

(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2013-247982
(P2013-247982A)

(43) 公開日 平成25年12月12日(2013.12.12)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-122788 (P2012-122788)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成24年5月30日 (2012. 5. 30)		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	100095728
			弁理士 上柳 雅誉
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(74) 代理人	100127661
			弁理士 宮坂 一彦
		(72) 発明者	中澤 勇祐
			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
		F ターム (参考)	4C601 DD03 DE03 EE09 EE12 GB06 GB19 HH01 HH06 JB31 JB48 JB49

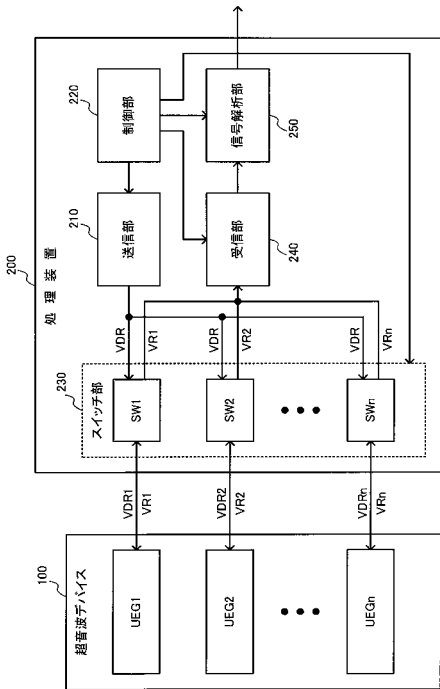
(54) 【発明の名称】 処理装置、超音波デバイス、超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】簡素な構成で複数の異なる周波数の超音波を同時に射出させ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 200 は、超音波デバイス 100 の処理装置であって、超音波デバイス 100 に対して駆動信号 VDR1 ~ VDRn を出力する送信部 210 と、送信部 210 を制御する制御部 220 とを含む。超音波デバイス 100 は、第 1 ~ 第 n (n は 2 以上の整数) の周波数の共振特性を有する第 1 ~ 第 n の超音波素子群 UEG1 ~ UEGn を有する。送信部 210 は、第 1 ~ 第 n の超音波素子群 UEG1 ~ UEGn に対して、駆動信号 VDR1 ~ VDRn として、半波パルスの駆動信号を出力する。

【選択図】図 7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波デバイスの処理装置であって、
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、
前記送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～第 n (n は 2 以上の整数) の周波数の共振特性を有する第 1 の超音波素子群～第 n の超音波素子群を有し、
前記送信部は、
前記第 1 の超音波素子群～前記第 n の超音波素子群に対して、前記駆動信号として、半波パルスの駆動信号を出力することを特徴とする処理装置。 10

【請求項 2】

請求項 1 において、
前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数のうちの第 i (i は $1 \leq i \leq n-1$ である整数) の周波数及び前記第 i の周波数より高い第 j (j は $2 \leq j \leq n$ である整数) の周波数は、前記第 j の周波数が前記第 i の周波数の非整数倍であることを特徴とする処理装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 において、
前記半波パルスの周波数は、
前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数のうちの最も高い周波数よりも高い周波数であることを特徴とする処理装置。 20

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、
前記半波パルスは、
半波の矩形波、半波の三角波及び半波の正弦波のうちのいずれかであることを特徴とする処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれかにおいて、
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を含み、
前記受信部は、
前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数が通過周波数帯域に含まれる第 1 のバンドパスフィルター回路～第 n のバンドパスフィルター回路を有することを特徴とする処理装置。 30

【請求項 6】

請求項 5 において、
前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の出力信号に基づいて周波数解析を行う信号解析部を含むことを特徴とする処理装置。

【請求項 7】

請求項 6 において、
前記信号解析部は、
前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の出力信号を直交検波する第 1 の直交検波器～第 n の直交検波器と、
前記第 1 の直交検波器～前記第 n の直交検波器により直交検波された信号に基づいて周波数解析を行う少なくとも 1 つのフーリエ変換器と、
前記少なくとも 1 つのフーリエ変換器の解析結果に基づいて演算を行う少なくとも 1 つの演算回路とを有することを特徴とする処理装置。 40

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 において、
前記信号解析部は、
前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の各出力信号ごとに周波数解析を行うことを特徴とする処理装置。 50

【請求項 9】

請求項 8 において、

前記信号解析部は、

前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の第 1 の出力信号～第 n の出力信号から得られる第 1 のサンプルデータ～第 n のサンプルデータに基づいて、前記周波数解析を行うことを特徴とする処理装置。

【請求項 10】

請求項 7 において、

前記信号解析部は、

前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の出力信号を規格化する第 1 の規格化回路～第 n の規格化回路を有し、

前記第 1 の規格化回路～前記第 n の規格化回路は、

前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数の受信信号を 1 つの基準周波数の信号に変換する規格化処理を行い、

前記フーリエ変換器は、

前記第 1 の規格化回路～前記第 n の規格化回路により規格化された信号を合成して周波数解析を行うことを特徴とする処理装置。

【請求項 11】

第 1 の周波数～第 n (n は 2 以上の整数) の周波数の共振特性を有する第 1 の超音波素子群～第 n の超音波素子群と、

第 1 の方向に沿って配線される複数の駆動電極線と、

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 の超音波素子群～前記第 n の超音波素子群の各超音波素子群は、

前記第 2 の方向に沿って配置される複数の超音波素子列を有し、

前記複数の超音波素子列の各超音波素子列は、

前記第 1 の方向に沿って配置される複数の超音波素子を有し、

前記複数の超音波素子の各超音波素子が有する第 1 の電極は、前記複数の駆動電極線のいずれかに接続され、

前記複数の超音波素子の各超音波素子が有する第 2 の電極は、前記複数のコモン電極線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。

【請求項 12】

請求項 11 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ることを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 13】

請求項 12 において、

前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数のうちの、第 i (i は $1 \leq i \leq n-1$ である整数) の周波数の共振特性を有する超音波素子の前記開口の短辺の長さは、前記第 i の周波数より高い第 j (j は $2 \leq j \leq n$ である整数) の周波数の共振特性を有する超音波素子の前記開口の短辺の長さより長いことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 14】

請求項 1 乃至 10 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 15】

請求項 11 又は 12 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 16】

請求項 1 乃至 10 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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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。

【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診断装置や血管中の血液の流速をドップラー効果を利用して検出する診断装置などが知られている。血液の流速を精度良く検出するためには、フーリエ解析に用いるサンプル数を多くする必要はあるが、そのためにはサンプリング周波数を上げたり、複数の異なる周波数の超音波を用いるなどの方法がある。例えば特許文献 1 には、異なる周波数の超音波素子を混在させる手法が開示されている。しかしながらこの手法では、送信回路の構成が複雑になるなどの課題がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2003 - 169800 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

本発明の幾つかの態様によれば、簡素な構成で複数の異なる周波数の超音波を同時に射出させ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】

【0005】

本発明の一態様は、超音波デバイスの処理装置であって、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、前記送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～第 n (n は 2 以上の整数) の周波数の共振特性を有する第 1 の超音波素子群～第 n の超音波素子群を有し、前記送信部は、前記第 1 の超音波素子群～前記第 n の超音波素子群に対して、前記駆動信号として、半波パルスの駆動信号を出力する処理装置に係する。

40

【0006】

本発明の一態様によれば、第 1 ～第 n の周波数の共振特性を有する超音波デバイスを 1 つの周波数の半波パルスで駆動することにより、簡素な構成で複数の異なる周波数の超音波を同時に射出させることができる。その結果、効率的で精度の高い検出などが可能になる。

【0007】

また本発明の一態様では、前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数のうちの第 i (i は 1 i $n - 1$ である整数) の周波数及び前記第 i の周波数より高い第 j (j は 2 j n である整数) の周波数は、前記第 j の周波数が前記第 i の周波数の非整数倍であってもよ

50

い。

【 0 0 0 8 】

このようにすれば、第 j の周波数が第 i の周波数の高調波にならないから、高調波の周波数成分が受信信号に与える影響を防止することができる。

【 0 0 0 9 】

また本発明の一態様では、前記半波パルスの周波数は、前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数のうちの最も高い周波数よりも高い周波数であってもよい。

【 0 0 1 0 】

このようにすれば、第 1 の周波数～第 n の周波数の超音波を効率良く出射することができる。

10

【 0 0 1 1 】

また本発明の一態様では、前記半波パルスは、半波の矩形波、半波の三角波及び半波の正弦波のうちのいずれかであってもよい。

【 0 0 1 2 】

このようにすれば、1つの周波数の半波パルスで駆動することにより、第 1～第 n の周波数の超音波を同時に射出させることができる。

【 0 0 1 3 】

また本発明の一態様では、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を含み、前記受信部は、前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数が通過周波数帯域に含まれる第 1 のバンドパスフィルター回路～第 n のバンドパスフィルター回路を有してもよい。

20

【 0 0 1 4 】

このようにすれば、第 1～第 n のバンドパスフィルター回路により、受信信号から第 1～第 n の周波数を含む所望の周波数成分を分離して出力することができる。

【 0 0 1 5 】

また本発明の一態様では、前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の出力信号に基づいて周波数解析を行う信号解析部を含んでもよい。

【 0 0 1 6 】

このようにすれば、第 1～第 n のバンドパスフィルター回路の出力信号の周波数解析を行うことで、第 1～第 n の周波数の超音波によるエコー信号の周波数分布などを解析することができる。

30

【 0 0 1 7 】

また本発明の一態様では、前記信号解析部は、前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の出力信号を直交検波する第 1 の直交検波器～第 n の直交検波器と、前記第 1 の直交検波器～前記第 n の直交検波器により直交検波された信号に基づいて周波数解析を行う少なくとも 1 つのフーリエ変換器と、前記少なくとも 1 つのフーリエ変換器の解析結果に基づいて演算を行う少なくとも 1 つの演算回路とを有してもよい。

【 0 0 1 8 】

このようにすれば、直交検波を行うことで受信信号から周波数シフトの成分だけを取り出すことができるから、精度の高い周波数解析を行うことができる。

40

【 0 0 1 9 】

また本発明の一態様では、前記信号解析部は、前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の各出力信号ごとに周波数解析を行ってもよい。

【 0 0 2 0 】

このようにすれば、第 1～第 n の周波数ごとに、それぞれの周波数の超音波によるエコー信号の周波数分布などを解析することができる。

【 0 0 2 1 】

また本発明の一態様では、前記信号解析部は、前記第 1 のバンドパスフィルター回路～前記第 n のバンドパスフィルター回路の第 1 の出力信号～第 n の出力信号から得られる第 1 のサンプルデータ～第 n のサンプルデータに基づいて、前記周波数解析を行ってもよい

50

。

【 0 0 2 2 】

このようにすれば、解析に用いるデータのサンプル数を多くすることができ、また時間応答性を向上させることができるから効率的で精度の高い周波数解析が可能になる。

【 0 0 2 3 】

また本発明の一態様では、前記信号解析部は、前記第 1 のバンドパスフィルタ回路～前記第 n のバンドパスフィルタ回路の出力信号を規格化する第 1 の規格化回路～第 n の規格化回路を有し、前記第 1 の規格化回路～前記第 n の規格化回路は、前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数の受信信号を 1 つの基準周波数の信号に変換する規格化処理を行い、前記フーリエ変換器は、前記第 1 の規格化回路～前記第 n の規格化回路により規格化された信号を合成して周波数解析を行ってもよい。

10

【 0 0 2 4 】

このようにすれば、規格化された信号を合成して周波数解析を行うことができるから、異なる周波数の超音波によるエコー信号の周波数分布などを効率的に解析することができる。

【 0 0 2 5 】

本発明の他の態様は、第 1 の周波数～第 n (n は 2 以上の整数) の周波数の共振特性を有する第 1 の超音波素子群～第 n の超音波素子群と、第 1 の方向に沿って配線される複数の駆動電極線と、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 の超音波素子群～前記第 n の超音波素子群の各超音波素子群は、前記第 2 の方向に沿って配置される複数の超音波素子列を有し、前記複数の超音波素子列の各超音波素子列は、前記第 1 の方向に沿って配置される複数の超音波素子を有し、前記複数の超音波素子の各超音波素子が有する第 1 の電極は、前記複数の駆動電極線のいずれかに接続され、前記複数の超音波素子の各超音波素子が有する第 2 の電極は、前記複数のコモン電極線のいずれかに接続される超音波デバイスに関係する。

20

【 0 0 2 6 】

本発明の他の態様によれば、複数の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 の周波数の共振特性を有する第 1 ～第 n の超音波素子群を駆動し、第 1 ～第 n の周波数の超音波を同時に射出することができる。

【 0 0 2 7 】

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ってもよい。

30

【 0 0 2 8 】

このようにすれば、圧電体膜を有する超音波素子を基板上にアレイ状に配置することができる。

40

【 0 0 2 9 】

また本発明の他の態様では、前記第 1 の周波数～前記第 n の周波数のうちの、第 i (i は 1 ≤ i ≤ n - 1 である整数) の周波数の共振特性を有する超音波素子の前記開口の短辺の長さは、前記第 i の周波数より高い第 j (j は 2 ≤ j ≤ n である整数) の周波数の共振特性を有する超音波素子の前記開口の短辺の長さより長くてもよい。

【 0 0 3 0 】

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

【 0 0 3 1 】

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係する

50

。

【 0 0 3 2 】

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係する。

【 0 0 3 3 】

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係する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 4 】

【 図 1 】 図 1 (A)、図 1 (B) は、超音波素子の基本的な構成例。

10

【 図 2 】 半波の矩形波、半波の三角波及び半波の正弦波の例。

【 図 3 】 図 3 (A)、図 3 (B)、図 3 (C) は、半波の矩形波を入力した場合に出射される超音波の周波数分布。

【 図 4 】 図 4 (A)、図 4 (B)、図 4 (C) は、半波の正弦波を入力した場合に出射される超音波の周波数分布。

【 図 5 】 図 5 (A)、図 5 (B)、図 5 (C) は、半波の三角波を入力した場合に出射される超音波の周波数分布。

【 図 6 】 超音波デバイスの構成例。

【 図 7 】 処理装置の構成例。

【 図 8 】 図 8 (A)、図 8 (B) は、受信部及び信号解析部の第 1、第 2 の構成例。

20

【 図 9 】 図 9 (A)、図 9 (B) は、ドップラー効果による流速検出を説明する図。

【 図 1 0 】 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 1 1 】 図 1 1 (A)、図 1 1 (B) は、超音波診断装置の具体的な構成例。図 1 1 (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 】

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

30

1. 超音波素子

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 7 】

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。

40

【 0 0 3 8 】

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 9 】

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 ($PbTiO_3$)、ジルコン酸鉛 ($PbZrO_3$)、チタン酸鉛ランタン ($(Pb, La)TiO_3$) などを用いてもよい。

50

【0040】

第2電極層EL2は、例えば金属薄膜で形成され、圧電体膜PE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EL2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UEに接続される配線であってもよい。

【0041】

振動膜(メンブレン)MBは、例えばSiO₂薄膜とZrO₂薄膜との2層構造により開口OPを塞ぐように設けられる。この振動膜MBは、圧電体膜PE及び第1、第2電極層EL1、EL2を支持すると共に、圧電体膜PE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。

【0042】

空洞領域CAVは、シリコン基板SUB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(RIE)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CAVの開口OPより超音波が放射される。

【0043】

超音波素子UEの下部電極は、第1電極層EL1により形成され、上部電極は、第2電極層EL2により形成される。具体的には、第1電極層EL1のうちの圧電体膜PEに覆われた部分が下部電極を形成し、第2電極層EL2のうちの圧電体膜PEを覆う部分が上部電極を形成する。即ち、圧電体膜PEは、下部電極と上部電極に挟まれて設けられる。

【0044】

圧電体膜PEは、下部電極と上部電極との間、即ち第1電極層EL1と第2電極層EL2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PEの一方の面は第1電極層EL1を介して振動膜MBに接合されているが、他方の面には第2電極層EL2が形成されるものの、第2電極層EL2上には他の層が形成されない。そのため圧電体膜PEの振動膜MB側が伸縮しにくく、第2電極層EL2側が伸縮し易くなる。従って、圧電体膜PEに電圧を印加すると、空洞領域CAV側に凸となる撓みが生じ、振動膜MBを撓ませる。圧電体膜PEに交流電圧を印加することで、振動膜MBが膜厚方向に対して振動し、この振動膜MBの振動により超音波が開口OPから放射される。圧電体膜PEに印加される電圧は、例えば10~30Vであり、周波数は例えば1~10MHzである。

【0045】

超音波素子UEは、開口OPの短辺の長さLOPによって決まる共振特性を有する。開口OPの短辺の長さLOPが長いほど共振周波数が低くなり、開口OPの短辺の長さLOPが短いほど共振周波数が高くなる。第1~第n(nは2以上の整数)の周波数f₁~f_nの共振周波数を有する第1~第nの超音波素子について、第i(iは1 ≤ i ≤ n-1である整数)の周波数f_iの共振特性を有する第iの超音波素子の開口OPの短辺の長さLOP_iは、第iの周波数f_iより高い第j(jは2 ≤ j ≤ nである整数)の周波数f_jの共振特性を有する第jの超音波素子の開口OPの短辺の長さLOP_jより長い。即ち、第iの超音波素子の共振周波数をf_i、第jの超音波素子の共振周波数をf_j(f_i < f_j)とし、第i、第jの超音波素子の開口OPの短辺の長さをLOP_i、LOP_jとした場合に、LOP_i > LOP_jである。

【0046】

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

【0047】

後述するように、本実施形態の超音波デバイス100では、開口OPの短辺の長さLOPが異なる超音波素子を設けることで、異なる共振周波数をもつ超音波素子を1つの基板上に混在して配置することができる。

【0048】

超音波素子UEの圧電体膜PEに印加する信号(駆動信号)として半波パルスを用いることができる。この半波パルスとして、半波の矩形波、半波の三角波及び半波の正弦波のうちのいずれかを用いることができる。或いは、半波パルスとして、半波の矩形波、半波

10

20

30

40

50

の三角波及び半波の正弦波のうちのいずれかを用いることが望ましい。

【0049】

半波パルスの信号波形は、電圧が基準電圧から最大電圧まで変化する1つの立ち上がり部と、電圧が最大電圧から基準電圧まで変化する1つの立ち下がり部とから構成される信号波形である。但し、立ち上がり部における電圧変化は単調増加とは限らず、立ち下がり部における電圧変化は単調減少とは限らない。例えば、立ち上がり部がオーバーシュートを含んでもよいし、立ち下がり部がアンダーシュートを含んでもよい。

【0050】

図2に、半波パルスとして、半波の矩形波、半波の三角波及び半波の正弦波の例を示す。図2に示すように、半波パルスは1/2周期分の信号で構成される。このような半波パルスを駆動信号として用いることで、異なる共振周波数をもつ複数の超音波素子を同一周波数の半波パルスで駆動することができる。これは、これらの半波パルスが広い周波数成分をもっているからである。

10

【0051】

図3(A)、図3(B)、図3(C)に、半波の矩形波を入力した場合に出射される超音波の周波数分布(周波数スペクトル)を示す。超音波素子の共振周波数は1MHzである。図3(A)は0.5MHzの半波の矩形波を入力した場合であるが、共振周波数1MHzの近傍で出力が著しく減少している。また、0.5MHz付近で出力のサブピークが見られる。一方、図3(B)、図3(C)はそれぞれ1MHz、1.5MHzの半波の矩形波を入力した場合であるが、共振周波数1MHzの近傍で出力の減少は見られない。

20

【0052】

図4(A)、図4(B)、図4(C)に、半波の正弦波を入力した場合に出射される超音波の周波数分布を示す。超音波素子の共振周波数は1MHzである。図4(A)は0.5MHzの半波の正弦波を入力した場合であるが、共振周波数1MHzより低い周波数領域でも出力が分布している。一方、図3(B)、図3(C)はそれぞれ1MHz、1.5MHzの半波の正弦波を入力した場合であるが、共振周波数1MHzの近傍でシャープなピークが見られる。

【0053】

図5(A)、図5(B)、図5(C)に、半波の三角波を入力した場合に出射される超音波の周波数分布を示す。超音波素子の共振周波数は1MHzである。図4(A)は0.5MHzの半波の三角波を入力した場合であるが、共振周波数1MHzより低い周波数領域でも出力が分布している。一方、図3(B)、図3(C)はそれぞれ1MHz、1.5MHzの半波の正弦波を入力した場合であるが、共振周波数1MHzの近傍でシャープなピークが見られる。

30

【0054】

以上のことから、超音波素子の共振周波数より低い周波数の半波パルスを用いた場合には、出射される超音波の周波数スペクトルは複雑になる。一方、超音波素子の共振周波数より高い周波数の半波パルスを用いた場合には、出射される超音波の周波数スペクトルは望ましい形になる。従って、異なる共振周波数をもつ複数の超音波素子を同一の半波パルスで駆動する場合には、最も高い共振周波数よりも高い周波数の半波パルスを用いるのが望ましい。

40

【0055】

2. 超音波デバイス

図6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)の超音波素子群UEG1～UEGn、複数の駆動電極線DL11、DL12、DL13・・・、複数のコモン電極線CL1～CLm(mは2以上の整数)を含む。図6では、例としてm=8、n=4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6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 6 】

第 1 ~ 第 n の超音波素子群 $U E G 1 \sim U E G n$ は、第 1 ~ 第 n の周波数の共振周波数を有する。そして各超音波素子群は、第 2 の方向 $D 2$ に沿って配置される複数の超音波素子列（例えば $U E C 1 1$ 、 $U E C 1 2$ 、 $U E C 1 3$ ）を含む。複数の超音波素子列の各超音波素子列は、第 1 の方向 $D 1$ に沿って配置される複数の超音波素子を含む。例えば、第 1 の超音波素子群 $U E G 1$ は、3 つの超音波素子列 $U E C 1 1$ 、 $U E C 1 2$ 、 $U E C 1 3$ を含む。超音波素子列 $U E C 1 1$ は、第 1 の方向 $D 1$ に沿って配置される 8 個の超音波素子 $U E$ を含む。3 つの超音波素子列 $U E C 1 1$ 、 $U E C 1 2$ 、 $U E C 1 3$ に含まれる超音波素子は、第 1 の周波数の共振特性を有する。図 6 では、各超音波素子群は 3 つの超音波素子列を含むが、超音波素子列の数はこれに限定されるものではない。

10

【 0 0 5 7 】

第 1 ~ 第 n の超音波素子群 $U E G 1 \sim U E G n$ の共振周波数を $f 1 \sim f n$ とすると、 $f 1 < f 2 < f 3 < \dots < f n$ である場合には、 $L O P 1 > L O P 2 > L O P 3 > \dots > L O P n$ である。ここで $L O P k$ (k は $1 \leq k \leq n$ である整数) は第 k の超音波素子群 $U E G k$ に含まれる超音波素子 $U E$ の開口 $O P$ の短辺の長さである。

【 0 0 5 8 】

第 1 ~ 第 n の周波数のうちの第 i (i は $1 \leq i \leq n - 1$ である整数) の周波数 $f i$ 及び第 i の周波数より高い第 j (j は $2 \leq j \leq n$ である整数) の周波数 $f j$ は、第 j の周波数 $f j$ が第 i の周波数 $f i$ の非整数倍となるように設定される。例えば $n = 4$ の場合では、 $f 1 = 1 \text{ MHz}$ 、 $f 2 = 1.5 \text{ MHz}$ 、 $f 3 = 3.5 \text{ MHz}$ 、 $f 4 = 5.5 \text{ MHz}$ に設定される。このようにすることで、1 つの超音波素子群から出射される超音波に含まれる高調波成分が、高調波と同じ共振周波数をもつ他の超音波素子群から出射される超音波と重なることを防止できる。また、 A / D 変換器のサンプリング時に発生する実際の受信周波数の 2 倍、3 倍などの架空の周波数成分が、本来の受信信号に重なることを防止できる。

20

【 0 0 5 9 】

複数の駆動電極線 $D L 1 1$ 、 $D L 1 2$ 、 $D L 1 3 \dots$ は、第 1 の方向 $D 1$ に沿って配線される。各超音波素子 $U E$ が有する第 1 の電極は、複数の駆動電極線のいずれかに接続される。例えば図 6 では、第 1 の超音波素子群 $U E G 1$ の超音波素子列 $U E C 1 1$ に含まれる 8 個の超音波素子の第 1 の電極は、駆動電極線 $D L 1 1$ に接続される。同様に、超音波素子列 $U E C 1 2$ に含まれる 8 個の超音波素子の第 1 の電極は、駆動電極線 $D L 1 2$ に接続される。

30

【 0 0 6 0 】

超音波を出射する送信期間には、後述する処理装置 2 0 0 が出力する駆動信号が駆動電極線 $D L 1 1$ 、 $D L 1 2$ 、 $\dots$ 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駆動電極線 $D L 1 1$ 、 $D L 1 2$ 、 $\dots$ を介して出力される。

【 0 0 6 1 】

第 1 ~ 第 m のコモン電極線 $C L 1 \sim C L m$ (広義には複数のコモン電極線) は、第 2 の方向 $D 2$ に沿って配線される。各超音波素子 $U E$ が有する第 2 の電極は、第 1 ~ 第 m のコモン電極線 $C L 1 \sim C L m$ のうちのいずれかに接続される。

40

【 0 0 6 2 】

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

【 0 0 6 3 】

本実施形態の超音波デバイス 1 0 0 によれば、異なる共振周波数を有する複数の超音波素子を設けることができるから、異なる周波数の超音波を同時に射出することができる。さらに、1 つの周波数の駆動信号により異なる共振周波数をもつ超音波素子を同時に駆動することができる。

【 0 0 6 4 】

50

3. 処理装置

図7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。

【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の超音波素子群UEG1～UEGnに対して、半波パルスの第1～第nの駆動信号VDR1～VDRn（広義には駆動信号）を出力する。半波パルスとして、半波の矩形波、半波の三角波及び半波の正弦波のうちのいずれかを用いることができる。或いは、半波パルスとして、半波の矩形波、半波の三角波及び半波の正弦波のうちのいずれかを用いることが望ましい。駆動信号VDR1～VDRnは、同一周波数の半波パルスであって、上述したように、最も高い共振周波数よりも高い周波数の半波パルスを用いるのが望ましい。こうすることで、第1～第nの超音波素子群UEG1～UEGnの共振周波数ごとに、異なる周波数の駆動信号を生成する必要がなくなるから、送信部210の構成を簡素にすることができる。

10

【0066】

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～VDRn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、信号解析部250に出力する。受信部240の構成については、後述する。

20

【0067】

制御部220は、送信部210、受信部240、スイッチ部230及び信号解析部250を制御する。具体的には、送信部210に対して駆動信号VDR1～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～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。

【0068】

スイッチ部230は、スイッチ回路SW1～SWnを含み、制御部220の制御に基づいて、送信・受信の切り換え処理を行う。具体的には、例えばSW1は、送信期間には第1の超音波素子群UEG1に対して、送信部210からの駆動信号VDR1を出力し、受信期間には第1の超音波素子群UEG1からの受信信号VR1を受信部240に対して出力する。

30

【0069】

信号解析部250は、受信部240からの信号に基づいて周波数解析を行って、解析結果（例えば平均流速、最大流速など）を出力する。

【0070】

図8（A）、図8（B）に、本実施形態の受信部240及び信号解析部250の第1、第2の構成例を示す。なお、本実施形態の受信部240及び信号解析部250は図8（A）、図8（B）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。

40

【0071】

図8（A）に示す受信部240は、増幅回路AMP、第1～第4のバンドパスフィルタ回路BPF1～BPF4を含む。また、信号解析部250は、第1～第4の直交検波器QDT1～QDT4、第1～第4のフーリエ変換器FFT1～FFT4、第1～第5の演算回路CLC1～CLC5を含む。

【0072】

増幅回路AMPは、超音波デバイス100の各超音波素子からの受信信号VRを増幅して、バンドパスフィルタ回路BPF1～BPF4に出力する。

50

【 0 0 7 3 】

第 1 ~ 第 4 のバンドパスフィルタ回路 B P F 1 ~ B P F 4 の通過周波数帯域は、第 1 の周波数 ~ 第 4 (広義には第 n) の周波数 $f_1 \sim f_4$ を含む。例えば $f_1 = 1 \text{ MHz}$ 、 $f_2 = 1.5 \text{ MHz}$ 、 $f_3 = 3.5 \text{ MHz}$ 、 $f_4 = 5.5 \text{ MHz}$ の場合は、B P F 1 は $1 \text{ MHz} \pm 10 \text{ kHz}$ 、B P F 2 は $1.5 \text{ MHz} \pm 10 \text{ kHz}$ 、B P F 3 は $3.5 \text{ MHz} \pm 10 \text{ kHz}$ 、B P F 4 は $5.5 \text{ MHz} \pm 10 \text{ kHz}$ の通過周波数帯域を有する。このようにすることで、例えば血管中を流れる血液の流速に対応するドップラー効果による周波数シフトは数 kHz 程度であるから、受信信号から周波数 $f_1 \sim f_4$ に対応する周波数シフトの成分をそれぞれ分離して取り出すことができる。

【 0 0 7 4 】

直交検波器 Q D T 1 ~ Q D T 4 は、バンドパスフィルタ回路 B P F 1 ~ B P F 4 からの出力信号を直交検波する。直交検波を行うことで、周波数シフトの成分だけを取り出すことができる。

【 0 0 7 5 】

フーリエ変換器 F F T 1 ~ F F T 4 は、直交検波器 Q D T 1 ~ Q D T 4 からの出力信号の周波数解析を行う。演算回路 C L C 1 ~ C L C 4 は、フーリエ変換器 F F T 1 ~ F F T 4 の解析結果に基づいて、平均流速、最小流速、最大流速などを算出する。演算回路 C L C 5 は、演算回路 C L C 1 ~ C L C 4 により算出された 4 組の平均流速、最小流速、最大流速をさらに平均して、最終的な平均流速、最小流速、最大流速などを出力する。

【 0 0 7 6 】

信号解析部 2 5 0 は、第 1 ~ 第 4 のバンドパスフィルタ回路 B P F 1 ~ B P F 4 の第 1 ~ 第 4 の出力信号から得られる第 1 ~ 第 4 のサンプルデータに基づいて、周波数解析を行う。1 つの半波パルスの駆動信号により第 1 ~ 第 4 の周波数の超音波が同時に射出され、第 1 ~ 第 4 の周波数の受信信号が受信され、それらの受信信号から第 1 ~ 第 4 のサンプルデータが得られる。

【 0 0 7 7 】

このように信号解析部 2 5 0 の第 1 の構成例によれば、異なる周波数のエコー信号を同時に受信し、それぞれの周波数について信号解析を行って平均流速、最小流速、最大流速などを算出し、最後にそれらを平均して最終的な解析結果を得ることができる。その結果、解析に用いる信号のサンプル数を多くすることができ、また時間応答性を向上させることができるから効率的で精度の高い解析が可能になる。

【 0 0 7 8 】

フーリエ解析による流速検出では、フーリエ解析を行うためのサンプル数が例えば 1 0 0 0 サンプル程度必要になる。1 サンプルの取得にかかる時間が $100 \mu\text{s}$ とすると、1 回の流速検出を行う際には 100 ms 必要になる。サンプリング周波数を上げることで時間応答性を向上させることは可能であるが、回路負荷が大きくなるというデメリットがある。本実施形態の処理装置 2 0 0 によれば、異なる周波数の超音波を同時に射出し、それぞれの周波数のエコー信号を受信して解析することができるから、例えば第 1 ~ 第 4 の周波数の超音波を用いる場合には、サンプル数を 4 倍に増やすことができる。

【 0 0 7 9 】

図 8 (B) に示す受信部 2 4 0 は、増幅回路 A M P、第 1 ~ 第 4 のバンドパスフィルタ回路 B P F 1 ~ B P F 4 を含む。また、信号解析部 2 5 0 は、第 1 ~ 第 4 の直交検波器 Q D T 1 ~ Q D T 4、第 1 ~ 第 4 の規格化回路 N R M 1 ~ N R M 4、フーリエ変換器 F F T、C L C を含む。

【 0 0 8 0 】

増幅回路 A M P、バンドパスフィルタ回路 B P F 1 ~ B P F 4 及び直交検波器 Q D T 1 ~ Q D T 4 は、第 1 の構成例と同じであるから詳細な説明を省略する。

【 0 0 8 1 】

規格化回路 N R M 1 ~ N R M 4 は、直交検波器 Q D T 1 ~ Q D T 4 からの出力信号を所定の周波数 (基準周波数) に基づいて規格化する。この規格化処理は、次のように行われ

10

20

30

40

50

る。基準周波数を f_{ref} とし、受信信号の周波数を f_k ($k = 1, 2, 3, 4$) とした場合に、受信信号の時間 t を $t' = f_k / f_{ref} \times t$ で定義される t' に変換するためのサンプリング(リサンプリング)を行う。このようにすることで、異なる周波数 $f_1 \sim f_4$ の受信信号を1つのフーリエ変換器 FFT で周波数解析することができる。なお、基準周波数 f_{ref} は、受信周波数のうちの1つであってもよい。例えば第1の周波数 $f_1 = 1\text{MHz}$ を基準周波数とした場合には、第1の規格化回路 NRM_1 を省略することができる。

【0082】

フーリエ変換器 FFT は、規格化回路 $NRM_1 \sim NRM_4$ により規格化された信号を合成して周波数解析を行う。演算回路 CLC は、フーリエ変換器 FFT の解析結果に基づいて、平均流速、最小流速、最大流速などを算出する。

10

【0083】

このように信号解析部250の第2の構成例によれば、規格化処理をすることで、異なる周波数について1つのフーリエ変換器 FFT で周波数解析を行って、平均流速、最小流速、最大流速などを算出することができるから、より効率的で精度の高い解析が可能になる。

【0084】

図9(A)、図9(B)は、ドップラー効果による流速検出を説明する図である。図9(A)に示すように、超音波デバイス100及び処理装置200を含む超音波プローブ300から周波数 f の超音波が出射される。この超音波が流速 v で流れる液体(例えば血液)により反射されて、超音波プローブ300によってエコー信号として受信される。このときドップラー効果により、周波数が $f + \Delta f$ にシフトする。この周波数シフト Δf は、流速 v の方向と超音波の出射方向との成す角を θ 、血液中の超音波の速度を c とすると、次式で与えられる。

20

【0085】

$$\Delta f = 2 \cdot f \cdot \cos \theta \cdot v / c \quad (1)$$

実際の血液の流速はある幅をもって分布しているため、周波数シフト Δf もある幅をもって検出される。例えば図9(B)に示すように、検出された周波数シフト Δf は Δf_1 から Δf_3 の範囲に分布し、 Δf_2 でピークをもつ。 Δf_1 から最小流速、 Δf_2 から平均流速、 Δf_3 から最大流速を、式(1)を用いてそれぞれ算出することができる。

30

【0086】

以上説明したように、本実施形態の超音波デバイス100及び処理装置200によれば、超音波デバイス100を1つの周波数の半波パルスで駆動することにより、簡素な構成で複数の異なる周波数の超音波を同時に射出させることができるから、解析に用いるサンプル数を多くすることができ、また時間応答性を向上させることができる。その結果、効率的で精度の高い流速検出などが可能になる。

【0087】

4. 超音波プローブ及び超音波診断装置

図10に、本実施形態の超音波プローブ300及び超音波診断装置(血流測定装置)400の基本的な構成例を示す。超音波プローブ300は、超音波デバイス100及び処理装置200を含む。超音波診断装置400は、超音波プローブ300、主制御部310、処理部320、UI(ユーザーインターフェース)部330、表示部340を含む。

40

【0088】

主制御部310は、超音波プローブ300に対して超音波の送受信制御を行い、処理部320に対して解析結果の表示処理等の制御を行う。なお、主制御部310が行う制御の一部を、処理装置200の制御部220が行ってもよいし、制御部220が行う制御の一部を、超音波診断装置400の主制御部310が行ってもよい。

【0089】

処理部320は、信号解析部250からの解析結果を受けて、必要な表示処理や表示用画像データの生成などを行う。

50

【 0 0 9 0 】

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。

【 0 0 9 1 】

表示部 3 4 0 は、例えば液晶ディスプレイ等であって、処理部 3 2 0 からの表示用画像データを表示する。

【 0 0 9 2 】

図 1 1 (A)、図 1 1 (B) に、本実施形態の超音波診断装置 (血流測定装置) 4 0 0 の具体的な構成例を示す。図 1 1 (A) は携帯型の超音波診断装置 4 0 0 を示し、図 1 1 (B) はリストバンド型の超音波診断装置 4 0 0 を示す。

10

【 0 0 9 3 】

図 1 1 (A) の携帯型の超音波診断装置 4 0 0 は、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 は診断結果 (表示用画像データ) を表示する表示部 3 4 0 を含む。

【 0 0 9 4 】

図 1 1 (B) のリストバンド型の超音波診断装置 4 0 0 は、超音波プローブ 3 0 0 及び超音波診断装置本体 4 1 0 を含む。超音波診断装置本体 4 1 0 は診断結果 (表示用画像データ) を表示する表示部 3 4 0 を含む。超音波プローブ 3 0 0 と超音波診断装置本体 4 1 0 とは、一体の筐体に格納することができる。

20

【 0 0 9 5 】

図 1 1 (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 1 (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 と脱着可能である。

【 0 0 9 6 】

プローブヘッド 3 0 1 は、超音波デバイス 1 0 0、支持部材 S U P、被検体と接触する接触部材 1 3 0、超音波デバイス 1 0 0 を保護する保護部材 (保護膜) P F、コネクタ C N a 及びプローブ筐体 1 4 0 を含む。超音波デバイス 1 0 0 は、接触部材 1 3 0 と支持部材 S U P との間に設けられる。

【 0 0 9 7 】

プローブ本体 3 0 2 は、処理装置 2 0 1 及びプローブ本体側コネクタ C N b を含む。処理装置 2 0 1 は、駆動装置 2 0 0 及び受信部 2 4 0 を含む。プローブ本体側コネクタ C N b は、プローブヘッド側コネクタ C N a と接続される。プローブ本体 3 0 2 は、ケーブル C B により超音波診断装置本体に接続される。

30

【 0 0 9 8 】

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。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 9 9 】

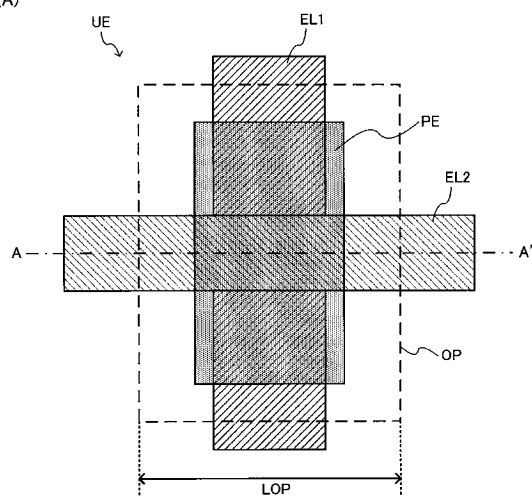
1 0 0 超音波デバイス、 1 3 0 接触部材、 1 4 0 プローブ筐体、
2 0 0 処理装置、 2 1 0 送信部、 2 2 0 制御部、
2 3 0 スイッチ部、 2 4 0 受信部、 2 5 0 信号解析部、
3 0 0 超音波プローブ、 3 0 1 プローブヘッド、 3 0 2 プローブ本体、
3 1 0 主制御部、 3 2 0 処理部、 3 3 0 UI 部、
3 4 0 表示部、 4 0 0 超音波診断装置、 4 1 0 超音波診断装置本体、

50

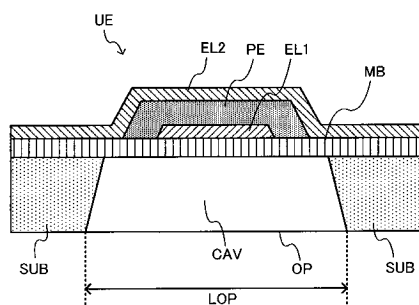
UEG1 ~ UEGn 第1 ~ 第nの超音波素子群、VDR1 ~ VDRn 駆動信号、
VR1 ~ VRn 受信信号

【図1】

(A)



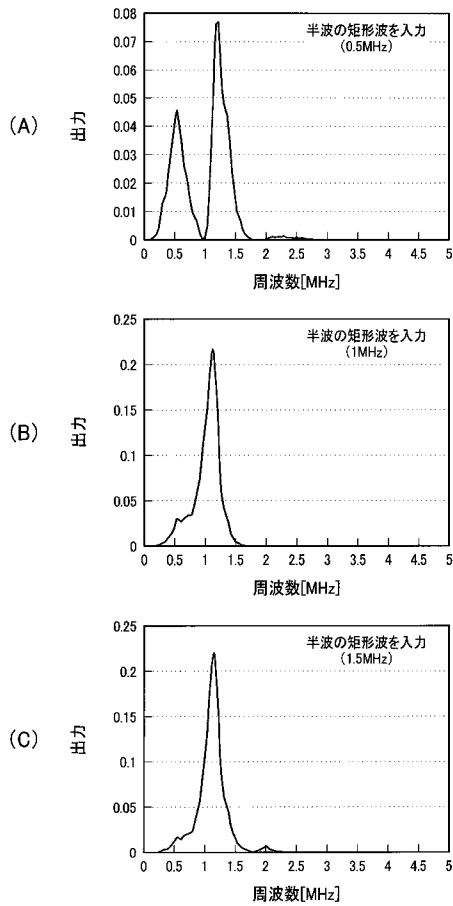
(B)



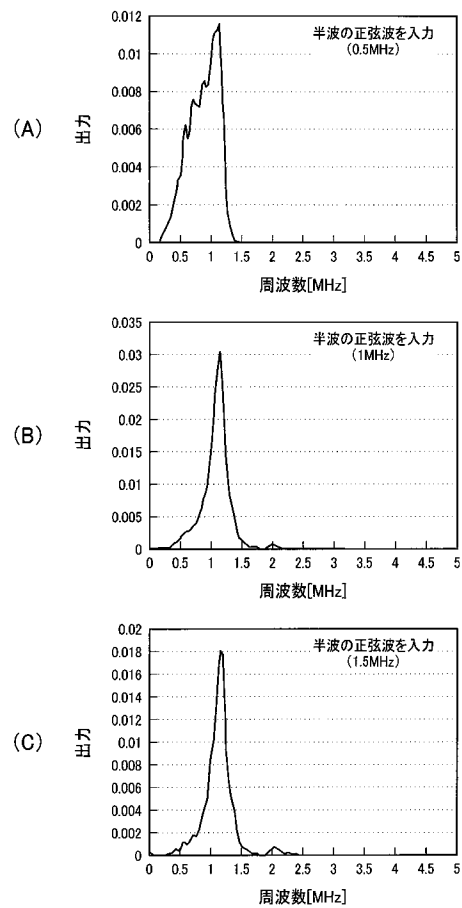
【図2】



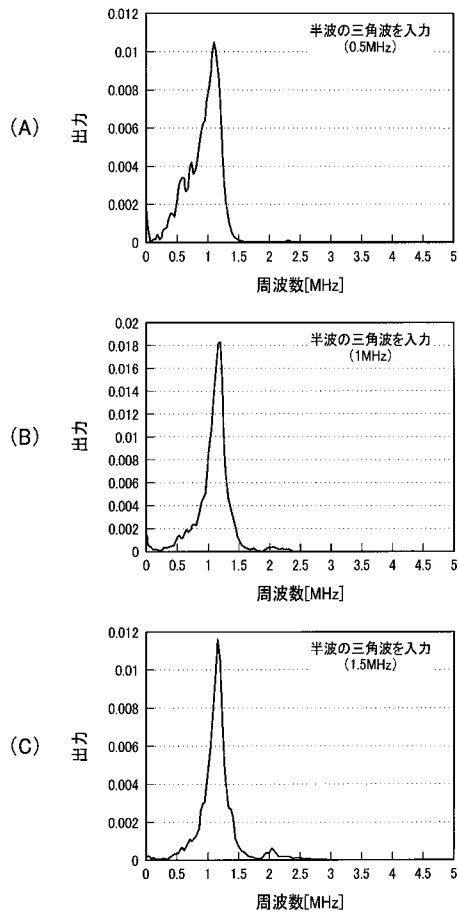
【図 3】



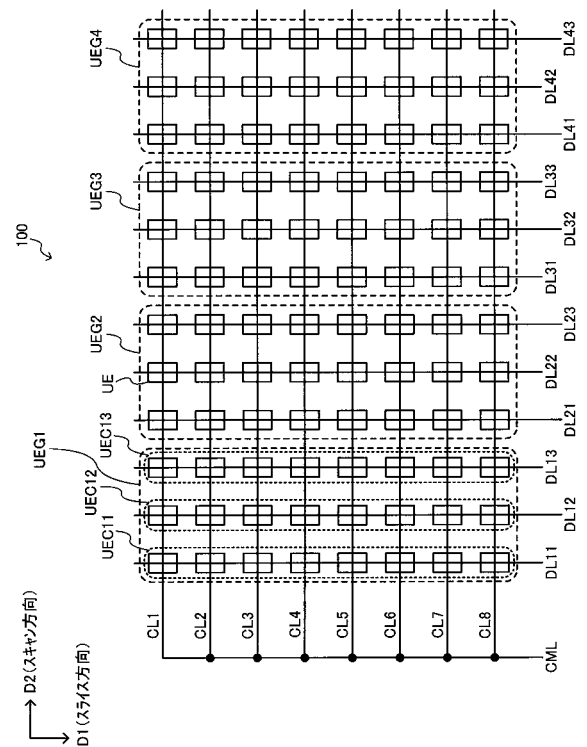
【図 4】



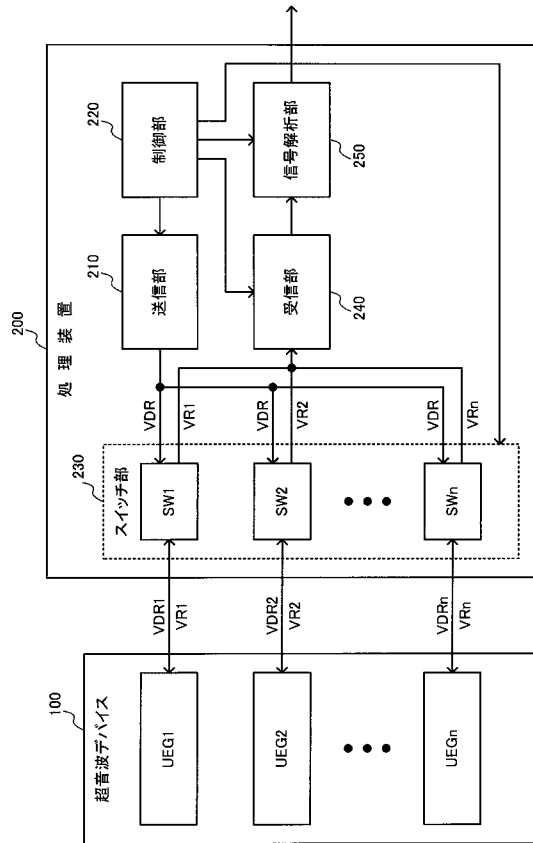
【図 5】



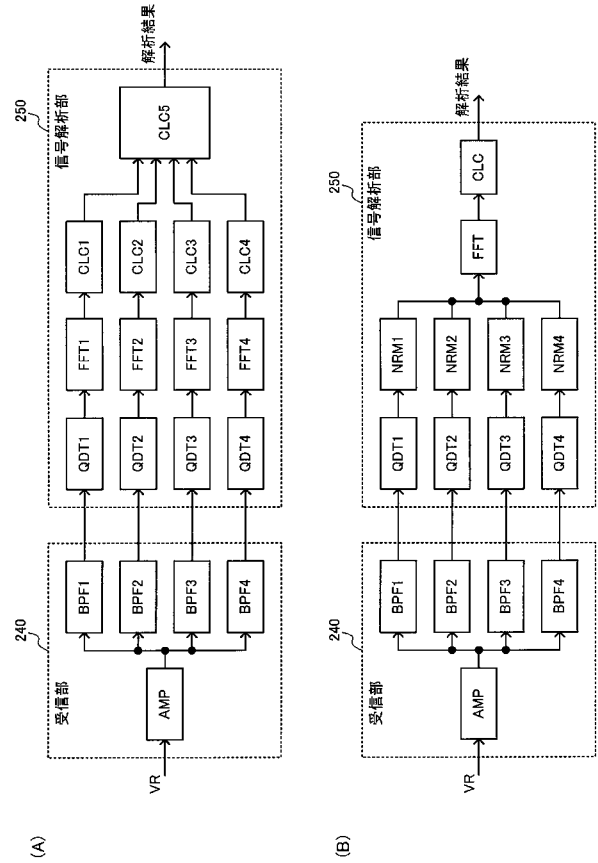
【図 6】



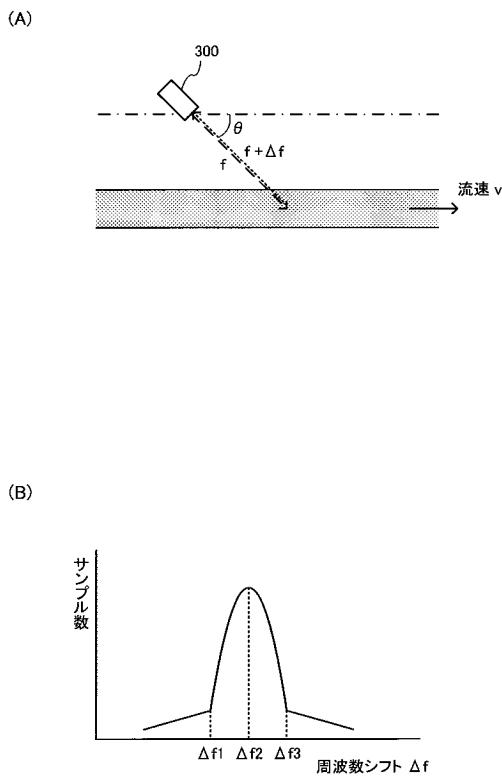
【図 7】



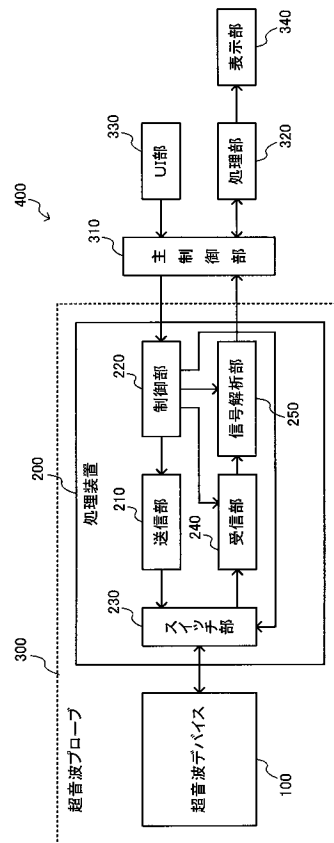
【図 8】



【図 9】

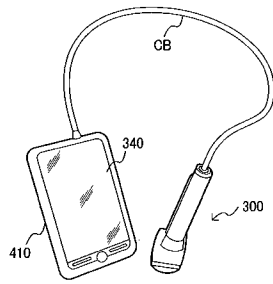


【図 10】

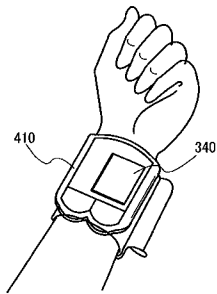


【図 11】

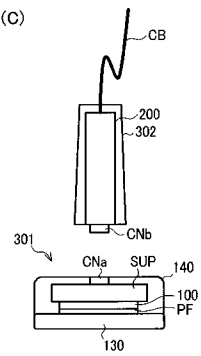
(A)



(B)



(C)



专利名称(译)	处理装置，超声波装置，超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2013247982A	公开(公告)日	2013-12-12
申请号	JP2012122788	申请日	2012-05-30
[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	中澤勇祐		
发明人	中澤 勇祐		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/HH01 4C601/HH06 4C601/JB31 4C601/JB48 4C601/JB49		
代理人(译)	须泽 修 宫坂和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供：一种配置简单的处理装置，能够同时发射多个不同频率的超声波;超声波装置;超声波探头;和超声诊断设备。解决方案：用于超声装置100的处理装置200包括：传输单元210，用于将驱动信号VDR1至VDRn输出至超声装置100;超声波装置100具有第一至第n超声波元件组UEG1至UEGn，其具有第一至第n的谐振特性（n为整数 ≥ 2 ）。传输单元210将作为驱动信号VDR1至VDRn的半波脉冲的驱动信号输出到第一至第n超声波元件组UEG1至UEGn。

