

(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2013-244332
(P2013-244332A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(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

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2012-121889 (P2012-121889)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成24年5月29日 (2012. 5. 29)		セイコーエプソン株式会社
			東京都新宿区西新宿 2 丁目 4 番 1 号
		(74) 代理人	100104710
			弁理士 竹腰 昇
		(74) 代理人	100090479
			弁理士 井上 一
		(74) 代理人	100124682
			弁理士 黒田 泰
		(72) 発明者	大西 康憲
			長野県諏訪市大和 3 丁目 3 番 5 号 セイコ
			ーエプソン株式会社内
		(72) 発明者	鶴野 次郎
			長野県諏訪市大和 3 丁目 3 番 5 号 セイコ
			ーエプソン株式会社内

最終頁に続く

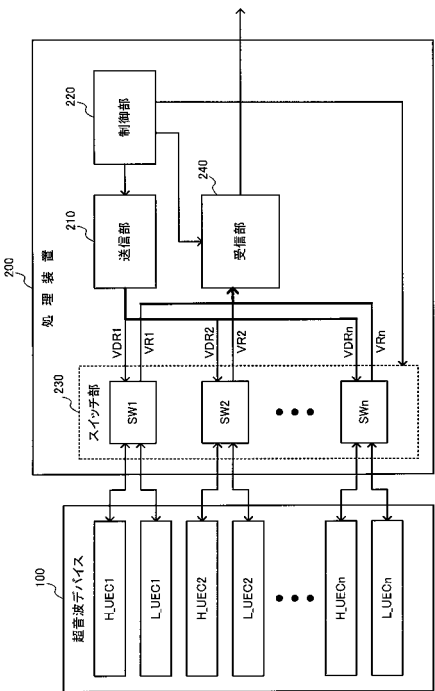
(54) 【発明の名称】 処理装置、超音波デバイス、超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】対象物との距離に応じた駆動をすることができる処理装置、超音波デバイス、超音波プローブ及び超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】処理装置 2 0 0 は、超音波デバイス 1 0 0 に対して駆動信号を出力する送信部 2 1 0 と、超音波デバイス 1 0 0 からの受信信号の受信処理を行う受信部 2 4 0 と、送信部 2 1 0 及び受信部 2 4 0 を制御する制御部 2 2 0 とを含む。超音波デバイス 1 0 0 は、第 1 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が配置される高周波超音波素子列 H _ U E C 1 ~ H _ U E C n と、第 1 の周波数より低い第 2 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が配置される低周波超音波素子列 L _ U E C 1 ~ L _ U E C n とを有する。送信部 2 1 0 は、第 1 のモードでは、高周波超音波素子列に対して正弦波の駆動信号を出力し、第 2 のモードでは、低周波超音波素子列に対して矩形波の駆動信号を出力する。

【選択図】 図 8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波デバイスに対して超音波の送信及び受信の処理を行う処理装置であって、
前記超音波デバイスに対して駆動信号を出力する送信部と、
前記超音波デバイスからの受信信号の受信処理を行う受信部と、
前記送信部及び前記受信部を制御する制御部とを含み、
前記超音波デバイスは、
第 1 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が配置される高周波超音波素子列と

、
前記第 1 の周波数より低い第 2 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が配置される低周波超音波素子列とを有し、

前記送信部は、
第 1 のモードでは、前記高周波超音波素子列に対して正弦波の前記駆動信号を出力し、
第 2 のモードでは、前記低周波超音波素子列に対して矩形波の前記駆動信号を出力することを特徴とする処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 において、
前記送信部は、
第 3 のモードでは、前記高周波超音波素子列及び前記低周波超音波素子列の両方に対して、矩形波の前記駆動信号を出力することを特徴とする処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 において、
前記制御部の制御に基づいて、前記高周波超音波素子列及び前記低周波超音波素子列の少なくとも一方を選択し、選択された超音波素子列に対して、前記送信部からの前記駆動信号を出力するスイッチ部を含み、

前記スイッチ部は、
前記第 1 のモードでは、前記高周波超音波素子列を選択して、前記駆動信号を前記高周波超音波素子列に対して出力し、

第 2 のモードでは、前記低周波超音波素子列を選択して、前記駆動信号を前記低周波超音波素子列に対して出力することを特徴とする処理装置。

【請求項 4】

各高周波超音波素子列において、第 1 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が第 1 の方向に沿って配置される第 1 の高周波超音波素子列～第 n (n は 2 以上の整数) の高周波超音波素子列と、

各低周波超音波素子列において、前記第 1 の周波数より低い第 2 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が前記第 1 の方向に沿って配置される第 1 の低周波超音波素子列～第 n の低周波超音波素子列と、

前記第 1 の方向に沿って配線される第 1 の高周波駆動電極線～第 n の高周波駆動電極線と、

前記第 1 の方向に沿って配線される第 1 の低周波駆動電極線～第 n の低周波駆動電極線と、

前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に沿って配線される複数のコモン電極線とを含み、

前記第 1 の高周波超音波素子列～前記第 n の高周波超音波素子列は、前記第 2 の方向に沿って配置され、

前記第 1 の低周波超音波素子列～前記第 n の低周波超音波素子列は、前記第 2 の方向に沿って配置され、

前記第 1 の高周波超音波素子列～前記第 n の高周波超音波素子列のうちの、第 i (i は 1 $\leq i \leq n$ である整数) の高周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第 1 の電極は、前記第 1 の高周波駆動電極線～前記第 n の高周波駆動電極線のう

10

20

30

40

50

ちの第 i の高周波駆動電極線に接続され、

前記第 i の高周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第 2 の電極は、前記複数のコモン電極線のうちのいずれかに接続され、

前記第 1 の低周波超音波素子列～前記第 n の低周波超音波素子列のうちの、第 j (j は 1 から n である整数) の低周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第 1 の電極は、前記第 1 の低周波駆動電極線～前記第 n の低周波駆動電極線のうちの第 j の低周波駆動電極線に接続され、

前記第 j の低周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第 2 の電極は、前記複数のコモン電極線のうちのいずれかに接続されることを特徴とする超音波デバイス。

10

【請求項 5】

請求項 4 において、

アレイ状に配置された複数の開口を有する基板を含み、

前記複数の開口の各開口ごとに設けられる前記複数の超音波素子の各超音波素子は、

前記開口を塞ぐ振動膜と、

前記振動膜の上に設けられる圧電素子部とを有し、

前記圧電素子部は、

前記振動膜の上に設けられる下部電極と、

前記下部電極の少なくとも一部を覆うように設けられる圧電体膜と、

前記圧電体膜の少なくとも一部を覆うように設けられる上部電極とを有し、

20

前記第 1 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の一方であり、

前記第 2 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の他方であり、

前記第 1 の周波数の共振特性を有する前記超音波素子が設けられる前記開口の短辺の長さは、前記第 2 の周波数の共振特性を有する前記超音波素子が設けられる前記開口の短辺の長さより短いことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 6】

請求項 5 において、

前記第 1 の高周波超音波素子列～前記第 n の高周波超音波素子列と前記第 1 の低周波超音波素子列～前記第 n の低周波超音波素子列とは、前記第 2 の方向に沿って、交互に配置されることを特徴とする超音波デバイス。

30

【請求項 7】

請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の処理装置を含むことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 8】

請求項 4 乃至 6 のいずれかに記載の超音波デバイスを含むことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の処理装置と、

表示用画像データを表示する表示部とを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 において、

40

前記第 1 のモードでは前記高周波超音波素子列からの受信信号に基づいて第 1 の画像データを生成し、前記第 2 のモードでは前記低周波超音波素子列からの受信信号に基づいて第 2 の画像データを生成する画像生成部を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 において、

前記画像生成部は、

前記第 3 のモードでは前記高周波超音波素子列及び前記低周波超音波素子列からの受信信号に基づいて第 3 の画像データを生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 10 又は 11 において、

50

前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データとを合成する画像処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

超音波デバイスに対して、超音波の送信及び受信の処理を行う処理装置と、

前記超音波デバイスからの受信信号に基づいて画像データを生成する画像生成部とを含み、

前記処理装置は、

第 1 のモードでは、第 1 の周波数の正弦波の前記駆動信号を前記超音波デバイスに対して出力し、

第 2 のモードでは、前記第 1 の周波数よりも低い第 2 の周波数の矩形波の前記駆動信号を前記超音波デバイスに対して出力し、

前記画像生成部は、

前記第 1 のモードでの受信信号に基づいて第 1 の画像データを生成し、前記第 2 のモードでの受信信号に基づいて第 2 の画像データを生成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、処理装置、超音波デバイス、超音波プローブ及び超音波診断装置等に関する。

20

【背景技術】

【0002】

対象物に向けて超音波を照射し、対象物内部における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信するための装置として、例えば人体の内部を検査するための超音波診断装置が知られている。超音波診断装置に用いられる超音波装置（超音波プローブ）として、例えば特許文献 1 には圧電素子をマトリックスアレイ状に配列し、超音波を出射させる手法が開示されている。しかしながらこのような手法では、超音波プローブと対象物との距離に応じて駆動信号を変化させることができないため、対象物との距離によっては解像度の低下がおこる。そのため対象物との距離に対応して、複数の超音波プローブを使い分けることがされている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2006 - 61252 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の幾つかの態様によれば、対象物との距離に応じた駆動をすることができる処理装置、超音波デバイス、超音波プローブ及び超音波診断装置等を提供できる。

【課題を解決するための手段】

40

【0005】

本発明の一態様は、超音波デバイスに対して超音波の送信及び受信の処理を行う処理装置であって、前記超音波デバイスに対して駆動信号を出力する送信部と、前記超音波デバイスからの受信信号の受信処理を行う受信部と、前記送信部及び前記受信部を制御する制御部とを含み、前記超音波デバイスは、第 1 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が配置される高周波超音波素子列と、前記第 1 の周波数より低い第 2 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が配置される低周波超音波素子列とを有し、前記送信部は、第 1 のモードでは、前記高周波超音波素子列に対して正弦波の前記駆動信号を出力し、第 2 のモードでは、前記低周波超音波素子列に対して矩形波の前記駆動信号を出力する処理装置に係する。

50

【0006】

本発明の一態様によれば、超音波デバイスと対象物との距離が近い場合には、第1のモードにより高周波超音波素子列を駆動して対象物を検出し、超音波デバイスと対象物との距離が遠い場合には、第2のモードにより低周波超音波素子列を駆動して対象物を検出することができる。こうすることで、対象物との距離に応じた駆動をすることができるから、近くにある対象物であっても、また遠くにある対象物であっても、解像度の高いエコー画像を得ることなどが可能になる。

【0007】

また本発明の一態様では、前記送信部は、第3のモードでは、前記高周波超音波素子列及び前記低周波超音波素子列の両方に対して、矩形波の前記駆動信号を出力してもよい。

10

【0008】

このようにすれば、対象物との距離が不明な場合などでは、高周波超音波素子列及び低周波超音波素子列の両方を駆動して対象物を検出することができる。

【0009】

また本発明の一態様では、前記制御部の制御に基づいて、前記高周波超音波素子列及び前記低周波超音波素子列の少なくとも一方を選択し、選択された超音波素子列に対して、前記送信部からの前記駆動信号を出力するスイッチ部を含み、前記スイッチ部は、前記第1のモードでは、前記高周波超音波素子列を選択して、前記駆動信号を前記高周波超音波素子列に対して出力し、第2のモードでは、前記低周波超音波素子列を選択して、前記駆動信号を前記低周波超音波素子列に対して出力してもよい。

20

【0010】

このようにすれば、送信部は、第1のモードでは高周波超音波素子列を駆動し、第2のモードでは低周波超音波素子列を駆動することができる。

【0011】

本発明の他の態様は、各高周波超音波素子列において、第1の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が第1の方向に沿って配置される第1の高周波超音波素子列～第 n (n は2以上の整数)の高周波超音波素子列と、各低周波超音波素子列において、前記第1の周波数より低い第2の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子が前記第1の方向に沿って配置される第1の低周波超音波素子列～第 n の低周波超音波素子列と、前記第1の方向に沿って配線される第1の高周波駆動電極線～第 n の高周波駆動電極線と、前記第1の方向に沿って配線される第1の低周波駆動電極線～第 n の低周波駆動電極線と、前記第1の方向に交差する第2の方向に沿って配線される複数のコモン電極線とを含み、前記第1の高周波超音波素子列～前記第 n の高周波超音波素子列は、前記第2の方向に沿って配置され、前記第1の低周波超音波素子列～前記第 n の低周波超音波素子列は、前記第2の方向に沿って配置され、前記第1の高周波超音波素子列～前記第 n の高周波超音波素子列のうちの、第 i (i は1 i n である整数)の高周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第1の電極は、前記第1の高周波駆動電極線～前記第 n の高周波駆動電極線のうちの第 i の高周波駆動電極線に接続され、前記第 i の高周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第2の電極は、前記複数のコモン電極線のうちのいずれかに接続され、前記第1の低周波超音波素子列～前記第 n の低周波超音波素子列のうちの、第 j (j は1 j n である整数)の低周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第1の電極は、前記第1の低周波駆動電極線～前記第 n の低周波駆動電極線のうちの第 j の低周波駆動電極線に接続され、前記第 j の低周波超音波素子列を構成する前記複数の超音波素子がそれぞれ有する第2の電極は、前記複数のコモン電極線のうちのいずれかに接続される超音波デバイスに係る。

30

40

【0012】

本発明の他の態様によれば、第1～第 n の高周波駆動電極線に対して駆動信号を供給することで第1～第 n の高周波超音波素子列を駆動し、第1～第 n の低周波駆動電極線に対して駆動信号を供給することで第1～第 n の低周波超音波素子列を駆動することができる。

50

【 0 0 1 3 】

また本発明の他の態様では、アレイ状に配置された複数の開口を有する基板を含み、前記複数の開口の各開口ごとに設けられる前記複数の超音波素子の各超音波素子は、前記開口を塞ぐ振動膜と、前記振動膜の上に設けられる圧電素子部とを有し、前記圧電素子部は、前記振動膜の上に設けられる下部電極と、前記下部電極の少なくとも一部を覆うように設けられる圧電体膜と、前記圧電体膜の少なくとも一部を覆うように設けられる上部電極とを有し、前記第 1 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の一方であり、前記第 2 の電極は、前記上部電極及び前記下部電極の他方であり、前記第 1 の周波数の共振特性を有する前記超音波素子が設けられる前記開口の短辺の長さは、前記第 2 の周波数の共振特性を有する前記超音波素子が設けられる前記開口の短辺の長さより短くてもよい。

10

【 0 0 1 4 】

このようにすれば、第 1 の周波数の共振特性を有する超音波素子と第 2 の周波数の共振特性を有する超音波素子とを、同一基板上に混在して形成することができる。

【 0 0 1 5 】

また本発明の他の態様では、前記第 1 の高周波超音波素子列～前記第 n の高周波超音波素子列と前記第 1 の低周波超音波素子列～前記第 n の低周波超音波素子列とは、前記第 2 の方向に沿って、交互に配置されてもよい。

【 0 0 1 6 】

このようにすれば、高周波超音波素子列と低周波超音波素子列とを均等な密度で配置することができる。

20

【 0 0 1 7 】

本発明の他の態様は、上記いずれかに記載の処理装置を含む超音波プローブに関する。

【 0 0 1 8 】

本発明の他の態様は、上記いずれかに記載の超音波デバイスを含む超音波プローブに関する。

【 0 0 1 9 】

本発明の他の態様は、上記いずれかに記載の処理装置と、表示用画像データを表示する表示部とを含む超音波診断装置に関する。

【 0 0 2 0 】

また本発明の他の態様では、前記第 1 のモードでは前記高周波超音波素子列からの受信信号に基づいて第 1 の画像データを生成し、前記第 2 のモードでは前記低周波超音波素子列からの受信信号に基づいて第 2 の画像データを生成する画像生成部を含んでもよい。

30

【 0 0 2 1 】

このようにすれば、超音波デバイスと対象物との距離が近い場合には、第 1 の画像データにより対象物を検出し、超音波デバイスと対象物との距離が遠い場合には、第 2 の画像データにより対象物を検出することができる。

【 0 0 2 2 】

また本発明の他の態様では、前記画像生成部は、前記第 3 のモードでは前記高周波超音波素子列及び前記低周波超音波素子列からの受信信号に基づいて第 3 の画像データを生成してもよい。

40

【 0 0 2 3 】

このようにすれば、対象物との距離が不明な場合、或いは近くにある対象物及び遠くにある対象物の両方を検出したい場合などでは、第 3 の画像データにより対象物を検出することができる。

【 0 0 2 4 】

また本発明の他の態様では、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データとを合成する画像処理を行ってもよい。

【 0 0 2 5 】

このようにすれば、合成された画像データにより、近くにある対象物と遠くにある対象

50

物とを１つの画面で合成して表示することができる。

【００２６】

本発明の他の態様は、超音波デバイスに対して、超音波の送信及び受信の処理を行う処理装置と、前記超音波デバイスからの受信信号に基づいて画像データを生成する画像生成部とを含み、前記処理装置は、第１のモードでは、第１の周波数の正弦波の前記駆動信号を前記超音波デバイスに対して出力し、第２のモードでは、前記第１の周波数よりも低い第２の周波数の矩形波の前記駆動信号を前記超音波デバイスに対して出力し、前記画像生成部は、前記第１のモードでの受信信号に基づいて第１の画像データを生成し、前記第２のモードでの受信信号に基づいて第２の画像データを生成する超音波診断装置に係する。

10

【００２７】

本発明の他の態様によれば、超音波デバイスと対象物との距離が近い場合には、第１のモードにより第１の周波数の正弦波の駆動信号を出力し、第１のモードでの受信信号に基づいて第１の画像データを生成することができる。また、超音波デバイスと対象物との距離が遠い場合には、第２のモードにより第２の周波数の矩形波の駆動信号を出力し、第２のモードでの受信信号に基づいて第２の画像データを生成することができる。こうすることで、対象物との距離が近い場合でも遠い場合でも、解像度の高いエコー画像を得るなどが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

20

【図１】図１（Ａ）、図１（Ｂ）は、超音波素子の基本的な構成例。

【図２】図２（Ａ）、図２（Ｂ）は、共振周波数１．５ＭＨｚの超音波素子に矩形波及び正弦波を入力した場合に出射される超音波の最大振幅。

【図３】図３（Ａ）、図３（Ｂ）は、共振周波数５．５ＭＨｚの超音波素子に矩形波及び正弦波を入力した場合に出射される超音波の最大振幅。

【図４】図４（Ａ）、図４（Ｂ）は、共振周波数５．５ＭＨｚの超音波素子に対して、周波数２．５ＭＨｚ及び５．５ＭＨｚの矩形波を入力した場合の超音波信号波形。

【図５】図５（Ａ）、図５（Ｂ）は、共振周波数５．５ＭＨｚの超音波素子に対して、周波数５．５ＭＨｚの矩形波及び正弦波を入力した場合の超音波信号の絶対値と包絡線検波された信号波形。

30

【図６】図６（Ａ）、図６（Ｂ）に、共振周波数５．５ＭＨｚの超音波素子に対して、周波数２．５ＭＨｚの矩形波及び正弦波を入力した場合の超音波信号の絶対値と包絡線検波された信号波形。

【図７】超音波デバイスの構成例。

【図８】処理装置の構成例。

【図９】図９（Ａ）、図９（Ｂ）、図９（Ｃ）は、スイッチ回路の構成例。

【図１０】超音波プローブ及び超音波診断装置の基本的な構成例。

【図１１】超音波診断装置における駆動及び画像生成のフローを示す第１のフローチャート。

【図１２】超音波診断装置における駆動及び画像生成のフローを示す第２のフローチャート。

40

【図１３】図１３（Ａ）、図１３（Ｂ）は、超音波診断装置の具体的な構成例。図１３（Ｃ）は、超音波プローブの具体的な構成例。

【発明を実施するための形態】

【００２９】

以下、本発明の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお以下に説明する本実施形態は特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではなく、本実施形態で説明される構成の全てが本発明の解決手段として必須であるとは限らない。

【００３０】

１．超音波素子

50

図 1 (A)、図 1 (B) に本実施形態の超音波装置に含まれる超音波素子 U E の基本的な構成例を示す。本実施形態の超音波素子 U E は、振動膜 (メンブレン、支持部材) M B と、圧電素子部とを有する。圧電素子部は、下部電極 (第 1 電極層) E L 1、圧電体膜 (圧電体層) P E、上部電極 (第 2 電極層) E L 2 を有する。なお、本実施形態の超音波素子 U E は図 1 の構成に限定されず、その構成要素の一部を省略したり、他の構成要素に置き換えたり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

【 0 0 3 1 】

図 1 (A) は、基板 (シリコン基板) S U B に形成された超音波素子 U E の、素子形成面側の基板に垂直な方向から見た平面図である。図 1 (B) は、図 1 (A) の A - A ' に沿った断面を示す断面図である。

10

【 0 0 3 2 】

第 1 電極層 E L 1 は、振動膜 M B の上層に例えば金属薄膜で形成される。この第 1 電極層 E L 1 は、図 1 (A) に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波素子 U E に接続される配線であってもよい。

【 0 0 3 3 】

圧電体膜 P E は、例えば P Z T (ジルコン酸チタン酸鉛) 薄膜により形成され、第 1 電極層 E L 1 の少なくとも一部を覆うように設けられる。なお、圧電体膜 P E の材料は、P Z T に限定されるものではなく、例えばチタン酸鉛 ($P b T i O_3$)、ジルコン酸鉛 ($P b Z r O_3$)、チタン酸鉛ランタン ($(P b, L a) T i O_3$) などを用いてもよい。

20

【 0 0 3 4 】

第 2 電極層 E L 2 は、例えば金属薄膜で形成され、圧電体膜 P E の少なくとも一部を覆うように設けられる。この第 2 電極層 E L 2 は、図 1 (A) に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波素子 U E に接続される配線であってもよい。

【 0 0 3 5 】

振動膜 (メンブレン) M B は、例えば $S i O_2$ 薄膜と $Z r O_2$ 薄膜との 2 層構造により開口 O P を塞ぐように設けられる。この振動膜 M B は、圧電体膜 P E 及び第 1、第 2 電極層 E L 1、E L 2 を支持すると共に、圧電体膜 P E の伸縮に従って振動し、超音波を発生させることができる。

【 0 0 3 6 】

空洞領域 C A V は、シリコン基板 S U B の裏面 (素子が形成されない面) 側から反応性イオンエッチング (R I E) 等によりエッチングすることで形成される。この空洞領域 C A V の開口 O P より超音波が放射される。

30

【 0 0 3 7 】

超音波素子 U E の下部電極は、第 1 電極層 E L 1 により形成され、上部電極は、第 2 電極層 E L 2 により形成される。具体的には、第 1 電極層 E L 1 のうちの圧電体膜 P E に覆われた部分が下部電極を形成し、第 2 電極層 E L 2 のうちの圧電体膜 P E を覆う部分が上部電極を形成する。即ち、圧電体膜 P E は、下部電極と上部電極に挟まれて設けられる。

【 0 0 3 8 】

圧電体膜 P E は、下部電極と上部電極との間、即ち第 1 電極層 E L 1 と第 2 電極層 E L 2 との間に電圧が印加されることで、面内方向に伸縮する。圧電体膜 P E の一方の面は第 1 電極層 E L 1 を介して振動膜 M B に接合されているが、他方の面には第 2 電極層 E L 2 が形成されるものの、第 2 電極層 E L 2 上には他の層が形成されない。そのため圧電体膜 P E の振動膜 M B 側が伸縮しにくく、第 2 電極層 E L 2 側が伸縮し易くなる。従って、圧電体膜 P E に電圧を印加すると、空洞領域 C A V 側に凸となる撓みが生じ、振動膜 M B を撓ませる。圧電体膜 P E に交流電圧を印加することで、振動膜 M B が膜厚方向に対して振動し、この振動膜 M B の振動により超音波が開口 O P から放射される。圧電体膜 P E に印加される電圧は、例えば 10 ~ 30 V であり、周波数は例えば 1 ~ 10 M H z である。

40

【 0 0 3 9 】

超音波素子 U E は、開口 O P の短辺の長さ L O P によって決まる共振特性を有する。開口 O P の短辺の長さ L O P が長いほど共振周波数が低くなり、開口 O P の短辺の長さ L O

50

P が短いほど共振周波数が高くなる。第 1 の周波数の共振特性を有する超音波素子 U E が設けられる開口 O P の短辺の長さ L O P は、第 1 の周波数より低い第 2 の周波数の共振特性を有する超音波素子 U E が設けられる開口 O P の短辺の長さ L O P より短い。

【 0 0 4 0 】

超音波素子 U E が第 1 の周波数の共振特性を有するとは、超音波素子 U E から出射される超音波が第 1 の周波数においてピークをもつということである。

【 0 0 4 1 】

後述するように、本実施形態の超音波デバイス 1 0 0 では、開口 O P の短辺の長さ L O P が異なる 2 種の超音波素子を設けることで、高い共振周波数の超音波素子と低い共振周波数の超音波素子とを 1 つの基板上に混在して配置することができる。

10

【 0 0 4 2 】

超音波素子 U E の圧電体膜 P E に印加する信号（駆動信号）としては、例えば矩形波や正弦波などを用いることができる。図 2（A）、図 2（B）に、共振周波数 1 . 5 M H z の超音波素子に矩形波及び正弦波を入力した場合の出射される超音波の最大振幅を示す。横軸は、入力される矩形波又は正弦波の周波数である。

【 0 0 4 3 】

図 2（A）から分かるように、矩形波入力の場合では、共振周波数 1 . 5 M H z とその近傍で最大振幅がピークになり、加えて周波数が低い領域（1 . 8 M H z 以下）でも最大振幅が大きくなる。一方、図 2（B）から分かるように、正弦波入力の場合では共振周波数 1 . 5 M H z とその近傍で最大振幅がピークになり、周波数が低い領域では最大振幅が減少する。また、共振周波数 1 . 5 M H z 近傍での最大振幅を比較すると、矩形波入力の方が正弦波入力よりも大きい。

20

【 0 0 4 4 】

図 3（A）、図 3（B）に、共振周波数 5 . 5 M H z の超音波素子に矩形波及び正弦波を入力した場合の出射される超音波の最大振幅を示す。図 3（A）から分かるように、矩形波入力の場合では、共振周波数 5 . 5 M H z とその近傍で最大振幅がピークになり、加えて周波数が低い領域（2 . 6 M H z 以下）でも最大振幅が大きくなる。一方、図 3（B）から分かるように、正弦波入力の場合では共振周波数 5 . 5 M H z 以上の領域で最大振幅が高くなり、周波数が低い領域では最大振幅が減少する。また、共振周波数 1 . 5 M H z 近傍での最大振幅を比較すると、矩形波入力と正弦波入力とは大きな差はない。

30

【 0 0 4 5 】

このように、共振周波数が低い（例えば 1 . 5 M H z）超音波素子を駆動する場合には、矩形波を入力する方がより高い超音波強度を得ることができる。超音波素子と対象物との距離が遠く離れている場合には、超音波素子から出射された超音波が対象物に到達し、さらに反射波が超音波素子に戻ってくるまでに強度が減衰するから、所望の解像度を得るためには高い超音波強度が必要になる。また、低い周波数の超音波の方が、高い周波数の超音波に比べて媒質中での減衰が小さい。以上のことから、超音波素子と対象物との距離が遠い場合には、所望の解像度を得るためには、共振周波数が低い超音波素子を矩形波で駆動するのが有利である。

【 0 0 4 6 】

40

図 4（A）、図 4（B）に、共振周波数 5 . 5 M H z の超音波素子に対して、周波数 2 . 5 M H z 及び 5 . 5 M H z の矩形波を入力した場合の超音波信号波形を示す。波線が入力された矩形波信号、実線が超音波信号を示す。

【 0 0 4 7 】

図 4（A）では、入力信号の立ち上がりから立ち下がりまでの時間（パルス幅）が振動膜の振動のほぼ 2 周期に相当している。このために 2 . 5 M H z の矩形波でも共振周波数 5 . 5 M H z の超音波素子を駆動することができる。これが図 2（A）、図 3（A）に示した、共振周波数よりも低い周波数領域で超音波の最大振幅が大きくなる理由である。一方、図 4（B）では、入力信号のパルス幅は振動膜の振動の 1 周期に相当しているから、共振周波数 5 . 5 M H z の超音波が出力される。

50

【 0 0 4 8 】

図 5 (A)、図 5 (B) に、共振周波数 5 . 5 M H z の超音波素子に対して、周波数 5 . 5 M H z の矩形波及び正弦波を入力した場合の超音波信号の絶対値と包絡線検波された信号波形を示す。各図において、実線は超音波信号の絶対値、波線は包絡線検波された信号を示し、さらに包絡線検波された信号の最大値（ピーク値）の半値（ $1/2$ の値）となる時間幅（半値幅）を示す。

【 0 0 4 9 】

図 5 (A)、図 5 (B) から分かるように、矩形波入力の場合は半値幅が $0.315 \mu s$ であるのに対し、正弦波入力の場合では半値幅は $0.26 \mu s$ とより小さくなっている。半値幅が短いということは、超音波信号の強度が立ち上がってから立ち下がるまでの時間が短いことを意味する。

10

【 0 0 5 0 】

図 6 (A)、図 6 (B) に、共振周波数 5 . 5 M H z の超音波素子に対して、周波数 2 . 5 M H z の矩形波及び正弦波を入力した場合の超音波信号の絶対値と包絡線検波された信号波形を示す。

【 0 0 5 1 】

図 6 (A)、図 6 (B) から分かるように、矩形波入力の場合は、正弦波入力の場合より超音波信号の絶対値が大きい、即ち超音波の強度が高い。これは図 4 (A) で説明したように、矩形波信号の立ち上がりから立ち下がりまでの時間（パルス幅）が振動膜の振動のほぼ 2 周期に相当しているためである。また、図 5 (A)、図 5 (B) と同様に、矩形波入力の場合は半値幅が $0.43 \mu s$ であるのに対し、正弦波入力の場合では半値幅は $0.32 \mu s$ とより小さくなっている。

20

【 0 0 5 2 】

このように、矩形波入力の場合には、超音波信号の強度の立ち上がりから立ち下がりまでの時間が長くなり、正弦波入力の場合には、超音波信号の強度の立ち上がりから立ち下がりまでの時間が短くなる。超音波素子と対象物との距離が近い場合には、超音波素子から出射された超音波が対象物に到達し、反射波が超音波素子に戻ってくるまでの強度の減衰は小さいから、出射される超音波の強度は低くてもよい。その反面、距離が近いために、超音波が送信されるタイミングから反射波（エコー）が受信されるタイミングまでの時間は短くなる。送信される超音波信号の強度の立ち上がりから立ち下がりまでの時間が長くなると、受信されるエコー信号と送信される超音波信号とが重なるために、所望の解像度を得ることが難しくなる。従って、超音波素子と対象物との距離が近い場合には、所望の解像度を得るためには、共振周波数が高い超音波素子を正弦波で駆動するのが有利である。

30

【 0 0 5 3 】

以上説明したように、所望の解像度を得るためには、超音波素子と対象物との距離が遠い場合には、共振周波数が低い超音波素子を矩形波で駆動するのが有利であり、反対に超音波素子と対象物との距離が近い場合には、共振周波数が高い超音波素子を正弦波で駆動するのが有利である。

【 0 0 5 4 】

40

2 . 超音波デバイス

図 7 に、本実施形態の超音波デバイス 100 の構成例を示す。本構成例の超音波デバイス 100 は、第 1 ~ 第 n (n は 2 以上の整数) の高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ 、第 1 ~ 第 n (n は 2 以上の整数) の低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ 、第 1 ~ 第 n の高周波駆動電極線 $H_DL1 \sim H_DLn$ 、第 1 ~ 第 n の低周波駆動電極線 $L_DL1 \sim L_DLn$ 、第 1 ~ 第 m (m は 2 以上の整数) のコモン電極線 $CL1 \sim CLm$ (広義には複数のコモン電極線) を含む。図 7 では、例として $m = 8$ 、 $n = 6$ の場合を示すが、これ以外の値であってもよい。なお、本実施形態の超音波デバイス 100 は図 7 の構成に限定されず、その構成要素の一部を省略したり、他の構成要素に置き換えたり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

50

【 0 0 5 5 】

第 1 ~ 第 n の高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ は、第 1 の方向 $D1$ に沿って配置される第 1 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子 H_UE を含む。そして第 1 ~ 第 n の高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ は、第 1 の方向 $D1$ に交差する第 2 の方向に沿って配置される。第 1 の周波数の共振特性を有する超音波素子 H_UE は、図 1 (A)、図 1 (B) に示す超音波素子であって、その開口 OP の短辺の長さ LOP は、第 2 の周波数の共振特性を有する超音波素子 L_UE の開口 OP の短辺の長さ LOP より短い。

【 0 0 5 6 】

第 1 の周波数は例えば 5.5MHz であり、第 2 の周波数は例えば 1.5MHz であるが、これ以外の周波数であってもよい。また、第 1 の周波数の共振特性を有する超音波素子 H_UE の開口 OP の短辺の長さ LOP は例えば $25\mu\text{m}$ であり、第 2 の周波数の共振特性を有する超音波素子 L_UE の開口 OP の短辺の長さ LOP は例えば $50\mu\text{m}$ であるが、これ以外の長さであってもよい。

【 0 0 5 7 】

第 1 ~ 第 n の低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ は、第 1 の方向 $D1$ に沿って配置される第 1 の周波数より低い第 2 の周波数の共振特性を有する複数の超音波素子 L_UE を含む。そして第 1 ~ 第 n の低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ は、第 2 の方向 $D2$ に沿って配置される。第 2 の周波数の共振特性を有する超音波素子 L_UE は、図 1 (A)、図 1 (B) に示す超音波素子であって、その開口 OP の短辺の長さ LOP は、第 1 の周波数の共振特性を有する超音波素子 H_UE の開口 OP の短辺の長さ LOP より長い。

【 0 0 5 8 】

第 1 ~ 第 n の高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ と第 1 ~ 第 n の低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ とは、第 2 の方向 $D2$ に沿って、交互に配置される。例えば図 7 に示すように、 H_UEC1 、 L_UEC1 、 H_UEC2 、 L_UEC2 、 $\dots$ 、 H_UEC6 、 L_UEC6 の順に配置される。但し、高周波超音波素子列と低周波超音波素子列とが交互に配置されることは必須ではない。

【 0 0 5 9 】

第 1 ~ 第 n の高周波駆動電極線 $H_DL1 \sim H_DLn$ は、第 1 の方向 $D1$ に沿って配線される。そして第 i (i は $1 \leq i \leq n$ である整数) の高周波駆動電極線 H_DLi は、第 i の高周波超音波素子列 H_UECi を構成する複数の超音波素子 H_UE がそれぞれ有する第 1 の電極に接続される。

【 0 0 6 0 】

第 1 ~ 第 n の低周波駆動電極線 $L_DL1 \sim L_DLn$ は、第 1 の方向 $D1$ に沿って配線される。そして第 j (j は $1 \leq j \leq n$ である整数) の低周波駆動電極線 L_DLj は、第 j の低周波超音波素子列 L_UECj を構成する複数の超音波素子 L_UE がそれぞれ有する第 1 の電極に接続される。

【 0 0 6 1 】

超音波を出射する送信期間には、後述する処理装置 200 が出力する第 1 ~ 第 n の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ が高周波駆動電極線 $H_DL1 \sim H_DLn$ 及び低周波駆動電極線 $L_DL1 \sim L_DLn$ を介して各超音波素子に供給される。また、超音波エコー信号を受信する受信期間には、各超音波素子からの受信信号が高周波駆動電極線 $H_DL1 \sim H_DLn$ 及び低周波駆動電極線 $L_DL1 \sim L_DLn$ を介して出力される。

【 0 0 6 2 】

第 1 ~ 第 m のコモン電極線 $CL1 \sim CLm$ (広義には複数のコモン電極線) は、第 2 の方向 $D2$ に沿って配線される。第 i の高周波超音波素子列 H_UECi を構成する複数の超音波素子 H_UE がそれぞれ有する第 2 の電極は、第 1 ~ 第 m のコモン電極線 $CL1 \sim CLm$ のうちのいずれかに接続される。また、第 j の低周波超音波素子列 L_UECj を構成する複数の超音波素子 L_UE がそれぞれ有する第 2 の電極は、第 1 ~ 第 m のコモン

10

20

30

40

50

電極線 $CL1 \sim CLm$ のうちのいずれかに接続される。

【0063】

第1～第 m のコモン電極線 $CL1 \sim CLm$ はコモン電圧線 CML に共通接続され、コモン電圧線 CML にはコモン電圧 $VCOM$ が供給される。このコモン電圧 $VCOM$ は一定の直流電圧であればよく、0V即ちグランド電位（接地電位）でなくてもよい。

【0064】

3．処理装置

図8に、本実施形態の処理装置200の構成例を示す。本構成例の処理装置200は、超音波デバイス100に対して超音波の送信及び受信の処理を行う処理装置であって、送信部210、制御部220、スイッチ部230、受信部240を含む。なお、本実施形態の処理装置200は図8の構成に限定されず、その構成要素の一部を省略したり、他の構成要素に置き換えたり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

10

【0065】

送信部210は、スイッチ部230を介して、超音波デバイス100の第1～第 n の高周波駆動電極線 $H_DL1 \sim H_DLn$ 及び第1～第 n の低周波駆動電極線 $L_DL1 \sim L_DLn$ （広義には駆動電極線）に対して第1～第 n の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ （広義には駆動信号）を出力する。

【0066】

具体的には、送信部210は、第1のモードでは、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ に対して正弦波の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を出力する。第2のモードでは、低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ に対して矩形波の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を出力する。また、第3のモードでは、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ 及び低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ の両方に対して、矩形波の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を出力する。送信部210は、例えばパルス発生器、増幅器などで構成することができる。

20

【0067】

第1のモードでは、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ に対して正弦波の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を出力することができるから、上述したように超音波素子と対象物との距離が近い場合に高い解像度が得られる。第2のモードでは、低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ に対して矩形波の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を出力することができるから、超音波素子と対象物との距離が遠い場合に高い解像度が得られる。また、第3のモードでは、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ 及び低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ の両方に対して、矩形波の駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を出力することができるから、超音波素子と対象物との距離が不明な場合、或いは近くにある対象物及び遠くにある対象物の両方を検出したい場合などに用いられる。

30

【0068】

受信部240は、スイッチ部230を介して、超音波デバイス100からの受信信号 $VR1 \sim VRn$ の受信処理を行う。具体的には、受信信号の増幅、ゲイン設定、周波数設定、A/D変換（アナログ/デジタル変換）などを行い、検出データ（検出情報）として画像生成部320（図10）に出力する。受信部240は、例えば低雑音増幅器、電圧制御アッテネーター、プログラマブルゲインアンプ、ローパスフィルター、A/Dコンバーターなどで構成することができる。

40

【0069】

制御部220は、送信部210、受信部240及びスイッチ部230を制御する。具体的には、送信部210に対して駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ の生成及び出力処理の制御を行い、受信部240に対して受信信号 $VR1 \sim VRn$ の受信処理の制御を行い、スイッチ部230に対して送信・受信の切り換え及び高周波超音波素子列 H_UECi と低周波超音波素子列 L_UECi との切り換への制御を行う。制御部220は、例えばFPGA（Field-Programmable Gate Array）で実現することができる。

【0070】

50

スイッチ部 230 は、制御部 220 の制御に基づいて、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ 及び低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ の少なくとも一方を選択し、選択された超音波素子列に対して、送信部 210 からの駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を出力する。

【0071】

具体的には、スイッチ部 230 は、第 1 のモードでは、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ を選択する。そして第 1 のモードの送信期間では、送信部 210 からの駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ に対して出力する。また、第 1 のモードの受信期間では、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ からの受信信号 $VR1 \sim VRn$ を受けて、受信部 240 に対して出力する。

10

【0072】

スイッチ部 230 は、第 2 のモードでは、低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ を選択する。そして第 2 のモードの送信期間では、送信部 210 からの駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ に対して出力する。また、第 2 のモードの受信期間では、低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ からの受信信号 $VR1 \sim VRn$ を受けて、受信部 240 に対して出力する。

【0073】

スイッチ部 230 は、第 3 のモードでは、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ 及び低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ の両方を選択する。そして第 3 のモードの送信期間では、送信部 210 からの駆動信号 $VDR1 \sim VDRn$ を高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ 及び低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ の両方に対して出力する。また、第 3 のモードの受信期間では、高周波超音波素子列 $H_UEC1 \sim H_UECn$ 及び低周波超音波素子列 $L_UEC1 \sim L_UECn$ の両方からの受信信号 $VR1 \sim VRn$ を受けて、受信部 240 に対して出力する。

20

【0074】

より具体的には、スイッチ部 230 はスイッチ回路 $SW1 \sim SWn$ を含み、例えば $SW1$ は第 1 のモードでは第 1 の高周波超音波素子列 H_UEC1 を選択し、第 2 のモードでは第 1 の低周波超音波素子列 L_UEC1 を選択し、第 3 のモードでは第 1 の高周波超音波素子列 H_UEC1 及び第 1 の低周波超音波素子列 L_UEC1 の両方を選択する。

【0075】

30

図 9 (A)、図 9 (B)、図 9 (C) に、スイッチ回路 $SW1$ の構成例を示す。スイッチ回路 $SW1$ は、スイッチ素子 $SW1a$ 、 $SW1b$ 、 $SW1c$ を含む。なお、本実施形態のスイッチ回路 $SW1$ は図 9 の構成に限定されず、その構成要素の一部を省略したり、他の構成要素に置き換えたり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。

【0076】

図 9 (A) は、第 1 のモードの場合を示す。第 1 のモードでは、 $SW1a$ がオン状態、 $SW1b$ がオフ状態に設定されることで、高周波超音波素子列 H_UEC1 が選択される。そして送信期間では $SW1c$ が実線で示す状態に設定され、送信部 210 からの駆動信号 $VDR1$ が高周波超音波素子列 H_UEC1 に対して出力される。また、受信期間では $SW1c$ が波線で示す状態に設定され、高周波超音波素子列 H_UEC1 からの受信信号 $VR1$ が受信部 240 に対して出力される。

40

【0077】

図 9 (B) は、第 2 のモードの場合を示す。第 2 のモードでは、 $SW1a$ がオフ状態、 $SW1b$ がオン状態に設定されることで、低周波超音波素子列 L_UEC1 が選択される。そして送信期間では $SW1c$ が実線で示す状態に設定され、送信部 210 からの駆動信号 $VDR1$ が低周波超音波素子列 L_UEC1 に対して出力される。また、受信期間では $SW1c$ が波線で示す状態に設定され、低周波超音波素子列 L_UEC1 からの受信信号 $VR1$ が受信部 240 に対して出力される。

【0078】

50

図 9 (C) は、第 3 のモードの場合を示す。第 3 のモードでは、S W 1 a と S W 1 b とが共にオン状態に設定されることで、高周波超音波素子列 H __ U E C 1 及び低周波超音波素子列 L __ U E C 1 の両方が選択される。そして送信期間では S W 1 c が実線で示す状態に設定され、送信部 2 1 0 からの駆動信号 V D R 1 が高周波超音波素子列 H __ U E C 1 及び低周波超音波素子列 L __ U E C 1 の両方に対して出力される。また、受信期間では S W 1 c が波線で示す状態に設定され、高周波超音波素子列 H __ U E C 1 及び低周波超音波素子列 L __ U E C 1 の両方からの受信信号 V R 1 が受信部 2 4 0 に対して出力される。

【 0 0 7 9 】

なお、他のスイッチ回路 S W 2 ~ S W n についても、図 9 (A)、図 9 (B)、図 9 (C) と同じ構成にすることができる。

10

【 0 0 8 0 】

以上説明したように、本実施形態の超音波デバイス 1 0 0 及び処理装置 2 0 0 によれば、第 1 のモードでは、高周波超音波素子列に対して正弦波の駆動信号を出力し、第 2 のモードでは、低周波超音波素子列に対して矩形波の駆動信号を出力することができる。こうすることで、超音波デバイス 1 0 0 の近くにある対象物に対しては第 1 のモードを用いて、超音波デバイス 1 0 0 の遠くにある対象物に対しては第 2 のモードを用いることにより、どちらの場合でも所望の解像度を得ることができる。また、第 3 のモードでは、高周波超音波素子列及び低周波超音波素子列の両方に対して、矩形波の駆動信号を出力することができる。こうすることで、超音波素子と対象物との距離が不明な場合、或いは近くにある対象物及び遠くにある対象物の両方を検出したい場合などに所望の解像度を得ることができる。

20

【 0 0 8 1 】

4 . 超音波プローブ及び超音波診断装置

図 1 0 に、本実施形態の超音波プローブ 3 0 0 及び超音波診断装置 4 0 0 の基本的な構成例を示す。超音波プローブ 3 0 0 は、超音波デバイス 1 0 0 及び処理装置 2 0 0 を含む。超音波診断装置 4 0 0 は、超音波プローブ 3 0 0、主制御部 3 1 0、画像生成部 3 2 0、U I (ユーザーインターフェース) 部 3 3 0、表示部 3 4 0 を含む。なお、超音波デバイス 1 0 0 は、超音波プローブ 3 0 0 から取り外したり、或いは交換することができる構成にしてもよい。

30

【 0 0 8 2 】

主制御部 3 1 0 は、超音波プローブ 3 0 0 に対して超音波の送受信制御を行い、画像生成部 3 2 0 に対して検出データの画像処理等の制御を行う。なお、主制御部 3 1 0 が行う制御の一部を、処理装置 2 0 0 の制御部 2 2 0 が行ってもよいし、制御部 2 2 0 が行う制御の一部を、超音波診断装置 4 0 0 の主制御部 3 1 0 が行ってもよい。

【 0 0 8 3 】

画像生成部 3 2 0 は、受信部 2 4 0 からの検出データを受けて、必要な画像処理や表示用画像データの生成などを行う。具体的には、画像生成部 3 2 0 は、第 1 のモードでは高周波超音波素子列 H __ U E C 1 ~ H __ U E C n からの受信信号に基づいて第 1 の画像データを生成し、第 2 のモードでは低周波超音波素子列 L __ U E C 1 ~ L __ U E C n からの受信信号に基づいて第 2 の画像データを生成する。また、第 3 のモードでは高周波超音波素子列 H __ U E C 1 ~ H __ U E C n 及び低周波超音波素子列 L __ U E C 1 ~ L __ U E C n からの受信信号に基づいて第 3 の画像データを生成する。また、第 1 の画像データと第 2 の画像データとを合成する画像処理を行う。

40

【 0 0 8 4 】

第 1 の画像データは第 1 の距離範囲にある対象物について所望の解像度を得ることができる画像であり、第 2 の画像データは第 1 の距離範囲より遠い第 2 の距離範囲にある対象物について所望の解像度を得ることができる画像である。また、第 3 の画像データは第 1 の距離範囲と第 2 の距離範囲との両方及び第 1、第 2 の距離範囲の中間の距離範囲にある対象物について所望の解像度を得ることができる画像である。例えば第 1 の距離範囲は 1 ~ 5 c m であり、第 2 の距離範囲は 1 0 ~ 1 5 c m である。

50

【 0 0 8 5 】

こうすることで、近くにある対象物に対しては第 1 のモードを用いて第 1 の画像データを生成し、遠くにある対象物に対しては第 2 のモードを用いて第 2 の画像データを生成することにより、どちらの場合でも所望の解像度を得ることができる。また対象物との距離が不明な場合、或いは近い距離から遠い距離までの広い距離範囲にある対象物を検出した場合などでは、第 3 のモードを用いて第 3 の画像データを生成することにより、所望の解像度を得ることができる。さらに第 1 の画像データと第 2 の画像データとを合成する画像処理を行うことにより、近くにある対象物から遠くにある対象物まで 1 つの画面で効率よく表示することができる。

【 0 0 8 6 】

UI (ユーザーインターフェース) 部 3 3 0 は、ユーザーの行う操作 (例えばタッチパネル操作など) に基づいて主制御部 3 1 0 に必要な命令 (コマンド) を出力する。表示部 3 4 0 は、例えば液晶ディスプレイ等であって、画像生成部 3 2 0 からの表示用画像データを表示する。

【 0 0 8 7 】

図 1 1 は、本実施形態の超音波診断装置 4 0 0 における駆動及び画像生成のフローを示す第 1 のフローチャートである。図 1 1 に示すフローは、制御部 2 2 0 及び主制御部 3 1 0 の制御により実行される。

【 0 0 8 8 】

最初に、第 1 のモードが実行される (ステップ S 1)。即ち、スイッチ部 2 3 0 が高周波超音波素子列を選択して、送信部 2 1 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して高周波超音波素子列を正弦波により駆動する。そして受信部 2 4 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して高周波超音波素子列からの受信信号を受け取り、受信処理を行う。

【 0 0 8 9 】

次に画像生成部 3 2 0 が受信部 2 4 0 からの検出データを受けて、第 1 の画像データを生成する (ステップ S 2)。主制御部 3 1 0 が第 1 の画像データについて解像度が仕様を満たしているか否かを判断する (ステップ S 3)。この解像度の評価は、例えばデジタルカメラなどのオートフォーカスに用いられるコントラスト検出により行うことができる。即ち、画像データからコントラストを検出し、検出されたコントラストが所定値以上であれば解像度が仕様を満たしていると判断し、検出されたコントラストが所定値未満であれば解像度が仕様を満たしていないと判断する。解像度が仕様を満たしている場合には、表示部 3 4 0 が第 1 の画像データを表示する (ステップ S 4)。

【 0 0 9 0 】

一方、解像度が仕様を満たしていない場合には、第 2 のモードが実行される (ステップ S 5)。即ち、スイッチ部 2 3 0 が低周波超音波素子列を選択して、送信部 2 1 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して低周波超音波素子列を矩形波により駆動する。そして受信部 2 4 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して低周波超音波素子列からの受信信号を受け取り、受信処理を行う。

【 0 0 9 1 】

次に画像生成部 3 2 0 が受信部 2 4 0 からの検出データを受けて、第 2 の画像データを生成する (ステップ S 6)。主制御部 3 1 0 が第 2 の画像データについて解像度が仕様を満たしているか否かを判断する (ステップ S 7)。解像度が仕様を満たしている場合には、表示部 3 4 0 が第 2 の画像データを表示する (ステップ S 8)。

【 0 0 9 2 】

一方、解像度が仕様を満たしていない場合には、第 3 のモードが実行される (ステップ S 9)。即ち、スイッチ部 2 3 0 が高周波超音波素子列及び低周波超音波素子列の両方を選択して、送信部 2 1 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して高周波超音波素子列及び低周波超音波素子列の両方を矩形波により駆動する。そして受信部 2 4 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して高周波超音波素子列及び低周波超音波素子列の両方からの受信信号を受け取り、受信処理を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 3 】

次に画像生成部 3 2 0 が受信部 2 4 0 からの検出データを受けて、第 3 の画像データを生成し（ステップ S 1 0 ）、表示部 3 4 0 が第 3 の画像データを表示する（ステップ S 1 1 ）。

【 0 0 9 4 】

このように本実施形態の超音波診断装置 4 0 0 によれば、検出したい対象物との距離に応じて、第 1、第 2、第 3 のモードを自動的に切り換えてプロービングすることができる。こうすることで、検出したい対象物との距離に関わらず、鮮明なエコー画像を得ることができるから、確実な診断などが可能になる。

【 0 0 9 5 】

図 1 2 は、本実施形態の超音波診断装置 4 0 0 における駆動及び画像生成のフローを示す第 2 のフローチャートである。図 1 2 に示すフローも図 1 1 のフローと同様に、制御部 2 2 0 及び主制御部 3 1 0 の制御により実行される。

【 0 0 9 6 】

最初に、第 1 のモードが実行される（ステップ S 2 1 ）。即ち、スイッチ部 2 3 0 が高周波超音波素子列を選択して、送信部 2 1 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して高周波超音波素子列を正弦波により駆動する。そして受信部 2 4 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して高周波超音波素子列からの受信信号を受け取り、受信処理を行う。

【 0 0 9 7 】

そして画像生成部 3 2 0 が受信部 2 4 0 からの検出データを受けて、第 1 の画像データを生成する（ステップ S 2 2 ）。

【 0 0 9 8 】

次に、第 2 のモードが実行される（ステップ S 2 3 ）。即ち、スイッチ部 2 3 0 が低周波超音波素子列を選択して、送信部 2 1 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して低周波超音波素子列を矩形波により駆動する。そして受信部 2 4 0 がスイッチ部 2 3 0 を介して低周波超音波素子列からの受信信号を受け取り、受信処理を行う。

【 0 0 9 9 】

そして画像生成部 3 2 0 が受信部 2 4 0 からの検出データを受けて、第 2 の画像データを生成する（ステップ S 2 4 ）。

【 0 1 0 0 】

次に、画像生成部 3 2 0 が第 1 の画像データと第 2 の画像データとを合成し（ステップ S 2 5 ）、表示部 3 4 0 が合成された画像データを表示する（ステップ S 2 6 ）。

【 0 1 0 1 】

このように本実施形態の超音波診断装置 4 0 0 によれば、第 1 のモードによる画像と第 2 のモードによる画像とを合成することで、近くにある対象物から遠くにある対象物まで 1 つの画面で効率よく表示することができる。

【 0 1 0 2 】

図 1 3（A）、図 1 3（B）に、本実施形態の超音波診断装置 4 0 0 の具体的な構成例を示す。図 1 3（A）は携帯型の超音波診断装置 4 0 0 を示し、図 1 3（B）は据置型の超音波診断装置 4 0 0 を示す。

【 0 1 0 3 】

携帯型及び据置型の超音波診断装置 4 0 0 は共に、超音波プローブ 3 0 0、ケーブル C B 及び超音波診断装置本体 4 1 0 を含む。超音波プローブ 3 0 0 は、ケーブル C B により超音波診断装置本体 4 1 0 に接続される。超音波診断装置本体 4 1 0 は表示用画像データを表示する表示部 3 4 0 を含む。

【 0 1 0 4 】

図 1 3（C）に、本実施形態の超音波プローブ 3 0 0 の具体的な構成例を示す。超音波プローブ 3 0 0 はプローブヘッド 3 0 1 及びプローブ本体 3 0 2 を含み、図 1 3（C）に示すように、プローブヘッド 3 0 1 はプローブ本体 3 0 2 に対して脱着可能である。

【 0 1 0 5 】

10

20

30

40

50

プローブヘッド 301 は、超音波デバイス 100、支持部材 SUP、被検体と接触する接触部材 130、超音波デバイス 100 を保護する保護部材（保護膜）PF、コネクタ CNa 及びプローブ筐体 140 を含む。超音波デバイス 100 は、接触部材 130 と支持部材 SUP との間に設けられる。

【0106】

プローブ本体 302 は、処理装置 200 及びプローブ本体側コネクタ CNb を含む。プローブ本体側コネクタ CNb は、プローブヘッド側コネクタ CNa と接続される。プローブ本体 302 は、ケーブル CB により超音波診断装置本体に接続される。

【0107】

なお、以上のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。従って、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれるものとする。例えば、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。また処理装置、超音波デバイス、超音波プローブ及び超音波診断装置の構成、動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形実施が可能である。

10

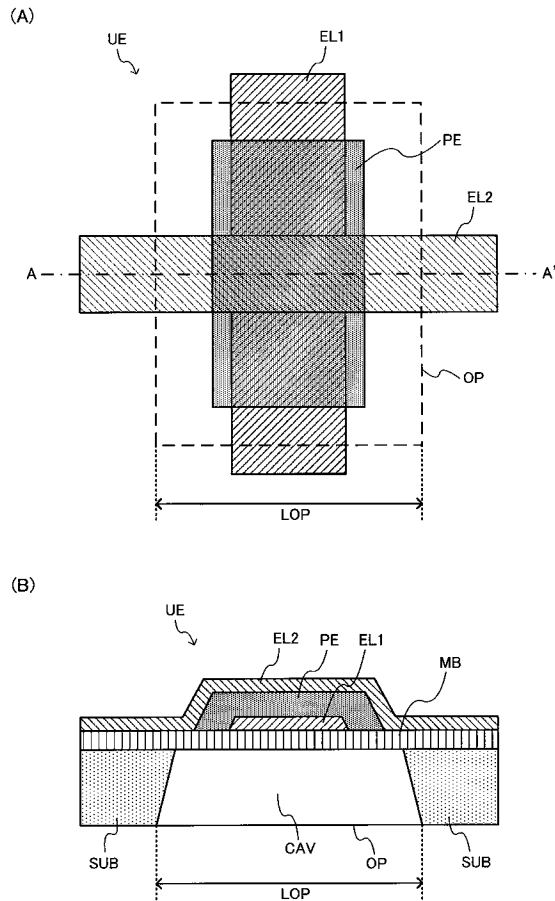
【符号の説明】

【0108】

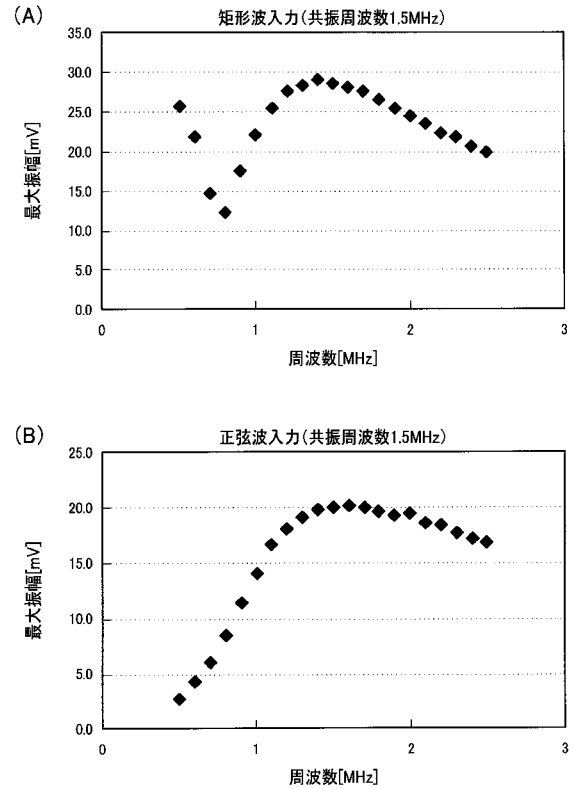
100 超音波デバイス、130 接触部材、140 プローブ筐体、
200 処理装置、210 送信部、220 制御部、230 スイッチ部、
240 受信部、300 超音波プローブ、301 プローブヘッド、
302 プローブ本体、310 主制御部、320 画像生成部、330 UI 部、
340 表示部、400 超音波診断装置、410 超音波診断装置本体、
H__UEC1 ~ H__UECn 高周波超音波素子列、
L__UEC1 ~ L__UECn 低周波超音波素子列、VDR1 ~ VDRn 駆動信号、
VR1 ~ VRn 受信信号

20

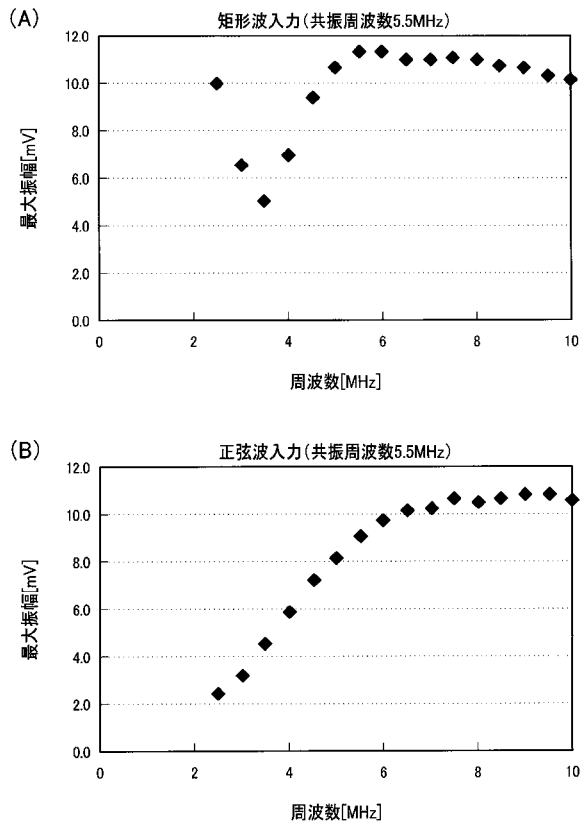
【図 1】



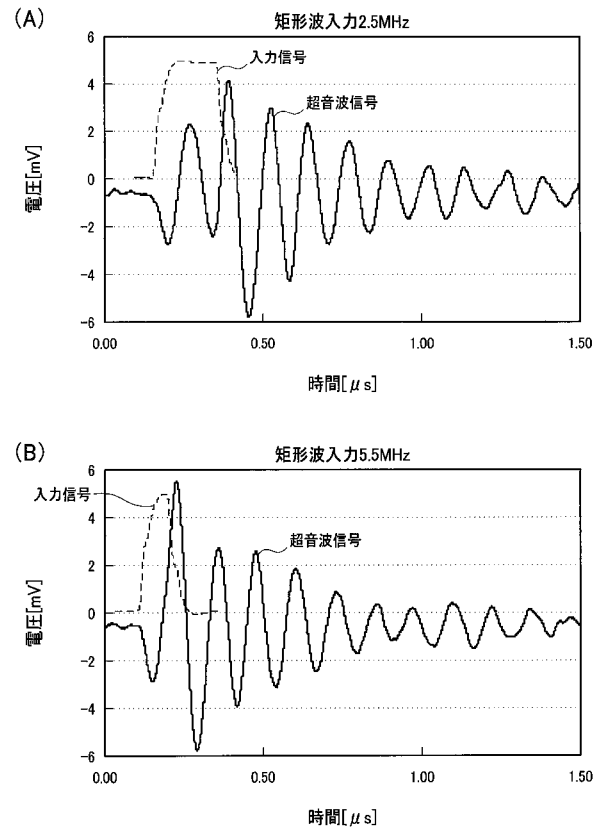
【図 2】



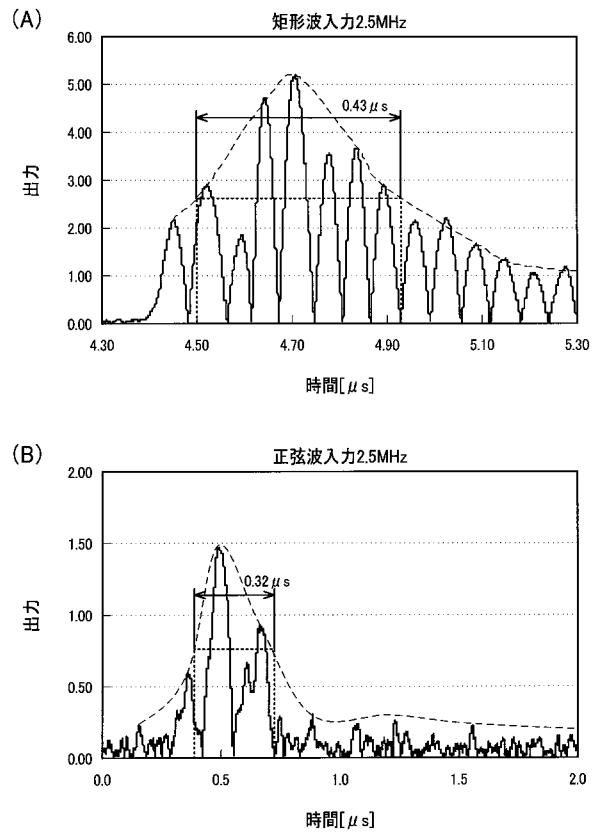
【図 3】



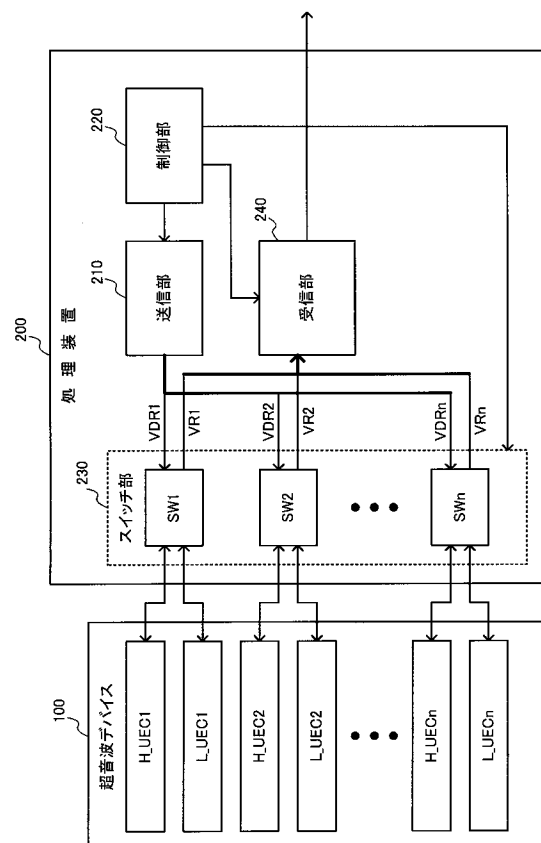
【図 4】



【 図 6 】

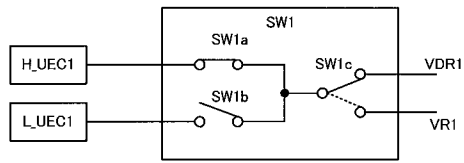


【 図 8 】

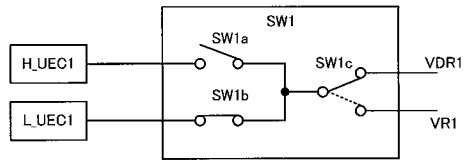


【図 9】

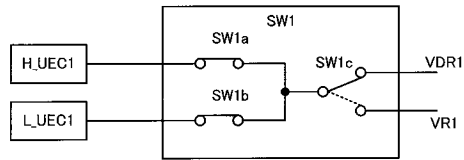
(A)



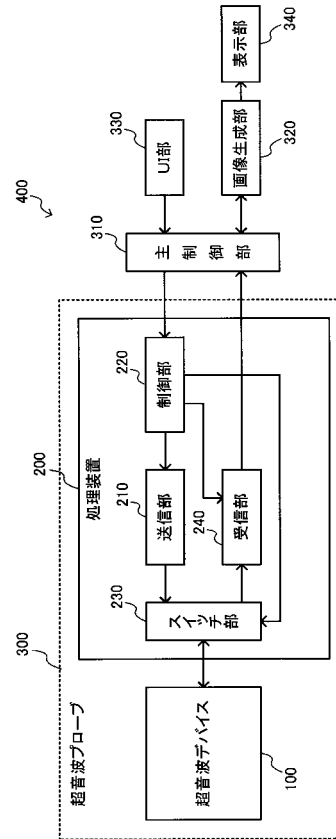
(B)



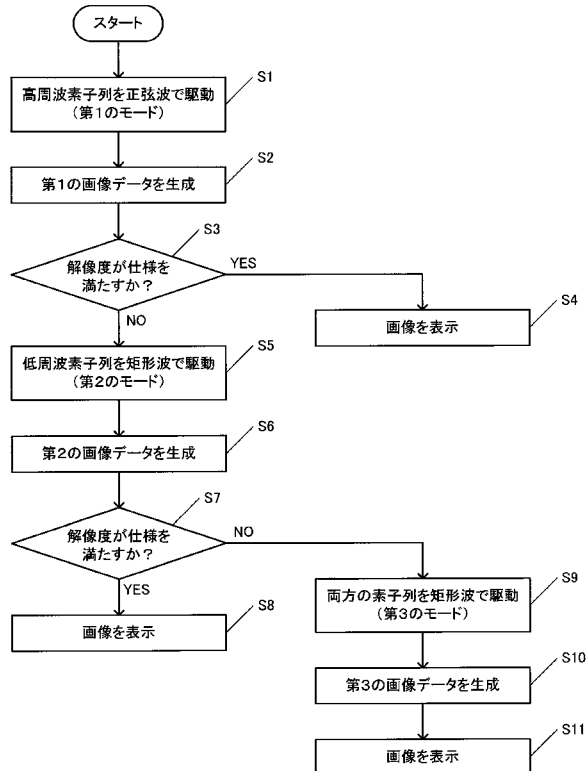
(C)



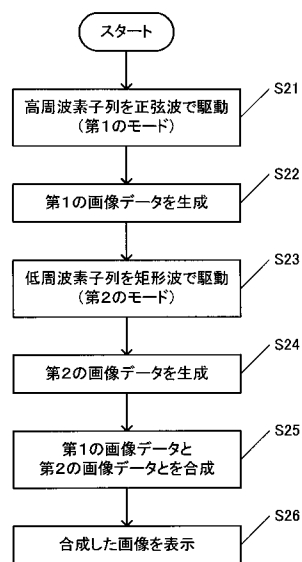
【図 10】



【図 11】

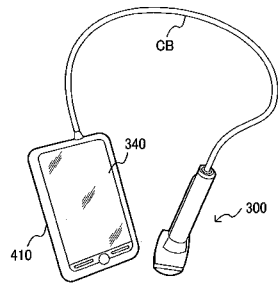


【図 12】

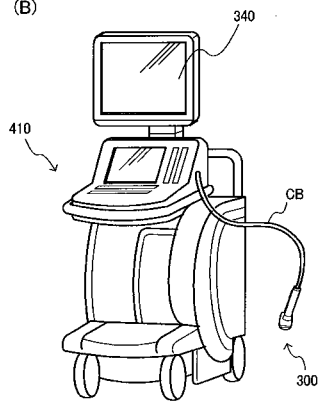


【図 13】

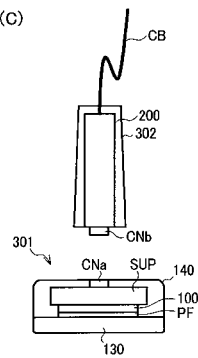
(A)



(B)



(C)



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 BA03 BC13 CA01 DB02 EA07 GB02 GB21 GF06 GF09 GF15
GF21 GG35
4C601 EE04 GB04 GB19 GB20 GB21 HH04 HH06 HH35 JC21

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2013244332A5	公开(公告)日	2015-07-16
申请号	JP2012121889	申请日	2012-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	大西康憲 鶴野次郎		
发明人	大西 康憲 鶴野 次郎		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4405 A61B8/4411 A61B8/4427 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/54 B06B1/0269 B06B1/0622 G01S7/5202 G01S7/52046 G01S7/5205 G01S15/8925 G01S15 /895		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/EA07 2G047/GB02 2G047/GB21 2G047 /GF06 2G047/GF09 2G047/GF15 2G047/GF21 2G047/GG35 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/HH04 4C601/HH06 4C601/HH35 4C601/JC21		
代理人(译)	井上 一 黑田靖		
其他公开文献	JP5966621B2 JP2013244332A		

摘要(译)

能够根据到物体，超声波设备的距离驱动的处理装置中，提供一种超声波探头及超声波诊断装置等。的处理器200，用于输出驱动信号到超声装置100的发送单元210，接收部分240执行从超声波设备100接收到的信号的接收处理，在发送部210和接收部并且控制单元220用于控制空调240。超声装置100包括高频超声波元件列H_UEC1~H_UECn多个超声波元件被布置成具有所述第一频率的共振特性，具有第二频率比第一频率低的谐振特性的多个并且低频超声波元件行L_UEC 1至L_UECn，其中图1的超声波元件在图2中示出。发送部210，在第一模式中，输出相对于所述高频超声波元件线的正弦波的驱动信号，在第二模式中，它输出一个矩形波的低频超声波元件列的驱动信号到。点域8