

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-503313
(P2004-503313A)

(43) 公表日 平成16年2月5日(2004.2.5)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
B 8 1 B 3/00	B 8 1 B 3/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 19/00	H 0 4 R 19/00 3 3 0	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

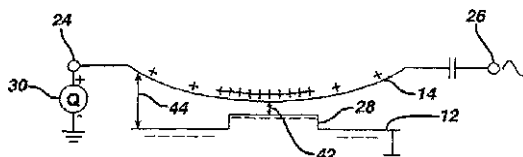
<p>(21) 出願番号 特願2002-511146 (P2002-511146)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成13年6月8日 (2001.6.8)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成14年2月14日 (2002.2.14)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/EP2001/006479</p> <p>(87) 国際公開番号 W02001/097562</p> <p>(87) 国際公開日 平成13年12月20日 (2001.12.20)</p> <p>(31) 優先権主張番号 09/596,759</p> <p>(32) 優先日 平成12年6月15日 (2000.6.15)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>(81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP</p>	<p>(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands</p> <p>(74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 容量性マイクロマシン超音波振動子

(57) 【要約】

複数の容量性マイクロマシン超音波振動子 (cMUT) によって超音波振動子が形成される。容量性マイクロマシン超音波振動子のそれぞれは荷電振動板を有し、この荷電隔膜板は逆に荷電された基板に容量性をもって対抗する。この振動板は、バイアス荷電によって基板へ向けて広がる。この基板は、振動板の移動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中心へ対して隆起した中心部を有する。高調波動作のために、セルに給与される駆動パルスは、高調波帯域における送信信号の汚染を低減するために、装置の非線形動作に鑑みて予め歪められる。cMUTセルは、従来通りの半導体プロセスによって加工され得るため、バイアス荷電レギュレータ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され得るため、セルは多様なポリマ及び他の物質を用いて形成され得る。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

バイアス電位によってバイアスされた容量性マイクロマシン超音波振動子セルから音響信号を送信する方法であって、

前記セルの動きと掛けられる電位との間の非線形関係を求め、

前記非線形関係を考慮した駆動信号特性を開発し、

前記駆動信号特性を前記セルに掛けることによって音響信号を送信する方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法であって、

前記非線形関係は、前記バイアス電位によって確立された動作点に対して求められることを特徴とする方法。 10

【請求項 3】

請求項 2 記載の方法であって、

前記駆動信号特性は、交流軌跡の一方の向きに対しては負の行き過ぎ量を示し、交流軌跡の所望音響信号に対して反対の向きに対しては正の行き過ぎ量を示すことを特徴とする方法。

【請求項 4】

容量性マイクロマシン超音波振動子セルを用いた超音波画像化に対する請求項 1 乃至 3 のいずれか一記載の方法であって、

公称基本送信周波数を示し、前記セルの非線形動作特性を考慮して予め歪められた前記駆動信号特性を有する電気駆動信号を前記セルへ掛け、 20

前記基本周波数の高調波において低いスペクトラム成分を有する前記電気駆動信号に応じて前記セルから音響波を生成することを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 4 記載の方法であって、

前記セルは移動式振動板を有し、

前記非線形動作特性は、前記振動板の電気機械的応答であることを特徴とする方法。

【請求項 6】

ハーモニック超音波振動子であって、

それぞれが基板に配置された複数の容量性セルを有する振動子素子のアレイと、超音波駆動信号源とを有し、 30

前記セルのそれぞれは容量性プレートを有し、

該容量性プレートのうちの一は超音波駆動信号への非線形電気機械的応答に応じて動き、

前記超音波駆動信号源は、前記アレイのセルの容量性プレートへ連結され、

前記駆動信号は基本送信周波数の高調波における信号成分が低減された音響波を送信するために前記非線形電気機械的応答を考慮して予め歪められる、ことを特徴とするハーモニック超音波振動子。

【請求項 7】

請求項 7 記載のハーモニック超音波振動子であって、

前記セルの容量性プレートに連結され、公称電気機械動作点について動作するように前記プレートにバイアスを掛けるバイアス電位若しくは電荷源を更に有することを特徴とするハーモニック超音波振動子。 40

【請求項 8】

請求項 7 記載のハーモニック超音波振動子であって、

前記駆動信号は、交流軌跡の一方の向きに対して負の行き過ぎ量を示し、交流軌跡の所望音響信号と反対の向きに対して正の行き過ぎ量を示すように予め歪められることを特徴とするハーモニック超音波振動子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、医療用超音波画像化システムに係り、特にそのようなシステム向けの容量性マ 50

イクロマシン超音波振動子に関する。

【0002】

医学的画像化に用いられる超音波振動子は、高品質な診断用画像の生成をもたらす多くの特性、例えば広帯域幅及び超音波周波数における低レベル音響信号に対する高感度など、を有する。従来、これら特性を有し、よって超音波振動子に対して用いられてきた圧電性物質は、PZT及びPVDfから成り、PZTから成るのが最も好ましい。しかし、PZT振動子は、ソフトウェア及び半導体集約的な超音波システムの他の部分を製造するための加工技術と異なる独自のセラミック製造工程を必要とする。超音波システムの他の部分を加工するのに用いられるのと同じプロセスによって超音波振動子を製造できるようにすることが製造の観点から望ましい。

10

【0003】

最近の開発は、医療用超音波振動子を半導体プロセスによって製造することができる見通しをもたらしてきた。これら開発は、容量性マイクロマシン超音波振動子(capacitive micromachined ultrasonic transducer: cMUT)を作成してきた。これら振動子は、受信した超音波信号の音振動を被変調静電容量へ変換する電力を有する小さな振動板のような装置である。送信のために、容量性電荷が変調され、この装置の振動板を振動させ、よって音波を送信する。これら装置は半導体プロセスによって製造されるため、この装置は10~200ミクロンのレンジの寸法を有する。しかし、このような装置の多くを一体にグループ化し、単一の振動子素子として調和して作動させることも可能である。

20

【0004】

cMUTは非常に小さいため、組み立てられたcMUTは、受信された音響信号に対して可能な限り大きい応答を有することが望ましい。cMUTは、受信信号に対して可能な限り大きい容量性振動を示すことが望ましい。容量性振動を増やす1つの方法は、cMUT振動板の中心においてのみ電極を用い、cMUT振動板の中心にのみ容量性電荷が位置するようにすることである。しかし、この構成は、電極への非常に小さな導電路の仕様を必要とする。小さいとこれら導電路のインピーダンスが向上し、よってcMUTの応答が制限される。cMUTの容量性振動をこのような高インピーダンス導電路を用いずに増やすことができるのが望ましい。

30

【0005】

cMUT振動子の利点の1つは、それらは半導体製造プロセスを用いて製造することができるという点である。従って、cMUTは振動子のベースにシリコン及びガラス基板を用いて製造されてきた。これら基板は送信面に対抗する振動子背面を構成する。振動子は、そのエネルギーのほとんどを、振動子背面から感知し得る音響エネルギーを放射状に発することなく、或いは横のカップリングを通じて隣接振動子内へ発することなく、送信面から送信されるように意図されているため、通常、この望まれない音響エネルギーを制振若しくは減衰させるための背面層が振動子に適用される。従って、この望まれないエネルギー結合を低減若しくは除去するのにより良く適した物質を用いてcMUTを製造することができるのが望ましい。

40

【0006】

cMUTは、対応する二次信号振動を生じさせる荷電されたcMUT振動板の非線形電気機械応答のために送信信号に対して非線形応答を示すことが判っている。このような非線形応答は、送信信号の歪みをもたらす。この歪みは、望まれない干渉として受信エコー信号に現れ得る、望まれる送信パルスの高調波帯域における信号成分として現れ得る。このような歪みが受信エコー信号を汚染することを防ぐことが望ましい。

【0007】

cMUT振動子は、通常、二次でない動作範囲を振動子に持たせるバイアス電圧で作動される。このバイアス電圧は、振動子静電容量を短絡させずに高振動子感度を維持するように慎重に制御されなければならない。给与バイアスを振動子の短絡を生じさせ得る長期的影響の存在が安定した状態に維持することができるのが望ましい。

50

【0008】

本発明の原理によれば、c M U T振動子は、改善された信号応答と共に説明される。この改善された応答は、給与信号及び受信信号に対して最も感度の良いセル振動板の部分の近傍にセルの電荷を集中させるc M U Tセルの非平面フロアによって生じる。c M U T振動子に対する製造プロセスは、ポリマ材を用いたマイクロステレオリソグラフィ技術によってこの振動を製造することができるようにすることが望ましい。オペレーション中、c M U Tはバイアス電圧ではなく、制御されたバイアス電荷によってバイアスされる。高調波帯域の望まれない信号成分の送信は、振動子の非線形応答を弱める予め歪められた送信信号を用いることによって最小化される。

【0009】

最初に図1を参照する。図1には典型的なc M U T振動子セル10の横断面が示されている。c M U T振動子セル10は、シリコンなどの導電性基板12上に複数の類似した隣接するセルと共に製造される。例えば窒化珪素から成る膜若しくは振動板14は、基板の上方に例えばシリコン酸化物若しくは窒化珪素から成る絶縁支持16によって支持される。振動板と基板との間の空洞18は、空気若しくは気体で満たされていてもよく、或いは全部若しくは一部が真空であってもよい。金などの導電性膜若しくは層20は、振動板上の電極を構成し、同様の膜若しくは層22は基板上の電極を構成する。これら2つの電極は、誘電性空洞18によって分離され、基板上に電極を形成する。音響信号が振動板を振動させると、静電容量の振動が検知され、よって音響波を振動させる。逆に、給与される交流信号は静電容量を変調し、振動板を動かし、よって音響信号を送信する。

【0010】

典型的なc M U Tはミクロンサイズの寸法であるため、多くのc M U Tセルは、通常、接近して製造され、単一の振動子素子を形成する。個々のセルは丸くても、長方形でも、他の周辺形状でもよい。好ましい実施形態において、個々のセルは、振動子素子のc M U Tセルの密集度を高めるために六角形である。c M U Tセルは異なる寸法でもよい。振動子素子は振動子に広帯域特性を与えるような異なるセルサイズの組成特性を有し得る。

【0011】

c M U Tは元来二次装置であるため、音響信号は、通常、給与信号の高調波である。すなわち、音響信号は給与された電気信号周波数の2倍の周波数である。この二次作用を防ぐために、2つの電極にバイアス電圧が掛けられ、振動板はクーロン力によって基板へ引き付けられる。これを図2に概略的に示す。D Cバイアス電圧 V_B が、バイアス端子24へ掛けられると共に、誘導インピーダンスなどの交流信号に対する高インピーダンスZを有するパスによって、振動板電極へ連結される。信号端子26からの交流信号は、振動板電極と静電的に連結される。振動板14上の正の電荷は、基板12上の負の電荷に引き付けられるため、振動板を広げる。本装置は、このようにバイアスが掛けられた状態で連続的に作動されるとき、二次作用をわずかに示さない。

【0012】

c M U Tは、振動板が広がり、この容量性装置の2つの正反対に電荷されたプレートが可能な限り接近した時に最も感度が良くなることが判っている。2つのプレートの接近は、c M U Tによる音響信号エネルギーと電気信号エネルギーとの間により強力な結合をもたらす。よって、振動板14と基板12との間の誘電空間32が信号条件を操作しながら維持され得る程度に小さくなるまで、バイアス電圧 V_B を増やすことが望ましい。組み立てられた実施形態において、この空間は1ミクロン以下のオーダーとなり得る。しかし、掛けられるバイアス電圧が大きすぎると、振動板は基板と接触し、2つのプレートがバンドルワールズ力によって互いに押し付け合うため、本装置を短絡させる。このスタックは、本装置に対するバイアス電圧を選ぶことによって回避されるべきである。

【0013】

振動板がバイアスされ、非常に小さなサブミクロンの誘電空間が生じたときであっても、c M U Tの感度は望まれるものより小さくなり得る。これは、振動板の中心における電荷は反対の電荷に比較的接近しており、この反対の電荷に対して大幅に移動するのに対し、

10

20

30

40

50

振動板が支持 1 6 によって支持されている振動板周辺 3 4 における電荷はほとんど動かず、よって本装置による信号の振動にほとんど関与しない、という事実によるものである。この不一致を除去する 1 つの方法は、支持 1 6 まで延びない小さな振動板電極を用いることである。これは、振動板の動き及びそれに伴う本装置による変換に強く関与する本装置の中心に振動板電極上の電荷を制限する。バイアス電圧を振動板電極へ給与し、交流を電極へ連結する 1 以上の導体が存在しなければならない。これら導体は、非常に薄くなければならず、交流信号に望ましくないほど大きなインピーダンスを掛ける寸法を有するため、本装置の感度が制限される。

【0014】

本発明の一態様の原理によれば、c M U T 装置の感度は、小さい電極若しくはそのような電極への高インピーダンスなパスを用いることなく、改善される。これは、非平面構造を用いて、支持空間 4 4 の誘電空間 4 2 に対する比を高めることによって為される。図 3 に概略的に示す実施形態において、この非平面基板は、基板 1 2 上の隆起エリア若しくは台 2 8 を有する。別の方法として、非平面基板は、本装置の中心にピークがくるようにテーパが付けられてもよい。振動板電極は、引き続き振動板全体を覆うか、或いは比較的幅広く低インピーダンスの導体によって電氣的に接続されるため、高インピーダンス導体の結合問題を防ぐことができる。2 つの電極の間隔が装置中心で狭いため、図 3 に狭い間隔の正の電荷で示したように、電荷密度は装置中心において最大となる。c M U T 装置の容量性プレートは、バイアス端子 2 3 に連結された電荷源 3 0 によって電荷蓄積される。従って、振動板によって受信された音響振動は、装置静電容量の比較的大きい変調を生じさせ、よって振動子結合の度合いが比較的高くなり、高効率な c M U T 装置を提供する。

【0015】

セルの非平面フロアは、セルが製造される際に隆起したエリアを有する基板を用いて開始することによって、或いは振動板と基板との間に空洞 1 8 が形成された時に基板上に隆起した中心を残すことによって、或いはセル製造中に隆起したエリアを堆積させることによって、形成され得る。後者の方法を用いたプロセスを図 4 a ~ 4 j に示す。c M U T 装置の製造は、高度に導電性を有するように処理され、よってキャパシタンスの一方のプレートとして機能するシリコン基板 5 0 からスタートする (図 4 a)。強い導電性の、又は高い誘電率の物質の層 5 2 をシリコン基板 5 0 上に堆積させる (図 4 b)。この物質は、チタン酸ストロンチウムなどの高誘電率を示す物質であることが好ましい。或いは、例えば、金、プラチナ、若しくはドーブ処理シリコンなどのシリコンと良好に接触する超硬合金でもよい。フォトリソグラフィックにより、又は E ビームによりパターニングされる。次いで、この導電層は基板上に隆起したエリア 2 8 を形成するためにエッチングされ、レジストは除去される (図 4 c)。次いで、2 つの酸化物層 5 4 a、5 4 b が基板上に置かれる。第一の酸化物層 5 4 a は熱膨張し、熱酸化はシリコンを消費するため、この処理により隆起エリアは更に高くなる (図 4 d)。次いで、第二の酸化物層 5 4 b を第一層 5 4 a 及び台 2 8 の上に堆積させる。この第二層 5 4 b の厚さは、振動板と台との間のバイアスされない誘電空間を決定する。別のレジスト膜層 (図示せず) をシリコン酸化物層 5 4 b 上に付け、リソグラフィックで若しくは E ビームでパターニングし、エッチングして円、四角、六角形、若しくは他の形状のチャンネル 5 6 を形成し、酸化物層を成形された二酸化珪素の島 5 8 へ分離し (図 4 e)、レジストを除去する。このチャンネル加工は、振動子の個々の c M U T セルの形状を規定する。次いで、窒化珪素膜 6 0 を二酸化珪素層上に堆積させる (図 4 f)。レジスト膜を窒化珪素膜上に付け、リソグラフィックで若しくは E ビームでパターニングし、エッチングして上の二酸化珪素層 5 4 b まで下方に延びるアパーチャ 6 2 を形成する (図 4 g)。次いで、レジストが除去される。

【0016】

アパーチャ 6 2 の目的は、下層の二酸化珪素膜 5 4 までフッ化水素酸などのエッチング液にさらすことであり、エッチング液はこのアパーチャを通り、下の酸化物層を削り取り、空洞 1 8 を形成する (図 4 h)。これは、該振動板の下に導電性の台 2 8 を有する窒化珪

素支持 66 によって支持された窒化珪素振動板 60 を残す。この窒化珪素及びシリコン基板はエッチングを止め、c M U T セルの空洞 18 のサイズ及び形状を規定する。最終工程は、導電性膜 70 を窒化珪素振動板の上部表面へ、及び導電性膜 72 を窒化珪素振動板の下部表面へ付けることによって電極を形成することである (図 4 i)。導電性膜 70 を形成する前に、アパーチャ 62 をシールする層 68 を形成するために更に窒化珪素を堆積させる構造としてもよい。この窒化珪素堆積は真空下で実行され得るため、下層となる空洞 18 を低圧とし得る。別の方法として、アパーチャを開口したまま残し、c M U T 振動板を大気圧で作動させることもできる。このような c M U T 装置の振動子素子の平面図を図 4 j に示す。暗線で描かれた六角形 18' が本装置の空洞 18 を規定し、セルは共通の六角形にパターンニングされた支持 16 を共有し、台 28 はセルと同じ六角形を共有する。連続した電極 70 は図 4 j の全 c M U T セル上に横たわる。 10

【0017】

台 28 が導電性物質から形成されるとき、スタック問題が低減する。これは、容量性プレートを接触した状態に維持する電荷が正反対に電荷されたプレートが互いに接触しようとするときに導電性物質によって素早く分散されるためである。他方、バイアス電荷の放電はバイアスが再度確立されるまでセルを動作できないようにする。この状況は、台に対して高誘電性の物質を用いることによって回避される。スタックの可能性を提示し続けているが、対抗するプレートは一瞬だけ触れるか又は跳ね返るため、スタックは起きない。或いは、振動板物質のねじれによってバンドルワールズ力が打ち負け、セルは動作し続けることができる。なぜなら、バイアス電荷は高誘電性の台が振動板と接触しても分散しないからである。 20

【0018】

従来の方法と異なり、電極 70 は、各振動板上の小さいな電極エリアへの高抵抗導電路を作成するためにエッチングされない。電極層は、複数の c M U T セルの振動板を覆う連続層として、或いはそれぞれがセルの振動板の大部分を覆い、好ましくはセル支持まで延びる個別の電極エリアとして形成され得る。この個別の電極エリアは、低インピーダンス導体によって信号及び/若しくはバイアス回路へ電氣的に接続される。この導体は電極と同じ導電層から構成されてもよい。この低インピーダンス電極及び導体は、ウェハ上の各容量性 c M U T セルの効率的な結合を提供する。台 28 は、セルの基板フロアから数マイクロン伸びていてもよい。バイアス電圧 V_B が本装置に掛けられ、振動板が台 28 へ引き付けられると、振動板と台との間の空間 42 は約 $0.25 \mu\text{m}$ のオーダーとなり、セル中心に高電荷密度を生成し、給与信号に対する良好な感度及び結合を提供する。 30

【0019】

上記例では c M U T セル及び台はいずれも六角形で示したが、いずれも異なる形状でもよい。台は、丸くてもよく (円、楕円など)、長方形 (正方形) でもよく、他の多角形でもよい。台は、支持形状によって規定される空洞と同じ形状を共有してもよく、自身の形状を有してもよい。円形の台を有する六角形セルはこの変形例の 1 つである。

【0020】

本 c M U T 装置によって形成される電気回路は単なる大きな可変キャパシタンスであることが望ましい。窒化珪素などの絶縁物質を振動板に対して用いることは、事実上 c M U T 回路に小さな直列キャパシタンスを作成することになる。これは、振動板に高導電性物質を用いることによって回避することができる。これを実現するための 1 つの方法は、窒化珪素膜 (図 4 f) の水平方向の最上層をプラズマエッチングで削り取り、チャンネル 56 を絶縁窒化珪素支持で満たされたままにしておくことである。次いで、ドーブ処理されたポリシリコンなどの高導電性物質、又はニッケルやチタンなどの高強度超硬合金をウェハ上に堆積させ、振動板物質を形成する。よって、層 60 は、絶縁窒化珪素によって酸化物の島 58 の上方で支持された導電性振動板層を有し、仕上がった c M U T セルは、台 28 に対抗する導電性振動板を有する。 40

【0021】

台を振動板 14 の下面中心から吊り下げてセルの平面フロアと対抗させることによって、 50

支持間隔 4 4 の誘電間隔に対する比を改善させることができることも明らかである。すなわち、振動板は、セルのフロアというよりむしろ非平面構造となる。この振動板上の追加的マスは振動板の周波数更には c M U T 振動子の作動周波数を下げ、本装置の可変性をサスペンションに用いられる多くの物質に対して感知し得るようにする。

【 0 0 2 2 】

金やアルミニウムなどの様々な導電性を有する膜及び堆積物が c M U T の電極に対して用いられ得る。基板の下面へ付けられる代わりに、電極 7 2 は犠牲層 5 4 の堆積に先立って上面へ付けられることも可能である。ポリシリコンも犠牲層に適した物質である。ガラスなどの他の物質も基板に用いられ得る。この場合、基板電極は基板上面に付けられる。本発明の実施形態を構成するのに用いられ得る半導体プロセス及び物質の詳細は、ここに参考文献として組み込まれる米国特許第 5 , 9 8 2 , 7 0 9 号及び第 6 , 0 0 4 , 8 3 2 号に記載されている。

10

【 0 0 2 3 】

セル 1 0 は標準的な半導体プロセスによって製造することができるため、c M U T に対する他の関連するエレクトロニクスも同時にシリコン基板上に製造することができる。増幅器や高圧ドライバなどの振動子素子用の送信若しくは受信エレクトロニクスは c M U T セルと同じ基板上に製造することができる。

【 0 0 2 4 】

c M U T セルの列は、マイクロステレオリソグラフィなどの他のプロセスによって製造されてもよい。このプロセスにおいて、c M U T 構造は、レーザーアブレーションを通じて複数の物質層を堆積させることによって組み立てられる。このプロセスの利点は、c M U T セルを基板の幅広い範囲に幅広いセル構成物質を用いて組み立てることができる点である。このようなプロセスにおいては、シリコンやガラスよりも超音波に対する吸収性がより高く、よってより良い音響裏層を c M U T セルに形成する、例えばポリマ、プラスチック、及び弾性化合物などの基板材料を採用することも可能である。これら基板材料は、基板を横方向に通り、振動子の背面から出る、望まれない音響カップリングを低減する。シリコン若しくはガラスよりも超音波に対する吸収性の高いポリマ基板 9 0 を図 5 に示す。導電膜 (図示せず) が基板 9 0 の上面に付けられ、c M U T セルの下部電極を形成する。次いで、この c M U T セルの構造は、基板上に一層ずつ組み立てられる。例えば、キャリア 8 6 は c M U T の構造のために除去される物質の層 8 4 を持っている。セルのフロア上に台を作るために、物質 8 4 は金やアルミニウムなどの導電性物質である。レーザービーム 8 0 は、物質 8 4 が堆積されるべきところからキャリアのエリアへ向けられる。キャリア 8 6 は、該レーザービームの周波数に対してトランスペアレントであるため、該レーザーのエネルギーは基板に対抗するキャリア側面上の物質を除去する。Y A G レーザーなどの赤外線レーザーを用いる場合、キャリアは例えばテフロン (R) である。導電性物質 8 4 の連続層は、基板上へ除去され、台が所望の高さに組み立てられるまで台の層 9 2 、 9 4 を堆積させる。振動板のための支持 9 6 は絶縁性であり、所望場所のポリマ若しくはプラスチックの層を除去することによって形成することができる。振動板用の膜は、セル上に重ねられ、支持 9 6 の上面上にレーザーによって溶接され得る。この堆積され得る層の厚さはレーザー・パワーと物質種類とによって決定される。例えば、金属、セラミック、及びプラスチックは約 $1 \mu\text{m}$ 以下の層として堆積する。エキシマー・レーザーなどの紫外線波長レーザー、又は可視波長において作動するレーザーもキャリア物質を合わせて選択することによりこのプロセスに用いることができる。

20

30

40

【 0 0 2 5 】

前述のように、本装置の二次オペレーションを防ぎ、より大きい容量性感度のために本装置の正反対に荷電されたベースへ近い位置へ振動板を広げるために、バイアス電圧 V_B が c M U T に掛けられる。しかし、c M U T セルのキャパシタンスは経時変化し得ると共に、1つの列内でセル毎に異なり得る。更には列毎に異なり得る。キャパシタンスが変化すると、本装置はバイアス電圧源からより多くの若しくはより少ない電荷を引き出す。これは、c M U T の可変容量性プレートの分離を引き起こし得る。前述のように、ベース及び

50

振動板プレートが互いに接触すると、それらはスタックし、セルを作動不能にし得る。その上、この分離が最適な値に維持されなければ、本装置の性能は劣化する。本発明の別の態様によれば、cMUTセルをバイアスするのにバイアス電圧の代わりにバイアス電荷が用いられる。バイアス電荷は、例えば既知時間の間、電流源をセルへ連結させることによって掛けることができる。cMUTセル用のバイアス電荷源の好ましい実施形態を図6に概略的に示す。この実施形態において、電流はcMUTセルへ選択的に掛けられると共に、セルのバイアス電荷を適応的に調整及び維持するためにセルのキャパシタンス（若しくはサセプタンス）が測定される。電界効果トランジスタ104は、バイアス電荷を振動板電極14へ掛けるように調節される。信号源102からの小さい交流信号がcMUTセルに掛けられる。この小さい交流信号は、例えば10kHzの周波数を有する。本cMUT装置上での結果として生成される交流電圧は、キャパシタンス・メータ若しくはレギュレータ100によって感知される。この感知された交流電圧は、本cMUTの静電容量を計算するのに用いられる。この電界効果トランジスタに掛けられる制御信号は、装置上の電荷を維持若しくは調整するために上記感知された静電容量に応じて調整され、この工程はcMUTが所望静電容量すなわち適切なバイアス電荷を示すまで繰り返される。キャパシタンス・メータ100のオペレーションを図6aにより詳細に示す。小さい交流電流*i*が端子106及び108を通して接続された（図示しない）cMUTセルへ掛けられる。この交流電流によってセルにわたって展開された交流電圧の直交成分は、電圧メータ*v*によって測定される。この測定結果は、セルの容量性プレートを荷電若しくは放電するのに適応的に用いられる。

10

20

【0026】

cMUTキャパシタンスは、cMUT振動子の使用中、キャパシタンス・レギュレータ100によって周期的に監視されることが好ましい。二極ゲート回路によって振動板電極14が必要に応じて荷電若しくは放電されることが好ましい。好ましい実施形態において、バイアス荷電回路は、半導体製造プロセスによって製造され得る要素から構成され、cMUTと同じウェハ上へ一体化されるため、cMUTセル及びそれらのバイアス荷電源は一体として製造され、同じ場所に配置される。図7aは、cMUTの振動板14の変位*d*の変化を掛けられたバイアス電荷若しくは得られた電圧*V_B*の関数として表す典型的な曲線110を示す。プロット起点周辺で発生する装置の二次動作を回避するために、バイアス電圧*V_B*は本装置の通常の動作点112を起点の一面へシフトさせる。図7bにおいて、バイアスされた動作点112周辺の曲線110の一部がより詳細に示されている。曲線110は、本装置について望ましい線形特性である直線120に接するように示されている。しかし、曲線110は線形的ではない。*v_l*及び*v_h*で示される線は、音響パルス若しくは音響波を送信するためにcMUTに掛けられる交流駆動信号のピークをマークしている。図に示すように、非線形曲線110は、通常の動作点より上の曲線110の部分113においてはより大きい傾きを有し、通常の動作点112より下の部分111ではより小さい傾きを有する。これは、cMUTがピーク*v_l*及び*v_h*を有する送信信号によって駆動される時、振動板は非線形に動くことを意味する。

30

【0027】

この非線形形成の効果は図8a及び8bを参照することによって明らかにされる。図8aは、cMUTに対して駆動信号として用いられる正弦波波形130を示す。この波形は、ピーク*v_h*及び*v_l*を有することが分かる。この波形130が非線形cMUTを駆動するのに用いられると、得られる圧力波形132は図8bに示す特性を有する。最初の正の半円は、所望レベル*v_h*'を越えた正の行き過ぎ量を示し、二番目の負の半円は所望レベル*v_l*'を下回る負の行き過ぎ量を示す。なぜなら、圧力波形は本装置の非線形性によって歪められるからである。本発明の別の態様によれば、圧力波形の非線形性は、図9aに示すように、掛けられる駆動信号140を予め歪めておくことによって克服することができる。正弦波圧力の送信について、最初の半円は所望レベル*v_h*を下回り、正弦波よりも丸い。二番目の半円は所望レベル*v_l*を上回り、正弦波よりも鋭いピークを示す。この駆動信号140をcMUTへ掛けると、図9bに示す正弦圧力波142が生成される。

40

50

【 0 0 2 8 】

c M U T 振動子が高調波動作に対して用いられる場合、この非線形効果を低減若しくは除去することは重要である。コントラスト高調波及び組織高調波のいずれの動作においても、送信信号の高調波帯域に最小限のスペクトラム成分を有する（好ましくはスペクトラム成分を全く有しない）基本的周波数波形を送信することが望ましい。コントラスト高調波動作中に探される高調波信号のみがコントラスト造影剤の非線形効果によって元に戻され、組織高調波動作中に探された高調波信号のみが送信媒体による圧力波の歪みによって生成される。高調波帯域における送信された信号成分は上記所望信号を汚染する。よって、c M U T 装置の非線形性能の原因となる駆動波形を予め歪めることによって、c M U T から非線形歪みが大幅に少なく、よって送信パルスの高調波スペクトラムを汚染するアーティファクトが少ない送信圧力波形が生成される。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 c M U T セルの横断面図である。

【 図 2 】 c M U T セルの振動板へのバイアスを示す図である。

【 図 3 】 本発明の原理に係る c M U T セルの構成を示す図である。

【 図 4 a 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 b 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 c 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 d 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 e 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

20

【 図 4 f 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 g 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 h 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 i 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 4 j 】 本発明の原理に係る c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 5 】 マイクロステレオリソグラフィによる c M U T 振動子の製造を示す図である。

【 図 6 】 c M U T 振動子に対するバイアス電荷の生成及び維持を示す図である。

【 図 6 a 】 c M U T 振動子に対するバイアス電荷の生成及び維持を示す図である。

【 図 7 a 】 c M U T 振動子の非線形特性を示す図である。

【 図 7 b 】 c M U T 振動子の非線形特性を示す図である。

30

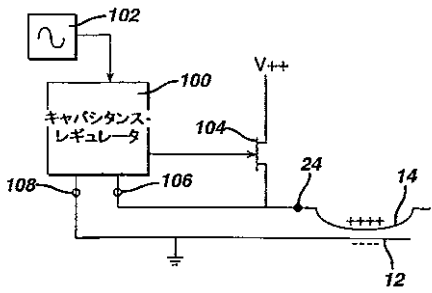
【 図 8 a 】 送信波形への非線形特定の影響を示す図である。

【 図 8 b 】 送信波形への非線形特定の影響を示す図である。

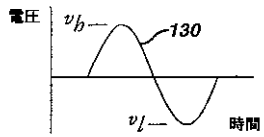
【 図 9 a 】 予め歪められた送信信号を用いることによって得られる送信波形を示す図である。

【 図 9 b 】 予め歪められた送信信号を用いることによって得られる送信波形を示す図である。

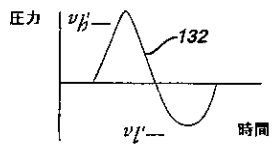
【図 6】



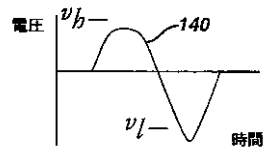
【図 8 a】



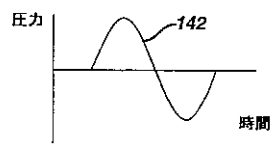
【図 8 b】



【図 9 a】



【図 9 b】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
20 December 2001 (20.12.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/97562 A2

- (51) International Patent Classification: **H04R 17/00** (74) Agents: **LOTTIN, Claudine**, International Octrooibureau B.V., Postholtslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (21) International Application Number: PCT/NL99/006479
- (22) International Filing Date: 8 June 2001 (08.06.2001) (81) Designated State (national): JP.
- (25) Filing Language: English (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 15 June 2000 (15.06.2000) US — Published:
09/596,759 — without international search report and to be republished upon receipt of that report
— solely in electronic form (except for this front page) and available upon request from the International Bureau
- (71) Applicant: **KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.** [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (72) Inventor: **FRASER, John, D.**, Prof., Holtslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*



WO 01/97562 A2

(54) Title: CAPACITIVE MICROMACHINES ULTRASONIC TRANSDUCERS

(57) Abstract: An ultrasonic transducer is formed by a plurality of cMUT cells, each comprising a charged diaphragm plate capacitively opposing an oppositely charged base plate. The diaphragm plate is distorted toward the base plate by a bias charge. The base plate includes a central portion elevated toward the center of the diaphragm plate to cause the charge of the cell to be of maximum density at the moving center of the diaphragm plate. For harmonic operation the drive pulses applied to the cells are predistorted in consideration of the nonlinear operation of the device to reduce contamination of the transmit signal at the harmonic band. The cMUT cells can be fabricated by conventional semiconductor processes and hence integrated with ancillary transducer circuitry such as a bias charge regulator. The cMUT cells can also be fabricated by micro-stereolithography whereby the cells can be formed using a variety of polymers and other materials.

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

1

Capacitive micromachines ultrasonic transducers

This invention relates to medical ultrasonic imaging systems and, in particular, to capacitive micromachined ultrasonic transducers for such systems.

The ultrasonic transducers used for medical imaging have numerous characteristics which lead to the production of high quality diagnostic images. Among these are broad bandwidth and high sensitivity to low level acoustic signals at ultrasonic frequencies. Conventionally the piezoelectric materials which possess these characteristics and thus have been used for ultrasonic transducers have been made of PZT and PVDF materials, with PZT being the most preferred. However PZT transducers require ceramic manufacturing processes which are uniquely different from the processing technologies used to manufacture the rest of an ultrasound system, which are software and semiconductor intensive. It would be desirable from a manufacturing standpoint to be able to manufacture ultrasonic transducers by the same processes used to fabricate the other parts of an ultrasound system.

Recent developments have led to the prospect that medical ultrasound transducers can be manufactured by semiconductor processes. These developments have produced capacitive micromachined ultrasonic transducers or cMUTs. These transducers are tiny diaphragm-like devices with electrodes that convert the sound vibration of a received ultrasound signal into a modulated capacitance. For transmission the capacitive charge is modulated to vibrate the diaphragm of the device and thereby transmit a sound wave. Since these devices are manufactured by semiconductor processes the devices have dimensions in the 10-200 micron range. However, many such devices can be grouped together and operated in unison as a single transducer element.

Since cMUTs are very small, it is desirable that constructed cMUTs have as great a response to received acoustic signals as possible. A cMUT should desirably exhibit as large a capacitive variation as possible to received signals. One approach to increasing the capacitive variation is to use electrodes only at the center of the cMUT diaphragm which will cause the capacitive charge to be located only at the center of the moving diaphragm. However, this arrangement requires the use of very small conductive paths to the electrodes, which increases the impedance of these paths and thereby limits the response of the cMUT. It

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

2

is desirable to be able to increase the capacitive variation of a cMUT without the use of such high impedance conductive paths.

One of the advantages of cMUT transducers is that they can be made using semiconductor fabrication processes. Accordingly, cMUTs have been fabricated using silicon and glass substrates for the base of the transducers. These substrates form the back of the transducers opposite the transmitting surface. Since transducers are intended to transmit most of their energy out from the transmitting surface without radiating appreciable acoustic energy out the back of the transducers or into neighboring transducers through lateral coupling, a backing layer is usually applied to a transducer to damp or attenuate this undesired acoustic energy. Accordingly it would be desirable to be able to fabricate cMUTs using materials which are better suited to reducing or eliminating this unwanted energy coupling.

cMUTs have been found to exhibit a response to applied transmit signals which is nonlinear due to the nonlinear electromechanical response of the charged cMUT diaphragm, which causes a corresponding quadratic signal variation. Such a nonlinear response will result in distortion in the transmit signal. This distortion can manifest itself as signal components in the harmonic band of the desired transmit pulse, which can appear in the received echo signal as unwanted interference. It is desirable to prevent such distortion from contaminating received echo signals.

A cMUT transducer is conventionally operated with a bias voltage which causes the transducer to have a range of operation which is not quadratic. The bias voltage must be carefully controlled so as to maintain high transducer sensitivity without short-circuiting the transducer's capacitance. It is desirable to be able to maintain the applied bias in a condition which is stable in the presence of long-term effects that can cause transducer short-circuits.

In accordance with the principles of the present invention a cMUT transducer is described with improved signal response. The improved response arises by reason of a nonplanar floor of the cMUT cell, which concentrates the cellular charge in the vicinity of that portion of the cell diaphragm which is most responsive to applied and received signals. A manufacturing process for cMUT transducers is described which enables the transducer to be fabricated by a technique of micro-stereolithography using polymeric materials. In operation the cMUT is biased by a controlled bias charge rather than a bias voltage. The transmission of unwanted signal components in the harmonic band is minimized by the use of predistorted transmit signals that counteract the transducer's nonlinear response.

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

3

In the drawings:

Fig. 1 illustrates a cross-sectional view of a cMUT cell;

5 Fig. 2 illustrates the biasing of the diaphragm of a cMUT cell;

Fig. 3 illustrates the construction of a cMUT cell in accordance with the principles of the present invention;

Figs. 4a-4j illustrate the fabrication of a cMUT transducer in accordance with the principles of the present invention;

10 Fig. 5 illustrates the fabrication of a cMUT transducer by micro-stereolithography;

Figs. 6 and 6a illustrate the generation and maintenance of a bias charge for a cMUT transducer;

Figs. 7a and 7b illustrate the nonlinear characteristic of a cMUT transducer;

15 Figs. 8a and 8b illustrate the effect of a nonlinear characteristic on a transmit waveform; and

Figs. 9a and 9b illustrate a transmit waveform resulting from the use of a predistorted transmit signal.

20

Referring first to figure 1, a typical cMUT transducer cell 10 is shown in cross-section. The cMUT transducer cell 10 is fabricated along with a plurality of similar adjacent cells on a conductive substrate 12 such as silicon. A membrane or diaphragm 14 which may be made of silicon nitride is supported above the substrate by an insulating support 16 which may be made of silicon oxide or silicon nitride. The cavity 18 between the diaphragm and the substrate may be air or gas-filled or wholly or partially evacuated. A conductive film or layer 20 such as gold forms an electrode on the diaphragm, and a similar film or layer 22 forms an electrode on the substrate. These two electrodes, separated by the dielectric cavity 18, form a capacitance. When an acoustic signal causes the diaphragm to vibrate the variation in the capacitance can be detected, thereby transducing the acoustic wave. Conversely, an applied a.c. signal will modulate the capacitance, causing the diaphragm to move and thereby transmit an acoustic signal.

30

Due to the micron-size dimensions of a typical cMUT, numerous cMUT cells are typically fabricated in close proximity to form a single transducer element. The individual

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

4

cells can have round, rectangular, or other peripheral shapes. In a preferred embodiment the individual cells have hexagonal shapes to promote dense packing of the cMUT cells of a transducer element. The cMUT cells can have different dimensions so that the transducer element will have composite characteristics of the different cell sizes, giving the transducer a
5 broad band characteristic.

The cMUT is inherently a quadratic device so that the acoustic signal is normally the harmonic of the applied signal, that is, the acoustic signal will be at twice the frequency of the applied electrical signal frequency. To prevent this quadratic behavior a bias voltage is applied to the two electrodes which causes the diaphragm to be attracted to the
10 substrate by the resulting coulombic force. This is shown schematically in figure 2, where a DC bias voltage V_B is applied to a bias terminal 24 and is coupled to the diaphragm electrode by a path which poses a high impedance Z to a.c. signals such as an inductive impedance. A.C. signals are capacitively coupled to and from the diaphragm electrode from a signal terminal 26. The positive charge on the diaphragm 14 causes the diaphragm to distend as it is
15 attracted to the negative charge on the substrate 12. The device only weakly exhibits the quadratic behavior when operated continuously in this biased state.

It has been found that the cMUT is most sensitive when the diaphragm is distended so that the two oppositely charged plates of the capacitive device are as close together as possible. A close proximity of the two plates will cause a greater coupling
20 between acoustic and electrical signal energy by the cMUT. Thus it is desirable to increase the bias voltage V_B until the dielectric spacing 32 between the diaphragm 14 and substrate 12 is as small as can be maintained under operating signal conditions. In constructed embodiments this spacing can be on the order of one micron or less. If the applied bias voltage is too great, however, the diaphragm can contact the substrate, short-circuiting the
25 device as the two plates of the device are stuck together by VanderWals forces. This sticking should be avoided when choosing a bias voltage for the device.

Even when the diaphragm is biased to cause a very small sub-micron dielectric spacing, the sensitivity of the cMUT can be less than that which is desired. That is due to the fact that, whereas the charge at the center of the diaphragm is relatively close to and will
30 move considerably in relation to the opposing charge, the charge at the periphery 34 of the diaphragm where the diaphragm is supported by the support 16 will move very little and hence have little participation in the transduction of signal by the device. One approach to eliminating this disparity has been to use a small diaphragm electrode which does not extend to the supports 16. This restricts the charge on the diaphragm electrode to the center of the

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

5

device where it will participate strongly in the motion of the diaphragm and hence the transduction by the device. There still must be one or more electrical conductors to apply the bias voltage to the diaphragm electrode and to couple the a.c. signals to and from the electrode. These electrical conductors are necessarily very thin, with dimensions that impose
5 undesirably large impedances on the a.c. signals, thereby limiting the sensitivity of the device.

In accordance with the principles of one aspect of the present invention, the sensitivity of the cMUT device is improved without the use of small electrodes or high impedance paths to such electrodes. This is done by increasing the ratio of the support spacing 44 to the dielectric spacing 42 by means of a nonplanar substrate. In the embodiment
10 schematically shown in figure 3, the nonplanar substrate comprises a raised area or pedestal 28 on the substrate 12. Alternatively the nonplanar substrate can taper to a peak in the center of the device. The diaphragm electrode will continue to cover the full diaphragm or be electrically connected by relatively wide, low impedance conductors, thereby obviating the
15 coupling problems of high impedance conductors. Since the two electrodes are closely spaced in the center of the device, the charge density will be greatest in the center of the device as shown by the closely spaced positive charge in figure 3. The capacitive plates of the cMUT device are charged by a charge source 30 coupled to the bias terminal 24. Thus, acoustic vibrations received by the diaphragm will cause a relatively large modulation of the
20 device capacitance and hence a relatively high degree of transducer coupling, providing a highly efficient cMUT device.

The nonplanar floor of the cell can be formed by starting with a substrate with raised areas about which the cells are fabricated, or by leaving a raised center on the substrate when the cavity 18 between the diaphragm and substrate is formed, or by depositing raised
25 areas during fabrication of the cells. A process which uses the latter approach is shown in figures 4a-4j. Fabrication of the cMUT device starts with a silicon substrate 50 [Fig. 4a] which is treated to be highly conductive and thus serve as one plate of a capacitance. A layer 52 of a strongly conductive or high dielectric constant material is deposited on the silicon substrate 50 [Fig. 4b]. This material preferably exhibits a high dielectric constant such as
30 strontium titanate, or can be a refractory metal that makes good contact with silicon such as gold or platinum or doped silicon, for example. A photoresist film (not shown) is applied to the surface of the conductive layer 52 and the resist film is lithographically or E beam patterned. The conductive layer is then etched to form raised areas 28 on the substrate and the resist is removed [Fig. 4c]. Two oxide layers 54a,54b are then laid over the substrate. The

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

6

first oxide layer 54a is thermally grown, and since thermal oxidation consumes silicon the raised areas will be elevated further by the process [Fig. 4d]. A second oxide layer 54b is then deposited over the first layer 54a and the pedestals 28. The thickness of this second layer 54b determines the unbiased dielectric spacing between the diaphragm and the pedestal.

5 Another resist film layer (not shown) is applied to the silicon dioxide layer 54b, which is lithographically or E beam patterned and etched to form circular, square, hexagonal or other shaped channels 56, separating the oxide layers into shaped silicon dioxide islands 58 [Fig. 4e] and the resist is removed. This channeling process defines the shape or shapes of the individual cMUT cells of the transducer. A silicon nitride film 60 is then deposited over the
10 silicon dioxide layers [Fig. 4f]. A resist film is applied over the silicon nitride film and is lithographically or E beam patterned and etched to form apertures 62 which extend down to the upper silicon dioxide layer 54b [Fig. 4g]. The resist is then removed.

The purpose of the apertures 62 is to expose the underlying silicon dioxide film 54 to an etchant such as hydrofluoric acid which passes through the apertures and etches
15 away the underlying oxide layers to form cavities 18 [Fig. 4h]. This leaves a silicon nitride diaphragm 60 supported by silicon nitride supports 66 with a conductive pedestal 28 below the diaphragm. The silicon nitride and the silicon substrate act as etch stops which define the size and shape of the cavity 18 of the cMUT cell. The final step is to form electrodes by applying a conductive film 70 to the upper surface of the silicon nitride diaphragm and a
20 conductive film 72 to the lower surface of the substrate 50 [Fig. 4i]. Prior to forming the conductive film 70 the structure may be subjected to a further silicon nitride deposition which forms a layer 68 which seals the apertures 62. The silicon nitride deposition can be carried out under a vacuum so that the underlying cavity 18 may be at reduced pressure. Alternatively the apertures can be left open and the cMUT diaphragm operated at
25 atmospheric pressure. A plan view of a transducer element of such cMUT devices is shown in figure 4j, in which the dark lined hexagons 18' define the cavities 18 of the devices, the cells share a common hexagonal patterned support 16, and the pedestals 28 share the same hexagonal shape as the cells. A continuous electrode 70 overlies all of the cMUT cells of figure 4j.

30 When the pedestal 28 is formed of a conductive material, the sticking problem is reduced. This is because the charge which maintains the capacitive plates in contact is quickly dissipated by the conductive material when the oppositely charged plates come into contact with each other. On the other hand, the discharge of the bias charge will render the cell inoperative until the bias is reestablished. This situation is avoided by the use of a high

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

7

dielectric material for the pedestal. While continuing to present the possibility of sticking, should the opposing plates touch only momentarily or bounce so that sticking does not occur or the VanderWals forces be overcome by the torsion of the diaphragm material, the cell can continue to operate as the bias charge will not be dissipated by the contact of the high
5 dielectric pedestal with the diaphragm.

Unlike the prior approach, the electrode 70 is not etched to create high
resistance conductive paths to small electrode areas over each diaphragm. The electrode layer
can be formed as a continuous layer covering the diaphragms of a plurality of cMUT cells, or
as individual electrode areas each covering a majority of the diaphragm of a cell and
10 preferably extending out to the cell support. The individual electrode areas are electrically
connected to signal and/or bias circuitry by low impedance conductors, which may be formed
of the same conductive layer as the electrodes. The low impedance electrodes and conductors
provide efficient coupling to each capacitive cMUT cell on the wafer. The pedestal 28 can
extend several microns from the substrate floor of the cell. When the bias voltage V_B is
15 applied to the device and the diaphragm is attracted to the pedestal 28, the spacing 42
between the diaphragm and pedestal can be on the order of approximately $0.25 \mu\text{m}$, creating
a high charge density at the center of the cell and providing good sensitivity and coupling for
applied signals.

While the cMUT cells and pedestals are both shown as hexagonal shaped in
20 the above example, different shapes for both can also be used. The pedestals could be
rounded (e.g., circular or elliptical), rectangular (square), or have other polygonal shapes. The
pedestals can share the same shape as the cavities defined by the support shape, or can have
their own shape. A hexagonal cell with a circular pedestal is one example of this
differentiation.

It is desirable that the electrical circuit formed by the cMUT device be simply
a large variable capacitance. The use of an insulative material such as silicon nitride for the
diaphragm will effectively create a small series capacitance in the cMUT circuit. This can be
avoided by using a highly conductive material for the diaphragm. One way to accomplish this
is to etch off the horizontal top layer of the silicon nitride film [Fig. 4f] by plasma etching,
30 leaving the channels 56 filled with insulating silicon nitride supports. A highly conductive
material such as doped polysilicon or a high strength refractory metal such as nickel or
titanium is then deposited on the wafer to form the diaphragm material. Thus, the layer 60
will comprise a conductive diaphragm layer supported above the oxide islands 58 by

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

8

insulating silicon nitride, and the finished cMUT cell will have a conductive diaphragm opposing the pedestal 28.

It will also be appreciated that the ratio of the support spacing 44 to the dielectric spacing can also be improved by suspending the pedestal from the center of the underside of the diaphragm 14, opposing the planar floor of the cell. That is, the diaphragm becomes a nonplanar structure rather than the floor of the cell. This additional mass on the diaphragm will lower the frequency of the diaphragm and hence the frequency of operation of the cMUT transducer, and will cause the variability of the devices to be sensitive to the amount of material used for the suspension, however.

Various conductive films and depositions can be used for the electrodes of the cMUT such as gold and aluminum. Instead of being applied to the lower surface of the substrate, the electrode 72 can be applied to the upper surface prior to deposition of the sacrificial layer 54. Polysilicon can also be a suitable material for the sacrificial layer. Other materials such as glass can be used for the substrate, in which case the substrate electrode is applied to the upper surface of the substrate. Details of the semiconductor processes and materials which may be used to construct an embodiment of the present invention are described in U.S. Pats. 5,982,709 and 6,004,832 which are incorporated herein by reference.

Since the cells 10 can be fabricated by standard semiconductor processes, other associated electronics for the cMUTs can be concurrently fabricated on the silicon substrate. Transmit or receive electronics for the transducer element such as amplifiers and high voltage drivers can be fabricated on the same substrate as the cMUT cells.

An array of cMUT cells may also be fabricated by other processes such as micro-stereolithography. In this process the cMUT structures are built up by depositing multiple layers of material through laser ablation. An advantage of this process is that cMUT cells can be built up on a wide range of substrates and using a wide range of cell construction materials. Substrate materials which are more absorbent to ultrasound than silicon or glass, and hence form better acoustic backings to the cMUT cells, such as polymers, plastics and rubberized compounds can be employed in such a process. These substrate materials can reduce unwanted acoustic coupling laterally through the substrate and out the back of the transducer. Shown in figure 5 is a polymer substrate 90 which is more absorbent to ultrasound than silicon or glass. A conductive film (not shown) is applied to the upper surface of the substrate 90 to form the lower electrode of the cMUT cell. The structure of the cMUT cell is then built up layer by layer on the substrate. For example, a carrier 86 carries a layer 84 of a material to be ablated for construction of the cMUT. For construction of the pedestal

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

9

on the floor of the cell, the material 84 is a conductive material such as gold or aluminum. A laser beam 80 is directed to the area of the carrier from which the material 84 is to be deposited. The carrier 86 is transparent to the frequency of the laser beam so that the energy of the laser will ablate the material on the side of the carrier facing the substrate. When an infrared laser such as a YAG laser is used, for instance, the carrier may be Teflon. Successive layers of conductive material 84 are ablated onto the substrate to deposit layers 92,94 of the pedestal until the pedestal is built up to the desired height. The supports 96 for the diaphragm are insulative and can be formed by ablating layers of a polymer or plastic in the desired locations. A film for the diaphragm is overlaid over the cells and can be welded onto the top surfaces of the supports 96 by the laser. The thicknesses of the layers which can be deposited are determined by the laser power and the types of materials. For instance, metals, ceramics and plastics may be deposited in layers of approximately 1 μm or less. An ultraviolet wavelength laser such as an excimer laser or a laser operated at a visible wavelength can also be used for this process, with a corresponding choice of the carrier material.

As mentioned previously a bias voltage V_B is applied to the cMUT to prevent quadratic operation of the device and to distend the diaphragm to a position close to the oppositely charged base of the device for greater capacitive sensitivity. However, the capacitance of the cMUT cells can change over time, can differ from cell to cell on an array, and can differ from one array to another. As the capacitance changes the device draws more or less charge from the bias voltage source. This can cause the separation of the capacitive plates of the cMUT to change. As mentioned above, if the base and diaphragm plates come into contact with each other they can stick and render the cell inoperable. Furthermore, if the separation is not maintained at the optimum value, the performance of the device will be degraded. In accordance with another aspect of the present invention, a bias charge rather than a bias voltage is used to bias the cMUT cell. The bias charge can be applied by coupling a current source to the cell for a known amount of time, for example. A preferred embodiment of a bias charge source for a cMUT cell is shown schematically in figure 6. In this embodiment a current is selectively applied to the cMUT cell and the capacitance (or susceptance) of the cell is measured to adaptively adjust and maintain the bias charge of the cell. A field effect transistor 104 is regulated to apply a bias charge to the diaphragm electrode 14. A small a.c. signal from a signal source 102 is applied to the cMUT cell. The small a.c. signal may have a frequency of 10 kHz for instance. The resulting a.c. voltage produced on the cMUT device is sensed by a capacitance meter or regulator 100. The sensed a.c. voltage is used to compute the capacitance of the cMUT. The control signal applied to

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

10

the field effect transistor is adjusted in accordance with the sensed capacitance to maintain or adjust the charge on the device and the process is repeated until the cMUT exhibits the desired capacitance and hence the proper bias charge. The operation of the capacitance meter 100 is shown in further detail in figure 6a. A small a.c. current i is applied to the cMUT cell (not shown) which is connected across terminals 106 and 108. The quadrature component of the a.c. voltage developed across the cell by the a.c. current is measured by a voltage meter v . The result of the measurement is adaptively used to charge or discharge the capacitive plates of the cell.

The cMUT capacitance is preferably periodically monitored by the capacitance regulator 100 during use of the cMUT transducer. It will be appreciated that a bipolar gated circuit will permit the diaphragm electrode 14 to be either charged and discharged as needed. In a preferred embodiment the bias charge circuit is constructed of elements which can be fabricated by semiconductor manufacturing processes and is integrated onto the same wafer as the cMUT so that the cMUT cells and their bias charge source are integrally fabricated and co-located.

Figure 7a shows a typical curve 110 illustrating the change in displacement d of the diaphragm 14 of a cMUT as a function of the applied bias charge or the resultant voltage V_b . To avoid the quadratic behavior of the device which occurs around the origin of the plot, the bias voltage V_b shifts the nominal operating point 112 of the device to one side of the origin. In figure 7b the section of the curve 110 around the biased operating point 112 is shown in greater detail. The curve 110 is shown tangential to a straight line 120, which would be a desired linear characteristic for the device. The curve 110 is not linear, however. The lines denoted v_1 and v_h mark the peak excursions of an a.c. drive signal which is applied to the cMUT to transmit an acoustic pulse or wave. As the drawing shows, the nonlinear curve 110 has a greater slope at the section 113 of curve 110 above the nominal operating point, and a lower slope at the section 111 below the nominal operating point 112. This means that the diaphragm will move nonlinearly when the cMUT is driven by transmit signal having peak to peak excursions of v_1 and v_h .

The effect of this nonlinearity may be appreciated by referring to figures 8a and 8b. Figure 8a depicts a sinusoidal waveform 130 used as the drive signal for a cMUT. This waveform is seen to have peak excursions of v_h and v_1 . When this waveform 130 is used to drive the nonlinear cMUT the resulting pressure wave 132 will have the characteristics depicted in figure 8b. The first, positive half cycle will exhibit an overshoot above the desired level of v_h , and the second, negative half cycle will exhibit an undershoot below the desired

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

11

level of v_1' as the pressure waveform is distorted by the nonlinearity of the device. In accordance with a further aspect of the present invention the nonlinearity of the pressure waveform is overcome by predistorting the applied drive signal 140 as shown in figure 9a. For transmission of a sinusoidal pressure wave the first half cycle undershoots the desired v_h level and is more rounded than the sinusoid, and the second half cycle overshoots the desired v_l level and exhibits a sharper peak than the sinusoid. The application of this drive signal 140 to the cMUT will produce the sinusoidal pressure wave 142 shown in figure 9b.

The reduction or elimination of this nonlinear effect is important when the cMUT transducer is used for harmonic operation. In both contrast harmonic and tissue harmonic operation it is desirable to transmit a fundamental frequency waveform with minimal and preferably no spectral components in the transmit signal's harmonic band. The only harmonic signals sought during contrast harmonic operation are those returned by the nonlinear effect of the contrast agent, and the only harmonic signals sought during tissue harmonic operation are those produced by distortion of the pressure wave by the transmission medium. Transmitted signal components in the harmonic band would contaminate these desired signals. Predistorting the drive waveforms to account for the nonlinear performance of the cMUT devices will thus produce a transmitted pressure waveform with substantially less nonlinear distortion from the cMUT and hence less artifact which would contaminate the harmonic spectrum of the transmitted pulses.

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

12

CLAIMS:

1. A method for transmitting an acoustic signal from a capacitive micromachined ultrasonic transducer cell which is biased by a bias potential comprising:
determining a nonlinear relationship between motion of said cell and applied potential;
5 developing a drive signal characteristic which takes into account said nonlinear relationship; and
transmitting an acoustic signal by applying said drive signal characteristic to said cell.
- 10 2. The method of Claim 1, wherein said nonlinear relationship is determined for an operating point established by said bias potential.
3. The method of Claim 2, wherein said drive signal characteristic exhibits an undershoot for one sense of a.c. excursion and an overshoot for the opposite sense of a.c.
15 excursion relative to a desired acoustic signal.
4. The method of one of the Claims 1 to 3, for ultrasonic harmonic imaging by use of a capacitive micromachined ultrasonic transducer cell, comprising the steps of:
applying to said cell an electrical drive signal having said drive signal
20 characteristic which exhibits a nominal fundamental transmit frequency and which is predistorted in consideration of a nonlinear operating characteristic of said cell; and
producing an acoustic wave from said cell in response to said electrical drive signal with low spectral content at a harmonic of said fundamental frequency.
- 25 5. The method of Claim 4, wherein said cell comprises a moving diaphragm, and wherein said nonlinear operating characteristic is the electromechanical response of said diaphragm.
6. An harmonic ultrasonic transducer comprising:

WO 01/97562

PCT/EP01/06479

13

an array of transducer elements, each element comprising a plurality of capacitive cells located on a substrate with each cell having capacitive plates, one of which moves with a nonlinear electromechanical response in response to an ultrasonic drive signal; and

5 a source of ultrasonic drive signals, coupled to the capacitive plates of cells of said array, said drive signals being predistorted in consideration of said nonlinear electromechanical response so as to transmit acoustic waves with reduced signal content at the harmonic of a fundamental transmit frequency.

10 7. The harmonic ultrasonic transducer of Claim 7, further comprising a source of bias potential or charge, coupled to the capacitive plates of said cells, which biases said plates to operate about a nominal electromechanical operating point.

8. The harmonic ultrasonic transducer of Claim 7, wherein said drive signal is
15 predistorted to exhibit an undershoot for one sense of a.c. excursion and an overshoot for the opposite sense of a.c. excursion relative to a desired acoustic signal.

FIG. 1

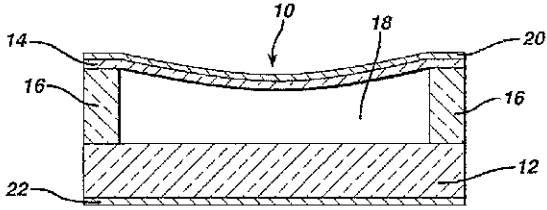


FIG. 2

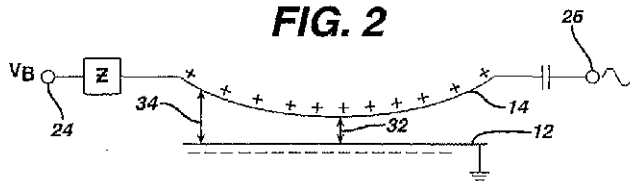
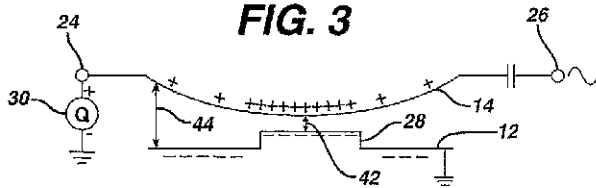
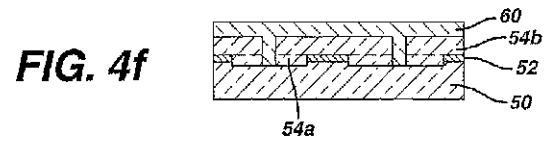
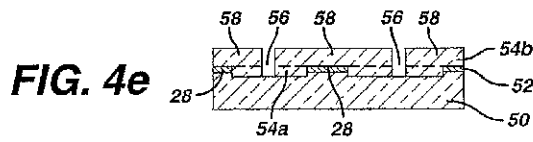
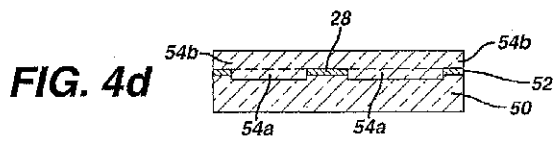
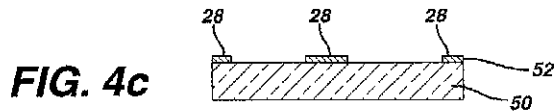
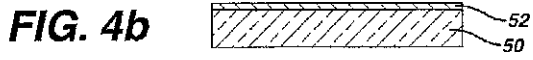
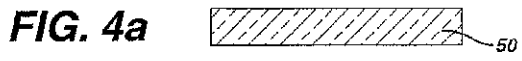


FIG. 3





WO 01/97562

PCT/EP01/06479

3/5

FIG. 4g

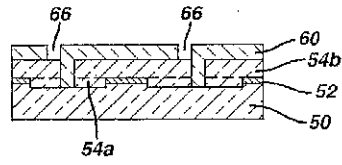


FIG. 4h

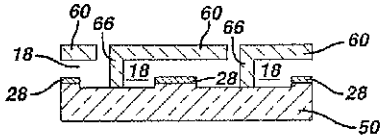


FIG. 4i

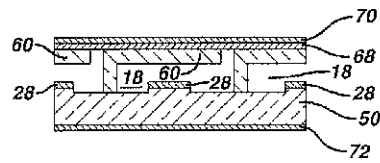
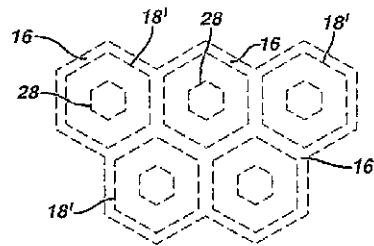


FIG. 4j



WO 01/97562

PCT/EP01/06479

4/5

FIG. 5

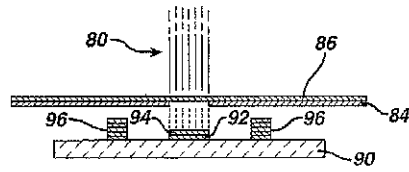


FIG. 6

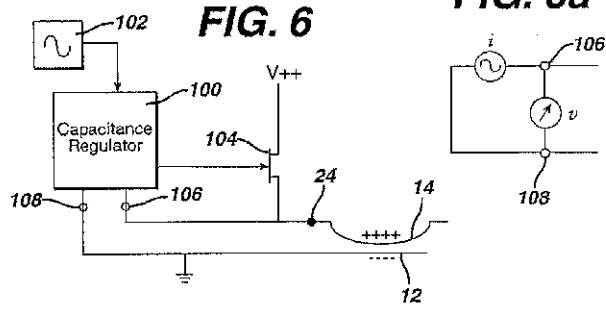


FIG. 6a

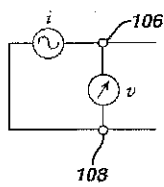


FIG. 7a

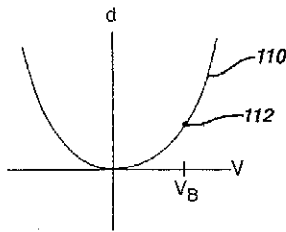


FIG. 7b

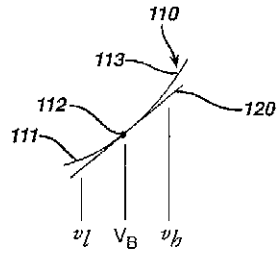


FIG. 8a

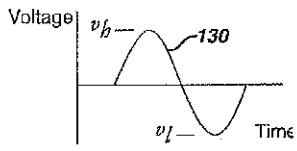


FIG. 8b

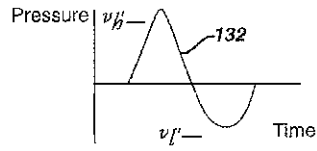


FIG. 9a

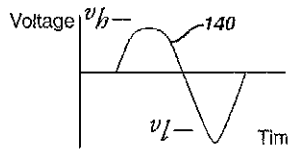
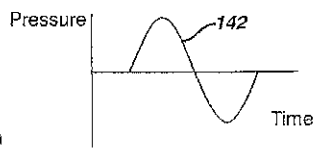


FIG. 9b



【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
20 December 2001 (20.12.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/97562 A3

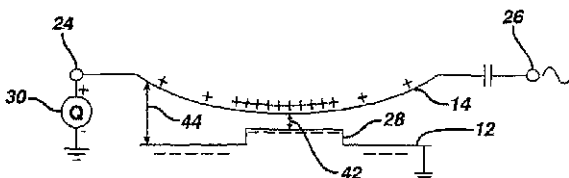
- (51) International Patent Classification: **B06B 1/02** (81) Designated State (national): JP
H04R 3/00
- (21) International Application Number: PCT/EP01/06479 (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (22) International Filing Date: 8 June 2001 (08.06.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/596,759 15 June 2000 (15.06.2000) US
- (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (72) Inventor: FRASER, John, D.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (74) Agent: I. OTTIN, Claudine; International Octroonbureau B.V., Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).

Published:
with international search report
before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
entirely in electronic form (except for this front page) and available upon request from the International Bureau

(88) Date of publication of the international search report:
18 April 2002

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASONIC TRANSDUCERS



(57) Abstract: An ultrasonic transducer is formed by a plurality of cMUT cells (10), each comprising a charged diaphragm plate (14) oppositely opposing an oppositely charged base plate (12). The diaphragm plate (14) is distended toward the base plate (12) by a bias charge. The base plate (12) includes a central portion (38) elevated toward the center of the diaphragm plate (14) to cause the charge of the cell to be of maximum density at the moving center of the diaphragm plate (14). For harmonic operation the drive pulses applied to the cells (10) are predistorted in consideration of the nonlinear operation of the device to reduce contamination of the transmit signal at the harmonic band. The cMUT cells (10) can be fabricated by conventional semiconductor processes and hence integrated with ancillary transducer circuitry such as a bias charge regulator (30). The cMUT cells (10) can also be fabricated by micro-stereolithography whereby the cells (10) can be formed using a variety of polymers and other materials.

WO 01/97562 A3

【 国際公開パンフレット (コレクション) 】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
20 December 2001 (20.12.2001)

PCT

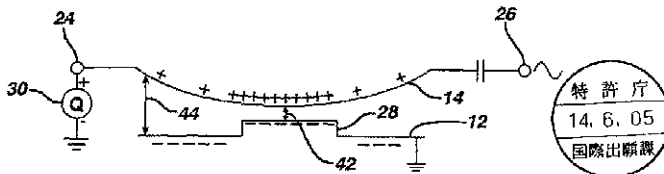
(10) International Publication Number
WO 01/97562 A3

- (51) International Patent Classification: B06B 1/02. (81) Designated State (national): JP
1104K 3/00
- (21) International Application Number: PCT/EP01/06479 (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (22) International Filing Date: 8 June 2001 (08.06.2001)
- (25) Filing Language: English Published:
— with international search report
— before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- (26) Publication Language: English — entirely in electronic form (except for this front page) and available upon request from the International Bureau
- (30) Priority Data: 09/596,759 15 June 2000 (15.06.2000) US (88) Date of publication of the international search report: 18 April 2002
- (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. (NL/NL); Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL). For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.
- (72) Inventor: FRASER, John, D.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (74) Agent: LOTZIN, Claudine; International Octrooibureau B.V., Prof Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).



WO 01/97562 A3

(54) Title: CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASONIC TRANSDUCERS



特許庁
14. 6. 05
国際出願課

(57) Abstract: An ultrasonic transducer is formed by a plurality of cMUT cells (10), each comprising a charged diaphragm plate (14) capacitively opposing an oppositely charged base plate (12). The diaphragm plate (14) is distended toward the base plate (12) by a bias charge. The base plate (12) includes a central portion (28) elevated toward the center of the diaphragm plate (14) to cause the charge of the cell to be of maximum density at the moving center of the diaphragm plate (14). For harmonic operation the drive pulses applied to the cells (10) are pre-tuned in consideration of the nonlinear operation of the device to reduce contamination of the transmit signal at the harmonic band. The cMUT cells (10) can be fabricated by conventional semiconductor processes and hence integrated with ancillary transducer circuitry such as a bias charge regulator (30). The cMUT cells (10) can also be fabricated by micro-stereolithography whereby the cells (10) can be formed using a variety of polymers and other materials.

(L)60201140422

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 01/06479

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 B06B1/02 H04R3/00 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC	
B. FIELDS SEARCHED Main patent documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 B06B H04R G01J Documentation searched other than main patent documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data bases consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)	
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT	
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages Relevant to claim No.
Y	US 5 542 001 A (REIFFIN MARTIN) 30 July 1996 (1996-07-30) column 3, line 45 -column 4, line 34 figures 1-8 --- Y US 5 619 476 A (HALLER MATTHEW I ET AL) 8 April 1997 (1997-04-08) column 3, line 28 - line 55 column 5, line 35 -column 6, line 18 figures 1,2,6-8 claim 1 --- A US 5 533 134 A (TOKURA KUNITHIKO ET AL) 2 July 1996 (1996-07-02) column 4, line 62 -column 5, line 27 figure 3 --- -/--
<input checked="" type="checkbox"/>	Further documents are listed in the continuation of box C.
<input checked="" type="checkbox"/>	Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance; "E" earlier document but published on or after the international filing date; "L" document which may throw doubt on priority claims or which is cited to establish the publication date of another citation of other special reason (as specified); "O" document relating to an oral disclosure, use, exhibition or other means; "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed; "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to substantiate the principle of novelty underlying the invention; "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone; "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art; "Z" document member of the same patent family	
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
4 February 2002	12/02/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5018 Patentlaan 2 NL - 2500 RW The Hague Tel: (+31-70) 340-3040, fx: 31 651 6000 Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Modesto, C

1

Form PCT/ISA/210 (second sheet) July 1992

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 01/06479

C/(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 436 452 A (KENNY THOMAS W ET AL) 25 July 1995 (1995-07-25) column 8, line 28 - line 59 column 9, line 24 - line 50 column 10, line 13 - line 26 figures 3-5,9 -----	4,5,7

1

Full PCT (RAW) text number of entries shown (only 1000)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.
PCT/EP 01/06479

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5542001	A	30-07-1996	NONE
US 5619476	A	08-04-1997	US 5870351 A 09-02-1999 US 5894452 A 13-04-1999 US 6004832 A 21-12-1999
US 5533134	A	02-07-1996	JP 3136853 B2 19-02-2001 JP 7059188 A 03-03-1995 GB 2281171 A ,B 22-02-1995 GB 2308268 A ,B 18-06-1997
US 5436452	A	25-07-1995	US 5298748 A 29-03-1994

Form PCT/ISA/210 (part A) (July 1998)

フロントページの続き

(72)発明者 フレイザー, ジョン ディー

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C301 EE04 EE06 EE16 GB02 GB14 GB18 GB33 HH01 HH02 JB17

4C601 EE02 EE03 EE13 GB01 GB03 GB14 GB19 GB41 HH04 HH05

JB51

5D019 AA21 AA23 DD01 FF04 GG11

专利名称(译)	电容微机械超声换能器		
公开(公告)号	JP2004503313A	公开(公告)日	2004-02-05
申请号	JP2002511146	申请日	2001-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	フレイザー・ジョン・ディー		
发明人	フレイザー, ジョン・ディー		
IPC分类号	B81B3/00 A61B8/00 B06B1/02 H04R19/00		
CPC分类号	B06B1/0292 B33Y10/00 B33Y80/00		
FI分类号	A61B8/00 B81B3/00 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C301/EE04 4C301/EE06 4C301/EE16 4C301/GB02 4C301/GB14 4C301/GB18 4C301/GB33 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/JB17 4C601/EE02 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB14 4C601/GB19 4C601/GB41 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/JB51 5D019/AA21 5D019/AA23 5D019/DD01 5D019/FF04 5D019/GG11		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	09/596759 2000-06-15 US		
其他公开文献	JP5192114B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声换能器由多个cMUT单元形成，每个单元包括与带相反电荷的基板电容性相对的带电隔膜板。隔膜板通过偏置电荷向基板扩展。基板包括朝向隔膜板中心升高的中心部分，以使电池的电荷在隔膜板的移动中心处具有最大密度。对于谐波操作，考虑到器件的非线性操作，应用于单元的驱动脉冲被预失真，以减少谐波频带处的发射信号的污染。cMUT单元可以通过传统的半导体工艺制造，因此与诸如偏置电荷调节器的辅助换能器电路集成。cMUT电池也可以通过微立体光刻法制造，由此可以使用各种聚合物和其他材料形成电池。

