

(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2015-6234

(P2015-6234A)

(43) 公開日 平成27年1月15日(2015.1.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-132455 (P2013-132455)
(22) 出願日 平成25年6月25日 (2013.6.25)(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001689
青稜特許業務法人
(74) 代理人 110000350
ポレール特許業務法人
(72) 発明者 今川 健吾
神奈川県横浜市戸塚区吉田町292番地
株式会社日立製作所横浜研究所内
(72) 発明者 五十嵐 豊
神奈川県横浜市戸塚区吉田町292番地
株式会社日立製作所横浜研究所内

最終頁に続く

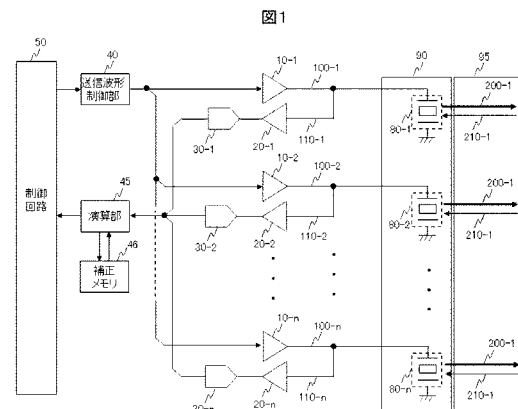
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、方法、及び超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 パルスインバージョン (PI) 法における正負非対称性を補正し、高画質の超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することにある。

【解決手段】 振幅調整用増幅器 10 や超音波振動子アレイ 90 を含む送信系回路の非対称性補正を行うため、キャリブレーションモードの際に得た補正データを補正メモリ 46 に記憶しておき、当該補正データを用いて、装置の診断モードにおいて、演算部 45 を含む受信系回路全体の正負非対称性を補正する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第一の送信信号と、前記第一の送信信号を極性反転した第二の送信信号を送信する送信部と、

前記送信部からの前記第一の送信信号と前記第二の送信信号に基づき、超音波を送信し、その反射超音波を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブが受信した前記反射超音波に基づく、前記第一、第二の送信信号に対応する第一、第二の受信信号を受信する受信部と、

キャリブレーションモードにおける、前記第一の受信信号と前記第二の受信信号の加算結果に基づく、正負非対称性を補正する補正データを記憶する記憶部とを備え、

前記受信部は、

診断モードにおける、前記第一の受信信号と前記第二の受信信号の加算結果と、前記記憶部に記憶された前記補正データを用いて補正演算を行う、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記記憶部は、前記加算結果をフーリエ変換後のデータを記憶し、前記受信部は、前記記憶部から読み出されたデータを逆フーリエ変換したデータを前記補正演算に用いる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記超音波プローブに、前記記憶部を設置する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記超音波プローブは、二次元超音波探触子アレイで構成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記反射超音波の深さに応じて、前記補正データによる補正度を調整可能なユーザ調整パネルを更に備える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記反射超音波の深さに応じて、前記補正データによる補正度を調整可能なグラフィカルユーザインタフェース (GUI) を表示可能な表示部を更に備える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記キャリブレーションモードにおいて、前記超音波プローブが受信する前記反射超音波は、前記超音波プローブに塗られた補正用媒体で反射された超音波である、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

第一の送信信号と、前記第一の送信信号を極性反転した第二の送信信号を超音波プローブから送信し、

前記第一の送信信号と前記第二の送信信号に基づき送信された超音波の反射超音波を前記超音波プローブで受信し、

キャリブレーションモードにおける、受信した前記反射超音波に基づく、前記第一、第二の送信信号に対応する第一、第二の受信信号の加算結果を、正負非対称性を補正する補正データとして保持しておき、

50

診断モードにおける、前記第一の受信信号と前記第二の受信信号の加算結果と、保持された前記補正データを用いて補正演算を行う、
ことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断方法であって、
前記加算結果をフーリエ変換後のデータを保持し、保持された当該データを逆フーリエ変換したデータを前記補正演算に用いる、
ことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断方法であって、
前記反射超音波の深さに応じて、前記補正データによる補正度を調整する、
ことを特徴とする超音波診断方法。

10

【請求項 11】

請求項 8 に記載の超音波診断方法であって、
前記キャリブレーションモードにおいて、前記超音波プローブが受信する前記反射超音波は、前記超音波プローブに塗られた補正用媒体で反射された超音波である、
ことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 12】

第一の送信信号と、前記第一の送信信号を極性反転した第二の送信信号を送信する送信部と、前記第一、第二の送信信号に対応する第一、第二の受信信号を受信する受信部とに接続可能なコネクタと、
前記送信部からの前記第一の送信信号と前記第二の送信信号に基づき、超音波を送信し、その反射超音波を受信する超音波探触子アレイと、
キャリブレーションモードにおける、前記反射超音波に基づく、前記第一の受信信号と前記第二の受信信号の加算結果に基づく、正負非対称性を補正する補正データを記憶する記憶部とを備える、
ことを特徴とする超音波プローブ。

20

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波プローブであって、
前記超音波探触子アレイを、二次元アレイで構成した、
ことを特徴とする超音波プローブ。

30

【請求項 14】

請求項 12 に記載の超音波プローブであって、
前記キャリブレーションモードにおいて、受信する前記反射超音波は、前記超音波探触子アレイに塗られた補正用媒体で反射された超音波である、
ことを特徴とする超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に係り、特に、パルスインバージョン法を用いる超音波診断装置の高画質化技術に関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波画像を高画質化する方法として、パルスインバージョン（PI）法が知られている。このPI法は、フェーズインバージョン法とも呼ばれ、生体内の臓器などに単一周波数の超音波を照射すると、反射超音波の基本波は照射超音波同じ周波数・同じ極性で反射するのに対し、反射超音波の高調波成分は照射超音波の極性に関わらず、片極性で反射する性質を利用して、高調波成分（ハーモニック）を用いて超音波画像化する技術である。より具体的には、第一の送信波形（正極）を照射により第一の反射超音波（第一の基本波成分と第一の高調波成分を含む）を受信し、第一の送信波形を極性反転（または180°

50

位相シフト)した第二の送信波形(負極)照射により第二の反射超音波(第二の基本波成分と第二の高調波成分を含む)を受信し、第一および第二の反射超音波を受信加算すると、第一および第二の基本波成分は打ち消しあい、第一および第二の高調波成分は2倍になる。そのため、PI法では基本波や高調波成分をはじめとする各周波数成分で、第一の送信波形(正極)と、第二の送信波形(負極)との加算が零となることが前提である。この前提が崩れると、画質劣化を招いたり、場合によってはアーチファクト(虚像)発生の原因となるが、実際の装置構成における送受信回路系では、種々の要因により正負非対称性(第一および第二の送信波形の加算が零でない)が発生する。

【0003】

そのため、例えば、PI法に好適な送信回路を開示する特許文献1、高調波成分を効率よく受信する振動子構成を開示する特許文献2、更にはフィルタリング方法を活用した受信信号の処理法を開示した特許文献3に示すように、これまで正負対称性を維持するための種々の提案がなされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2007-117668号公報

【特許文献2】特開2002-248100号公報

【特許文献3】特開2002-369817号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

通常、超音波を送信するために振動子を駆動する送信回路では、回路を構成するP型、N型トランジスタの特性差により、正極/負極波形が非対称となる。また、部品や素子ばらつきを考慮すると、超音波診断装置、超音波プローブ内の複数の送信回路各々の正極/負極対称性を補償することが困難である。また、送信回路の負荷である超音波振動子は、送信回路からの正極/負極送信波形に応じた超音波を送信し、また超音波振動子自身の特性が非線形のため、送信波形の非対称性は補償できない。更に、このような、送信回路特性や振動子の非線形性に基づく非対象性を、受信信号の演算部で補償するのが困難であるという課題がある。

【0006】

本発明の目的は、上記の課題を解決し、パルスインバージョン法を用い、高画質の超音波画像を得ることができる超音波診断装置、方法、及び超音波プローブを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の目的を達成するため、本発明においては、第一の送信信号と、前記第一の送信信号を極性反転した第二の送信信号を送信する送信部と、送信部からの第一の送信信号と前二の送信信号に基づき、超音波を送信してその反射超音波を受信する超音波プローブと、超音波プローブが受信した反射超音波に基づく、第一、第二の送信信号に対応する第一、第二の受信信号を受信する受信部と、キャリアレーションモードにおける、第一の受信信号と第二の受信信号の加算結果に基づく、正負非対称性を補正する補正データを記憶する記憶部とを備え、受信部は、診断モードにおける、第一の受信信号と第二の受信信号の加算結果と、記憶部に記憶された補正データを用いて補正演算を行う超音波診断装置を提供する。

【0008】

また、上記の目的を達成するため、本発明においては、第一の送信信号と、第一の送信信号を極性反転した第二の送信信号を超音波プローブから送信し、第一の送信信号と第二の送信信号に基づき送信された超音波の反射超音波を超音波プローブで受信し、キャリアレーションモードにおける、受信した反射超音波に基づく、第一、第二の送信信号に対応

10

20

30

40

50

する第一、第二の受信信号の加算結果を、正負非対称性を補正する補正データとして保持しておき、診断モードにおける、第一の受信信号と第二の受信信号の加算結果と、保持された補正データを用いて補正演算を行う超音波診断方法を提供する。

【 0 0 0 9 】

更に、上記の目的を達成するため、本発明においては、第一の送信信号と、第一の送信信号を極性反転した第二の送信信号を送信する送信部と、第一、第二の送信信号に対応する第一、第二の受信信号を受信する受信部とに接続可能なコネクタと、送信部からの第一の送信信号と第二の送信信号に基づき、超音波を送信し、その反射超音波を受信する超音波探触子アレイと、キャリアレーションモードにおける、反射超音波に基づく、第一の受信信号と第二の受信信号の加算結果に基づく、正負非対称性を補正する補正データを記憶する記憶部とを備える構成の超音波プローブを提供する。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 0 】

本発明により、パルスインバージョン (P I) 法における超音波画像の高画質化を図ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 第一の実施例に係る、超音波送受信回路の構成例を示す図である。

【 図 2 】 第一の実施例に係る、演算部の一構成を示す図である。

【 図 3 】 第二の実施例に係る、演算部の一構成を示す図である。

20

【 図 4 】 第三の実施例に係る、超音波診断装置と超音波プローブの一構成を示す図である。

【 図 5 】 各実施例に係る、超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャート図である。

【 図 6 】 各実施例に係る、超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャート図である。

【 図 7 】 第 4 の実施例に係る、2次元 (2 D) アレイプローブにおける振動子の一構成例を示す図である。

【 図 8 】 各実施例に係る、ユーザ調整パネルの一例を示す図である。

【 図 9 】 通常の超音波診断装置の送受信回路の一構成例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 2 】

30

本発明に係る各種の実施例を説明する前に、パルスインバージョン (P I) 法を実施可能な通常の超音波診断装置の送受信回路の一構成例を、図 9 を用いて説明する。同図において、ユーザ制御部 7 0 等を介して制御回路 5 0 に診断指示等が出されると、その指示に従い、中央処理部 (C P U) 等で構成される制御回路 5 0 は、送信波形制御部 4 0 に対して、超音波振動子アレイ 9 0 に対する超音波送信信号のもととなる送信基準信号を出力する。送信回路 1 0 - 1 ~ 1 0 - n は、送信基準信号から、必要な電圧振幅信号の送信信号を出力する。送信信号は、送信ライン 1 0 0 - 1 ~ 1 0 0 - n を経由して、超音波振動子アレイ 9 0 の超音波振動子 8 0 - 1 ~ 8 0 - n にそれぞれ印加される。そして、図示を省略した超音波用ゼリーを介在させた被検体である生体等に超音波信号が照射され、生体等から反射した反射超音波信号は、同じく超音波振動子アレイ 9 0 の超音波振動子 8 0 - 1 ~ 8 0 - n で受信され、受信ライン 1 1 0 - 1 ~ 1 1 0 - n、受信回路 2 0 - 1 ~ 2 0 - n、アナログデジタル変換器 3 0 - 1 ~ 3 0 - n を経由して演算部 4 5 に送られ、演算部 4 5 で所定の演算後、制御回路 5 0 に送られ、表示部 6 0 に、例えば生体内の超音波画像等が表示される。

40

【 0 0 1 3 】

上述した P I 法は、特に上記の制御回路 5 0 以降の送信波形制御部 4 0 から演算部 4 5 の動作に関係するため、以下で説明する各種の実施例においては、送信波形制御部 4 0 から演算部 4 5 までの構成動作を説明することとする。ここで、送信波形制御部 4 0、演算部 4 5 などは、その動作説明のために簡易化して図示しており、機能ブロック数を限定するものではない。以下に説明する実施例も同様である。なお、本明細書において、超音波

50

診断装置の動作モードとして、キャリブレーションモードと、診断モードの二つの動作モードを記載しているが、このキャリブレーションモードとは、診断以前に、所定の反射媒体にPI法にもとづく正負の超音波を照射し、正負非対称性を補正する補正データを取得する動作モードを意味する。また、診断モードは、超音波を被検体である生体に照射して、生体の超音波画像を獲得する動作モードを意味し、本発明ではPI法を用いた超音波画像（映像）を獲得する場合に特化して説明する。以下、本発明を実施するための形態を、図面に従い説明する。なお、各実施例はその構成と動作を説明し、具体的なキャリブレーションモードと診断モードにおける補正法については、実施例4の後半に纏めて記載する。

【実施例1】

【0014】

第一の実施例は、超音波診断装置の実施例に係り、第一の送信信号と、第一の送信信号を極性反転した第二の送信信号を送信する送信部と、送信部からの第一の送信信号と第二の送信信号に基づき、超音波を送信し、その反射超音波を受信する超音波プローブと、超音波プローブが受信した反射超音波に基づく、第一、第二の送信信号に対応する第一、第二の受信信号を受信する受信部と、キャリブレーションモードにおける、第一の受信信号と第二の受信信号の加算結果に基づく、正負非対称性を補正する補正データを記憶する記憶部とを備え、受信部は、診断モードにおける、第一の受信信号と第二の受信信号の加算結果と、記憶部に記憶された補正データを用いて補正演算を行う構成の超音波診断装置である。

【0015】

この構成により、送信部である送信回路出力の送信信号（電気信号）と、超音波プローブである超音波振動子（電気-超音波相互変換）、および受信部である受信回路による各々の特性変化を含めた、一連の構成部で、正負対称性を補正する。

【0016】

図1の構成において、制御回路50は、送信波形制御部40を制御し、送信波形制御部40からの超音波振動子アレイ90を構成する振動子80-1～80-nに対し、送信回路10-1～10-nを介して送信信号を印加する。

【0017】

超音波振動子アレイ90の各振動子80-1～80-nから発生した送信超音波200-1～200-nは、超音波検査時に使用するプローブ90と体表間に用いる超音波用ゼリーなどの媒体95を介して、照射対象物に照射する。照射対象物から反射した反射超音波210-1～210-nを、同じく媒体95を介して、超音波振動子アレイ90の各振動子80-1～80-nで受信する。受信された受信信号は、受信回路20-1～20-nとアナログデジタルコンバータ（ADC）30-1～30-nを介して、演算部45に入力される。ここで媒体95は、ゼリー状やゲル状のもので、プローブ90と体表との隙間にできる空気による散乱を防ぐものである。

【0018】

図2には、本実施例の受信回路系における演算部45の内部回路構成の一例を示す図である。第一および第二の受信データ（正極、負極）はそれぞれ受信データバッファ41a、41bに蓄積され、加算器42で加算される。診断モードでは、先の予めキャリブレーションモードで補正メモリ46に記憶された補正值を用いて補正される。なお、補正メモリ46の補正值は診断モードにおける生体等の深情報などに応じてゲイン調整器44でゲイン調整される。本実施例の構成においては、装置本体のADC30a-30n以降のデジタル処理部の変更で対応可能あり、変更は容易である。

【実施例2】

【0019】

本実施例は、上述した実施例1の超音波診断装置の演算部45とは異なる構成の演算部を備える実施例である。図3は、実施例1で説明した受信回路系における演算部45の変形構成例を示している。同図において、図2の構成との差異のみ説明する。本構成にお

10

20

30

40

50

るキャリブレーションモードでは、加算器 42 からの加算データを、FFT 処理部 47 でフーリエ変換して、補正メモリ 46 に記憶する。診断モードでは、補正メモリ 46 中の補正データが読みだされ、逆 FFT 処理部 48 で、逆フーリエ変換後、補間演算・ゲイン調整器 49 経由で、補正演算器 43 に送られ補正する。

【0020】

本実施例における受信データの補正は、高速フーリエ変換 (FFT)、高速フーリエ逆変換 (逆FFT) を利用することにより、周波数とその大きさのみのデータを記憶することになるので、実施例 1 の構成に比較し、メモリ領域が小さくてすむという効果がある。すなわち、実施例 1 では、時間方向のデータ格納のため、受信時間と ADC30 における ADC サンプリグ周波数に応じた数の膨大なデータ、または一部を間引きしたデータを格納する必要があるのに対し、本実施例の構成の場合、周波数とその大きさのみのデータとなるので、実施例 1 の構成と比較して、よりメモリ領域を小さくすることができる。

【実施例 3】

【0021】

本実施例の超音波診断装置は、上述した補正データを記憶する補正メモリを超音波プローブ側に設置した構成の実施例である。

【0022】

図 4 に実施例 3 の一構成例を示す。同図において、図 1 と同一番号は、実施例 1 のものと同じ構成要素を示すので、ここでは説明を省略する。超音波診断装置 300 (本体) とコネクタボックス (BOX) 53 は、コネクタ 51、52 で接続される。図 1 の全体構成における超音波振動子アレイ 90 が、本図の超音波プローブ 56 側に設置される。

【0023】

コネクタ BOX 53 には、上述した補正データを記憶する補正メモリ 54 が設置されている。そして、コネクタ 51、52 を介して、超音波受信信号と補正データが超音波診断装置 (本体) の演算部 45 に送られ、補正演算等が行われることは、先の実施例と同様であり、ここでは説明を省略する。なお、このコネクタ BOX 53 と超音波プローブ 56 はケーブル 55 を介して接続されており、これらを纏めて超音波プローブと呼ぶこともできる。なお、本実施例の構成にあつては、演算部 45 の構成は、上述した実施例 1、2 のいずれの構成を用いても良い。

【0024】

本実施例の構成によれば、新規な超音波プローブが開発されても、超音波診断装置本体側のメモリ追加変更が不要となる。その結果、既納入の超音波診断装置の高画質化を容易に実現できる。この種の装置では一般に、超音波プローブの種類認識のためのマイクロコンピュータ (マイコン) や FPGA (field-programmable gate array) などの部品がコネクタ BOX 内に配置されており、補正メモリ 54 と共用化することができるので、安価に補正メモリ付きの超音波プローブを提供できる。

【実施例 4】

【0025】

本実施例は、超音波診断装置の 2 次元アレイプローブの一実施例である。図 7 は、本実施例の 2 次元アレイプローブの正面図を模式的に示す図である。図 7 に示すように、本実施例のプローブは、複数の ($n \times m$) 振動子から構成されるサブアレイと呼ばれる単位の野集合で構成される。このように ($n \times m$) 振動子が 2 次元アレイ状に配置されるプローブの場合、一般に 2 次元アレイ振動子と直近に IC 化した回路を接続する構成から、振動子数より少ない補正データで対称性を補償することができる。これは、2 次元アレイの場合、振動子数分の IC 化した回路が必要となるが、IC 化した場合、隣接回路とのばらつきを小さくすることができるため、例えばキャリブレーションモードでは $n \times m$ のサブアレイのうち、四方と中心部の回路のみなどに限定、または複数サブアレイを一つ置きなど間引いたキャリブレーションモードを行うことができるためである。なお、間引いた分は、隣接振動子で得た補正データを共用化するなどの処理を行うことで、全ての振動子に対して等価的に補正することができる。

【0026】

続いて、各実施例で説明した超音波診断装置における、正負非対称性の補正方法について説明する。上述の通り、各実施例に係る超音波診断装置は、どの動作モードとして、キャリブレーションモードと診断モードの二つの動作モードがある。まず、図5を用いて、超音波診断装置を製造する側、あるいはユーザ側で実行するキャリブレーションモードの動作フローを説明する。装置メーカーは、超音波診断装置の出荷検査時にこのキャリブレーションモードの動作フローに従い補正データを取得する。あるいはユーザ側でこの動作フローに従い補正データを取得することができる。

【0027】

図5は、上述した各実施例の補正メモリに記憶される補正データの取得フローの一例を示す図である。以下、特記しないが、カッコ内で示す符号は図5を、その他の符号で示すものは代表的に図1と図3を参照するものとする。制御回路50の制御により、図5に示すように、取得フローがスタート(START)すると、図示を省略したカウンタに $N = 1$ がセットされ、まず、図1の送信波形制御部40に対して、第一の振動子80-1に対する第一の超音波送信信号のもととなる送信基準信号を出力して、第一送信回路10-1を介して、で第一の振動子80-1への第一の送信波形が印加される(S1)。このとき、第二から第 n の送信回路10b-10nへは、送信波形制御部40から送信基準信号を出力しない、または第二から第 n の送信回路10b-10nは信号出力しないように制御する。

【0028】

図5のキャリブレーションモードにおいては、生体等には照射せず、図1に示したように、超音波振動子アレイ90の表面に塗られた媒体95で送信超音波を反射・減衰され、受信回路系で受信超音波を検出する。すなわち、媒体95からの第一の反射超音波(エコー超音波)210-1は同じく第一の超音波振動子80-1で受信され(S2)、第一の受信回路系のライン110-1、第一の受信回路20-1、第一のADC30-1等を経由して演算部45に入力され、反射超音波が検出される(S3)。この第一の反射超音波信号は、演算部45中の受信データバッファ41aに保存される(S4)。

【0029】

次に、同様にして、送信制御部40で第一の振動子80-1に対する第二の超音波送信信号のもととなる送信基準信号を出力して、第一送信回路10aを介して、第二の送信波形が生成され超音波振動子アレイ90の第一の超音波振動子80-1に印加され、検出データがデータバッファ41bに保存される(S5-S8)。そして、保存された検出データを加算器42で加算し(S9)、 $N = 1$ に対する第一の加算結果を補正メモリ46に保存する(S10)。そして、 N が振動子アレイの振動子数、例えば64個の振動子一列で構成する一次元アレイの場合、 $N = 64$ に達するまで、同様の動作を繰り返して(S1-S10)、キャリブレーションモードを終了する(S11、S12)ここで第二の送信波形は、PI法にもとづき第一の送信波形の極性反転、または第一の送信波形より位相を 180° シフトさせた波形である。なお、 $N = 2$ の場合、第二の送信回路10-2、第二の振動子80-2、第二の受信回路20-2の系を、 $N = 3$ の場合、第3送信回路10-3、第3の振動子80-3、第3の受信回路20-2の系を動作して補正データを取得するように動作する。これは、振動子を複数動作させた場合に生じる隣接振動子からの影響を除外するためである。これらのキャリブレーションモードによる補正データフローは一例であり、例えば64個の振動子一列で構成する一次元アレイの場合、 $N = 1$ の場合は第一の送信回路10-1、第一の振動子80-1、第一の受信回路20-1の系と同時に、第33の送信回路10-33、第33の振動子80-33、第33の受信回路20-33の系、 $N = 2$ の場合は第二の送信回路10-2、第二の振動子80-2、第二の受信回路20-2の系と同時に、第34の送信回路10-34、第33の振動子80-34、第33の受信回路20-34の系と2系統同時に行ってもよい。振動子が隣接してない場合には、他振動子からの影響を受けにくい現象を用いて、離れた複数系統を同時に行うことでキャリブレーションモードにおける補正データ取得時間を短縮させることができる。

【 0 0 3 0 】

以上説明したキャリブレーションモードの動作フローの実行により、送信回路出力の送信信号波（電気信号）と振動子（電気 - 超音波変換）、及び受信回路による特性変化を含めた、一連の送受信回路系で正負非対称性を補正する補正データを取得することができる。また、図 5 の動作フローによりユーザ側で補正データを取得する場合、ユーザの送信超音波パワーや、周波数などの設定変更に併せた高精度の補正データの取得が可能となる。更に、ユーザが装置使用時に補正するため、温度などの環境の変化による特性変化にも対応して、高精度な補正データを取得することができる。また、媒体 9 5 は、例えば、通常の超音波診断装置の検査で一般に用いる超音波ゼリーを用いる。これによりユーザ側での補正データ取得が容易に行え、更には診断モードに用いるものと同じ超音波ゼリーを用いて補正するため、補正誤差を低減できるという効果がある。

10

【 0 0 3 1 】

図 6 は、本実施例の超音波診断装置において、上述したキャリブレーションモードで保存した補正データを用いて、生体に対する超音波診断を実行する場合の、診断フローの一例を示した。以下、特記しないが、カッコ内で示す符号は図 6 を、その他の符号で示すものは、代表的に図 1 と図 2 を参照するものとする。超音波診断装置による診断が開始（S T R A T）されると、制御回路 5 0 により、各種の検査パラメータ設定がなされる。この設定パラメータは、先に説明した演算部 4 5 の補正メモリ 4 6 から、上述したキャリブレーションモードで取得した補正データに対する、ゲイン調整器 4 4 によるゲイン補正にも使用される（S 3 0）。

20

【 0 0 3 2 】

送信波形制御部 4 0 で、第一の送信基準信号波形が生成され、送信回路 1 0 - 1 ~ 1 0 - n を介して、振動子 8 0 - 1 ~ 8 0 - n に第一の送信信号が印加される（S 2 0）。そして、第一の送信波形による送信超音波 2 0 0 - 1 ~ 2 0 0 - n により媒体 9 5 を介し図示しない生体などに照射され、生体などから反射した反射超音波 2 1 0 - 1 ~ 2 1 0 - n の受信が行われる（S 2 1）。第一の送信波形による反射超音波 2 1 0 - 1 ~ 2 1 0 - n を、超音波振動子アレイ 9 0 の振動子 8 0 - 1 ~ 8 0 - n が検出（受信）し（S 2 2）、検出データを受信回路 2 0 - 1 ~ 2 0 - n、A D C 3 0 - 1 ~ 3 0 - n を介して、受信データバッファ 4 1 a に保存する（S 2 3）。同様にして、送信波形制御部 4 0 で、第二の送信基準信号波形が生成され、送信回路 1 0 - 1 ~ 1 0 - n を介して、振動子 8 0 - 1 ~ 8 0 - n に第二の送信信号が印加され、検出データがデータバッファ 4 1 b に保存される（S 2 4 - S 2 7）。ここで、第一、第二の送信信号は、P I 法に基づく送信信号である。そして、保存された検出データ 4 1 a、4 1 b を加算器 4 2 で加算し（S 2 8）、加算結果に対して補正演算が行われる（S 2 9）。この補正演算は、S 2 8 の加算結果から、S 3 0 でゲイン補正計算された補正データを加減算や乗除算するなどのことを意味する（S 2 9）。

30

これにより、本実施例の超音波診断装置（本体）と超音波アレイプロープの信号送受信系における、正負非対称性を高精度に補償することが可能となる。

【 0 0 3 3 】

なお、図 5 に示した動作フローにより、製造メーカーの製品出荷検査時などに代表的な条件で補正データを取得した場合、図 2 に示したゲイン調整器 4 4 による補正データのゲイン補正は、ユーザの検査パラメータ設定により超音波診断装置内で自動計算するが、図 8 に示すユーザ調整パネルを具備することにより、ユーザが補正データの適用/非適用のチェック、生体内臓器などの深さなどに対応する補正値の微調整を行うことを可能とすることができる。これにより、より使い勝手の良い超音波診断装置を得ることができる。

40

【 0 0 3 4 】

図 8 に、ユーザが微調整する際に用いるユーザ調整パネルの一構成例を示した。同図に明らかなように、ユーザ調整パネルには、被検体の超音波反射の深さを示す深部に対応するチェックボックス 6 1 をチェックすることによって、調整可能となる。各深部に対応して、目盛 5 8 とスライダー 5 9 のセットが設置されている。これにより、ユーザは生体の

50

深さなどに応じた所定の補正度を適宜微調整することができる。なお、このユーザ調整パネルはハードウェアとして構成することもできるし、また、表示部 60 に G U I (Graphic al User Interface) として表示することもできる。これにより、超音波診断装置のユーザが診断に適した超音波画像を選択できる。

【0035】

この構成により、ユーザ設定に合わせた高精度な補正データを取得できる。また、ユーザが、装置使用時に補正可能なため、温度などの環境の変化による特性変化にも対応して、高精度な補正データを取得することができる。更に、ユーザ側で補正データを取得した場合でも、補正値の適用可否と調整手段を具備することにより、ユーザが診断に好適と判断する超音波画像を取得できる。

10

【0036】

以上詳述した本発明の超音波診断装置によれば、送信 - 振動子 (超音波送信) から振動子 - 受信 (反射超音波検出) までの、通常の診断で用いる一連の系で、正負非対称性を補正することが可能となり、高画質の超音波画像を得ることができる超音波診断装置、超音波プローブを提供することができる。

【0037】

なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることが可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。

20

【0038】

更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するプログラムなどを作成する例を動作フローを用いて説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

【符号の説明】

【0039】

- 10、10a - 10n 送信回路
- 20 - 20n 受信回路
- 30a - 30n アナログデジタルコンバータ (A D C)
- 40 送信波形制御部
- 45 演算部
- 42 加算器
- 43 補正演算器
- 44 ゲイン調整器
- 45 演算部
- 46、54 補正メモリ
- 47 高速フーリエ変換器 (F F T)
- 48 逆 F F T
- 49 補間演算・ゲイン調整器
- 50 制御回路
- 51、52 コネクタ (C N)
- 53 コネクタボックス (B O X)
- 55 ケーブル
- 56 超音波プローブ
- 57 サブアレイ
- 58 目盛
- 59 スライダー
- 60 表示部

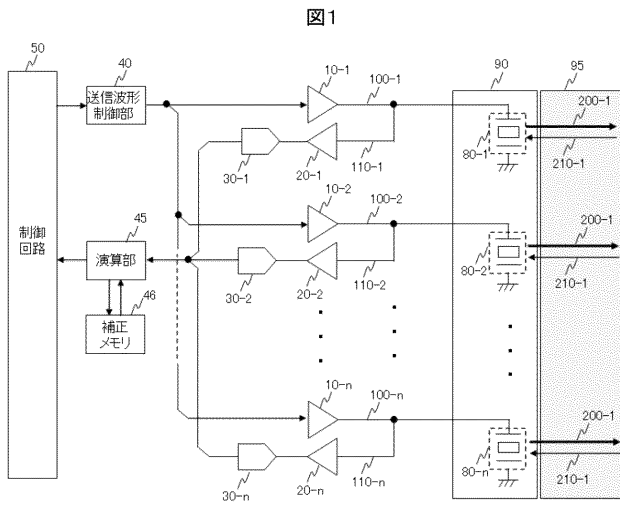
30

40

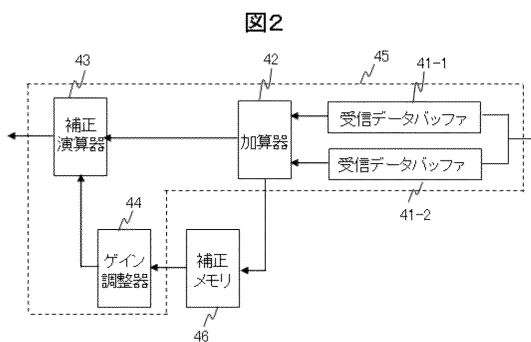
50

6 1 チェックボックス
 7 0 ユーザ制御部
 8 0 超音波振動子
 9 0 超音波振動子アレイ
 1 0 0、1 0 0 a - 1 0 0 n 送信ライン
 1 1 0、1 1 0 a - 1 1 0 n 受信ライン

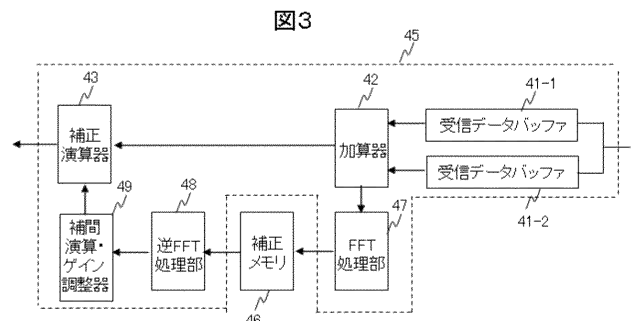
【図 1】



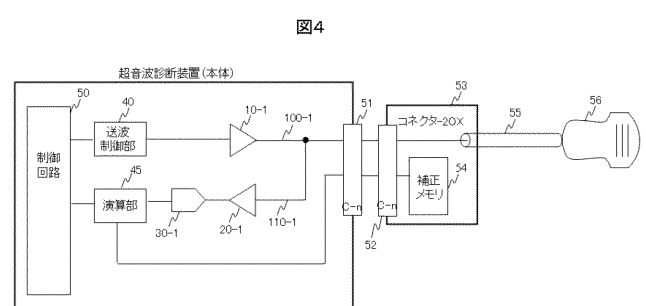
【図 2】



【図 3】

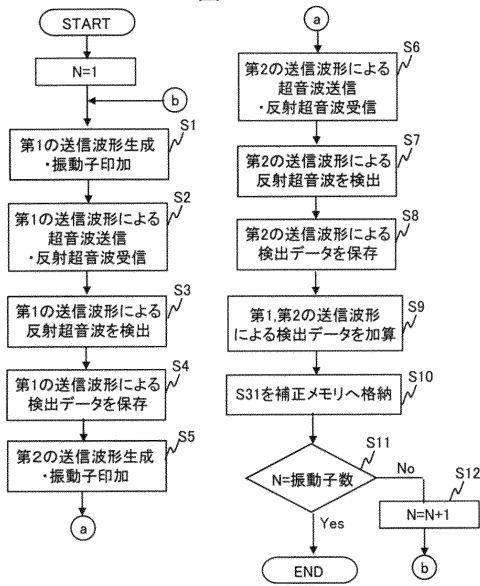


【図 4】



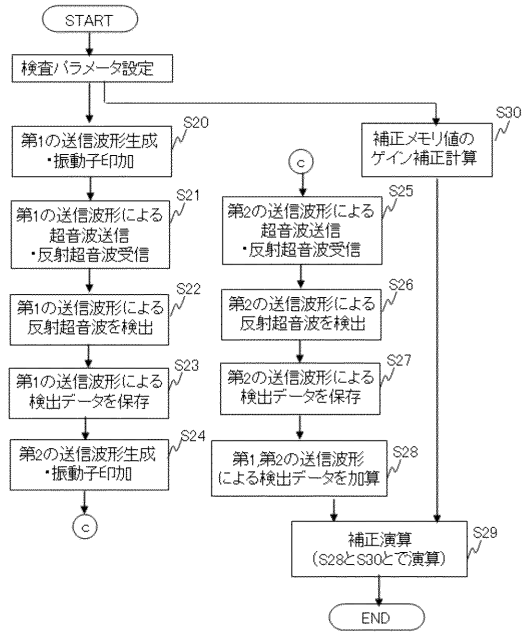
【図5】

図5



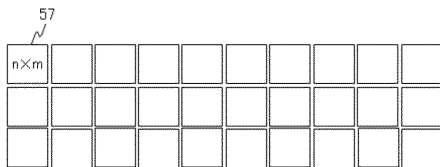
【図6】

図6



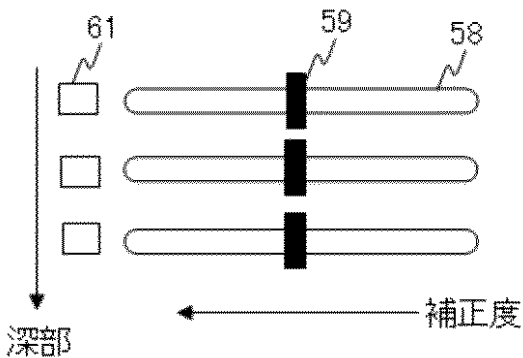
【図7】

図7



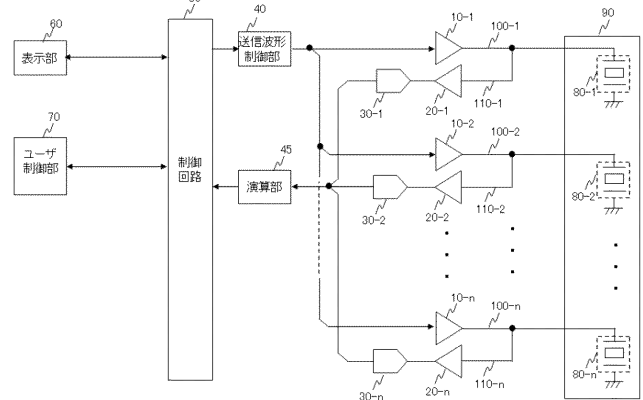
【図8】

図8



【図9】

図9



フロントページの続き

(72)発明者 矢崎 徹

神奈川県横浜市戸塚区吉田町 2 9 2 番地 株式会社日立製作所横浜研究所内

Fターム(参考) 4C601 DE08 DE14 EE09 GB06 HH05 JB36 JB45 JB51

专利名称(译)	超声波诊断装置，方法和超声波探头		
公开(公告)号	JP2015006234A	公开(公告)日	2015-01-15
申请号	JP2013132455	申请日	2013-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	今川健吾 五十嵐豊 矢崎徹		
发明人	今川 健吾 五十嵐 豊 矢崎 徹		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/465 A61B8/5207 A61B8/58 G01S7/52033 G01S7/52038 G01S15/8925 G01S15/8927 G01S15/8963 A61B8/145 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/DE14 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/HH05 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JB51		
其他公开文献	JP6040106B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该设备能够以脉冲反转（PI）方法校正正/负不对称并获得高质量的超声图像。解决方案：为了校正包括幅度调节放大器10和超声换能器阵列90的传输系统电路的不对称性，以校准模式获得的校正数据存储在校正存储器46中，并且在装置的诊断模式下，校正数据用于校正包括计算单元45的整个接收系统电路的正/负不对称性。[选型图]图1

