

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5002402号
(P5002402)

(45) 発行日 平成24年8月15日 (2012. 8. 15)

(24) 登録日 平成24年5月25日 (2012. 5. 25)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 8/00 (2006. 01)	A 6 1 B 8/00
H 0 4 R 1/00 (2006. 01)	H 0 4 R 1/00

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-260320 (P2007-260320)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年10月3日 (2007. 10. 3)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-89738 (P2009-89738A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年4月30日 (2009. 4. 30)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年9月24日 (2010. 9. 24)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(73) 特許権者	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(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】 超音波探触子及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも第1の方向に結合される複数のモジュールを有する超音波探触子において、
前記複数のモジュールの各々は、
前記第1の方向に関して第1の幅を有する複数の第1圧電振動子と、
前記第1の方向に関して第1の幅よりも狭い第2の幅を有する少なくとも1つの第2圧電振動子と、を有し、
前記複数のモジュールは、前記第2圧電振動子において隣の前記モジュールと結合されることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記第1の方向に関して結合される2つの前記第2圧電振動子の中心間の距離は、前記第1の方向に関して隣り合う2つの前記第1圧電振動子の中心間の距離と略等しいことを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記複数の第1圧電振動子は、前記第1の方向だけでなく前記第1の方向と異なる第2の方向に沿って配列されることを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記複数のモジュールは、前記第1の方向だけでなく前記第2の方向に沿って結合されることを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 5】

10

20

前記第 1 圧電振動子は、溝が形成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 6】

第 1 の方向に関して第 1 の幅を有し前記第 1 の方向及び前記第 1 の方向と異なる第 2 の方向に複数配列される複数の第 1 圧電振動子を有し、それぞれが第 1 の方向に沿って配列される少なくとも 2 つの第 1 振動子群と、

前記少なくとも 2 つの第 1 振動子群がなす少なくとも 1 つの間に配置され、前記第 1 の方向に関して前記第 1 の幅より狭い第 2 の幅を有し、前記第 1 の方向に 2 列及び前記第 2 の方向に複数配列される複数の第 2 圧電振動子を有する少なくとも 1 つの第 2 振動子群と、

を具備することを特徴とする超音波探触子。

【請求項 7】

少なくとも第 1 の方向に結合される複数のモジュールを有する超音波探触子を具備し、前記複数のモジュールの各々は、

前記第 1 の方向に関して第 1 の幅を有する複数の第 1 圧電振動子と、

前記第 1 の方向に関して第 1 の幅よりも狭い第 2 の幅を有する少なくとも 1 つの第 2 圧電振動子と、を有し、

前記複数のモジュールは、前記第 2 圧電振動子において隣のモジュールと結合されることを特徴と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、複数のモジュールを有する超音波探触子及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

複数の圧電振動子を有する超音波探触子がある。超音波探触子の応用例として、少なくとも 1 方向に 2 個以上のモジュールを結合してなる超音波探触子がある（例えば、特許文献 1 参照）。

【0003】

図 7 に、結合された複数のモジュール 90 からなる超音波探触子の横断面図を示す。図 7 に示す超音波探触子 100 は、2 つのモジュール 90 を有する。モジュール 90 は背面材 91 を有している。背面材 91 の上部は、厚さ W90（典型的には 50 μm ）を有するフレキシブル PC 板 93 を介して複数の圧電振動子 95 が設けられている。モジュール 90 は、第 1 の方向に沿って 12 個の圧電振動子 95 を有している。典型的には、圧電振動子 95 の第 1 の方向に沿う幅 W91 は、250 μm である。また、ダイシングによる圧電振動子 95 間の溝の幅 W93 は、典型的には 50 μm である。従ってモジュール 90 内部において隣り合う 2 つの圧電振動子 95 b の中心間の距離 p90 は、300 μm である。

【0004】

モジュール 90 は、シリコン接着等で第 1 の方向に結合され、その接着層 96 の厚み W96 は、典型的には 50 μm である。モジュール 90 を結合させるため、又結合される面と面との間をフレキシブル PC 板 93 が貫通するため、結合される 2 つの圧電振動子 95 a の中心間の距離 p91 は、400 μm となる。すなわち、距離 p91 は、距離 p90 に比べて広い。その結果、サイドローブが上昇してしまう。

【0005】

このような構成のモジュールにおいて、圧電振動子に対して、不要振動を抑えるためのサブダイシングが行なわれる場合がある。ここで、サブダイシングにより分割され幅 W97 を有する圧電振動子 95 b の一部分を圧電振動子片 95 c と称することにする。サブダイシングによって生じる溝の幅 W98 は典型的には、50 μm である。従って、圧電振動子片 95 c の幅 W97 は 100 μm となり、モジュール 90 内部における圧電振動子 95 c の実効幅 W99（ $2 \times W97$ ）は 200 μm である。

【0006】

図7に示すように、サブダイシングが行なわれる場合においても、機械的強度を確保するため、モジュール90端部における圧電振動子95aのみサブダイスは行われない。しかし、この場合、圧電振動子95aの幅W91が圧電振動子95bの実行幅W99よりも50 μ mだけ広くなる。従って、圧電振動子91aと圧電振動子95bとに同一の駆動電圧を印加すると、圧電振動子91aから発生される超音波の強度は、圧電振動子91bから発生される超音波の強度よりも約2dB高くなる。その結果、音圧分布が逆ウェイツィングとなり、サイドローブが更に上昇する。

【特許文献1】特開2004-41730A公報

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、複数のモジュールからなる超音波探触子及び超音波診断装置において、サイドローブ上昇の低減を可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために本発明の超音波探触子は、ある局面において、少なくとも第1の方向に結合される複数のモジュールを有し、前記複数のモジュールの各々は、前記第1の方向に関して第1の幅を有する複数の第1圧電振動子と、前記第1の方向に関して第1の幅よりも狭い第2の幅を有する少なくとも1つの第2圧電振動子と、を有し、前記複数のモジュールは、前記第2圧電振動子において隣のモジュールと結合されることを特徴とする。

20

【0009】

本発明の超音波診断装置は、ある局面において、少なくとも第1の方向に結合される複数のモジュールを有する超音波探触子を具備し、前記複数のモジュールの各々は、前記第1の方向に関して第1の幅を有する複数の第1圧電振動子と、前記第1の方向に関して第1の幅よりも狭い第2の幅を有する少なくとも1つの第2圧電振動子と、を有し、前記複数のモジュールは、前記第2圧電振動子において隣のモジュールと結合されることを特徴とする。

【発明の効果】

30

【0010】

本発明によれば、複数のモジュールからなる超音波探触子及び超音波診断装置において、サイドローブ上昇の低減が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。図1は、本実施形態における超音波探触子及び超音波診断装置の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波探触子5と超音波診断装置本体10とから構成される。

【0012】

超音波探触子5は、超音波診断装置本体10に接続されている。

40

【0013】

超音波診断装置本体10は、超音波送信部11、超音波受信部12、Bモード処理部13、ドプラ処理部14、スキャンコンバータ15、画像合成部16、モニター17、記憶部18、制御部19及び入力部20を備える。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0014】

超音波送信部11は、図示しないレートパルス発生回路、遅延回路及び駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、レートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束させ且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに

50

与える。駆動パルス発生回路は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで超音波駆動パルスを発生する。駆動パルスを受けた超音波振動子ユニット 31 の複数の圧電振動子は、超音波を発生する。

【0015】

超音波受信部 12 は、図示しないアンプ回路、A/D変換器及び加算器等を有している。アンプ回路は、被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号を標本化及び量子化することにより、アナログ信号からデジタル信号に変換する。遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号を、ビーム状に集束させ且つ受信指向性を順次変更するのに必要な遅延時間を各エコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。加算処理されたエコー信号は、Bモード処理部 13 やドプラ処理部 14 に供給される。

10

【0016】

Bモード処理部 13 は、超音波受信部 12 からのエコー信号の供給を受け、エコー信号を対数増幅し、対数増幅されたエコー信号を絡線検波処理し、エコー信号の信号強度が輝度で表現された輝度データを生成する。Bモード処理部 13 は、この輝度データをスキャンコンバータ 15 に供給する。供給された輝度データは、Bモード画像としてモニター 18 に表示される。

【0017】

ドプラ処理部 14 は、超音波受信部 12 からのエコー信号の供給を受け、エコー信号を周波数解析することによって、ドプラ効果による血流等のドプラ信号を算出する。ドプラ処理部 14 は、血流等のドプラ信号に基づいて、血流等の平均速度、速度の分散、ドプラ信号のパワー等に代表される血流情報等のデータを多数の点で算出する。ドプラ処理部 24 は、算出した血流情報等のデータをスキャンコンバータ 15 に送信する。送信された血流情報等のデータは、平均速度画像、分散画像、パワー画像或いはこれらの組み合わせ画像としてモニター 18 に表示される。

20

【0018】

スキャンコンバータ 15 は、受信した輝度データや血流情報等のデータの超音波スキャン走査線信号列をテレビなどの一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、ビデオ信号を生成し、画像合成部 16 に送信する。

【0019】

画像合成部 16 は、スキャンコンバータ 15 や記憶部 18 からビデオ信号を受信し、ビデオ信号と種々のパラメータの文字情報や目盛等とを合成し、モニター 17 に出力する。

30

【0020】

モニター 17 は、画像合成部 16 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0021】

入力部 20 は、操作者からの指示を超音波振動装置本体 10 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。

【0022】

記憶部 18 は、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、各種画像データ等を記憶する。

40

【0023】

システム制御部 19 は、超音波診断装置本体 10 としての動作を実現するように各構成要素を制御する。

【0024】

図 2 は、超音波探触子 5 の構成を示す斜視図である。図 2 に示すように、エレベーション（側面）方向に沿って結合される 2 つのモジュール 30 を有している。モジュール 30 の結合にはシリコン接着等が用いられる。なお 2 つというのは一例であって、必要に応じて、3 つ、4 つ或いはそれ以上のモジュール 30 を結合させても良い。ここで、超音波探触子 5 の電子走査方向をアジマス（方位）方向、電子走査面に垂直な方向をエレベーシ

50

ョン（側面）方向、アジマス方向とエレベーション方向とに垂直な方向をレンジ方向とする。

【0025】

モジュール30は、吸音材としての背面材（バックング材）41を有している。背面材41は矩形ブロック状に形成され、その上部にはフレキシブルPC板（FPC）43を介して複数の圧電振動子45が接合されている。

【0026】

複数の圧電振動子45は、エレベーション方向及びアジマス（方位）方向に所定の間隔をあけて配列されており、2次元アレイ構造を成している。図2の例では複数の圧電振動子は、エレベーション方向に沿って12列、アジマス方向に沿って40列、計480個配列される。もちろんこれ以外の数の圧電振動子45を配列させても良い。各々の圧電振動子45は、圧電素子46、圧電素子46の下部に設けられた信号電極47及び圧電素子46の上部に設けられたアース電極48で構成されている。圧電振動子の配列に関する詳細は後述する。

10

【0027】

圧電素子46の素材は、2成分系或いは3成分系の圧電セラミックや圧電単結晶が用いられている。

【0028】

信号電極47は、銅箔などの金属箔で形成される。複数の信号電極47はフレキシブルPC板43に設けられた複数の配線に一つ一つ電氣的に接続され、複数の圧電振動子45に対して独立に駆動信号を印加できるようになっている。

20

【0029】

フレキシブルPC板43は、上述のように背面材41と圧電振動子45との間に設けられる。フレキシブルPC板43は、複数の信号電極47に電力を供給するための複数の配線及び柔軟性を有する基板等から構成されている。信号電極47と配線とは電氣的に接続されており、信号電極47には超音波送信部11から所定の電圧が印加される。フレキシブルPC板43は、背面材41のエレベーション方向に関する両側面に沿って略90°に折り曲げられている。

【0030】

アース電極48は、銅箔などの金属箔で形成される。複数のアース電極48は、超音波探触子5のエレベーション方向に沿う両側面に接続されたアース取り出し電極（図示せず）によって取り出される。アース取り出し電極は、アース電極48をアース接続するための電極である。図示しないが、アース取り出し電極は、超音波探触子5の両側面において、フレキシブルPC板43と接続され一体化される。

30

【0031】

各々の圧電振動子45の上部はアース電極58を介して第1音響整合層49が接続されている。第1音響整合層49は導電性材料により形成される。第1音響整合層49の上部は第2音響整合層51と接合されている。第2音響整合層51は絶縁性材料により形成される。第1音響整合層49及び第2音響整合層51は、音響インピーダンスを圧電振動子45から被検体に向かって段階的に変化させるために設けられている。第2音響整合層51の上部は、全ての第2音響整合層51の上部を覆うように音響レンズ（図示せず）が設けられている。

40

【0032】

なお、本実施形態に係わる超音波探触子5は、第1音響整合層49及び第2音響整合層51を有する構成になっているが、第1音響整合層49のみ有する構成であってもよい。

【0033】

エレベーション方向及びアジマス方向に配列された複数の圧電振動子45、第1音響整合層49及び第2音響整合層51の間にある複数の隙間53には、エポキシ樹脂等の樹脂材やエポキシ樹脂等の樹脂材にフィラー材を混入させた複合充填材が充填さる。

【0034】

50

以下、図3及び図4を参照しながら、超音波探触子5の詳細な構造を説明する。

【0035】

図3は、図2の超音波探触子5の簡略的な平面図であり、超音波探触子5の圧電振動子45のアレイを説明するための図である。図3に示すように、シリコン接着による接着層35を介して2つのモジュール30（図3の太枠）が結合されている。1つのモジュール30には、エレベーション方向に沿って12列、アジマス方向に沿って40列、計480個の圧電振動子45が配列されている。アジマス方向の各列において、モジュール30のエレベーション方向に沿う内部には、エレベーション方向に沿って幅W1を有する10個の圧電振動子45aが設けられている。また、アジマス方向の各列において、モジュール30のエレベーション方向に沿う端部には、エレベーション方向に沿って幅W1よりも小さい幅W2を有する2個の圧電振動子45bが設けられている。

10

【0036】

図3に示すように、超音波探触子5には、エレベーション方向に24列、アジマス方向に40列、計960個の圧電振動子45が設けられている。エレベーション方向に関して、超音波探触子5の両端部及び略中央にて隣り合う部分には圧電振動子45bが、残りの部分には圧電振動子45aが設けられている。

【0037】

図4は、図3の4-4'断面図である。図4に示すように、モジュール30は、背面材41を有しており、背面材41の上部は厚みWFを有するフレキシブルPC板43を介して複数の圧電振動子45が接合されている。厚みWFは、典型的には50μmである。フレキシブルPC板43は、背面材41の両側面において略90°に折り曲げられている。モジュール30は、シリコン接着等でエレベーション方向に結合される。シリコン接着による接着層35の厚み（張り合わされる2つのフレキシブルPC板43間の距離）WAは、典型的には50μmである。

20

【0038】

図4に示すように、幅W1を有する第1圧電振動子45aは、サブダイシングによってアジマス方向に沿って幅DSを有するサブダイシング溝が形成されている。幅W1は、典型的には250μmである。また、ダイシングによって形成されるダイシング溝53の幅WD及びサブダイシング溝55の幅WSは、典型的には、50μmである。サブダイシングによって2つに分断され且つエレベーション方向に沿って幅W3を有する第1圧電振動子45aの一部分を、第1圧電振動子片45cと称することにする。幅W3は、100μmである。従って第1圧電振動子45bの実行幅WE（ $2 \times W3 = W1 - DS$ ）は200μmとなる。また、隣り合う2つの第1圧電振動子45aの中心間の距離（第1圧電振動子間ピッチ）p1は、300μmである。

30

【0039】

図4に示すように、第2圧電振動子45bは、機械的強度の補強のためにサブダイシングされない。幅W2は、結合される2つの第2圧電振動子45bの中心間の距離（第2圧電振動子間ピッチ）p2が第1圧電振動子間ピッチp1と等しくなるように決められる。すなわち、幅W2は、150μmとなる。また、第1圧電振動子の中心と第2圧電振動子の中心との距離（第1圧電振動子-第2圧電振動子間ピッチ）p3は、250μmとなる。

40

【0040】

以下、上記構成を有する超音波探触子5の効果を説明する。

【0041】

（1）図7に示す従来の超音波探触子100の構成によれば、接着層を介して隣り合う2つの圧電振動子95aの中心間の距離p91は、モジュール内部において隣り合う2つの圧電振動子95bの中心間の距離p90よりも大きい。一方、図4に示す本実施形態に係わる超音波探触子5の構成によれば、モジュール30端部における圧電振動子45bの幅W2を、モジュール30内部における第1圧電振動子45aの幅W1よりも狭めている。従って、結合される2つの圧電振動子45bの中心間の距離である第2圧電振動子間ピ

50

ッチ p 2 とモジュール内部において隣り合う 2 つの圧電振動子 4 5 a の中心間の距離である第 1 圧電振動子間ピッチ p 1 とを略等しくすることが可能である。その結果、超音波探触子 5 は、従来の超音波探触子 1 0 0 に比して、サイドローブの上昇が低減される。

【0042】

(2) サブダイシングされた場合において、図 7 に示す従来の超音波探触子 1 0 0 の構成によれば、モジュール端部における圧電振動子 9 5 a の幅 W 9 1 は $250\text{ }\mu\text{m}$ 、モジュール内部における圧電振動子 9 5 b の実行幅 W 9 9 は $200\text{ }\mu\text{m}$ である。そのため、圧電振動子 9 5 a と圧電振動子 9 5 b とに同一の駆動電圧を印加した場合、圧電振動子 9 5 a から発生される超音波の強度は、圧電振動子 9 5 b から発生される超音波の強度よりも約 2 d B 高い。一方、図 4 に示す本実施形態に係わる超音波探触子 5 の構成によれば、第 2 10
圧電振動子 4 5 b の幅 W 2 を第 1 圧電振動子 4 5 a の幅 W 1 よりも狭めることにより、第 2 圧電振動子 4 5 b の幅 W 2 は、第 1 圧電振動子 4 5 a の実行幅 W E よりも狭くなる。図 4 の例では、幅 W 3 は $150\text{ }\mu\text{m}$ 、幅 W E は $200\text{ }\mu\text{m}$ であるため、圧電振動子 4 5 a と圧電振動子 4 5 b とに同一の駆動電圧を印加した場合、第 2 圧電振動子 4 5 b から発生される超音波の強度は、第 1 圧電振動子 4 5 a から発生される超音波の強度よりも約 2 d B 小さくなる。その結果、超音波探触子 5 から発生される超音波の音場は逆ウェイツィングにならない。すなわち、超音波探触子 5 は、従来の超音波探触子 1 0 0 に比してサイドローブの上昇が低減される。

【0043】

以下、超音波探触子 5 から発せられる超音波の特性を図 5 に示すシミュレーション結果を参照しながら説明する。図 5 は、3 M z 駆動、各圧電振動子同一駆動電圧、超音波ビームを 45° 偏向した場合における超音波の音場強度と超音波ビームの角度との関係を示す図である。実線は本実施形態における超音波探触子 5 によるデータ、破線は図 7 の従来の超音波探触子 1 0 0 によるデータを示す。2 つのデータとも 45° における音場強度を 0 としている。図 5 に示すように、本実施形態における超音波探触子 5 は、従来の超音波探触子 1 0 0 に比して、 $-40^\circ \sim +30^\circ$ の広い範囲でサイドローブが低減する。 20

【0044】

なお、上記構成において第 1 圧電振動子 3 0 は、サブダイシングされるものとして説明した。しかしながらこれに拘泥される必要はなく、第 1 圧電振動子 3 0 はサブダイシングされなくても良い。図 6 は、サブダイシングされていない超音波探触子の横断面図を示す図である。図 6 に示すように、第 1 圧電振動子 4 5 a の実行幅 W 1 は $250\text{ }\mu\text{m}$ となるから、第 2 圧電振動子 4 5 b から発生される超音波の強度は、第 1 圧電振動子 4 5 a から発生される超音波の強度よりも 4 d B 低くなる。そのため、音場が逆ウェイツィングにならず、その結果、サブダイシングされていない従来の超音波探触子に比して、図 6 の超音波探触子は、サイドローブの上昇が低減される。 30

【0045】

また、上記構成においては、モジュール 3 0 の張り合わせ方向はエレベーション方向のみ考慮していた。しかしながら、モジュール 3 0 は、エレベーション方向だけでなくアジマス方向にも結合せることも可能である。すなわち、モジュール 3 0 を 2 次元状に結合させることも可能である。その際、アジマス方向において結合される 2 つの圧電振動子の中心間のアジマス方向に関する距離を、アジマス方向におけるモジュール内部の圧電振動子の中心間のアジマス方向に関する距離と等しくする。そのために、アジマス方向において結合される圧電振動子のアジマス方向に関する幅を、アジマス方向に関してモジュール内部の圧電振動子のアジマス方向に沿う幅よりも狭くすればよい。 40

【0046】

また、上記構成においては、圧電振動子は 2 次元状に配列されとしたが、これに拘泥される必要はなく、圧電振動子をエレベーション方向又はアジマス方向に沿って 1 次元状に配列させてもよい。

【0047】

また、上記構成において、幅 W 3 を有する第 2 圧電振動子 4 5 b が設けられる場所は、 50

モジュール 30 の両端部とした。しかしながら、モジュール 30 の端部であるが結合されない部分には、幅 W1 を有する圧電振動子 45 a が設けられても良い。

【0048】

かくして本実施形態によれば、複数のモジュール 30 からなる超音波探触子 5 及び超音波診断装置 1 において、サイドローブ上昇の低減を可能とする。また、超音波探触子 5 を有する超音波診断装置 1 は、精度の良い B モード画像やドプラ画像等の超音波画像を提供することが可能となる。

【0049】

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。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図 1】本発明の実施形態に係わる超音波診断装置の構成を示す図。

【図 2】本実施形態の超音波探触子の構成を示す斜視図。

【図 3】図 2 の超音波探触子の簡略的な平面図。

【図 4】図 3 の 4-4' 断面図。

【図 5】本実施形態における超音波探触子と従来の超音波探触子との超音波の特性の違いを説明するための図。

【図 6】本実施形態に係わるサブダイシングされていない超音波探触子の横断面図。

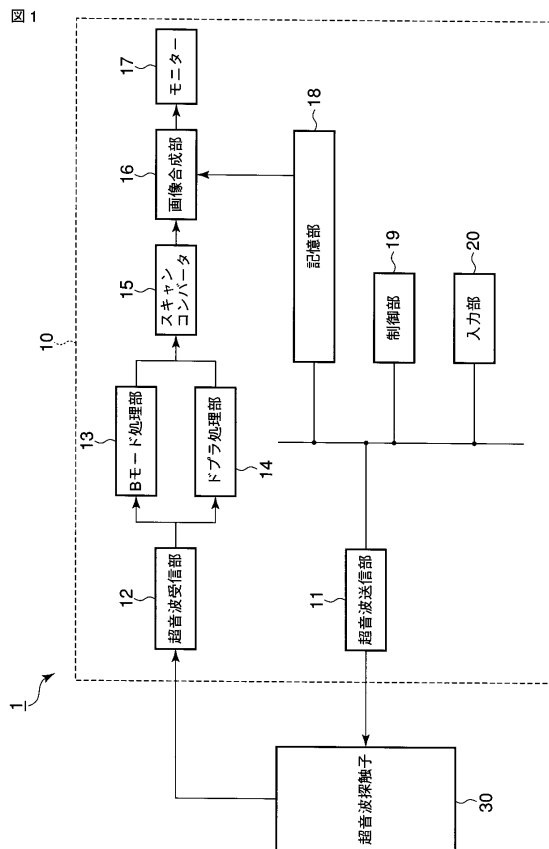
【図 7】従来における超音波探触子の横断面図。

【符号の説明】

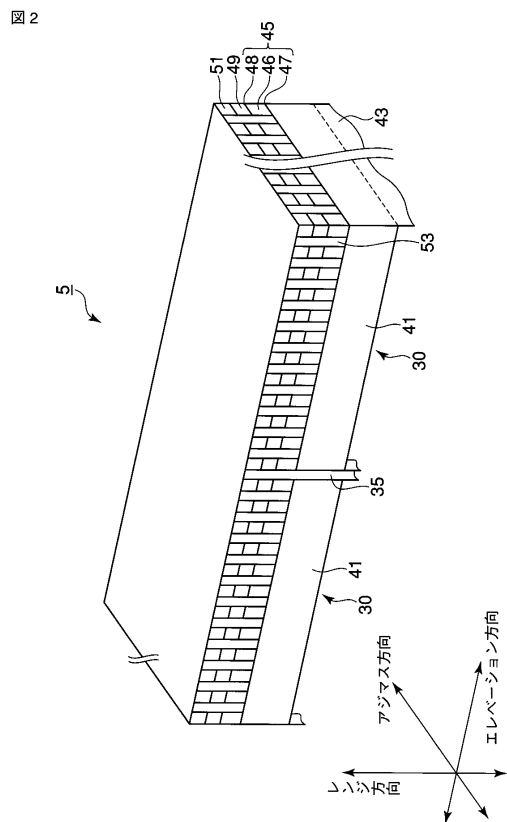
【0051】

1…超音波診断装置、5…超音波探触子、10…超音波診断装置本体、11…超音波送信部、12…超音波受信部、13…Bモード処理部、14…ドプラ処理部、15…スキャンコンバータ、16…画像合成部、17…モニター、18…記憶部、19…制御部、20…入力部、30…モジュール、35…接着層、41…背面材、43…フレキシブル PCB 板、45 a…第 1 圧電振動子、45 b…第 2 圧電振動子、45 c…第 1 圧電振動子片、46…圧電素子、47…信号電極、48…アース電極、49…第 1 音響整合層、51…第 2 音響整合層、53…ダイシング溝、55…サブダイシング溝。

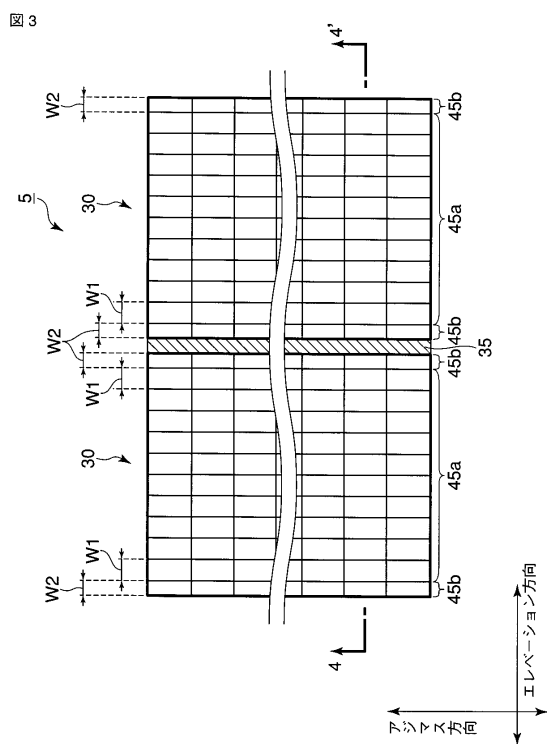
【図 1】



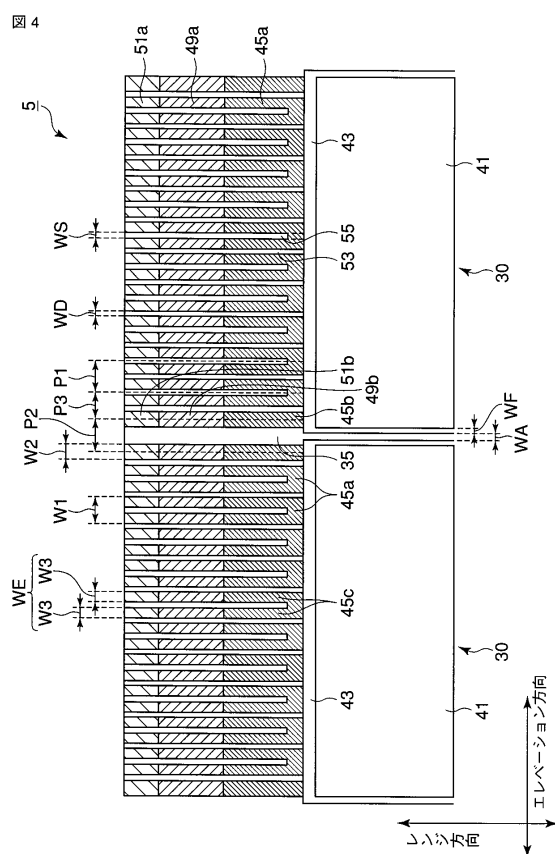
【図 2】



【図 3】

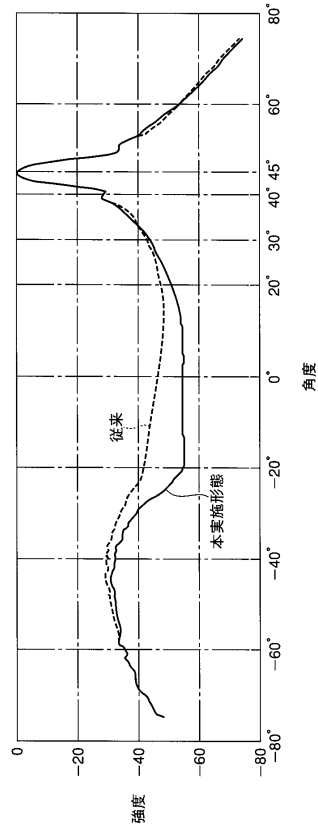


【图 4】



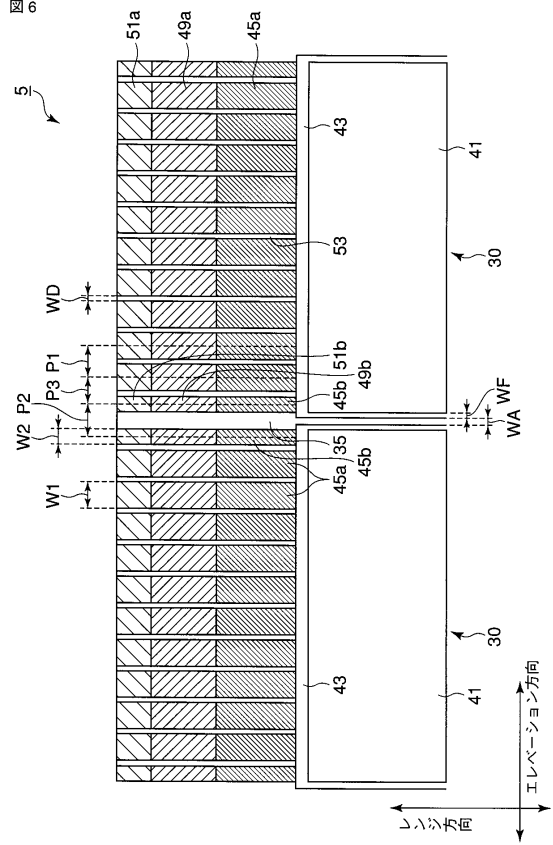
【図 5】

図 5



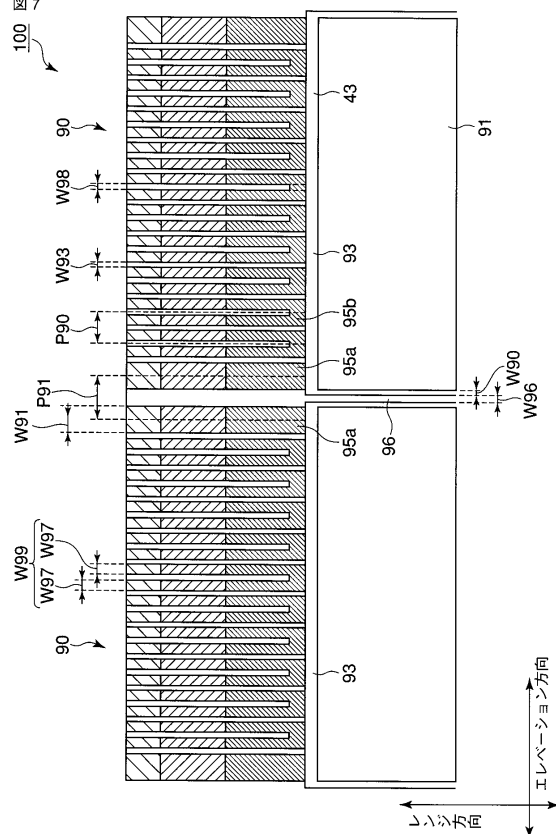
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



フロントページの続き

- (74)代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 武内 俊
栃木県大田原市下石上1385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 宮島 泰夫
栃木県大田原市下石上1385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 小川 隆士
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2007-21192 (JP, A)
特開2004-41730 (JP, A)
国際公開第91/13588 (WO, A1)
特開平5-76527 (JP, A)
特開平6-121390 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|--------|------|
| A 61 B | 8/00 |
| H 04 R | 1/00 |

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5002402B2	公开(公告)日	2012-08-15
申请号	JP2007260320	申请日	2007-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	武内俊 宮島泰夫 小川隆士		
发明人	武内 俊 宮島 泰夫 小川 隆士		
IPC分类号	A61B8/00 H04R1/00		
CPC分类号	B06B1/0629 G01S7/52047 G01S15/8925 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/00 H04R1/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/GB41		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2009089738A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了减少超声波探头和包括多个模块的超声波诊断装置中的旁瓣上升。 解决方案：在具有至少在第一方向上耦合的多个模块30的超声探头5中，多个模块30中的每一个具有相对于第一方向的多个第一宽度W1 1个压电振动器45a和至少一个第二压电振动器45b具有相对于第一方向窄于第一宽度W 1的第二宽度W 2，并且多个模块30包括第二压电振动器45b并且与压电振动器45b中的相邻模块30耦合。 点域4

