

(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2007-97760

(P2007-97760A)

(43) 公開日 平成19年4月19日(2007.4.19)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

**A61B 8/12 (2006.01)**

A 6 1 B 8/12

4C601

**HO 4 R 19/00 (2006.01)**

H04R 19/00 330

5 D O 1 9

**HO4R 3/00 (2006.01)**

H04 R	3/00	330
-------	------	-----

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2005-289823 (P2005-289823)

(22) 出願日 平成17年10月3日 (2005. 10. 3)

(71) 出願人 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

(71) 出願人 000000376

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) 發明者 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) 發明者 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](#)

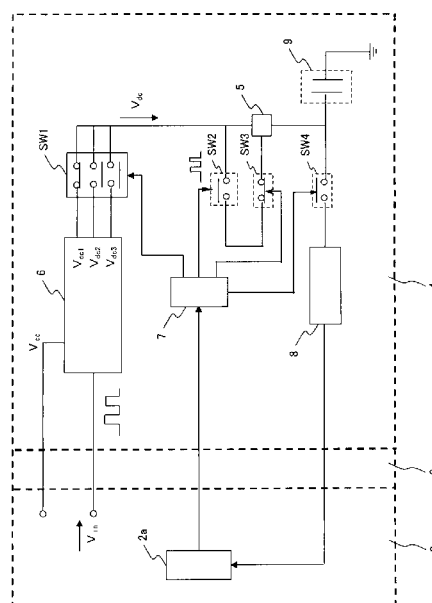
(54) 【発明の名称】 静電容量型超音波振動子装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、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、直流高電圧発生手段を備えて、静電容量型超音波振動子装置の小型化を実現する。

【解決手段】 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、を備えることを特徴とする静電容量型超音波振動子装置により、上記課題の解決を図る。

【選択図】 図1



## 【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、  
を備え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、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、  
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 3】

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。 20

## 【請求項 5】

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 4 に記載の静電容量型超音波振動子装置。 30

## 【請求項 6】

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 5 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

## 【請求項 7】

前記強誘電体薄膜は、BaTiO<sub>3</sub>及びSrTiO<sub>3</sub>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 6 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

## 【請求項 8】

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 5 に記載の静電容量型超音波振動子装置。 40

## 【請求項 9】

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 4 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

## 【請求項 10】

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 4 に記載の静電容量型超音波振動子装置。 50

## 【請求項 1 1】

前記 C M O S インバータ回路は、縦型 V 溝 M O S F E T ( V M O S F E T ) により構成される

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 1 2】

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。

10

## 【請求項 1 3】

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 2 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

## 【請求項 1 4】

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

20

イッチ

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、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

30

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。

## 【請求項 1 6】

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 5 に記載の静電容量型超音波振動子装置。

40

## 【請求項 1 7】

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 6 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 8】

請求項 2 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、

50

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。

【請求項19】

請求項17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20】

請求項17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21】

請求項17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テル。

【請求項22】

請求項17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23】

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する

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

10

20

30

40

50

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られており、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（C a p a c i t i v e M i c r o m a c h i n e d U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r（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。

10

【０００５】

一方、最近ハーモニクイメーキ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】

20

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、上述したハーモニクイメーキングに適している。

【０００７】

図１５は、従来におけるｃＭＵＴの一例を示す。同図は、特許文献１に開示されたｃＭＵＴ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（ｃＭＵＴ）によって形成される。ｃＭＵＴを構成する各セルは、荷電振動板２０６を有している。この荷電振動板２０６は、逆に荷電された基板２０５に容量性をもって対向する。

【０００８】

30

この振動板２０６は、バイアス荷電によって基板２０５方向へ屈曲する。また、この基板２０５には、振動板２０６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２０６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。

【０００９】

ｃＭＵＴ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２０１などの補助振動子回路と一体化され得る。ｃＭＵＴ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。

40

【００１０】

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。

【００１１】

それに対し本発明の出願人は、ＤＣ電圧印加のタイミングをｒｆ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）。

50

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。

10

#### 【 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。

20

#### 【 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無いが、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。

30

#### 【 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。

#### 【 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。

40

#### 【 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。

#### 【 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

50

近傍に実装することが提案されていた。

【特許文献１】特表２００４－５０３３１３号公報

【特許文献２】特開２００４－１７６０３９号公報

【特許文献３】特公昭６３－０２６３４１号公報

【特許文献４】特許第３０６２３１３号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００２０】

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、ｃＭＵＴやｐＭＵＴ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。 10

【００２１】

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。

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】

【００２２】

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、を備え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。 20

【００２３】

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、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、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。 30

【００２４】

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。

【００２５】

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。 40

【００２６】

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。

【００２７】

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 50

、強誘電体薄膜からなることを特徴とする請求項 5 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】

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、前記強誘電体薄膜は、 $\text{BaTiO}_3$  及び  $\text{SrTiO}_3$  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 6 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 8 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 5 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

【0030】

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 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。

【0031】

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 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 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。 20

【0032】

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 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 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。

【0033】

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。 30

【0034】

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 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。

【0035】

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 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。 40

【0036】

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、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 50

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。

【0037】

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、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15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

【0038】

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、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1～16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。

【0039】

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2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。

20

【0040】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項19に記載の発明によれば、請求項17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20に記載の発明によれば、請求項17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。

30

【0042】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項21に記載の発明によれば、請求項17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。

【0043】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項22に記載の発明によれば、請求項17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。

40

【0044】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項23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、

50

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す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】

【0045】

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】

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

超音波観測装置2は、制御部2aを備えている。制御部2a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。

【0049】

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cMUT9が設けられており、このcMUT9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cMUT9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。

【0050】

超音波プローブ4には、スイッチSW1、SW2、SW3、SW4、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、cMUT9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、cMUT9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。

【0051】

静電容量型超音波振動子アレイ（cMUT9）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。

【0052】

スイッチ制御信号発生器7は、スイッチSW1～SW4をON/OFF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ON/OFFするタイミング及びON/OFFしている時間を決める信号を発生させる。スイッチSW1～SW4は、DMOS（Double Diffused MOS、2重拡散型MOSFET）

10

20

30

40

50

またはVMOS ( V - g r o o v e MOS、縦型V溝MOSFET ) により作成されている。

#### 【 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。

10

#### 【 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。

20

#### 【 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。

30

#### 【 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を発生させる。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。

40

#### 【 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

50

の受信信号に基づいて超音波診断画像を構築する。

【0062】

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11、コンデンサ $C_1$ 、 $C_{out}$ 、ダイオード $D_1$ 、 $D_2$ 、端子12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20から構成される。シュミットトリガーインバータ11はCMOSFET(Complementary Metal-Oxide Semiconductor Field-Effect Transistor)21( $Q_1$ )、CMOSFET22( $Q_2$ )を有している。

【0063】

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16に、例えば7.5MHzで10V<sub>op</sub>の矩形波 $V_{in}$ を印加する( $V_{cc}$ も10V)。

【0064】

共通ゲート接続端子16に10Vが印加されているタイミングでは、 $Q_1$ がON、 $Q_2$ がOFF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。

【0065】

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 $V_{out} = V_{cc} - 2V_D$ 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。)

【0066】

次に、 $V_{in} = 0$ とした場合、 $Q_1$ がOFF、 $Q_2$ がON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。

【0067】

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、 $V_{out} = V_{out1} + V_{c1} = 2(V_{in} - V_D)$ 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、

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

$V_{cc} \gg V_D$ の場合、

$$V_{out} \approx (N + 1)V_{cc}$$

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、 $V_{out} = 7(V_{cc} - V_D)$  ( $V_{cc} \gg V_D$ の場合、 $V_{out} \approx 7V_{cc}$ )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、 $V_{out} = 13(V_{cc} - V_D)$  ( $V_{cc} \gg V_D$ の場合、 $V_{out} \approx 13V_{cc}$ )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、 $V_{out} = 19(V_{cc} - V_D)$  ( $V_{cc} \gg V_D$ の場合、 $V_{out} \approx 19V_{cc}$ )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SW2~4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cMUT9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。cMUT9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。

#### 【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。

10

20

30

40

50

## 【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  $cMUT9$  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、 $cMUT9$  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  $cMUT9$  に印加されることにより、 $cMUT9$  より超音波が放射される。

10

## 【0080】

$T = 5 \sim 16$  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、 $cMUT9$  は生体組織で反射した超音波を受信する。 $cMUT9$  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  $cMUT1$  エlement 分についての記載であったが、これらのElement 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Element 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。

20

## 【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  $cMUT9$  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  $cMUT$  Element  $41$  が並列接続されて配設されている。 $cMUT$  Element  $41$  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  $cMUT$  Element  $41$  の端部にある  $cMUT$  下部電極  $42$  と接続されている。

30

## 【0082】

同図において、 $DC$  バイアス電圧供給配線  $44$  と  $cMUT$  Element  $41$  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。

40

## 【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。

50

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 6 0）である。昇圧回路領域 6 0 には、コンデンサ領域 6 1（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 6 2（図 1 のスイッチ  $SW_1$  に相当する）、高静電容量コンデンサ上部電極 6 3（図 2 のコンデンサ  $C_1$  に相当する）、高誘電率誘電体薄膜 6 4（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 6 5（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 6 6（シュミットトリガーインバータ 1 1 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 6 0 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 7 1、表面酸化膜 7 2、下部電極 7 3、7 4、高誘電率誘電体 7 5、7 6、上部電極 7 7、7 8、CMOS インバータ回路部（CMOS FET + ダイオード）7 9、接地配線 8 0、オーミックコンタクト用拡散領域 8 1、8 8、MOS FET ソース領域 8 2、MOS FET ドレイン領域 8 3、MOS FET チャンネル領域 8 4、MOS FET ゲート配線 8 5、ダイオード P 拡散領域 8 6、N 拡散領域 8 7、ダイオード領域 8 9 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 7 5（図 2 のコンデンサ  $C_1$  に相当する）、7 6（図 2 のコンデンサ  $C_{out}$  に相当する）と、表面酸化膜 7 2 を形成したシリコン基板 7 1、その上に形成した下部電極 7 3、7 4 及び上部電極 7 7、7 8 が形成されている。

#### 【0088】

シリコン基板 7 1 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 7 9（図 2 のシュミットトリガーインバータ 1 1 に相当する）とダイオード領域 8 9（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】

シュミットトリガーインバータ領域 7 9 は、ソース領域 8 2、ドレイン領域 8 3、及びチャンネル領域 8 4 からなる MOS FET（図 2 の CMOS FET 2 1（ $Q_1$ ）、CMOS FET 2 2（ $Q_2$ ）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 CMOS FET 2 1（ $Q_1$ ）を省略している）。

#### 【0090】

CMOS FET 2 2（ $Q_2$ ）に相当する MOS FET チャンネル領域 8 4 は、ソース側が基板 7 1 のオーミックコンタクト拡散層 8 1 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 7 8 はオーミックコンタクト拡散層 8 8 を経てシリコン基板 7 1 に同電位接続されている。

#### 【0091】

シリコン基板 7 1 が接地されると、接地配線 8 0、上部電極 7 8 も接地されることになる。MOS FET ゲート配線 8 5 には図 2 に示した  $V_{in}$  が入力される。更に、上部電極 7 8 が最終段の倍電圧昇圧部でない場合、上部電極 7 8 は基板 7 1 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 6 7 の拡大図である。シリコン基板 1 0 1 には複数の強誘電体薄膜コンデンサ（FEC）1 0 2 が形成されている。また、シリコン基板 1 0 1 には、p + 拡散領域 1 3 4 が形成され、そこにさらに複数の n 拡散領域 1 3 0 が形成されている。各 n 拡散領域 1 3 0 には CMOS インバータ 1 1 0 と pn 接合ダイオード 1 2 4 が形成されている。以下では、図 8 ~ 図 1 0 を用いて、強誘電体薄膜コンデンサ 1 0 2、CMOS インバータ

10

20

30

40

50

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<sub>1</sub>に相当する)とnチャンネルMOSFET(n-MOS)(図2のQ<sub>2</sub>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<sub>2</sub>)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<sub>1</sub>)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。その露出したn+拡散領域113bの上面とp+拡散領域115aの上面とはブリッジ電極114で導通している。その露出したp+拡散領域115bの上面に電極143が形成されている。また、ゲート電極112, 116が絶縁膜142の上面に形成されている。

【0098】

電極140にはCMOSインバータの直流電圧供給端子144が設けられている。ゲート電極112, 116にはCMOSインバータの入力端子145が設けられている。ブリッジ電極114にはCMOSインバータの出力端子146が設けられている。電極143にはCMOSインバータの接地端子147が設けられている。

【0099】

ここで、出力端子146は図2の端子16に相当するものである。直流電圧供給端子144は、図2の端子12に相当するものである。接地端子147は、図2の端子13に相当するものである。

【0100】

図10は、pn接合ダイオード124の断面図(Ca - Cb面)である。pn接合ダイオード124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拡散領域120, 122、n+拡散領域121, 123が形成されている。また、n拡散領域130と、p+拡散領域134の一部とに、p+アイソレーション領域154, 156が形成されている。n拡散領域130の上面には絶縁膜150が形成されているが、p拡散領域120, 122、n+拡散領域121, 123の上面は絶縁膜150から露出している。

10

20

30

40

50

## 【0101】

その露出したp拡散領域120の上面に電極151が形成されている。その露出したn+拡散領域121の上面とp+拡散領域122の上面とはブリッジ電極152で導通している。その露出したn+拡散領域123の上面に電極153が形成されている。

## 【0102】

電極151には入力端子157が設けられている。ブリッジ電極152には共通端子158が設けられている。電極153には出力端子159が設けられている。

ここで、入力端子157は図2の端子17に相当するものである。共通端子158は、図2の端子19に相当するものである。出力端子159は、図2の端子18に相当するものである。

10

## 【0103】

図7に帰って説明する。強誘電体薄膜コンデンサ102の上部電極104とpn接合ダイオード124のゲート電極152はFEC上部電極配線125により導通している。pn接合ダイオード124のn+拡散領域123は、次段のpn接合ダイオード124のp拡散領域120と接続配線132により導通している。

## 【0104】

CMOSインバータ110のブリッジ電極114、ゲート電極112, 116は下部電極105と接続配線118, 133により導通している。CMOSインバータ110の直流電圧供給端子144と直流電圧接続配線135とが接続されている。CMOSインバータ110の接地端子147と接地配線131とが接続されている。

20

## 【0105】

以下では、複数のcMUTエレメントの集積させたcMUTユニット群を円筒状に配置した場合について図11～図14を用いて説明する。なお、図11～図14の配置の形態は一例であり、これらに限定されない。

## 【0106】

図11は、円筒状に配設したcMUTユニット群の上面図である。図12は、図11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161は、複数(例えば48個)のcMUTエレメントからなり、その各エレメントは複数のcMUTセルからなる。

## 【0107】

cMUT振動子ユニット161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FPC)上に設けられており、その反対の面側には各cMUT振動子ユニット161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FPC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cMUTアレイユニットをMEMS技術を用いて形成、制御回路ユニット集積回路を接合し、cMUT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、まとめて円筒状にする。

30

## 【0108】

図13は、cMUTユニット161の拡大図である。cMUT振動子ユニット161は、フレキシブルプリント基板(FPC)172に設けられた複数のcMUTエレメント171より構成される。

40

## 【0109】

図14は、cMUTエレメント171の拡大図である。cMUTエレメント171は複数の振動子セル180から構成され、各振動子セル180には電極181が設けられている。電極181は昇圧回路に接続されている。

## 【0110】

以上より、本実施時形態におけるcMUTは、同一半導体基板に、低電圧の交流信号入力端子、CMOS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

50

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。

#### 【0111】

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cMUT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】

#### 【0112】

【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。

【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。

10

【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(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5】本実施形態におけるcMUT9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(FEC)102の断面図(Aa - Ab面)である。

【図9】CMOSインバータ110の断面図(Ba - Bb面)である。

【図10】pn接合ダイオード124の断面図(Ca - Cb面)である。

【図11】円筒状に配設したcMUTユニット群の上面図である。

20

【図12】図11の円筒状に配設したcMUTユニット群の側面図である。

【図13】cMUTユニット161の拡大図である。

【図14】cMUTエレメント171の拡大図である。

【図15】従来におけるcMUTの一例を示す。

【図16】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17】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】

#### 【0113】

1 体腔内挿入型超音波診断装置

2 超音波観測装置

30

2a 制御部

3 湾曲部及び可撓管部

4 超音波プローブ

5 加算器

6 昇圧回路

7 スイッチ制御信号発生器

8 チャージアンプ

9 cMUT

SW1, SW2, SW3, SW4 スイッチ

11 シュミットトリガーインバータ

40

12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20 端子

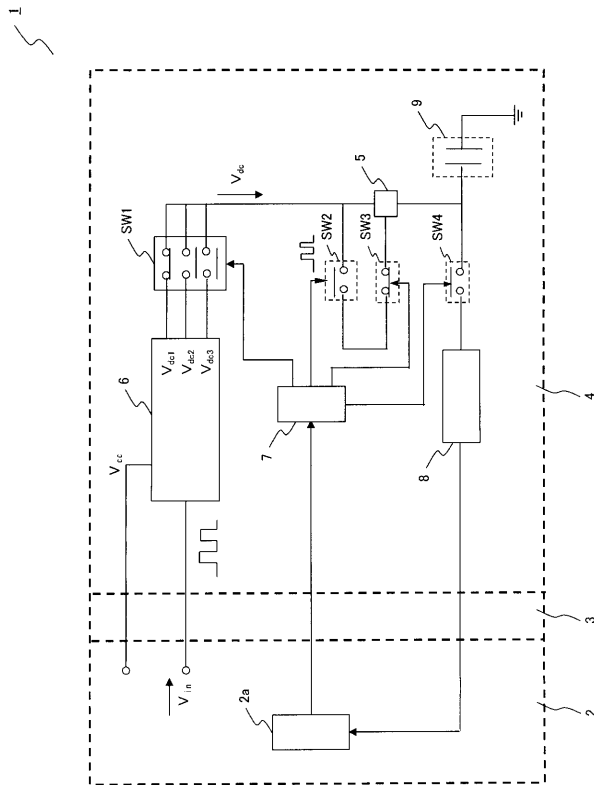
21 (Q<sub>1</sub>) CMOSFET

22 (Q<sub>2</sub>) CMOSFET 22

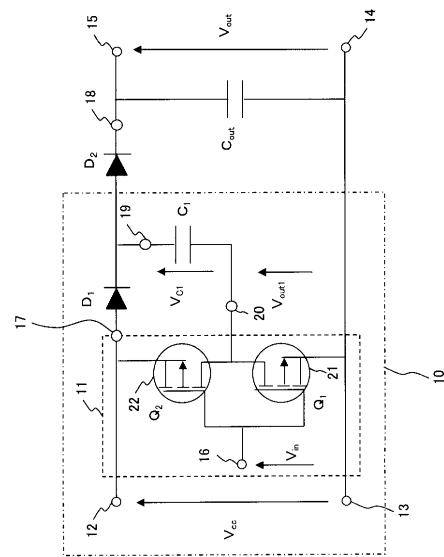
C<sub>1</sub>, C<sub>out</sub> コンデンサ

D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> ダイオード

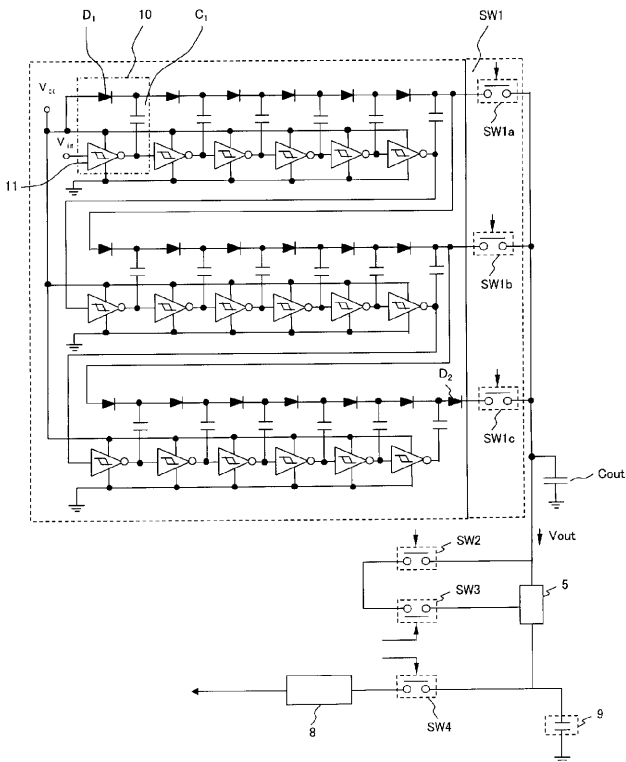
【図 1】



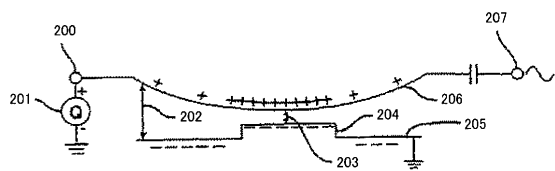
【図 2】



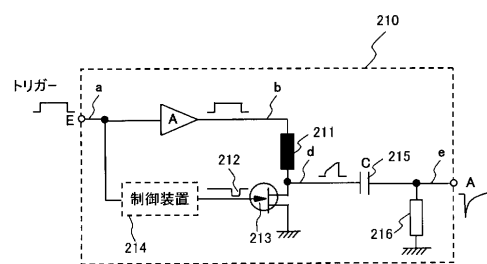
【図 3】



【図 15】

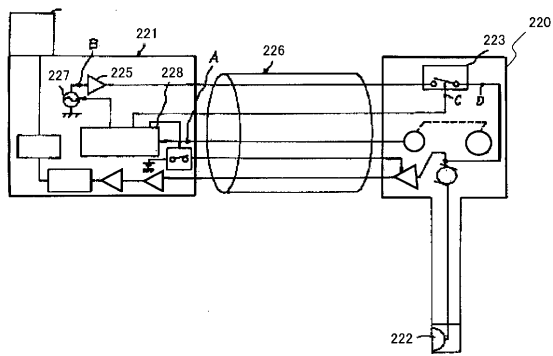


【図 16】

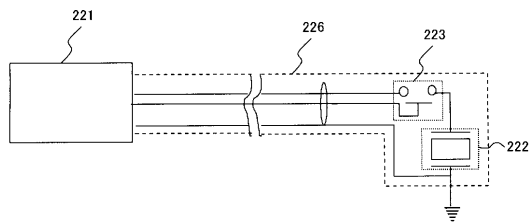


【図 17】

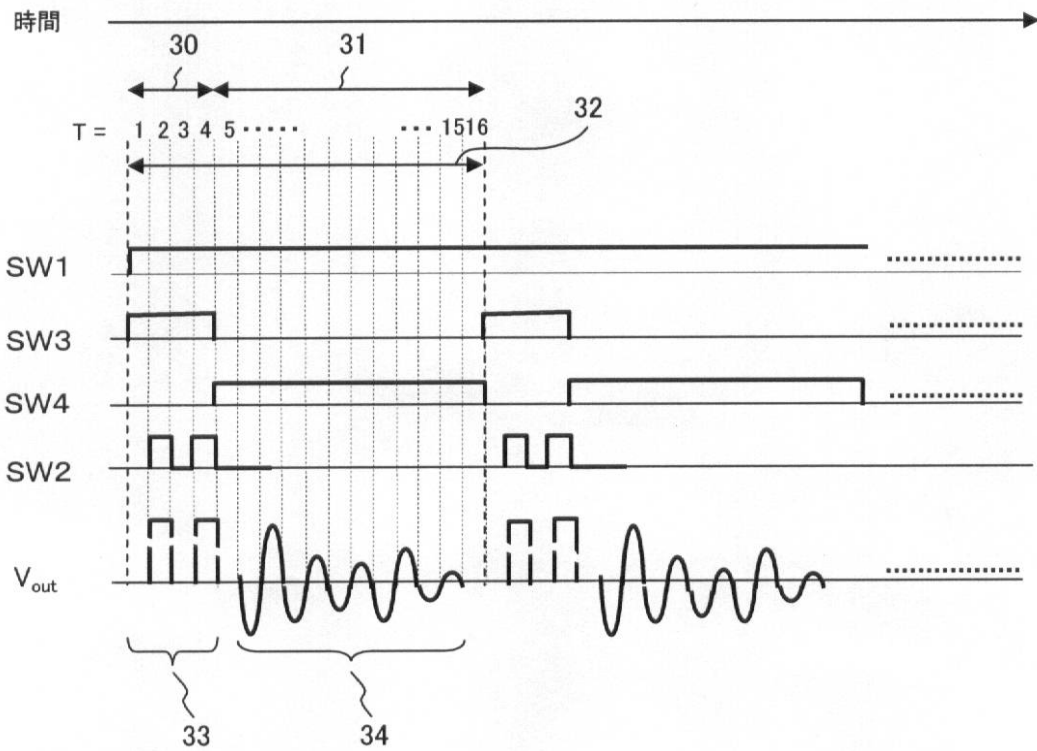
(a)



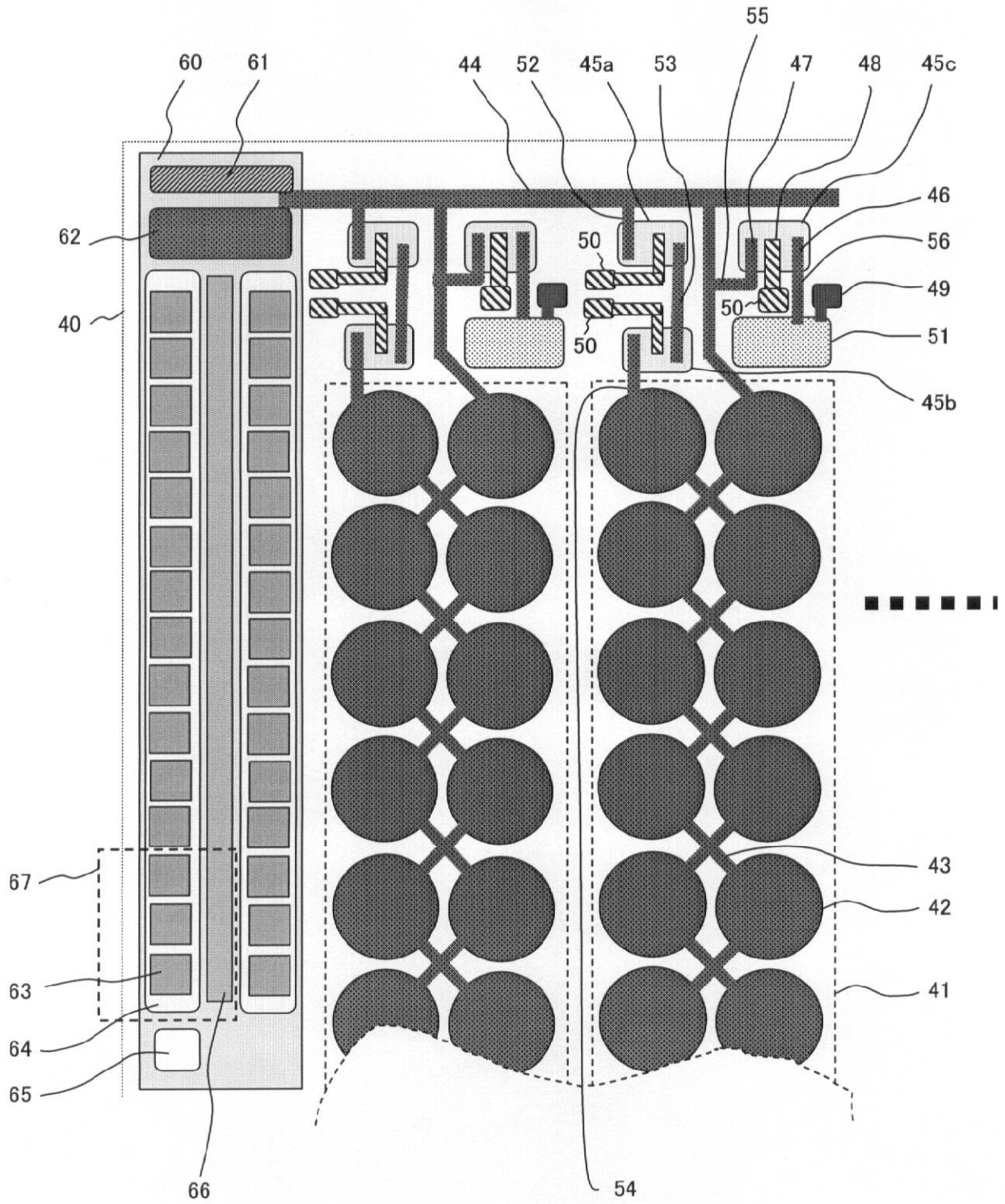
(b)



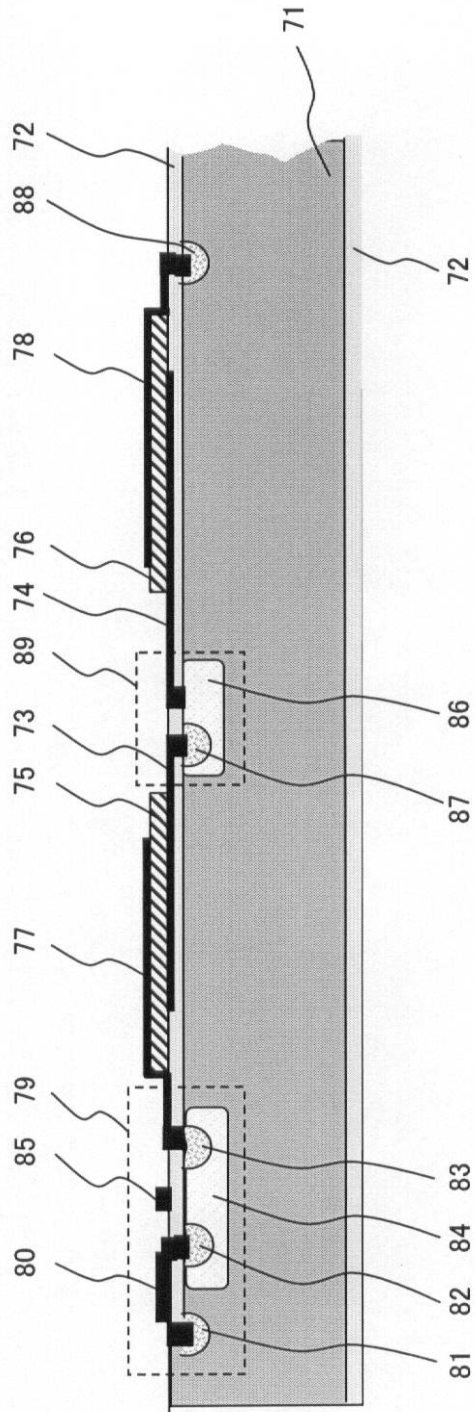
【図 4】



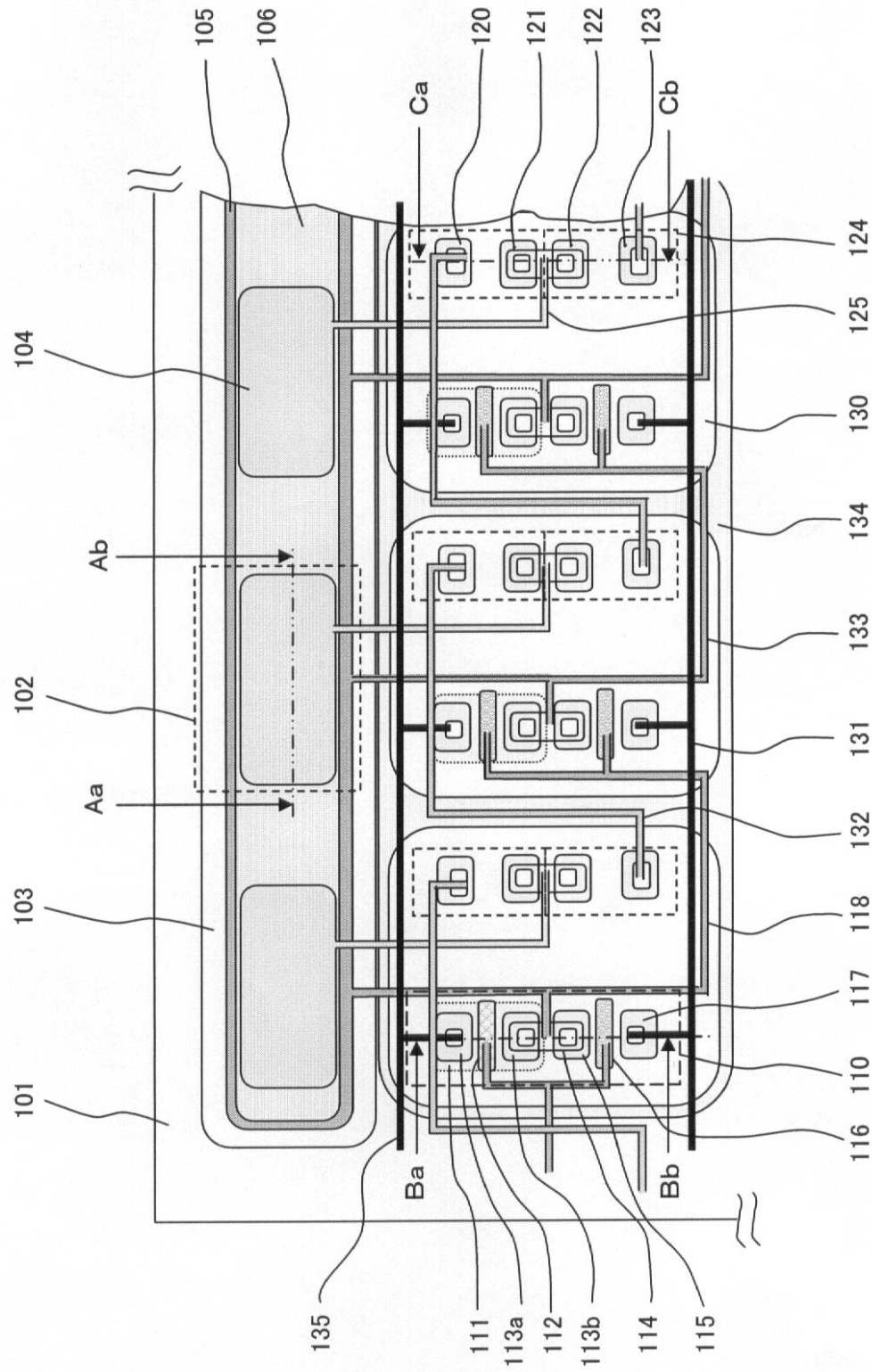
【図 5】



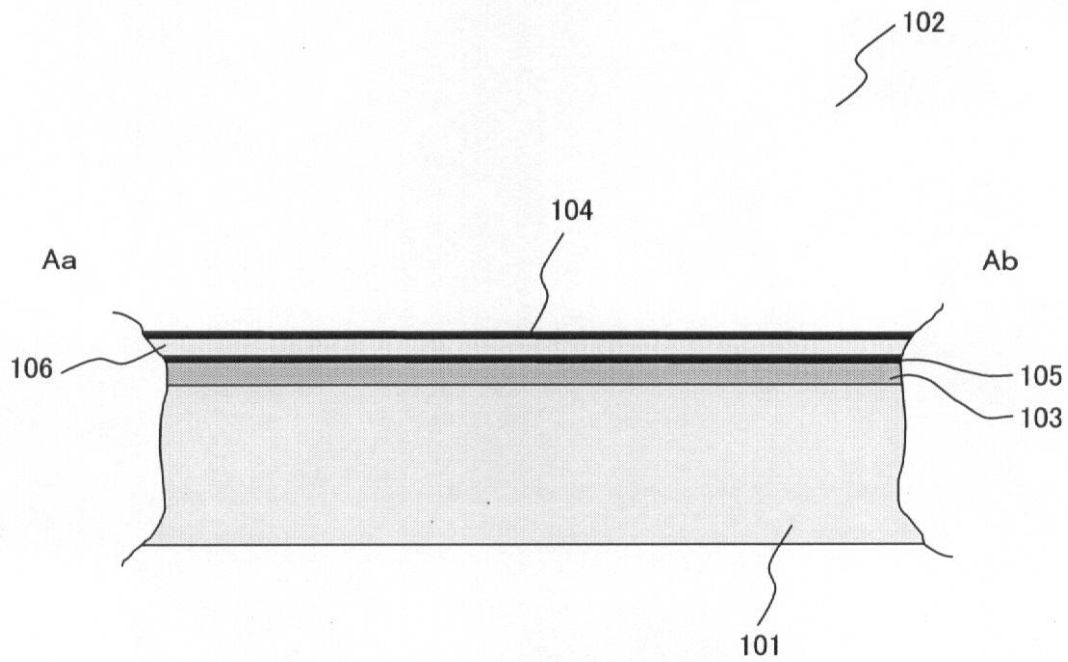
【図 6】



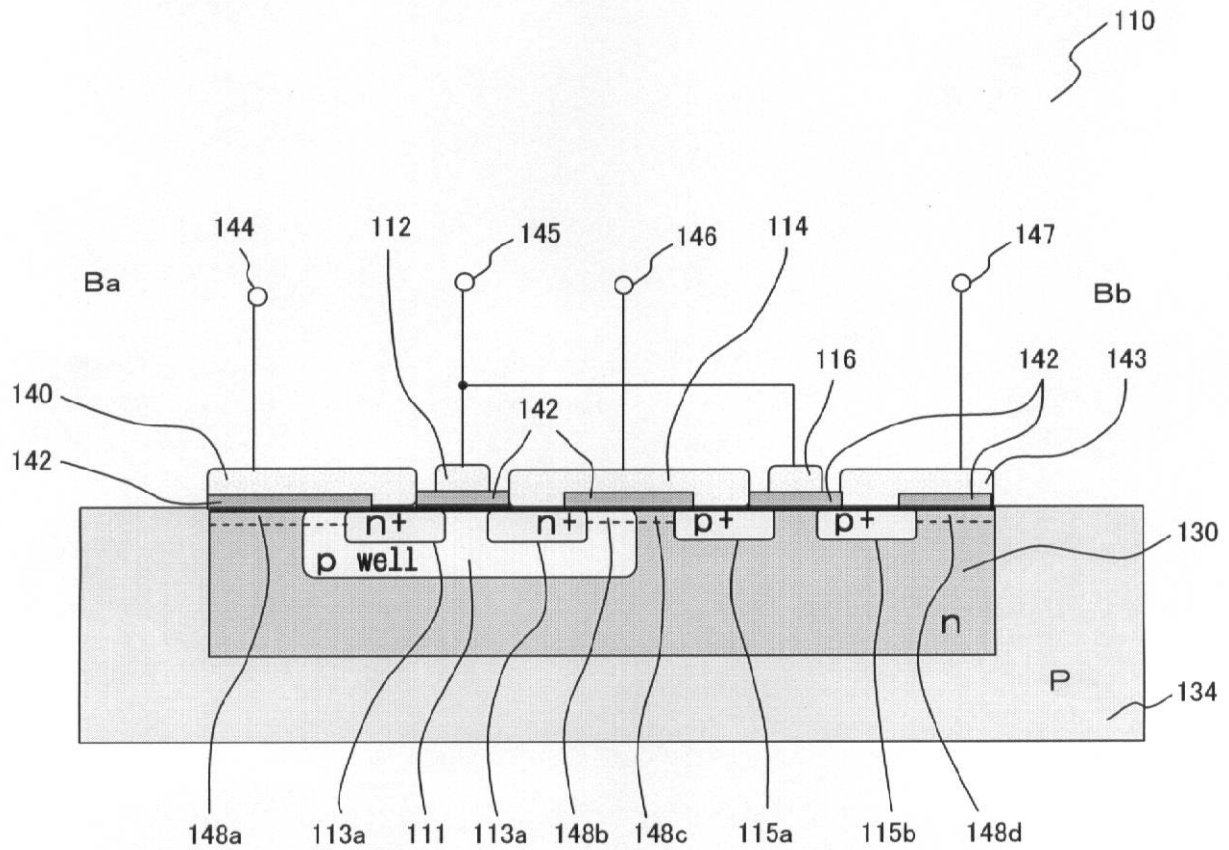
【図 7】



【図 8】

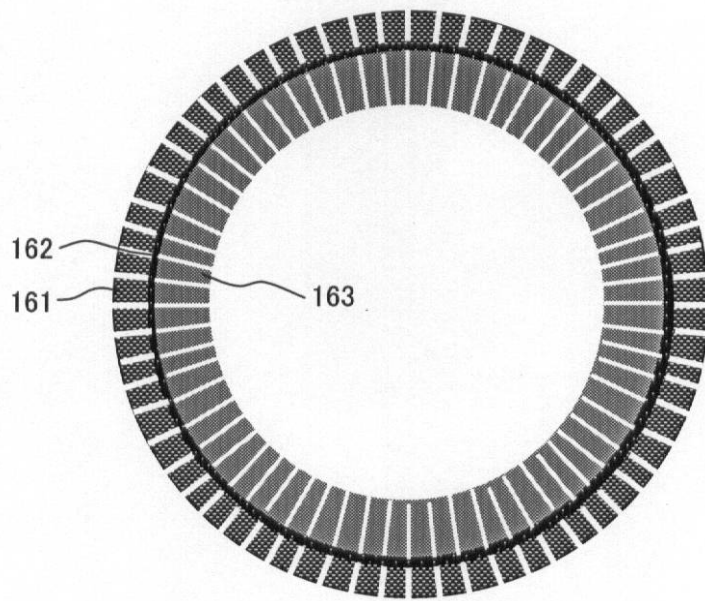


【図 9】

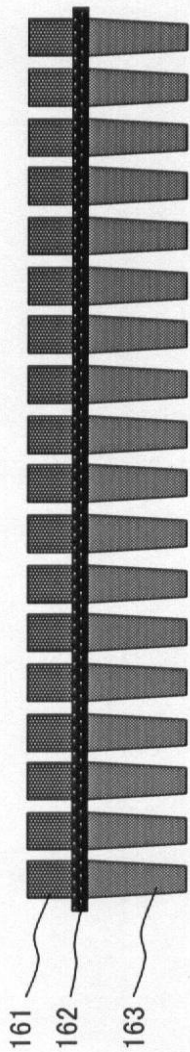




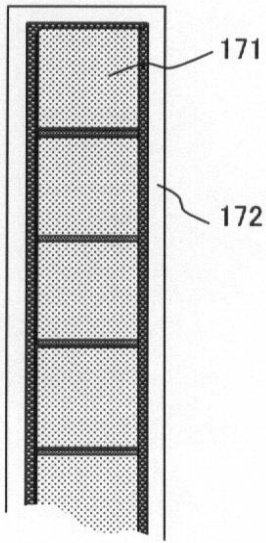
【図 1 1】



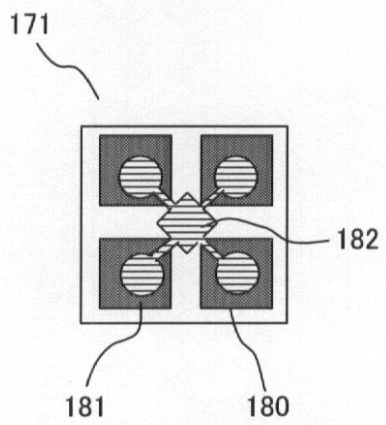
【図 1 2】



【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
- F ターム(参考) 4C601 EE13 GB02 GB03 GB41 GB48 HH01 HH02  
5D019 AA25 DD01 EE06 FF04

专利名称(译)	静电容量型超音波振动子装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007097760A</a>	公开(公告)日	2007-04-19
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		
[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	JP4880275B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：通过在与使用微机械工艺制造的超声换能器相同的硅衬底上或同一硅衬底上提供直流高压产生装置，来减小电容式超声换能器设备的尺寸。实现。生成形成在半导体基板上的电容式超声换能器和提供在半导体基板上并叠加在驱动信号上的直流高压信号到电容式超声换能器。通过具有以下特征的静电电容型超声波换能器装置解决了上述问题：[选型图]图1

