

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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、
超音波を送信させるための制御信号が入力される第 1 の電極と、
前記第 1 の電極が形成されている基板と、
前記第 1 の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第 2 の電極と、
前記第 2 の電極が形成され、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
振動して前記超音波を発生させるメンブレンと、
前記メンブレンと接している圧電膜と、
前記圧電膜と導通している第 3 の電極と、
を備えることを特徴とする超音波振動子。

10

【請求項 2】

前記圧電膜は、前記メンブレンの面上に積層配置されている
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 3】

前記圧電膜は、前記メンブレンを支持する支持部である
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 4】

前記圧電膜の一方の面側に前記第 3 の電極が形成され、他方の面側に前記第 2 の電極が
形成されている
ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子。

20

【請求項 5】

前記圧電膜は、鉛を成分に含まない圧電性材質である
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 6】

前記圧電性材質は、窒化アルミニウム、酸化亜鉛、チタン酸バリウム、及びチタン酸バ
リウムストロンチウムのうちのいずれかである
ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波振動子。

【請求項 7】

前記超音波振動子は、さらに、
前記メンブレンを支持する支持部であって、該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該メンブレンに設けられた該支持部
を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波振動子。

30

【請求項 8】

前記第 3 の電極の一端は、前記メンブレンの外縁部まで配設され、該第 3 の電極の他端
は少なくとも該メンブレンの中心まで配設されている
ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子。

【請求項 9】

前記圧電膜は、前記メンブレンの面上に積層配置されている第 1 の圧電膜と、前記メン
ブレンを支持する支持部として形成される第 2 の圧電膜とであり、
前記第 1 の圧電膜の一方の面側に前記第 3 の電極が形成され、該第 1 の圧電膜の他方の
面側に前記第 2 の電極が形成され、
前記超音波振動子は、さらに、
前記第 2 の圧電膜に接続され、前記制御信号が入力される第 4 の電極
を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子。

40

【請求項 10】

超音波を送信させるための制御信号が入力される第 1 の電極と、
前記第 1 の電極が形成されている基板と、
前記第 1 の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第 2 の電極と、
前記第 2 の電極が形成され、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

50

振動して超音波を発生させるメンブレンと、

前記メンブレンの面上に形成された前記第 2 の電極の上に形成している第 1 の圧電膜と

、

前記第 1 の圧電膜とに接続され、該圧電膜を介して前記第 2 の電極と対向している第 3 の電極と、

からなる超音波振動子を有す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装置であって、

伝送ケーブルから伝達された交流低電圧信号を昇圧し、直流電圧信号に変換する変換手段と、

前記変換手段と前記第 1 の電極の間の電氣的な接続を切り替える第 1 の切り替え手段と 10

、

前記第 1 の電極へ入力された前記直流電圧信号に基づいて、自励発振を行い、前記超音波振動子を駆動させて超音波を送信させる自励発振手段と、

前記超音波振動子より受信された前記超音波に基づく受信信号に対して所定の信号処理を行う受信信号処理手段と、

前記変換手段と前記受信信号処理手段の間の電氣的な接続を切り替える第 2 の切り替え手段と、

を備えることを特徴とする超音波振動子装置。

【請求項 1 1】

前記第 1 の切り替え手段と前記第 2 の切り替え手段は、超音波送信時に、それぞれ、オン状態、オフ状態になり、超音波受信時に、それぞれ、オフ状態、オン状態になる 20

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波振動子装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 の切り替え手段と前記第 2 の切り替え手段は、一对の電子スイッチである

ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波振動子装置。

【請求項 1 3】

前記第 1 の切り替え手段と前記第 2 の切り替え手段は、前記基板の表面又は内部に一体的に構成されている

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波振動子装置。

【請求項 1 4】

30

前記超音波振動子は、さらに、

第 2 の圧電膜で構成された前記メンブレンを支持する圧電性支持部と、

該圧電性支持部を駆動させる前記直流電圧信号が入力される第 4 の電極と

を有することを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波振動子装置。

【請求項 1 5】

前記自励発振手段は、

前記帰還信号を増幅する増幅素子と、前記超音波振動子とを少なくとも含む正帰還回路であり、

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極間に前記直流電圧信号を印加することにより起振する前記メンブレンの変位に対応して、前記第 1 の圧電膜から発生する電圧信号を帰還信号として前記増幅素子に inputs する 40

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波振動子装置。

【請求項 1 6】

前記自励発振手段は、さらに、

前記増幅素子の前段に、前記帰還信号の位相を調整する位相調整素子を含む

ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の超音波振動子装置。

【請求項 1 7】

前記自励発振手段は、さらに、

高次の振動モードに対応する高周波を除去する高周波除去フィルタ手段

を有することを特徴とする請求項 1 5 に記載の超音波振動子装置。

50

【請求項 18】

前記受信信号処理手段は、
電荷信号である前記受信信号を検出するチャージアンプ手段と、
高インピーダンスの前記受信信号を低インピーダンスに変換するインピーダンス変換手段と、

前記受信信号の電圧を増幅する電圧増幅手段と、
を有することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波振動子装置。

【請求項 19】

前記超音波振動子装置は、
前記超音波振動子と、前記自励発振手段と、前記受信信号処理手段と、前記第 1 の切り替え手段と、前記第 2 の切り替え手段とが前記基板に集積されている
ことを特徴とする請求項 10 に記載の超音波振動子装置。 10

【請求項 20】

請求項 1～9 のうちいずれか 1 項に記載の超音波振動子を実装した体腔内挿入型超音波診断装置。

【請求項 21】

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 20 に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 22】

前記超音波振動子は、内視鏡の箆子孔に挿入するミニチュア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 20 に記載の体腔内超音波診断装置。 20

【請求項 23】

前記超音波振動子は、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 20 に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 24】

前記超音波振動子は、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 20 に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 25】

請求項 10～19 のうちいずれか 1 項に記載の超音波振動子装置を実装した体腔内挿入型超音波診断装置。 30

【請求項 26】

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 25 に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 27】

前記超音波振動子装置は、内視鏡の箆子孔に挿入するミニチュア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 25 に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 28】

前記超音波振動子装置は、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 25 に記載の体腔内超音波診断装置。 40

【請求項 29】

前記超音波振動子装置は、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 25 に記載の体腔内超音波診断装置。

【請求項 30】

超音波を送信させるための制御信号が入力される第 1 の電極と、前記第 1 の電極が形成されている基板と、前記第 1 の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第 2 の電極と、前記第 2 の電極が形成され、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振動して超音波を発生させるメンブレンと、前記メンブレンの面上に形成された前記第 2 の電極の上に形成している第 1 の圧電膜と、前記第 1 の圧電膜と接続しており 50

、該圧電膜を介して前記第 2 の電極と対向している第 3 の電極と、を備えた、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の制御方法であって、

前記メンブレンの面上に積層配置された前記圧電膜は、前記第 1 の電極に入力された前記制御信号に対応して変位する該メンブレンの該変位を検出することを特徴とする超音波振動子の制御方法。

【請求項 3 1】

前記超音波振動子は、さらに、

第 2 の圧電膜で構成された前記メンブレンを支持する圧電性支持部と、
該圧電性支持部を駆動させる前記制御信号が入力される第 4 の電極と、
を有し、

10

前記第 1 及び第 2 の電極間に印加された電圧に基づいて振動する前記メンブレンの変位と、前記第 4 の電極に印加された電圧による前記圧電性支持部の変位とによって、超音波を送信する

ことを特徴とする請求項 3 0 に記載の超音波振動子の制御方法。

【請求項 3 2】

超音波を送信させるための制御信号が入力される第 1 の電極と、前記第 1 の電極が形成されている基板と、前記第 1 の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第 2 の電極と、前記第 2 の電極が形成され、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振動して超音波を発生させるメンブレンと、前記メンブレンの面上に形成された前記第 2 の電極の上に形成している第 1 の圧電膜と、前記第 1 の圧電膜に接続され、該 20

伝送ケーブルから伝送される交流低電圧信号を昇圧し、直流電圧信号に変換する変換手段と、前記変換手段と前記第 1 の電極の間の電気的な接続を切り替える第 1 の切り替え手段と、前記第 1 の電極へ入力された前記直流電圧信号に基づいて、自励発振を行い、前記超音波振動子を駆動させて超音波を送信させる自励発振手段と、前記超音波振動子より受信された前記超音波に基づく受信信号に対して所定の信号処理を行う受信信号処理手段と、前記変換手段と前記受信信号処理手段の間の電気的な接続を切り替える第 2 の切り替え手段と、を含む、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装置の制御方法であって、

20

超音波送信時には、前記第 1 の切り替え手段をオン、前記第 2 の切り替え手段をオフにし、

30

前記変換手段により前記メンブレンの振動を制御する交流電圧信号を昇圧して直流電圧信号に変換し、

前記第 1 の切り替え手段を介して前記直流電圧信号を前記自励発振手段に供給し、

前記自励発振手段に基づいて、前記超音波振動から超音波が送信される

ことを特徴とする超音波振動子装置の制御方法。

【請求項 3 3】

前記超音波振動子装置の制御方法は、さらに、

超音波受信時には、前記第 1 の切り替え手段をオフ、前記第 2 の切り替え手段をオンにし、

40

前記超音波振動子により超音波を受信して、該受信した超音波を電気信号に変換して、

前記電気信号に変換された受信信号を前記受信信号処理手段に伝送し、

前記受信信号処理手段により該受信信号の電圧を増幅し、インピーダンス変換する

ことを特徴とする請求項 3 2 に記載の超音波振動子装置の制御方法。

【請求項 3 4】

前記超音波振動子は、さらに、

第 2 の圧電膜で構成された前記メンブレンを支持する圧電性支持部と、
該圧電性支持部を駆動させる前記制御信号が入力される第 4 の電極と、
を有し、

前記第 1 及び第 2 の電極間に印加された電圧に基づいて振動する前記メンブレンの変位

50

と、前記第4の電極に印加された電圧による前記圧電性支持部の変位とを同相で重ね合わせて、超音波を送信させる

ことを特徴とする請求項32に記載の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、MUT (Micromachined 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ーニング技術を用いてシリコン半導体基板を加工した超音波トランスデューサ (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、超小型電気・機械システム) と総称される素子の1つである。

【0005】

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。

【0006】

従来のMUTは、各振動子セルのメンブレンが面方向に連続した構造を持っているので、その連続した構造が各セルのメンブレンの変形に対する抑圧となったり、隣接した振動子セルへと横波振動として漏洩したりして、その分振動振幅を低減させる要因を持っていた。

【0007】

また、メンブレンを外周で支持しているので、メンブレンの屈曲振動がメンブレン支持部の方へ縦波として漏洩するので、機械的共振先鋭度Qが低下し、メンブレンの大きな振動振幅が得られない構造となっている。これにより、超音波診断画像のS/Nが低下し、超音波診断画像を劣化させる。また、従来のMUT、特にcMUT (capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) は送受信ともにDCバイアスが必要となっていて、極力DCバイアス電圧を使わない駆動制御方法が重要となっている。

【0008】

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がある。

【特許文献1】特開平7-274287号公報

【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

10

20

30

40

50

【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】

【0009】

従来、同一の超音波振動子セルにcMUTとpMUT（piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer）とを組み合わせた構造を有するMUTはなかった。

10

【0010】

cMUTとpMUTとを組み合わせることにより、cMUTの静電力とpMUTの圧電効果による起電圧との相乗効果により、送信する超音波の出力を向上させて、かつ、超音波受信の感度を向上させることができる。

【0011】

そこで、本発明では、cMUTとpMUTとを組み合わ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】

【0012】

本発明にかか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は、超音波を送信させるための制御信号が入力される第1の電極と、前記第1の電極が形成されている基板と、前記第1の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第2の電極と、前記第2の電極が形成され、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振動して前記超音波を発生させるメンブレンと、前記メンブレンと接している圧電膜と、前記圧電膜と導通している第3の電極と、を備えることを特徴とする。

20

【0013】

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記圧電膜は、前記メンブレンの面上に積層配置されていることを特徴とする。

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記圧電膜は、前記メンブレンを支持する支持部であることを特徴とする。

【0014】

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記圧電膜の一方の面側に前記第3の電極が形成され、他方の面側に前記第2の電極が形成されていることを特徴とする。

30

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記圧電膜は、鉛を成分に含まない圧電性材質であることを特徴とする。

【0015】

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記圧電性材質は、窒化アルミニウム、酸化亜鉛、チタン酸バリウム、及びチタン酸バリウムストロンチウムのうちのいずれかであることを特徴とする。

【0016】

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記超音波振動子は、さらに、前記メンブレンを支持する支持部であって、該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該メンブレンに設けられた該支持部を備えることを特徴とする。

40

【0017】

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記第3の電極の一端は、前記メンブレンの外縁部まで配設され、該第3の電極の他端は少なくとも該メンブレンの中心まで配設されていることを特徴とする。

【0018】

前記本発明にかかる超音波振動子において、前記圧電膜は、前記メンブレンの面上に積層配置されている第1の圧電膜と、前記メンブレンを支持する支持部として形成される第2の圧電膜とであり、前記第1の圧電膜の一方の面側に前記第3の電極が形成され、該第

50

1の圧電膜の他方の面側に前記第2の電極が形成され、前記超音波振動子は、さらに、前記第2の圧電膜に接続され、前記制御信号が入力される第4の電極を備えることを特徴とする。

【0019】

本発明にかかる超音波振動子装置は、超音波を送信させるための制御信号が入力される第1の電極と、前記第1の電極が形成されている基板と、前記第1の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第2の電極と、前記第2の電極が形成され、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振動して超音波を発生させるメンブレンと、前記メンブレンの面上に形成された前記第2の電極の上に形成している第1の圧電膜と、前記第1の圧電膜とに接続され、該圧電膜を介して前記第2の電極と対向している第3の電極と、からなる超音波振動子を有す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装置であって、伝送ケーブルから伝達された交流低電圧信号を昇圧し、直流電圧信号に変換する変換手段と、前記変換手段と前記第1の電極の間の電気的な接続を切り替える第1の切り替え手段と、前記第1の電極へ入力された前記直流電圧信号に基づいて、自励発振を行い、前記超音波振動子を駆動させて超音波を送信させる自励発振手段と、前記超音波振動子より受信された前記超音波に基づく受信信号に対して所定の信号処理を行う受信信号処理手段と、前記変換手段と前記受信信号処理手段の間の電気的な接続を切り替える第2の切り替え手段と、を備えることを特徴とする。

10

【0020】

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記第1の切り替え手段と前記第2の切り替え手段は、超音波送信時に、それぞれ、オン状態、オフ状態になり、超音波受信時に、それぞれ、オフ状態、オン状態になることを特徴とする。

20

【0021】

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記第1の切り替え手段と前記第2の切り替え手段は、一对の電子スイッチであることを特徴とする。

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記第1の切り替え手段と前記第2の切り替え手段は、前記基板の表面又は内部に一体的に構成されていることを特徴とする。

【0022】

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記超音波振動子は、さらに、第2の圧電膜で構成された前記メンブレンを支持する圧電性支持部と、該圧電性支持部を駆動させる前記直流電圧信号が入力される第4の電極とを有することを特徴とする。

30

【0023】

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記自励発振手段は、前記帰還信号を増幅する増幅素子と、前記超音波振動子とを少なくとも含む正帰還回路であり、前記第1の電極と前記第2の電極間に前記直流電圧信号を印加することにより起振する前記メンブレンの変位に対応して、前記第1の圧電膜から発生する電圧信号を帰還信号として前記増幅素子に入力することを特徴とする。

【0024】

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記自励発振手段は、さらに、前記増幅素子の前段に、前記帰還信号の位相を調整する位相調整素子を含むことを特徴とする。

40

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記自励発振手段は、さらに、高次の振動モードに対応する高周波を除去する高周波除去フィルタ手段を有することを特徴とする。

【0025】

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記受信信号処理手段は、電荷信号である前記受信信号を検出するチャージアンプ手段と、高インピーダンスの前記受信信号を低インピーダンスに変換するインピーダンス変換手段と、前記受信信号の電圧を増幅する電圧増幅手段と、を有することを特徴とする。

【0026】

前記本発明にかかる超音波振動子装置において、前記超音波振動子装置は、前記超音波

50

振動子と、前記自励発振手段と、前記前記受信信号処理手段と、前記第1の切り替え手段と、前記第2の切り替え手段とが前記基板に集積されていることを特徴とする。

【0027】

前記超音波振動子は体腔内超音波診断装置に実装されることを特徴とする。

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、前記超音波振動子は、内視鏡の箆子孔に挿入するミニチュア超音波プローブとして用いられ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、前記超音波振動子は、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。前記体腔内超音波診断装置において、前記超音波振動子は、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。

10

【0028】

前記超音波振動子装置は体腔内超音波診断装置に実装されることを特徴とする。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、前記超音波振動子は、内視鏡の箆子孔に挿入するミニチュア超音波プローブとして用いられ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、前記超音波振動子は、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。前記体腔内超音波診断装置において、前記超音波振動子は、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】

本発明にかかる超音波振動子の制御方法は、超音波を送信させるための制御信号が入力される第1の電極と、前記第1の電極が形成されている基板と、前記第1の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第2の電極と、前記第2の電極が形成され、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振動して超音波を発生させるメンブレンと、前記メンブレンの面上に形成された前記第2の電極の上に形成している第1の圧電膜と、前記第1の圧電膜と接続しており、該圧電膜を介して前記第2の電極と対向している第3の電極と、を備えた、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の制御方法であって、前記メンブレンの面上に積層配置された前記圧電膜は、前記第1の電極に入力された前記制御信号に対応して変位する該メンブレンの該変位を検出することを特徴とする。

20

【0030】

前記超音波振動子の制御方法において、前記超音波振動子は、さらに、第2の圧電膜で構成された前記メンブレンを支持する圧電性支持部と、該圧電性支持部を駆動させる前記制御信号が入力される第4の電極と、を有し、前記第1及び第2の電極間に印加された電圧に基づいて振動する前記メンブレンの変位と、前記第4の電極に印加された電圧による前記圧電性支持部の変位とによって、超音波を送信することを特徴とする。

30

【0031】

本発明にかかる超音波振動子装置の制御方法は、超音波を送信させるための制御信号が入力される第1の電極と、前記第1の電極が形成されている基板と、前記第1の電極と所定の空間を隔てて対向している接地電極である第2の電極と、前記第2の電極が形成され、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振動して超音波を発生させるメンブレンと、前記メンブレンの面上に形成された前記第2の電極の上に形成している第1の圧電膜と、前記第1の圧電膜に接続され、該圧電膜を介して前記第2の電極と対向している第3の電極と、からなる超音波振動子と、伝送ケーブルから伝送される交流低電圧信号を昇圧し、直流電圧信号に変換する変換手段と、前記変換手段と前記第1の電極の間の電気的な接続を切り替える第1の切り替え手段と、前記第1の電極へ入力された前記直流電圧信号に基づいて、自励発振を行い、前記超音波振動子を駆動させて超音波を送信させる自励発振手段と、前記超音波振動子より受信された前記超音波に基づく受信信号に対して所定の信号処理を行う受信信号処理手段と、前記変換手段と前記受信信号処理手段の間の電気的な接続を切り替える第2の切り替え手段と、を含む、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装置の制御方法であって、超音波送信時には、前記第1

40

50

の切り替え手段をオン、前記第2の切り替え手段をオフにし、前記変換手段により前記メンブレンの振動を制御する交流電圧信号を昇圧して直流電圧信号に変換し、前記第1の切り替え手段を介して前記直流電圧信号を前記自励発振手段に供給し、前記自励発振手段に基づいて、前記超音波振動から超音波が送信されることを特徴とする。

【0032】

前記超音波振動子装置の制御方法は、さらに、超音波受信時には、前記第1の切り替え手段をオフ、前記第2の切り替え手段をオンにし、前記超音波振動子により超音波を受信して、該受信した超音波を電気信号に変換して、前記電気信号に変換された受信信号を前記受信信号処理手段に伝送し、前記受信信号処理手段により該受信信号の電圧を増幅し、インピーダンス変換することを特徴とする。

10

【0033】

前記超音波振動子装置の制御方法において、前記超音波振動子は、さらに、第2の圧電膜で構成された前記メンブレンを支持する圧電性支持部と、該圧電性支持部を駆動させる前記制御信号が入力される第4の電極と、を有し、前記第1及び第2の電極間に印加された電圧に基づいて振動する前記メンブレンの変位と、前記第4の電極に印加された電圧による前記圧電性支持部の変位とを同相で重ね合わせて、超音波を送信させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0034】

本発明によれば、cMUTの静電力とpMUTの圧電効果による起電圧との相乗効果により、送信する超音波の出力を向上させて、かつ、超音波受信の感度を向上させることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

本発明に係る超音波振動子は、基板と、その上に形成した第一の電極と、メンブレンを支持する支持部と、第二の電極を積層配置し、前記両電極に交流電圧信号を印加することにより振動し、その前方へ超音波を放射するメンブレンとからなる超音波振動子セルを多数配列したものである。

【0036】

そして、この超音波振動子は、該メンブレンに近接した位置に、圧電膜と、この圧電膜の両面に信号制御用の電極を積層配置させたものである。

30

このように構成することにより、cMUTの静電力とpMUTの圧電効果による起電圧とを利用して、送信する超音波の出力を向上させて、かつ、超音波受信の感度を向上させることができる。以下に本発明にかかる各実施形態について説明する。

【0037】

＜第1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超音波振動子において、電極間に励起する静電引力と、圧電膜による発生力とによって、超音波を送信するMUTについて説明する。

【0038】

図1は、本実施形態におけるMUTの断面図を示す。図1のMUTは、マイクロマシンプロセスを用いた超音波振動子である。同図においてMUTは、複数のMUTエレメント2から構成される。MUTエレメント2は、駆動制御信号を入出力する最小単位である。MUTエレメント2は、複数のMUTセル1から構成されている。

40

【0039】

MUTエレメント2は、半導体基板3、支持部4、メンブレン5、キャビティ（空洞部）6、下部電極7、共通接地電極8、圧電膜9、上部電極10、絶縁膜11、拡散層12、基板貫通孔13、19、下部電極接続基板貫通孔配線14、圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15、接地電極パッド16、下部電極接続電極パッド17、圧電素子上部電極接続電極パッド18から構成されている。

50

【0040】

MUTエレメント2は、半導体基板（Si基板）3の表面が酸化膜（SiO₂）（絶縁膜11）で被覆されている。各セル1では、各セル1の両端にある支持部4によりメンブレン5を支持している。支持部4は、SiNまたはSiO₂により形成されている。メンブレン5は、SiNにより形成されている。

【0041】

支持部4間における半導体基板3の上部表面には、下部電極7が配設されている。同図では、キャビティ6は、メンブレン5と支持部4と下部電極7とで囲まれた空間のことをいう。

【0042】

半導体基板3には、基板貫通孔13が貫通している。基板貫通孔13の側壁は、下部電極接続基板貫通孔配線14が形成されている。下部電極接続基板貫通孔配線14は、下部電極7と半導体基板3の下面に設けられた下部電極接続電極パッド17と導通している。つまり、下部電極接続電極パッド17は、下部電極7についての半導体基板3の下面側の端子となる。

【0043】

メンブレン5の上面には、共通接地電極8が配設され、その上に圧電膜9が形成されている。共通接地電極8は、半導体基板3の上面側に設けられた拡散層12と接続されている。また、半導体基板3の下面側にも拡散層12が設けられている。

【0044】

拡散層12を設けることにより、半導体基板3の上面側と下面側間の拡散層12間の「接触抵抗」が限りなく小さくすることができる。すなわち、半導体基板3の上面側と下面側間の拡散層12で導通することになる。半導体基板3の下面側の拡散層12は、接地電極パッド16と導通している。よって、接地電極パッド16は、共通接地電極8についての半導体基板3の下面側の端子となる。

【0045】

圧電膜9は、材質中に鉛成分を含まないものである。圧電膜9は、例えば、窒化アルミニウム、酸化亜鉛、チタン酸バリウム、またはチタン酸バリウムストロンチウム等から構成されている。

【0046】

圧電膜9の上面には、上部電極10が形成されている。半導体基板3には、基板貫通孔19が貫通している。基板貫通孔19の側壁は、圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15が形成されている。圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15は、半導体基板3の下面に設けられた圧電素子上部電極接続電極パッド18と導通している。上部電極10は、圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15と導通している。つまり、圧電素子上部電極接続電極パッド18は、上部電極10についての半導体基板3の下面側の端子となる。

【0047】

図1のMUTは、圧電膜9の両面に形成する信号制御用の電極の一方の接地電極8が、メンブレンの上部である電極と共用する構造を有している。すなわち、図1のMUTは、概してcMUTとpMUT（メンブレン上に形成された圧電素子）とを組み合わせた構造となっている。

【0048】

次に、図1のMUTの動作を図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MUTを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の構成概要を示す。体腔内挿入型超音波診断装置21は、挿入部23と、観測装置22とから構成される。

【0049】

挿入部23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。挿入部23は、先端側から順に、超音波プローブ24、湾曲部及び可撓管部25から構成される。超音波プローブ24には、図1のMUTが設けられており、超音波信号の送受信を行う。湾曲部

10

20

30

40

50

は、超音波プローブ 24 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。湾曲部及び可撓管部 25 の内部には、同軸ケーブルが内蔵されている。

【0050】

観測装置 22 は、超音波プローブ 24 内に設けられたスイッチ (SW) の ON/OFF を行う制御信号を発生させたり、低電圧 AC を出力したり、超音波プローブ 24 からの信号を信号処理して画像信号に変換する機能等を持つものである。

【0051】

図 3 は、本実施形態における超音波プローブ 24 内の回路構成を示す。超音波プローブ 24 は、MUT 31、FET (電界効果トランジスタ) 38, 43、抵抗 39, 42, 44、スイッチ (SW) 40, 41、AC-DC コンバータ 45 から構成される。 10

【0052】

MUT 31 は、図 1 の MUT に相当するものであり、cMUT 32 と、pMUT 33 との組み合わせに相当する構造をしている。cMUT 32 と pMUT 33 とは、共通の接地電極 35 を有している。

【0053】

cMUT 32 は、下部電極 34 と共通接地電極 35 から構成される。cMUT 32 は、図 1 で言えば、下部電極 7 とキャピティ 6 と共通接地電極 8 により構成されるものに相当する。

【0054】

pMUT 33 は、上部電極 36 と圧電膜 46 と共通接地電極 35 から構成される。pMUT 33 は、図 1 で言えば、上部電極 10 と圧電膜 9 と共通接地電極 8 により構成されるものに相当する。 20

【0055】

不図示のスイッチ制御信号発生器は、SW 40, 41 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は、SW 40, 41 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。SW 40, 41 は、時間的に反転関係にある一対の電子スイッチである。

【0056】

また、同図において、MUT 31 と FET 38 と帰還信号伝送線 37 とにより自励発振回路が構成されている。 30

次に、本実施形態における体腔内挿入型超音波診断装置 1 の超音波ビーム送信時と超音波ビーム受信時の動作についてそれぞれ説明する。

【0057】

超音波ビーム送信時には、観測装置 22 からの制御信号を受信したスイッチ制御信号発生器 (不図示) は、SW 制御信号 S_3 によりスイッチ SW 40 を ON、SW 制御信号 S_4 によりスイッチ SW 41 を OFF にするように制御する。

【0058】

挿入部 23 内部の同軸ケーブルを介して観測装置 22 から AC 信号 (交流電圧信号) S_1 が送信され、AC-DC コンバータ 45 へ入力される。AC-DC コンバータ 45 は、AC 信号を DC 信号に変換し、さらに昇圧して DC 電圧信号 (直流高電圧信号) S_2 を出力する。 40

【0059】

DC 電圧 S_2 は、SW 40 及び抵抗 39 を介して cMUT 32 の下部電極 34 に印加する。これによって、下部電極 34 と共通接地電極 35 間に生じる静電力により、メンブレン 5 が変位する。

【0060】

メンブレン 5 の変位に伴って、メンブレン 5 の上面に設けられた圧電膜 46 も変位する。これによって、その圧電膜 46 の変位に起因する圧電効果により電圧信号が発生する。その発生した電圧信号は、帰還信号伝送線 37 を通って、帰還信号 S_5 として FET 38 50

のゲート（G）に入力される。

【0061】

FET 38 のゲート（G）に帰還信号 S_5 が入力されると、FET 38 のドレイン（D）とソース（S）が導通するため、cMUT 32 の下部電極 34 に印加していた電圧は 0 V となる。そうすると、cMUT 32 のメンブレン 5 に加えられていた力が無くなる。そうすると、pMUT 33 側の圧電膜 46 への負荷もなくなるので、pMUT 33 の圧電効果による電圧信号が発生せず、上部電極 36 から帰還信号 S_5 が出力されない。そうすると、FET 38 のゲート電圧 = 0 になり、ドレイン－ソース間が導通しなくなり、再び、DC 電圧信号 S_2 が cMUT 32 の下部電極 34 へ印加する。超音波送信の間、この現象が繰り返される。

10

【0062】

このように、メンブレン 5 の面上に積層配置された圧電膜 9 は、メンブレン 5 の変形に応じて圧電効果による電圧を発生させる。すなわち、圧電膜 9 は、メンブレン 5 の変形を検出することができる。

【0063】

このようにして、超音波送信時の間、自励発振回路は、帰還信号を正帰還させることにより自励発振回路の共振周波数が得られる。よって、MUT の振動が共振周波数で安定する。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 36 の上方向に超音波が放射される。

【0064】

次に、超音波ビーム受信時には、観測装置 22 からの制御信号を受信したスイッチ制御信号発生器（不図示）は、SW 制御信号 S_3 によりスイッチ SW 40 を OFF、SW 制御信号 S_4 によりスイッチ SW 41 を ON にするように制御する。

20

【0065】

MUT 31 が超音波ビームを受信すると、その超音波ビームの振動は pMUT 33 の圧電膜 46 に伝達されて、圧電効果により、電気信号（パルスエコー信号 S_6 ）に変換される。パルスエコー信号 S_6 は、FET 43 のゲート（G）に入力される。これによって、パルスエコー信号 S_6 は増幅されて、FET 43 のソース（S）側より出力され、パルスエコー信号 S_7 として同軸ケーブルを介して観測装置 22 へ出力される。

【0066】

ここで、FET 43 は、パルスエコー信号を増幅させる機能、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）、及び MUT 31 の電極表面の電荷の検出を行う機能を備えている。電荷の検出を行う機能とは、MUT 31 のメンブレン表面より放射された超音波が体腔内で反射され、MUT 31 がその反射波を受信すると、その反射波の受信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、その電荷を検出したり、また、pMUT 33 の圧電効果により発生する電荷を検出したりする機能をいう。

30

【0067】

なお、上記では、超音波ビーム受信時には、圧電膜の圧電効果により得られる電圧信号をパルスエコー信号としていたが、さらに、従来と同様に cMUT の上部電極（図 3 では、共通接地電極 35）に得られる電荷を取得し、圧電膜より得られる電圧と合わせて検出することにより、受信感度を向上させることができる。

40

【0068】

また、MUT 31 と、帰還信号伝送線 37 と FET 38 との間での正帰還ループにおいては、FET 38 と MUT 31 とでそれぞれ π ずつ（計 2π ）位相がずれる。このとき、周囲の状況によっては正確に 2π ずれずに、誤差が生じる場合もある。その場合、その誤差を補正するために、例えば抵抗等の位相調整素子を帰還信号伝送線 37 上に追加して位相を調整してもよい。

【0069】

また、MUT 31 は、Si 基板上にマイクロマシンプロセスを用いて製造させることが

50

できるので、FET 38, 43、抵抗 39, 42, 44、SW 40, 41、AC-DC コンバータ 45を、MUT が形成された Si 基板上または内部に形成することができる。そのため、更にコンパクト化が可能となる。

【0070】

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 3 を参照しながら、図 4 について説明する。図 4 で示すように、SW 40, SW 41 の切り替えに伴い、超音波送信期間 (T_1 , T_3 , ...) とエコー信号受信期間 (T_2 , T_4 , ...) が繰り返される。

【0071】

タイミング T_1 のとき、SW 制御信号 S_3 ($S_3 = ON$) により SW 40 が ON、SW 制御信号 S_4 ($S_4 = OFF$) により SW 41 が OFF 状態になる。図 3 で説明したように、MUT 31 より超音波信号が出力される。波形 50 は、MUT 31 より送信された超音波の信号波形を示す。図 4 の下方には、波形 50 の拡大図を示す。符号 51 で示す波形は、送信された超音波の振幅波形のピーク値を結んだエンベロープ波形を示している。

【0072】

次に、タイミング T_2 のとき、SW 制御信号 S_3 ($S_3 = OFF$) により SW 40 が OFF、SW 制御信号 S_4 ($S_4 = ON$) により SW 41 が ON 状態になる。図 3 で説明したように、MUT 31 より超音波信号を受信し、圧電膜 46 によりその超音波信号を電気信号に変換する。符号 52 は、受信されたエコー信号の波形を示す。

【0073】

なお、同図では、送信超音波信号波形 50 とエコー信号波形 52 との振幅のスケールは、説明の都合上、同程度に表示されているが、実際は、送信超音波信号波形 50 に比べてエコー信号波形 52 の振幅のスケールは、かなり小さい。

【0074】

本実施形態によれば、マイクロマシンプロセスを用いた超音波振動子は、第 1 の電極 (下部電極 34) と第 2 の電極 (共通接地電極 35) に交流電圧信号を印加することによって超音波を送信する第 1 の期間 (超音波送信期間) と、超音波受信によって第 3 の電極 (上部電極 36) と第 2 の電極 (共通接地電極 35) との間に発生する電圧を受信信号処理回路へ伝送する第 2 の期間 (エコー信号受信期間) を有する。

【0075】

また、第 1 の期間と第 2 の期間の切り替えは、時間的に反転関係にある一対の電子スイッチ SW 40, 41 により制御されている。この一対の電子スイッチはマイクロマシンプロセスを用いることにより基板 3 の表面又は内部に一体的に構成することができる。

【0076】

また、本実施形態によれば、前記受信信号処理回路がチャージアンプ機能と、電圧増幅機能と、インピーダンス変換機能とを有する。

また、メンブレンの面上に積層させた圧電膜により、メンブレンの変形を検出することができる。

【0077】

また、本実施形態によれば、超音波の出力は、自励発振に起因して向上する。自励発振は振動系が最も効率よく振動する周波数に、帰還信号と位相反転増幅素子 (FET 38) とで自律的に設定される。

【0078】

また、本実施形態によれば、第 1 の電極と第 2 の電極に過度信号を印加することによってメンブレンを起振させ、その起振信号を前記圧電膜が検出し、その検出信号を増幅素子に帰還信号として伝達し、該増幅素子と該圧電素子と位相調整素子とで正帰還ループを構成し、自励発振させた超音波振動をメンブレンに発生させ、超音波を送信する第 1 の期間と、超音波受信によって第 3 の電極と第 2 の電極との間に発生する電圧を受信信号処理回路へ伝送する第 2 の期間を有する様に制御することができる。

【0079】

10

20

30

40

50

また、本実施形態によれば、増幅素子（F E T）、位相調整素子、受信信号処理回路（F E T等）、及び一对の電子スイッチをシリコン基板に集積した構造としてもよい。

<第2の実施形態>

本実施形態では、第1の実施形態のM U Tに、振動ロスを低減する手段をさらに有しているM U Tについて説明する。なお、以下の説明で、上記の実施形態と同様の構成要素には、同一の符号を付しているもので、その詳細は、上記の実施形態を参照されたい。

【0080】

図5は、本実施形態におけるM U Tの断面図を示す。図5のM U Tは、マイクロマシンプロセスを用いた超音波振動子である。図5のM U Tは、図1のM U Tのセル間のメンブレンを分離している。この隣接セル間の隙間を隣接セル間隔絶部60という。

10

【0081】

さらに、隣接セル間隔絶部60の底部61に隣接セル上部電極ブリッジ配線65を配設して、隣接するセルの上部電極10同士をビア配線64を介して導通させている。また、各セルの下部電極7は、隣接セル下部電極ブリッジ配線62によりビア配線63を介して導通している。

【0082】

本実施形態におけるM U Tは、メンブレン5が自由振動した場合に得られる基本振動の節に沿って、支持部4が形成されている。例えば、M U Tを上面から見た場合にメンブレン5の形状が円形である場合、メンブレン5の円の半径を a （ a ：任意の整数）で表すと、支持部4は、メンブレン5の円の中心から $0.678a$ の位置に沿って設ける（非特許文献1）。

20

【0083】

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 $0.678a$ （ a ：円板の半径）の所に節線を生じ、次の姿態は $0.392a$ と $0.842a$ の所に節線を生じる。

【0084】

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。

30

【0085】

なお、このM U Tは、第1の実施形態と同様に、図3の回路を適用することができる。したがって、第1の実施形態と同様に、圧電膜9を用いることにより、メンブレン5の変形を検出し、その検出信号を帰還信号として正帰還ループ内で自励発振を発生させることができる。

【0086】

本実施形態によれば、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、高い共振先鋭度 Q 、すなわちメンブレンの高振動効率（H i g 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。ここで、共振先鋭度 Q について説明する。

40

【0087】

「共振先鋭度 Q 」の Q は“Q u a l i t y f a c t o r（品質係数）”を表している。そして、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）をH i g h Q 振動状態という。この時間軸振動特性を周波数特性に変換した時（フーリエ変換による場合が多い）、特定の周波数（共振周波数）で狭帯域ピーク特性（即ち先鋭度の大きな周波数特性）を示す。即ち振動のロスを小さくすると、それに伴い Q が高

50

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、その結果、大きな超音波送信音圧が得られる。

【0088】

また、本実施形態によれば、メンブレンの振動が支持部を介して漏洩することがないので、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し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。

【0089】

本実施形態によれば、自励発振回路を用いることにより、共振周波数でMUTの振動を安定させることができる。また、MUTは、Si基板上にマイクロマシンプロセスを用いて製造させることができるので、FET38、43、抵抗39、42、44、SW40、41、AC-DCコンバータ45を、MUTが形成されたSi基板上または内部に形成することができる。そのため、更にコンパクト化が可能となる。

【0090】

<第3の実施形態>

本実施形態では、高周波成分を除去するフィルタリング機能を有するMUTについて説明する。なお、以下の説明で、上記の実施形態と同様の構成要素には、同一の符号を付しているもので、その詳細は、上記の実施形態を参照されたい。

【0091】

図6は、本実施形態における超音波プローブ24内の回路構成を示す。同図は、図3の回路にコンデンサ70を追加したものである。コンデンサ70の一方の端子は帰還信号伝送線37と接続され、他方の端子は接地されている。コンデンサ70により、帰還信号S₅の高周波成分を除去することができる。

【0092】

ここで、除去する高周波成分は、高次（3次、5次、・・・等）の振動モードに対応する高周波である。このような高周波は、コンデンサ70の静電容量を調節することにより、除去することが可能である。その高周波の除去の結果、基本周波数成分のみとして基本振動のみを発生させることができる。

【0093】

本実施形態によれば、高次の振動を発生させる高周波成分を除去して、基本周波数成分のみとして基本振動のみを発生させることができる。これにより、余分な振動が発生しないため、振動効率が向上する。なお、本実施形態は、第1及び第2の実施形態の両方に適用することができる。

【0094】

<第4の実施形態>

本実施形態では、複数の振動モードのうち基本振動モードでのみ振動するMUTについて説明する。具体的には、本実施形態では、基本振動のみ発生させて、高次の振動モードそのものを発生させないMUTについて説明する。なお、以下の説明で、上記の実施形態と同様の構成要素には、同一の符号を付しているもので、その詳細は、上記の実施形態を参照されたい。

【0095】

図7は、本実施形態におけるMUTの断面図を示す。図7のMUTは、マイクロマシンプロセスを用いた超音波振動子である。同図においてMUTは、半導体基板3、支持部4、メンブレン5、キャビティ6、下部電極7、共通接地電極8、圧電膜9、上部電極10、絶縁膜11、拡散層12、基板貫通孔13、19、下部電極接続基板貫通孔配線14、圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15、接地電極パッド16、下部電極接続電極パッド17、圧電素子上部電極接続電極パッド18、ビア配線64、66、隣接セル上部電極ブリッジ配線65、絶縁膜82から構成されている。

【0096】

MUTエレメント2は、半導体基板（Si基板）3の表面が酸化膜（SiO₂）（絶縁膜11）で被覆されている。各セル1では、各セル1の両端にある支持部4によりメンブレン5を支持している。支持部4は、SiNまたはSiO₂により形成されている。メンブレン5は、SiNにより形成されている。

【0097】

支持部4間における半導体基板3の表面には下部電極7が配設されている。下部電極7の上には、絶縁膜82が形成されている。キャビティ6は、図7において、メンブレン5と支持部4と絶縁膜82とで囲まれた空間のことをいう。

【0098】

半導体基板3には、基板貫通孔13が貫通している。基板貫通孔13の側壁は、下部電極接続基板貫通孔配線14が形成されている。下部電極接続基板貫通孔配線14は、下部電極7と半導体基板3の下面に設けられた下部電極接続電極パッド17と導通している。つまり、下部電極接続電極パッド17は、下部電極7についての半導体基板3の下面側の端子となる。

【0099】

メンブレン5の上面には、共通接地電極8が配設され、その上に圧電膜9が形成されている。共通接地電極8は、半導体基板3の上面側に設けられた拡散層12とビア配線66を介して導通している。また、半導体基板3の下面側にも拡散層12が設けられている。半導体基板3の上面側と下面側間の拡散層12で導通することになる。半導体基板3の下面側の拡散層12は、接地電極パッド16と導通している。よって、接地電極パッド16は、共通接地電極8についての半導体基板3の下面側の端子となる。

【0100】

圧電膜9は、材質中に鉛成分を含まないものである。圧電膜9は、例えば、窒化アルミニウム、酸化亜鉛、チタン酸バリウム、またはチタン酸バリウムストロンチウム等から構成されている。

【0101】

圧電膜9の上面には、上部電極10が形成されている。各セルの上部電極10にはビア配線64が配設されており、これらは、隣接セル上部電極ブリッジ配線65により導通している。

【0102】

半導体基板3には、基板貫通孔19が貫通している。基板貫通孔19の側壁は、圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15が形成されている。圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15は、半導体基板3の下面に設けられた圧電素子上部電極接続電極パッド18と導通している。上部電極10は、圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15と導通している。つまり、圧電素子上部電極接続電極パッド18は、上部電極10についての半導体基板3の下面側の端子となる。

【0103】

本実施形態における各セルのメンブレン5は、隣接セル間隔絶部60により、隣接するセルのメンブレン5から分離されて、独立している。また、本実施形態におけるMUTは、第2の実施形態と同様に、メンブレン5が自由振動した場合に得られる基本振動の節に沿って、支持部4が形成されている。

【0104】

絶縁膜82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。

【0105】

図8は、図7のMUTの上面図を示す。図8に示すように、本実施形態のMUTは、上部電極10をメンブレン5の全面に形成するのではなく、その一部（十字状）に形成させている。

【0106】

10

20

30

40

50

本実施形態で除去する高周波は、基本周波数の奇数倍（３倍、５倍、・・・等）の周波数のみである。ここで、円板の振動は、基本波だけでなく、奇数倍の周波数でも共振する。その振動の節も基本波の場合と異なっている。圧電膜が屈曲振動すると、基本波の場合、全面で同方向に凸、または凹となるので電極上に発生する圧電電荷の極性は同じある（図９（a）参照）。しかし、圧電高次振動は、３次であれば節の内側と外側で凸面の向きが反対となり、発生する電荷は逆となる（図９（b）参照）。

【０１０７】

この両極性の電荷を同じ電極で受けると、電極内でこれらの異極性の電荷はキャンセルし、同時に、この圧電高次振動も制動される。もし、圧電高次振動を含んだ帰還信号を用いると、周波数跳び現象（周囲の状況によって基本振動から高次の圧電振動に遷移する現象）を起こすなど、振動が不安定になり、振動効率の低下や誤動作につながる。

【０１０８】

なお、図８では、上部電極１０の一端をメンブレン５の端部まで伸ばしていないが、これに限定されず、メンブレン５の外縁部まで伸ばしてもよい。また、上部電極１０は、より極端な場合、半径分の長さでもよい（上部電極１０の一端は、メンブレンの外縁部まで延びている必要があり、他端は少なくともメンブレンの中心を通る必要がある。）。また、２ラインによる十字状に限定されず、１ラインでもよいし、３本以上でもよい。また、形状も線形状に限定されず、円形等のその他の形状でもよい。

【０１０９】

なお、図３の回路について図８のＭＵＴを使用してもよい。しかしながら、この場合、図３の回路のうち左半分（エコー信号受信用の機構部分）には適さない。図３の回路の左半分（エコー信号受信用の機構部分）のも適用する場合には、圧電膜９の上部電極１０は十字電極より圧電膜の直径に近い円形電極の方がよい。なぜなら、超音波エコー信号からの圧電変換信号（電荷信号）を大きく取れるので有利となるからである。

【０１１０】

第３の実施形態では、回路的な制御により高周波成分を除去したが、本実施形態では、基本振動のみ発生させて、高次の振動が元々発生しないので、高周波成分そのものが発生することはない。

【０１１１】

<第５の実施形態>

本実施形態では、支持部に圧電素子を用いたＭＵＴについて説明する。なお、以下の説明で、上記の実施形態と同様の構成要素には、同一の符号を付しているので、その詳細は、上記の実施形態を参照されたい。

【０１１２】

図１０は、本実施形態におけるＭＵＴの断面図を示す。図１０のＭＵＴは、マイクロマシンプロセスを用いた超音波振動子である。ＭＵＴは、半導体基板３、圧電性支持部９１、メンブレン５、キャビティ６、下部電極７、上部電極１０、絶縁膜１１、絶縁膜８２、圧電性支持部駆動用電極９０から構成されている。なお、同図では、拡散層、基板貫通孔、下部電極接続基板貫通孔配線等は省略している。

【０１１３】

ＭＵＴエレメントは、半導体基板（Ｓｉ基板）３の表面が酸化膜（ＳｉＯ_２）（絶縁膜１１）で被覆されている。各セルでは、各セルの両端にある圧電性支持部９１により上部電極１０が配設されたメンブレン５を支持している。メンブレン５は、ＳｉＮにより形成されている。

【０１１４】

圧電性支持部９１間における半導体基板３の表面には下部電極７が電極９０と対向しないように配設され、その上に絶縁膜８２が形成されている。絶縁膜８２の上面に、圧電性支持部駆動用電極９０が形成されている。

【０１１５】

圧電性支持部駆動用電極９０の上面には、圧電性支持部９１が形成されている。圧電性

支持部 91 は、上部電極 10 と接している。キャビティ 6 は、図 10 において、上部電極 10 と圧電性支持部 91 と絶縁膜 82 とで囲まれた空間のことをいう。

【0116】

本実施形態における各セルのメンブレン 5 は、隣接セル間隔絶部 60 により、隣接するセルのメンブレン 5 から分離されて、独立している。また、本実施形態における M U T は、第 2 の実施形態と同様に、メンブレン 5 が自由振動した場合に得られる基本振動の節に沿って、圧電性支持部 91 が形成されている。

【0117】

絶縁膜 82 は、例えば、 SrTiO_3 、チタン酸バリウム BaTiO_3 、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 TiO_2 等の高誘電率を有する材料を用いることができる。 10

【0118】

図 11 は、本実施形態における M U T の動作原理図を示す。図 11 の M U T は、図 10 の M U T を簡略化して表している。図 11 では、圧電性支持部 91 がメンブレン 5 の振動と同期して伸縮することによりメンブレン振動による圧力波を加勢し、より大きな送信超音波を得る動作を示している。

【0119】

図 11 (a) では、静電駆動させるための下部電極 7 への印加電圧（静電駆動印加電圧）が 0 V で、圧電駆動させるための圧電性支持部駆動用電極 90 への印加電圧（圧電駆動印加電圧）が 0 V である。したがって、メンブレン 5 の変位も、圧電性支持部 91 の変位も起こっていない。 20

【0120】

図 11 (b) では、圧電駆動印加電圧 = 0 V とし、下部電極 7 のみに電圧を印加して静電駆動をさせた状態を示す。この場合、静電駆動によりメンブレン 5 の変位のみ起こっている。符号 5-1 はメンブレン最大屈曲変位状態を表している。その変位量は符号 103 で表す。このメンブレン 5 の屈曲変位により、矢印 101 で示す方向に超音波が伝播する。符号 102 は、超音波圧縮波を表している。このとき、圧電素子 91 は変位しない。符号 105 は、変位のない状態の圧電素子 91 の高さを示している。

【0121】

図 11 (c) では、下部電極 7 及び圧電性支持部駆動用電極 90 に最大電圧を印加した状態を示す。そうすると、静電駆動及び圧電駆動がともに最大になる。すなわち、メンブレン 5 の変位が最大となり、圧電性支持部 91 の変位も最大となる。符号 107 は、最大の変位状態での圧電性支持部の高さを示している。また、符号 106 で示す超音波圧縮波は、メンブレンの屈曲変位 (5-1) と圧電素子の伸張変位 (107) とが重畳して、超音波圧縮波 102 よりもさらに圧縮されている。 30

【0122】

また、超音波受信時には、メンブレン全体で超音波を受信することになるので、そのメンブレンを支持する圧電性支持部 91 にも圧力が加わる。それによって、支持部の圧電効果により電圧が得られる。よって、圧電性支持部 91 は、受信超音波の検出にも利用することができる。 40

【0123】

ただし、超音波送信時において、圧電性支持部 91 に振動が加わらないため、メンブレンの変位に基づく検出信号が発生しない。よって、帰還信号が得られないために、自励発振回路は自励発振しないので、図 3 の回路は適用することができない。しかしながら、圧電性支持部 91 の位置をメンブレンの端部に位置するようにすれば、図 3 の回路を用いて帰還信号を利用したり、受信時にパルス信号の尾曳き部と相殺するような振動波形を印加することにより、尾曳き部のダンピングを行い、短いパルス波に変換できる。

【0124】

本実施形態によれば、支持部に圧電素子を用いることにより、メンブレンの振動による変位に加えて、圧電素子の励起に基づくメンブレン自体の上下の変位により、出力超音波 50

の出力レベルを向上させることができる。

【0125】

＜第6の実施形態＞

本実施形態では、cMUTとpMUTとからなるMUTのメンブレンの支持部として圧電素子を用いたMUTについて説明する。このMUTは、本実施形態は、第1の実施形態と第5の実施形態とを組み合わせたMUTに相当する。なお、以下の説明で、上記の実施形態と同様の構成要素には、同一の符号を付しているの、その詳細は、上記の実施形態を参照されたい。

【0126】

図12は、本実施形態におけるMUTの断面図を示す。図12のMUTは、マイクロマシンプロセスを用いた超音波振動子である。図12のMUTは、図1のMUTの支持部4を図10のように圧電素子にしたもの（圧電性支持部91）である。この圧電性支持部91を機能させるために、基板3に貫通孔112を設け、その壁面に貫通孔配線114を形成している。貫通孔配線114を介して、圧電性支持部91と支持部駆動用電極パッド113は、導通している。 10

【0127】

圧電性支持部駆動用電極90は、圧電性支持部91の上面側の電極としての電極901と、下部電極7とは対向しないように配置される配線部902とからなる。すなわち、配線部902は、下部電極7による電界の干渉を回避するために、キャビティ及び下部電極7の上方に配線しないようにしている。 20

【0128】

圧電性支持部91の上面側には電極901が形成され、下面側には不図示の接地電極（圧電性支持部用接地電極）が形成されている。圧電性支持部駆動用電極90の上面にメンブレン5が形成されている。

【0129】

圧電性支持部駆動用電極90は、基板3の背面側の電極パッド113に貫通孔112に配した貫通配線114を介して導通しているの、下部電極7への印加電圧とは独立して圧電性支持部駆動用電極90に駆動電圧を印加できる。なお、これに限定されず、圧電性支持部駆動用電極90を共通接地電極8と同電位になるように接続し、メンブレン5の屈曲振動と圧電性支持部91の厚み振動が同期する様に駆動できる構造でも良い。 30

【0130】

なお、図12では、圧電性支持部駆動用電極90と圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線15とは交錯しない様に配置している。また、下部電極7、圧電性支持部駆動用電極90のキャビティ側の表面両側または一方には図示していない絶縁膜を形成し、両電極間短絡が起こらないようにしている。

【0131】

図13は、本実施形態における超音波プローブ24内の回路構成を示す。図13の回路は、図3のMUT31を、図12のMUTに置き換えたものである。

MUT121は、図12のMUTを模式的に表したものである。MUT121は、cMUT122とpMUT123と支持部圧電振動子128から構成される。接地電極125は、cMUT122とpMUT123についての共通の接地電極である。 40

【0132】

cMUT122は、下部電極124と共通接地電極125から構成される。cMUT122は、図12で言えば、下部電極7とキャビティ6と共通接地電極8により構成されるものに相当する。

【0133】

pMUT123は、上部電極126と圧電膜130と共通接地電極125から構成される。pMUT123は、図12で言えば、上部電極10と圧電膜9と共通接地電極8により構成されるものに相当する。

【0134】

支持部圧電振動子 128 は、圧電性支持部駆動用電極 129 と圧電膜 131 と圧電性支持部用接地電極 132 から構成される。支持部圧電振動子 128 は、図 12 で言えば、圧電性支持部駆動用電極 90 と圧電性支持部 91 と圧電性支持部用接地電極（不図示）により構成されるものに相当する。

【0135】

また、同図において、MUT 121 と FET 38 と帰還信号伝送線 37 とにより自励発振回路が構成されている。

次に、本実施形態における体腔内挿入型超音波診断装置 1 の超音波ビーム送信時と超音波ビーム受信時の動作についてそれぞれ説明する。

【0136】

超音波ビーム送信時には、スイッチ制御信号発生器（不図示）は、SW 制御信号 S_3 によりスイッチ SW 40 を ON、SW 制御信号 S_4 によりスイッチ SW 41 を OFF にするように制御する。

【0137】

挿入部 23 内部の同軸ケーブルを介して観測装置 22 から AC 信号（交流電圧信号） S_1 が送信され、AC-DC コンバータ 45 へ入力される。AC-DC コンバータ 45 は、AC 信号を DC 信号に変換し、さらに昇圧して DC 電圧信号（直流高電圧信号） S_2 を出力する。

【0138】

DC 電圧 S_2 は、SW 40 及び抵抗 39 を介して、cMUT 122 の下部電極 124 と、支持部圧電振動子 128 の圧電性支持部駆動用電極 129 に印加する。そうすると、下部電極 124 と共通接地電極 125 間に生じる静電力により、メンブレン 5 が変位する（図 11（b）参照）。また、圧電性支持部駆動用電極 129 と圧電性支持部用接地電極 132 間に印加される電圧により生じる圧電膜 131 の圧電効果により、圧電膜 131 が変位する（図 11（c）参照）。すなわち、第 5 の実施形態と同様に、メンブレン 5 の屈曲変位と圧電膜の伸張変位とが重畳する。

【0139】

メンブレン 5 の変位に伴って、メンブレン 5 の上面に設けられた圧電膜 130 も変位する。そうすると、その圧電膜 130 の変位に起因する圧電効果により電圧信号 S_5 が発生する。その発生した電圧信号 S_5 は、帰還信号伝送線 37 を通って、帰還信号 S_5 として FET 38 のゲート（G）に入力される。

【0140】

FET 38 のゲート（G）に帰還信号 S_5 が入力されると、FET 38 のドレイン（D）とソース（S）が導通するため、cMUT 122 の下部電極 124 に印加していた電圧は 0 V となる。そうすると、cMUT 122 のメンブレン 5 に加えられていた力がなくなる。そうすると、pMUT 123 側の圧電膜 46 への負荷もなくなるので、pMUT 123 の圧電効果による電圧信号が発生せず、上部電極 126 から帰還信号 S_5 が出力されない。そうすると、FET 38 のゲート電圧 = 0 になり、ドレイン-ソース間が導通しなくなり、再び、DC 電圧信号 S_2 が cMUT 122 の下部電極 124 へ印加する。超音波送信の間、この現象が繰り返される。

【0141】

このようにして、超音波送信時の間、自励発振回路は、帰還信号を正帰還させることにより自励発振回路の共振周波数が得られる。よって、MUT の振動が共振周波数で安定する。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 36 の上方向に超音波が放射される。

【0142】

次に、超音波ビーム受信時には、観測装置 22 からの制御信号を受信したスイッチ制御信号発生器（不図示）は、SW 制御信号 S_3 によりスイッチ SW 40 を OFF、SW 制御信号 S_4 によりスイッチ SW 41 を ON にするように制御する。

【0143】

10

20

30

40

50

MUT 121が超音波ビームを受信すると、その超音波ビームの振動はpMUT 123の圧電膜130に伝達されて、圧電効果により、電気信号（パルスエコー信号 S_6 ）に変換される。パルスエコー信号 S_6 は、FET 43のゲート（G）に入力される。そうすると、パルスエコー信号 S_6 は増幅されて、FET 43のソース（S）側より出力され、パルスエコー信号 S_7 として同軸ケーブルを介して観測装置22へ出力される。

【0144】

なお、上記では、超音波ビーム受信時には、圧電膜の圧電効果により得られる電圧信号をパルスエコー信号としていたが、さらに、従来と同様にcMUTの上部電極（図3では、共通接地電極35）に得られる電荷を取得し、圧電膜より得られる電圧と合わせて検出することにより、受信感度を向上させることができる。

10

【0145】

図14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13を参照しながら、図14について説明する。図14で示すように、超音波送信期間（ T_1 , T_3 , ...）とエコー信号受信期間（ T_2 , T_4 , ...）が繰り返される。

【0146】

タイミング T_1 のとき、SW制御信号 S_3 （ $S_3 = ON$ ）によりSW40がON、SW制御信号 S_4 （ $S_4 = OFF$ ）によりSW41がOFF状態になる。図13で説明したように、MUT 121より超音波信号が出力される。波形140は、MUT 121より送信された超音波の信号波形を示す。図14の下方には、波形140の拡大図を示す。符号141で示す波形は、送信された超音波の振幅波形のピーク値を結んだエンベロープ波形を示している。

20

【0147】

次に、タイミング T_2 のとき、SW制御信号 S_3 （ $S_3 = OFF$ ）によりSW40がOFF、SW制御信号 S_4 （ $S_4 = ON$ ）によりSW41がON状態になる。図13で説明したように、MUT 121より超音波信号を受信し、圧電膜によりその超音波信号を電気信号に変換する。符号142は、受信されたエコー信号の波形を示す。

【0148】

なお、同図では、送信超音波信号波形140とエコー信号波形142との振幅のスケールは、説明の都合上、同程度に表示されているが、実際は、送信超音波信号波形140に比べてエコー信号波形142の振幅のスケールは、かなり小さい。

30

【0149】

本実施形態によれば、第1の実施形態と第5の実施形態とを組み合わせた効果を得ることができる。すなわち、超音波送信時の間、自励発振回路は、帰還信号を正帰還させることにより自励発振回路の共振周波数が得られる。よって、MUTの振動が共振周波数で安定する。さらに、メンブレンの振動による変位に加えて、圧電素子の励起に基づくメンブレン自体の上下の変位により、出力超音波の出力レベルを向上させることができる。

【0150】

なお、本実施形態では、cMUTの下部電極に印加する電圧と圧電性支持部との駆動用電極に印加する電圧を同じにしたが、異なる電圧を印加するようにしてもよい。

40

以上より、本発明によれば、超音波送信時では、cMUTの静電効果とpMUTの圧電効果の相乗効果により、超音波の出力レベルが向上する。また、超音波受信時では、pMUTの圧電効果、または、pMUTの圧電効果とcMUTの静電効果とにより、受信感度が向上する。

【0151】

また、本発明にかかるMUTは、Si基板上にマイクロマシンプロセスを用いて製造させることができるので、FET 38, 43、抵抗39, 42, 44、SW40, 41、AC-DCコンバータ45を、当該MUTが形成されたSi基板上または内部に形成することができる。そのため、更にコンパクト化が可能となる。

【0152】

50

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。

【0153】

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。

【図面の簡単な説明】

【0154】

【図1】第1の実施形態におけるMUTの断面図を示す。

【図2】第1の実施形態におけるMUTを用いた体腔内挿入型超音波診断装置の構成概要を示す。 10

【図3】第1の実施形態における超音波プローブ24内の回路構成を示す。

【図4】第1の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】第2の実施形態におけるMUTの断面図を示す。

【図6】第3の実施形態における超音波プローブ24内の回路構成を示す。

【図7】第4の実施形態におけるMUTの断面図を示す。

【図8】図7のMUTの上面図を示す。

【図9】第4の実施形態におけるMUTの原理を説明するための図である。

【図10】第5の実施形態におけるMUTの断面図を示す。 20

【図11】第5の実施形態におけるMUTの動作原理図を示す。

【図12】第6の実施形態におけるMUTの断面図を示す。

【図13】第6の実施形態における超音波プローブ24内の回路構成を示す。

【図14】第6の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。

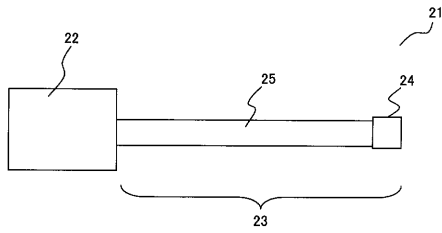
【符号の説明】

【0155】

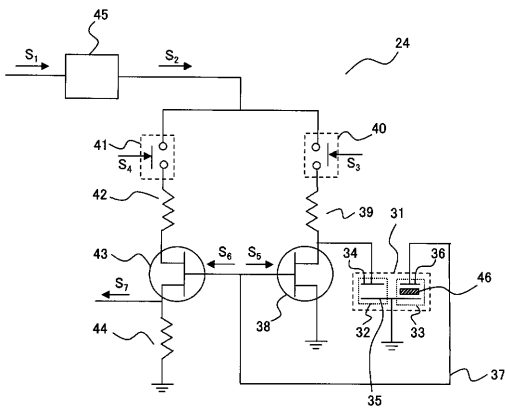
1	MUTセル	
2	MUTエレメント	
3	半導体基板	30
4	支持部	
5	メンブレン	
6	キャビティ	
7	下部電極	
8	共通接地電極	
9	圧電膜	
10	上部電極	
11	絶縁膜	
12	拡散層	
13	基板貫通孔	40
14	下部電極接続基板貫通孔配線	
15	圧電素子上部電極接続基板貫通孔配線	
16	接地電極パッド	
17	下部電極接続電極パッド	
18	圧電素子上部電極接続電極パッド	
19	基板貫通孔	
21	体腔内挿入型超音波診断装置	
22	観測装	
23	挿入部	
24	超音波プローブ	50

2 5	湾曲部及び可撓管部	
3 1	M U T	
3 2	c M U T	
3 3	p M U T	
3 4	下部電極	
3 5	共通接地電極	
3 6	上部電極 3 6	
3 8, 4 3	F E T	
3 9, 4 2, 4 4	抵抗	
S W	4 0, 4 1	10
4 5	A C - D C コンバータ	
4 6	圧電膜	
6 0	隣接セル間隔絶部	
6 1	隣接セル間隔絶部底部	
6 2	隣接セル下部電極ブリッジ配線	
6 3, 6 4	ビア配線	
6 5	隣接セル上部電極ブリッジ配線	
7 0	コンデンサ	
8 2	絶縁膜	
9 0	圧電性支持部駆動用電極	20
9 0 1	電極	
9 0 2	配線部	
9 1	圧電性支持部	
1 1 2	貫通孔	
1 1 3	支持部駆動用電極パッド	
1 1 4	貫通孔配線	
1 2 1	M U T	
1 2 2	c M U T	
1 2 3	p M U T	
1 2 4	下部電極	30
1 2 5	共通接地電極	
1 2 6	上部電極	
1 2 8	支持部圧電振動子	
1 2 9	圧電性支持部駆動用電極	
1 3 0, 1 3 1	圧電膜	
1 3 2	圧電性支持部用接地電極	

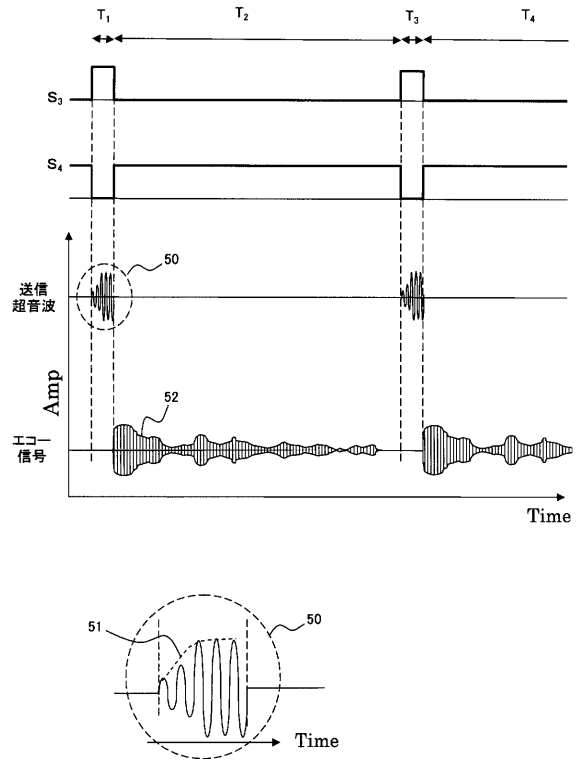
【図 2】



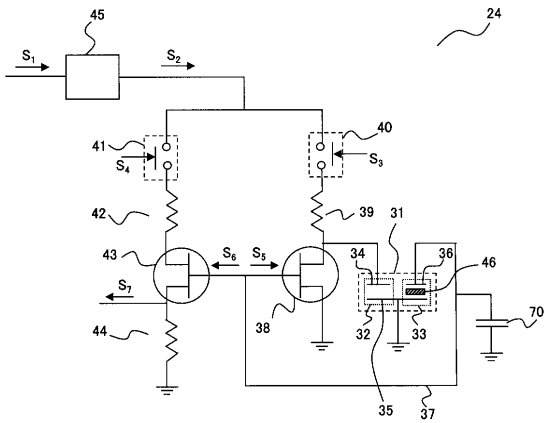
【図 3】



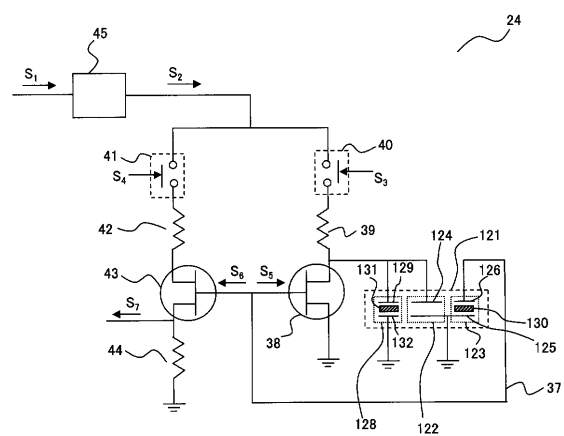
【図 4】



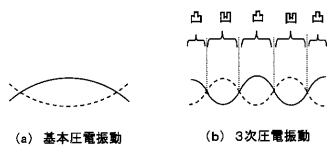
【図 6】



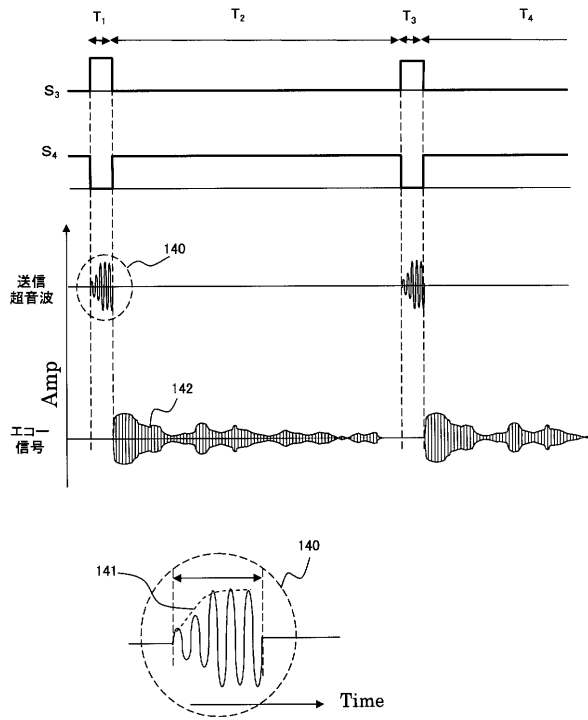
【図 13】



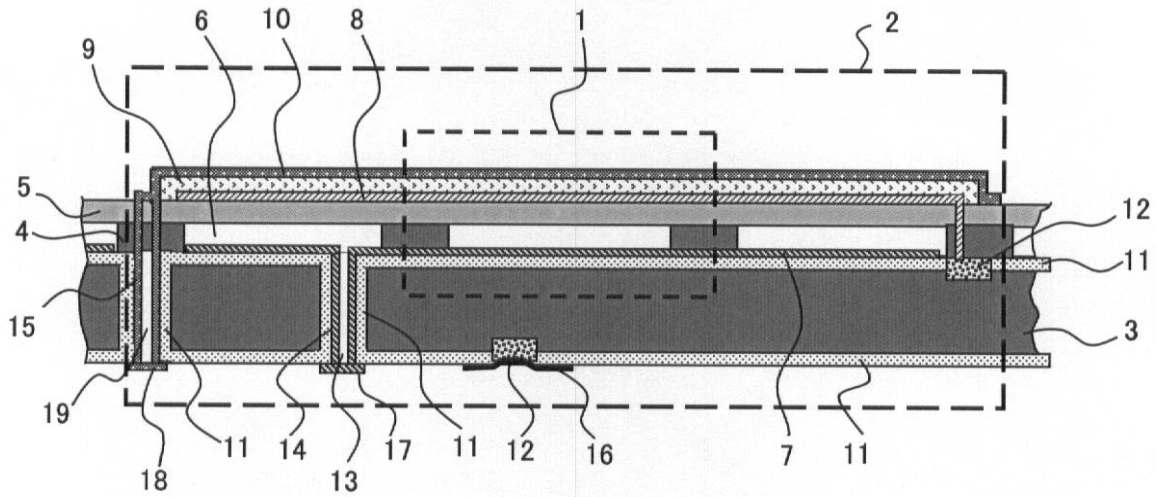
【図 9】



【図 1 4】

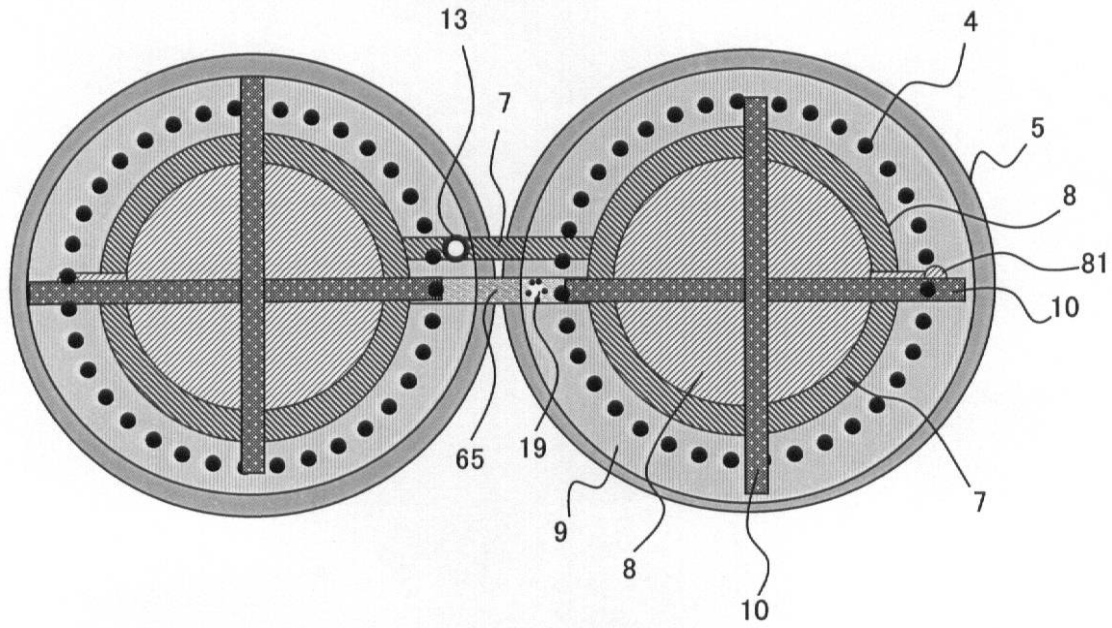


【図 1】

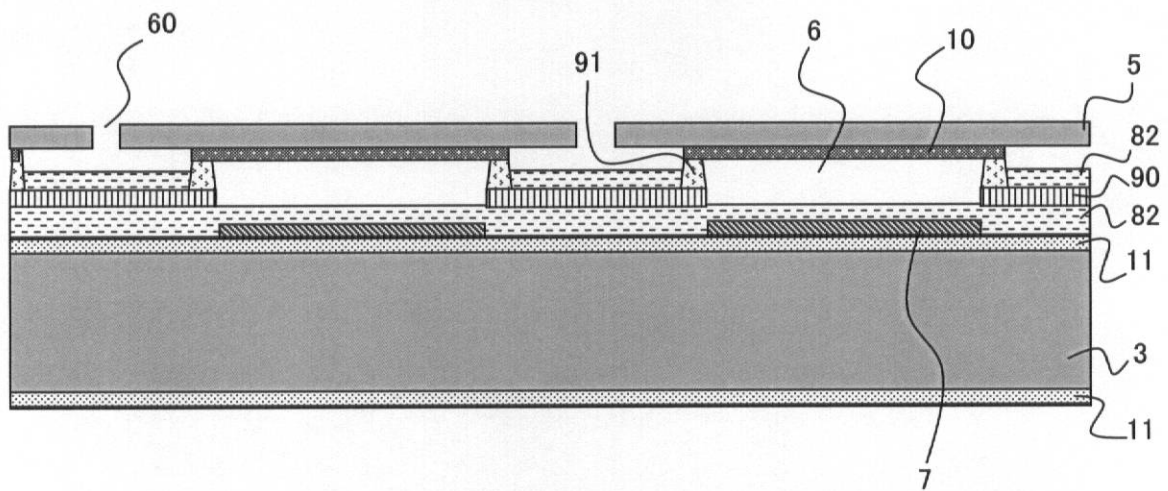


This diagram shows a cross-sectional view of a multi-layered electronic device assembly. The assembly consists of several stacked layers and components. At the top, there is a thin layer (6) above a thicker layer (9). Below layer 9 is a layer with a wavy pattern (10). A central core (1) is shown with vertical dividers (64) and horizontal dividers (60). The bottom of the assembly features a thick, dark layer (7) with a textured surface. Various other layers and components are labeled with numbers: 8, 66, 4, 12, 16, 63, 65, 62, 61, 11, 17, 13, 14, 11, 15, 18, 19, 20, and 3. The entire assembly is enclosed within a dashed rectangular frame.

【図 8】

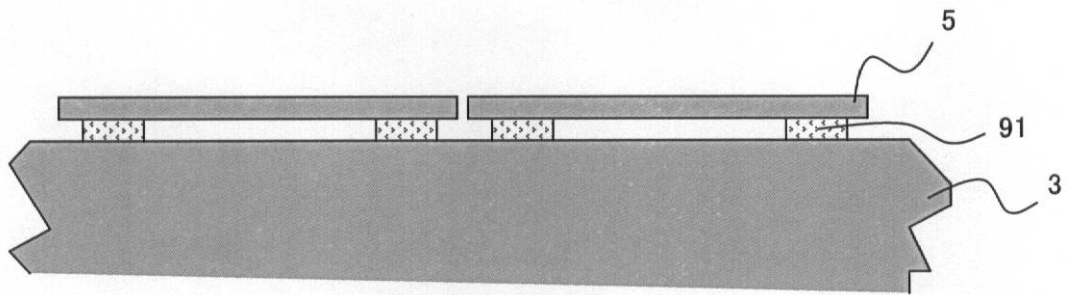


【図 10】

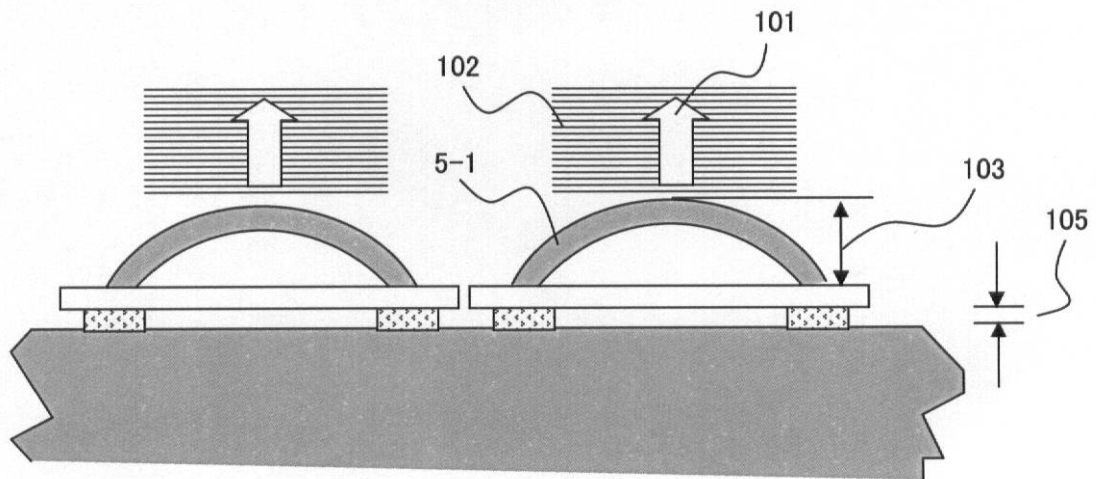


【図 11】

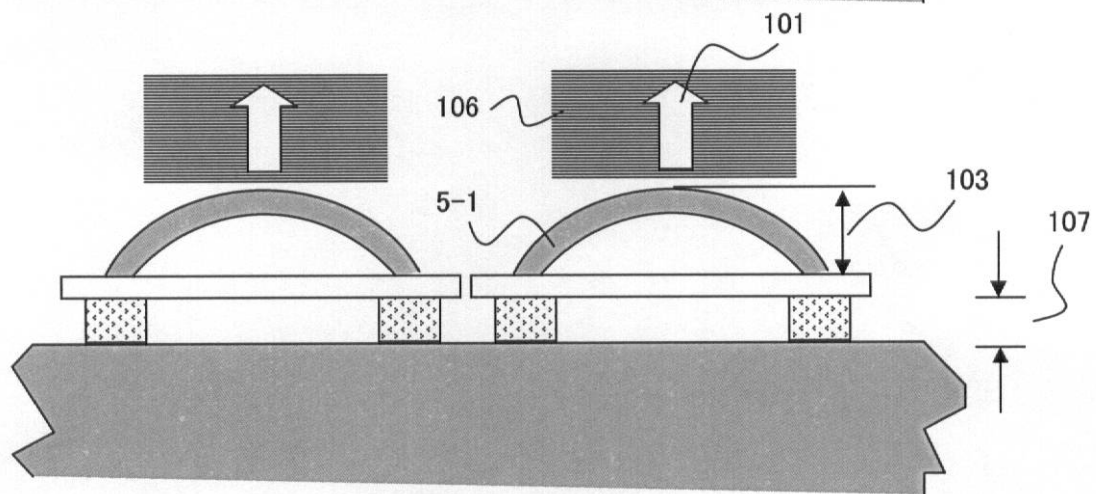
(a)



(b)



(c)



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4番2号 オリnpas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4番2号 オリnpasメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤村 毅直
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnpasメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 童 毅
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnpasメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 EA05 EA15 GA02 GB21 GB34 GB35 GF06
GF10 GG29
4C601 BB02 EE03 EE13 FE01 FE03 FE04 FE07 GA03 GB15 GB19
GB20 GB22 GB43 GB44 HH02 JB31 JB37 JB45
5D019 AA21 BB01 BB09 BB17 BB25 BB29 EE06 FF04

专利名称(译)	通过微机械加工制造的超声波振荡器，超声波振荡器装置，体腔内的超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	JP2007229328A	公开(公告)日	2007-09-13
申请号	JP2006057122	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		
[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 G01N29/24 H04R3/00 H04R17/00		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 B06B1/0622		
FI分类号	A61B8/12 G01N29/24 H04R3/00.330 H04R17/00.330.H H04R17/00.332.Y A61B8/14 H04R19/00.330 H04R23/00.330		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/EA05 2G047/EA15 2G047/GA02 2G047/GB21 2G047/GB34 2G047/GB35 2G047/GF06 2G047/GF10 2G047/GG29 4C601/BB02 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/FE07 4C601/GA03 4C601/GB15 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB22 4C601/GB43 4C601/GB44 4C601/HH02 4C601/JB31 4C601/JB37 4C601/JB45 5D019/AA21 5D019/BB01 5D019/BB09 5D019/BB17 5D019/BB25 5D019/BB29 5D019/EE06 5D019/FF04 5D019/DD01		
其他公开文献	JP4839099B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声换能器，其中cMUT和pMUT结合在一起。一种使用微机械工艺制造的超声换能器，包括：第一电极，其上输入有用于发送超声波的控制信号；以及基板，在该基板上形成有第一电极，堆叠第二电极，该第二电极是与第一电极面对且在它们之间具有预定间隔的接地电极，并且第二电极被堆叠，并且在第一电极和第二电极之间施加电压。由此，通过设置振动而产生超声波的膜，与该膜接触的压电体膜以及与该压电体膜导通的第三电极，从而解决了上述问题。[选型图]图1

