

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-175507

(P2012-175507A)

(43) 公開日 平成24年9月10日(2012.9.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 1/40 (2006.01)	H04R 1/40 330	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5D019
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 332Z	
H04R 13/00 (2006.01)	H04R 13/00 330	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2011-36868 (P2011-36868)
(22) 出願日 平成23年2月23日 (2011. 2. 23)

(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 田原 義弘
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロ
カ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE12 GB02 GB06 GB14 GB41
GB45
5D019 AA21 BB03 BB04 BB19 DD03
FF04 GG08 GG09 GG10

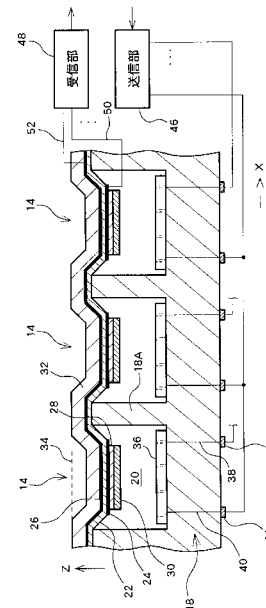
(54) 【発明の名称】 超音波振動子

(57) 【要約】

【課題】送信時に十分なパワーを発生でき、且つ、受信時に十分な感度を得られる超音波振動子を構成する。また、DCバイアスを必要としない超音波振動子を構成する。

【解決手段】超音波振動子は複数のセル14を有する。各セル14において、キャパティ20の上方には振動膜22が設けられ、それはシグナル電極層24及びグランド電極層26を備えている。振動膜22の本体は圧電材料を含み、そこでの圧電効果により生じた電圧が2つの電極層24, 26により検知される。キャパティ20の上方には振動膜22と共に運動するマグネット30が設けられ、その下方には電磁石チップ36が設けられている。電磁石チップ36が交番磁界を生じさせ、これによりマグネット30に吸着力及び反発力が周期的に生じる。その結果、振動膜22が超音波振動する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

基板上に形成された複数の送受波セルを含み、
前記各送受波セルは、
圧電材料を含む圧電層と、当該圧電層の前面及び背面に形成された一対の電極層と、を
有し、超音波振動可能な振動膜と、
前記振動膜に取り付けられた可動磁性層と、
前記振動膜の背面側において前記振動膜から隔てて設けられた固定磁性層と、
を有し、
前記可動磁性層と前記固定磁性層の少なくとも一方が送信信号によって磁場を生じさせる
磁場発生器として構成され、
送信時には磁気作用によって前記振動膜に超音波振動が引き起こされ、受信時には前記
振動膜での圧電効果によって受信信号が生成される、ことを特徴とする超音波振動子。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波振動子において、
前記可動磁性層と前記固定磁性層の内の一方が前記磁場発生器として構成され、
前記可動磁性層と前記固定磁性層の内の他方が磁性材料により構成され、
前記可動磁性層と前記固定磁性層との間での磁気吸着作用と磁気反発作用とにより前記
振動膜に超音波振動が生じる、ことを特徴とする超音波振動子。

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波振動子において、
前記可動磁性層が磁性材料により構成され、
前記固定磁性層が前記磁場発生器として構成された、ことを特徴とする超音波振動子。

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波振動子において、
前記各送受波セルは、前記振動膜の背面側に設けられた空洞を有する、ことを特徴とする
超音波振動子。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波振動子に関し、特に、半導体製造技術によって製作される微細構造をも
った超音波振動子に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療の分野においては超音波診断が広く普及している。超音波診断では、超音波探触子
(プローブ)が生体表面上に当接され、超音波の送受波が行われる。超音波の送受波は実
際には超音波探触子内の超音波振動子(超音波送受波器)によって行われる。超音波振動
子としては 1D アレイ振動子等が知られている。それは一次元配列された複数の振動素子
によって構成される。2D アレイ振動子等の他のタイプの超音波振動子も実用化されてい
る。

【0003】

超音波振動子は、典型的には、PZT などの圧電セラミック材料により構成される。近
時、新しいタイプの超音波振動子として、半導体製造技術を用いて製作される容量性超音
波トランスデューサ(cMUT: Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers)が提
案されている。cMUT は、シリコン基板上に形成された多数の微小セルを有する。各セルは
微小の間隙を有し、その底面には一方の電極が配置され、その上部には他方の電極を備え
た振動膜が設けられる。2つの電極間に電圧を印加することによって静電作用により振動
膜が振動し、これによって超音波が生成される。生体内からの反射波は振動膜において受
波され、一対の電極間の容量に変化を生じさせる。それを検知することによって受信信号
が生成される。

【 0 0 0 4 】

上記cMUTとは別の超音波振動子としてpMUT (Piezoelectric Micro-machined Ultrasonic Transducer) も知られている。これは上記cMUTと同様に半導体製造技術を使って製作されるものであるが、振動膜として圧電材料を有する膜を使用するものである。例えば、送信時にはcMUTと同様、当該膜の一方の電極と振動膜直下の空隙底面の電極に電圧を印加し、それによる静電作用により超音波振動が生成される。受信時には当該膜が反射波を受けることによって圧電効果により生じた起電力が膜の両面間で検出される。特許文献1には、cMUTとpMUTを複合化した超音波振動子が開示されている。その超音波振動子において、振動膜としては圧電材料膜が使用されている。これは送信時にcMUTとして動作し、受信時にpMUTとして動作するものである。

10

【 0 0 0 5 】

なお、特許文献2にはDCバイアス不要の磁力型電気機械変換装置が開示されている。その動作メカニズムの詳細は不明なるものの、磁力を利用して振動膜が振動されているようである。これは指向性スピーカ用音源、インパルス信号発生器、として利用されるものであり、また超音波センサの音源等として利用されるものである。すなわち、超音波の送信だけを行うものである。送受信に機能する素子はこの特許文献2には記載されていない。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献1 】 特開 2 0 0 7 - 2 2 9 3 2 8 号 公 報

【 特許文献2 】 特開 2 0 0 5 - 0 2 7 1 8 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、新しいタイプの超音波振動子を提供することを目的とし、特に、送信時に十分なパワーを発生でき、受信時に十分な感度を得られる超音波振動子を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の目的は、DCバイアスを必要としない超音波振動子を提供することを目的とする。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波振動子は、基板上に形成された複数の送受波セルを含み、前記各送受波セルは、圧電材料を含む圧電層と当該圧電層の前面及び背面に形成された一対の電極層とを有し超音波振動可能な振動膜と、前記振動膜に取り付けられた可動磁性層と、前記振動膜の背面側において前記振動膜から隔てて設けられた固定磁性層と、を有し、前記可動磁性層と前記固定磁性層の少なくとも一方が送信信号によって磁場を生じさせる磁場発生器として構成され、送信時には磁気作用によって前記振動膜に超音波振動が引き起こされ、受信時には前記振動膜での圧電効果によって受信信号が生成される、ことを特徴とするものである。

40

【 0 0 1 0 】

上記構成によれば、送信時には可動磁性層と固定磁性層の少なくとも一方において磁場が生じ、磁気作用によって可動磁性層を担持した振動膜に超音波振動が生じる。これにより送信波が生じてそれが生体へ放射される。受信時には振動膜における圧電効果により一対の電極層の間に電圧が生じ、それによって受信信号が生成される。送信時に磁気作用を利用するから、つまり吸引作用と反発作用の両方を利用可能であるから、DCバイアスによる予備変形の生成は必ずしも必要ではない。しかも磁気作用を利用して振動膜を大きく振動させることが容易なので大きな超音波パワーを生成可能である。受信時には圧電作用を利用して微弱信号を感度よく検知することが可能である。振動膜それ自体が大き

50

く振動しなくてもそれにおいて歪みが生じれば受信波を検出可能である。なお変形例としては受信時において振動膜の振動により磁性体間で誘起される起電力を検出することがあげられる。

【0011】

上記の超音波振動子は半導体製造技術（具体的にはリソグラフィ、エッチング、堆積等の技術）あるいはマイクロマシン技術を利用して製作可能である。送信部及び受信部は基板上に形成して、超音波振動子と一体化するのが望ましい。振動膜を構成する圧電部材としては高分子圧電材、PZT等があげられる。

【0012】

望ましくは、前記可動磁性層と前記固定磁性層の内の一方が前記磁場発生器として構成され、前記可動磁性層と前記固定磁性層の内の他方が磁性材料により構成され、前記可動磁性層と前記固定磁性層との間での磁気吸着作用と磁気反発作用とにより前記振動膜に超音波振動が生じる。送信信号は交番特性を有する磁気生成信号として構成される。

【0013】

望ましくは、前記可動磁性層が磁性材料により構成され、前記固定磁性層が前記磁場発生器として構成される。この構成によれば磁場発生器が固定側となるので振動膜の負荷を低減できる。磁性材料は永久磁石のような材料からなる薄膜層であってもよい。

【0014】

望ましくは、前記各送受波セルは、前記振動膜の背面側に設けられた空洞を有する。空洞を形成すれば振動膜の運動空間を確保してその運動を促進できる。

【0015】

なお、振動素子が複数の送受波セルにより構成される場合、それらが有する複数の電極を電氣的に共通接続するようにしてもよい。電子走査方向に直交する方向につき個別的に制御して重み付け、開口可変、等を行うようにしてもよい。1Dアレイ振動子ではなく2Dアレイ振動子が構成されてもよい。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、新しいタイプの超音波振動子を提供でき、特に、送信時に十分なパワーを発生でき、受信時に十分な感度を得られる超音波振動子を提供できる。あるいは、本発明によれば、DCバイアスを必要としない超音波振動子を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明に係る超音波振動子の上面図である。

【図2】本発明に係る超音波振動子の断面図である。

【図3】他の実施形態に係る超音波振動子を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0019】

図1には、本発明に係る超音波振動子の好適な実施形態が示されており、図1はその概略的な上面図である。この超音波振動子は生体（人体）の超音波診断において用いられるものであり、具体的には生体に当接される超音波探触子（プローブ）の中に設けられて、超音波の送受波を行うものである。図1において、超音波振動子10は、セルアレイ12を有している。セルアレイ12は、2次元的に密集配列された複数のセル14からなる。各セル14は送受波単位としての送受波器を構成するものであり、本実施形態において各セル14は上方から見て六角形を有している。もちろん他の形状を有していてもよい。

【0020】

符号16によって示されるハッチングされた複数のセルが1つの振動素子を構成している。すなわち電子制御の1単位を構成している。図1において、X方向が電子走査方向であり、Y方向が電子走査方向に直交するエレベーション方向である。そのエレベーション

10

20

30

40

50

方向に重み付けや開口可変を行えるように、個々の超音波振動素子に対して電子的な制御を適用するようにしてもよい。図 1 に示される超音波振動子はいわゆる 1 D アレイ振動子であるが、本発明は 1 . 5 D アレイ振動子や 2 D アレイ振動子に対しても適用することも可能である。

【 0 0 2 1 】

図 2 には、図 1 に示した超音波振動子の概略的な断面図が示されている。それぞれの部材の厚みやサイズは発明説明のためのものであり、実施に際しては適切な厚みやサイズが適用される。図 2 において、X は上述したように電子走査方向を表しており、Z 方向が厚み方向である。その Z 方向が送受波方向であり、図 2 においては上方が生体側に相当する。

10

【 0 0 2 2 】

基板 1 8 は平板状のシリコンプレートとして構成されている。その上層において複数のセル 1 4 が半導体製造技術を利用して製作されている。複数のセル 1 4 の間は仕切り壁 1 8 A である。

【 0 0 2 3 】

以下に、各セル 1 4 の構造について説明する。セル 1 4 は空洞室としてのキャビティ 2 0 を有している。そのキャビティ 2 0 は井戸状の形態を有している。キャビティ 2 0 の上部には水平方向に広がった薄い層としての振動膜 2 2 が設けられている。各セルの振動膜 2 2 が連なって単一の膜を構成するように構成してもよいし、各セル毎に振動膜 2 2 を設けるようにしてもよい。図 2 においては単一の振動膜が採用されている。振動膜 2 2 はその本体として圧電層を有しており、その圧電層は P V D F あるいは P Z T 等によって構成される。すなわち圧電層は圧電効果を生じる材料を含んで構成される。振動膜 2 2 の下面側、具体的には各セル 1 4 に対応した底の部分にはシグナル電極層 2 4 が形成されている。一方、振動膜 2 2 の上面側には全面的にグランド電極層 2 6 が構成されている。後に説明するように受信時においてシグナル電極層 2 4 とグランド電極層 2 6 との間に生じる電圧が検出される。

20

【 0 0 2 4 】

振動膜 2 2 の上方は保護層 3 2 によって覆われている。保護層 3 2 の上面が生体に対して直接的に当接されてもよいし、更に整合層あるいはケーシング部材などを介して生体に当接されるように構成してもよい。保護層 3 2 は、振動膜 2 2 の自然状態においてその中央部が各セル 1 4 毎に下方にやや下がっていることに対応して、保護層 3 2 においても各セル 1 4 毎にキャビティ 2 0 側にやや落ち込んだ形態を有している。ただしその上面が符号 3 4 に示されるように平坦であってもよい。

30

【 0 0 2 5 】

振動膜 2 2 の背面側すなわち下側にはスペーサとしての絶縁層 2 8 を介してマグネット 3 0 が設けられている。このマグネット 3 0 は磁性材料により構成され、特に強磁性材料により構成されるのが望ましい。キャビティ 2 0 の底面上には電磁石チップ 3 6 が設けられている。この電磁石チップ 3 6 は送信時において磁場を発生する磁場発生器である。例えば電磁石チップ 3 6 は渦巻き型のシグナルラインを有する。それによって交番磁界を生じさせるようにしてもよい。本実施形態においては、送信時においてこのような電磁石チップ 3 6 によって生じる磁場により各セル 1 4 毎に振動膜 2 2 を上下に振動させることが可能である。その場合においては吸引力に加えて反発力も利用することが可能である。その結果、従来の静電気型の送受波器のように D C バイアスによる予備吸引作用等を必要としないセル構造を実現することが可能である。

40

【 0 0 2 6 】

電磁石チップ 3 6 にはライン 3 8 , 4 0 を介して外部電極 4 2 , 4 4 が接続され、更にそれらは送信部 4 6 に接続されている。また、各セルにおけるシグナル電極層 2 4 とグランド電極層 2 6 はライン 5 0 , 5 2 を介して受信部 4 8 に接続されている。送信部 4 6 は、送信時において各セル毎に超音波振動を生じさせるための高周波信号を供給するものである。その高周波信号は高周波磁場を生じさせる信号である。受信部 4 8 は、各セル毎に

50

生じる圧電効果の結果としての電圧信号を検知し、これによって受信信号を生成する。図 2 においては、送信部 46 及び受信部 48 が基板 18 の外部に描かれているが、送信部 46 及び受信部 48 を基板 18 上に形成するのが望ましい。すなわち半導体技術を使って送信アンプや受信アンプあるいは整相加算部等を形成するのが望ましい。

【0027】

次に、各セル 14 の動作について説明する。送信時においては、送信部 46 からセル 14 における電磁石チップ 36 に対して高周波信号が供給される。これにより電磁石チップ 36 において磁場が発生し、その磁場を受けるマグネット 30 において吸引力及び反発力が交互に生じる。振動膜 22 はマグネット 30 を担持しているため、そのような吸引力及び反発力の作用により振動膜 22 それ自体が超音波振動する。それが生体側に伝達され、超音波送信信号として伝達されることになる。

10

【0028】

一方、受信時において、生体内からの反射波が各セル 14 において検知される。具体的には、振動膜 22 が超音波振動をした結果、そこに含まれている圧電材料の圧電作用が発現し、2つの電極間に電圧が生じる。電圧が一对の電極層 24, 26 により検知され、受信部において増幅されることになる。したがって、送信時においては磁力を利用可能であるので強大な送信パワーを容易に得られるという利点がある。特に、本実施形態においてはキャピティ 20 が設けられているため、振動膜 22 の全体的な運動を許容することができ、送信パワーを出し易いという利点を得られる。受信時においては微小な振動を圧電効果により高感度に検知できるという利点を得られる。本実施形態においては、いずれにしても DC オフセットは不要になるから、従来の静電作用を利用した送受信器における問題を解消することが可能である。

20

【0029】

なお、上記の超音波振動子は半導体製造技術を利用して製造することが可能であり、すなわちリソグラフィ技術、エッチング技術、整膜技術、貼り合わせ技術等を利用して超音波振動子を構成可能である。その場合においては一度に多数のセルを形成可能であり、更に送信部及び受信部を同じ基板上に形成可能であるから、実用性の高い超音波振動子を構成可能である。

【0030】

図 3 には、他の実施形態が示されている。この実施形態において、超音波振動子 54 は複数のセルアレイ 56 を有し、それは複数のセル 58 を有している。各セル 58 は上方から見て四角形の形態を有している。ここで符号 60, 62, 64 が 1 つの振動素子を示しており、それらの間に存在するセル 66, 68 は音響的なクロストークを防止するためのものとして機能している。もちろん、それらのセルも含めてアレイ振動子を構成してもよい。

30

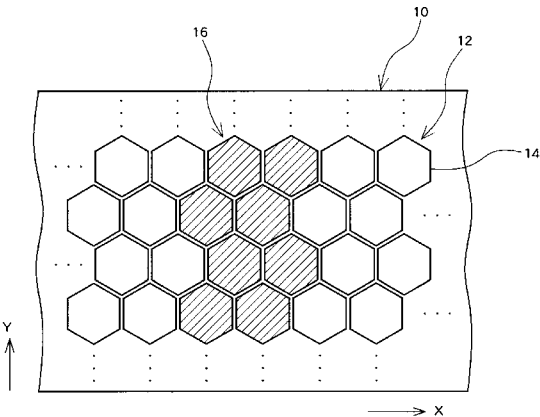
【符号の説明】

【0031】

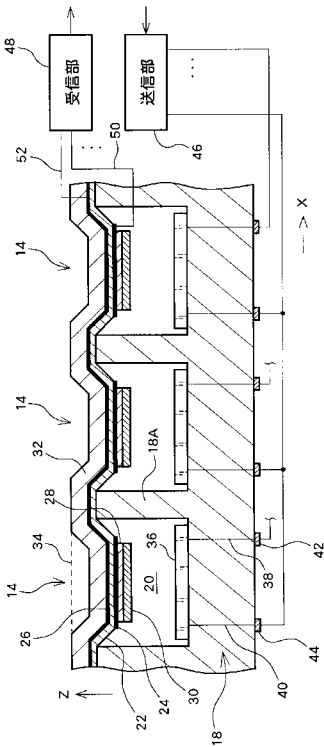
10 超音波振動子、12 セルアレイ、14 セル、16 振動素子、18 基板、
20 キャピティ、22 振動膜、24 シグナル電極層、26 グランド電極層、30
マグネット、36 電磁石チップ。

40

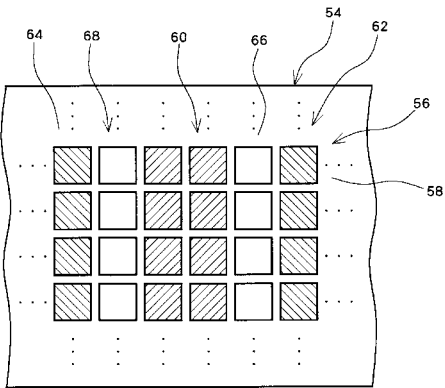
【図 1】



【図 2】



【図 3】



专利名称(译)	超声波振动子		
公开(公告)号	JP2012175507A	公开(公告)日	2012-09-10
申请号	JP2011036868	申请日	2011-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	田原義弘		
发明人	田原 義弘		
IPC分类号	H04R1/40 A61B8/00 H04R17/00 H04R13/00		
FI分类号	H04R1/40.330 A61B8/00 H04R17/00.332.Z H04R13/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/GB02 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/GB45 5D019/AA21 5D019/BB03 5D019/BB04 5D019/BB19 5D019/DD03 5D019/FF04 5D019/GG08 5D019/GG09 5D019/GG10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：配置超声波换能器，使其能够在发射时产生足够的功率，并在接收时获得足够的灵敏度。此外，构造了不需要直流偏置的超声换能器。超声换能器具有多个单元。在每个单元14中，振动膜22设置在空腔20上方，并且包括信号电极层24和接地电极层26。振动膜22的主体包含压电材料，并且由压电效应在其中产生的电压由两个电极层24和26检测。与振动膜22一起移动的磁体30设置在腔体20的上方，并且电磁体芯片36设置在磁体30的下方。电磁铁芯片36产生交变磁场，该交变磁场使磁铁30周期性地具有吸引力和排斥力。结果，隔膜22超声振动。

[选择图]图2

