

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6186737号
(P6186737)

(45) 発行日 平成29年8月30日 (2017.8.30)

(24) 登録日 平成29年8月10日 (2017.8.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00 Z DM

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-19183 (P2013-19183)
 (22) 出願日 平成25年2月4日 (2013.2.4)
 (65) 公開番号 特開2014-147620 (P2014-147620A)
 (43) 公開日 平成26年8月21日 (2014.8.21)
 審査請求日 平成28年1月29日 (2016.1.29)

(73) 特許権者 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区新宿四丁目1番6号
 (74) 代理人 100116665
 弁理士 渡辺 和昭
 (74) 代理人 100164633
 弁理士 西田 圭介
 (74) 代理人 100179475
 弁理士 仲井 智至
 (72) 発明者 新垣 匠
 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

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物に対して所定の周波数において1周期以上の正弦波を有する超音波を送信する処理を行う送信処理部と、

送信した前記超音波に対する超音波エコーの受信処理を行う受信処理部と、

前記受信処理部からの受信信号に対して処理を行う処理部と、

を含み、

前記処理部は、

前記受信信号の振幅がゼロになる振幅ゼロ点を検出し、前記振幅ゼロ点の検出結果に基づいて前記受信信号から第1の分離信号と、前記第1の分離信号とは位相が180度異なる第2の分離信号とを生成し、前記第1の分離信号と前記第2の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、前記超音波エコーのハーモニック成分を抽出することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 において、

前記送信処理部は、

前記対象物に対して所定の周波数において1.5周期の正弦波を有する超音波を送信し、

前記処理部は、

前記受信信号から前記振幅ゼロ点となる第1のゼロ点、第2のゼロ点、第3のゼロ点及

10

20

び第4のゼロ点を検出し、前記第1のゼロ点、前記第2のゼロ点及び前記第3のゼロ点の検出結果に基づいて前記第1の分離信号を生成し、前記第2のゼロ点、前記第3のゼロ点及び前記第4のゼロ点の検出結果に基づいて前記第2の分離信号を生成し、前記第1の分離信号と前記第2の分離信号との前記加算処理又は前記減算処理を行って、前記超音波エコーの前記ハーモニック成分を抽出することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項3】

請求項1において、
前記送信処理部は、
前記対象物に対して所定の周波数において1周期の正弦波を有する超音波を送信し、
前記処理部は、

10

前記受信信号から前記振幅ゼロ点となる第1のゼロ点、第2のゼロ点及び第3のゼロ点を検出し、前記第1のゼロ点と前記第2のゼロ点の検出結果に基づいて、第1の信号を生成し、前記第2のゼロ点と前記第3のゼロ点の検出結果に基づいて、第2の信号を生成し、前記第1の信号と前記第2の信号とに基づいて前記第2の分離信号を生成し、元の前記受信信号である前記第1の分離信号と前記第2の分離信号との前記加算処理又は前記減算処理を行って、前記超音波エコーの前記ハーモニック成分を抽出することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項4】

請求項3において、
前記処理部は、

20

前記第1の信号と前記第2の信号の波形の入れ替え処理を行い、前記入れ替え処理後の波形の結合処理を行うことにより、前記第2の分離信号を生成することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項5】

請求項1乃至4のいずれかにおいて、
前記処理部は、

前記第1の分離信号と前記第2の分離信号との前記減算処理を行って、前記減算処理後の信号に対してフィルタ処理を行い、前記超音波エコーの三次以上のハーモニック成分を抽出することを特徴とする超音波測定装置。

30

【請求項6】

請求項1乃至5に記載の超音波測定装置と、

前記超音波エコーの前記ハーモニック成分に基づいて生成された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画像装置。

【請求項7】

対象物に対して所定の周波数において1周期以上の正弦波を有する超音波を送信する処理を行い、

送信した前記超音波に対する超音波エコーの受信処理を行い、

前記受信処理からの受信信号の振幅がゼロになる振幅ゼロ点を検出し、

前記振幅ゼロ点の検出結果に基づいて前記受信信号から第1の分離信号と、前記第1の分離信号とは位相が180度異なる第2の分離信号とを生成し、
前記第1の分離信号と前記第2の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、前記超音波エコーのハーモニック成分を抽出することを特徴とする超音波測定方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法等に関係する。

【背景技術】

【0002】

被検体である人体の内部を検査するために用いる装置として、対象物に向けて超音波を

50

出射し、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超音波測定装置が注目されている。さらに、超音波測定装置は、内臓脂肪の測定や血流量の測定など、被検体の表層の画像診断にも応用されている。

【0003】

このような超音波測定装置を用いて画像診断を行う場合には、超音波エコーの画像処理の高分解能化を図る必要があり、例えばハーモニックイメージング（ハーモニックイメージング法）などが利用されている。

【0004】

ここで、ハーモニックイメージングにおいては、超音波エコーのハーモニック成分を抽出する必要があるが、そのためのハーモニック成分抽出方法としては、フィルター法や、
10 特許文献1等に記載される位相反転法がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-113818号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

位相反転法では、1つの超音波走査線における画像データを得るために、2度の超音波送信パルスを送信する必要がある。そのため、一定の間隔で超音波送信パルスを送る場合
20 には、通常のBモード走査と比較し、時間分解能が低下するという問題点がある。

【0007】

また、心臓に代表される臓器の動きが存在する実際の生体に対して上記の位相反転法を用いた場合には、臓器の動きの影響により、超音波の受信波における基本波が消え残り、生成される画像上にモーションアーチファクトを生じさせることがある。

【0008】

本発明の幾つかの態様によれば、対象物が動く場合であっても、時間分解能を低下させずに、アーティファクト（偽像ノイズ）の少ない画像を生成することができる超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法等を提供することができる。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様は、対象物に対して1波以上の超音波を送信する処理を行う送信処理部と、送信した前記超音波に対する超音波エコーの受信処理を行う受信処理部と、前記受信処理部からの受信信号に対して処理を行う処理部と、を含み、前記処理部は、前記受信信号から第1の分離信号と、前記第1の分離信号とは位相が180度異なる第2の分離信号とを生成し、前記第1の分離信号と前記第2の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、前記超音波エコーのハーモニック成分を抽出する超音波測定装置に係する。

【0010】

本発明の一態様では、1波以上の超音波を1回送信し、受信した受信波から互いに位相が180度異なる二つの分離信号を生成する。そして、新たに生成した第1の分離信号と
40 第2の分離信号とを用いて位相反転法により、ハーモニック成分の抽出処理を行う。

【0011】

これにより、対象物が動く場合であっても、高分解能で、アーティファクト（偽像ノイズ）の少ない高品質な画像を生成することができる。

【0012】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記受信信号の振幅ゼロ点を検出し、検出結果に基づいて前記第1の分離信号と前記第2の分離信号とを生成してもよい。

【0013】

これにより、例えば任意の振幅ゼロ点を開始タイミングとし、他の振幅ゼロ点を終了タイミングとする分離信号を生成すること等が可能になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

また、本発明の一態様では、前記送信処理部は、前記対象物に対して 1 . 5 波の超音波を送信し、前記処理部は、前記受信信号において振幅がゼロになる第 1 のゼロ点、第 2 のゼロ点、第 3 のゼロ点及び第 4 のゼロ点を検出し、前記第 1 のゼロ点、前記第 2 のゼロ点及び前記第 3 のゼロ点の検出結果に基づいて前記第 1 の分離信号を生成し、前記第 2 のゼロ点、前記第 3 のゼロ点及び前記第 4 のゼロ点の検出結果に基づいて前記第 2 の分離信号を生成し、前記第 1 の分離信号と前記第 2 の分離信号との前記加算処理又は前記減算処理を行って、前記超音波エコーの前記ハーモニック成分を抽出してもよい。

【 0 0 1 5 】

これにより、互いに位相が 1 8 0 度異なる 1 波の分離信号を 2 つ生成して、ハーモニック成分を抽出すること等が可能になる。

10

【 0 0 1 6 】

また、本発明の一態様では、前記送信処理部は、前記対象物に対して 1 波の超音波を送信し、前記処理部は、前記受信信号において振幅がゼロになる第 1 のゼロ点、第 2 のゼロ点及び第 3 のゼロ点を検出し、前記第 1 のゼロ点と前記第 2 のゼロ点の検出結果に基づいて、第 1 の信号を生成し、前記第 2 のゼロ点と前記第 3 のゼロ点の検出結果に基づいて、第 2 の信号を生成し、前記第 1 の信号と前記第 2 の信号とに基づいて前記第 2 の分離信号を生成し、元の前記受信信号である前記第 1 の分離信号と前記第 2 の分離信号との前記加算処理又は前記減算処理を行って、前記超音波エコーの前記ハーモニック成分を抽出してもよい。

20

【 0 0 1 7 】

これにより、送信する超音波を 1 波にすることが可能になり、より距離分解能を向上させること等が可能になる。

【 0 0 1 8 】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第 1 の信号と前記第 2 の信号の波形の入れ替え処理を行い、前記入れ替え処理後の波形の結合処理を行うことにより、前記第 2 の分離信号を生成してもよい。

【 0 0 1 9 】

これにより、送信した 1 波の超音波に対する受信信号から、互いに位相が 1 8 0 度異なる第 1 の分離信号と第 2 の分離信号とを生成すること等が可能になる。

30

【 0 0 2 0 】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記第 1 の分離信号と前記第 2 の分離信号との前記減算処理を行って、前記減算処理後の信号に対してフィルター処理を行い、前記超音波エコーの三次以上のハーモニック成分を抽出してもよい。

【 0 0 2 1 】

これにより、超音波エコーの三次以上の奇数次のハーモニック成分を用いて、表示用画像データを生成すること等が可能になる。

【 0 0 2 2 】

また、本発明の他の態様では、超音波測定装置と、前記超音波エコーの前記ハーモニック成分に基づいて生成された表示用画像データを表示する表示部と、を含む超音波画像装置に関係する。

40

【 0 0 2 3 】

また、本発明の他の態様では、対象物に対して 1 波以上の超音波を送信する処理を行い、送信した前記超音波に対する超音波エコーの受信処理を行い、前記受信信号から第 1 の分離信号と、前記第 1 の分離信号とは位相が 1 8 0 度異なる第 2 の分離信号とを生成し、前記第 1 の分離信号と前記第 2 の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、前記超音波エコーのハーモニック成分を抽出する超音波測定方法に関係する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 フィルター法の説明図。

50

【図 2】位相反転法の説明図。

【図 3】対象物が動く場合に位相反転法を用いて高調波抽出を行った場合の説明図。

【図 4】本実施形態のシステム構成例。

【図 5】本実施形態の超音波画像装置の詳細なシステム構成例。

【図 6】図 6 (A) ~ 図 6 (C) は超音波測定装置の具体的な機器構成の一例。

【図 7】本実施形態の高調波抽出方法の説明図。

【図 8】本実施形態の処理の流れを説明するフローチャート。

【図 9】本実施形態の高調波抽出処理の流れを説明するフローチャート。

【図 10】送信する超音波が 1 波である場合の高調波抽出方法の説明図。

【図 11】送信する超音波が 1 波である場合の高調波抽出処理の流れを説明するフローチャート。 10

【図 12】図 12 (A) ~ 図 12 (C) は、超音波トランスデューサー素子の構成例。

【図 13】超音波トランスデューサーデバイスの構成例。

【図 14】図 14 (A)、図 14 (B) は、各チャンネルに対応して設けられる超音波トランスデューサー素子群の構成例。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本実施形態について説明する。まず、本実施形態の概要を説明し、次に本実施形態のシステム構成例について説明する。そして、本実施形態の手法について具体例を交えつつ詳細に説明し、次に、フローチャートを用いて本実施形態の処理の流れと変形例について説明する。そして、超音波トランスデューサー素子及び超音波トランスデューサーデバイスの構成例について説明する。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い。また、本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。 20

【0026】

1. 概要

被検体である人体の内部を検査するために用いる装置として、対象物に向けて超音波を出射し、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超音波測定装置が知られている。さらに、超音波測定装置の応用例としては、内臓脂肪の測定や血流量の測定など、被検体の表層の画像診断を行うポケット型超音波ビューアなどがあり、ヘルスケア分野への展開が期待されている。 30

【0027】

上記のように、超音波測定装置を用いて画像診断を行う場合には、超音波エコーの画像処理の高分解能化を図る必要がある。そして、高分解能化を実現する為の画像処理技術としては、ハーモニックイメージング（ハーモニックイメージング法）がある。

【0028】

ハーモニックイメージングとは、後述するハーモニック成分を映像化する手法のことをいう。ここで、媒質中を伝搬する超音波（粗密波）の速度は、音圧の高い部分は速く、低い部分では遅くなるという性質がある。したがって、単純な正弦波であっても伝搬過程で徐々に歪みが生じて波形が変化し、基本波には含まれなかった基本周波数の整数倍の高調波成分（これをハーモニック成分又は非線形成分とも言う）が含まれるようになる。このような非線形効果は、超音波の音圧に 2 乗に比例して大きくなり、また伝搬距離に比例して蓄積する。 40

【0029】

そして、ハーモニックイメージングは、超音波が組織を伝搬する時に組織自身から発生するハーモニック成分を映像化するティッシュハーモニックイメージングと、超音波造形剤の微小気泡が共振、崩壊する時に発生するハーモニック成分を映像化する造影ハーモニックイメージングの二つに大別される。本実施形態では、ティッシュハーモニックイメージングを用いる。

【0030】

また、ハーモニックイメージングには2つの利点がある。まず、ハーモニック成分の振幅は送信超音波の振幅の2乗に比例するという特徴があることから、ハーモニック成分の振幅は、音圧の高い送信ビーム中央では強いが、ビーム中央から端になるほど急激に弱くなる。これにより、ハーモニックイメージングでは、非線形効果の生じる範囲はビーム中央に制限され、結果的に他の手法に比べて方位分解能が向上する。これが第1の利点である。

【0031】

また、超音波画像に乗る主なノイズとしては、多重反射によるノイズとサイドローブによるノイズがある。ここで、反射した超音波エコーは音圧が低く、ハーモニック成分自体が発生しない。そのため、多重反射によるノイズが低減される。さらに、サイドローブは音圧が低く、サイドローブでもハーモニック成分自体が発生しない。そのため、サイドローブによるノイズも低減される。このように、ハーモニックイメージングでは、多重反射によるノイズもサイドローブによるノイズも低減することができる。これが第2の利点である。

【0032】

ここで、ハーモニックイメージングにおいては、超音波エコーのハーモニック成分を抽出する必要があるが、そのためのハーモニック成分抽出方法としては、フィルター法と位相反転法とがある。

【0033】

まず、フィルター法とは、周波数フィルター（ハイパスフィルター）により基本波成分と二次高調波成分とを分離し、二次高調波成分だけを抽出し、映像化する手法である。例えば、フィルター法を説明する図として、基本波帯域の中心周波数が f_0 であり、二次高調波帯域の中心周波数が $2f_0$ である受信信号を、縦軸を信号強度、横軸を周波数とした図1のグラフに示す。実際には図1に示すように、受信する基本波成分と二次高調波成分は、ある帯域幅を有しているため、基本波成分と二次高調波成分とは重複し、両者を分離できなくなり、画像劣化の要因となる。この重複を少なくするためには、パルス幅を長くする必要がある。しかし、パルス幅が長くなると距離分解能が低下する。

【0034】

一方で、位相反転法は、フィルター法の欠点を改善するために開発された手法である。この手法は、同一方向に続けて2回の超音波の送信を行う。図2に示すように、2回目の送信波は、1回目の送信波に対して位相が180度異なるという特徴がある。そして、生体や造影剤から反射して戻ってくる受信波は、その非線形な伝播特性によりハーモニック成分を含むため、歪んだ波形となる。この2回の受信波の間には、送信波を1回目と2回目で反転させているために基本波成分は反転しているが、ハーモニック成分は反転していないという関係がある。つまり、この2回の送信波に対する2回の受信波は、基本波成分は互いに位相反転しているが、二次高調波成分は同相となる。結果として、2回の受信波を加算すると、基本波成分は除去され、二次高調波成分は振幅が2倍になって残るため、二次高調波成分のみを映像化することが可能となる。また、送受信法も広帯域送受信が可能なため、フィルター法の欠点である距離分解能の低下も改善することができる。

【0035】

以上のように、ハーモニック成分抽出方法としては、フィルター法よりも位相反転法の方が優れていると思われる。しかし、位相反転法では、1つの超音波走査線における画像データを得るために、2度の超音波送信パルスを送信する必要がある。そのため、一定の間隔で超音波送信パルスを送る場合、通常のBモード走査と比較して、2倍の計測時間を必要とし、時間分解能が低下する、すなわちフレームレートが1/2になるという問題点がある。

【0036】

また、心臓に代表される臓器の動きが存在する実際の生体に対して位相反転法を用いた場合には、臓器の動きの影響により、1回目と2回目の受信波間の各部分に変位が生じ、その結果として基本波が消え残り、画像上にモーションアーチファクトを生じさせること

10

20

30

40

50

がある。具体例を図 3 に示す。対象物に動きがある場合には、2 回目の送信波に対する受信処理においては、1 回目と比較して、対象物の位置の変位に応じた Δt 時間のずれを含む受信波を受信することになる。その結果、1 回目の受信波と 2 回目の受信波を加算しても、基本波は打ち消し合わずに残留し、一方で、二次高調波は振幅が増幅されず、元の波形が崩れてしまう。その結果、得られる画像にノイズが乗ってしまう。

【0037】

これらの問題点の原因は、超音波を 2 回送信する必要があることである。

【0038】

よって、本実施形態の超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法等では、1 波以上の超音波を 1 回送信し、受信した受信波から互いに位相が 180 度異なる二つの分離信号を生成する。そして、新たに生成した第 1 の分離信号と第 2 の分離信号とを用いて位相反転法により、ハーモニック成分の抽出処理を行う。これにより、対象物が動く場合であっても、時間分解能を低下させずに、アーティファクト（偽像ノイズ）の少ない高品質な画像を生成することができる。

【0039】

2. システム構成例

次に、本実施形態の超音波測定装置の構成例を図 4 に示す。超音波測定装置 100 は、送信処理部 110 と、受信処理部 120 と、処理部 130 とを含む。

【0040】

さらに、本実施形態の超音波画像装置の具体的な構成例を図 5 に示す。超音波画像装置は、超音波測定装置 100 と、超音波プローブ 200 と、表示部 300 と、を含む。また、図 5 に示す超音波測定装置 100 は、送信処理部 110 と、受信処理部 120 と、処理部 130 と、送受信切替スイッチ 140 と、DSC (Digital Scan Convertor) 150 と、制御回路 160 とを含む。

【0041】

なお、超音波測定装置 100 及びこれを含む超音波画像装置は、図 4 及び図 5 の構成に限定されず、これらの一部の構成要素を省略したり、他の構成要素を追加したりするなどの種々の変形実施が可能である。また、本実施形態の超音波測定装置 100 及びこれを含む超音波画像装置の一部又は全部の機能は、通信により接続されたサーバーにより実現されてもよい。

【0042】

次に各部で行われる処理について説明する。

【0043】

超音波プローブ 200 は、超音波トランスデューサーデバイスを含む。

【0044】

そして、超音波トランスデューサーデバイスは、走査面に沿って対象物をスキャンしながら、対象物に対して超音波ビームを送信すると共に、超音波ビームによる超音波エコーを受信する。圧電素子を用いるタイプを例にとれば、超音波トランスデューサーデバイスは、複数の超音波トランスデューサー素子（超音波素子アレイ）と、複数の開口がアレイ状に配置された基板とを有する。そして、超音波トランスデューサー素子としては、薄手の圧電素子と金属板（振動膜）を貼り合わせたモノモルフ（ユニモルフ）構造を用いたものを用いる。超音波トランスデューサー素子（振動素子）は、電気的な振動を機械的な振動に変換するものであるが、この場合には、圧電素子が面内で伸び縮みすると貼り合わせた金属板（振動膜）の寸法はそのままであるため反りが生じる。

【0045】

また、超音波トランスデューサーデバイスでは、近隣に配置された数個の超音波トランスデューサー素子で一つのチャンネルを構成し、1 回に複数のチャンネルを駆動しながら、超音波ビームを順次移動させるものであってもよい。

【0046】

なお、超音波トランスデューサーデバイスとしては、圧電素子（薄膜圧電素子）を用い

10

20

30

40

50

るタイプのトランスデューサーを採用できるが、本実施形態はこれに限定されない。例えば c - M U T (Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers) などの容量性素子を用いるタイプのトランスデューサーを採用してもよいし、バルクタイプのトランスデューサーを採用してもよい。超音波トランスデューサー素子及び超音波トランスデューサーデバイスのさらに詳細な説明については、後述する。

【 0 0 4 7 】

次に、送信処理部 1 1 0 は、対象物に対して超音波を送信する処理を行う。また、例えば図 5 に示す送信処理部 1 1 0 は、送信パルス発生器 1 1 1 と、送信遅延回路 1 1 3 とを含む。

【 0 0 4 8 】

具体的に、送信パルス発生器 1 1 1 は、送信パルス電圧を印加させ、超音波プローブ 2 0 0 を駆動させる。

【 0 0 4 9 】

また、送信遅延回路 1 1 3 は、送波ビームをフォーカシングする。そのために、送信遅延回路 1 1 3 は、送信パルス電圧の印加タイミングに関して、チャンネル間で時間差を与え、複数の振動素子から発生した超音波を集束させる。このように、遅延時間を変化させることにより、焦点距離を任意に変化させることが可能である。

【 0 0 5 0 】

また、送受信切替スイッチ 1 4 0 は、超音波の送受信の切り替え処理を行う。送受信切替スイッチ 1 4 0 は、送信時の振幅パルスが受信回路に入力されないように保護し、受信時の信号を受信回路に通す。

【 0 0 5 1 】

一方で、受信処理部 1 2 0 は、送信した超音波に対する超音波エコーの受信処理を行う。また、例えば図 5 に示す受信処理部 1 2 0 は、受信遅延回路 1 2 1 と、フィルター回路 1 2 3 と、メモリ 1 2 5 とを含む。

【 0 0 5 2 】

受信遅延回路 1 2 1 は、受波ビームをフォーカシングする。ある反射体からの反射波は球面上に広がるため、受信遅延回路 1 2 1 は、各振動子に到達する時間が同じになるように遅延時間を与え、遅延時間を考慮して反射波を加算する。

【 0 0 5 3 】

そして、フィルター回路 1 2 3 は、受信信号に対して帯域通過フィルターによりフィルター処理を行い、雑音を除去する。

【 0 0 5 4 】

また、メモリ 1 2 5 は、フィルター回路 1 2 3 から出力された受信信号を記憶するもので、その機能は R A M 等のメモリや H D D などにより実現できる。

【 0 0 5 5 】

また、処理部 1 3 0 は、受信処理部 1 2 0 からの受信信号に対して処理を行う。例えば図 5 に示す処理部 1 3 0 は、ハーモニック処理部 1 3 1 と、検波処理部 1 3 3 と、対数変換処理部 1 3 5 と、ゲイン・ダイナミックレンジ調整部 1 3 7 と、S T C (Sensitivity Time Control) 1 3 9 とを含む。

【 0 0 5 6 】

具体的に、ハーモニック処理部 1 3 1 は、後に詳述するハーモニック成分の抽出処理を行う。

【 0 0 5 7 】

そして、検波処理部 1 3 3 は、絶対値 (整流) 処理後に、低域通過フィルターをかけて、非変調信号を抽出する。

【 0 0 5 8 】

さらに、対数変換処理部 1 3 5 は、L o g 圧縮を行い、受信信号の信号強度の最大部分と最小部分を同時に確認しやすいように、表現形式を変換する。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

そして、ゲイン・ダイナミックレンジ調整部 137 は、信号強度及び関心領域を調整する。具体的に、ゲイン調整処理では、Log 圧縮後の入力信号に対して、直流成分を加える。また、ダイナミックレンジ調整処理では、Log 圧縮後の入力信号に対して、任意の数を乗算する。

【0060】

また、STC139 は、深さに応じて増幅度（明るさ）を補正し、画面全体で一様な明るさの画像を取得する。

【0061】

なお、処理部 130 の機能は、各種プロセッサ（CPU 等）、ASIC（ゲートアレイ等）などのハードウェアや、プログラムなどにより実現できる。

10

【0062】

そして、DSC150 は、B モード画像データに走査変換処理を行う。例えば、DSC150 は、バイリニアなどの補間処理により、ライン信号を画像信号に変換する。

【0063】

また、制御回路 160 は、送信パルス発生器 111 と、送信遅延回路 113 と、受信遅延回路 121 と、送受信切替スイッチ 140 と、ハーモニック処理部 131 の制御を行う。

【0064】

また、表示部 300 は、超音波エコーのハーモニック成分に基づいて生成された表示用画像データを表示する。表示部 300 は、例えば液晶ディスプレイや有機 EL ディスプレイ、電子ペーパーなどにより実現できる。

20

【0065】

ここで、本実施形態の超音波測定装置（広義には電子機器）の具体的な機器構成の例を図 6（A）～図 6（C）に示す。図 6（A）はハンディタイプの超音波測定装置 100 の例であり、図 6（B）は据置タイプの超音波測定装置 100 の例である。図 6（C）は超音波プローブ 200 が本体に内蔵された一体型の超音波測定装置 100 の例である。

【0066】

図 6（A）、図 6（B）の超音波測定装置 100 は、超音波プローブ 200 と超音波測定装置本体 101（広義には電子機器本体）を含み、超音波プローブ 200 と超音波測定装置本体 101 はケーブル 210 により接続される。超音波プローブ 200 の先端部分には、プローブヘッド 220 が設けられており、超音波測定装置本体 101 には、画像を表示する表示部 300 が設けられている。図 6（C）では、表示部 300 を有する超音波測定装置 100 に超音波プローブ 220 が内蔵されている。図 6（C）の場合、超音波測定装置 100 は、例えばスマートフォンなどの汎用の携帯情報端末により実現できる。

30

【0067】

3. 本実施形態の手法

次に、本実施形態の手法について説明する。

【0068】

以上の本実施形態の超音波測定装置 100 は、対象物に対して 1 波以上の超音波を送信する処理を行う送信処理部 110 と、送信した超音波に対する超音波エコーの受信処理を行う受信処理部 120 と、受信処理部 120 からの受信信号に対して処理を行う処理部 130 と、を含む。そして、処理部 130 は、受信信号から第 1 の分離信号と、第 1 の分離信号とは位相が 180 度異なる第 2 の分離信号とを生成し、第 1 の分離信号と第 2 の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、超音波エコーのハーモニック成分を抽出する。

40

【0069】

図 7 を用いて具体的に説明する。まず、本実施形態では、送信処理部 110 は、対象物に対して 1 波以上の超音波を送信する処理を行う。

【0070】

ここで、1 波以上の超音波とは、1 周期以上の期間、続けて送信される超音波のことをいう。例えば、図 7 には、1.5 波の送信波 TXP が出射されている様子を示す。

50

【 0 0 7 1 】

そして、受信処理部 1 2 0 は、超音波エコーの受信処理により、受信信号を出力する。
図 7 の例では、1 . 5 波の送信波 T X P に対して 1 . 5 波の受信波 R X P を受信している。

【 0 0 7 2 】

また、受信処理とは、例えば受信遅延回路 1 2 1 による受波ビーム（超音波エコー）のフォーカシング処理や、フィルター回路 1 2 3 によるフィルター処理などのことを言う。
そして、受信信号とは、このような受信処理を行った後に得られる信号のことを言う。

【 0 0 7 3 】

さらに、処理部 1 3 0 は、受信信号から第 1 の分離信号と、第 1 の分離信号とは位相が 1 8 0 度異なる第 2 の分離信号とを生成する。

10

【 0 0 7 4 】

ここで、第 1 の分離信号とは、受信信号の一部又は全ての部分を含む信号である。一方、第 2 の分離信号とは、第 1 の分離信号とは位相が 1 8 0 度異なる信号であって、受信信号の一部又は全ての部分を含む信号である。

【 0 0 7 5 】

図 7 の例では、受信波 R X P から、基本波 B S 1 と二次高調波（ハーモニック成分）H M 1 とを含む第 1 の分離信号と、基本波 B S 2 と二次高調波 H M 2 とを含む第 2 の分離信号とを生成している。なお、第 1 の分離信号と第 2 の分離信号を生成する際には、位相をずらすために、受信信号から分離した分離信号の受信時間（受信開始時刻から受信終了時刻までの時間）を揃えることに留意する。例えば図 7 では、元の受信信号の 0 . 5 周期経過時点（タイミング T 2 ）から 1 . 5 周期経過時点（タイミング T 4 ）までの信号を第 2 の分離信号として分離するが、あくまで第 2 の分離信号は、第 1 の分離信号と同じタイミング T 1 ~ T 3 の間に受信したものとみなす。このようにみなさなければ、元の受信信号から分離した信号の位相は、元の受信信号と必ず同相になってしまうためである。

20

【 0 0 7 6 】

そして、処理部 1 3 0 は、第 1 の分離信号と第 2 の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、超音波エコーのハーモニック成分を抽出する。

【 0 0 7 7 】

図 7 の例においては、ハーモニック成分として二次高調波を抽出するため、第 1 の受信信号と第 2 の受信信号との加算処理を行い、図 2 と同様に基本波が相殺されて消え去り、二次高調波 D P が抽出される。なお、二次高調波 D P の振幅の大きさは、元の二次高調波 H M 1 や H M 2 の振幅の大きさの二倍になっている。

30

【 0 0 7 8 】

以上の処理を行うことにより、例えば臓器のように対象物が動く場合であっても、超音波の受信波における基本波を打ち消して、高調波のみを抽出することができる。また、超音波を 1 波しか出射しないために、フィルター法に比べてもフレームレートが低下することもない。よって、対象物が動く場合であっても、時間分解能を低下させずに、アーティファクト（偽像ノイズ）の少ない高品質な画像を生成することができる。

【 0 0 7 9 】

また、処理部 1 3 0 は、受信信号の振幅ゼロ点を検出し、検出結果に基づいて第 1 の分離信号と第 2 の分離信号とを生成してもよい。

40

【 0 0 8 0 】

これにより、例えば任意の振幅ゼロ点を開始タイミングとし、他の振幅ゼロ点を終了タイミングとする分離信号を生成すること等が可能になる。

【 0 0 8 1 】

次に、前述した図 7 の例で行った処理をまとめる。まず、送信処理部 1 1 0 は、対象物に対して 1 . 5 波の超音波を送信してもよい。そして、処理部 1 3 0 は、受信信号において振幅がゼロになる第 1 のゼロ点、第 2 のゼロ点、第 3 のゼロ点及び第 4 のゼロ点を検出し、第 1 のゼロ点、第 2 のゼロ点及び第 3 のゼロ点の検出結果に基づいて第 1 の分離信号

50

を生成し、第2のゼロ点、第3のゼロ点及び第4のゼロ点の検出結果に基づいて第2の分離信号を生成し、第1の分離信号と第2の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、超音波エコーのハーモニック成分を抽出してもよい。

【0082】

例えば、図7の例では、第1のゼロ点はタイミングT1であり、第2のゼロ点はタイミングT2であり、第3のゼロ点はタイミングT3であり、第4のゼロ点はタイミングT4である。そして、前述したように、第1のゼロ点(T1)～第3のゼロ点(T3)までの信号を第1の分離信号として分離して生成し、第2のゼロ点(T2)～第4のゼロ点(T4)までの信号を第2の分離信号として分離して生成する。

【0083】

これにより、互いに位相が180度異なる1波の分離信号を2つ生成して、ハーモニック成分を抽出すること等が可能になる。

【0084】

また、三次以上のハーモニック成分を抽出する場合には、第1の受信信号と第2の受信信号との減算処理を行う。しかし、減算処理を行った場合には、基本波は打ち消されないため、減算処理後の信号に対してフィルター処理を行い、基本波と三次以上の高調波を分離する必要がある。

【0085】

すなわち、処理部130は、第1の分離信号と第2の分離信号との減算処理を行って、減算処理後の信号に対してフィルター処理を行い、超音波エコーの三次以上のハーモニック成分を抽出してもよい。なお、この際には、三次以上の奇数次の高調波が抽出される。

【0086】

これにより、超音波エコーの三次以上の奇数次のハーモニック成分を用いて、表示用画像データを生成すること等が可能になる。

【0087】

4. 処理の流れ

以下では、図8のフローチャートを用いて、本実施形態の処理の流れについて説明する。

【0088】

まず、走査線番号nの初期値を1に設定する(S101)。

【0089】

次に、送信パルス発生器111が、パルス電圧を生成する(S102)。

【0090】

そして、送信遅延回路113が送信フォーカス制御を行い(S103)、超音波プローブ200が、生成されたパルス電圧に対応する超音波ビームを対象物に対して出射する(S104)。さらに、超音波プローブ200は、出射した超音波ビームが対象物に反射し、返ってきた超音波エコーを受信する(S104)。

【0091】

これに対して、受信遅延回路121は受信フォーカス制御を行い(S105)、フィルター回路123が、受信フォーカス制御後の受信信号に対してBPF(バンドパスフィルター)処理を行い(S106)、BPF処理後の受信信号をメモリ125に保存する(S107)。

【0092】

そして、全ての走査線についてステップS102～S107の処理を行ったか否かを判断する(S108)。具体的には、現在の走査線番号nが全走査線数Nよりも小さいか否かを判定する。

【0093】

全ての走査線についてステップS102～S107の処理を行っていないと判断した場合、すなわち、現在の走査線番号nが全走査線数Nよりも小さいと判定した場合には、現在の走査線番号nに1を加算して(S109)、再度ステップS102～S108の処理

10

20

30

40

50

を行う。

【 0 0 9 4 】

一方で、ステップ S 1 0 8 において、全ての走査線についてステップ S 1 0 2 ~ S 1 0 7 の処理を行ったと判断した場合、すなわち、現在の走査線番号 n が全走査線数 N と等しいと判定した場合には、ハーモニック処理部 1 3 1 が高調波（ハーモニック成分）の抽出処理を行う（S 1 1 0）。

【 0 0 9 5 】

ここで、本実施形態における高調波（ハーモニック成分）の抽出処理の流れを図 9 のフローチャートに示す。

【 0 0 9 6 】

10

まず、受信した受信信号の振幅が 0 になる時間（時刻、点）を検出する（S 2 0 1）。次に、振幅が 0 となる点に基づいて受信信号から、第 1 の分離信号と、第 1 の分離信号と位相が 1 8 0 度異なる第 2 の分離信号とを生成する（S 2 0 2）。そして、位相反転法を用いて、第 1 の分離信号と第 2 の分離信号との加算処理を行って（S 2 0 3）、基本波を相殺して高調波を抽出する。

【 0 0 9 7 】

そして、検波処理部 1 3 3 が、抽出した高調波に対して、絶対値（整流）処理後に、低域通過フィルターをかけて、非変調信号を抽出し（S 1 1 1）、対数変換処理部 1 3 5 が、対数変換処理を行う（S 1 1 2）。

【 0 0 9 8 】

20

そして、ゲイン・ダイナミックレンジ調整部 1 3 7 が、信号強度及び関心領域を調整し（S 1 1 3）、S T C 1 3 9 が、深さに応じて増幅度（明るさ）を補正する（S 1 1 4）。

【 0 0 9 9 】

さらに、D S C 1 5 0 が、走査変換処理を行って、B モード画像データ（表示用画像データ）を生成し（S 1 1 5）、表示部 3 0 0 が生成された表示用画像データを表示し（S 1 1 6）、処理を終了する。

【 0 1 0 0 】

5 . 変形例

本実施形態では、前述したように 1 波以上の超音波を送信する。

30

【 0 1 0 1 】

ここで、送信処理部 1 1 0 は、対象物に対して 1 波の超音波を送信してもよい。そして、処理部 1 3 0 は、受信信号において振幅がゼロになる第 1 のゼロ点、第 2 のゼロ点及び第 3 のゼロ点を検出し、第 1 のゼロ点と第 2 のゼロ点の検出結果に基づいて、第 1 の信号を生成し、第 2 のゼロ点と第 3 のゼロ点の検出結果に基づいて、第 2 の信号を生成し、第 1 の信号と第 2 の信号とに基づいて第 2 の分離信号を生成し、元の受信信号である第 1 の分離信号と第 2 の分離信号との加算処理又は減算処理を行って、超音波エコーのハーモニック成分を抽出してもよい。

【 0 1 0 2 】

これにより、送信する超音波を 1 波にすることが可能になり、より距離分解能を向上させること等が可能になる。

40

【 0 1 0 3 】

また、処理部 1 3 0 は、第 1 の信号と第 2 の信号の波形の入れ替え処理を行い、入れ替え処理後の波形の結合処理を行うことにより、第 2 の分離信号を生成してもよい。

【 0 1 0 4 】

これにより、送信した 1 波の超音波に対する受信信号から、互いに位相が 1 8 0 度異なる第 1 の分離信号と第 2 の分離信号とを生成すること等が可能になる。

【 0 1 0 5 】

ここで、図 1 0 と図 1 1 のフローチャートを用いて具体例を説明する。なお、以下の処理は、図 8 のフローチャートのステップ S 1 1 0 における高調波抽出処理に相当する。

50

【 0 1 0 6 】

まず、図 1 0 に示すように 1 波の送信波 T X P を送信し、受信波 R X P 1 を受信する。

【 0 1 0 7 】

次に、受信波 R X P 1 のゼロ点の検出処理を行い、第 1 のゼロ点 T A、第 2 のゼロ点 T B 及び第 3 のゼロ点 T C を検出する (S 3 0 1)。そして、受信波 R X P 1 の全体を第 1 の分離信号とする (S 3 0 2)。

【 0 1 0 8 】

また、第 1 のゼロ点 T A から第 2 のゼロ点 T B までの信号を第 1 の信号 P 1 として生成し (S 3 0 3)、第 2 のゼロ点 T B から第 3 のゼロ点 T C までの信号を第 2 の信号 P 2 として生成する (S 3 0 4)。

10

【 0 1 0 9 】

さらに、第 1 の信号 P 1 と第 2 の信号 P 2 の波形の入れ替え処理を行う (S 3 0 5)。具体的には、第 1 の信号 P 1 と第 2 の信号 P 2 の受信時間の入れ替えを行う。そして、波形入れ替え後の第 2 の信号 P 2 と第 1 の信号 P 1 の結合処理を行い、第 1 の分離信号と位相又は振幅が 1 8 0 度異なる第 2 の分離信号 R X P 2 を生成する (S 3 0 6)。

【 0 1 1 0 】

そして、図 7 を用いて前述した例と同様に、第 1 の分離信号 R X P 1 と第 2 の分離信号 R X P 2 との加算処理又は減算処理を行って、高調波 D P を抽出し (S 3 0 7)、処理を終了する。

【 0 1 1 1 】

20

なお、本実施形態の超音波測定装置 1 0 0 及び超音波画像装置等は、その処理の一部または大部分をプログラムにより実現してもよい。この場合には、C P U 等のプロセッサがプログラムを実行することで、本実施形態の超音波測定装置 1 0 0 及び超音波画像装置等が実現される。具体的には、情報記憶媒体に記憶されたプログラムが読み出され、読み出されたプログラムを C P U 等のプロセッサが実行する。ここで、情報記憶媒体 (コンピュータにより読み取り可能な媒体) は、プログラムやデータなどを格納するものであり、その機能は、光ディスク (D V D、C D 等)、H D D (ハードディスクドライブ)、或いはメモリー (カード型メモリー、R O M 等) などにより実現できる。そして、C P U 等のプロセッサは、情報記憶媒体に格納されるプログラム (データ) に基づいて本実施形態の種々の処理を行う。即ち、情報記憶媒体には、本実施形態の各部としてコンピューター (操作部、処理部、記憶部、出力部を備える装置) を機能させるためのプログラム (各部の処理をコンピューターに実行させるためのプログラム) が記憶される。

30

【 0 1 1 2 】

6 . 超音波トランスデューサー素子

図 1 2 (A) ~ 図 1 2 (C) に、超音波トランスデューサーデバイスの超音波トランスデューサー素子 1 0 の構成例を示す。この超音波トランスデューサー素子 1 0 は、振動膜 (メンブレン、支持部材) 5 0 と圧電素子部とを有する。圧電素子部は、第 1 電極層 (下部電極) 2 1、圧電体層 (圧電体膜) 3 0、第 2 電極層 (上部電極) 2 2 を有する。

【 0 1 1 3 】

図 1 2 (A) は、基板 (シリコン基板) 6 0 に形成された超音波トランスデューサー素子 1 0 の、素子形成面側の基板 6 0 に垂直な方向から見た平面図である。図 1 2 (B) は、図 1 2 (A) の A - A ' に沿った断面を示す断面図である。図 1 2 (C) は、図 1 2 (A) の B - B ' に沿った断面を示す断面図である。

40

【 0 1 1 4 】

第 1 電極層 2 1 は、振動膜 5 0 の上層に例えば金属薄膜で形成される。この第 1 電極層 2 1 は、図 1 2 (A) に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波トランスデューサー素子 1 0 に接続される配線であってもよい。

【 0 1 1 5 】

圧電体層 3 0 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 2 1 の少なくとも一部を覆うように設けられる。なお、圧電体層 3 0 の材料は、P Z

50

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 ($(\text{Pb}, \text{La})\text{TiO}_3$) などを用いてもよい。

【0116】

第2電極層22は、例えば金属薄膜で形成され、圧電体層30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22は、図12(A)に示すように素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波トランスデューサー素子10に接続される配線であってもよい。

【0117】

振動膜(メンブレン)50は、例えば SiO_2 薄膜と ZrO_2 薄膜との2層構造により開口40を塞ぐように設けられる。この振動膜50は、圧電体層30及び第1、第2電極層21、22を支持すると共に、圧電体層30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。

【0118】

開口40は、基板60(シリコン基板)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。この開口40の開口部45のサイズによって超音波の共振周波数が決定され、その超音波は圧電体層30側(図12(A)において紙面奥から手前方向)に放射される。

【0119】

超音波トランスデューサー素子10の下部電極(第1電極)は、第1電極層21により形成され、上部電極(第2電極)は、第2電極層22により形成される。具体的には、第1電極層21のうちの圧電体層30に覆われた部分が下部電極を形成し、第2電極層22のうちの圧電体層30を覆う部分が上部電極を形成する。即ち、圧電体層30は、下部電極と上部電極に挟まれて設けられる。

【0120】

7. 超音波トランスデューサーデバイス

図13に、超音波トランスデューサーデバイス(素子チップ)の構成例を示す。本構成例の超音波トランスデューサーデバイスは、複数の超音波トランスデューサー素子群UG1~UG64、駆動電極線DL1~DL64(広義には第1~第nの駆動電極線。nは2以上の整数)、コモン電極線CL1~CL8(広義には第1~第mのコモン電極線。mは2以上の整数)を含む。なお、駆動電極線の本数(n)やコモン電極線の本数(m)は、図13に示す本数には限定されない。

【0121】

複数の超音波トランスデューサー素子群UG1~UG64は、第2の方向D2(スキャン方向)に沿って64列に配置される。UG1~UG64の各超音波トランスデューサー素子群は、第1の方向D1(スライス方向)に沿って配置される複数の超音波トランスデューサー素子を有する。

【0122】

図14(A)に、超音波トランスデューサー素子群UG(UG1~UG64)の例を示す。図14(A)では、超音波トランスデューサー素子群UGは第1~第4の素子列により構成される。第1の素子列は、第1の方向D1に沿って配置される超音波トランスデューサー素子UE11~UE18により構成され、第2の素子列は、第1の方向D1に沿って配置される超音波トランスデューサー素子UE21~UE28により構成される。第3の素子列(UE31~UE38)、第4の素子列(UE41~UE48)も同様である。これらの第1~第4の素子列には、駆動電極線DL(DL1~DL64)が共通接続される。また、第1~第4の素子列の超音波トランスデューサー素子にはコモン電極線CL1~CL8が接続される。

【0123】

そして図14(A)の超音波トランスデューサー素子群UGが、超音波トランスデューサーデバイスの1チャンネルを構成する。即ち、駆動電極線DLが1チャンネルの駆動電極線に相当し、送信回路からの1チャンネルの送信信号は駆動電極線DLに入力される。

また駆動電極線 D L からの 1 チャンネルの受信信号は駆動電極線 D L から出力される。なお、1 チャンネルを構成する素子列数は図 1 4 (A) のような 4 列には限定されず、4 列よりも少なくてもよいし、4 列よりも多くてもよい。例えば図 1 4 (B) に示すように、素子列数は 1 列であってもよい。

【 0 1 2 4 】

図 1 3 に示すように、駆動電極線 D L 1 ~ D L 6 4 (第 1 ~ 第 n の駆動電極線) は、第 1 の方向 D 1 に沿って配線される。駆動電極線 D L 1 ~ D L 6 4 のうちの第 j (j は 1 j n である整数) の駆動電極線 D L j (第 j のチャンネル) は、第 j の超音波トランスデューサー素子群 U G j の超音波トランスデューサー素子が有する第 1 の電極 (例えば下部電極) に接続される。

10

【 0 1 2 5 】

超音波を出射する送信期間には、送信信号 V T 1 ~ V T 6 4 が駆動電極線 D L 1 ~ D L 6 4 を介して超音波トランスデューサー素子に供給される。また、超音波エコー信号を受信する受信期間には、超音波トランスデューサー素子からの受信信号 V R 1 ~ V R 6 4 が駆動電極線 D L 1 ~ D L 6 4 を介して出力される。

【 0 1 2 6 】

コモン電極線 C L 1 ~ C L 8 (第 1 ~ 第 m のコモン電極線) は、第 2 の方向 D 2 に沿って配線される。超音波トランスデューサー素子が有する第 2 の電極は、コモン電極線 C L 1 ~ C L 8 のうちのいずれかに接続される。具体的には、例えば図 1 3 に示すように、コモン電極線 C L 1 ~ C L 8 のうちの第 i (i は 1 i m である整数) のコモン電極線 C L i は、第 i 行に配置される超音波トランスデューサー素子が有する第 2 の電極 (例えば上部電極) に接続される。

20

【 0 1 2 7 】

コモン電極線 C L 1 ~ C L 8 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 1 2 8 】

そして送信期間では、送信信号電圧とコモン電圧との差の電圧が超音波トランスデューサー素子に印加され、所定の周波数の超音波が放射される。

【 0 1 2 9 】

なお、超音波トランスデューサー素子の配置は、図 1 3 に示すマトリックス配置に限定されず、いわゆる千鳥配置等であってもよい。

30

【 0 1 3 0 】

また図 1 4 (A) ~ 図 1 4 (B) では、1 つの超音波トランスデューサー素子が送信素子及び受信素子の両方に兼用される場合について示したが、本実施形態はこれに限定されない。例えば送信素子用の超音波トランスデューサー素子、受信素子用の超音波トランスデューサー素子を別々に設けて、アレイ状に配置してもよい。

【 0 1 3 1 】

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、超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法の構成、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 】

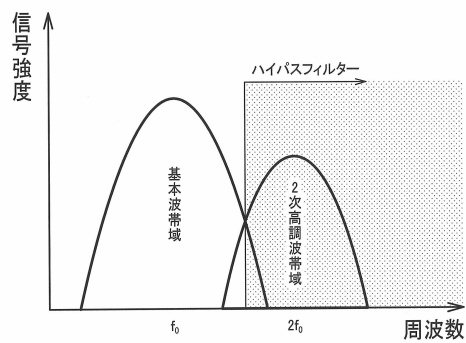
【 0 1 3 2 】

1 0 0 超音波測定装置、1 1 0 送信処理部、1 1 1 送信パルス発生器、
1 1 3 送信遅延回路、1 2 0 受信処理部、1 2 1 受信遅延回路、
1 2 3 フィルター回路、1 2 5 メモリ、1 3 0 処理部、

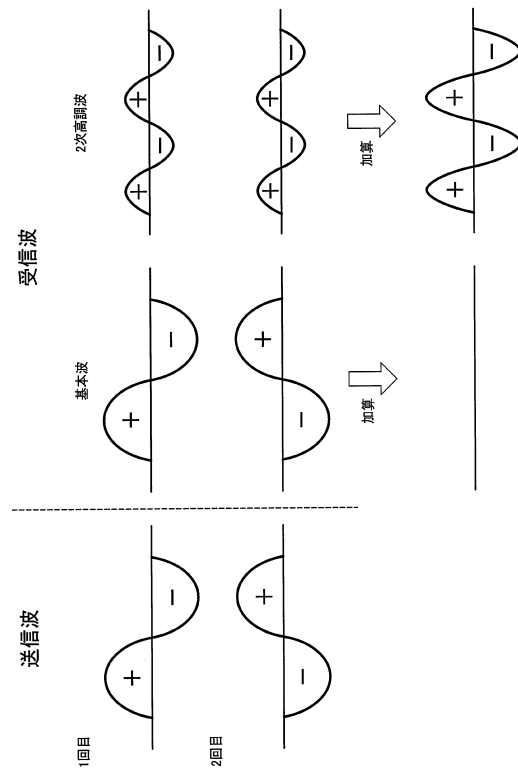
50

1 3 1 ハーモニック処理部、1 3 3 検波処理部、1 3 5 対数変換処理部、
 1 3 7 ゲイン・ダイナミックレンジ調整部、1 3 9 S T C、
 1 4 0 送受信切替スイッチ、1 5 0 D S C、1 6 0 制御回路、
 2 0 0 超音波プローブ、3 0 0 表示部

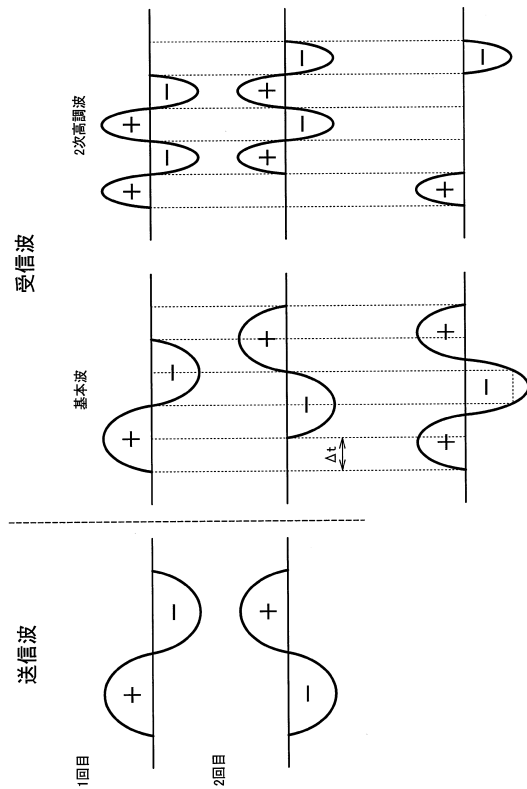
【図 1】



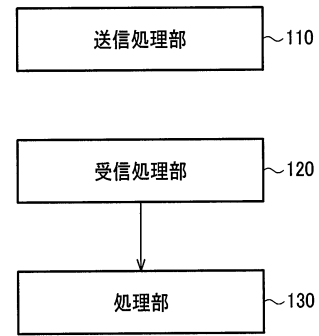
【図 2】



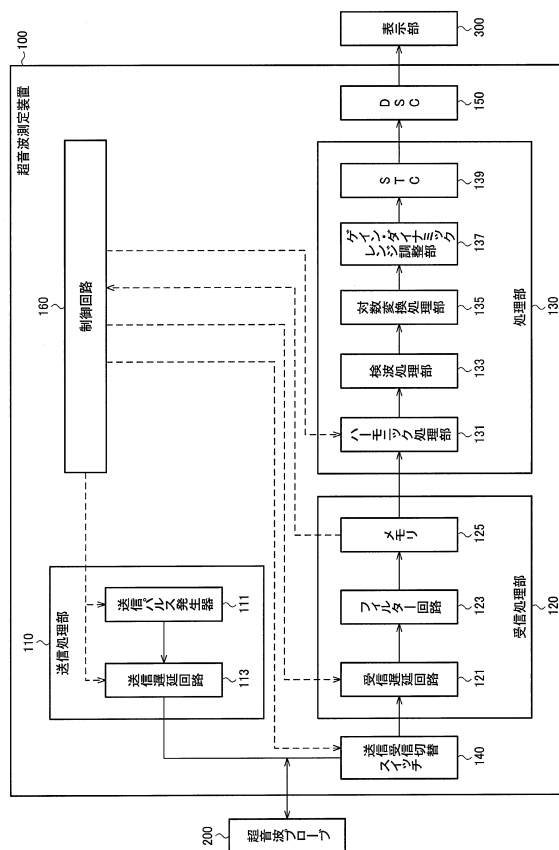
【図 3】



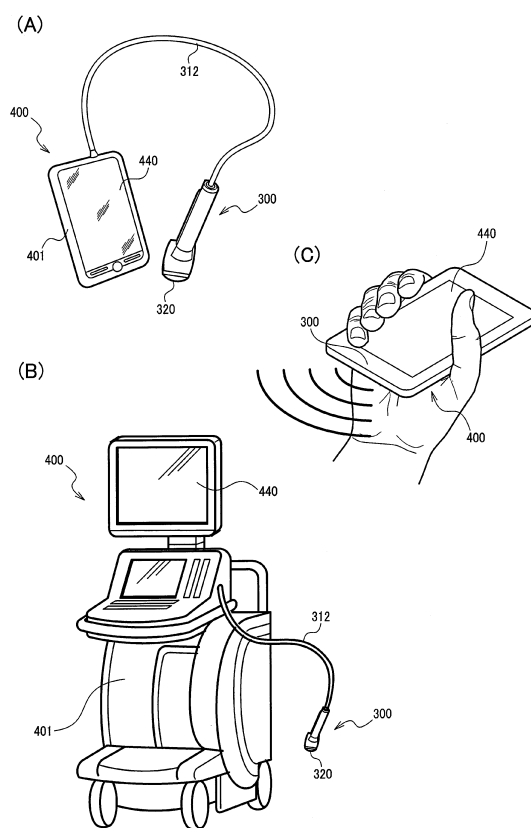
【図 4】



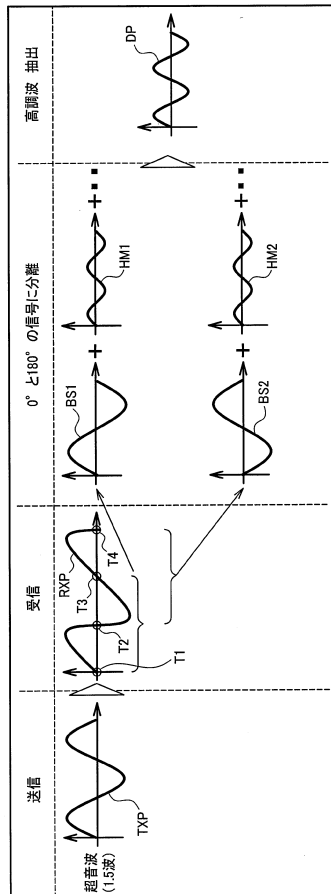
【図 5】



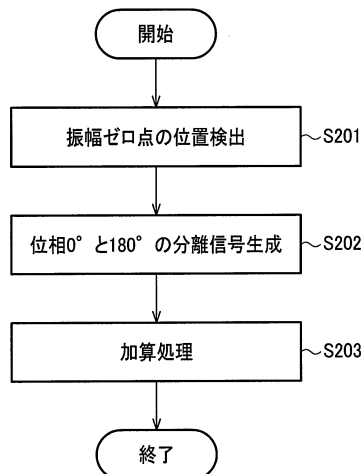
【図 6】



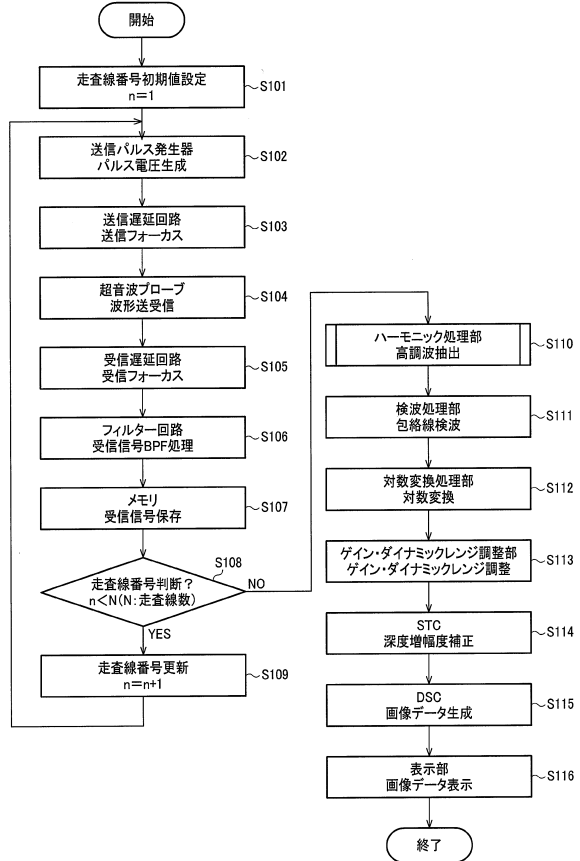
【図 7】



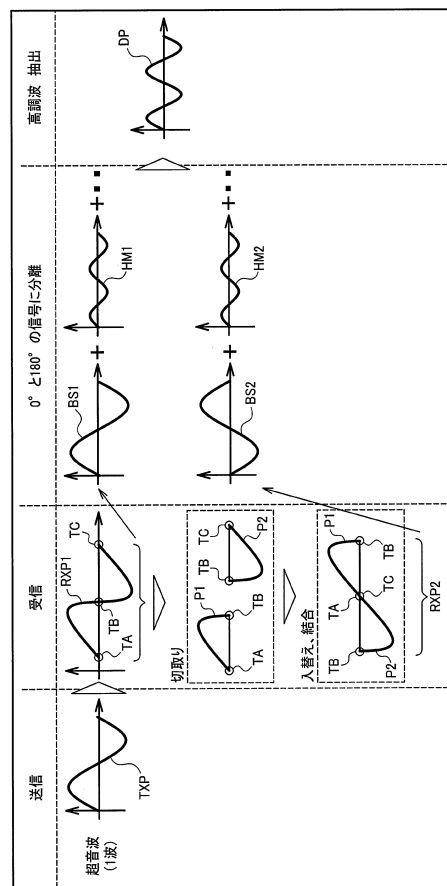
【図 9】



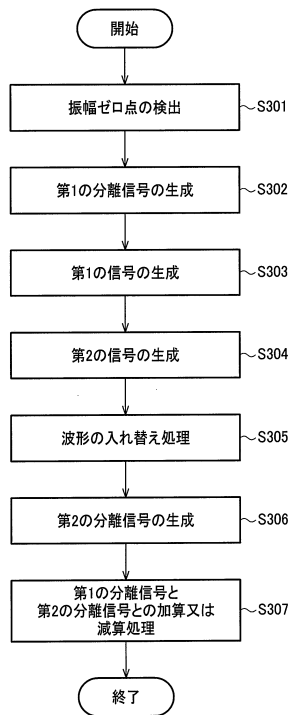
【図 8】



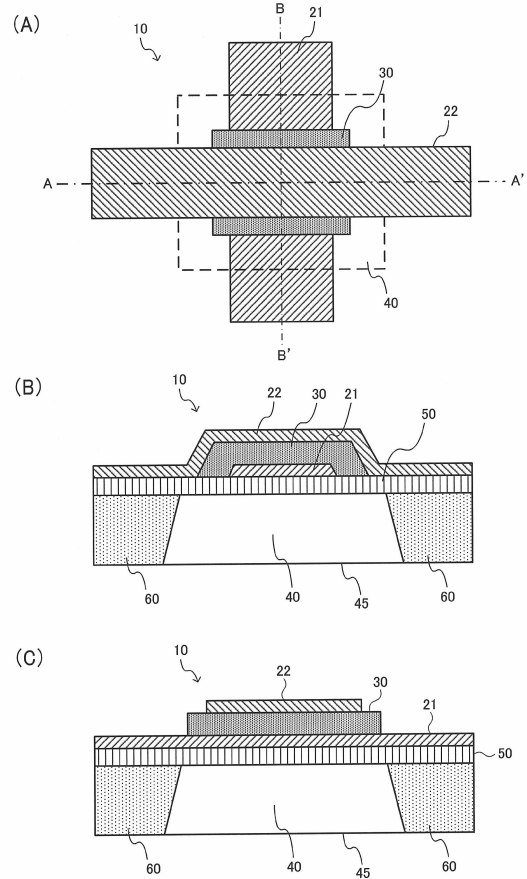
【図 10】



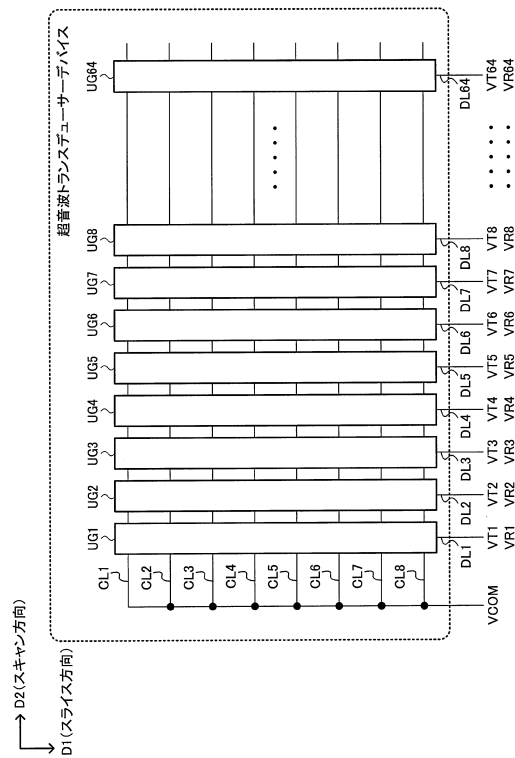
【図 1 1】



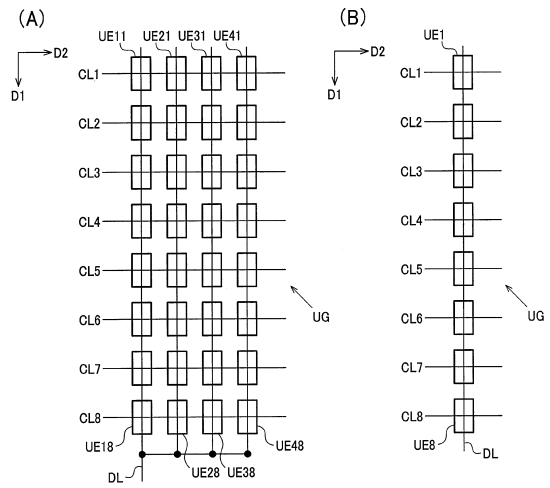
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2001-340339 (JP, A)
特開 2009-136626 (JP, A)
特開 2010-042048 (JP, A)
特開 2002-360569 (JP, A)
特開 2012-115558 (JP, A)
特開 2012-139464 (JP, A)
特開 2012-139465 (JP, A)
国際公開第 2011/048939 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
A61B 8/08

专利名称(译)	超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法		
公开(公告)号	JP6186737B2	公开(公告)日	2017-08-30
申请号	JP2013019183	申请日	2013-02-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	新垣匠		
发明人	新垣 匠		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/00.ZDM A61B8/08 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE09 4C601/DE14 4C601/HH08 4C601/JB45		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2014147620A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲即使当物体移动时，在不降低时间分辨率，伪像（虚像噪声）不太图像可以产生超声波测量装置，超声波图像装置和超声波测量方法提供平等。一超声波测量装置100包括：发送处理单元110，执行将一个或多个波的超声波发送到对象的处理;接收处理单元120，对发送的超声波执行超声波回波的接收处理，以及处理单元130，其对来自处理单元120的接收信号执行处理。然后，处理单元130从接收信号和与第一分离信号具有180度相位差的第二分离信号产生第一分离信号，并输出第一分离信号和第二分离信号，并提取超声回波的谐波分量。 发明背景

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6186737号 (P6186737)
(45) 発行日 平成29年8月30日 (2017. 8. 30)	(24) 登録日 平成29年8月10日 (2017. 8. 10)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 0 (2006. 01) A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 0 0 Z D M A 6 1 B 8 / 0 8	
請求項の数 7 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 (22) 出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日	特願2013-19183 (P2013-19183) 平成25年2月4日 (2013. 2. 4) 特開2014-147620 (P2014-147620A) 平成26年8月21日 (2014. 8. 21) 平成28年1月29日 (2016. 1. 29)	(73) 特許権者 000002369 セイコーエプソン株式会社 東京都新宿区新宿四丁目 1 番 6 号 (74) 代理人 100116665 弁理士 渡辺 和昭 (74) 代理人 100164633 弁理士 西田 圭介 (74) 代理人 100179475 弁理士 仲井 智至 (72) 発明者 新垣 匠 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 審査官 宮澤 浩
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 線容差測定装置 線容差画像処理装置及び線容差測定方法		

(54) 【発明の名称】 超音波測定装置、超音波画像装置及び超音波測定方法