

(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2009-207882

(P2009-207882A)

(43) 公開日 平成21年9月17日 (2009.9.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24 (2006.01)	G 0 1 N 29/24 5 0 2	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 G	5 D 0 1 9
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 L	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-17535 (P2009-17535)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成21年1月29日 (2009.1.29)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(31) 優先権主張番号	特願2008-29688 (P2008-29688)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(32) 優先日	平成20年2月8日 (2008.2.8)		栃木県大田原市下石上1385番地
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

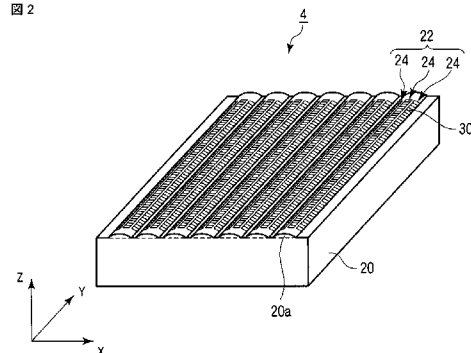
(57) 【要約】

【課題】 広帯域にわたって指向性を維持することを可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置の提供。

【解決手段】 台座20は、複数の凸部20a又は凹部を有する。各凸部20a又は凹部は、それぞれ振動素子1チャンネル分に相当する。各振動素子22は、複数のMUT素子30を有する。各MUT素子30は、超音波を送受波する。各凸部20a又は凹部には、複数のMUT素子30が配列される。これにより、各振動素子22は、凸部20a又は凹部の表面に沿って湾曲した放射面を有する超音波を送受信できる。

【選択図】 図2

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の凸部又は凹部を有する台座と、
前記複数の凸部又は凹部のそれぞれに配列される複数の M U T 素子と、
を具備する超音波プローブ。

【請求項 2】

前記複数の凸部は、前記台座上に第 1 方向に沿って畝状に配列され、前記第 1 方向に直交する第 2 方向に平行に配列され、前記第 1 方向と前記第 2 方向とに直交する第 3 方向に沿ってそれぞれ隆起している、請求項 1 記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

複数の凸部には、複数の振動素子がそれぞれ配置され、
前記複数の振動素子のそれぞれは、
前記第 1 方向に沿って前記凸部に配列される複数の M U T 列を有し、
前記複数の M U T 列のそれぞれは、
前記第 2 方向に沿って前記凸部に配置される複数の前記 M U T 素子を有する、
請求項 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記複数の凸部のそれぞれは、3 つの平面を有し、
前記 3 つの平面のうちの 1 面は、前記第 3 方向に直交し、
前記 3 つの平面には、3 以上の前記 M U T 列が配列される、
請求項 3 記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記複数の凸部のそれぞれは、前記第 3 方向に湾曲した一面を有し、
前記湾曲した一面には、3 つの前記 M U T 列が配列される、
請求項 3 記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記複数の凸部は、前記台座上に第 1 方向と前記第 1 方向に略直交する第 2 方向とに沿って 2 次元状に離散的に配列され、前記第 1 方向と前記第 2 方向とに直交する第 3 方向にそれぞれ隆起している、請求項 1 記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記複数の凸部には、複数の振動素子がそれぞれ配置され、
前記複数の振動素子のそれぞれは、前記第 1 方向と前記第 2 方向とに沿って配列される
複数の前記 M U T 素子を有する、
請求項 6 記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記複数の凸部のそれぞれは、6 つ又は 8 つの平面を有し、
前記 6 つ又は 8 つの平面のうちの 1 面は、前記第 3 方向に略直交し、
前記 6 つ又は 8 つの平面には、複数の前記 M U T 素子がそれぞれ配列される、
請求項 7 記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記複数の凸部のそれぞれは、1 つの平面と 1 つの曲面とを有し、
前記 1 つの平面は、前記第 3 方向に略直交し、
前記 1 つの平面と 1 つの曲面とには、複数の前記 M U T 素子がそれぞれ配列される、
請求項 7 記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記複数の凸部のそれぞれは、1 つの半球面を有し、
前記半球面は、前記第 3 方向に隆起し、
前記半球面には、複数の前記 M U T 素子がそれぞれ配列される、
請求項 7 記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

少なくとも1方向に沿って配列された複数の凸部又は凹部を有する台座と、
前記複数の凸部又は凹部上にそれぞれ配列され、前記凸部又は凹部の表面に沿って湾曲した超音波放射面を有する複数の振動素子と、
を具備する超音波プローブ。

【請求項12】

前記複数の振動素子のそれぞれは、前記複数の凸部又は凹部に配列された複数のMUT素子を有する、請求項11記載の超音波プローブ。

【請求項13】

前記複数の振動素子のそれぞれは、1つのチャンネルを構成する、請求項11記載の超音波プローブ。

【請求項14】

請求項1記載の超音波プローブと、
前記超音波プローブからのエコー信号を画像処理して画像のデータを発生する信号処理部と、
前記発生された画像のデータを表示する表示部と、
を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、MUT (Micromachining Ultrasound Transducer) 素子を用いる超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波プローブは、複数の振動素子を駆動させることにより複数の振動素子から超音波を放射させる。被検体等によって反射された超音波は、複数の振動素子によって受信される。

【0003】

複数の振動素子を遅延制御して超音波ビームを形成するために、位相制御された超音波が重ね合わされる。この際、振動素子の幅が中心周波数波長の約1/2に設計されることにより、振動素子の指向性の低減が防止される。

【0004】

例えば、超音波ビームを中心から30度傾ける場合、その音圧は、0度方向の音圧に比して3dBから6dB程度低下する。これは、各振動素子から超音波が全方位に均等に放射されないことに一因がある。超音波は、高周波になるほど前方に鋭く放射され、広い範囲に均一に放射されなくなる。そのため、ハーモニックイメージング法等の高い周波数帯域で使用する場合、使用する周波数に合わせて素子幅を小さくする必要がある。しかし素子幅を小さくすると、製造上の歩留まり低下や、一素子あたりのパワーの低下を招く。

【0005】

ところで、振動素子としては、圧電セラミックスを主体とした素子や、マイクロマシーニング技術を用いて半導体基板を加工することによって製造されるcMUT (Capacitive Micromachining Ultrasound Transducer: 静電容量型トランスデューサ) 素子等がある。圧電セラミックスを用いた素子は直方体であり、cMUT素子は平面に形成されるため、いずれのタイプにしても、振動素子の超音波放射面は平面である。特許文献1には、複数のMUT素子を平坦に並べて形成されたMUTの列を湾曲させることにより、MUTの列の全体の超音波放射面を湾曲させる技術が記載されている。特許文献1に記載の振動素子(MUT素子)は、平面型の振動素子である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2005-210710号公報

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、広帯域にわたって指向性を維持することを可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の第1局面に係る超音波プローブは、複数の凸部又は凹部を有する台座と、前記複数の凸部又は凹部のそれぞれに配列される複数のMUT素子と、を具備する。

【0009】

本発明の第2局面に係る超音波プローブは、少なくとも1方向に沿って配列された複数の凸部又は凹部を有する台座と、前記複数の凸部又は凹部上にそれぞれ配列され、前記凸部又は凹部の表面に沿って湾曲した超音波放射面を有する複数の振動素子と、を具備する。

【0010】

本発明の第3局面に係わる超音波診断装置は、第1局面の超音波プローブと、前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて画像のデータを発生する信号処理部と、前記発生された画像のデータを表示する表示部と、を具備する。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、広帯域にわたって指向性を維持することを可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置の提供が実現する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波プローブの全体構成を示す図。

【図2】図1の振動素子ユニットの斜視図。

【図3】図2の台座を示す斜視図。

【図4】図2の振動素子の構造を示す図。

【図5】図2の振動素子の寸法関係を示す図。

【図6】図2の振動素子の製造工程のステップS2を示す図。

【図7】図2の振動素子の製造工程のステップS3を示す図。

【図8】図2の振動素子の製造工程のステップS4を示す図。

【図9】図2の振動素子の製造工程のステップS5を示す図。

【図10】図2の振動素子の製造工程のステップS6を示す図。

【図11】図2の振動素子の製造工程のステップS7を示す図。

【図12】図2の振動素子の製造工程のステップS8を示す図。

【図13】図2の振動素子の製造工程のステップS9を示す図。

【図14】図2の振動素子の製造工程のステップS10を示す図。

【図15】図2の振動素子の製造工程のステップS11を示す図。

【図16】図2の振動素子の製造工程のステップS11を示す他の図。

【図17】図2の振動素子の製造工程のステップS12を示す図。

【図18】図2のMUT素子30の電気系統を示す平面図。

【図19】図2の振動素子の製造工程のステップS13を示す図。

【図20】第1実施形態に係る他の台座の斜視図。

【図21】図20の台座を備える振動素子の構造を示す図。

【図22】従来型振動素子、半円筒型振動素子、角型振動素子A、及び角型振動素子Bの指向性のシミュレーション結果を示す図。

【図23】従来型振動素子の波形マップを示す図。

【図24】第1実施形態に係る半円筒型振動素子の波形マップを示す図。

【図25】第1実施形態に係る角型振動素子Aの波形マップを示す図。

10

20

30

40

50

- 【図 26】第 1 実施形態に係る角柱型振動素子 B の波形マップを示す図。
【図 27】第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。
【図 28】本発明の第 2 実施形態に係る超音波プローブの全体構成を示す図。
【図 29】図 28 の振動素子ユニットの斜視図。
【図 30】図 29 の振動素子ユニットを上方から眺めた平面図。
【図 31】図 28 の他の振動素子ユニットの斜視図。
【図 32】図 31 の振動素子ユニットを上方から眺めた平面図。
【図 33】図 28 のさらなる他の振動素子ユニットの斜視図。
【図 34】図 33 の振動素子ユニットを上方から眺めた平面図。
【発明を実施するための形態】

10

【0013】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係わる超音波プローブと超音波診断装置とを説明する。

【0014】

[第 1 実施形態]

図 1 は、本発明の第 1 実施形態に係る超音波プローブ 1 の全体構成を示す図である。図 1 に示すように超音波プローブ 1 は、プローブケース 2 を備える。プローブケース 2 の内部には、超音波を送受波する振動素子ユニット 4 が収容されている。

【0015】

図 2 は振動素子ユニット 4 の斜視図である。図 2 に示すように、振動素子ユニット 4 は、石英 (SiO_2) 基板やシリコン (Si) 基板等の半導体プロセスに使用可能な材料によって形成された台座 20 を有する。図 3 は、台座 20 の一例を示す斜視図である。図 2 と図 3 とに示すように、台座 20 の表面には、畝状に隆起している複数の凸部 20a が一方向に沿って配列されている。すなわち、台座 20 は、複数の凸面を有する。凸部 20a は、例えば、半円筒形状を有する。凸部 20a の配列方向は、凸部 20a の中心軸方向に直交する。ここで、凸部 20a の配列方向を X 方向、凸部 20a の中心軸方向を Y 方向、X 方向と Y 方向とに直交する、台座 20 の厚さ方向を Z 方向に規定する。凸部 20a は、Z 方向に隆起している。各凸部 20a は、Y 方向に互いに平行に配列される。

20

【0016】

図 2 に示すように、台座 20 の複数の凸部 20a には、半導体プロセスにより、複数の振動素子 22 がそれぞれ設けられている。各振動素子 22 は、複数の MUT (Micromachining Ultrasound Transducer) 列 24 を有する。MUT 列 24 は、Y 方向に沿って一列に配列された複数の MUT 素子 30 を有する。一つの振動素子 22 に含まれる複数の MUT 列 24 のうちの一系列は、凸部 20a の頂上部に配置される。その他の MUT 列 24 は、互いに等間隔をおいて凸部 20a の表面に配置される。各 MUT 素子 30 には、信号線が接続されている。これら信号線は、各振動素子 22 ごとに 1 つにまとめられる。すなわち、1 つの振動素子 22 が 1 つのチャンネルをなす。より詳細には、各振動素子 22 に配列される複数の MUT 素子 30 がまとまって一つのチャンネルを構成する。各 MUT 素子 30 は、超音波を送受波する。振動素子 22 の超音波放射面は、平面ではなく、凸部 20a の表面に沿って湾曲している。MUT 素子 30 は、cMUT (Capacitive Micromachining Ultrasound Transducer: 静電容量型トランスデューサ) 素子、又は pMUT (Piezoelectric Micromachining Ultrasound Transducer: 圧電型トランスデューサ) 素子のいずれも可能である。以下、MUT 素子 30 は、cMUT 素子とする。

30

40

【0017】

図 1 に示すように、振動素子ユニット 4 の上面には、プローブケース 2 から露出するように、音響レンズ 6 が貼り付けられている。音響レンズ 6 は、Y 軸に沿って厚みが増減しており、超音波を収束させる。また、音響レンズ 6 は、振動素子ユニット 4 を保護する役割も有する。

【0018】

振動素子ユニット 4 の下面には、振動素子ユニット 4 の後方に放射された超音波を吸収

50

したり、減衰したりさせるためのバッキング（図示せず）と、振動素子ユニット 4 を支持するための支持体 8 とが貼り付けられている。また、振動素子ユニット 4 の側面には、フレキシブルプリント板（FPC）10 が取り付けられている。フレキシブルプリント板 10 は、振動素子ユニット 4 に含まれる複数の振動素子 22 に対して独立に電気信号を入出力するための複数の信号線がプリントされている。

【0019】

プローブケース 2 は、プローブケーブル 12 を介してプローブコネクタ 14 に接続される。プローブケーブル 12 は、複数の信号線のケーブル 16 をひとまとめにして被覆したものである。プローブコネクタ 14 は、超音波診断装置本体に接続される。

【0020】

次に、振動素子 22 の詳細について説明する。以下、振動素子 22 は、3 つの MUT 列 24 を有するとする。図 4 は、一つの振動素子 22 に含まれる 3 つの MUT 列 24 の 3 つの MUT 素子 30 を横切る XZ 断面図である。図 4 に示すように、凸部 20a の頂上部に第 1 MUT 列 24-1 が、第 1 MUT 列の両側に第 2 MUT 列 24-2 と第 3 MUT 列 24-3 とがそれぞれ設けられている。なお、MUT 列 24 は、3 列以上配列されていてもよい。

【0021】

各 MUT 素子 30 は、保護層 32 を備える。保護層 32 は、凸部 20a の表面に略均等な厚さで堆積されている。保護層 32 の材料は、例えば、窒化シリコン（SiN）である。保護層 32 の内部には、下部電極 34 と上部電極 36 とが、空洞 38 を挟んで対向するように形成されている。下部電極 34 と上部電極 36 とは、互いに平行に形成される。下部電極 34 は、接地電位に保たれている。上部電極 36 を信号電極として使用する場合は、患者保護のため、フレームグラウンドでシールドする必要があるが、ここではその記述を省略する。上部電極 36 は、図示しないが、信号線と接続されており超音波診断装置本体からの電気信号が供給される。また、保護層 32 は、下部電極 34 と上部電極 36 とを保護する役割を有する。振動板 40 は、保護層 32 と同じ材料であり、保護層 32 と一体に形成される。空洞 38 は、空気や他の気体で満たされていても、真空でもよい。保護層 32 の上面には、空洞 38 を覆うように樹脂層 42 が形成される。

【0022】

下部電極 34 と上部電極 36 との間に、図示しない信号線を介して時間的に変化する電圧が印加されると、クーロン力により、時間に応じて下部電極 34 と上部電極 36 との間に引力又は斥力が発生する。この引力と斥力との繰り返しによって、上部電極 36 の下面に配置された振動板 40 が下部電極 34 や上部電極 36 に略垂直な方向（すなわち、凸部 20a の表面に垂直な方向）に振動する。そして振動板 40 が振動することにより、振動方向に超音波が放射される。上述のように、振動素子 22 は、互いに振動方向の異なる複数の MUT 素子 30 を有する。振動素子 22 に配列された複数の MUT 素子 30 が超音波診断装置本体からの駆動信号を同時に受けることによって、振動素子 22 は、球面波に近い超音波を放射することが可能である。各振動素子 22 へ供給される駆動信号を遅延制御することで、鋭い超音波ビームが形成される。

【0023】

次に、振動素子ユニット 4 の製造方法の一例を説明する。図 5 は、振動素子 22 の寸法関係の一例を示す図である。なお、振動素子ユニット 4 の各構成要素の寸法は、この例に限定されないことをここに明記しておく。図 5 に示すように、振動素子 22 の幅 $WV = 250 \mu m$ 、隣合う振動素子 22 間の間隔 $I = 50 \mu m$ 、振動素子 22 の長さ $L = 5 mm$ 、振動素子 22 の高さ $H = 33.5 \mu m$ 、開口角 $AA = 30^\circ$ 、MUT 素子 30 の幅 $WM = 60 \mu m$ 、振動素子 22 の端での台座仰角 $EA = 30^\circ$ である。なお開口角 AA とは、振動素子 22 の第 2 MUT 列 24-2 の振動方向と第 3 MUT 列 24-3 の振動方向とが成す角度である。また、台座仰角 EA は、凸部 20a の端部における接面と ZY 平面とがなす角度である。

【0024】

振動素子 22 は、台座 20 上に半導体プロセスを用いて製造される。まず、半導体プロセスにおけるリソグラフィ工程で用いられる露光システムの概要について説明する。第 1 実施形態に係る光学系の概略設計は、下記の式 (1) と式 (2) とを用いて行なう。

【0025】

$$DOF = \pm 0.5 \cdot \lambda / NA^2 \quad \dots (1)$$

$$R = k \cdot \lambda / NA \quad \dots (2)$$

DOF：被写界深度 (Depth Of Focus)

R：分解能

λ ：露光に使用する光の波長

NA：レンズの開口数

k：プロセス係数 (プロセス条件やレジストなどの材料によって決定される係数)

第 1 実施形態では、 $k = 0.8$ として光学系を設計した。また、DOF を台座 20 の凸部 20a の高さの 2 倍程度、つまり $2 \times 33 \mu m = 66 \mu m$ に設定した。露光システム的光源としてフッ化クリプトン (KrF) エキシマレーザーを使用し、その波長は $\lambda = 0.284 \mu m$ である。これら設定値と (1) 式と (2) 式とから、分解能 $R = 4.6 \mu m$ 、開口数 $NA = 0.04$ が算出される。また、信号線の幅 (パターンルール) を $10 \mu m$ に設定した。

【0026】

なお、台座 20 が平面形状を有する場合における開口数 NA に比して、第 1 実施形態における開口数 NA は小さくなる。従って、第 1 実施形態における露光時間を、台座 20 が平面形状を有する場合に比して長く設定した。

【0027】

まず、ダイシング等の機械加工とエッチングとにより石英基板上に半円筒形状の凸部 20a を複数形成し、図 3 に示すような台座 20 を形成する (ステップ S1)。なお、凸部 20a の形成方法は、上記方法のみに限定されない。例えば、自己組織化法を用いてもよい。また、鋳型に台座 20 の材料を流し込むことにより、台座 20 と凸部 20a とを一体形成してもよい。

【0028】

台座 20 が形成されると、図 6 に示すように、台座 20 に例えば窒化シリコンからなる第 1 の保護層 61 を形成する。形成された第 1 の保護層 61 の上面に、スパッタにより第 1 の電極層 62 を形成する。形成された第 1 の電極層 62 の上面に下部電極パターンニング用の第 1 のレジスト層 63 を形成する (ステップ S2)。次に図 7 に示すように、上記のように設定された露光システムを用いて、下部電極 34 のためのレジストパターン 63' を形成する (ステップ S3)。形成されたレジストパターン 63' の大きさは、下部電極 34 と略同等である。次に図 8 に示すように、形成されたレジストパターン 63' をマスクとして第 1 の電極層 62 をエッチングする。これにより、下部電極 34 が形成される (ステップ S4)。

【0029】

残留したレジストパターン 63' を除去剤で取り除いた後、図 9 に示すように、形成された下部電極 34 と第 1 の保護層 61 との上面に、下部電極 34 を保護するための第 2 の保護層 64 を形成する (ステップ S5)。第 2 の保護層 64 は、例えば窒化シリコンからなる。第 2 の保護層 64 が形成されると、図 10 に示すように、空洞 38 を形成するためのレジストの犠牲層 65 を第 2 の保護層 64 の上面に形成する (ステップ S6)。次に図 11 に示すように、犠牲層 65 の上面に上部電極 36 の保護層及び振動板 40 として機能する第 3 の保護層 66 を形成する (ステップ S7)。第 3 の保護層 66 は、例えば窒化シリコンからなる。次に図 12 に示すように、第 3 の保護層 66 の上面に、第 2 の電極層 67 をスパッタにより形成する。形成された第 2 の電極層 67 の上面に上部電極パターンニング用のレジスト層 68 を形成する (ステップ S8)。次に図 13 に示すように、上記の露光システムを用いて、上部電極 36 のためのレジストパターン 68' を形成し、形成されたレジストパターン 68' をマスクとして第 2 の電極層 67 をエッチングする。これによ

10

20

30

40

50

り、上部電極 3 6 が形成される（ステップ S 9）。

【0030】

残留したレジストパターン 6 8 部分除去剤を取り除いた後、図 1 4 に示すように、形成された上部電極 3 6 の上面に、上部電極 3 6 を保護するための第 4 の保護層 6 9 を形成する（ステップ S 10）。第 4 の保護層 6 9 は、例えば窒化シリコンからなる。第 1 の保護層 6 1、第 2 の保護層 6 4、第 3 の保護層 6 6、及び第 4 の保護層 6 9 により保護層 3 2 が構成される。

【0031】

次に図 1 5 と図 1 6 とに示すように、第 3 の保護層 6 6 と第 4 の保護層 6 9 とに溝 7 0 と縦穴 7 1 とを形成する。溝 7 0 と縦穴 7 1 とは、第 4 の保護層 6 9 から犠牲層 6 5 へ達するように形成される。溝 7 0 と縦穴 7 1 とが形成されることにより、MUT 素子 3 0 の輪郭が形成される（ステップ S 11）。より詳細には、上部電極 3 6 と振動板 4 0 とを支持するための 4 つの支持部 7 2 を残すように、上部電極 3 6 の周りを囲む第 1 の溝 7 0 - 1、第 2 の溝 7 0 - 2、第 1 の縦穴 7 1 - 1、及び第 2 の縦穴 7 1 - 2 を形成する。

【0032】

次に図 1 7 に示すように、形成された縦穴 7 1 を利用して除去剤で犠牲層 6 5 を除去し、空洞 3 8 を形成する（ステップ S 12）。

【0033】

図 1 8 は、MUT 素子 3 0 の電気系統を示す平面図である。樹脂層 4 2 を形成する前に、第 4 の保護層 6 9 に、下部電極 3 4 を引き出すための第 1 の貫通ビアと上部電極 3 6 を引き出すための第 2 の貫通ビアとを形成する。そして、第 3 の保護層 6 6 又は第 4 の保護層 6 9 上において第 1 の貫通ビアにグランド線 7 3 を、第 2 の貫通ビアに信号線 7 4 を接続する。これにより電極 3 4 と 3 6 とからそれぞれ信号線とグランド線とが引き出される。一つの MUT 列 2 4 に含まれる複数の MUT 素子 3 0 は、一つの信号線に接続され、一つの振動素子 2 2 に含まれる 3 つの MUT 列 2 4 の 3 つの信号線は、第 2 の貫通ビアを介して一つの信号線に接続される。すなわち、一つの振動素子 2 2 は一チャンネルを構成する。

【0034】

信号線とグランド線とが引き出された後、図 1 9 に示すように、空洞 3 8（縦穴 7 1）を覆うための樹脂層 4 2 を第 4 の保護層 6 9 の上部に形成する（ステップ S 13）。

【0035】

上記の説明では凸部 2 0 a は半円筒形状を有するとした。しかしながらこれに限定する必要はない。例えば、図 2 0 に示すように、凸部 2 0 b は、角柱形状を有していても良い。凸部 2 0 b は、XZ 断面に関して台形形状を有している。この台形形状を有する凸部 2 0 b に形成される振動素子を角柱型振動素子と呼ぶことにする。また、上記のような半円筒形状を有する凸部 2 0 a に形成される振動素子 2 2 を半円筒型振動素子 2 2 と呼ぶことにする。

【0036】

図 2 1 は、角柱型振動素子 5 2 の ZX 断面を示す図である。図 2 1 に示すように、凸部 2 0 b は Z 軸に直交する第 1 の平面 HM 1 と、互いに非平行な第 2 の平面 HM 2 と第 3 の平面 HM 3 とを有する。第 1 の平面 HM 1 には第 1 の MUT 列 2 4 - 1 が、第 2 の平面 HM 2 には第 2 の MUT 列 2 4 - 2 が、第 3 の平面 HM 3 には第 3 の MUT 列 2 4 - 3 が配置されている。角 MUT 素子 3 0 は、その振動方向が設置される平面 HM に対して直交するように取り付けられる。平面 HM 1、HM 2、及び HM 3 は、完全に平坦でもよいし、多少歪んでいてもよい。MUT 列 2 4 に含まれる各 MUT 素子 3 0 の構造は、半円筒型振動素子 2 2 の MUT 素子 3 0 の構造と同様である。

【0037】

次に、半円筒型振動素子 2 2 と角柱型振動素子 5 2 との超音波特性を従来型振動素子の超音波特性と比較しながら説明する。図 2 2 は、従来型振動素子、半円筒型振動素子、角柱型振動素子 A、及び角柱型振動素子 B の指向性のシミュレーション結果を示す図である

10

20

30

40

50

。

【0038】

従来型振動素子は、圧電セラミックからなる圧電素子である。圧電素子の幅は、 $250\text{ }\mu\text{m}$ のものが用いられている。圧電素子の幅は、超音波波長の $1/2$ に設計される。従って、幅 $250\text{ }\mu\text{m}$ の圧電素子は、送信超音波周波数 3MHz 帯に最適である。一方ハーモニクイメーシング法を用いる場合、送信超音波周波数には 6MHz 帯のような高帯域が要求される。ここでは、性能比較を容易にするため、より高い帯域である 10MHz 帯を例にとりシミュレーションした。参考として、 10MHz 帯の場合、従来方法における最適な圧電素子の幅は約 $75\text{ }\mu\text{m}$ である。ここでは、従来技術で理想とされている素子幅よりも大幅に大きい $250\text{ }\mu\text{m}$ を想定して、シミュレーションを行なった。つまり、図22に示す従来型振動素子の幅は、 $250\text{ }\mu\text{m}$ とした。

10

【0039】

角柱型振動素子Aは、振動素子幅 $WV=250\text{ }\mu\text{m}$ 、3つの平面HM1、HM2及びHM3に内接する内接円の半径 $Re=170\text{ }\mu\text{m}$ である。角柱型振動素子Bは、素子幅 $WV=366\text{ }\mu\text{m}$ 、3つの平面に内接する内接円の半径 $Re=250\text{ }\mu\text{m}$ である。角柱型振動素子Aと角柱型振動素子BとのMUT素子の幅は、何れも $60\text{ }\mu\text{m}$ である。

【0040】

図22のシミュレーション結果は、各振動素子ともに送信超音波 10MHz の場合の結果である。0degは、超音波放射面の中心を上記のXYZ座標の原点に一致させた場合のZ軸方向である。角度[deg]は、超音波放射面の中心から一定距離にある点の、Z軸からX軸への傾き角度を示す。音圧[dB]は、0degでの音圧を0dBとしたときの相対音圧である。理想的には、角度によって音圧が変化しないことが望ましい。なお、半円筒型振動素子、角柱型振動素子A、及び角柱型振動素子Bに含まれる複数のMUT素子は同時に超音波を放射するものとする。すなわち、MUT素子への駆動信号に遅延制御しないとする。

20

【0041】

図22に示すように、従来型振動素子の指向性は、0degにおける音圧に比して45degにおける音圧は約 -15dB も低下してしまっている。半円筒型振動素子の指向性は、従来型振動素子の指向性よりも改善されており、0degにおける音圧に比して45degにおける音圧は約 -11dB 程度の低下に抑えている。角柱型振動素子Aの指向性は、従来型振動素子の指向性よりも改善されており、0degにおける音圧に比して45degにおける音圧は約 -9dB の低下に抑えている。角柱型振動素子Bの指向性は、半円筒型振動素子の指向性よりも改善されており、0degにおける音圧に比して45degにおける音圧は約 -8dB 程度の低下に抑えている。

30

【0042】

図23、図24、図25、及び図26は、それぞれ従来型振動素子、半円筒型振動素子、角柱型振動素子A、及び角柱型振動素子Bの波形マップを示す図である。波形マップは、超音波放射面の中心からの距離[mm]を横軸に、角度[deg]を縦軸にとり、各点における音圧値をグレイの濃さで表現した図である。グレイの濃い部分が、縦に真っ直ぐなのが理想である。換言すれば、音圧の高い又は低い部分が、一定距離にあるのが理想である。図23、図24、図25、及び図26に示すように、第1実施形態に係る半円筒型振動素子と角柱型振動素子Aとの指向性は、従来型振動素子の指向性に比して良好である。角柱型振動素子Bの指向性は理想から弱冠ずれているが、その原因は振動素子の設計パラメータを大きくしすぎたことにある。以上、音圧分布と波形マップとから、素子形状は、角柱型振動素子Aが妥当であることが分かる。この角柱型振動素子Aの形状は、図5や図21の説明に用いたものと同様である。

40

【0043】

次に超音波プローブ1を備えた超音波診断装置について説明する。図27は、超音波診断装置100の構成を示す図である。図27に示すように、超音波診断装置100は、超音波プローブ1と超音波診断装置本体110とを備える。超音波診断装置本体110は、

50

制御回路 1 1 2 を中枢として、送受信回路 1 1 4、信号処理回路 1 1 6、及び表示装置 1 1 8 を備える。

【0044】

送受信回路 1 1 4 は、超音波を放射させるための駆動信号を発生し、発生した駆動信号を各振動素子 2 2 に供給することにより、各振動素子 2 2 に超音波を放射させる。また、送受信回路 1 1 4 は、各振動素子 2 2 から供給されるエコー信号を遅延加算処理する。信号処理回路 1 1 6 は、送受信回路 1 1 4 から供給されるエコー信号を画像処理して画像のデータを発生する。発生される画像としては、B モード画像やドプラ画像が挙げられる。表示装置 1 1 8 は、発生された画像（例えば、B モード画像やドプラ画像）を表示する。

【0045】

上記構成により振動素子ユニット 4 は、凸部 2 0 a 又は凸部 2 0 b に複数の M U T 素子 3 0 が配置された振動素子 2 2 又は振動素子 5 2 を有する。従って、振動素子 2 2 又は振動素子 5 2 の超音波放射面は平面形状ではなく凸形状を有する。その結果、個々の振動素子 2 2 又は振動素子 5 2 は、高周波数帯域において、従来の平面形状の超音波放射面を有する振動素子に比して、球面波に近い超音波を放射することが可能となる。かくして第 1 実施形態によれば、振動素子幅を無理に小さくすることなく、広帯域にわたって指向性を維持できる超音波プローブと超音波診断装置とを提供することが可能となる。

【0046】

なお、第 1 実施形態において台座 2 0 は、複数の凸部 2 0 a、2 0 b を有するとした。しかしながら第 1 実施形態はこれのみに限定されず、台座 2 0 は複数の凹部を有するとしてもよい。この場合、複数の振動素子は、複数の凹部にそれぞれ配置される。また、複数の凹部のそれぞれには、複数の M U T 素子 3 0 が配列される。

【0047】

[第 2 実施形態]

図 2 8 は、本発明の第 2 実施形態に係る超音波プローブ 2 0 0 の全体構成を示す図である。図 2 8 に示すように超音波プローブ 2 0 0 は、プローブケース 2 0 2 を備える。プローブケース 2 0 2 の内部には、超音波を送受波する振動素子ユニット 2 0 4 が収容されている。振動素子ユニット 2 0 4 の上面には、プローブケース 2 0 2 から露出するように、音響レンズ 2 0 6 が貼り付けられている。音響レンズ 2 0 6 は、例えば、略正方形に形成される。振動素子ユニット 2 0 4 の下面には、支持体 2 0 8 が取り付けられている。また、振動素子ユニット 2 0 4 の下面には、複数のフレキシブルプリント板 2 1 0 が支持体 2 0 8 を貫通して取り付けられている。フレキシブルプリント板 2 1 0 は、振動素子 2 2 2 に対して独立に電気信号を入出力するための複数の信号線 2 1 6 がプリントされている。プローブケース 2 0 2 は、プローブケーブル 2 1 2 を介してプローブコネクタ 2 1 4 に接続される。プローブコネクタ 2 1 4 は、超音波診断装置本体に接続される。

【0048】

図 2 9 は、振動素子ユニット 2 0 4 の斜視図である。図 3 0 は、振動素子ユニット 2 0 4 を上方から眺めた平面図である。図 2 9 と図 3 0 とに示すように、振動素子ユニット 2 0 4 は、石英基板やシリコン基板等の半導体プロセスに使用可能な材料によって形成された台座 2 2 0 を有する。台座 2 2 0 の表面には、複数の凸部 2 2 1 が 2 次元状に離散的に配列されている。すなわち、台座 2 2 0 は、複数の凸面を有する。凸部 2 2 1 は、X Y 平面に略平行な平面 2 2 1 a を頂点とする立体構造を有する。平面 2 2 1 a は、完全に平坦でもよいが、多少のゆがみがあっても構わない。平面 2 2 1 a の縁を取り囲むように曲面 2 2 1 b が設けられる。曲面 2 2 1 b は、平面 2 2 1 a に対して斜めに形成され、平面 2 2 1 a と台座 2 2 0 の表面を接続する。換言すれば、凸部 2 2 1 は、図 2 9 に示すように、円錐の先端部が除去されたような立体構造を有する。すなわち、凸部 2 2 1 は、X Y 平面上において円形状を有している。凸部 2 2 1 は、台座平面（X Y 平面）に直交する Z 方向に隆起している。

【0049】

平面 2 2 1 a の直径 W P は、例えば、1 5 0 μ m に設計される。また、凸部 2 2 1 の底

10

20

30

40

50

面の直径WCは、例えば、300 μm に設計される。隣合う凸部221の中心間の間隔は、一定であることが好ましい。しかし、隣合う凸部221の中心間の間隔は、必ずしも一定でなくともよい。

【0050】

複数の凸部221には、半導体プロセスにより、複数の振動素子222がそれぞれ設けられている。ここで、円錐の先端部が除去されたような立体構造を有する凸部221に配置された振動素子222を、半円錐型振動素子222と呼ぶことにする。半円錐型振動素子222は、平面221aと曲面221bとに配列された複数のMUT素子230を有する。各MUT素子230には、信号線216が接続されている。これら信号線216は、台座220内で各半円錐型振動素子222ごとに1つにまとめられる。すなわち、1つの半円錐型振動素子222が1つのチャンネルをなす。より詳細には、各半円錐型振動素子222に配列される複数のMUT素子230がまとまって一つのチャンネルを構成する。各MUT素子230は、超音波を送受波する。半円錐型振動素子222の超音波放射面は、凸部221の表面に沿って湾曲している。MUT素子230の構造は、第1実施形態に係わるMUT素子30の構造を同様である。

10

【0051】

各MUT素子230は、超音波診断装置本体110（より詳細には、送受信回路114）からの駆動信号を受けて平面又は曲面に垂直な方向に振動する。従って、半円錐型振動素子222は、互いに3次元方向に振動方向の異なる複数のMUT素子230を有することになる。半円錐型振動素子222に配列された複数のMUT素子230が超音波診断装置本体110（より詳細には、送受信回路114）からの駆動信号を同時に受けることによって、半円錐型振動素子222は、より球面波に近い超音波を放射することが可能である。各半円錐型振動素子222へ供給される駆動信号を遅延制御することで、3次元的に鋭い超音波ビームが形成される。

20

【0052】

なお、凸部221は、円錐の先端部が除去されたような立体構造のみに限定されない。例えば、凸部は、球の半分が除去されたような半球構造を有していてもよい。以下、半球構造を有する凸部に形成された振動素子を、半球型振動素子と呼ぶことにする。

【0053】

図31は、半球型振動素子242を有する振動素子ユニット240の斜視図である。図32は、振動素子ユニット240を上方から眺めた平面図である。台座220の表面には、複数の凸部244が2次元状に離散的に配列されている。凸部244は、球の半分が除去されたような立体構造を有する。すなわち、凸部244は、Z軸方向に隆起した1つの半球形状の面（半球面）を有する。半球型振動素子242は、凸部244に配列された複数のMUT素子230を有する。典型的には、複数のMUT素子230のうちの1つが凸部244の頂点に配置される。

30

【0054】

凸部244の開口角は、例えば、60度に設計される。半球面に内接する球の半径は、例えば、250 μm に設計される。

【0055】

なお、凸部244は、完全に球の半分でなくともよく、球の一部分が除去されたような形状でもよい。また、凸部244は、数学的に厳密な球である必要はなく、歪んだ球形状であってよい。

40

【0056】

さらに、第2実施形態に係わる凸部221及び244の形状は、XY平面に関して円形のみに限定されない。例えば、凸部は、XY平面に関して多角形状を有してもよい。多角形としては、3角形以上の如何なる多角形が第2実施形態の凸部に可能であるが、特に6角形や8角形が好適である。以下、XY平面に関して6角形状を有する凸部に形成された振動素子を、6角型振動素子と呼ぶことにする。

【0057】

50

図 3 3 は、六角型振動素子 2 6 2 を有する振動素子ユニット 2 6 0 の斜視図である。図 3 4 は、振動素子ユニット 2 6 0 を上方から眺めた平面図である。台座 2 2 0 の表面には、X Y 平面に関して六角形形状を有する複数の凸部 2 6 1 が 2 次元状に離散的に配列されている。凸部 2 6 1 は、X Y 平面に略平行な平面 2 6 1 a を頂点とする立体構造を有する。平面 2 6 1 a は、X Y 平面に関して六角形形状を有する。平面 2 6 1 a の 6 つの辺のそれぞれには、側面 2 6 1 b が設けられる。6 つの側面 2 6 1 b は、平面である。また、6 つの側面 2 6 1 b のそれぞれは、平面 2 6 1 a に対して斜めに形成され、台座 2 2 0 の表面に接続される。すなわち、凸部 2 6 1 は、図 3 3 に示すように、六角錐の先端部が除去されたような立体構造を有する。六角型振動素子 2 6 2 は、平面 2 6 1 a と 6 つの側面 2 6 1 b とに配列された複数の M U T 素子 2 3 0 を有する。

10

【0058】

半円錐型振動素子 2 2 2 と半球型振動素子 2 4 2 と六角型振動素子 2 6 2 との製造方法は、第 1 実施形態に記載の製造方法を 3 次元に拡張したものと略同様である。従って、半円錐型振動素子 2 2 2 と半球型振動素子 2 4 2 と六角型振動素子 2 6 2 との製造方法の説明は省略する。また、半円錐型振動素子 2 2 2 や半球型振動素子 2 4 2 、六角型振動素子 2 6 2 から放射される超音波の超音波特性は、第 1 実施形態に記載の超音波特性を 3 次元に拡張したものと略同様である。従って、半円錐型振動素子 2 2 2 と半球型振動素子 2 4 2 と六角型振動素子 2 6 2 とから放射される超音波の超音波特性についての説明は省略する。

【0059】

20

上記構成により、半円錐型振動素子 2 2 2 と半球型振動素子 2 4 2 と六角型振動素子 2 6 2 とは、2 次元状に離散的に配列された複数の凸部 2 2 1 と凸部 2 4 4 と凸部 2 6 1 とにそれぞれ配置されている。従って、半円錐型振動素子 2 2 2 と半球型振動素子 2 4 2 と六角型振動素子 2 6 2 との超音波放射面は 3 次元的に凸形状を有する。その結果、個々の半円錐型振動素子 2 2 2 と半球型振動素子 2 4 2 と六角型振動素子 2 6 2 とは、高周波数帯域において、従来の平面形状の超音波放射面を有する振動素子に比して、3 次元的に球面波に近い超音波を放射することが可能となる。かくして第 2 実施形態によれば、振動素子幅を無理に小さくすることなく、広帯域にわたって指向性を維持できる超音波プローブと超音波診断装置とを提供することが可能となる。

【0060】

30

なお、第 2 実施形態において台座 2 2 0 は、複数の凸部 2 2 1 や凸部 2 4 4 、凸部 2 6 1 を有するとした。しかしながら第 2 実施形態はこれのみに限定されない。例えば、台座 2 2 0 は、複数の凹部を有してもよい。凹部は、X Y 断面に関して円形形状や多角形形状を有する。複数の凹部には、複数の振動素子がそれぞれ配置される。また、複数の凹部のそれぞれには、複数の M U T 素子 2 3 0 が配列される。

【0061】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

40

【産業上の利用可能性】

【0062】

以上本発明によれば、広帯域にわたって指向性を維持することを可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置の提供を実現することができる。

【符号の説明】

【0063】

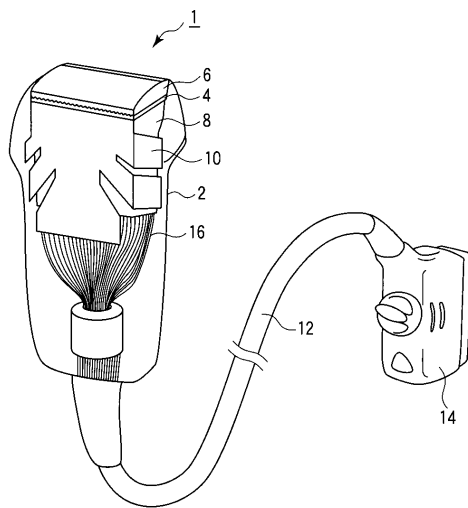
1 … 超音波プローブ、2 … プローブケース、4 … 振動素子ユニット、6 … 音響レンズ、8 … 支持体、10 … フレキシブルプリント板、12 … プローブケーブル、14 … プローブコネクタ、16 … 信号線ケーブル、20 … 台座、20 a … 凸部、22 … 振動素子、24 …

50

MUT列、30…MUT素子

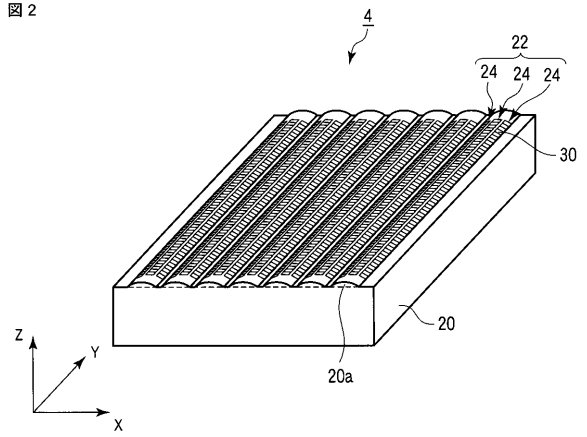
【図1】

図1



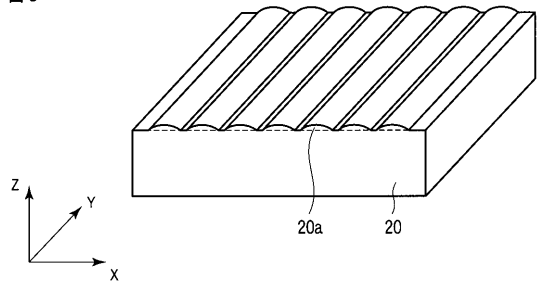
【図2】

図2



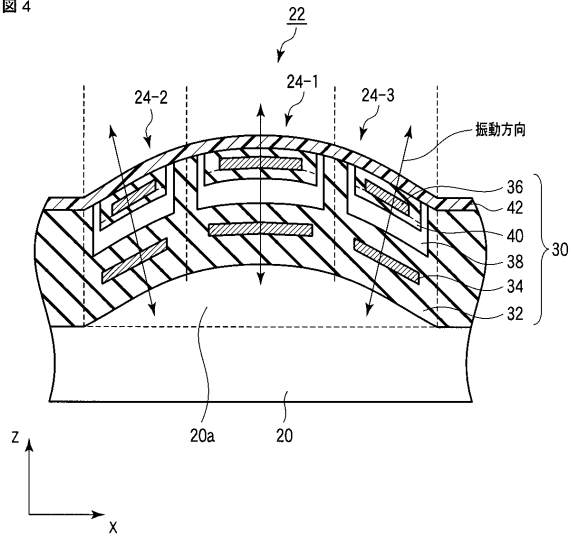
【図3】

図3



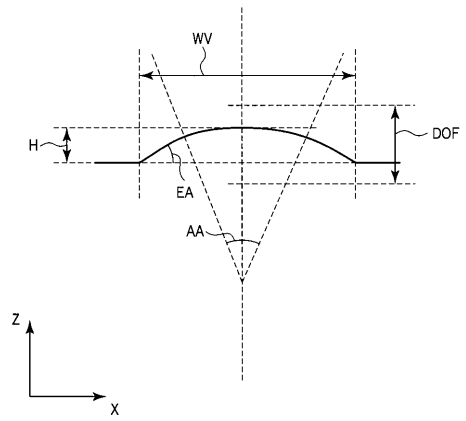
【図 4】

図 4



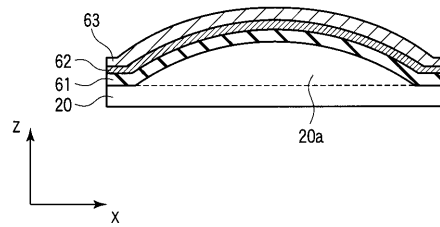
【図 5】

図 5



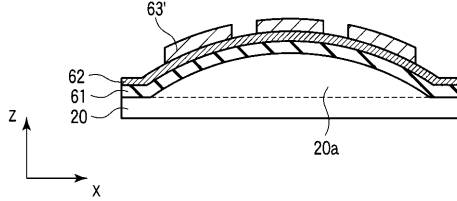
【図 6】

図 6



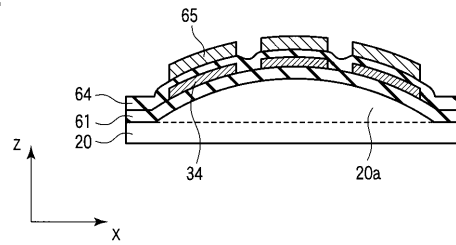
【図 7】

図 7



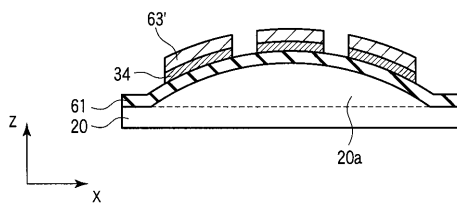
【図 10】

図 10



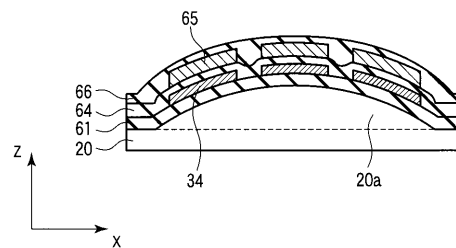
【図 8】

図 8



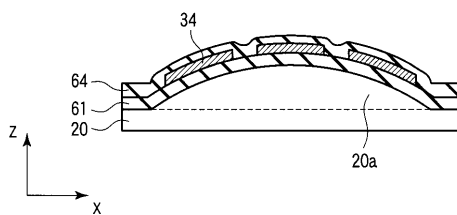
【図 11】

図 11



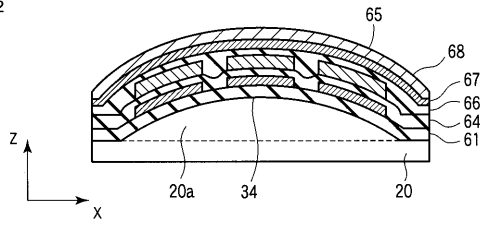
【図 9】

図 9



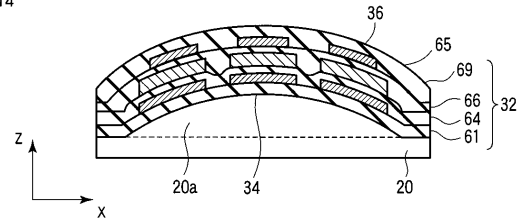
【図 1 2】

図 12



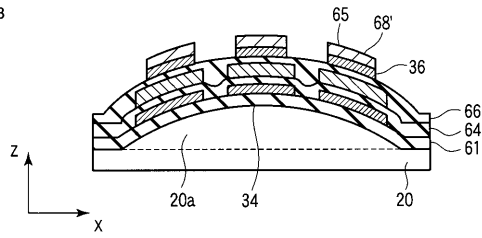
【図 1 4】

図 14



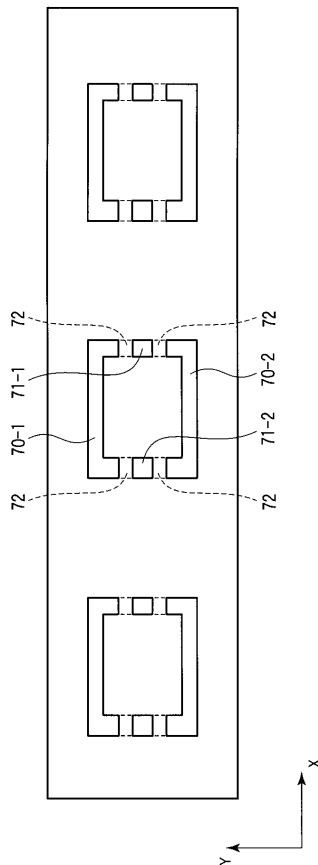
【図 1 3】

図 13



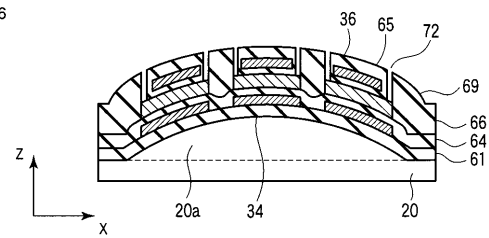
【図 1 5】

図 15



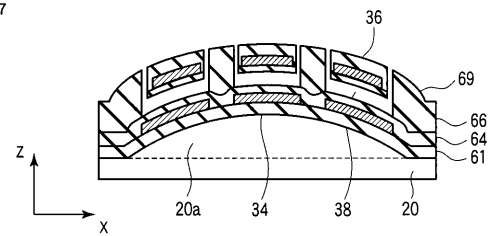
【図 1 6】

図 16



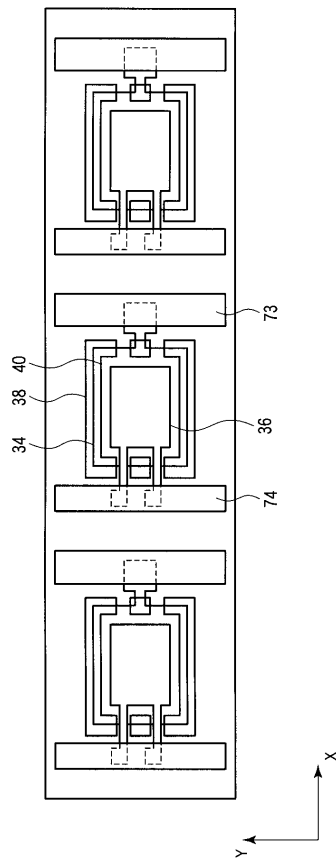
【図 1 7】

図 17



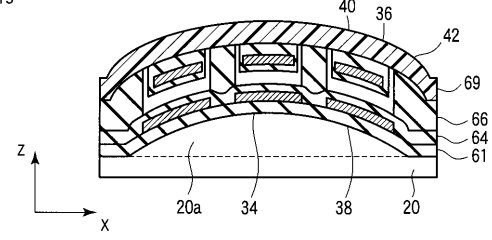
【図 18】

図 18



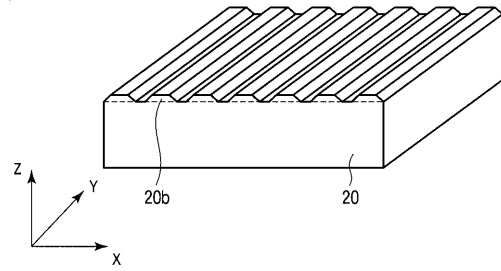
【図 19】

図 19



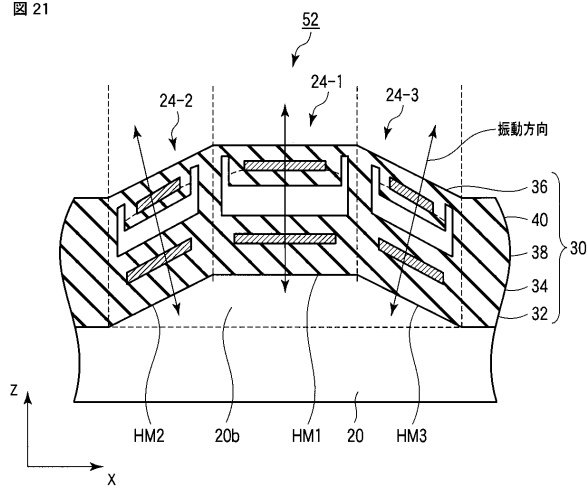
【図 20】

図 20



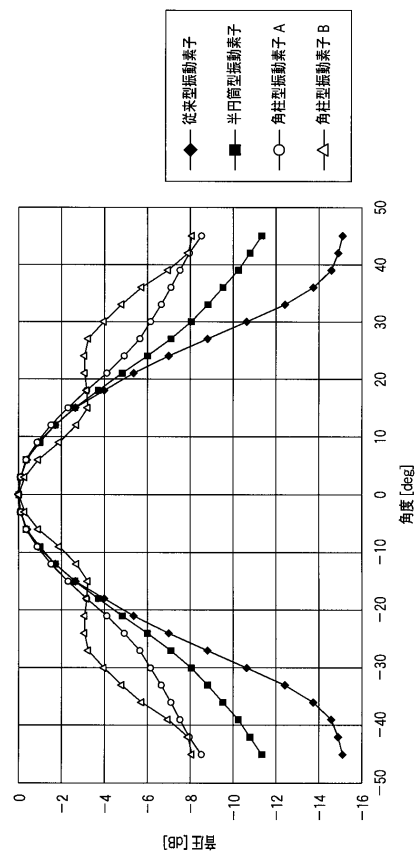
【図 21】

図 21



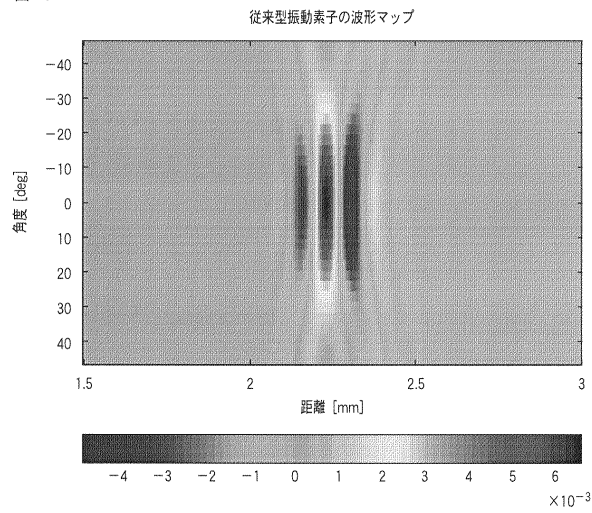
【図 22】

図 22



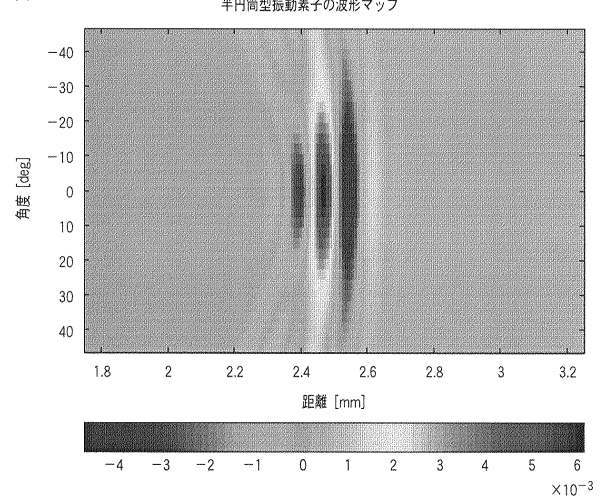
【図 2 3】

図 23



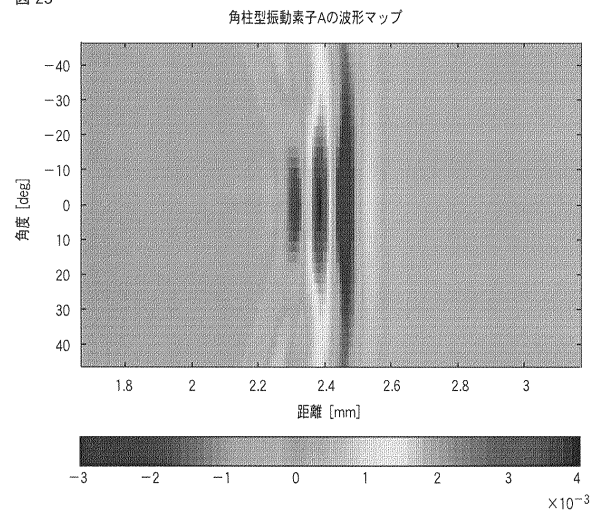
【図 2 4】

図 24



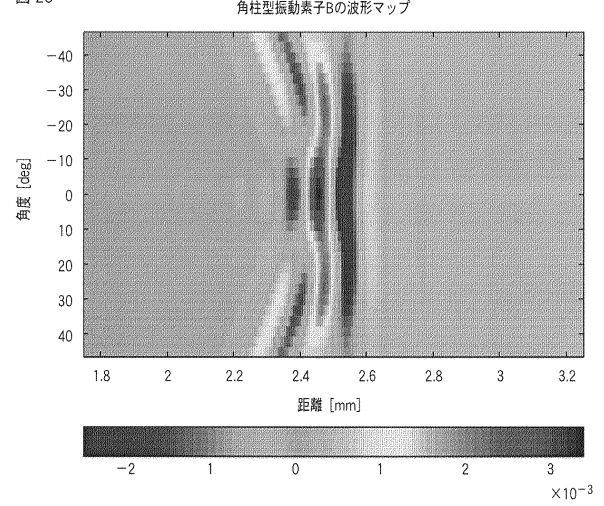
【図 2 5】

図 25



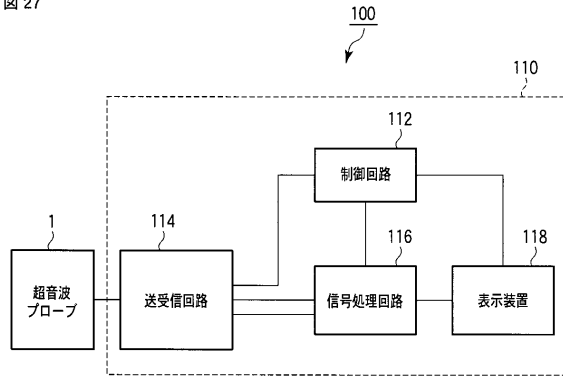
【図 2 6】

図 26



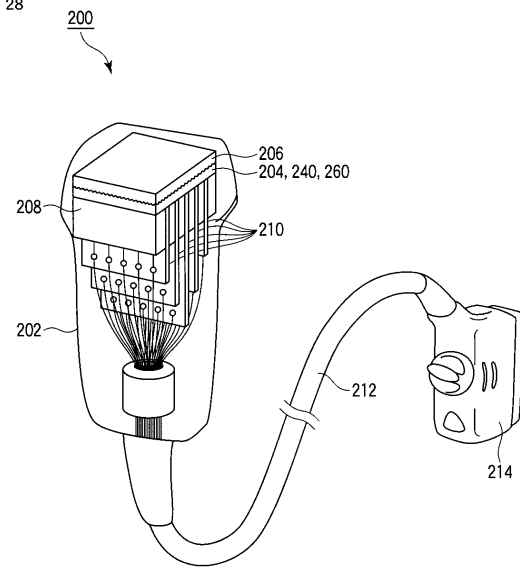
【図 27】

図 27



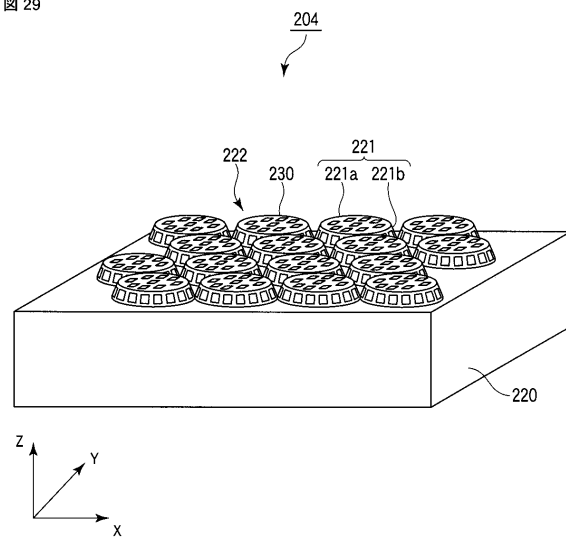
【図 28】

図 28



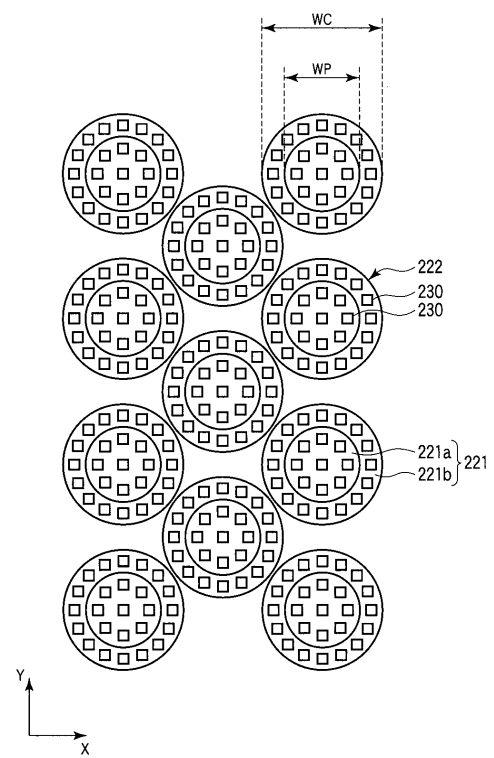
【図 29】

図 29



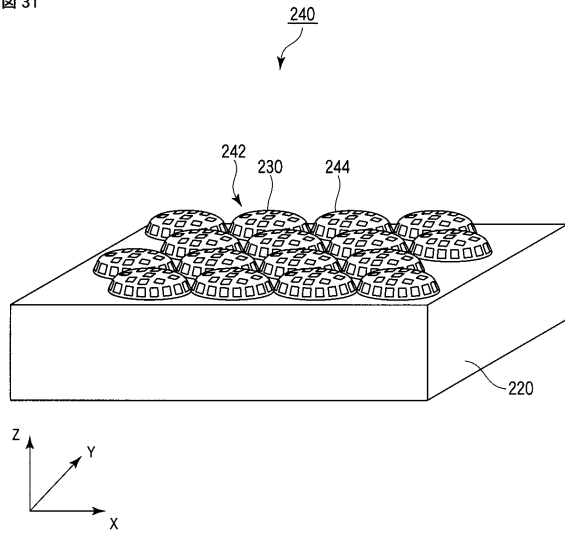
【図 30】

図 30



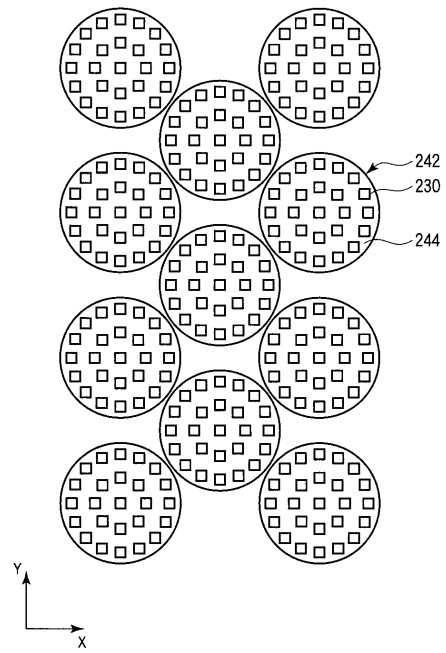
【図 3 1】

図 31



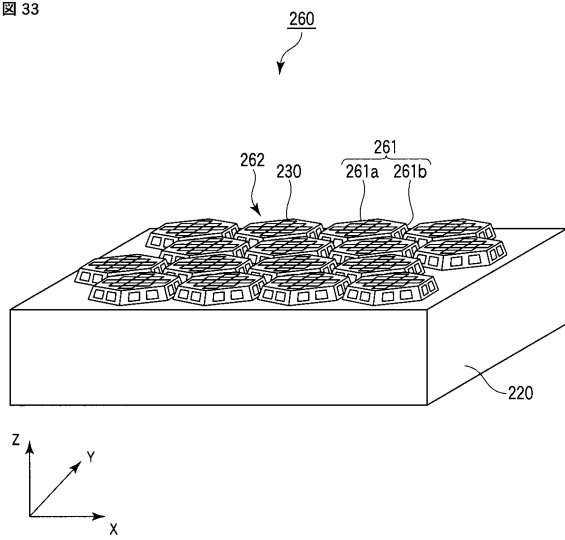
【図 3 2】

図 32



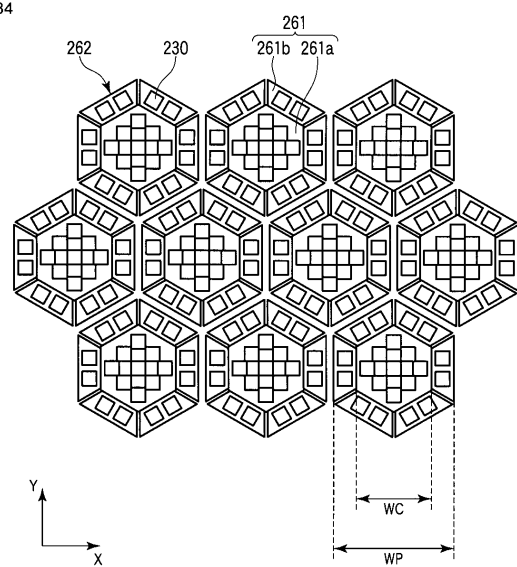
【図 3 3】

図 33



【図 3 4】

図 34



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 尾名 康裕
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 芝本 弘一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 2G047 CA01 EA02 GB02 GB13 GB15 GB17 GB19 GB33
4C601 EE01 GB02 GB04 GB09 GB14
5D019 AA01 EE02 FF04

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2009207882A	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2009017535	申请日	2009-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	尾名康裕 芝本弘一		
发明人	尾名 康裕 芝本 弘一		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00		
CPC分类号	B06B1/0622		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.330.G H04R17/00.330.L		
F-TERM分类号	2G047/CA01 2G047/EA02 2G047/GB02 2G047/GB13 2G047/GB15 2G047/GB17 2G047/GB19 2G047/GB33 4C601/EE01 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB09 4C601/GB14 5D019/AA01 5D019/EE02 5D019/FF04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2008029688 2008-02-08 JP		
其他公开文献	JP5438983B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在宽频带上保持方向性的超声探头和超声诊断设备。台座20具有多个凸部20a或凹部。每个凸部20a或每个凹部对应于振动元件的一个通道。每个振动元件22具有多个MUT元件30。每个MUT元件30发送和接收超声波。在每个凸部20a或凹部中布置有多个MUT元件30。由此，每个振动元件22可以发送和接收具有沿着凸部20a或凹部的表面弯曲的放射面的超声波。[选择图]图2

