コンデンサと、
ダイオードと、

前記薄膜コンデンサにより得られた直流高電圧信号が出力される直流高電圧信号出力端子と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 3】

前記薄膜コンデンサは、高誘電率誘電体を用いた薄膜コンデンサであることを特徴とする請求項 2 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 4】

前記高誘電率誘電体は、強誘電体薄膜からなることを特徴とする請求項 3 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 5】

前記強誘電体薄膜は、 BaTiO_3 及び SrTiO_3 のうちの少なくともいずれ 1 つを材料とする固溶体薄膜からなる

ことを特徴とする請求項 4 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 6】

前記高誘電率誘電体は、重金属を含まない誘電体薄膜からなることを特徴とする請求項 3 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 7】

前記直流高電圧発生手段は、前記低電圧交流信号入力端子、前記 CMOS インバータ回路、前記薄膜コンデンサ、前記ダイオード、及び前記直流高電圧信号出力端子を 1 組とする場合、該 1 組を複数多段に接続する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 8】

前記 CMOS インバータ回路は、2 重拡散型 MOSFET (DMOSFET) により構成される

ことを特徴とする請求項 2 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 9】

前記 CMOS インバータ回路は、縦型 V 溝 MOSFET (VMOSFET) により構成される

ことを特徴とする請求項 2 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 10】

前記静電容量型超音波振動子装置は、さらに、
前記半導体基板に設けられたチャージアンプと、
前記チャージアンプと前記静電容量型超音波振動子との導通をオン・オフする、前記半導体基板に設けられた半導体スイッチと、
を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 11】

前記駆動信号発生手段は、第 1 の半導体スイッチにより形成され、該第 1 の半導体スイッチは前記直流高電圧信号が入力される入力端子と、該直流高電圧信号が出力される出力端子と、該入力端子と該出力端子との導通状態を切り替える信号が入力されるゲートとを有する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 12】

前記静電容量型超音波振動子装置は、さらに、
前記静電容量型超音波振動子により超音波が発生する場合オン状態になる、前記半導体基板に設けられた、前記第 1 の半導体スイッチと直列に接続されている、第 2 の半導体スイッチ

を備えることを特徴とする請求項 11 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 13】

前記静電容量型超音波振動子は、さらに、
前記直流高電圧発生手段より出力される前記直流高電圧信号の出力レベルを切り替える

10

20

30

40

50

第 1 の切り替え手段と、

前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号を発生させる駆動信号発生手段と、

前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号と前記直流高電圧信号とを重畳させる重畳手段と、

前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号または前記直流高電圧信号が前記重畳手段に入力するのを制御する第 2 の切り替え手段と、

前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子により超音波受信信号が電気信号に変換され、該変換された該電気信号を外部への出力を制御する第 3 の切り替え手段と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

10

【請求項 1 4】

前記静電容量型超音波振動子は、さらに、

前記第 1 の切り替え手段、前記駆動信号発生手段、前記第 2 の切り替え手段、及び前記第 3 の切り替え手段の動作を制御する切り替え制御手段

を備えることを特徴とする請求項 1 3 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 1 5】

前記静電容量型超音波振動子は、該半導体基板の表面または内部に構成される

ことを特徴とする請求項 1 ~ 1 4 のうちいずれか 1 項に記載の静電容量型超音波振動子装置。

【請求項 1 6】

20

請求項 1 に記載の静電容量型超音波振動子は、静電容量型振動子エレメントであり、

前記静電容量型振動子エレメントと、

前記直流高電圧発生手段と、

チャージアンプと、

前記駆動信号発生手段と、

前記静電容量型超音波振動子により超音波が発生する時に、オン状態になる第 1 の半導体スイッチと、

前記静電容量型超音波振動子により超音波を受信する時、オン状態になる第 2 の半導体スイッチと、

を 1 組とする場合、該 1 組が前記半導体基板に複数設けられている

30

ことを特徴とする静電容量型超音波振動子アレイ装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 5 に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した超音波内視鏡スコープ。

【請求項 1 8】

請求項 1 5 に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 1 9】

請求項 1 5 に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した超音波カテーテル。

【請求項 2 0】

40

請求項 1 5 に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した超音波カプセル内視鏡。

【請求項 2 1】

半導体基板に形成されている静電容量型超音波振動子と、

前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子を駆動させる駆動信号に重畳させるための直流高電圧信号を発生させる直流高電圧発生手段と、

前記直流高電圧発生手段より出力される前記直流高電圧信号の出力レベルを切り替える第 1 の切り替え手段と、

前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号を発生させる駆動信号発生手段と、

前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号と前記直流高電圧信号とを重畳させる重畳手

50

段と、

前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号または前記直流高電圧信号が前記重畳手段に
入力するのを制御する第2の切り替え手段と、

前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子により超音波受信信号が電気
信号に変換され、該変換された電気信号を外部への出力を制御する第3の切り替え手段と

、

を備える静電容量型超音波振動子装置の制御方法であって、

前記静電容量型超音波振動子装置より超音波を送信させる場合、前記第1の切り替え手
段を駆動させて前記直流高電圧信号の前記出力レベルを設定し、

前記駆動信号発生手段を駆動させて前記駆動信号を発生させ、

前記重畳手段に前記駆動信号及び前記直流高電圧信号が入力されるように前記第2の切
り替え手段を駆動させ、

前記第3の切り替え手段をオフ状態にし、

前記重畳手段に、前記直流高電圧発生手段から出力された前記直流高電圧信号を分岐さ
せ、該分岐させた一方の直流高電圧信号を前記駆動信号発生手段を介して、分岐させた他
方の直流高電圧信号に重畳させる

ことを特徴とする静電容量型超音波振動子装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波スコープ、超音波ミニチュアプローブ、超音波カプセル内視鏡に実装
し、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とそれを用いた装置に関す
る技術に関する。

【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ー
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（C
apacitive Micromachined 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
小型電氣的・機械的複合体）と総称される素子の1つである。

【0005】

一方、最近ハーモニックイメージングという診断モダリティが、従来に無い高精度超音
波診断が可能というから脚光を浴びるようになってきた、そのため、体腔内挿入型超音波診
断装置において、この診断モダリティの標準装備が不可欠となってきた。したがって
、超音波振動子の更なる広帯域化が望まれていた。

【0006】

上述の通り、近年マイクロマシンプロセスを用いた静電容量型超音波振動子（cMUT）
が注目されつつある。このcMUTは、単に鉛等の重金属を含まないだけでなく、広帯
域特性が容易に得ることができる。そのため、上述したハーモニックイメージングに適し
ている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

図 1 5 は、従来における c M U T の一例を示す。同図は、特許文献 1 に開示された c M U T である。この超音波振動子は、複数の容量性マイクロマシン超音波振動子 (c M U T) によって形成される。c M U T を構成する各セルは、荷電振動板 2 0 6 を有している。この荷電振動板 2 0 6 は、逆に荷電された基板 2 0 5 に容量性をもって対向する。

【 0 0 0 8 】

この振動板 2 0 6 は、バイアス荷電によって基板 2 0 5 方向へ屈曲する。また、この基板 2 0 5 には、振動板 2 0 6 の振動の中心においてセルの荷電が最大密度となるように、振動板 2 0 6 の中心へ対して隆起した中心部を有している。高調波による動作のために、セルに供与される駆動パルス波形は、予め歪められている。これは、無歪み信号駆動によって送信超音波に混入する高調波成分を低減するために、装置の非線形動作に鑑みてなされたものである。

【 0 0 0 9 】

c M U T セルは、従来通りの半導体プロセスによって加工されるため、バイアス荷電レギュレータ 2 0 1 などの補助振動子回路と一体化され得る。c M U T セルは、更に、マイクロステレオリソグラフィによっても加工することができる。そのため、セルは多様なポリマー及び他の物質を用いて形成される。

【 0 0 1 0 】

この前記超音波観測装置は、高電圧により動作させるために前記超音波プローブ内に高耐圧スイッチを設けている。前記超音波観測装置内には、パルス発生手段と、制御手段とを設けている。パルス発生手段は、任意の波形で任意の電圧値を持つパルスを出力できる。制御手段は、前記高耐圧スイッチと前記パルス発生手段の出力を前記超音波振動子の走査タイミングに基づいて制御する。

【 0 0 1 1 】

それに対し本発明の出願人は、D C 電圧印加のタイミングを r f 信号印加のタイミングに合わせた時間だけ印加する方法を提案している (特許文献 2) 。

図 1 6 は、従来における超音波振動子駆動方法の一例 (その 1) を示す。同図は、特許文献 3 に開示された試験用プローブである。この試験用プローブは、既知の回路に加えて、試験用プローブと超音波信号評価装置との間の比較的長い接続用ケーブルに起因して発生する電氣的干渉の効果を最小にするために、他の作動回路を含んでいる。なお、特許文献 3 では、試験用プローブは上述した回路を含んでいるが、その回路が過剰に大きすぎることにならないようにしている。また、超音波試験を遂行するとき操作が困難にならないようにしている。

【 0 0 1 2 】

その試験用プローブのプローブハウジング内には、送信回路 2 1 0 が組み込まれている。送信回路 2 1 0 は、昇圧コイル 2 1 1、V M O S 電界効果型トランジスタ 2 1 3、制御回路 2 1 4、コンデンサ 2 1 5 を含んでいる。V M O S 電界効果型トランジスタ 2 1 3 は、制御信号 2 1 2 によって O N / O F F 動作を行う。

【 0 0 1 3 】

送信回路 2 1 0 は、次のように動作する。高密度電荷が、昇圧コイル 2 1 1 を経てコンデンサ 2 1 5 に充電されている。そのコンデンサ 2 1 5 の電荷量が最大になると、制御回路 2 1 4 から制御信号が V M O S 電界効果型トランジスタ 2 1 3 のスイッチ駆動端子に出力される。そうすると、V M O S 電界効果型トランジスタ 2 1 3 は、O N 状態になる。そして、この O N 抵抗と抵抗器 2 1 6 とコンデンサ 2 1 5 による閉回路で放電が発生する。その放電電流によって抵抗器 2 1 6 に発生する電圧を圧電振動子に印加する。

【 0 0 1 4 】

しかしながら、この方法で誘起される電圧を高くしようとすると、昇圧コイル 2 1 1 のインダクタンスを大きくしなければならない。そのため、コンデンサ 2 1 5 とコイル 2 1 1 とによる共振が起こり、リングングを含んだ駆動パルスとなる。このリングング信号は、そのまま圧電振動子に印加され、空間分解能の低下や S / N の低下につながる。

【 0 0 1 5 】

図 1 7 は、従来における圧電式超音波振動子駆動方法の一例（その 2）を示す。図 1 7（a）は、特許文献 4 に開示された超音波診断装置である。図 1 7（b）は、図 1 7（a）を簡略化して表示したものである。特許文献 4 は、必ずしも上記のリングング対策を意図したものではないが、長い接続用ケーブルに起因する電氣的干渉の効果を最小にすることが開示されている。

【 0 0 1 6 】

図 1 7 では、超音波プローブ 2 2 0 と超音波観測装置 2 2 1 とが記載されている。超音波プローブに設けた超音波振動子 2 2 2 から超音波信号を送受信して被検体を超音波走査する。超音波診断装置 2 2 1 では、受信した超音波信号に基づいて超音波断層画像を得ることができる。

10

【 0 0 1 7 】

前記超音波プローブ 2 2 0 内には、高耐圧スイッチ 2 2 3 が設けられている。前記超音波観測装置内には、パルス発生手段 2 2 7 と、制御手段 2 2 8 とが設けられている。パルス発生手段 2 2 7 は、任意の波形で任意の電圧値を持つパルスを出力できる。制御手段 2 2 8 は、高耐圧スイッチ 2 2 3 とパルス発生手段 2 2 7 の出力を、前記超音波振動子の走査タイミングに基づいて制御する。

【 0 0 1 8 】

このような構成にすることにより、超音波プローブ内部の電気回路を小さくしている。また、プローブ内で超音波振動子駆動用の高電圧パルス信号を効率良く発生させることができる。かつ、ケーブルでの干渉の影響を受けない良好な超音波画像を得ることができるとともに、外部に放射する雑音を小さく押さえることが可能である。また回路内に、共振する要素が存在しないので、リングングを起こすことはない。

20

【 0 0 1 9 】

上述の通り、マイクロ圧電トランスやマイクロ電磁トランスをディスクリットに製造し、c M U T や p M U T（マイクロマシン製造プロセスを用いて製造される圧電振動子）の近傍に実装することが提案されていた。

【特許文献 1】特表 2 0 0 4 - 5 0 3 3 1 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 4 - 1 7 6 0 3 9 号公報

【特許文献 3】特公昭 6 3 - 0 2 6 3 4 1 号公報

【特許文献 4】特許第 3 0 6 2 3 1 3 号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 0 】

しかしながら、マイクロ圧電トランスやマイクロ電磁トランスをディスクリットに製造し、c M U T や p M U T の近傍に実装するという方法では、小型化に限界があり、配線接続を含む実装の難度が高く、品質的な問題を起こす恐れがあった。

【 0 0 2 1 】

一方、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と同一のシリコン基板上または内部に、高電圧発生手段を形成することは提案されていなかった。

40

上記の課題に鑑み、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と同一のシリコン基板上または内部に、マイクロマシンプロセスまたは半導体集積化プロセスを用いて直流高電圧発生手段を形成し、静電容量型超音波振動子装置の小型化を実現する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 2 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 1 に記載の発明によれば、半導体基板に形成されている静電容量型超音波振動子と、前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子への駆動信号に重畳する直流高電圧信号を発生させるための直流高電圧発生手段と、前記駆動信号を発生させる駆動信号発生手段と、前記駆動信号と前記直流高電圧信号とを重畳させる重畳手段と、を備え、前記重畳手段は、前記直流高電圧発生手段から出力され

50

た前記直流高電圧信号を分岐させ、該分岐させた一方の直流高電圧信号を前記駆動信号発生手段を介して、分岐させた他方の直流高電圧信号に重畳させることを特徴とする静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0025】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項2に記載の発明によれば、前記直流高電圧発生手段は、低電圧の交流信号が入力される低電圧交流信号入力端子と、前記入力端子より入力される前記低電圧交流信号に基づいてON・OFF動作を行うCMOSインバータ回路と、前記CMOSインバータ回路によるON・OFF動作に基づいて充電される薄膜コンデンサと、ダイオードと、前記薄膜コンデンサにより得られた直流高電圧信号が出力される直流高電圧信号出力端子と、を備えることを特徴とする請求項1に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

10

【0026】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項3に記載の発明によれば、前記薄膜コンデンサは、高誘電率誘電体を用いた薄膜コンデンサであることを特徴とする請求項2に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0027】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項4に記載の発明によれば、前記高誘電率誘電体は、強誘電体薄膜からなることを特徴とする請求項3に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0028】

20

上記課題は、特許請求の範囲の請求項5に記載の発明によれば、前記強誘電体薄膜は、BaTiO₃及びSrTiO₃のうちの少なくともいずれ1つを材料とする固溶体薄膜からなることを特徴とする請求項4に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0029】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項6に記載の発明によれば、前記高誘電率誘電体は、重金属を含まない誘電体薄膜からなることを特徴とする請求項3に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0030】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項7に記載の発明によれば、前記直流高電圧発生手段は、前記低電圧交流信号入力端子、前記CMOSインバータ回路、前記薄膜コンデンサ、前記ダイオード、及び前記直流高電圧信号出力端子を1組とする場合、該1組を複数多段に接続することを特徴とする請求項2に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

30

【0031】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項8に記載の発明によれば、前記CMOSインバータ回路は、2重拡散型MOSFET(DMOSFET)により構成されることを特徴とする請求項2に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0032】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項9に記載の発明によれば、前記CMOSインバータ回路は、縦型V溝MOSFET(VMOSFET)により構成されることを特徴とする請求項2に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

40

【0033】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項10に記載の発明によれば、前記静電容量型超音波振動子装置は、さらに、前記半導体基板に設けられたチャージアンプと、前記チャージアンプと前記静電容量型超音波振動子との導通をオン・オフする、前記半導体基板に設けられた半導体スイッチと、を備えることを特徴とする請求項1に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる

【0034】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項11に記載の発明によれば、前記駆動信号発生手

50

段は、第1の半導体スイッチにより形成され、該第1の半導体スイッチは前記直流高電圧信号が入力される入力端子と、該直流高電圧信号が出力される出力端子と、該入力端子と該出力端子との導通状態を切り替える信号が入力されるゲートとを有することを特徴とする請求項1に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0035】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項12に記載の発明によれば、前記静電容量型超音波振動子装置は、さらに、前記静電容量型超音波振動子により超音波が発生する場合オン状態になる、前記半導体基板に設けられた、前記第1の半導体スイッチと直列に接続されている、第2の半導体スイッチを備えることを特徴とする請求項11に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

10

【0036】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項13に記載の発明によれば、前記静電容量型超音波振動子は、さらに、前記直流高電圧発生手段より出力される前記直流高電圧信号の出力レベルを切り替える第1の切り替え手段と、前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号を発生させる駆動信号発生手段と、前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号と前記直流高電圧信号とを重畳させる重畳手段と、前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号または前記直流高電圧信号が前記重畳手段に入力するのを制御する第2の切り替え手段と、前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子により超音波受信信号が電気信号に変換され、該変換された該電気信号を外部への出力を制御する第3の切り替え手段と、を備えることを特徴とする請求項1に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

20

【0037】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項14に記載の発明によれば、前記静電容量型超音波振動子は、さらに、前記第1の切り替え手段、前記駆動信号発生手段、前記第2の切り替え手段、及び前記第3の切り替え手段の動作を制御する切り替え制御手段を備えることを特徴とする請求項13に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

【0038】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項15に記載の発明によれば、前記静電容量型超音波振動子は、該半導体基板の表面または内部に構成されることを特徴とする請求項1～14のうちいずれか1項に記載の静電容量型超音波振動子装置を提供することによって達成できる。

30

【0039】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項16に記載の発明によれば、請求項1に記載の静電容量型超音波振動子は、静電容量型振動子エレメントであり、前記静電容量型振動子エレメントと、前記直流高電圧発生手段と、チャージアンプと、前記駆動信号発生手段と、前記静電容量型超音波振動子により超音波が発生する時に、オン状態になる第1の半導体スイッチと、前記静電容量型超音波振動子により超音波を受信する時、オン状態になる第2の半導体スイッチと、を1組とする場合、該1組が前記半導体基板に複数設けられていることを特徴とする静電容量型超音波振動子アレイ装置を提供することによって達成できる。

40

【0040】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項17に記載の発明によれば、請求項15に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した超音波内視鏡スコープを提供することによって達成できる。

【0041】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項18に記載の発明によれば、請求項15に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した体腔内挿入型超音波診断装置を提供することによって達成できる。

【0042】

50

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 1 9 に記載の発明によれば、請求項 1 5 に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した超音波カテーテルを提供することによって達成できる。

【 0 0 4 3 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 2 0 に記載の発明によれば、請求項 1 5 に記載の静電容量型超音波振動子アレイ装置を搭載した超音波カプセル内視鏡を提供することによって達成できる。

【 0 0 4 4 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 2 1 に記載の発明によれば、半導体基板に形成されている静電容量型超音波振動子と、前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子を駆動させる駆動信号に重畳させるための直流高電圧信号を発生させる直流高電圧発生手段と、前記直流高電圧発生手段より出力される前記直流高電圧信号の出力レベルを切り替える第 1 の切り替え手段と、前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号を発生させる駆動信号発生手段と、前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号と前記直流高電圧信号とを重畳させる重畳手段と、前記半導体基板に設けられ、前記駆動信号または前記直流高電圧信号が前記重畳手段に入力するのを制御する第 2 の切り替え手段と、前記半導体基板に設けられ、前記静電容量型超音波振動子により超音波受信信号が電気信号に変換され、該変換された電気信号を外部への出力を制御する第 3 の切り替え手段と、を備える静電容量型超音波振動子装置の制御方法であって、前記静電容量型超音波振動子装置より超音波を送信させる場合、前記第 1 の切り替え手段を駆動させて前記直流高電圧信号の前記出力レベルを設定し、前記駆動信号発生手段を駆動させて前記駆動信号を発生させ、前記重畳手段に前記駆動信号及び前記直流高電圧信号が入力されるように前記第 2 の切り替え手段を駆動させ、前記第 3 の切り替え手段をオフ状態にし、前記重畳手段に、前記直流高電圧発生手段から出力された前記直流高電圧信号を分岐させ、該分岐させた一方の直流高電圧信号を前記駆動信号発生手段を介して、分岐させた他方の直流高電圧信号に重畳させることを特徴とする静電容量型超音波振動子装置の制御方法を提供することによって達成できる。

【発明の効果】

【 0 0 4 5 】

本発明を用いることにより、直流高電圧発生手段を備えつつも、静電容量型超音波振動子装置の小型化を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 4 6 】

本発明にかかる静電容量型超音波振動子は、半導体基板上の静電容量型超音波振動子の近傍に、直流高電圧発生手段、さらには、半導体スイッチ、チャージアンプ等のデバイスを一体的に配置することにより、静電容量型超音波振動子装置の小型化を実現する。

【 0 0 4 7 】

図 1 は、本実施形態における体腔内挿入型超音波診断装置の構成を示す。体腔内挿入型超音波診断装置 1 は、少なくとも、超音波観測装置 2 と、挿入部（挿入部は、主に、湾曲部及び可撓管部 3 と超音波プローブ 4 とから構成される）とから構成される。

【 0 0 4 8 】

超音波観測装置 2 は、制御部 2 a を備えている。制御部 2 a は、スイッチ制御信号発生器 7 の動作を制御したり、湾曲部及び可撓管部 3 を介して超音波プローブ 4 より伝送された超音波受信信号を信号処理して画像信号に変換したりする。

【 0 0 4 9 】

挿入部は、体腔内に挿入されるために細長の管状形状をしている。超音波プローブ 4 には超音波振動子として c M U T 9 が設けられており、この c M U T 9 により超音波信号の送受信を行う。湾曲部は、超音波プローブ 4 の後端に位置する湾曲自在な部分である。可撓管部は、その湾曲部の後端に位置して細径かつ長尺で可撓性を有する。挿入部内部には

c M U T 9 を構成する振動子エレメントのそれぞれを駆動させるための同軸ケーブルの束が内包されている。

【 0 0 5 0 】

超音波プローブ 4 には、スイッチ S W 1 , S W 2 , S W 3 , S W 4 、加算器 5 、昇圧回路 6 、スイッチ制御信号発生器 7 、チャージアンプ 8 、 c M U T 9 が内蔵されている。昇圧回路 6 は、マイクロマシンプロセスを用いて半導体基板上に形成された静電容量型昇圧素子である。この静電容量型昇圧素子と同一の半導体基板上に、さらに、マイクロマシンプロセスやその他の半導体集積化プロセスを用いて、加算器 5 、スイッチ制御信号発生器 7 、チャージアンプ 8 、 c M U T 9 を形成することも可能である。このようにすることにより、超音波プローブ 4 を小型化することができる。

10

【 0 0 5 1 】

静電容量型超音波振動子アレイ (c M U T 9) は、駆動制御信号を入出力する最小単位である超音波振動子エレメント (または、単に「エレメント」という) が複数配列されたものから構成される。このエレメントは、振動子セル (または、単に「セル」という) と呼ばれる単位の振動子より構成される。セルは、後述するように、1 つのキャビティ (空隙部) を構成する要素をいう。

【 0 0 5 2 】

スイッチ制御信号発生器 7 は、スイッチ S W 1 ~ S W 4 を O N / O F F する制御信号を発生させる。すなわち、スイッチ制御信号発生器 7 は、各スイッチを O N / O F F するタイミング及び O N / O F F している時間を決める信号を発生させる。スイッチ S W 1 ~ S W 4 は、D M O S (D o u b l e D i f f u s e d M O S 、 2 重拡散型 M O S F E T) または V M O S (V - g r o o v e M O S 、 縦型 V 溝 M O S F E T) により作成されている。

20

【 0 0 5 3 】

加算器 5 は、昇圧回路 6 により昇圧された直流電圧に、スイッチ S W 2 で発生させられた c M U T 9 を駆動させるための駆動パルスを重畳させるためのものである。

チャージアンプ 8 では、インピーダンス変換を行う機能 (高インピーダンス 低インピーダンスへ変換する) 、 c M U T 9 の電極表面の電荷の検出を行う機能、及びアンプとしての機能を備えている。電荷の検出を行う機能とは、 c M U T 9 はエコー信号を受信すると、エコー信号の強度に応じてメンブレンが振動し、その振動に応じた上部電極上の電荷の変動が起こるので、その電荷を検出する機能をいう。

30

【 0 0 5 4 】

次に、体腔内挿入型超音波診断装置 1 の動作について説明する。まず、超音波ビーム送信時について説明する。

まず、超音波ビーム送信時には、スイッチ制御信号発生器 7 はスイッチ S W 3 を O N 、スイッチ S W 4 を O F F にするように制御する。

【 0 0 5 5 】

次に、昇圧回路 6 に電圧 V_{in} と電圧 V_{cc} を入力する。ここで、電圧 V_{in} , V_{cc} について説明すると、例えば、挿入部内部の同軸ケーブル内を交流電圧 V_{in} で伝送させ、 V_{in} から昇圧回路 6 の内部に整流回路を持たせ、それで V_{cc} を作り出す方法と、同軸ケーブル内に直流電圧 V_{cc} を伝送し、昇圧回路 6 の内部に発振回路を持たせ、それで V_{in} を作り出す方法がある。いずれにせよ同軸ケーブルに伝送する電圧は、 c M U T 駆動電圧に比べはるかに小さな電圧である。

40

【 0 0 5 6 】

昇圧回路 6 は、電圧 V_{in} , V_{cc} を基に昇圧された直流電圧 V_{dc} を発生させ、この直流電圧 V_{dc} をスイッチ S W 1 に出力する。本実施形態では、一例として昇圧の程度の異なる 3 段階の直流電圧 V_{dc} ($V_{dc1} < V_{dc2} < V_{dc3}$) が昇圧回路 6 から出力される。

【 0 0 5 7 】

スイッチ S W 1 は、本実施形態では一例として 3 チャンネルの切り替えができるものである。スイッチ S W 1 は、スイッチ制御信号発生器 7 の制御信号によりそれらのチャンネ

50

ルを切り替え、昇圧回路 6 から出力される直流電圧 V_{dc} (V_{dc1} , V_{dc2} , V_{dc3}) のうちいずれかの直流電圧 V_{dc} を出力する。

【 0 0 5 8 】

また、スイッチ制御信号発生器 7 は、超音波観測装置 2 の制御回路 2 a からのケーブル伝送信号に基づいて、c M U T 9 を駆動させるためのパルスが発生させる。それから、スイッチ制御信号発生器 7 はそのパルスをスイッチ S W 2 に出力する。スイッチ S W 2 は、そのパルスに基づいて、O N / O F F 動作を行い、スイッチ S W 3 および加算器 5 を介して直流電圧 V_{dc} にその駆動パルスを重畳する。

【 0 0 5 9 】

その重畳された駆動信号は、c M U T 9 へ出力される。c M U T 9 では、上部電極と下部電極の一对の電極に高電圧が印加され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が振動した結果、超音波が発生し、上部電極の上方向に超音波が放射される。

【 0 0 6 0 】

次に、超音波ビーム受信時について説明する。なお、超音波ビーム受信時には、スイッチ制御信号発生器 7 はスイッチ S W 3 を O F F 、スイッチ S W 4 を O N にするように制御する。

【 0 0 6 1 】

c M U T 9 より放射された超音波は、体腔内で反射され、その反射波は c M U T 9 で受信される。c M U T 9 では、その受信した反射波を電気信号に変換し、その受信信号は、チャージアンプ 8 を介して、超音波観測装置 2 に送信される。超音波観測装置 2 では、その受信信号に基づいて超音波診断画像を構築する。

【 0 0 6 2 】

次に、昇圧回路 6 を図 2 及び図 3 を用いて説明する。

図 2 は、本実施形態における昇圧回路 6 の原理を示す図である。図 2 の回路は、シュミットトリガーインバータ 1 1、コンデンサ C_1 , C_{out} 、ダイオード D_1 , D_2 、端子 1 2, 1 3, 1 4, 1 5, 1 6, 1 7, 1 8, 1 9, 2 0 から構成される。シュミットトリガーインバータ 1 1 は C M O S F E T (C o m p l e m e n t a r y M e t a l - O x i d e S e m i c o n d u c t o r F i e l d - E f f e c t T r a n s i s t o r) 2 1 (Q_1), C M O S F E T 2 2 (Q_2) を有している。

【 0 0 6 3 】

次に、図 2 の回路の動作原理について説明する。プッシュプル動作をする Q_1 , Q_2 の共通ゲート接続端子 1 6 に、例えば 7 . 5 M H z で 1 0 V_{op} の矩形波 V_{in} を印加する (V_{cc} も 1 0 V)。

【 0 0 6 4 】

共通ゲート接続端子 1 6 に 1 0 V が印加されているタイミングでは、 Q_1 が O N、 Q_2 が O F F となる。このとき、ダイオード D_1 は順方向バイアスであり、コンデンサ C_1 (図 2 で、C を C_1 に修正) には $V_{c1} = V_{cc} - V_D$ (V_D はダイオード D_1 の順方向電圧降下であり、 $V_D = \sim 0.7$ V である。) の電圧がかかる。

【 0 0 6 5 】

それまでの間、コンデンサ C_{out} が充電され、コンデンサ C_{out} には $V_{out} = V_{cc} - 2 V_D$ の電圧が形成される。なお、ダイオード D_2 もまた順方向バイアスである (ダイオード D_2 の順方向電圧降下も例えば V_D であり、 $V_D = \sim 0.7$ V である。)。

【 0 0 6 6 】

次に、 $V_{in} = 0$ とした場合、 Q_1 が O F F、 Q_2 が O N となり、ダイオード D_1 は逆バイアスとなるため、コンデンサ C_1 の負端子に電圧が供給される。そうすると、 C_{out} は順バイアスのダイオード D_2 経由で充電される。すなわち、コンデンサ C_1 の正端子が昇圧された結果、供給電圧 V_{cc} よりも高い電圧を得ることができる。

【 0 0 6 7 】

コンデンサ C_{out} の静電容量がコンデンサ C_1 の静電容量より小さい場合、 $V_{out} = V_{out}$

10

20

30

40

50

$V_{c1} + V_{c1} = 2(V_{in} - V_D)$ となる(V_{out1} は、 Q_1 の順方向電圧降下である)。 $V_{cc} > V_D$ の場合、 $V_{out} = 2V_{in}$ となり、図2の回路は倍電圧昇圧回路として動作する。

【0068】

上述の通り、コンデンサ C_1 の静電容量はコンデンサ C_{out} の静電容量より大きくするのが好ましい。そのため、コンデンサ C_1 として、高誘電率誘電体コンデンサを用いることにする。この高誘電率誘電体は強誘電体薄膜からなる。強誘電体とは、外部から電界を加えなくても電気分極を持っている物質のうち、この分極(自発分極)の向きを外部から加える電界で反転できるものをいう。

【0069】

強誘電性を有する物質の典型的な例としてはペロブスカイト構造を有する結晶がある。強誘電体に交流電圧を加えると、分極はヒステリシス曲線を描く。強誘電体材料としては、 $SrBi_2(Nb_{1-x}Ta_x)_2O_9$ がある。この $SrBi_2(Nb_{1-x}Ta_x)_2O_9$ は、高耐久性強誘電体であり、ピスマス層状構造を有する。

【0070】

また、強誘電体は、 $BaTiO_3$ 、 $SrTiO_3$ のいずれか、またはそれらからなる固溶体薄膜から構成してもよい。また、高誘電率誘電体が重金属を含まない誘電体薄膜から形成されてもよく、その誘電体薄膜は ZnO 、 AlN 、 Ta_2O_5 等の誘電率が高い材料から形成することができる。これらの誘電体は重金属を含まず環境的にも好ましい材料と言える。

【0071】

図3は、本実施形態における昇圧回路6の構成概念図である。昇圧回路6は、 N (N : 正の整数)個の図2の回路10を従続接続したものである。 N 個の回路10を従続接続した場合、 N 番目の回路から出力される電圧 V_{out} は、

$$V_{out} = (N + 1)(V_{cc} - V_D)$$

$V_{cc} > V_D$ の場合、

$$V_{out} = (N + 1)V_{cc}$$

と表すことができる。よって、従続接続する回路10の個数を変えることにより、電圧の昇圧の程度を制御することができる。

【0072】

図3において、スイッチ $SW1$ には3つのチャンネル($SW1a$ 、 $SW1b$ 、 $SW1c$)が設けられている。 $SW1a = ON$ 、 $SW1b = OFF$ 、 $SW1c = OFF$ の場合、6個の回路10を従続接続した状態になるので、 $V_{out} = 7(V_{cc} - V_D)$ ($V_{cc} > V_D$ の場合、 $V_{out} = 7V_{cc}$)となる。 $SW1a = OFF$ 、 $SW1b = ON$ 、 $SW1c = OFF$ の場合、12個の回路10を従続接続した状態になるので、 $V_{out} = 13(V_{cc} - V_D)$ ($V_{cc} > V_D$ の場合、 $V_{out} = 13V_{cc}$)となる。 $SW1a = OFF$ 、 $SW1b = OFF$ 、 $SW1c = ON$ の場合、18個の回路10を従続接続した状態になるので、 $V_{out} = 19(V_{cc} - V_D)$ ($V_{cc} > V_D$ の場合、 $V_{out} = 19V_{cc}$)となる。

【0073】

このように、昇圧回路を用いれば、入力電圧 V_{cc} を約 $(N + 1)$ 倍に昇圧することができる、低電圧から直流高電圧を発生させることができる。

超音波ビーム送信時、スイッチ $SW3 = ON$ 、スイッチ $SW4 = OFF$ であり、スイッチ $SW2$ により、この昇圧された直流高電圧に RF 高電圧駆動信号が重畳されて、 $cMUT$ の下部電極にその重畳信号が印加される。ここで、 RF 高電圧駆動信号は、直流高電圧信号を分岐させ、この分岐信号に対して $SW2$ を高速で ON/OFF させることによって得られる。そして、この RF 高電圧駆動信号と前記直流高電圧とを加算器5によって加算重畳させ、 $cMUT9$ に印加する重畳信号が得られる。なお、 $cMUT$ から送信される超音波の周波数は $SW2$ による ON/OFF 周波数によって決まる。(図3の $SW2 \sim 4$ の配置は図1と同じにして下さい。)

高電圧重畳信号が印加された $cMUT9$ は、上部電極が設けられているメンブレン表面より超音波を放射する。放射された超音波は、生体組織により反射され、その反射波は c

10

20

30

40

50

MUT 9 で受信される。

【0074】

超音波ビーム受信時には、スイッチSW3 = OFF、スイッチSW4 = ONになる。cMUT 9は、その反射波を電気信号に変換する。その電気信号に変換された受信信号は、チャージアンプ8を介して、超音波観測装置2に送信される。超音波観測装置2では、その受信信号に基づいて超音波診断画像を構築する。

【0075】

このように昇圧回路6を用いることで、ケーブルには低電圧信号のみを伝送し、プローブ内で超音波振動子駆動用のDCバイアス電圧が重畳した高電圧パルスを効率良く発生させることができる。また、ケーブルに起因するノイズの影響を防止することができる。

10

【0076】

図4は、本実施形態におけるスイッチ(SW)動作及び超音波送信駆動電圧信号のタイミングチャートを示す。図1を参照しながら、図4について説明する。図4のタイミングには、超音波送信期間30、エコー信号受信期間31がある。超音波送信期間30とエコー信号受信期間31の合計からなる期間32が繰り返される。T = 1 ~ 4は超音波送信期間を示す。

【0077】

タイミングT = 1のとき、SW3がON状態になる。このとき、SW4はOFF状態である。そして、SW1がONになる(厳密に言えば、SW1a, SW1b, SW1cのうちいずれかがONになる)。そうすると、昇圧回路6に V_{in} , V_{cc} が入力され、昇圧回路6から高電圧の直流電圧 V_{dc} が出力される。

20

【0078】

タイミングT = 2のとき、SW2がONになる。そうすると、直流電圧 V_{dc} に更にSW2のON電圧 V_{dc} が加算重畳されて $2V_{dc}$ がcMUT 9に印加される。

タイミングT = 3のとき、SW2がOFFになる。このとき、SW2のON電圧 V_{dc} は遮断されるので、cMUT 9に印加される電圧は V_{dc} となる。

【0079】

T = 4、T = 5はT = 1, T = 2の繰り返しである。

このようにして、 $2V_{dc}$ と V_{dc} の間を高速で変動する、即ち、振幅が V_{dc} 、DCバイアス電圧が $1.5V_{dc}$ の高電圧重畳駆動信号電圧 V_{drv} が生成され、これがcMUT 9に印

30

【0080】

T = 5 ~ 16はエコー信号受信期間である。34はエコー受信信号の波形を示しているが、その周期はSW2をON/OFFする周期にほぼ等しい信号となっている。エコー信号受信期間中、SW3はOFF状態、SW4はON状態であり、cMUT 9は生体組織で反射した超音波を受信する。cMUT 9により受信された超音波は電気信号に変換され、SW4及びチャージアンプ8を介して超音波観測装置2に出力される。尚、以上はcMUT 1エレメント分についての記載であったが、これらのエレメントを1次元または2次元に配列したアレイ型振動子の場合もそのエレメントの数に対応した数の上記に記載の制御チャンネルを構成すれば良い。またそれぞれの制御チャンネルに配置されたSWを駆動するタイミングを制御チャンネルごとに位相差を設けることによって送信ビームフォーミングが可能になり、複数のチャージアンプ8の出力を受信ビームフォーミング処理することにより、高精度のリニア走査やセクター走査が可能になる。

40

【0081】

次に、本実施形態におけるcMUTの構造について説明する。

図5は、本実施形態におけるcMUT 9の平面図の一例を示す。同図において、cMUTチップ40には、複数のcMUTエレメント41が並列接続されて配設されている。cMUTエレメント41には、複数のcMUT下部電極42が形成されている。cMUT下部電極42で示される部分はcMUTセルに相当する部分であり、各cMUTセルのメンブレンが振動することで超音波が発生する。各cMUT下部電極42は、cMUT下部電

50

極接続配線43で相互に接続されている。cMUTチップ40の端部(同図の上方)には、DCバイアス電圧供給配線44が配設され、各cMUTELEMENT41の端部にあるcMUT下部電極42と接続されている。

【0082】

同図において、DCバイアス電圧供給配線44とcMUTELEMENT41との間の領域には、MOSFET(Metal - Oxide Semiconductor Field - Effect Transistor)スイッチ45(45a, 45b, 45c)、チャージアンプ51が設けられている。

【0083】

MOSFETスイッチ45aのドレイン領域とDCバイアス電圧供給配線44とが配線52により接続されている。MOSFETスイッチ45aのソース領域とMOSFETスイッチ45bのドレイン領域とが配線53により接続されている。MOSFETスイッチ45bのソース領域とcMUT下部電極42とが配線54により接続されている。MOSFETスイッチ45cのドレイン領域と、DCバイアス電圧供給配線44及びcMUT下部電極42とが配線55により接続されている。MOSFETスイッチ45cのソース領域とチャージアンプ51とが配線56により接続されている。また、各MOSFETスイッチ45(45a, 45b, 45c)にはそれぞれ、ゲート信号入力電極パッド50(50a, 50b, 50c)が設けられている。

【0084】

なお、MOSFETスイッチ45a, 45b, 45cはそれぞれ、図1のスイッチS2, SW3, SW4に対応する。図5では図1の加算器5は不図示である。

図5の左側に形成された領域は、図1の昇圧回路6に相当する部分(昇圧回路領域60)である。昇圧回路領域60には、コンデンサ領域61(図2のコンデンサ C_{out} に相当する)、出力電圧切り替えスイッチ領域62(図1のスイッチSW1に相当する)、高静電容量コンデンサ上部電極63(図2のコンデンサ C_1 に相当する)、高誘電率誘電体薄膜64(図2のコンデンサ C_1 に用いられるに相当する)、入力信号用電極パッド65(図2の V_{in} が入力される電極パッドに相当する)、シュミットトリガーインバータ回路+ダイオード領域66(シュミットトリガーインバータ11及びダイオード D_1 , D_2 に相当する)から構成される。

【0085】

図6は、本実施形態における昇圧回路領域の断面図の一例を示す。図6は、図5の昇圧回路領域60の断面図に相当するものである。しかしながら、図6は説明の都合上、図5とは一部配置が変更されているが、同等の機能を備えるものである。

【0086】

図6において、昇圧回路領域は、シリコン基板71、表面酸化膜72、下部電極73, 74、高誘電率誘電体75, 76、上部電極77, 78、CMOSインバータ回路部(CMOSFET+ダイオード)79、接地配線80、オーミックコンタクト用拡散領域81, 88、MOSFETソース領域82、MOSFETドレイン領域83、MOSFETチャンネル領域84、MOSFETゲート配線85、ダイオードP拡散領域86、N拡散領域87、ダイオード領域89から構成される。この構成について詳述する。

【0087】

同図において、高誘電率誘電体又は強誘電体を用いた大容量薄膜コンデンサ75(図2のコンデンサ C_1 に相当する)、76(図2のコンデンサ C_{out} に相当する)と、表面酸化膜72を形成したシリコン基板71、その上に形成した下部電極73, 74及び上部電極77, 78が形成されている。

【0088】

シリコン基板71には倍電圧昇圧回路を構成するためのシュミットトリガーインバータ領域79(図2のシュミットトリガーインバータ11に相当する)とダイオード領域89(図2のダイオード D_1 , D_2 に相当する)が形成されている。

【0089】

10

20

30

40

50

シュミットトリガーインバータ領域 79 は、ソース領域 82、ドレイン領域 83、及びチャンネル領域 84 からなる MOSFET (図 2 の CMOSFET 21 (Q_1), CMOSFET 22 (Q_2) に相当する) が相補的に図 2 の通りに接続されている (図 6 では片方 CMOSFET 21 (Q_1) を省略している)。

【0090】

CMOSFET 22 (Q_2) に相当する MOSFET チャンネル領域 84 は、ソース側が基板 71 のオーミックコンタクト拡散層 81 を経て同電位となる様に接続してある。一方のコンデンサの上部電極 78 はオーミックコンタクト拡散層 88 を経てシリコン基板 71 に同電位接続されている。

【0091】

シリコン基板 71 が接地されると、接地配線 80、上部電極 78 も接地されることになる。MOSFET ゲート配線 85 には図 2 に示した V_{in} が入力される。更に、上部電極 78 が最終段の倍電圧昇圧部でない場合、上部電極 78 は基板 71 と同電位にするのではなく、図 3 に示した様に、次段のシュミットトリガーインバータの出力部に接続される。

【0092】

図 7 は、本実施形態における昇圧回路領域の平面図の一例を示す。同図は、図 5 の破線で囲まれた領域 67 の拡大図である。シリコン基板 101 には複数の強誘電体薄膜コンデンサ (FEC) 102 が形成されている。また、シリコン基板 101 には、p+ 拡散領域 134 が形成され、そこにさらに複数の n 拡散領域 130 が形成されている。各 n 拡散領域 130 には CMOS インバータ 110 と pn 接合ダイオード 124 が形成されている。以下では、図 8 ~ 図 10 を用いて、強誘電体薄膜コンデンサ 102、CMOS インバータ 110、pn 接合ダイオード 124 を説明する。

【0093】

図 8 は、強誘電体薄膜コンデンサ (FEC) 102 の断面図 (Aa - Ab 面) である。この強誘電体薄膜コンデンサ (FEC) 102 は、シリコン基板 101 の上面に絶縁膜 (表面酸化膜) 103 を形成し、その絶縁膜の上面に下部電極 105、強誘電体薄膜 106、上部電極 104 を形成することにより構成される。下部電極 105 はバッファ層となる Ti や Cr を介した Pt や Au 薄膜が用いられる。

【0094】

図 9 は、CMOS インバータ 110 の断面図 (Ba - Bb 面) である。CMOS インバータ 110 は、次のように構成されている。シリコン基板 101 に、p+ 拡散領域 134 が形成され、さらに n 拡散領域 130 が形成されている。n 拡散領域 130 には p ウェル拡散領域 (p 型井戸拡散領域) 111 が形成され、p ウェル拡散領域 111 には n+ 拡散領域 113 (113a, 113b) が形成されている。また、n 拡散領域 130 には p+ 拡散領域 115 (115a, 115b) が形成されている。

【0095】

cMOS インバータ 110 は、p チャンネル MOSFET (p-MOS) (図 2 の Q_1 に相当する) と n チャンネル MOSFET (n-MOS) (図 2 の Q_2 に相当する) とで構成される。n-MOS を n 形基板内に形成するので、n 形基板に p 形領域 (p ウェル) を形成し、n-MOS (Q_2) が形成されている。この場合、寄生 MOSFET が生じない様にするため、n-MOS のソース電極 140 の下方部 148a や出力電極となるブリッジ電極の下方部 148b に p+ 領域を設けている。同様に、p-MOS (Q_1) に於いても、寄生 MOSFET が生じない様にするため、ソース電極 120 の下方部 148d と出力電極となるブリッジ電極の下方部 148c、n+ 領域を設ける。

【0096】

n 拡散領域 130 の上面には絶縁膜 142 が形成されているが、n+ 拡散領域 113 (113a, 113b) 及び p+ 拡散領域 115 (115a, 115b) の上面は絶縁膜 142 から露出している。

【0097】

その露出した n+ 拡散領域 113a の上面に電極 140 が形成されている。その露出し

10

20

30

40

50

た $n +$ 拡散領域 1 1 3 b の上面と $p +$ 拡散領域 1 1 5 a の上面とはブリッジ電極 1 1 4 で導通している。その露出した $p +$ 拡散領域 1 1 5 b の上面に電極 1 4 3 が形成されている。また、ゲート電極 1 1 2 , 1 1 6 が絶縁膜 1 4 2 の上面に形成されている。

【 0 0 9 8 】

電極 1 4 0 には $CMOS$ インバータの直流電圧供給端子 1 4 4 が設けられている。ゲート電極 1 1 2 , 1 1 6 には $CMOS$ インバータの入力端子 1 4 5 が設けられている。ブリッジ電極 1 1 4 には $CMOS$ インバータの出力端子 1 4 6 が設けられている。電極 1 4 3 には $CMOS$ インバータの接地端子 1 4 7 が設けられている。

【 0 0 9 9 】

ここで、出力端子 1 4 6 は図 2 の端子 1 6 に相当するものである。直流電圧供給端子 1 4 4 は、図 2 の端子 1 2 に相当するものである。接地端子 1 4 7 は、図 2 の端子 1 3 に相当するものである。

10

【 0 1 0 0 】

図 1 0 は、 pn 接合ダイオード 1 2 4 の断面図 ($C a - C b$ 面) である。 pn 接合ダイオード 1 2 4 は、次のように構成されている。シリコン基板 1 0 1 に、 $p +$ 拡散領域 1 3 4 が形成され、さらに n 拡散領域 1 3 0 が形成されている。 n 拡散領域 1 3 0 には p 拡散領域 1 2 0 , 1 2 2、 $n +$ 拡散領域 1 2 1 , 1 2 3 が形成されている。また、 n 拡散領域 1 3 0 と、 $p +$ 拡散領域 1 3 4 の一部とに、 $p +$ アイソレーション領域 1 5 4 , 1 5 6 が形成されている。 n 拡散領域 1 3 0 の上面には絶縁膜 1 5 0 が形成されているが、 p 拡散領域 1 2 0 , 1 2 2、 $n +$ 拡散領域 1 2 1 , 1 2 3 の上面は絶縁膜 1 5 0 から露出している。

20

【 0 1 0 1 】

その露出した p 拡散領域 1 2 0 の上面に電極 1 5 1 が形成されている。その露出した $n +$ 拡散領域 1 2 1 の上面と $p +$ 拡散領域 1 2 2 の上面とはブリッジ電極 1 5 2 で導通している。その露出した $n +$ 拡散領域 1 2 3 の上面に電極 1 5 3 が形成されている。

【 0 1 0 2 】

電極 1 5 1 には入力端子 1 5 7 が設けられている。ブリッジ電極 1 5 2 には共通端子 1 5 8 が設けられている。電極 1 5 3 には出力端子 1 5 9 が設けられている。

ここで、入力端子 1 5 7 は図 2 の端子 1 7 に相当するものである。共通端子 1 5 8 は、図 2 の端子 1 9 に相当するものである。出力端子 1 5 9 は、図 2 の端子 1 8 に相当するものである。

30

【 0 1 0 3 】

図 7 に戻って説明する。強誘電体薄膜コンデンサ 1 0 2 の上部電極 1 0 4 と pn 接合ダイオード 1 2 4 のゲート電極 1 5 2 は FEC 上部電極配線 1 2 5 により導通している。 pn 接合ダイオード 1 2 4 の $n +$ 拡散領域 1 2 3 は、次段の pn 接合ダイオード 1 2 4 の p 拡散領域 1 2 0 と接続配線 1 3 2 により導通している。

【 0 1 0 4 】

$CMOS$ インバータ 1 1 0 のブリッジ電極 1 1 4、ゲート電極 1 1 2 , 1 1 6 は下部電極 1 0 5 と接続配線 1 1 8 , 1 3 3 により導通している。 $CMOS$ インバータ 1 1 0 の直流電圧供給端子 1 4 4 と直流電圧接続配線 1 3 5 とが接続されている。 $CMOS$ インバータ 1 1 0 の接地端子 1 4 7 と接地配線 1 3 1 とが接続されている。

40

【 0 1 0 5 】

以下では、複数の $cMUT$ エLEMENT の集積させた $cMUT$ ユニット群を円筒状に配置した場合について図 1 1 ~ 図 1 4 を用いて説明する。なお、図 1 1 ~ 図 1 4 の配置の形態は一例であり、これらに限定されない。

【 0 1 0 6 】

図 1 1 は、円筒状に配設した $cMUT$ ユニット群の上面図である。図 1 2 は、図 1 1 の円筒状に配設した $cMUT$ ユニット群の側面図である。 $cMUT$ 振動子ユニット 1 6 1 は、複数 (例えば 4 8 個) の $cMUT$ エLEMENT からなり、その各エLEMENT は複数の $cMUT$ セルからなる。

50

【 0 1 0 7 】

c M U T 振動子ユニット 1 6 1 は、スルーホールフレキシブルプリント基板（スルーホール F P C ）上に設けられており、その反対の面側には各 c M U T 振動子ユニット 1 6 1 に対応する制御回路ユニットが設けられている。スルーホール F P C は各エレメントの電極が制御回路ユニットの信号入出力用ターミナルパッドに接続される様、スルーホールが形成されている。先ずそれぞれ平面構造の c M U T アレイユニットを M E M S 技術を用いて形成、制御回路ユニット集積回路を接合し、c M U T アレイユニットと制御回路ユニット集積回路をそれぞれダイシングし、ユニット分割した後、まるめて円筒状にする。

【 0 1 0 8 】

図 1 3 は、c M U T ユニット 1 6 1 の拡大図である。c M U T 振動子ユニット 1 6 1 は、フレキシブルプリント基板（F P C）1 7 2 に設けられた複数の c M U T エレメント 1 7 1 より構成される。

10

【 0 1 0 9 】

図 1 4 は、c M U T エレメント 1 7 1 の拡大図である。c M U T エレメント 1 7 1 は複数の振動子セル 1 8 0 から構成され、各振動子セル 1 8 0 には電極 1 8 1 が設けられている。電極 1 8 1 は昇圧回路に接続されている。

【 0 1 1 0 】

以上より、本実施形態における c M U T は、同一半導体基板に、低電圧の交流信号入力端子、C M O S インバータ回路、薄膜コンデンサ、ダイオード、直流高電圧信号出力端子等から構成される直流高電圧手段を形成することができるので、超音波振動子の小型化を実現することができる。さらに、この半導体に、加算器、チャージアンプ、半導体スイッチ、半導体スイッチ制御手段等も形成することもできるので、より小型化を図ることができる。

20

【 0 1 1 1 】

また、本実施形態では、体腔内挿入型超音波診断装置に搭載される c M U T に高電圧発生手段を形成した場合について説明したが、これに限定されず、超音波カテーテル、超音波カプセル内視鏡等の装置に組み込むことも可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 1 2 】

【図 1】本実施形態における体腔内挿入型超音波診断装置の構成を示す。

30

【図 2】本実施形態における昇圧回路 6 の原理を示す図である。

【図 3】本実施形態における昇圧回路 6 の構成概念図である。

【図 4】本実施形態におけるスイッチ（S W）動作及び超音波送信駆動電圧信号のタイミングチャートを示す。

【図 5】本実施形態における c M U T 9 の平面図の一例を示す。

【図 6】本実施形態における昇圧回路領域の断面図の一例を示す。

【図 7】本実施形態における昇圧回路領域の平面図の一例を示す。

【図 8】強誘電体薄膜コンデンサ（F E C）1 0 2 の断面図（A a - A b 面）である。

【図 9】C M O S インバータ 1 1 0 の断面図（B a - B b 面）である。

【図 1 0】p n 接合ダイオード 1 2 4 の断面図（C a - C b 面）である。

40

【図 1 1】円筒状に配設した c M U T ユニット群の上面図である。

【図 1 2】図 1 1 の円筒状に配設した c M U T ユニット群の側面図である。

【図 1 3】c M U T ユニット 1 6 1 の拡大図である。

【図 1 4】c M U T エレメント 1 7 1 の拡大図である。

【図 1 5】従来における c M U T の一例を示す。

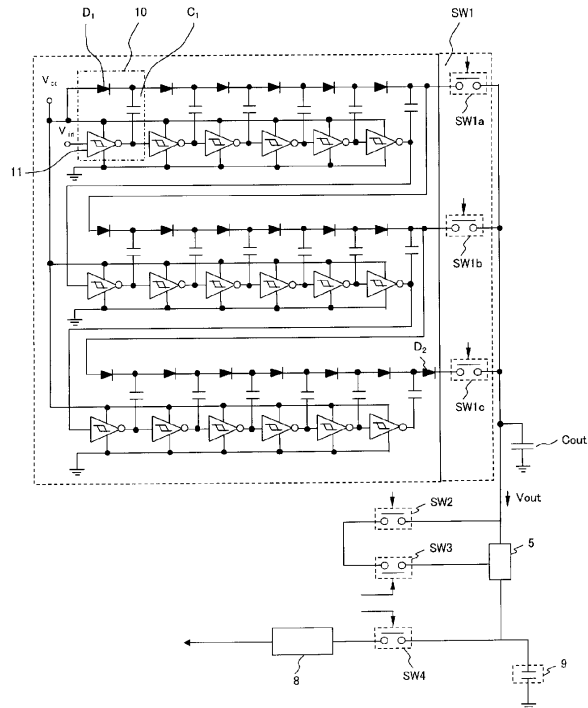
【図 1 6】従来における超音波振動子駆動方法の一例（その 1）を示す。

【図 1 7】従来における超音波振動子駆動方法の一例（その 2）を示す。

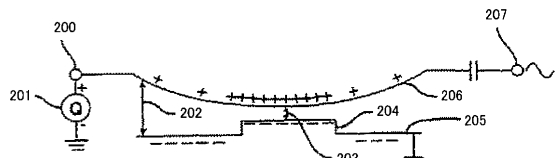
【符号の説明】

【 0 1 1 3 】

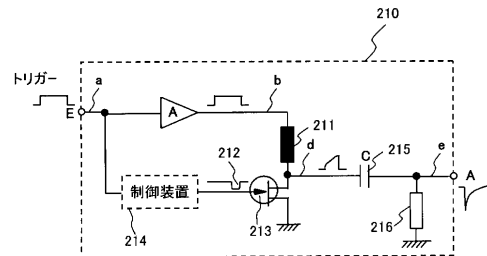
【 図 3 】



【 図 1 5 】

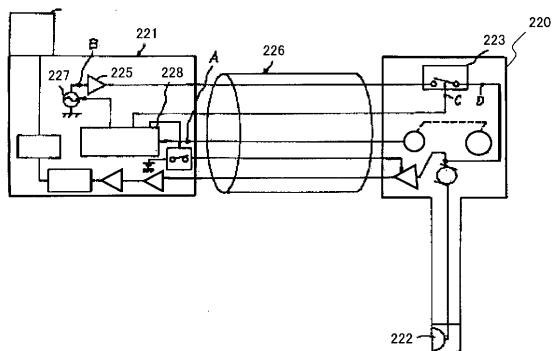


【 図 1 6 】

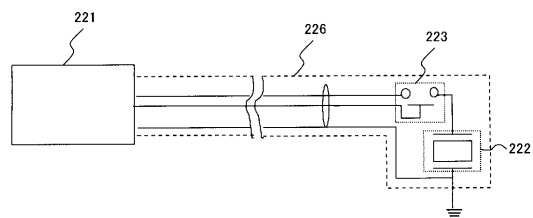


【圖 17】

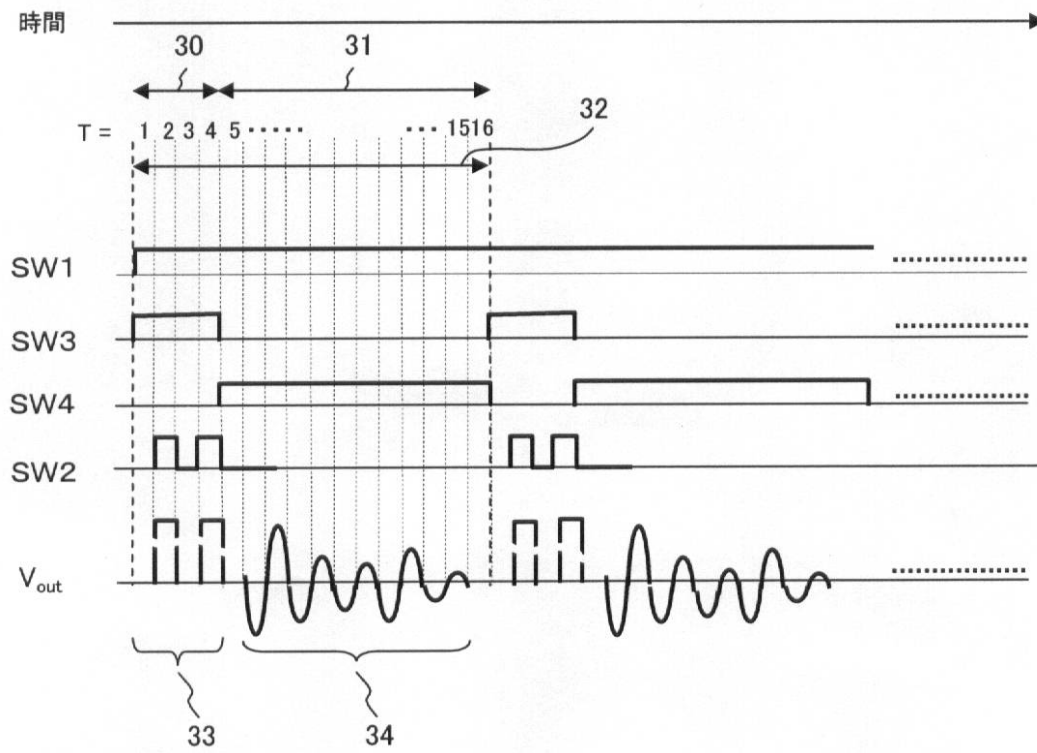
(a)



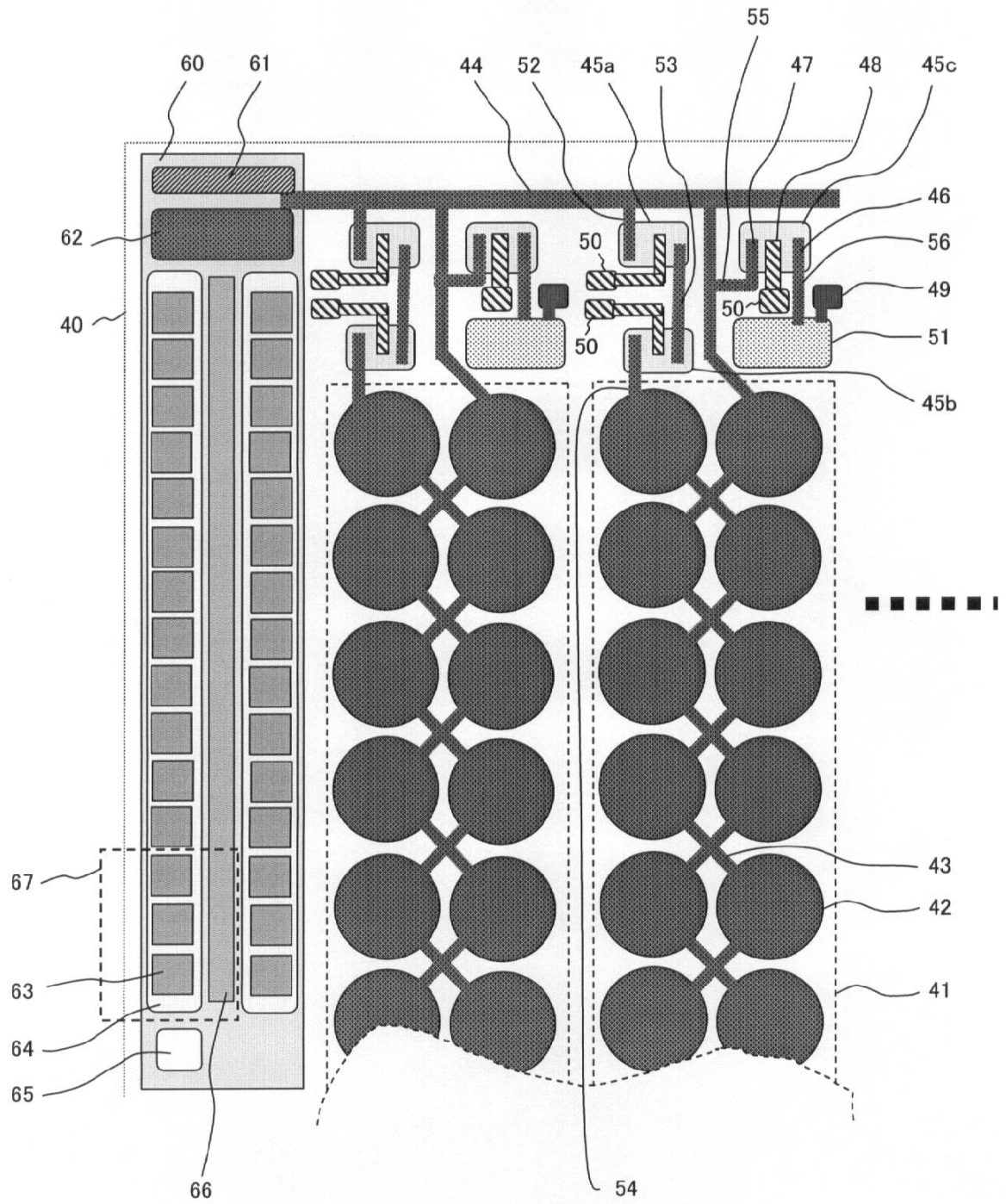
(b)



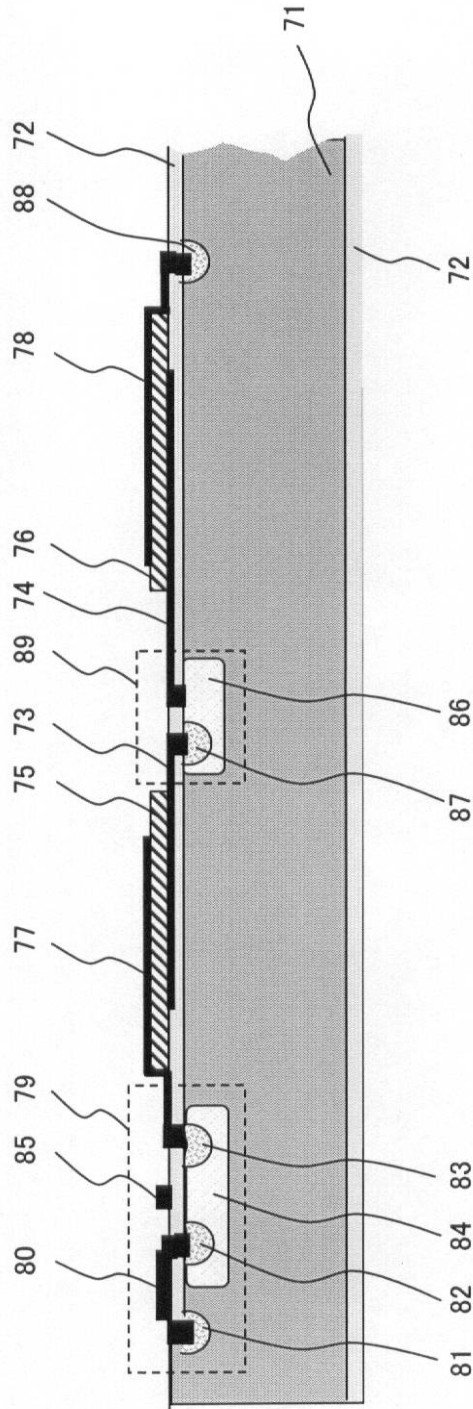
【図4】



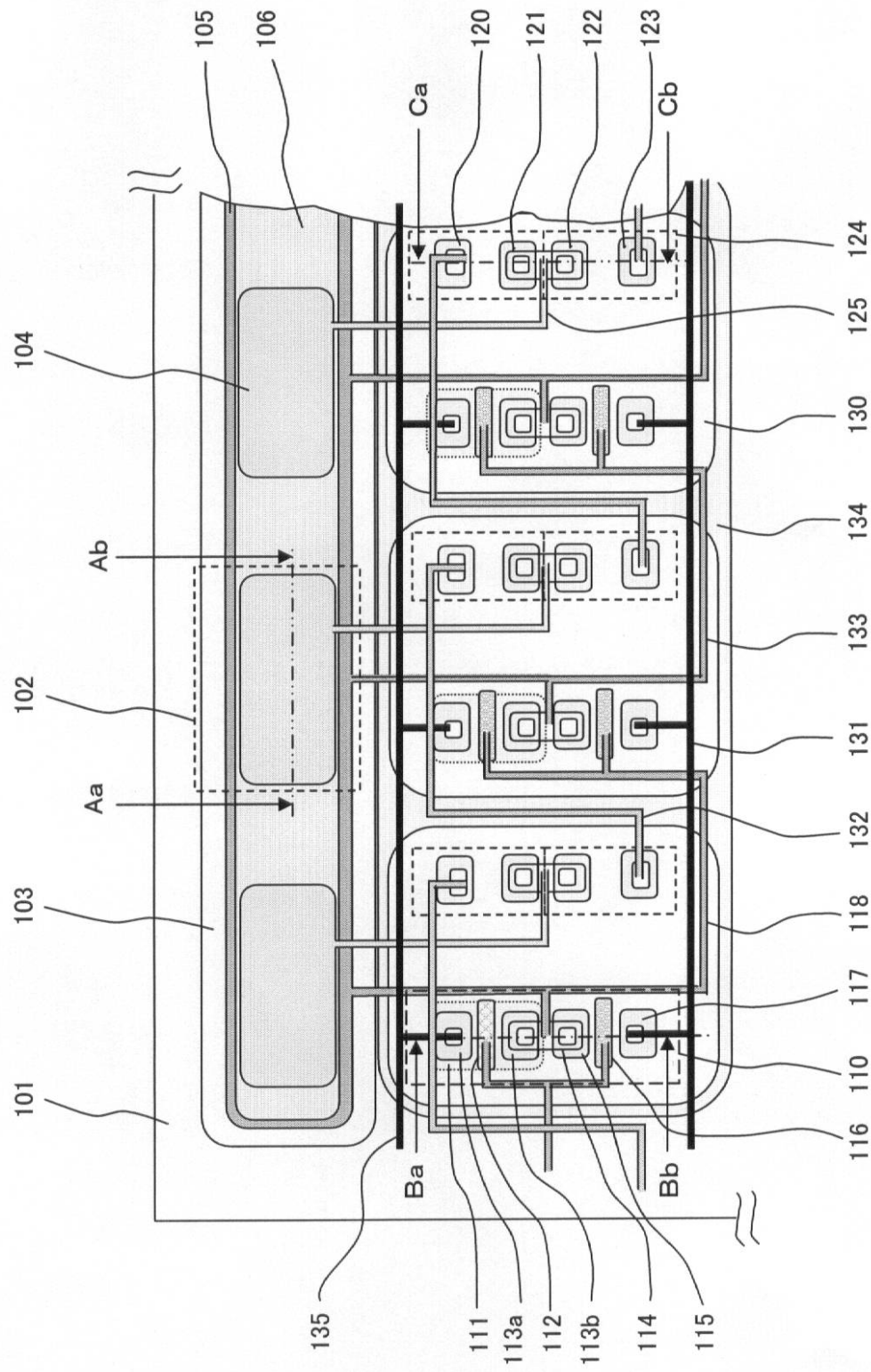
【図5】



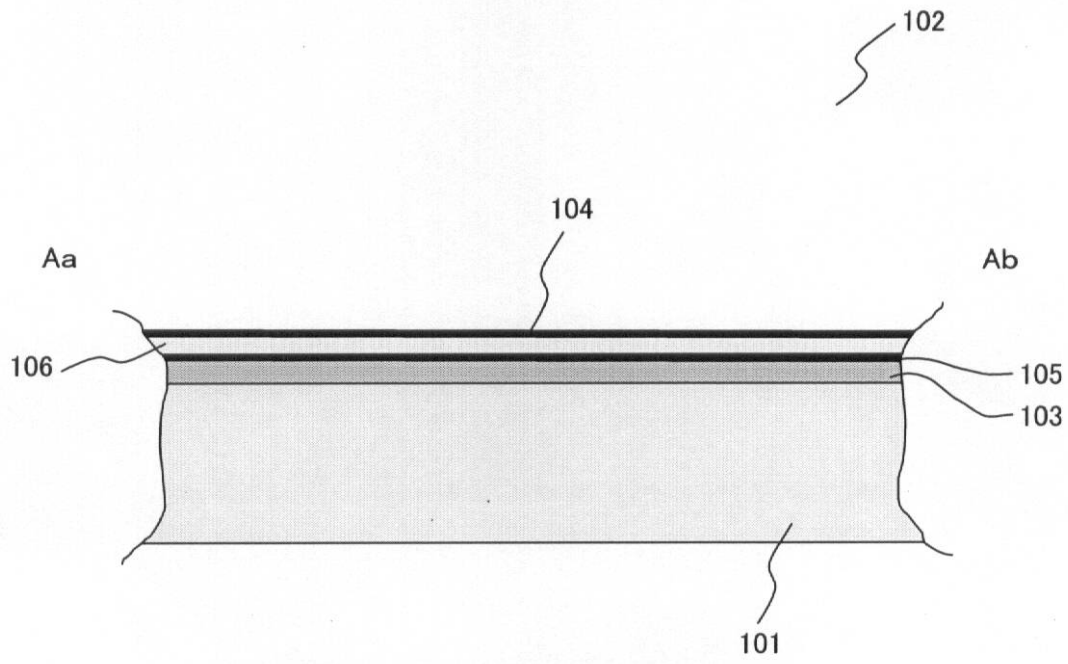
【図6】



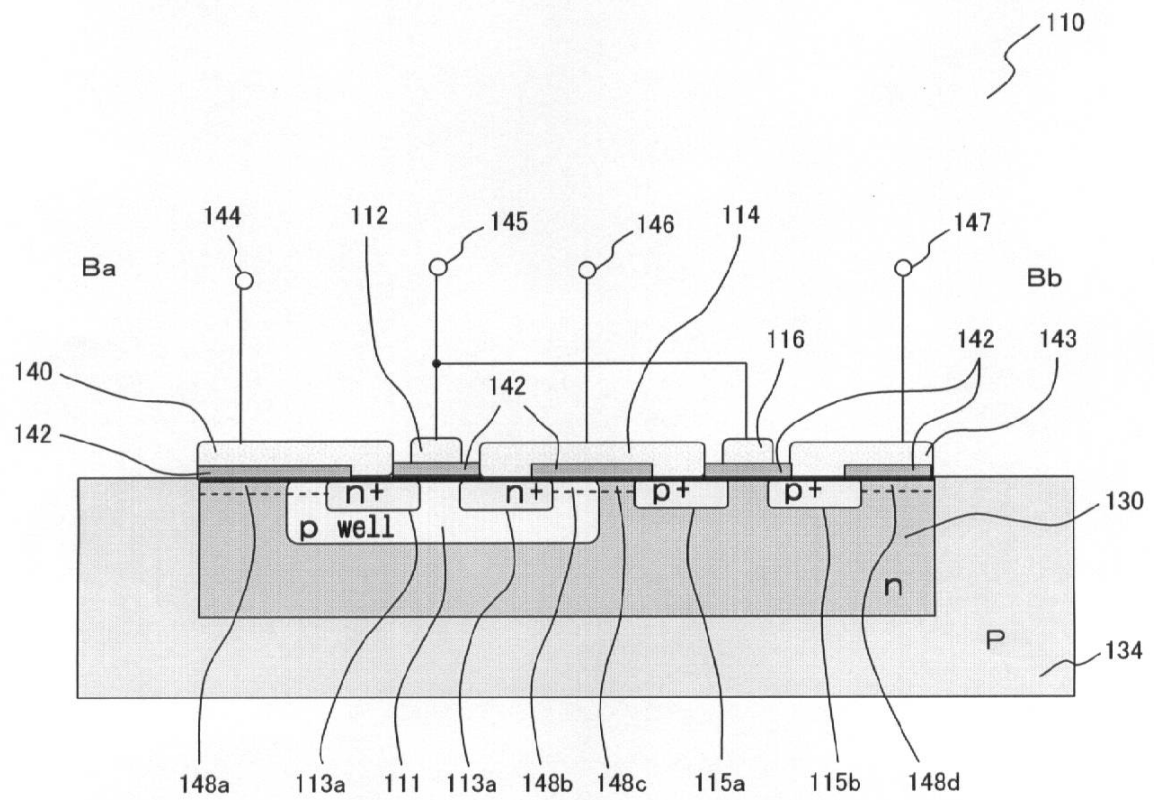
【図7】



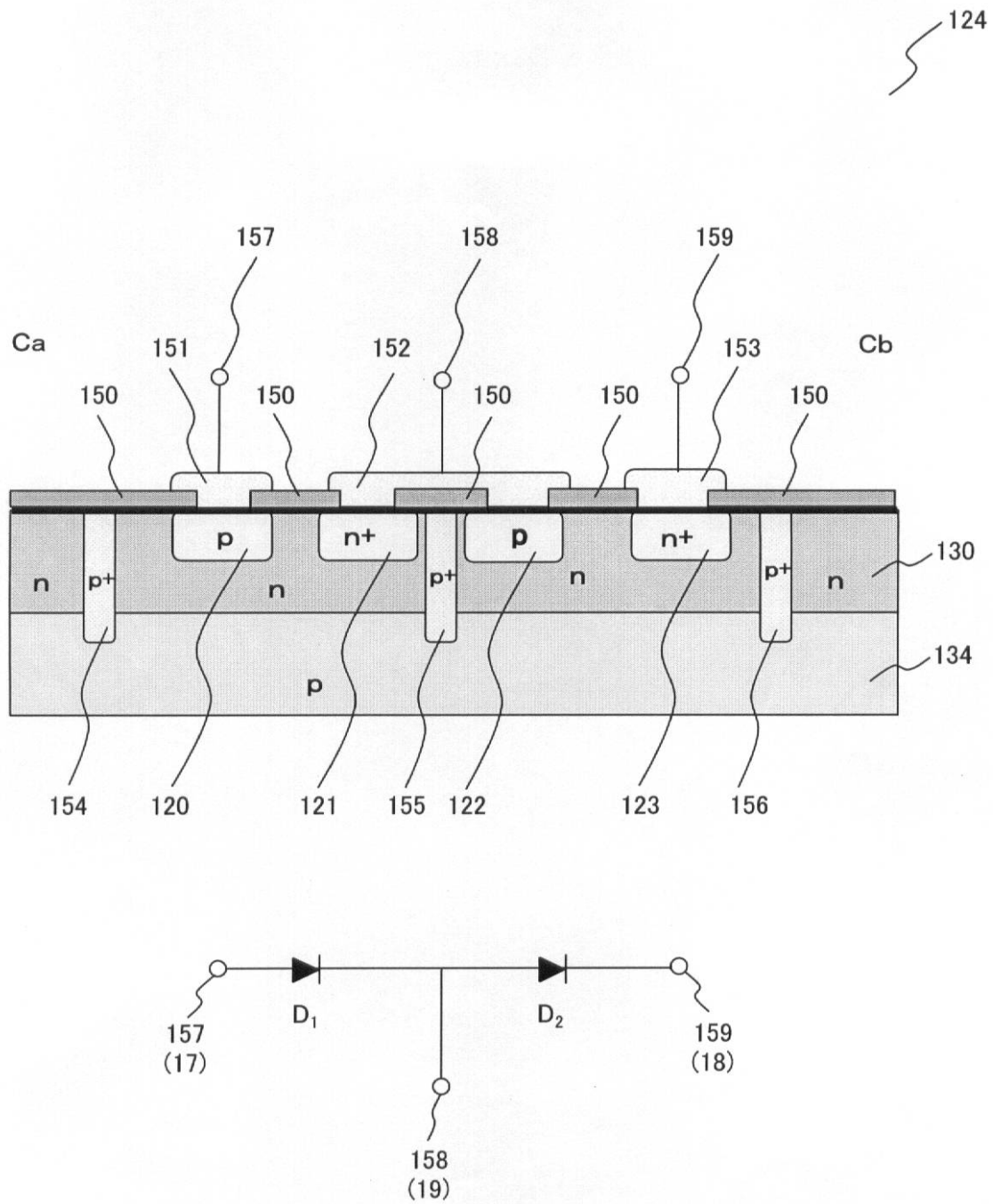
【 図 8 】



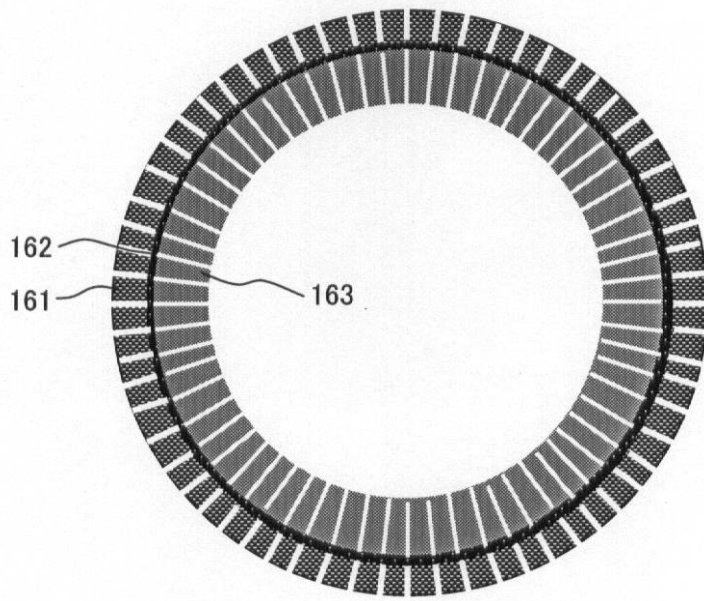
【 図 9 】



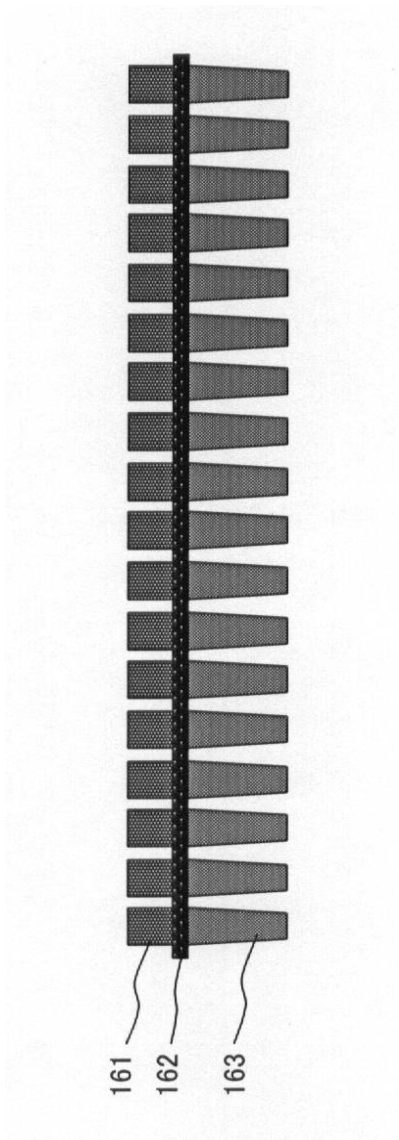
【図10】



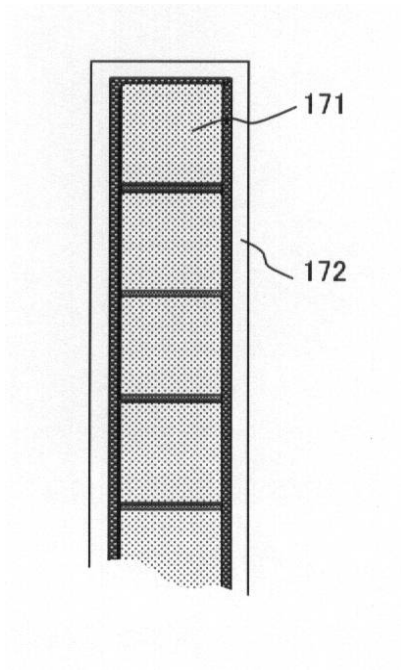
【図 1 1】



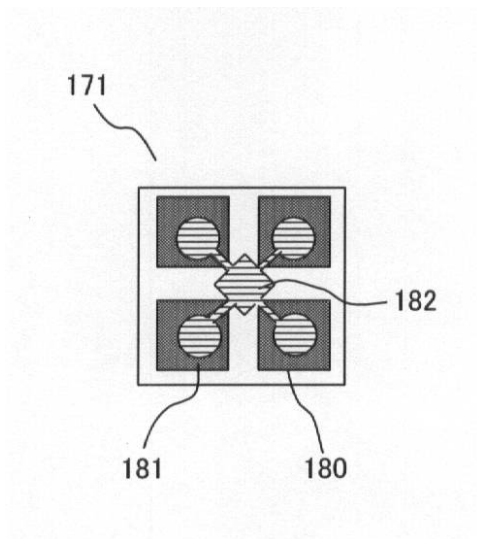
【図 1 2】



【図 13】



【図 14】



 フロントページの続き

- (72)発明者 田宮 公成
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 網倉 正明
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 松本 一哉
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 太田 亮
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 長谷川 守
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 伊藤 寛
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特表 2 0 0 4 - 5 0 3 3 1 3 (J P , A)
特表 2 0 0 4 - 2 7 4 7 5 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 5 / 1 2 0 3 5 9 (W O , A 1)
I. O. Wygant et al , Integrated Ultrasonic Imaging Systems Based on CMUT Arrays: Recent Progress , Proceedings of 2004 IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Joint 50th Anniversary Conference , 2 0 0 4 年 8 月 2 3 日 , vol.1 , pp.391-394

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2
H 0 4 R 3 / 0 0
H 0 4 R 1 9 / 0 0

专利名称(译)	静电容量型超音波振动子装置		
公开(公告)号	JP4880275B2	公开(公告)日	2012-02-22
申请号	JP2005289823	申请日	2005-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
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 奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達日出夫 若林勝裕 田宮公成 網倉正明 松本一哉 太田亮 長谷川守 伊藤寛		
发明人	安達 日出夫 若林 勝裕 田宮 公成 網倉 正明 松本 一哉 太田 亮 長谷川 守 伊藤 寛		
IPC分类号	A61B8/12 H04R19/00 H04R3/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 B06B1/0207 B06B1/0292 B06B2201/51 G01N29/2406		
FI分类号	A61B8/12 H04R19/00.330 H04R3/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB41 4C601/GB48 4C601/HH01 4C601/HH02 5D019/AA25 5D019/DD01 5D019/EE06 5D019/FF04		
其他公开文献	JP2007097760A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在硅基板上或内部提供直流高压产生装置来使电容型超声波振动器装置小型化，这与使用微机械工艺制造的超声波振动器相同。ŽSOLUTION：该电容式超声波振动器装置的特征在于包括形成在半导体基板上的电容型超声波振动器，以及用于产生叠加在驱动信号上的直流高压信号到电容型的直流高压产生装置超声波振动器。Ž

1

