

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/122982

発行日 平成24年10月25日 (2012.10.25)

(43) 国際公開日 平成22年10月28日 (2010.10.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 19/00 (2006.01)	H04R 19/00 330	4C601
H04R 1/34 (2006.01)	H04R 1/34 330A	5D019
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号 特願2011-510315 (P2011-510315)	(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2010/056938	
(22) 国際出願日 平成22年4月19日 (2010.4.19)	
(31) 優先権主張番号 特願2009-103271 (P2009-103271)	(74) 代理人 100091096 弁理士 平木 祐輔
(32) 優先日 平成21年4月21日 (2009.4.21)	(74) 代理人 100105463 弁理士 関谷 三男
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100102576 弁理士 渡辺 敏章
	(72) 発明者 田中 宏樹 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内
	(72) 発明者 東 隆 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 最終頁に続く

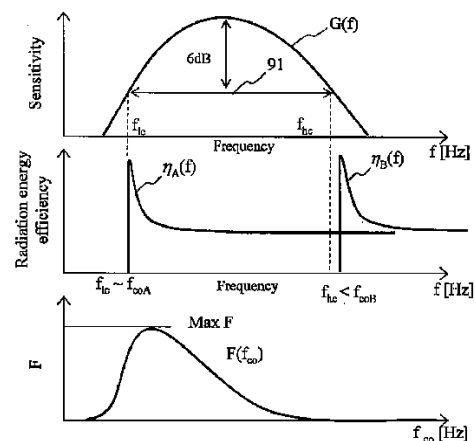
(54) 【発明の名称】 超音波探触子及び超音波撮像装置

(57) 【要約】

静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサの基板に発生する横波によるアーチファクトを低減する。

超音波トランスデューサの基板厚を最適な範囲に設定し、超音波トランスデューサの感度帯域91内の横波のエネルギーを効率的に外部に放射し横波を減衰させることで、超音波撮像におけるアーチファクトの低減を図る。

【図1】



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の電極を備える基板と第 2 の電極を備える振動膜を有し、前記振動膜は前記基板から立ち上がった支持壁によって周縁部が前記基板に固定され、前記基板と前記振動膜の間に空隙層が形成されている静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサを備える超音波探触子において、

前記基板内を伝搬する横波音速は、当該超音波探触子の感度帯域内の少なくとも一部の周波数帯域において前記基板又は前記振動膜に接する媒質の縦波音速以上であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記基板あるいは前記振動膜と接する媒質に対する前記基板のコインシデンス周波数が前記感度帯域内に存在することを特徴とする超音波探触子。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記基板あるいは前記振動膜と接する媒質に対する前記基板のコインシデンス周波数が前記感度帯域の高域カットオフ周波数以下であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記基板あるいは前記振動膜と接する媒質に対する前記基板のコインシデンス周波数が前記感度帯域の低域カットオフ周波数の $1/10$ 以上であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記超音波トランスデューサの音響放射面に音響レンズを備えることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波探触子において、前記基板は厚さが $3.8 \mu\text{m}$ 以上 $70 \mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、使用時、前記超音波トランスデューサの音響放射面に水又は生体を接触させることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波探触子において、前記基板は厚さが $12 \mu\text{m}$ 以上 $170 \mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記超音波トランスデューサは基板側にバックキング材を備えることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記超音波トランスデューサの音響放射面に音響レンズもしくは水もしくは生体を接触させ、かつ基板側にバックキング材を備えることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 11】

請求項 9 又は 10 に記載の超音波探触子において、前記基板は厚さが $12 \mu\text{m}$ 以上 $440 \mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記超音波トランスデューサの基板側に接着剤によってバックキング材を接着したことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波探触子において、前記基板は厚さが $15 \mu\text{m}$ 以上 $300 \mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 14】

10

20

30

40

50

請求項 1 に記載の超音波探触子において、前記超音波トランスデューサの基板側に電子回路を備えることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の超音波探触子において、前記基板は厚さが 1 5 μm 以上 3 0 0 μm 以下であることを特徴とする超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波探触子及び超音波撮像装置に関し、特に静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサを用いた超音波探触子及び超音波撮像装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波トランスデューサは可聴域（約 2 0 H z ~ 2 0 k H z ）以上の音波の放射と受信を行うデバイスであり、医療用や非破壊検査などに広く利用されている。現在、超音波トランスデューザとして最も広く利用されているのは P Z T（Lead Zirconate Titanate；チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電デバイス（piezoelectric devices）である。しかし近年、静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサ（Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers：C M U T、以下 C M U T と呼ぶ）と呼ばれる圧電型とは異なる動作原理を利用した超音波デバイスの開発が進み、実用化されつつある。C M U T は、半導体技術を応用して作製される。通常はシリコンなどの半導体プロセスで用いられる部材でできた基板の上に電極材を埋め込み（基板そのものが電極となることもある）、微細（例えば 5 0 μm ）かつ薄い（例えば数 μm ）振動膜を振動膜周囲の支柱などで固定して形成する。振動膜が振動できるように、振動膜と基板との間には空隙を設ける。この振動膜内にも電極材を埋め込む。このように基板及び振動膜に独立な電極が配置されることで、静電容量（キャパシター）として機能する。両電極に電圧を印加することで（通常バイアス電圧を予め印加しておく）、超音波トランスデューサとして動作する。両電極に交流電圧を印加すれば電極間の静電気力が変化し、振動膜が振動する。このときに振動膜に接するなんらかの媒質があれば、振動膜の振動が媒質内に音波として伝搬する。すなわち音を放射することができる。逆に、振動膜に音波が伝われば振動膜がそれに応じて振動し、両電極間の距離が変わることで電気信号が両電極間に流れる。この電気信号を取り出すことで音波を受信することができる。

20

30

【0003】

C M U T の振動膜は支柱を介して下部の基板と力学的に結合している。従って振動膜が振動すれば、その振動は媒質だけでなく、基板にも伝搬する。あるいは、振動膜と基板側の電極間に発生する静電気力は振動膜と基板の両方に同等に作用する。従って、電気的な振動が静電気力を介して基板に伝わる。このように、C M U T は振動膜だけでなく、力学的あるいは電気的な作用で基板にも振動が伝搬することになる。この基板を伝搬する振動は、基板から再び振動膜側へ振動が反射することで再び電気信号として検知される。これらの信号は通常の超音波の送受信を行う上では不要応答となる。これらの不要応答は医療用の超音波画像診断機や非破壊検査装置などではアーチファクト（疑似信号）となり、診断や検査結果の評価を誤る危険性を増すことになる。従って、C M U T を用いる上では、基板を介した振動の信号成分の抑圧は極めて重要となる。特許文献 1 は、基板厚をある厚さ以下にすることで、アーチファクト成分になり得る信号の周波数成分を、トランスデューサの感度帯域から外し、アーチファクト信号の影響を回避している。また、特許文献 2 は、基板厚の最適化、基板内にスロット（slot）やポラス（porous）を設けるなどにより、基板に励起された横波が超音波の指向性を劣化することを回避している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】米国特許第 6 , 7 1 4 , 4 8 4 号明細書

50

【特許文献2】米国特許第6,262,946号明細書

【特許文献3】米国特許第6,359,367号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

基板に発生する振動には様々な振動モードがある。大きく分けると縦波(longitudinal waves)と横波(transverse/lateral waves)である。縦波は音を伝える媒質が波の進行方向に圧縮や膨張を繰り返すことで伝搬する。縦波が不要応答となるのは、振動膜付近で発生した振動が基板の裏側などの音響インピーダンスの異なる界面で反射したのち、再び振動膜側に戻り、電気信号として検知される場合や、振動膜から反射信号が放射され、放射音波特性を乱すこと、あるいは隣接する振動膜に直接伝搬し、同様の現象を引き起こす場合である。このうち、反射波の場合は基板内で多重反射を繰り返す。なぜならば、通常基板の部材に使われるシリコン内部における音波の減衰率は非常に小さく、音が伝搬する間に部材内部で十分減衰しないためである。この多重反射の周波数は基板の縦波音速と厚さで決まる。ある一定の縦波音速であれば、基板厚を薄くするほど音が往復する時間が短くなり、すなわち多重反射の時間周期は短くなり、多重反射周波数(多重反射の時間周期の逆数)は高くなる。特許文献1は、基板厚をある厚さ以下にすることで、この縦波起因の多重反射周波数を高くし、この影響を医療用超音波で使用される帯域(約1MHzから10MHz)より高周波側に移すことで不要応答の影響を回避するものである。

10

【0006】

一方、基板には横波(屈曲波)が存在する。横波は板の曲げ(屈曲)が周囲に徐々に伝わることで伝搬する。従って、音の進行方向と基板の変形方向は直交している。このような横波が減衰されずに基板内を伝搬すると、その振動は音源周囲の振動膜を振動させ、アーチファクト(疑似信号)を発生させる。従って、CMUTを用いる上では、縦波だけではなく、横波の影響を回避する必要がある。しかし、特許文献1はこのような横波の影響を回避する構成を提示していない。本発明の目的は、横波が持つある特定の周波数領域のエネルギーを効率的に基板外に放射することで、超音波探触子内の感度帯域から横波の信号成分を排除し、アーチファクト信号成分の低減を図ることである。特許文献2は本発明と同様な横波や横波と縦波が結合して振動する表面波を対象としているが、横波の放射される角度を制御することで超音波の指向性への影響を低減することや、横波の基板内伝搬を抑制することを目的としている。従って、本発明による効果とは異なり、当然ながら課題の解決手段及び最適な構成も異なる。

20

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

CMUTの基板の厚さを最適な範囲に設定することで、CMUTの感度帯域内の横波のエネルギーを効率的にトランスデューサの外部に放射し、横波の減衰を実現する。

【0008】

CMUTの基板として使用される材料(たとえばシリコン)は材料内部での音の減衰係数が小さいため、振動エネルギーを減衰させるには外部にエネルギーを放射するより方法がない。基板に発生した横波の外部への放射効率は、基板に接する媒質の縦波音速と基板の横波音速との関係より決まり、周波数依存性を持つ。最もエネルギー放射効率の高い周波数は、コインシデンス周波数(coincidence frequency)と呼ばれるある固有の周波数付近とその高域側である。従って、CMUTの感度帯域内の横波を効率的に減衰させるには、コインシデンス周波数付近のエネルギー放射効率の高い周波数帯域をCMUTの感度帯域と重ねることである。本発明は、CMUTとそれに接触する媒質の物理パラメータからコインシデンス周波数を求め、CMUTの感度帯域に重なるよう最適な基板厚を設定する方法を提示する。

40

【0009】

本発明の超音波探触子は、第1の電極を備える基板と第2の電極を備える振動膜を有し、振動膜は基板から立ち上がった支持壁によって周縁部が基板に固定され、基板と振動膜

50

の間に空隙層が形成されている静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサを備え、基板内を伝搬する横波音速が、超音波探触子の感度帯域内の少なくとも一部の周波数帯域において基板又は振動膜に接する媒質の縦波音速以上であるように基板厚を設定する。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の超音波探触子は、第1の電極を備える基板と第2の電極を備える振動膜を有し、振動膜は基板から立ち上がった支持壁によって周縁部が基板に固定され、基板と振動膜の間に空隙層が形成されている静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサ (CMUT) 及び前記静電容量型マイクロマシントランスデューサと接する少なくとも一つ以上の音響媒質を備え、超音波探触子のコインシデンス周波数が、以下の条件を満たすよう基板の厚さ h が設定されている。

10

【数1】

$$c_{sub} = \frac{\omega}{k_{sub}}$$

$$\omega = 2\pi f$$

$$k_{sub} = \frac{\sqrt{\omega}}{\alpha} \quad \dots (1)$$

$$\alpha^2 = \sqrt{\frac{Eh^2}{12\rho_{sub}(1-\nu^2)}}$$

20

【 0 0 1 1 】

ここで、 c_{sub} は板の横波速度 [m / s]、 ω は角速度 [rad / s]、 f は周波数 [H z]、 k_{sub} は基板の横波の波数、 E は基板のヤング率 [P a]、 h は基板の厚さ [m]、 ρ_{sub} は基板の密度 [k g / m³]、そして ν は基板のポアソン比である。また、トランスデューサと接する音響媒質へのエネルギー放射効率は、以下の式 (f) に比例する。

【数2】

$$\eta(f) = \frac{c_{sub}}{\sqrt{c_{sub}^2 - c^2}} \quad \dots (2)$$

30

【 0 0 1 2 】

ここで、 c はトランスデューサに接するいずれかの音響媒質の縦波音速である。このとき、

$$c_{sub} > c \quad \dots (3)$$

であり、かつトランスデューサの送受信感度を $G(f)$ としたとき、

【数3】

$$F = \int \{ \eta(f) \times G(f) \} df \quad \dots (4)$$

40

【 0 0 1 3 】

が最大となるような基板厚 h を有する。

【 0 0 1 4 】

また、式(5)で表される f_{co} をコインシデンス周波数とすると、本発明の超音波探触子は式(6)の条件を満たす。

【 0 0 1 5 】

$$f_{co} = f \mid (c_{sub} = c) \quad \dots (5)$$

$$f_{lc} \quad f_{co} \quad f_{hc} \quad \dots (6)$$

ここで、 f_{lc} 及び f_{hc} はトランスデューサの送受信感度 $G(f)$ の低域カットオフ周波数及び高域カットオフ周波数である。

50

【発明の効果】

【0016】

本発明は、CMUTの基板内を伝搬する横波を積極的かつ効率的に基板外部に放射させることで不要応答成分を抑圧し、アーチファクトを防ぐことができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサの断面模式図。

【図2】静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサアレイの平面模式図。

【図3】静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサを用いた超音波探触子の外観図。

【図4】超音波撮像装置のシステム構成例を示す図。

【図5】超音波トランスデューサアレイとチャンネル分割の模式図。

【図6】横波伝搬の様子を示す図。

【図7】横波が超音波撮像に及ぼす影響を示す図。

【図8】横波が基板を伝搬する様子及び媒質への音響放射の様子を示す図。

【図9】横波音速の周波数依存性を示す図。

【図10】基板の音響放射インピーダンス特性を示す図。

【図11】トランスデューサの感度周波数特性と基板の横波エネルギー放射効率との関係、及び横波エネルギー放射効率最大化を示す図。

【図12】基板厚とコインシデンス周波数の関係を示す図。

【図13】基板に媒質及びパッキング材が接している状態を示す図。

【図14】基板厚とコインシデンス周波数の関係を示す図。

【図15】基板厚とコインシデンス周波数の関係を示す図。

【図16】基板に媒質が接し、パッキング材が接着剤を介して装着されている状態を示す図。

【図17】基板直下に電子回路が接している状態を示す図。

【図18】基板直下にパッキング材を介して電子回路が装着されている状態を示す図。

【図19】トランスデューサの感度周波数特性と複数の音響媒質がトランスデューサに接しているときの基板の横波エネルギー放射効率との関係を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に本発明を実施するための実施の形態について説明する。

【0019】

[第1実施形態]

図1は、第1実施形態のCMUT(10)の垂直断面図であり、図2はその平面図である。図2中のAA断面が図1に相当する。図2は図1の3Aの面上を表示している。なお、説明の便宜上、CMUT(10)が超音波を送信する方向、すなわち図1の上方、及び図2の紙面に対して垂直上方向を、z方向とする。また、図1及び図2の右手方向をx方向とし、図1の紙面に対して垂直下方向及び図2の上方向をy方向とする。

【0020】

図1及び図2に示すように、このCMUT(10)は、シリコン単結晶などの絶縁体又は半導体からなる平板上の基板1に、アルミニウムやタンゲステンなどの導電体からなる薄膜状の下部電極2が形成され、下部電極2の上に振動膜5が形成されている。シリコン基板が下部電極を兼ねる場合もある。振動膜5はその周縁部が基板から立ち上がった支持壁8によって基板に固定され、振動膜5と基板1の間には、周囲が支持壁8によって密閉された空隙層7が形成されている。振動膜5の中には、絶縁膜4が被覆された上部電極3Aが配置されている。上部電極3Aは、下部電極2と上部電極3Aの間に電圧を印加した際、静電気力により基板側に変位する。この変位が過剰になり、上部電極3Aが下部電極2と接触したときに導通することを防ぐために、下部電極2の上部もしくは上部電極3Aを絶縁膜4で被覆するのが好ましい。CMUTを実際使用する場合、振動膜5の表面は通

10

20

30

40

50

常空気や水など超音波を伝搬させるなんらかの音響媒質 6 に接触させる。また、基板 1 の下には音の減衰を目的とした背面材（バッキング材）9 を接着させることもある。

【0021】

図 2 は、図 1 で示した CMUT (10) を 1 素子とするならば、同様の無数の素子がアレイ状に並べられている CMUT アレイ 300 を示している。このように、CMUT は 1 素子だけでなく、複数の素子を並べて使用することもできる。また複数の素子の上部電極同士（図 2 中の 3A, 3B や 3C）を電氣的にコネクタ部 30 で接続し、一つのチャンネルとして使用することもできる。通常、電気回路への上部電極 3A の接続は引出線 31 を介して上部電極接続パッド 32 で接続される。同様に、下部電極接続パッド 33 により下部電極も電気回路に接続できるようにする。

10

【0022】

なお、本実施形態の振動膜 5 及び上部電極 3 は六角形で同じサイズで描かれている。しかし、本発明において、これらの形状やサイズは必ずしも六角形である必要はなく、矩形など他の多角形でもよく、またサイズも一定である必要はない。

【0023】

基板 1、下部電極 2、振動膜 5、支持壁 8、絶縁膜 4 及び上部電極 3 は、半導体プロセス技術で加工可能な材料で作られる。例えば、米国特許第 6,359,367 号明細書に記載された材料が使用可能である。例示すると、シリコン、サファイア、あらゆる形式のガラス材料、ポリマ（ポリイミドなど）、多結晶シリコン、窒化シリコン、酸窒化シリコン、金属薄膜（アルミニウム合金、銅合金、又はタングステンなど）、スピンドット・オン・ガラス（SOG）、埋め込み（implantable）ドーパント又は拡散ドーパント、ならびに酸化シリコン及び窒化シリコンなどから成る成長フィルムである。空隙層 7 の内部は真空でもよいし、空気又は何らかの気体を充填してもよい。定常時（非動作時）において、空隙層 7 の間隔（z 方向）は、主に基板 1、振動膜 5、支持壁 8、及び上部電極 3 の剛性によって維持されている。

20

【0024】

図 3 は、CMUT アレイ 300 を超音波探触子（プローブ）2000 として組み立てた場合の外観図である。CMUT アレイ 300 の媒体（被検体）側には、超音波ビームを収束させる音響レンズ 210 と、CMUT と媒体（被検体）との音響インピーダンスを整合する音響整合層 220 や、電氣的なシールド層として導電性膜 240 を配置し、また背面側（媒体側に対して逆）には、超音波の伝播を吸収するバッキング材 9 を設けて使用することができる。

30

【0025】

図 4 は、超音波撮像装置の装置構成例を示す図である。図 4 に示したように、個々の、又は所定個数毎にまとめられた CMUT 素子は、送受切替スイッチ 40 を介して、この超音波探触子 2000 を具備した超音波撮像装置の送信ビームフォーマ 48 及び受信ビームフォーマ 49 に接続されている。超音波探触子 2000 は、電源 42 によって駆動する直流電源 45、送信アンプ 43 及び受信アンプ 44 により超音波ビームを形成するアレイとして動作し、超音波の送受信のために利用される。送受信の信号は制御部 50 により、目的に応じて制御される。送信信号は制御部で制御され、個々のセルやセルを束ねたチャンネルの電極に、送信ビームフォーマ 48、D/A コンバータ 46、送信アンプ 43 を介して任意の波形や振幅及び遅延時間が設定された状態で電圧が印加される。また、探触子に過大な電圧印加しないよう、あるいは送信波形制御の目的で、電圧リミッター 41 を具備している。受信信号は受信アンプ 44、A/D コンバータ 47 や受信ビームフォーマ 49 を介した後、信号処理部 51 にて、B モード断層像処理あるいはドップラー処理を経てビデオ信号に変換され、スキャンコンバータ 52 を介して表示部 53 に表示される。

40

【0026】

なお、図 2 に示した CMUT アレイ 300 の配列は一例であって、蜂の巣（honeycomb）状のほか、同心円状、碁盤目（grid）状など、他の配列形態でもよい。また配列面は、平面状又は曲面状のいずれでもよく、その面形状も、円形状又は多角形状などに

50

することができる。あるいは、CMUT(10)を、直線状又は曲線状に並べてもよい。また、図4の機能の一部が超音波探触子2000内に搭載されていてもよい。例えば、送受切り替えスイッチ及び受信アンプ等の電気回路が超音波探触子2000の中に組み込まれていても機能的な差異はない。

【0027】

次にCMUTの動作原理について説明する。CMUT(10)は、誘電体として機能する空隙層7及び絶縁膜4を挟んで、下部電極2と上部電極3とを配置した可変容量キャパシタとして機能する。上部電極3に力が加わりz方向に変位すると、下部電極2と可動の上部電極3の間隔が変わり、CMUTの静電容量が変化する。上部電極3と振動膜5は結合しているため、振動膜5に力が加わっても、上部電極3は変位する。このとき、下部電極2と上部電極3の間に電圧が印加されて電荷が蓄積されていると、下部電極2と上部電極3の間隔の時間変化は静電容量の時間変化となり、両電極間に新たに電圧が発生する。このようにして、超音波などの何らかの力学的変位をもたらす力が振動膜5に伝播すると、その変位が電気信号(電圧もしくは電流)に変換される。また、下部電極2と上部電極3に電位差を与えると、各々異なる符号の電荷が各電極に蓄積し、静電気力により電極間に引力が発生し、上部電極3が基板1側に変位する。このとき、上部電極3と振動膜5は結合しているため、振動膜5も同時に変位する。こうして、振動膜上部(z方向)に、空気、水、プラスチック、ゴム、生体など音響伝播媒体が存在すれば、振動膜5の変位が媒質に伝わる。電極に印加する電圧を時間的に変動させることで変位も時間的に変動し、結果的に音が放射される。すなわち、このCMUT(10)は、入力された電気信号を振動膜5に隣接した媒体へ超音波信号として放射し、逆に媒体からの超音波信号を電気信号に変換して出力する機能を有する電気音響変換素子として機能する。

10

20

【0028】

次に、基板を伝搬する音波が励起されるメカニズムについて説明する。上述のように、CMUT(10)は振動膜が振動することで超音波の送受信を行うことができる。一方、超音波の送信と受信は振動膜5に隣接している媒質6だけを介して行われるわけではない。例えば、下部電極2及び上部電極3に電圧が印加され、振動膜5が変位するとき、振動膜5が弾性材料である限り振動膜5内部には弾力的な力が発生する。振動膜5は支持壁8を介して基板1と力学的に結合しているため、振動膜5に発生した力は基板1にも伝わる。従って、振動膜5の振動エネルギーの一部は基板1にも伝搬する。また、電極間に発生した静電気力は振動膜5だけでなく下部電極2が埋め込まれている基板1にも作用する。従って、静電気力を介することでも振動が基板1に伝搬する。このように、CMUTは、その構造上、原理的に基板に振動が発生し伝搬することになる。この振動は様々な振動モードとして伝搬することが可能である。例えば、弾性体が圧縮と膨張を繰り返すことで振動が伝わる縦波や、基板が屈曲し、横波(曲げ波)として伝わる場合、あるいは縦波と横波とが結合して振動する場合(表面波)などである。

30

【0029】

次に、基板に発生した振動が使用上どのようにして超音波探触子の受信信号に影響するか説明する。初めにCMUT(10)を用いた典型的な超音波撮像方法について説明する。図5はCMUTを矩形の基板1上にアレイ化し、さらに複数の素子を電氣的に束ねたチャンネルとし、そのチャンネルを1次元の短冊状に並べた様子を示している。チャンネル300-1、300-2、300-3及び300-10は、それぞれが一まとまりの電気音響変換器のチャンネルとして機能する。このようにチャンネルとして分割することで、各チャンネルから放射される音波もしくは電気信号を独立に扱えるようになる。その結果、例えば音波の送信では、各チャンネルに印加する個々の電圧波形に各々時間的な遅延を加えることで、各チャンネルから距離の異なる媒質上の任意の点400に各チャンネルからの音波の位相を合わせることができる。すなわち、ある一点で焦点を作ることが可能になる。同様な操作を受信信号でも行うことができる。このような操作をxz平面にて行うことで媒質内の2次元の撮像が可能となる。なお、y方向にもチャンネルを分割し、yz平面内において焦点を結び、これを走査すれば3次元撮像を行うことができる。

40

50

【 0 0 3 0 】

上述したように、CMUT (10) を動作させると基板1に振動が伝わり、その振動は基板1内を伝搬する。通常、振動膜5は数 μm 以下の極めて薄い薄膜であり、基板1はその振動膜よりも厚く硬い。従って基板内の振動を考える上では振動膜5を無視して基板1単体を一枚の弾性板として考えても差し支えない。基板に励起される振動には縦波と横波が存在するが、本発明では横波の影響を考える。ある弾性板に横波が伝わる様子を図6に示す。図6に示すように、板の横波は垂直方向(z方向)の振動が水平方向x方向(もしくはy方向)に伝搬する。

【 0 0 3 1 】

図7を用いて、基板に横波振動が発生した場合の課題を示す。図7は基板を+y方向に向かって見たxz断面図である。あるチャンネル300-2で横波が励起されたとする。横波は水平方向($\pm x$ 方向)に伝搬する。この二つの横波が減衰せずに伝搬すると、その振動は隣接するチャンネルへと伝わる。その結果、隣接チャンネル内にある振動膜も振動し、疑似的な受信信号として検知される。横波が減衰せずに伝搬すると、次々と遠方のチャンネルに到達し、同様の受信信号として検知される。通常、CMUTのような超音波トランスデューサをチャンネル分割して使用する場合、多数のチャンネルをほぼ同時に振動させて送信音波を放射させるため、上記の横波は複数のチャンネルからほぼ同時に発生し、探触子全体に疑似的な受信信号(アーチファクト)を発生させる原因になる。ただし、通常、送信直後には受信開始までにある一定の不感時間、いわゆるデッドタイム(dead time)が存在するため、デッドタイム内の疑似信号であればアーチファクトにはならない。しかし、そのデッドタイムが過ぎても横波が減衰せずに伝搬を続ければ、超音波を送信後、媒質6からの反射信号との区別ができなくなる。送信後から信号受信までに要する時間に対象媒質の音速をかけ合わせたものが超音波トランスデューサからの距離に相当する。つまり、横波による疑似信号がある一定時間続くことで、測定対象である媒質からの受信信号で構築された断層画像には、超音波トランスデューサ表面からある一定の深さの領域70にアーチファクトが表示されることになる。その結果、得られた結果の評価が不能となるか、もしくは評価を誤る可能性が高くなる。

【 0 0 3 2 】

次に、超音波撮像におけるアーチファクトの原因となる横波の基本的性質と減衰メカニズムについて述べる。図8に、基板を横波が伝搬する様子及び横波が基板に接する媒質に音を放射する様子を示す。CMUTの基板のような弾性板の横波については以下の関係式が成り立つ。

【 数 4 】

$$c_{sub}(f) = \frac{\omega}{k_{sub}}$$

$$\omega = 2\pi f$$

$$k_{sub} = \frac{\sqrt{\omega}}{\alpha} \quad \dots (7)$$

$$\alpha^2 = \sqrt{\frac{D}{\rho_{sub}h}} = \sqrt{\frac{Eh^2}{12\rho_{sub}(1-\nu^2)}}$$

【 0 0 3 3 】

ここで、 c_{sub} は板の横波速度[m/s]、 ω は角速度[rad/s]、 f は周波数[Hz]、 k_{sub} は板の横波の波数、 E は板のヤング率[Pa]、 h は基板の厚さ[m]、 ρ_{sub} は板の密度[kg/m³]、そして ν は板のポアソン比である。式(7)から分かるように、横波の音速は周波数分散関係を持ち、また同じ材料であれば基板の厚さによって横波音速 c_{sub} も変わる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

C M U Tの基板としてよく使用されるシリコンの横波音速を上記の式を用いて計算した結果を図9に示す。ここで用いた材料パラメータは、ヤング率 $E = 130$ [G P a]、密度 $\rho_{sub} = 2300$ [k g / m³]、ポアソン比 $\nu = 0.24$ である。また基板の厚さはそれぞれ 10 [μ m]、 50 [μ m]、 200 [μ m]、 500 [μ m]として計算した。図9は横軸が周波数、縦軸が横波音速である。基板厚 10 [μ m]の場合を見ると、周波数が高いほど横波音速は大きくなり、 5 [M H z]以下で急激に音速が小さくなる。他の基板厚に対する曲線の場合も 10 [μ m]の場合と同様の周波数依存性を示している。しかし、基板が厚くなるほど横波音速の絶対値は大きくなる。

【 0 0 3 5 】

次に、この横波の音響的なエネルギーが減衰する過程について述べる。一般的にシリコンなどは材料内部によるエネルギーロスは小さい。そのため、横波が長い間伝搬し続け、アーチファクトとして信号が検出されるわけである。基板内部でエネルギーが消費されないならば、外部に放出するより方法がない。そこで、基板の外部への横波エネルギーの放射について考える。一般にC M U Tの基板のような弾性板が音響伝搬可能な媒質（固体、液体、気体など弾性をもつあらゆる物質）に接しているとき、ある条件の下、横波のエネルギーは接している媒質に音響エネルギーとして放射される。以下の式は、基板がなんらかの媒質に接しているとき、横波の媒質に対する音響放射インピーダンス $Z(f)$ と放射角 $\theta(f)$ を表す。

【 数 5 】

$$Z(f) = \frac{\rho c}{S} \frac{c_{sub}}{\sqrt{c_{sub}^2 - c^2}} \quad \dots (8)$$

$$\cos\theta(f) = \frac{c}{c_{sub}}$$

【 0 0 3 6 】

ここで、 c_{sub} 及び c はそれぞれ、基板の横波音速及び隣接する媒質の縦波音速を表し、 ρ は媒質の密度、 S は基板が媒質に接触している面積を表す。また、ここで言う媒質内へ伝搬する振動は縦波である。すなわち、弾性板の横波が縦波へと変換され媒質に放射される。式(8)の二つの式はいずれも c_{sub} に依存し、 c_{sub} は周波数依存性を持つため、 Z 及び $\cos\theta$ も周波数 f に依存する。

【 0 0 3 7 】

図8に示すように、基板を伝搬する横波の媒質への縦波放射の放射角度 $\theta(f)$ は、 c_{sub} 及び c から決まり、放射音波は波面 80 を形成して伝搬する。上式(8)からわかるように、

$$c_{sub} > c \quad \dots (9)$$

の条件を満たすとき、式(8)の第1式の音響放射インピーダンス $Z(f)$ が実数となり、音響放射として意味を持つ。従って、媒質への音響エネルギー放射は式(9)の条件を満たしたときのみ起こりうる。また、

$$c_{sub} = c \quad \dots (10)$$

のとき、理論上音響放射インピーダンスは無限大に発散する。これは、横波の速度と媒質の音速が等しくなり、弾性板表面では常に横波と媒質の振動が同期した状態（位相が一致した状態）、いわゆる共振状態になるからである。この周波数をコインシデンス周波数 f_c (Coincidence frequency) とする。実際には摩擦等の何らかの抵抗成分が存在することで無限大の放射効率はあり得ないが、コインシデンス周波数のときに横波の放射効率が最も高く、この周波数の横波は瞬時に基板からエネルギーを失い減衰する。一方、

$$c_{sub} < c \quad \dots (11)$$

の条件では、式(8)より、 $Z(f)$ が虚数となり、理論的に外部に横波の音響エネルギーが

10

20

30

40

50

放射されない。従って、横波はほとんど減衰されない。放射角は c_{sub} 及び c に依存し、 c_{sub} は周波数及び基板の物理パラメータ（厚さ、ヤング率、密度、ポアソン比）によっても変化する。ある周波数の横波が 1 サイクル（1 波）あたり媒質に放射するエネルギーは、式 (8) の音響放射インピーダンス $Z(f)$ に比例し、媒質へのエネルギー放射効率 $\eta(f)$ (Radiation energy efficiency) は放射インピーダンス $Z(f)$ の係数 (c/S) で規格化した以下の式で表現される。

【数 6】

$$\eta(f) = \frac{c_{sub}}{\sqrt{c_{sub}^2 - c^2}} \quad \dots (12)$$

10

【0038】

図 10 に、基板をシリコンとした場合の放射インピーダンスを示す。ここでは媒質として、医療用診断機の超音波探触子で使用される音響レンズを想定する。音響レンズは音速が 1000 [m/s] 付近であることが多いことから、ここでは媒質の音速を 1000 [m/s] とする。また、図 10 から分かるように、たとえば基板厚が 50 [μ m] の場合、1.5 [MHz] 付近がコインシデンス周波数となり、エネルギー放射効率が極めて大きくなる。コインシデンス周波数より高周波側では急激にエネルギー放射効率が低くなり、ほぼ 1 に収束する。一方、コインシデンス周波数より低周波側では、エネルギー放射効率は 0 になり、横波のエネルギーは基板から放射されない。コインシデンス周波数の基板厚に対する依存性を見ると、基板厚が薄いほどコインシデンス周波数が高周波側に移動することが分かる。

20

【0039】

上述の基板厚とエネルギー放射効率の関係性から、横波起因のアーチファクトの低減には以下の方法が有効である。一般に、実際使用する CMUT には実効的に使用可能な感度帯域が存在する。従って、実際の使用上は CMUT の感度帯域内における横波の減衰効率が実効的な意味を持つ。そこで、発生した横波のうち減衰効率の高い周波数帯と CMUT トランスデューサの感度帯域が重なるようにすれば、効率的に関心帯域内の横波による影響を低減させることができる。

【0040】

図 11 にその概念図を示す。感度帯域 91 を持つ CMUT の感度周波数特性を $G(f)$ で表わす。感度帯域の低域カットオフ周波数を f_{lc} とし、高域カットオフ周波数を f_{hc} とするとき、基板のコインシデンス周波数 f_{co} が f_{lc} 付近になるように厚さを調整すれば、横波のエネルギー放射効率 $\eta_A(f)$ はトランスデューサの感度帯域と重なる部分が多くなる。ここで言う、低域カットオフ周波数及び高域カットオフ周波数は、通常、探触子にインパルス状の電圧を印加したときの送受信信号から算出された送受信感度曲線において、送受信感度の最大値から -6 dB の感度となる周波数で、低周波側を低域カットオフ周波数、高周波側を高域カットオフとする。

30

【0041】

一方、図 11 の $\eta_B(f)$ のように、高域カットオフ周波数よりさらに高域側にコインシデンス周波数を持つような基板厚にすると、CMUT の感度帯域内の横波はエネルギーをほとんど基板外部に放射しないため、一度発生した横波が暫く減衰されず、より大きな疑似信号となる。また、疑似信号を検出する時間が長くなる。このように、横波に起因するアーチファクトを低減し、CMUT の実用価値を高めるためには、CMUT の感度帯域に応じて適切な基板厚を設定する必要がある。

40

【0042】

本発明の最も効果的な実施方法は、CMUT の基板厚を CMUT の送受信感度 $G(f)$ と基板の横波エネルギー放射効率 $\eta(f)$ の積が最大になるようにした場合である。つまり以下の評価関数 F を最大化することである。

【数 7】

$$F = \int \{\eta(f) \times G(f)\} df \rightarrow \max \quad \dots(13)$$

【0043】

これにより、感度帯域内の横波成分を最も効率的に基板外部に放射し、アーチファクトの影響を低減することができる。

【0044】

式(13)を完全に満足できない場合においては、少なくとも基板のコインシデンス周波数 f_{co} が CMUT の送受感度の周波数特性の高域カットオフ周波数以下となるように基板厚を設定すべきである。これにより、少なくとも感度帯域内の横波エネルギーのうち、ある程度は基板の外部に放射することができる。つまり、以下の式を満足するように基板を選択することが効果的である。

【0045】

$$f_{lc} \quad f_{co} \quad f_{hc} \quad \dots(14)$$

逆に、コインシデンス周波数 f_{co} を CMUT の送受感度の低域カットオフ周波数 f_{lc} よりも極端に低くすると、横波を最も効率的に放射できる周波数帯と感度帯域が重ならず、非効率である。ここで言う極端な低い周波数について定義する。CMUT トランスデューサを医療用超音波診断機の探触子として使用することを仮定する。生体の撮像を目的とするならば、標準的な撮像領域は体表より深さ 10 cm 程度であり、使用する探触子の低域カットオフ周波数は概ね 10 MHz 以下である。生体の減衰係数は水とほぼ同じで 0.5 [dB/cm/MHz] である。従って、10 MHz で 10 cm の深さまで撮像しようとするとき、探触子から送信された信号は、生体内の反射点からの往復で、0.5 [dB/cm/MHz] × 10 [cm] × 2 × 10 [MHz] = 100 dB の減衰が起こる。従って、このような場合、探触子の持つ信号のダイナミックレンジは 100 dB 程度要求される。このような理由から、通常、医療用超音波診断装置等では、送受感度のダイナミックレンジとして 100 dB 程度は保持している。逆に、探触子の送受感度から -100 dB 以下となる低域側の周波数はほとんど場合においてノイズレベルに埋もれた信号となり、意味をなさない。従って、探触子の送受感度 $G(f)$ の最大値から -100 dB となる低周波側の周波数を低域限界周波数 f_{lmin} と定義し、本発明においては、少なくとも f_{co} を低域限界周波数 f_{lmin} 以上とするように設定することが妥当である。

【0046】

図 12 には、一例として、基板をシリコン、基板に接している媒質を音響レンズ（音速 = 1000 [m/s]）としたときの、基板のコインシデンス周波数と基板厚との関係 100 を示す。図 12 より、基板が厚くなるほどコインシデンス周波数は低くなる。一般に医療用で使用されるトランスデューサは 1 ~ 20 [MHz] の範囲に帯域を持つものが多い。仮に 3 [MHz] に低域カットオフ周波数をもつ CMUT で音響レンズを使用するならば、基板厚は 25 [μm] 付近にすべきである。これ以下、たとえば 3.8 [μm]、にするとコインシデンス周波数が 20 [MHz] 以上となり、感度帯域内の横波の放射効率が極端に下がる。逆にあまり厚くしすぎると、図 10 や図 12 から分かるように、コインシデンス周波数が低周波化するため、放射はするものの、最も放射効率のよい領域が CMUT の感度帯域外になってしまう。従って、基板をあまり厚くしすぎること得策ではない。この場合では、70 [μm] にすると、コインシデンス周波数が 1.0 [MHz] となり、医療用一般用途に用いられる感度帯域外へ外れる。従って、この場合、基板厚は 3.8 [μm] 以上、70 [μm] 以下の範囲に基板を設定すべきで、25 [μm] 前後が望ましい。当然ながら、CMUT の感度帯域に合わせて最も望ましい基板厚は変わるが、本発明方法による基板の最適化方法、つまり上記にあげた式(7)から式(14)を用いて求まるコインシデンス周波数を求め、CMUT の感度帯域と重なるよう基板厚を設定することで制御すればよい。

【0047】

10

20

30

40

50

尚、特許文献1においては、基板厚を210 [μm]以下としており、基板厚の範囲が本発明による範囲と重なる場合がある。しかし、特許文献1の発明による効果は、縦波の多重反射が影響する周波数を探触子の感度帯域外(10MHz以上)に移動することであり、本発明のように横波を対象としていない。さらに、特許文献1はエネルギー的観点からは全く考慮されておらず、縦波のエネルギーが減衰することは想定していない。そのため、発明の手段が異なる。また、特許文献1は、基板厚が薄いほど効果があることになるが、本発明によれば、基板が薄すぎる場合は、横波が放射されないため効果がない。このように、本発明は、特許文献1とは課題としている現象、手段、効果、発明効果として望ましい形態が本質的に異なっている。

【0048】

特許文献2においては、横波を対象としており、本発明と同じである。しかし、特許文献2は、横波が基板から放射される角度を課題としており、放射角度がある許容値内となるような基板厚 d と周波数 f の関係($f \times d$)を定義している。この場合も、特許文献1同様、単に基板が薄いほど実施形態として望ましいことになっている。これに対して、本発明は横波起因の影響が、根本的には横波のエネルギーが有限であることによる点に注目し、横波のエネルギーを基板外部に積極的かつ効率的に放射することでその影響を回避するものである。本発明によれば、横波のエネルギーが効率的に外部に放射されるためには、上記で記述したような関係式(7)から式(14)を用いて、コインシデンス周波数をCMUT帯域感度と重なるような基板厚とすべきである。従って基板厚はある特定の範囲に限定される。このように特許文献2とは発明の手段と得られる効果が本質的に異なっている。

【0049】

[第2実施形態]

第1実施形態の説明では、媒質に音響レンズ(音速=1000m/s)を仮定した。しかし、実際の使用状況では、図13に示すように水や生体12が直接CMUTに接触する場合がある。なお、図13ではCMUTの振動部構造については図示を省略している。水や生体は縦波音速が1500[m/s]程度である。コインシデンス周波数は、基板1の横波音速と基板に接触している材料の音速で決まるため、接触している材料が変わると最適な基板厚も変わる。

【0050】

図14には、基板に接触する媒質を水(音速=1500[m/s])としたときのコインシデンス周波数と基板厚の関係を曲線110に示す。仮に3[MHz]にカットオフ周波数を持つCMUTであれば、媒質が水の場合、基板厚が約50[μm]のとき、コインシデンス周波数が3[MHz]となり、本発明の条件を満たす。最適なコインシデンス周波数はCMUTの感度帯域によって変わるため、一意に決定はできないが、最もよく使用されるトランスデューサの帯域が概ね1~20[MHz]と想定すると、本発明によれば図14から分かるように基板厚は8[μm]から170[μm]の範囲に入ることが分かる。個々のCMUTの感度帯域における最適値は、本発明による基板厚決定手順に従い、コインシデンス周波数がCMUTの感度帯域に重なるように設定すればよい。なお、図14には、図12に示した、基板に接している媒質が音響レンズ(音速=1000[m/s])の場合の、基板のコインシデンス周波数と基板厚との関係100も同時に示した。

【0051】

[第3実施形態]

上記2つの実施形態においては、媒質はCMUTの上部側(+z側)への横波のエネルギー放射を考えていた。超音波探触子の使用方法としては、図13に示すように、下部側(-z側)にはバックグ材13が接着される場合がある。バックグ材は主に音速が2000-3000[m/s]の樹脂や金属が使用されることが多い。第2実施形態と同様に、コインシデンス周波数は基板1の横波音速と接触している材料の音速で決まるため、接触している材料が変わると最適な基板厚も変わる。

【0052】

図15には、音響エネルギーが放射される媒質をバックグ材(音速=2500[m/

10

20

30

40

50

s])としたときの、コインシデンス周波数と基板厚の関係を曲線 120 に示す。コインシデンス周波数を 3 [MHz] に設定したときの基板厚は、媒質がバッキング材料の場合、約 150 [μm] となる。最もよく使用されるトランسدューサの帯域が概ね 1 ~ 20 [MHz] ことを想定すると、本発明によれば図 15 から分かるように基板厚は 12 [μm] から 440 [μm] の範囲に入ることが分かる。個々の CMUT の送受感度帯域における最適値は、本発明による基板厚決定手順に従い、コインシデンス周波数が CMUT の感度帯域に重なるように設定すればよい。

【 0053 】

[第 4 実施形態]

第 3 実施形態においては、直接バッキング材が基板に密着している状態を想定している。しかし、実際は図 16 に示すように、何らかの接着剤 14 により基板とバッキング材を接着させる場合が多い。このとき、横波のバッキング材へのエネルギー放射は接着材を介して行われるため、第 3 実施形態とは若干異なる基板厚が最適な値となる。接着層の厚さは通常数 μm から数十 μm あり、またその音速は 1000 ~ 2000 [m/s] 程度のものである。このとき 10 [MHz] の波長は 100 ~ 200 [μm] となる。従って、接着層の厚さは接着材内部の縦波の波長に対して十分薄いとはいえない。波長に対して十分薄くない場合、音響的には無視できず、接着層が媒質として機能してくる。このため、バッキング材が接着剤を介して基板に接着されている場合は、接着材の音速が重要になる。第 2 実施形態及び第 3 実施形態で述べたように、水の音速が 1500 [m/s] 程度、またバッキング材の音速が 2000 ~ 3000 [m/s] 程度であるため、接着材の音速はこれらの中間的な値である。従って、最適な基板厚は水の場合とバッキング材の場合の間に含まれる。本発明による手順にしたがい、上記第 1 実施形態から第 3 実施形態同様の計算を行うと、概ね、15 - 300 [μm] が横波エネルギーの放射にとって望ましい基板厚になる。

【 0054 】

[第 5 実施形態]

本発明においては、図 17 に示すように CMUT 下部側に電子回路 15 を装着することができる。CMUT に接触する部分の電子回路の材質が一般的なプラスチック基板の場合、音速は上記第 3 実施形態もしくは第 4 実施形態に記載した接着剤やバッキング材料程度であるので、最適基板厚も第 3 実施形態もしくは第 4 実施形態程度となる。一方、電子回路を半導体プロセスにより直接基板直下に構築させる場合は、電子回路の音速はシリコン基板に近いものとなり、相当高速（たとえば 8000 [m/s] ）となる。この場合、通常の CMUT の送受感度帯域内にコインシデンス周波数が収まらなくなるため、横波エネルギーの多くは前面より放射させるしかない。この場合、最適基板厚は第 1 実施形態もしくは第 2 実施形態に記載のものとなる。

【 0055 】

また、図 18 に示したように、電子回路 15 は基板に直接接触させずに、バッキング材 13 を介して配置することもできる。この場合、横波を減衰させるための最適な基板厚は第 3 実施形態もしくは第 4 実施形態と同程度となることは当然である。

【 0056 】

[第 6 実施形態]

上記の第 1 実施形態から第 5 実施形態においては、単一の音響媒質と基板との関係しか述べていない。しかし、実際に探触子として使用される CMUT は前面及び背面の両側に音響媒質が接触している場合が多い。この場合、横波のエネルギーは前面と背面の両側に放射されることになる。前面と背面の音響媒質が異なる場合、特に音速が異なる場合は、当然ながら前面と背面にとっての最適な基板厚が異なる。このような複数の音響媒質に CMUT が接しているときの基板厚の設定方法について以下に提示する。図 19 に本実施形態の概念図を示す。二つの異なる音響媒質が CMUT の前面及び背面に接触しているとき、それぞれの音響媒質への横波のエネルギー放射効率を $\eta_1(f)$ 及び $\eta_2(f)$ で表す。それぞれの音響媒質の音速が異なる場合、それぞれのコインシデンス周波数 $f_{c.o.1}$ 及び $f_{c.o.2}$ も

異なり、その結果、送受感度 $G(f)$ と重なる範囲も異なる。このような場合、横波エネルギーの放射効率の最大化の観点からは、以下の条件を満たすときが望ましい。

【数 8】

$$F = \sum_N \int \{ \eta_N(f) \times G(f) \} df \rightarrow \max \quad \dots (15)$$

【0057】

ここで、 N は基板に接触している音響媒質の番号 ($N = 1, 2, \dots$)、 $\eta_N(f)$ は個々の音響媒質への横波エネルギー放射効率、 $G(f)$ は C M U T 探触子の送受感度である。式 (15) を満たすとき、撮像に影響を及ぼす横波エネルギーは最も効率的に基板から放射される。

10

【0058】

[第7実施形態]

第6実施形態において、複数のコインシデンス周波数が必ずしもすべて同時に C M U T の送受感度帯域内に入るとは限らない。このような場合、背面材側のコインシデンス周波数が感度帯域内に入ることを優先すべきである。なぜならば、前面に放射された横波のエネルギーが撮像対象物内の何らかの反射源から音としてエネルギーが反射され、不要な信号成分になる可能性があるからである。従って、前面及び背面でコインシデンス周波数が大きく異なり、両者が同時に C M U T の送受信感度帯域内に収まらない場合は、撮像対象物とは反対である基板の背面に接する媒質に対応するコインシデンス周波数が、式 (13) に従って最適となるように基板厚を設定すべきである。

20

【符号の説明】

【0059】

- 1 : 基板
- 2 : 下部電極
- 3 A : 上部電極
- 3 B : 上部電極
- 3 C : 上部電極
- 4 : 絶縁膜
- 5 : 振動膜
- 6 : 媒質
- 7 : 空隙層
- 8 : 支持壁
- 9 : バッキング材
- 10 : 静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサ
- 12 : 前面媒質
- 13 : 背面材 (バッキング材)
- 14 : 接着剤
- 15 : 電子回路
- 30 : コネクタ部
- 31 : 引出線
- 32 : 上部電極接続パッド
- 33 : 下部電極接続パッド
- 40 : 送受切替スイッチ
- 41 : 電圧リミッター
- 42 : 電源
- 43 : 送信アンプ
- 44 : 受信アンプ
- 45 : 直流電源
- 46 : D / A コンバータ

30

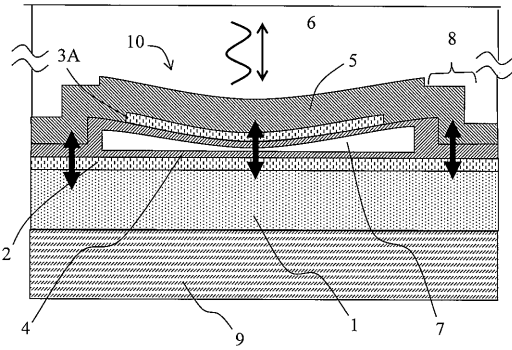
40

50

- 47 : A / D コンバータ
- 48 : 送信ビームフォーマ
- 49 : 受信ビームフォーマ
- 50 : 制御部
- 51 : 信号処理部
- 52 : スキャンコンバータ
- 53 : 表示部
- 54 : ユーザーインターフェース
- 70 : アーチファクト領域
- 80 : 横波による媒質への音響放射によって形成される音波の波面 10
- 91 : 感度帯域
- 100 : コインシデンス周波数と基板厚の関係 (媒質が音響レンズ)
- 110 : コインシデンス周波数と基板厚の関係 (媒質が水)
- 120 : コインシデンス周波数と基板厚の関係 (媒質がバッキング材)
- 210 : 音響レンズ
- 220 : 音響整合層
- 240 : 導電性膜
- 300 : 超音波トランスデューサアレイ
- 400 : 焦点
- 2000 : 超音波探触子 (プローブ) 20
- G (f) : 感度周波数特性
 - $A (f)$: コインシデンス周波数が感度帯域の低域カットオフ付近の横波エネルギー放射効率特性
 - $B (f)$: コインシデンス周波数が感度帯域の高域カットオフ付近の横波エネルギー放射効率特性
- F (f) : 横波エネルギー放射の評価関数
 - $f_1 (f)$: 媒質 1 に対するコインシデンス周波数
 - $f_2 (f)$: 媒質 2 に対するコインシデンス周波数

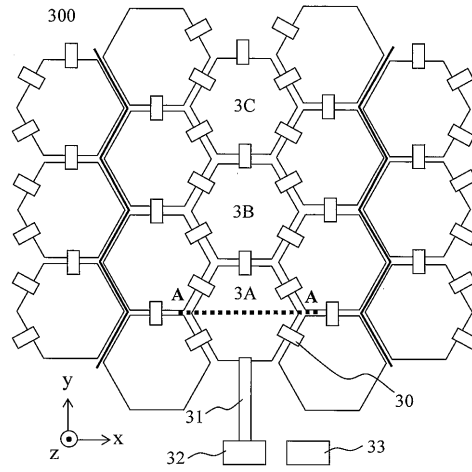
【 図 1 】

図 1



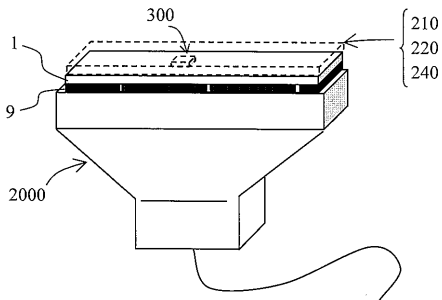
【 図 2 】

図 2



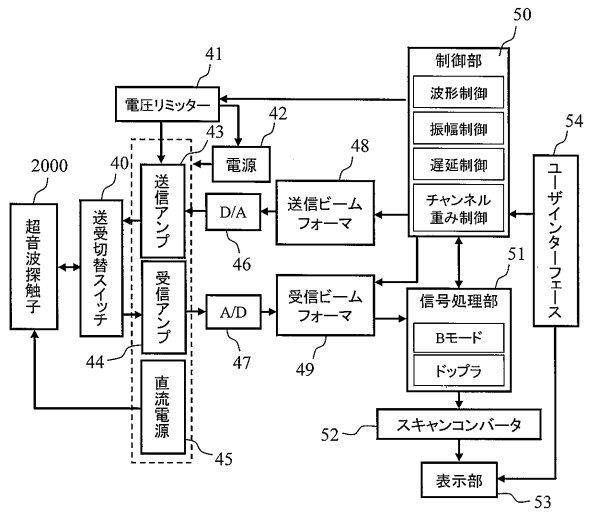
【 図 3 】

図 3



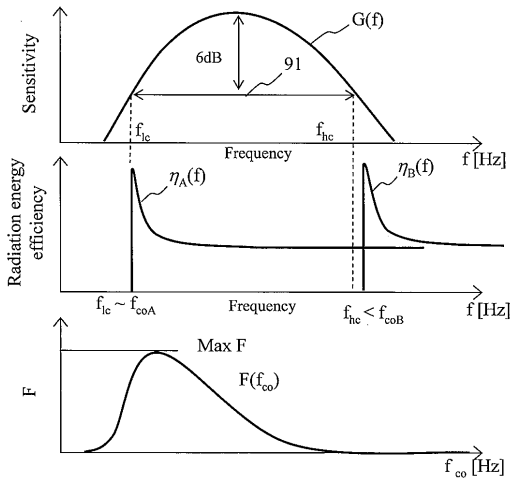
【 図 4 】

図 4



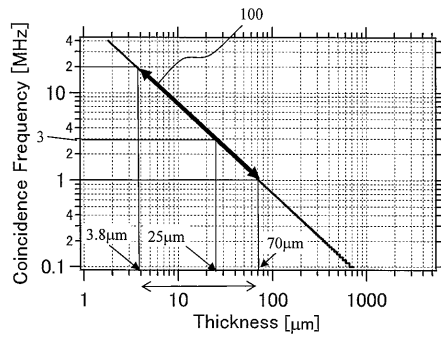
【 図 1 1 】

図 1 1



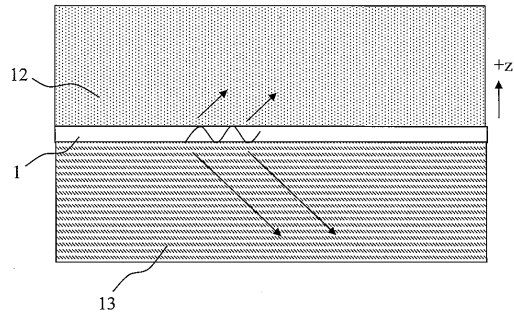
【 図 1 2 】

図 1 2



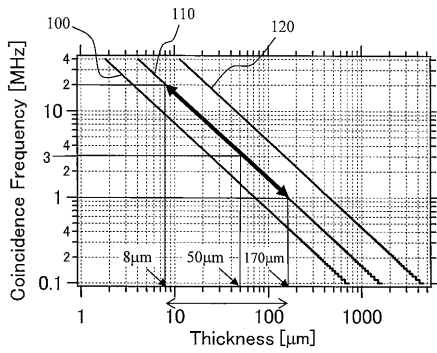
【 図 1 3 】

図 1 3



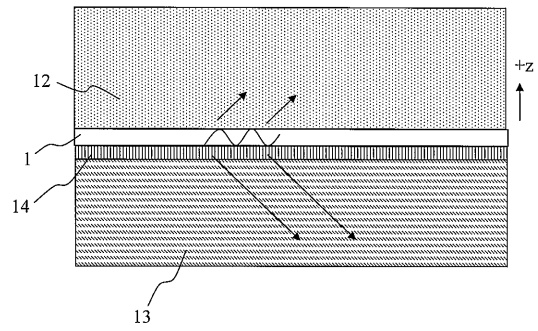
【 図 1 4 】

図 1 4



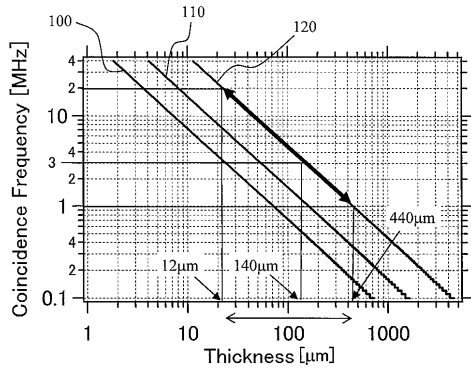
【 図 1 6 】

図 1 6



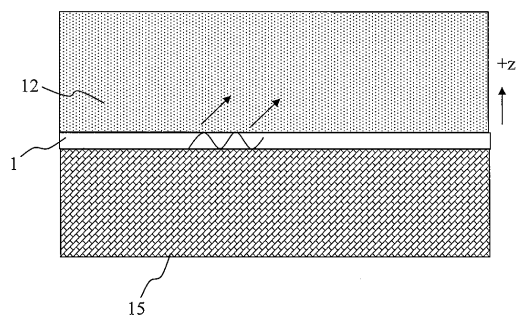
【 図 1 5 】

図 1 5



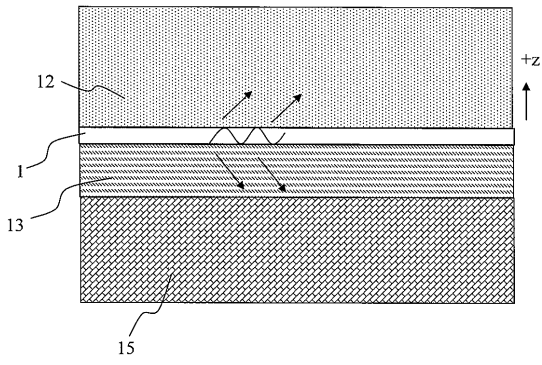
【 図 1 7 】

図 1 7



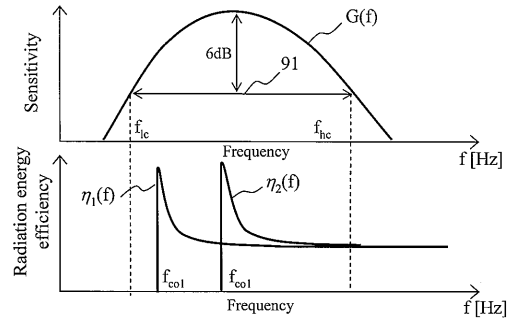
【 図 1 8 】

図 1 8



【 図 1 9 】

図 1 9



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/056938
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER H04R19/00(2006.01)i, A61B8/00(2006.01)i, H04R1/40(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) H04R19/00, A61B8/00, H04R1/40 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, 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.
A	JP 2007-229327 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 September 2007 (13.09.2007), paragraphs [0001] to [0010], [0040] to [0084]; fig. 1 to 15, 18, 19 & US 2009/0076393 A1 & EP 1992290 A1 & WO 2007/099696 A1	1-15
A	JP 2006-319712 A (Olympus Medical Systems Corp., Olympus Corp.), 24 November 2006 (24.11.2006), paragraphs [0040] to [0042], [0053] to [0063], [0100] to [0107]; fig. 1, 3, 16, 17 (Family: none)	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family 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 application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring 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 understand the principle or theory 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 29 June, 2010 (29.06.10)		Date of mailing of the international search report 13 July, 2010 (13.07.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/056938

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-193357 A (Hitachi Medical Corp.), 21 August 2008 (21.08.2008), paragraphs [0017] to [0027]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/056938									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. H04R19/00(2006.01)i, A61B8/00(2006.01)i, H04R1/40(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. H04R19/00, A61B8/00, H04R1/40											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2007-229327 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.09.13, 【0001】 - 【0010】, 【0040】 - 【0084】 第1-15, 18, 19図 & US 2009/0076393 A1 & EP 1992290 A1 & WO 2007/099696 A1	1-15									
A	JP 2006-319712 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社, オ リンパス株式会社) 2006.11.24, 【0040】 - 【0042】, 【0 053】 - 【0063】, 【0100】 - 【0107】, 第1, 3, 1 6, 17図 (ファミリーなし)	1-15									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 29.06.2010		国際調査報告の発送日 13.07.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 渡邊 正宏	5Z 4546								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3589								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 5 6 9 3 8

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-193357 A (株式会社日立メディコ) 2008.08.21, 【0017】 - 【0027】, 第1-3図 (ファミリーなし)	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 GB41 GB44
5D019 AA21 DD01 FF04

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声探头和超声成像装置		
公开(公告)号	JPWO2010122982A1	公开(公告)日	2012-10-25
申请号	JP2011510315	申请日	2010-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	田中宏樹 東隆		
发明人	田中 宏樹 東 隆		
IPC分类号	H04R19/00 H04R1/34 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/485 B06B1/0292 G10K9/121		
FI分类号	H04R19/00.330 H04R1/34.330.A A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/GB41 4C601/GB44 5D019/AA21 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	2009103271 2009-04-21 JP		
其他公开文献	JP5643191B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

减少了由于在电容式微机械超声换能器的基板中发生的侧波而导致的伪影。将超声波换能器的基板厚度设置在最佳范围内，以将超声波换能器的敏感带91中的侧波的能量有效地辐射到外部，从而使侧波衰减，从而减少超声波成像中的伪影。

【图1】

