

(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2005-203976
(P2005-203976A)

(43) 公開日 平成17年7月28日(2005.7.28)

(51) Int.Cl. ⁷		F I		テーマコード (参考)	
H O 4 R	1/32	H O 4 R	1/32	3 3 0	2 G O 4 7
A 6 1 B	8/00	A 6 1 B	8/00		4 C 6 0 1
G O 1 N	29/24	G O 1 N	29/24	5 0 2	5 D O 1 9
G O 1 S	7/521	H O 4 R	17/00	3 3 2 B	5 J O 8 3
H O 4 R	17/00	G O 1 S	7/52	A	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 22 頁)					
(21) 出願番号	特願2004-7114 (P2004-7114)				
(22) 出願日	平成16年1月14日 (2004. 1. 14)				
(71) 出願人	000104124 カシオ電子工業株式会社 埼玉県入間市宮寺4084番地				
(71) 出願人	000001443 カシオ計算機株式会社 東京都渋谷区本町1丁目6番2号				
(74) 代理人	100074099 弁理士 大菅 義之				
(72) 発明者	海老沢 功 東京都東大和市桜が丘2丁目229番地 カシオ計算機株式会社東京事業所内				
(72) 発明者	上杉 義典 東京都東大和市桜が丘2丁目229番地 カシオ計算機株式会社東京事業所内				
最終頁に続く					

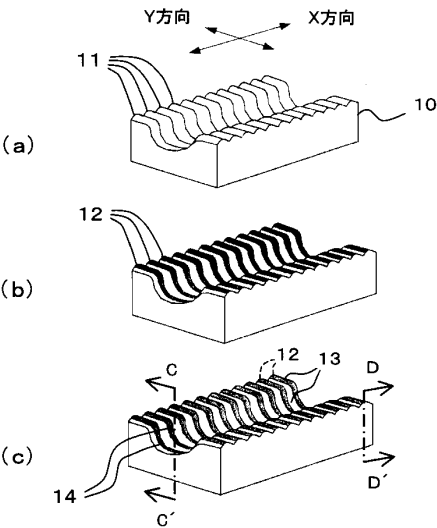
(54) 【発明の名称】 超音波リニアアレイトランスデューサ

(57) 【要約】

【課題】非破壊検査装置、医療用の診断装置、画像形成装置において使用可能で良好な超音波の集束が得られる超音波リニアアレイトランスデューサを提供する。

【解決手段】支持体10は個々の超音波圧電素子を支持する支持部11がX方向に所定のピッチで複数配置された形状で構成されている。支持部11はX方向には凸状の曲率からなる面を成して形成され更にその支持部11の長手方向中央部分がY方向に対して凹状の曲率からなる面を形成され、上面に個別配線電極12を形成され、その上に圧電性高分子フィルム13を配置され、更にその上を共通電極が被っている。個々の超音波圧電素子14から照射される超音波は一方ではY方向に対して凹状の面によりY方向の一点(X方向では一線)に集束され、他方ではX方向に対して凸状の面によりX方向に広角度で拡散し遅延駆動制御によりX方向の目的とする一点に集束する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長尺の支持体の長手方向に沿って該支持体上に複数の超音波圧電素子が並設されて成る超音波リニアアレイトランスデューサであって、

前記支持体の短手方向となる各前記超音波圧電素子の長手方向の形状は凹状に形成され、前記支持体の長手方向となる各前記超音波圧電素子の短手方向の形状は凸状に形成されて成る、ことを特徴とする超音波リニアアレイトランスデューサ。

【請求項 2】

各前記超音波圧電素子は、前記凹状に形成された長手方向の形状により、前記支持体の短手方向に沿った空間の所望の位置に超音波を集束させ、前記凸状に形成された短手方向の形状により、前記支持体の長手方向に沿った空間の所望の位置に超音波を拡散させる、ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波リニアアレイトランスデューサ。 10

【請求項 3】

複数の前記超音波圧電素子は、前記支持体上において共通アース電極と複数の個別配線電極によって挟持された一枚の圧電性高分子フィルムにおける前記個別配線電極による挟持部分により形成されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波リニアアレイトランスデューサ。

【請求項 4】

前記支持体は、前記圧電性高分子フィルムを吸着して張り付けるための多数の吸気口を形成されていることを特徴とする請求項 3 記載の超音波リニアアレイトランスデューサ。 20

【請求項 5】

長尺の支持体の長手方向に沿って該支持体上に複数並設されて成る超音波圧電素子と、該超音波圧電素子から照射される超音波の照射中心方向に配置され該照射中心方向からほぼ直角方向に前記超音波を反射する超音波反射板とを備えた超音波リニアアレイトランスデューサであって、

前記超音波反射板は、各前記超音波圧電素子に対応する反射面を有し、該各反射面は前記支持体の短手方向に対応する形状が凹状に形成されて前記支持体の短手方向に沿った空間の所望の位置に反射超音波を集束させると共に、前記支持体の長手方向に対応する形状が各前記超音波圧電素子に対応する反射面毎に凸状に形成されて前記支持体の長手方向に沿った空間の所望の位置に反射超音波を拡散させる、ことを特徴とする超音波リニアアレイトランスデューサ。 30

【請求項 6】

前記支持体と前記超音波反射板の間の前記超音波の照射進路中に配置された超音波平面反射板を更に備え、前記超音波反射板は、前記反射超音波の集束と拡散の方向を各前記超音波圧電素子からの照射中心とずれた該照射中心と平行する方向へ反射することを特徴とする請求項 5 記載の超音波リニアアレイトランスデューサ。

【請求項 7】

長尺の支持体の長手方向に沿って該支持体上に複数並設されて成る超音波圧電素子と、該超音波圧電素子の超音波照射面上に配設された音響レンズから成る超音波リニアアレイトランスデューサであって、 40

前記音響レンズは、前記支持体の短手方向となる自己長手方向の形状が凹状に形成され、前記支持体の長手方向となる自己短手方向の形状が凸状に形成されて成る、ことを特徴とする超音波リニアアレイトランスデューサ。

【請求項 8】

前記支持体の長手方向は前記超音波照射の X 方向であり、前記支持体の短手方向は前記超音波照射の Y 方向である、ことを特徴とする請求項 1、5 又は 7 記載の超音波リニアアレイトランスデューサ。

【請求項 9】

前記支持体の長手方向に沿った空間に各前記超音波圧電素子から照射されて拡散される前記超音波は、各前記超音波圧電素子に対する照射開始時間の遅延制御によって所望の位 50

置に集束することを特徴とする請求項 1、5 又は 7 記載の超音波リニアアレイトランスデューサ。

【請求項 10】

本体長手方向に沿って複数の超音波圧電素子を備えて成る超音波リニアアレイトランスデューサの駆動制御方法であって、

前記超音波圧電素子の持つ共振周波数の任意の倍数の高周波超音波を発生させることを特徴とする超音波リニアアレイトランスデューサの駆動制御方法。

【請求項 11】

所望の高周波超音波が前記超音波圧電素子の持つ共振周波数の n 倍であるとき、 $n - 1$ 個おきに順次前記超音波圧電素子を半波の正弦波電圧を印加して駆動することを特徴とする請求項 10 記載の超音波リニアアレイトランスデューサ。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

非破壊検査装置、医療用の診断装置、画像形成装置において用いられる超音波トランスデューサ、特に超音波リニアアレイトランスデューサに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波が、周波数が高くて波長が短く指向性に優れていて反射波の検出などが容易であることから、非破壊検査装置、医療用の診断装置、画像形成装置等の種々の分野で利用されている。 20

【0003】

例えば、アレイ型の超音波トランスデューサ (transducer: 変換器、振動子、送受波器) では高感度、高空間分解能、高コントラスト分解能のアレイ型超音波トランスデューサの構成が提案されている。(例えば、特許文献 1 参照。)

また、送信超音波で造影剤バブル破壊時に発生する受信超音波を高感度、高選択性で受信する生体組織の医療診断に最適な超音波トランスデューサの製造方法なども提案されている。(例えば、特許文献 2 参照。) 30

また、画像形成装置に超音波を利用する例としては、インクジェットプリンタのライン記録ヘッドを超音波トランスデューサで構成し、それに音響レンズを用い、超音波によりインク柱を移動させ、その先端からインク液滴を飛翔させて画像を形成する方法が提案されている。(例えば、特許文献 3 参照。)

また、超音波リニアアレイトランスデューサの超音波を利用してマイクロカプセルトナーに内包される色材を破壊して画像形成することも提案されている。

【0004】

図 13 (a) は、そのような破壊前の発色前の色材を内包したマイクロカプセルトナーの構成例を示す図であり、同図 (b), (c) は、そのカプセルトナーが超音波照射を受けて選択的に発色する原理を説明する図である。 40

【0005】

まず、同図 (a) に示すように、カプセルトナー T は大径マイクロカプセル 1 の内にマゼンタ (M)、シアン (C)、イエロー (Y) の 3 種類の小径マイクロカプセル 2 (2M、2C、2Y) を内包しており、各小径マイクロカプセル 2M、2C、2Y には、小径カプセル壁 3 が形成されている。

【0006】

上記の大径マイクロカプセル 1 の直径は例えば $15 \mu\text{m}$ で構成され、小径マイクロカプセル 2 の直径は色毎に異なり例えば $1 \sim 4 \mu\text{m}$ である。そして 1 個の大径マイクロカプセル 1 内に小径マイクロカプセル 2M、2C、及び 2Y が、色毎の色素量が同一になるように、それぞれ複数個程収容されている。 50

【 0 0 0 7 】

上記のように小径マイクロカプセル 2 つまり小径カプセル壁 3 の直径が色毎に異なるのは、色毎に共振周波数を異ならせるためである。これらの小径マイクロカプセル 2 M、2 C、及び 2 Y は、大径マイクロカプセル 1 内に封入され、顕色剤 4 が混入されたジェル状の保持層 5 中にランダムに分散している。尚、同図に示す小径マイクロカプセル 2' は発色した小径マイクロカプセルを示している。

【 0 0 0 8 】

同図(b),(c) は、画像形成装置本体の発色部においてカプセルトナー T が超音波照射を受けている状態を示す図である。上記のように、カプセルトナー T は大径カプセル 1 内にマゼンタ (M)、シアン (C)、イエロー (Y) の 3 種類の小径マイクロカプセル 2 M、2 C、2 Y が内包されており、共振周波数の超音波を受けた小径マイクロカプセルの小径カプセル壁 3 が破壊され、内部の発色剤 4 が顕色剤 5 と混合して反応し、発色する。

10

【 0 0 0 9 】

例えば、同図(b) は、不図示の超音波リニアアレイトランスデューサから単一の共振周波数の超音波 S がカプセルトナー T に照射されている状態を示している。この場合は、この共振周波数で振動する小径マイクロカプセルのみが破壊されて発色する。また、同図(c) は超音波リニアアレイトランスデューサから 2 つの共振周波数の超音波 S 1、S 2 がカプセルトナー T に照射される状態を示している。この場合は、これらの共振周波数 S 1、又は S 2 で振動する小径カプセルが破壊されてそれぞれ発色する。

【 0 0 1 0 】

例えば、小径マイクロカプセル 2 M の小径カプセル壁 3 のみが破壊されると、マゼンタ (M) 色が発色する。また、小径マイクロカプセル 2 C の小径カプセル壁 3 のみが破壊されるとシアン (C) 色が発色する。また、小径マイクロカプセル 2 M の小径カプセル壁 3 と小径マイクロカプセル 2 C の小径カプセル壁 3 が破壊されると、赤色が発色し、小径マイクロカプセル 2 C の小径カプセル壁 3 と小径マイクロカプセル 2 Y の小径カプセル壁 3 が破壊されると、青色が発色する。

20

【 0 0 1 1 】

図 1 4 は、上記の小径マイクロカプセル 2 の小径カプセル壁 3 を破壊する超音波を発振する超音波リニアアレイトランスデューサの外観斜視図である。同図に示す超音波リニアアレイトランスデューサ 6 は、その長手方向に超音波素子が形成されている。

30

【 0 0 1 2 】

図 1 5 は、上記の超音波リニアアレイトランスデューサ 6 の構成を具体的に説明する図であり、同図(a) は、超音波リニアアレイトランスデューサ 6 の上面図、同図(b) はその個別印加電極の上面図、同図(c) は同図(b) の A - A' 矢視断面図、同図(d) は同図(c) の B - B' 矢視断面図である。

【 0 0 1 3 】

この超音波リニアアレイトランスデューサ 6 は、同図(c),(d) に示すように、担持体 7 内に 5 層の部材を積層して構成される。最下層 (第 5 層) には共通電極 8 - 5 (アース) が配設され、第 4 層には圧電素子である超音波素子 8 - 4 が配設され、第 3 層には主走査方向に短冊状に並んだ個別印加電極 8 - 3 が配設され、第 2 層には超音波素子 8 - 4 と超音波伝搬媒体との音響インピーダンスの差を軽減する為の音響インピーダンス整合層 8 - 2 が配設され、更に第 1 層には音響レンズ 8 - 1 が配設されている。

40

【 0 0 1 4 】

超音波素子 8 - 4 には、個別印加電極 8 - 3 と共通電極 (アース) 8 - 5 が接続され、個々の個別印加電極 8 - 3 からは個別配線 8 - 3 - 1 が外部に引き出されている。これらの電極から、前述の所望の小径カプセル壁 3 を破壊する超音波を発振するための超音波出力信号が供給される。超音波素子 8 - 4 は上記信号が印加されると歪みを生じ、所定の周波数で超音波振動が励起される。

【 0 0 1 5 】

超音波素子 8 - 4 で励起された超音波振動は音響インピーダンス整合層 8 - 2 を通して

50

音響レンズ 8 - 1 で屈折され、指定位置（指定距離）に集束する。尚、音響インピーダンス整合層 8 - 2 は上記のように、超音波素子 8 - 4 と超音波伝搬媒体との音響インピーダンスの差を軽減する機能を有している。

【 0 0 1 6 】

一般に、マイクロカプセルトナー T が配置されている指定位置に画素サイズの超音波ビームを集束させるためには超音波素子 8 - 4 を微細なサイズに加工することが困難であることと前述の小径カプセル壁 3 を破壊するために必要な超音波の音圧を 1 個の超音波素子 8 - 4 で得ることが困難であることから、主走査方向及び副走査方向に複数からなる超音波素子 8 - 4 の超音波ビームを集束させることによって指定位置に画素サイズの超音波ビームを集束させるようにする。

10

【 0 0 1 7 】

図 1 6 は主走査方向（X 方向）に配設された超音波素子 8 - 4 と、超音波素子 8 - 4 から出力される超音波の集束位置の関係を示す図である。尚、同図においては説明上、超音波素子 8 - 4 には紙面の左側から素子番号 1、2、3、・・・が付与されている。また、同図に示す集束位置には、画素番号（例えば、1 ~ 7 1 6 8）が付与されている。尚、上記集束位置は、例えば電子写真式の画像形成装置の感光体ドラム又は中間転写体上にカプセルトナー T が静電付着して搬送される途中で超音波リニアアレイトランスデューサ 6 と対峙する位置である。

【 0 0 1 8 】

図 1 7 は、上記超音波素子 8 - 4 の配設構成の一部を拡大して示す図であり、例えば超音波素子「1」~「6」までを拡大して示している。互いに隣り合う超音波素子 8 - 4 は間隔 d を有して配設されており、同時に m 個の超音波素子 8 - 4 が時間遅延しながら駆動される。

20

【 0 0 1 9 】

例えば、同図に示す A 点について考えると、同時に m 個（例えば 5 個）の超音波素子 8 - 4 を時間遅延させて 5 個の超音波素子 8 - 4 の中心（A 点）に強力な超音波をあてる。例えば、「1」の超音波素子 8 - 4 と A 点の距離、「2」の超音波素子 8 - 4 と A 点の距離、「3」の超音波素子 8 - 4 と A 点の距離は少しずつ異なり、この距離差と超音波の伝搬速度から各超音波素子 8 - 4 の出力タイミングをずらし、所定のタイミングで超音波出力を行う。このように制御することにより、同時に A 点に強力な超音波を照射することができる。

30

【 0 0 2 0 】

また、上記 A 点に限らず、超音波素子 8 - 4 からの超音波出力のタイミングを調整することによって、超音波素子 8 - 4 の配設ピッチより狭い位置（例えば、1/2 d の位置、B 点）に複数の超音波素子 8 - 4 から出力された超音波ビームを集束させることもできる。したがって、例えば 1 画素間隔で（ピッチ d で）超音波ビームの集束位置を主走査方向にずらして制御することによって、1 画素間隔で前述のカプセルトナー T に対して強力な超音波ビームを集束することができ、小径カプセル壁 3 を破壊して所望の色の発色を 1 画素間隔で行うことができる。

【 0 0 2 1 】

40

また、副走査方向については、上記音響レンズ 8 - 1 の屈折を利用して超音波ビームの集束サイズを小さくすることができる。したがって、副走査方向に集束画素サイズを小さく構成することによって、より解像度の高い画像を形成することが可能となる。例えば、画素サイズを 1/4 とすることによって超音波ビームを 1 画素に対して 4 回供給することができ、4 階調の色制御が可能となる。

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 3 1 0 6 0 8 号公報（[要約]、[0 0 3 1] ~ [0 0 4 0]、図 1 ~ 図 5）

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 3 2 5 5 2 6 号公報（[要約]、[0 0 0 6]、[0 0 3 1] ~ [0 0 3 6]、図 1 ~ 図 4）

【特許文献 3】特開 2 0 0 2 - 0 2 9 0 5 2 号公報（[要約]、図 1、図 9）

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0022】

ところで、一般に、超音波リニアアレイトランスデューサにより照射される超音波ビームは、超音波素子の配列方向（ x 方向）の超音波集束に関しては前述したように超音波照射の遅延制御により絞り込みができる。そして、超音波素子の長手方向（ Y 方向）には音響レンズにより絞り込んで集束させている。

【0023】

上述した特許文献1～4に示される超音波トランスデューサは、いずれも超音波素子の配列方向と交差である上記の素子長手方向（ Y 方向）に超音波を集束させるために、 Y 方向に例えば凹形状や凸形状となる音響レンズを使用している。 10

【0024】

このような方式は、医療用のエコー装置等で多く利用されているものであるが、医療用のエコー装置では超音波でも比較的低い周波数が用いられているため、集束ビームはある程度の大きさの広がりを持っており、したがって解像度の向上には限界がある。

【0025】

解像度を上げるためには、超音波をさらに高周波化しなければならない。そして高周波化すると、さらに指向性が高くなる。ここで遅延制御を利用した x 方向の微細な集束ビームを得るためには、広い範囲（広い角度）に配置されている各超音波素子からの超音波を集めることが必要になる。 20

【0026】

このことは高周波化により指向性が高くなることと相反することであり、これを実現させるためには、指向性を広くするため超音波素子の幅をさらに小さく（狭く）しなければならない。

【0027】

ところが超音波素子の幅を小さくすると、発生できる超音波エネルギーが減少するという不具合だけでなく、加工も難しくなり、また配線本数も増えてしまうから、回路規模が増大してコストアップを招くことになってしまう。

【0028】

本発明の課題は、上記従来の実情に鑑み、各超音波素子がエネルギーの高い大きな音圧を発生でき、広角度の超音波を発生させることができ、形状の加工が容易であり、全体として少ない超音波素子数で X 、 Y 方向ともに解像度の高い集束超音波を得ることができる超音波リニアアレイトランスデューサを提供することである。 30

【課題を解決するための手段】

【0029】

まず、第1の発明の超音波リニアアレイトランスデューサは、長尺の支持体の長手方向に沿って該支持体上に複数の超音波圧電素子が並設されて成る超音波リニアアレイトランスデューサであって、上記支持体の短手方向となる各上記超音波圧電素子の長手方向の形状は凹状に形成され、上記支持体の長手方向となる各上記超音波圧電素子の短手方向の形状は凸状に形成されて成るように構成される。 40

【0030】

この場合、各上記超音波圧電素子は、例えば上記凹状に形成された長手方向の形状により、上記支持体の短手方向に沿った空間の所望の位置に超音波を集束させ、上記凸状に形成された短手方向の形状により、上記支持体の長手方向に沿った空間の所望の位置に超音波を拡散させるように構成される。

【0031】

また、複数の上記超音波圧電素子は、例えば上記支持体上において共通アース電極と複数の個別配線電極によって挟持された一枚の圧電性高分子フィルムにおける上記個別配線電極による挟持部分により形成される。また、上記支持体は、例えば上記圧電性高分子フィルムを吸着して張り付けるための多数の吸気口を形成されて構成される。 50

【 0 0 3 2 】

次に、第 2 の発明の超音波リニアアレイトランスデューサは、長尺の支持体の長手方向に沿って該支持体上に複数並設されて成る超音波圧電素子と、該超音波圧電素子から照射される超音波の照射中心方向に配置され該照射中心方向からほぼ直角方向に上記超音波を反射する超音波反射板とを備えた超音波リニアアレイトランスデューサであって、上記超音波反射板は、各上記超音波圧電素子に対応する反射面を有し、該各反射面は上記支持体の短手方向に対応する形状が凹状に形成されて上記支持体の短手方向に沿った空間の所望の位置に反射超音波を集束させると共に、上記支持体の長手方向に対応する形状が各上記超音波圧電素子に対応する反射面毎に凸状に形成されて上記支持体の長手方向に沿った空間の所望の位置に反射超音波を拡散させるように構成される。

10

【 0 0 3 3 】

この場合、例えば上記支持体と上記超音波反射板の間の上記超音波の照射進路中に配置された超音波平面反射板を更に備え、上記超音波反射板は、上記反射超音波の集束と拡散の方向を各上記超音波圧電素子からの照射中心とずれた該照射中心と平行する方向へ反射するように構成してもよい。

【 0 0 3 4 】

続いて、第 3 の発明の超音波リニアアレイトランスデューサは、長尺の支持体の長手方向に沿って該支持体上に複数並設されて成る超音波圧電素子と、該超音波圧電素子の超音波照射面上に配設された音響レンズから成る超音波リニアアレイトランスデューサであって、上記音響レンズは、上記支持体の短手方向となる自己長手方向の形状が凹状に形成され、上記支持体の長手方向となる自己短手方向の形状が凸状に形成されて成るように構成される。

20

【 0 0 3 5 】

上記第 1 ～ 第 3 の発明の超音波リニアアレイトランスデューサにおいて、例えば上記支持体の長手方向は上記超音波照射の X 方向であり、上記支持体の短手方向は上記超音波照射の Y 方向であるように構成される。また、例えば上記支持体の長手方向に沿った空間に各上記超音波圧電素子から照射されて拡散される上記超音波は、各上記超音波圧電素子に対する照射開始時間の遅延制御によって所望の位置に集束するように構成される。

【 0 0 3 6 】

最後に、第 4 の発明の超音波リニアアレイトランスデューサの駆動制御方法は、本体長手方向に沿って複数の超音波圧電素子を備えて成る超音波リニアアレイトランスデューサの駆動制御方法であって、上記超音波圧電素子の持つ共振周波数の任意の倍数の高周波超音波を発生させるように構成される。

30

【 0 0 3 7 】

この場合、例えば所望の高周波超音波が上記超音波圧電素子の持つ共振周波数の n 倍であるとき、 $n - 1$ 個おきに順次上記超音波圧電素子を半波の正弦波電圧を印加して駆動するのが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 8 】

第 1、第 2 の発明によれば、超音波圧電素子の形状又は超音波反射板の素子対応形状を Y 方向に凹、X 方向に凸に形成するので、一方では音響レンズを用いることなく照射超音波を Y 方向に集束できると共に、他方では X 方向の照射超音波の拡散範囲を周波数に拘わり無く広角度に広げることができ、これにより時間遅延駆動により X 方向の集束密度を高めて、全体として解像度の高い集束超音波を得ることができる。

40

【 0 0 3 9 】

また、幅広の大きな超音波圧電素子から解像度の高い集束ビームを得ることができるので、幅広の大きな超音波圧電素子の使用が可能となり、超音波圧電素子の加工が容易になって便利である。また同様に幅広の大きな超音波圧電素子を使用できるので並設する超音波圧電素子の数を削減することができ、したがって配線数も低減するので製作コストを低減させることができる。

50

【 0 0 4 0 】

また、上記第 1 の発明によれば、支持体上の X 方向に凸状に形成された支持部上にパターン化された個別配線電極の大きさにより超音波の発角度を調整できるので、超音波拡散角度の設計が容易となって便利である。

【 0 0 4 1 】

次に、第 3 の発明によれば、音響レンズを単に Y 方向に集束するためだけでなく各超音波圧電素子からの X 方向の照射が大きく拡散するように各超音波圧電素子ごとに対応させて形成しているので、時間遅延駆動により X 方向の集束密度を高めて、全体として解像度の高い集束超音波を得ることができると共に、幅広の大きな超音波圧電素子から解像度の高い集束ビームを得ることができるので、幅広の大きな超音波圧電素子を用いることができ、加工の容易さと配線数の少なさの面から製作コストを低減させることができる。 10

【 0 0 4 2 】

更に、第 4 の発明によれば、 $n - 1$ 個置き of 駆動で n 倍の高周波の超音波を発生させることができるので、作製し易いより低周波のトランスデューサを用いて、より高周波の超音波を発生させることができ経済的である。また、低周波のトランスデューサを用いるため、整合層も作製し易く、この面からも製作費が低減する。また、帯域が広く確保できるので設計の自由度が広がって便利である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 4 3 】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照しながら説明する。 20

(実施形態 1)

図 1 (a), (b), (c) は、第 1 の実施形態における超音波リニアアレイトランスデューサの製作過程を示す図である。同図 (a) は、超音波リニアアレイトランスデューサの基部として超音波圧電素子を支持する支持体 10 を示しており、支持体 10 の長手方向が、最終的に形成される超音波リニアアレイトランスデューサの超音波照射の X 方向となり、短手方向が、Y 方向となる。

【 0 0 4 4 】

同図 (a) に示すように、支持体 10 の個々の超音波圧電素子を支持する支持部 11 は、X 方向には凸状の曲率からなる面を成して形成され、更にその支持部 11 の長手方向中央部分が Y 方向に対して凹面を形成されている。支持体 10 は、上記のような支持部 11 が X 方向に所定のピッチで複数配置された形状を有して構成されている。 30

【 0 0 4 5 】

この支持体 10 の材質は、樹脂またはゴム系材料を使用することにより、金型での成形が可能となり安価で容易に形状を実現することが出来る。

次に、同図 (b) に示すように、支持体 10 の上面に、超音波圧電素子の個別配線電極 12 を X 方向の凸状曲率からなる面の上部に形成する。このように凸状曲率からなる面の上部に形成しているため、これら各個別配線電極 12 はそれぞれ電氣的に分離独立している。

【 0 0 4 6 】

この個別配線電極 12 は、転写印刷、タンポ印刷等により凸状曲率からなる面の上部に形成させることができ、凸状曲率からなる面の上部に形成する電極位置により所望の法線方向角度（指向角度）を得ることが可能となる。 40

【 0 0 4 7 】

続いて、この電極形成された支持体 10 の上面に、同図 (c) に示すように、圧電性高分子フィルム 13 を、X 方向凸状曲率からなる面及び Y 方向凹面の形状に沿わせて貼り付ける。図では、下地の個別配線電極 12 が上に貼られた圧電性高分子フィルム 13 を透して見えるように図示している。この圧電性高分子フィルム 13 は、例えば P V D F（フッ化ビニリデン）フィルム等で構成される。

【 0 0 4 8 】

この圧電性高分子フィルム 13 の支持体 10 への貼付には、例えば支持体 10 を型とし 50

たときに得られる形状の押し当て部材を治具として、P V D Fフィルムを支持体 1 0 に向けて押さえ込んで貼り付ける。このとき P V D Fフィルムは圧電作用を有する分極が消えない程度に加熱することにより貼付が容易となる。

【 0 0 4 9 】

この圧電性高分子フィルム 1 3 の上面には、図では定かに見えないが、共通電極又はパターン化された上面電極が予め形成されている。この上面の共通電極又はパターン化上面電極と下面の個別配線電極に挟持された部分が、超音波圧電素子 1 4 を構成する。

【 0 0 5 0 】

(実施形態 2)

上記のように P V D Fフィルムを支持体 1 0 に貼り付けるには、押し当て部材を治具として用いる方法の他に、真空成形と同様な方式を用いて貼り付けることもできる。 10

【 0 0 5 1 】

図 2 (a), (b), (c) は、圧電性高分子フィルムを真空成形と同様な方式を用いて支持体に貼り付ける方法を示す図であり、同図(a)は上面図、同図(b)は同図(a)の E - E' 断面矢視図(図 1 (c) の C - C' 断面矢視図に対応)、同図(c)は同図(a)の F - F' 断面矢視図(図 1 (c) の D - D' 断面矢視図に対応)である。

【 0 0 5 2 】

図 2 (a), (b) に示すように、本例の支持体 1 5 は、その X 方向に凸状の曲率からなる面を成して形成されている支持部 1 1 と支持部 1 1 との境界部 1 6 に吸気口 1 7 が設けられている。これにより、支持体 1 5 上に圧電性高分子フィルム 1 3 を載せ、吸気口 1 7 により吸引処理を行うことにより、フィルム材料の真空成形と同様な方式にて、同図(c)に示すように、圧電性高分子フィルム 1 3 を各支持部 1 1 の X 方向に凸状の曲率からなる面を成し且つ長手方向中央部分が Y 方向に対して凹面を成す形状に添って密着させることができる。 20

【 0 0 5 3 】

この場合、圧電性高分子フィルム 1 3 は、支持部 1 1 に設けてある個別配線電極 1 2 (図 1 参照)上で、かつ照射超音波を Y 方向に集束させるための長手方向中央部の凹面形状を成す部分のみに皺等が発生しないように貼り付ければ、本発明の構成を有する超音波リニアアレイトランスデューサが目的とする X、Y 方向の集束超音波を得ることが可能となる。言い換えれば、圧電性高分子フィルム 1 3 は、個別配線電極 1 2 以外の部分では、皺等が発生しても何ら問題とならず、したがって上記による超音波圧電素子 1 4 の製作は容易である。 30

【 0 0 5 4 】

図 3 (a) ~ (d) は、上記実施形態 1 及び実施形態 2 の構成の超音波リニアアレイトランスデューサの動作状態を示す図である。図 3 (a), (b) は、図 1 (c) の D - D' 断面矢視図又は図 2 (a) の F - F' 断面矢視図における超音波圧電素子 1 4 からの超音波 1 8 の照射状態を示しており、図 3 (c), (d) は、図 1 (c) の C - C' 断面矢視図又は図 2 (a) の E - E' 断面矢視図における超音波圧電素子 1 4 からの超音波 1 8 の照射状態を示している。

【 0 0 5 5 】

上述したように、個々の超音波圧電素子 1 4 は、その長手方向(超音波リニアアレイトランスデューサ全体の Y 方向)中央部の凹面形状を成す素子本体部分の形状により、図 3 (a), (b) に示すように、照射される超音波 1 8 は Y 方向の一点 1 9 に集束される。このように、音響レンズを用いることなく個々の超音波圧電素子 1 4 からの超音波を Y 方向の一点に(超音波リニアアレイトランスデューサ全体としては X 方向の一線上に)集束させることができる。 40

【 0 0 5 6 】

他方、個々の超音波圧電素子 1 4 の短手方向(超音波リニアアレイトランスデューサ全体の X 方向)の形状が凸状の曲率からなる面を形成していることにより、図 3 (c), (d) に示すように、照射される超音波 1 8 は X 方向に広角度に拡散する。この X 方向に広角度に拡散する超音波は、図 1 6 及び図 1 7 で説明したと同様の遅延駆動制御により、図 3 (d) 50

に示すようにX方向の目的とする一点19x(遅延制御集束点)に集束させることができる。

【0057】

このように、本例の超音波リニアアレイトランスデューサは、Y方向に凹状の曲率を有しX方向には凸状の曲率を有する特殊な形状の超音波圧電素子14を用いることにより、照射超音波が、Y方向には一点(X方向の一線)に集束し、X方向には広角度で拡散して遅延制御によって一点に集束することにより、超音波リニアアレイトランスデューサの主走査方向であるX方向の目的とする一点19xに照射超音波を効率よく集束させることができる。

【0058】

10

(実施形態3)

図4(a)~(d)は、実施形態3における超音波リニアアレイトランスデューサの構成及びその動作状態を示す図である。図4(a),(b)は、図1(c)のD-D'断面矢視図又は図2(a)のF-F'断面矢視図に相当する断面矢視図であり、本例における構成の超音波圧電素子21からの超音波18の照射状態を示しており、図4(c),(d)は、図1(c)のC-C'断面矢視図又は図2(a)のE-E'断面矢視図に相当する断面矢視図であり、本例における構成の超音波圧電素子21からの超音波18の照射状態を示している。

【0059】

本例における個々の超音波圧電素子21は、その長手方向(超音波リニアアレイトランスデューサ全体のY方向)の中央部は凹面形状を成しているが、短手方向(超音波リニアアレイトランスデューサ全体のX方向)の形状は凹状の曲率からなる面を形成している。

20

【0060】

このように、本例の超音波リニアアレイトランスデューサは、その素子本体部分の形状により、照射される超音波18は、Y方向では図4(a),(b)に示すようにY方向の一点19に集束される。

【0061】

他方、個々の超音波圧電素子14のX方向に照射される超音波18は、図4(c),(d)に示すように、X方向の形状が凹状の曲率からなる面を形成していることにより、一旦X方向の一点pに集束し、その後、広角度に拡散する。このX方向に広角度に拡散する超音波は、図16及び図17で説明したと同様の遅延駆動制御により、図4(d)に示すようにX方向の目的とする一点19xに集束させることができる。

30

【0062】

尚、本例における超音波リニアアレイトランスデューサの支持体、支持部、個別配線電極、圧電性高分子フィルム、共通電極等の構成は、支持部すなわち超音波圧電素子のX方向の形状が凸状から凹状に変わっただけで、その他の構成は実施形態1及び2の場合と同様である。

【0063】

以上、実施形態1~3で述べたように、本発明の超音波リニアアレイトランスデューサによれば、音響レンズを用いることなく照射超音波のY方向の集束を容易に行うことができ、他方、X方向の広い照射角により、広い範囲の超音波圧電素子から遅延制御による集束により、指向性の良い超音波ビームをX方向の所望の点に絞り込むことができるようになる。

40

【0064】

(実施形態4)

図5(a),(b),(c)は、実施形態4における超音波リニアアレイトランスデューサの構成及びその動作状態を示す図であり、同図(a)は正面図、同図(b)は側面図、同図(c)は透視的上面図である。

【0065】

同図(a)に示すように、本例の超音波リニアアレイトランスデューサは、超音波照射部22と、この超音波照射部22の上方に配置された反射部23とからなる。超音波照射部

50

22は、支持体24と、この支持体24上に多数形成された長方形の超音波圧電素子25から成る。各超音波圧電素子25は、図では1構成で示しているが、実際には、下部の個別配線電極、中間部の圧電性高分子フィルム、及び上部の共通電極から構成される。

【0066】

各超音波圧電素子25毎の個別配線電極は、支持体24の上面全体に真空蒸着、又はスパッタリング等の技術により導電層を全体に形成したのち、フォトリソグラフィ、エッチング、又はサンドブラスト法等の技術によって不要部分を削りだすことにより、各個別の電極として分離形成することが出来る。

【0067】

他方、反射部23は、反射板支持部26と、この反射板支持部26に支持された超音波反射板27から成る。超音波反射板27は、各超音波圧電素子25に対応するY方向に凹状でX方向には凸状の個々に独立の反射面28の集合からなる。

【0068】

同図(a),(b)に示す超音波圧電素子25から照射される超音波18は、高周波になるほど狭指向性となり平面波となって直進する。この超音波18は、超音波反射板27の反射面28で反射され、反射面28の形状が実施形態1及び2で示した超音波圧電素子14と同様な形状であることにより、反射超音波18'は、同図(a)に示すようにX方向には拡散され、Y方向には一点(X方向の一線)19に集束される。そして、X方向に拡散された反射超音波18'は、この場合も適宜の遅延制御によって同図(c)に示すように、目的とする一点19xに集束される。

【0069】

本例の超音波リニアアレイトランスデューサの構成は、平坦な超音波照射面を有する超音波圧電素子から照射された平面波を、Y方向に凹状の曲率でX方向に凸状の曲率を有する反射板により反射させ、Y方向には一点に集束し、X方向には広角度で拡散して遅延制御によって一点に集束することによって、シャープな超音波ビームを目的とする一点に集束させることが可能となる。

【0070】

また、この超音波リニアアレイトランスデューサは、超音波圧電素子25の形成が容易であり、超音波反射板27の反射面28の構成形状だけで、音響レンズの代替ができるだけでなく、周囲の設計上、超音波圧電素子25の直上に照射超音波の集束点を配置できないような場合、つまり図のように、超音波照射部22を、そのX方向への超音波18の照射方向が反射部23を介して反射される反射超音波18'の最終照射方向と照射軸の中心が直角となるように配置しなければならないような場合に有効である。

【0071】

図6は、上記実施形態4の変形例を示す図である。尚、同図には、図5(a),(b),(c)に示した構成と同一構成部分には、図5(a),(b),(c)と同一の番号を付与して示している。図6に示す構成において、図5の場合と異なるのは、超音波照射部22と反射部23との間に、中間反射板29が配置され、超音波照射部22からの超音波18が、中間反射板29による平面波の反射超音波18'、更に反射部23による拡散(X方向)と集束(Y方向)の反射超音波18''となって最終的に遅延制御によって目的とする一点19xに集束するように二重反射されていることである。

【0072】

換言すれば、超音波照射部22が、そのX方向への超音波18の照射方向が中間反射板29及び反射部23を介して照射される反射超音波18''の最終照射方向と照射軸の中心が平行するように配置されている点が構造的に図5の場合と異なる。

【0073】

(実施形態5)

図7(a),(b)は、実施形態5における超音波リニアアレイトランスデューサの構成及びその動作状態を示す図である。尚、部位的に見て図7(a)は図3(b)に相当する断面図であり、図7(b)は図3(d)に相当する断面図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

同図(a) に示すように、本例の超音波リニアアレイトランスデューサは、図5又は図6の場合と同様に支持体24の上に配した超音波圧電素子25の上に、更に音響レンズ31を配置したものである。この音響レンズ31は、その中を伝わる超音波の音速が空気又は水中を伝わる音速よりも大きくなるように構成されているだけでなく、従来の音響レンズとは形状が異なり、図7(a),(b) に示すように、各超音波圧電素子25の配設位置に対応する音響レンズ31の各部位が、Y方向には凹状の曲率でX方向には凸状の曲率で形成された超音波送出面32を備えている。

【 0 0 7 5 】

これにより、同図(a) に示すように、各超音波圧電素子25から照射された超音波18が音響レンズ31を通過した後、音響レンズ31の超音波送出面32から外部に照射されるときは、本例の場合も、Y方向には屈折集束超音波18fとなってY方向の集束点19に集束し、X方向には屈折拡散超音波18dとなって広い角度で拡散し、遅延制御によってX方向の集束点19xに集束する。

【 0 0 7 6 】

なお、本例では、音響レンズ31を伝わる超音波の音速が早く、照射される媒質(空気又は水)の中を伝わる音速が遅い場合について説明しているが、これに限ることなく、音響レンズの構成として、その中を伝わる超音波の音速が照射される媒質の音速よりも遅いように構成された音響レンズを用いることもできる。その場合は、音響レンズの超音波圧電素子の配設位置に対応する超音波送出面の形状を、Y方向には凸状の曲率でX方向には凹状の曲率を有する形状にするとよい。このようにしても上記と同様な効果が得られる。

【 0 0 7 7 】

(実施形態6)

ところで、超音波リニアアレイトランスデューサを駆動するに当たり、各超音波圧電素子には、超音波照射対象の形状や質量等で決定される共振周波数を中心周波数にして超音波を発生させている。

【 0 0 7 8 】

高周波の超音波を得るためには超音波圧電素子の共振周波数を高くする必要があり、そのためには超音波圧電素子を薄く構成しなければならない、そのように薄く加工するには困難が伴う。

【 0 0 7 9 】

また、高周波になるに従い音響インピーダンスの整合をとるための整合層の厚みも波長に対して十分小さくする必要があり、超音波リニアアレイトランスデューサ全体としての作製が難しくなる。さらに、超音波圧電素子の共振周波数を使用するため、共振周波数の帯域を広くすることが出来ない。

【 0 0 8 0 】

また、各超音波圧電素子を高周波駆動するのには、比較的強力な駆動エネルギーを必要とする。したがって、でき得れば、超音波圧電素子を可能な限りの低周波で駆動して全体として高周波を得ることができればそのほうがより好ましいといえる。

【 0 0 8 1 】

上述した実施形態1～5で述べたように、X方向については遅延制御によって集束位置を制御して小さなエネルギーの高周波を一点に集束して、一点への高周波印加エネルギーを高めることができることから、同様に超音波圧電素子の駆動を特定の方法で制御するか、超音波圧電素子を積層構造にして特定な駆動をすることによって、低周波駆動の超音波圧電素子から高周波の超音波を得ることができないかどうか実験したところ、これが可能であることが判明した。以下、これについて実施形態6として説明する。

【 0 0 8 2 】

図8(a),(b) は、参考のため超音波リニアアレイトランスデューサの従来の制御方法による動作状態を示す図であり、同図(a) はその発生する超音波を示す図、同図(b) はその超音波圧電素子への印加電圧と発生超音波の波形を示す図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 3 】

同図(a)に示すように、超音波リニアアレイトランスデューサ33の全部の超音波圧電素子34に同時に、素子の共振周波数と同じ周波数の電圧を同一の位相で印加すると、その周波数の超音波が各超音波圧電素子34から発生し、平面波の超音波35となって直進する。同図(a)の下に、この平面波35の周波数の波形36を示している。また、同図(b)の下にも同一の超音波の波形36を示し、その上に、各超音波圧電素子34に印加された交流電圧を示している。同図(b)に示すように、従来法では、印加電圧37と同一周波数、同一位相の超音波36が発生する。

【 0 0 8 4 】

図9(a)～(e)は、実施形態6における超音波リニアアレイトランスデューサの駆動方法とその発生超音波の波形を示す図である。本例においては、先ず、同図(a)に示すように超音波リニアアレイトランスデューサ33の奇数番目の各超音波圧電素子34oを半波電圧を印加して駆動する。奇数番目の各超音波圧電素子34oは、半波振動源となって同図(a)の下に示す半波で形成される周波数の超音波36oを発生し、全体として同図(a)の上に示す半波波動の平面波35oとなって直進する。

【 0 0 8 5 】

他方、これと同期して、超音波リニアアレイトランスデューサ33の偶数番目の各超音波圧電素子34eを、上記半波と半波の合間のタイミングで半波電圧を印加して駆動する。この場合も偶数番目の各超音波圧電素子34eは、半波振動源となって同図(b)の下に示す半波で形成される周波数の超音波36eを発生し、全体として同図(b)の上に示す半波波動の平面波35eとなって直進する。

【 0 0 8 6 】

同図(c)は、上記半波で形成される周波数の超音波36oと超音波36eの発生タイミングを示している。このように半波の超音波36eは、同じく半波の超音波36oの半波と半波の合間のタイミングで発生している。

【 0 0 8 7 】

同図(d)は、上記半波の超音波36oと超音波36eが、同図(a),(b)に示すように平面波35o及び35eとなって直進していく際の合成波形36oeを示している。

この合成波形36oeは、伝播していくに従い、同図(e)に示すように、限りなく図8(a),(b)に示した正弦波36の形状に近づいていく。

【 0 0 8 8 】

図9(a),(b)に示す超音波リニアアレイトランスデューサの駆動方法は、従来方法と比べると、同時に振動している超音波圧電素子34(34o、34e)の数は全体の1/2であるため音圧が下がるが、これは超音波圧電素子34に印加する電圧値を可変にすることにより必要な音圧を確保することが出来る。

【 0 0 8 9 】

図10(a),(b)は、本方式で5MHz半波振動源を奇数番目と偶数番目で間欠駆動した場合と、従来方法で10MHz正弦波振動源を全数連続駆動した場合とのシミュレーション結果を示す図であり、同図(a)は平面波のシミュレーションを示し、同図(b)は集束波のシミュレーションを示している。

【 0 0 9 0 】

同図(a)に示すように、本例の駆動方法は5MHzの制御にもかかわらず、10MHzの超音波が形成されていることが分かる。また、同図(b)に示すように、集束波の場合は伝搬が進むに従い、従来方法で発生させた超音波と同等の波形となっている。ただし、本例の場合、駆動電圧の振幅は大きくしている。

【 0 0 9 1 】

図11(a)～(e)は、実施形態6における超音波リニアアレイトランスデューサの駆動方法の変形例とその発生超音波の波形を示す図である。同図(a)は、超音波リニアアレイトランスデューサの「1+3n」番目(n=0、1、2、・・・)の振動子(超音波圧電素子34(34o、34e))への印加電圧波形を示し、同図(b)は、「2+3n」番目

10

20

30

40

50

の振動子への印加電圧波形を示し、同図(c)は、「 $3 + 3n$ 」番目の振動子への印加電圧波形を示している。

【0092】

そして、同図(d)は、上記の電圧印加方法によって各振動子から発生した超音波の合成波形を示しており、同図(e)はその超音波の伝播に従って上記の合成波形が正弦波形に近づいた状態を示している。

【0093】

このように、振動子を2個おきに制御すれば3倍の周波数を発生できる。同様に、振動子の制御の間隔を変えれば、印加電圧波形の周波数の任意の倍数の周波数の超音波を発生させることができる。

10

【0094】

また、このように半波駆動による低周波で高周波を作り出す方法は、図5～図7に示したように支持体24上の長手方向に並設された超音波圧電素子34に対して、本例のように一定間隔毎の超音波圧電素子34を間欠駆動することによって達成できるが、他の方法によっても実現することができる。

【0095】

(実施形態7)

図12は、実施形態7における超音波振動素子の半波駆動による低周波で高周波を作り出す方法を示す図である。

【0096】

20

同図に示すように支持体38上に形成されている超音波振動素子40は、駆動源41からスイッチ42を介して間欠的に半波電圧を印加される端子a、b、cのうちの最上部の端子aに接続された電極を間に挟んで上下をアース43に接続された共通電極に接続された超音波圧電素子34-1uと34-1d、同じく端子a、b、cのうちの中間の端子bに接続された電極を間に挟んで上下をアース43に接続された共通電極に接続された超音波圧電素子34-2uと34-2d、同じく端子a、b、cのうちの最下部の端子cに接続された電極を間に挟んで上下をアース43に接続された共通電極に接続された超音波圧電素子34-3uと34-3dとで構成される。

【0097】

上記の超音波圧電素子34-1uと34-1dは、その振動性向が印加電圧に対してそれぞれ逆向きになっており、図では印加電圧の電界が逆向きとなるため結果として印加電圧に対して同一方向に振動する。超音波圧電素子34-2uと34-2d、34-3uと34-3dの場合も同様である。

30

【0098】

上記の構成において、駆動源41からは、スイッチ42を切り替えながら駆動電圧を1波ずつ順次超音波圧電素子34-1uと34-1d、34-2uと34-2d、34-3uと34-3dのように繰り返し印加していく。

【0099】

これにより振動する超音波圧電素子(振動子)は電圧が印加されている振動子だけであるが、積層されているため、その振動は表面まで伝播し、周辺の媒質を振動させ、超音波36が発生する。

40

【0100】

各振動子に周期Tで電圧を印加すると、同図の例では全体としては周期 $T/3$ の電圧が印加されているのと同じになり、各振動子は周波数fで振動していても、全体としては周波数3fで振動していることになる。

【0101】

このように、個々の振動子の発生する超音波の周波数が低くても、積層する振動子の数に応じて、発生する超音波の周波数を高くすることが出来る。

なお、超音波振動素子40として積層する振動子の数は、図のように3組と限るものではなく、何組でも任意に増減して構成してよい。また、この超音波振動素子40を、支持

50

体の長手方向に並べて配置すれば超音波リニアアレイトランスデューサを構成できることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【0102】

【図1】(a),(b),(c)は第1の実施形態における超音波リニアアレイトランスデューサの製作過程を示す図である。

【図2】(a),(b),(c)は超音波リニアアレイトランスデューサの圧電性高分子フィルムを真空成形と同様な方式を用いて支持体に貼り付ける方法を示す図である。

【図3】(a)～(d)は実施形態1及び2の構成の超音波リニアアレイトランスデューサの動作状態を示す図である。

10

【図4】(a)～(d)は実施形態3における超音波リニアアレイトランスデューサの構成及びその動作状態を示す図である。

【図5】(a),(b),(c)は実施形態4における超音波リニアアレイトランスデューサの構成及びその動作状態を示す図である。

【図6】実施形態4の変形例を示す図である。

【図7】(a),(b)は実施形態5における超音波リニアアレイトランスデューサの構成及びその動作状態を示す図である。

【図8】(a),(b)は参考のため超音波リニアアレイトランスデューサの従来の制御方法による動作状態を示す図である。

【図9】(a)～(e)は実施形態6における超音波リニアアレイトランスデューサの駆動方法とその発生超音波の波形を示す図である。

20

【図10】(a),(b)は実施形態6の方式で5MHz半波振動源を奇数番目と偶数番目で間欠駆動した場合と従来方法で10MHz正弦波振動源を全数連続駆動した場合とのシミュレーション結果を示す図である。

【図11】(a)～(e)は実施形態6における超音波リニアアレイトランスデューサの駆動方法の変形例とその発生超音波の波形を示す図である。

【図12】実施形態7における超音波振動素子の半波駆動による低周波で高周波を作り出す方法を示す図である。

【図13】(a)は破壊前の発色前の色材を内包したマイクロカプセルトナーの構成例を示す図、(b),(c)はそのカプセルトナーが超音波照射を受けて選択的に発色する原理を説明する図である。

30

【図14】従来の小径マイクロカプセルの小径カプセル壁を破壊する超音波を発振する超音波リニアアレイトランスデューサの外観斜視図である。

【図15】従来の超音波リニアアレイトランスデューサの構成を具体的に説明する図、(a)はその上面図、(b)はその個別印加電極の上面図、(c)は(b)のA-A'矢視断面図、(d)は(c)のB-B'矢視断面図である。

【図16】超音波リニアアレイトランスデューサにおいて主走査方向(X方向)に配設された超音波素子と超音波素子から出力される超音波の集束位置の関係を示す図である。

【図17】超音波リニアアレイトランスデューサにおける超音波素子の配設構成の一部を拡大して示す図である。

40

【符号の説明】

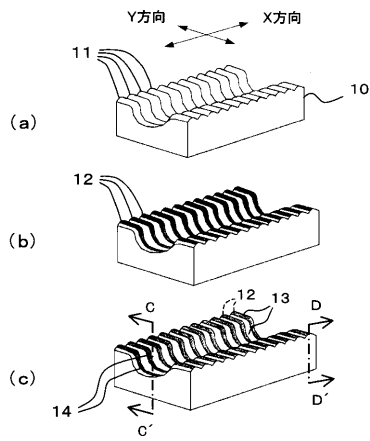
【0103】

- T カプセルトナー
- 1 大径マイクロカプセル
- 2 (2M、2C、2Y) 小径マイクロカプセル
- 2' 発色小径マイクロカプセル
- 3 小径カプセル壁
- 4 顕色剤
- 5 保持層
- S、S1、S2 超音波

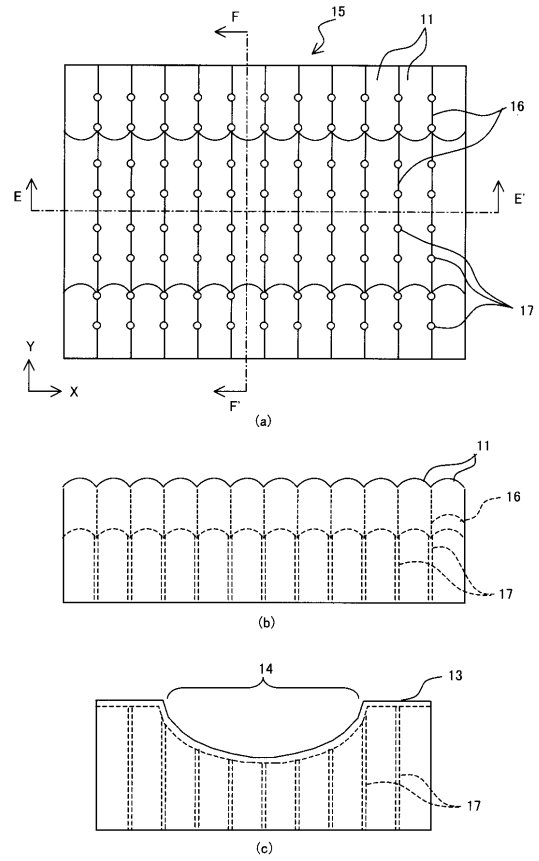
50

6	超音波リニアアレイトランスデューサ	
7	担持体	
8 - 1	音響レンズ	
8 - 2	音響インピーダンス整合層	
8 - 3	個別印加電極	
8 - 4	超音波素子	
8 - 5	共通電極	
10	支持体	
11	支持部	
12	個別配線電極	10
13	圧電性高分子フィルム	
14	超音波圧電素子	
15	支持体	
16	境界部	
17	吸気口	
18	超音波	
18'	反射超音波	
18f	屈折集束超音波	
18d	屈折拡散超音波	
19	Y方向の集束点(X方向の集束線)	20
19x	遅延制御集束点	
21	超音波圧電素子	
22	超音波照射部	
23	反射部	
24	支持体	
25	超音波圧電素子	
26	反射鏡支持部	
27	超音波反射板	
28	反射面	
29	中間反射板	30
31	音響レンズ	
32	超音波送出面	
33	超音波リニアアレイトランスデューサ	
34	超音波圧電素子	
34o	奇数番目の超音波圧電素子	
34e	偶数番目の各超音波圧電素子	
34-1u、34-1d、34-2u、34-2d、34-3u、34-3d	超音波圧電素子	
35	平面波超音波	
36	超音波波形	40
37	印加電圧	
38	支持体	
40	超音波振動素子	
41	駆動源	
42	スイッチ	

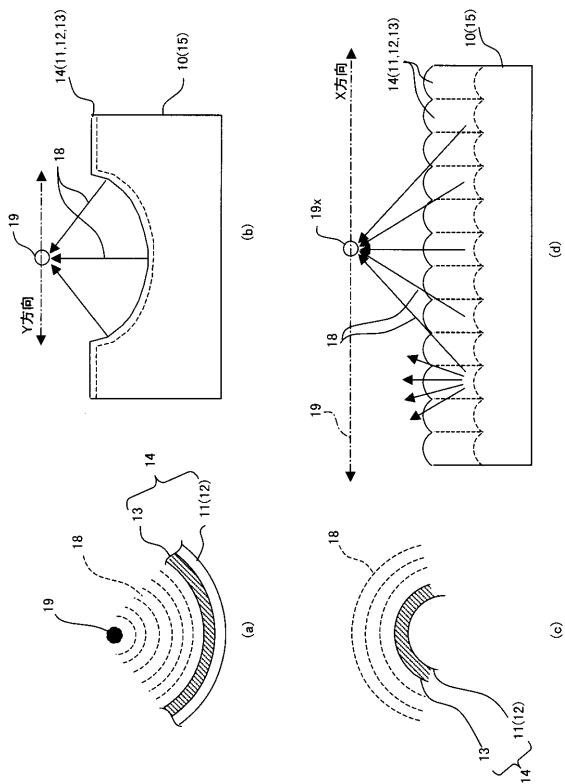
【図 1】



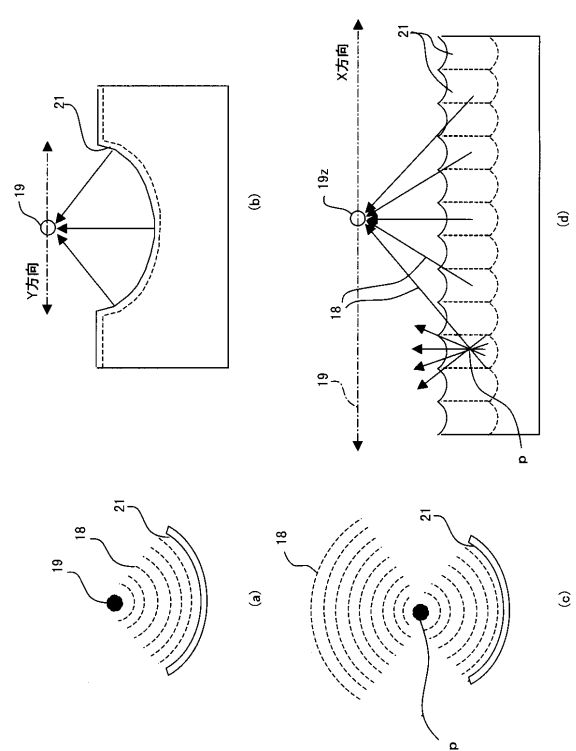
【図 2】



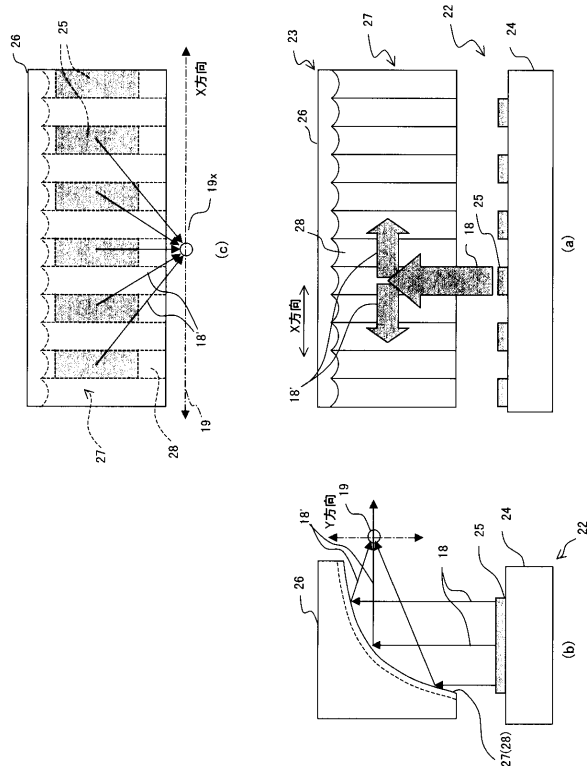
【図 3】



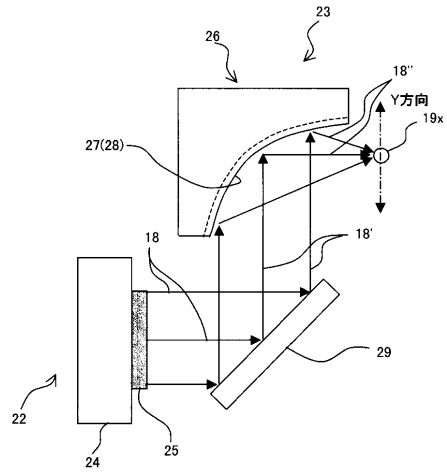
【図 4】



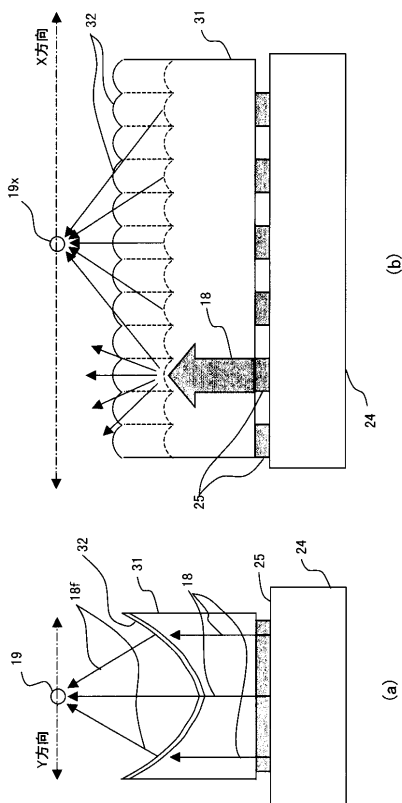
【図 5】



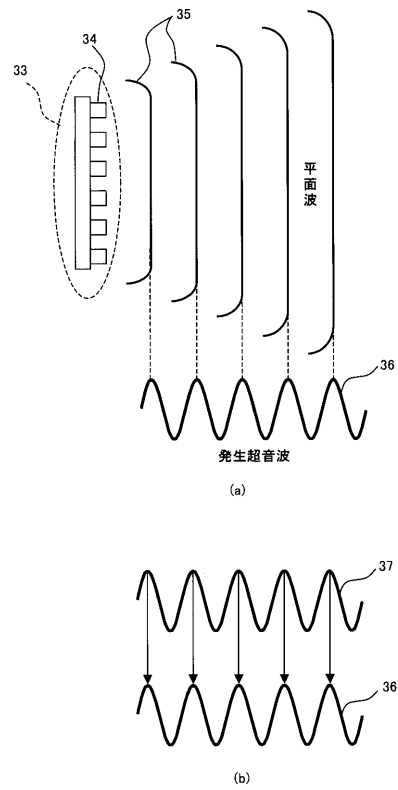
【図 6】



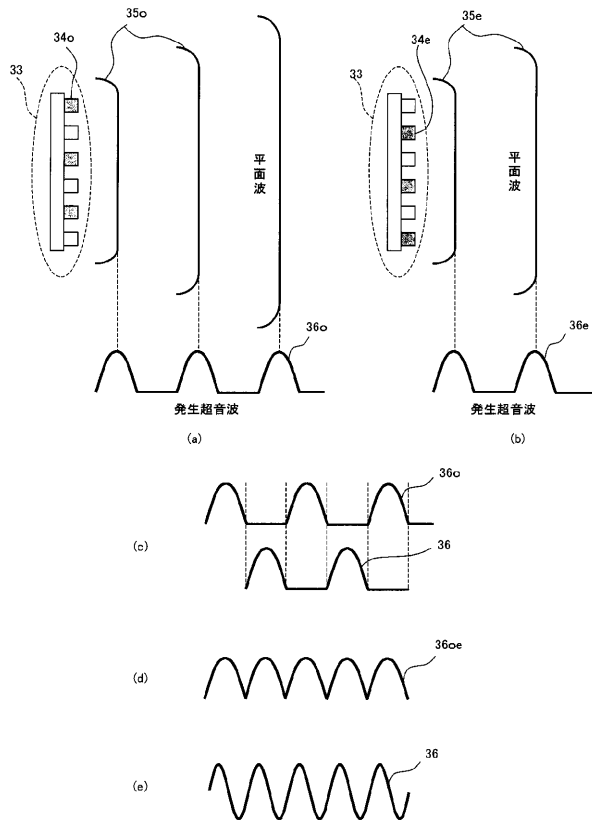
【図 7】



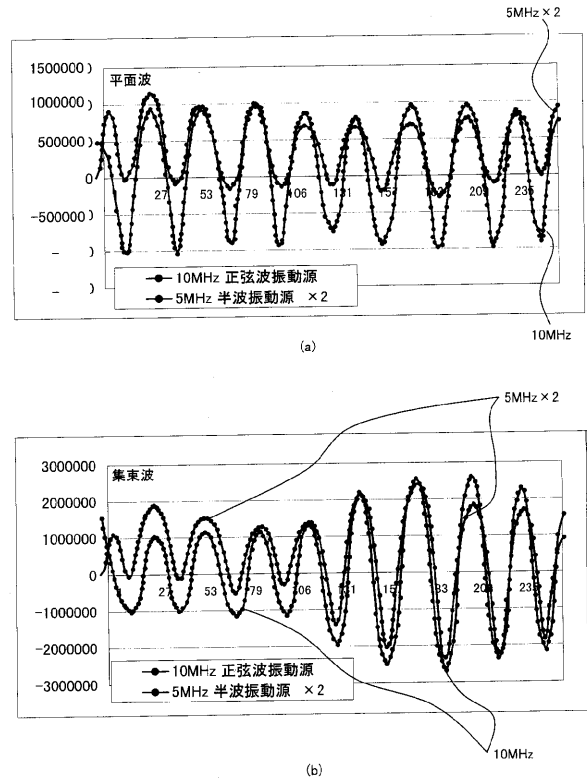
【図 8】



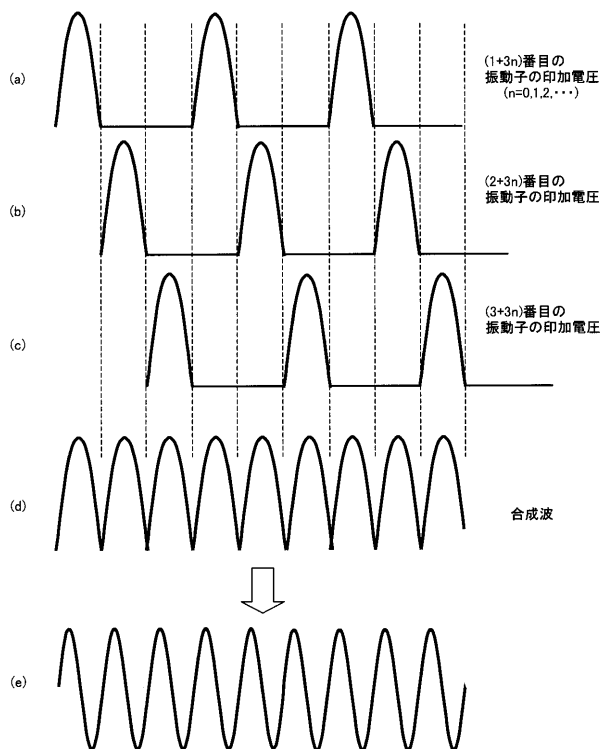
【図 9】



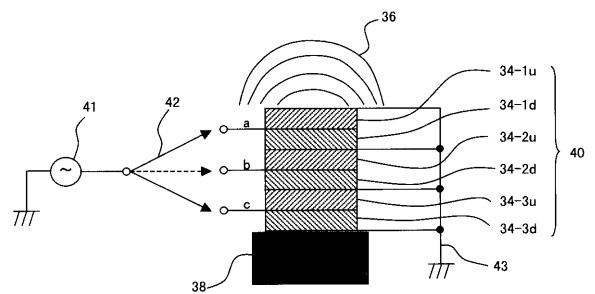
【図 10】



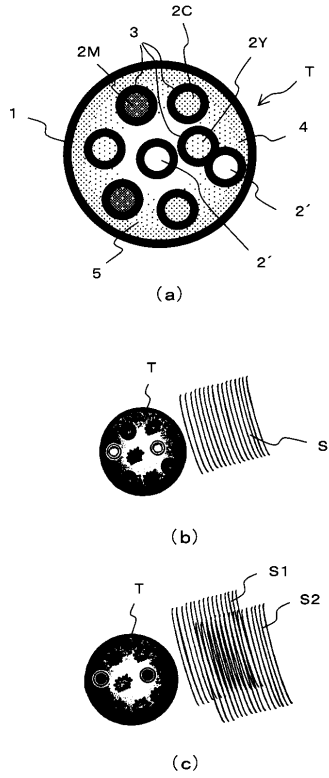
【図 11】



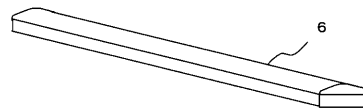
【図 12】



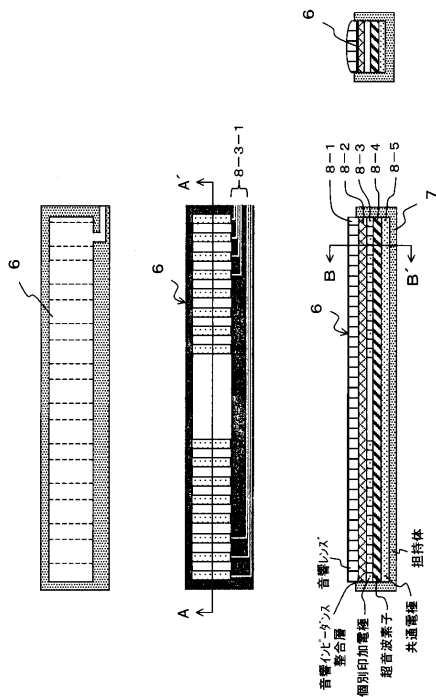
【図 13】



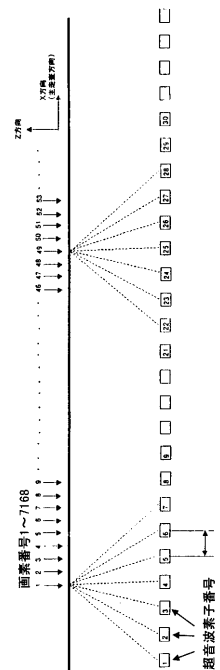
【図 14】



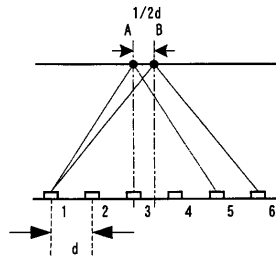
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 松岡 吉幸

東京都東大和市桜が丘2丁目229番地 カシオ計算機株式会社東京事業所内

(72)発明者 小林 賢次

東京都東大和市桜が丘2丁目229番地 カシオ計算機株式会社東京事業所内

Fターム(参考) 2G047 BC03 BC07 BC13 DB02 EA01 EA14 EA16 GB02 GB15 GB17

GB21 GB24 GB32 GB36

4C601 BB02 BB06 BB21 EE01 EE03 GB04 GB17 GB34 GB35 GB45

HH06 HH29

5D019 AA02 BB04 BB17 FF04

5J083 AB17 AC18 AC28 BC01 CA01 CA12 CA18 CA24 CA50 CB04

CB06 CB18

【要約の続き】

专利名称(译)	超声波线阵换能器		
公开(公告)号	JP2005203976A	公开(公告)日	2005-07-28
申请号	JP2004007114	申请日	2004-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	カシオ电子工业 卡西欧计算机株式会社		
申请(专利权)人(译)	カシオ电子工业株式会社 卡西欧计算机有限公司		
[标]发明人	海老沢 功 上杉 義典 松岡 吉幸 小林 賢次		
发明人	海老沢 功 上杉 義典 松岡 吉幸 小林 賢次		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 G01S7/521 H04R1/32 H04R17/00		
FI分类号	H04R1/32.330 A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.332.B G01S7/52.A A61B8/14 G01S7/521.A		
F-TERM分类号	2G047/BC03 2G047/BC07 2G047/BC13 2G047/DB02 2G047/EA01 2G047/EA14 2G047/EA16 2G047/GB02 2G047/GB15 2G047/GB17 2G047/GB21 2G047/GB24 2G047/GB32 2G047/GB36 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB17 4C601/GB34 4C601/GB35 4C601/GB45 4C601/HH06 4C601/HH29 5D019/AA02 5D019/BB04 5D019/BB17 5D019/FF04 5J083/AB17 5J083/AC18 5J083/AC28 5J083/BC01 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/CA18 5J083/CA24 5J083/CA50 5J083/CB04 5J083/CB06 5J083/CB18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波线性阵列换能器，其可用于非破坏性检查装置，医疗诊断装置和图像形成装置中，并且能够获得良好的超声波聚焦。 解决方案：支撑件10具有这样的形状，其中用于支撑单个超声压电元件的多个支撑部11在X方向上以预定间距排列。 支撑部11被形成为具有在X方向上具有凸曲率的表面，并且支撑部11的在纵向上的中央部被形成为具有相对于Y方向具有凹曲率的表面。 形成布线电极12，在其上布置压电聚合物膜13，并且公共电极覆盖布线电极12。 从各个超声压电元件14发出的超声波一方面通过Y方向上的凹面聚焦在Y方向上的一个点（X方向上的一条线），另一方面通过X方向上的凸面聚焦。 通过延迟驱动控制，光在X方向上以广角漫射并聚焦在X方向上的目标点。 [选型图] 图1

