

(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2018-175492

(P2018-175492A)

(43) 公開日 平成30年11月15日(2018.11.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F1
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2017-80568 (P2017-80568)
(22) 出願日 平成29年4月14日 (2017.4.14)

(71) 出願人 594164542
キヤノンメディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74) 代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74) 代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74) 代理人 100189913
弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波プローブ

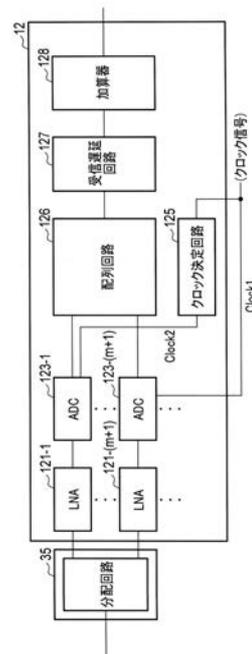
(57) 【要約】

【課題】従来に比して高周波帯域の信号を処理できる。

【解決手段】本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の変換部及び配列部を含む。複数の変換部は、1つの超音波振動子で受信したエコー信号を、周波数が同一であって位相が等間隔に異なる複数のクロック信号を用いてサンプリングすることにより、前記複数のクロック信号に対応する複数のサンプリング値を取得する。配列部は、前記複数のサンプリング値を、サンプリング時刻に従い時系列順に配列する。

【選択図】図3

図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1つの超音波振動子で受信したエコー信号を、周波数が同一であって位相が等間隔に異なる複数のクロック信号を用いてサンプリングすることにより、前記複数のクロック信号に対応する複数のサンプリング値を取得する複数の変換部と、

前記複数のサンプリング値を、サンプリング時刻に従い時系列順に配列する配列部と、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記1つの超音波振動子で受信したエコー信号を複数のエコー信号に分配する分配部を含む超音波プローブをさらに具備し、

前記複数の変換部は、前記複数のエコー信号と同数配置され、

各変換部は、前記複数のエコー信号のうちの1つを、前記変換部ごとに位相が異なるクロック信号を用いてサンプリングする、請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記超音波プローブが前記分配部を含むか否かを判定する判定部をさらに具備し、

前記複数の変換部は、前記超音波プローブが前記分配部を含まないと判定された場合、前記複数のエコー信号のうちの1つを、共通のクロック信号を用いてサンプリングする、請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブは、各超音波振動子を超音波の送受信に用いるか否かを切り替えるスイッチをさらに含む、請求項2または請求項3に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記エコー信号は、2つに分配され、

前記複数の変換部は、第1変換部および第2変換部を含み、

前記第1変換部は、2つに分配されたエコー信号の一方を、正相のクロック信号を用いてサンプリングすることにより、第1サンプリング値を取得し、

前記第2変換部は、2つに分配されたエコー信号の他方を、前記正相のクロック信号とは逆相のクロック信号を用いてサンプリングすることにより、第2サンプリング値を取得し、

前記配列部は、前記第1サンプリング値及び前記第2サンプリング値を、サンプリング時刻に従い時系列順に配列する、請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記エコー信号は、 n 個のエコー信号に分配され、

前記複数のクロック信号は、位相が $360^\circ \div n$ ずつ異なる n 個のクロック信号であり、

n は、 360 の約数のうちの1以外の約数である、請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

1つの超音波振動子で受信したエコー信号から、複数のエコー信号を複製する分配部を具備する、超音波プローブ。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、対象物（患者等の被検体）に対し超音波を送信し、その対象物内からの反射波（エコー）を受信して対象物内を画像化するものである。近年では、より高周波帯域の信号を用いて高精細な映像化を行うことが求められる。

50

【 0 0 0 3 】

しかし、装置本体の受信回路内に含まれるアナログデジタル（A/D）変換器のサンプリング周波数には限界がある。ナイキスト周波数以上の信号帯域は、いわゆる折り返しが発生するため、折り返し防止用のプリフィルタで除去する必要がある。つまり、ナイキスト周波数以上の帯域信号を映像化に利用することができず、映像の高精細化の制約となりうる。

高周波帯域の信号を用いる場合は元のサンプリング周波数を上げればよいが、A/D変換器の回路規模を増大する必要があり、コスト増加や消費電力が増加するなどのデメリットが生じる。

【 0 0 0 4 】

回路規模を保持しつつサンプリング周波数を等価的に上げる手法として、等価時間サンプリング法がある。等価時間サンプリング法は、周期信号に対してサンプルタイミングをずらして複数周期のデータを取得して並び替える方法である。しかし、等価時間サンプリング法を超音波診断装置に対して適用した場合、複数回送信された超音波のそれぞれのエコー信号に対してサンプリングを行う必要があるため、被検体の体動による影響などにより正確なサンプリングができない。さらには、複数のエコー信号が必要となることからフレームレートが低下する問題も生じる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開平 7 - 8 6 9 3 9 号公報

【 特許文献 2 】 特開昭 5 9 - 2 0 7 7 3 3 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 5 - 9 1 0 0 6 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本実施形態の目的は、より高周波帯域の信号を処理することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の変換部及び配列部を含む。複数の変換部は、1つの超音波振動子で受信したエコー信号を、周波数が同一であって位相が等間隔に異なる複数のクロック信号を用いてサンプリングすることにより、前記複数のクロック信号に対応する複数のサンプリング値を取得する。配列部は、前記複数のサンプリング値を、サンプリング時刻に従い時系列順に配列する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 8 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図。

【 図 2 】 第 1 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示すブロック図。

【 図 3 】 第 1 の実施形態に係る超音波送受信回路を示すブロック図。

【 図 4 】 A/D C に入力されるクロック信号の一例を示す図。

【 図 5 】 第 1 の実施形態に係る超音波送受信回路の変形例を示すブロック図。

【 図 6 】 超音波受信回路の処理結果の一例を示す図。

【 図 7 】 超音波受信回路の処理結果の一例を示す図。

【 図 8 】 第 2 の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図。

【 図 9 】 第 1 の実施形態に係る超音波プローブが接続された場合の、超音波受信回路を示すブロック図。

【 図 1 0 】 一般的な超音波プローブが接続された場合の、超音波受信回路を示すブロック図。

【 図 1 1 】 第 3 の実施形態に係る超音波プローブを示すブロック図。

【 図 1 2 】 第 4 の実施形態に係る超音波送受信回路を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】**【0009】**

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置及び超音波プローブについて説明する。以下の実施形態では、同一の参照符号を付した部分は同様の動作をおこなうものとして、重複する説明を適宜省略する。

【0010】

(第1の実施形態)

本実施形態に係る超音波診断装置を図1のブロック図を参照して説明する。

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成例を示すブロック図である。図1に示されるように、超音波診断装置1は、装置本体10および超音波プローブ30を含む。装置本体10は、ネットワーク100を介して外部装置40と接続される。また、装置本体10は、表示機器50および入力装置60と接続される。

10

【0011】

超音波プローブ30は、複数の超音波振動子(以下、単に素子ともいう)、素子に設けられる整合層、及び素子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有する。超音波プローブ30は、装置本体10と着脱自在に接続される。

複数の素子は、装置本体10が有する超音波送信回路11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。

【0012】

超音波プローブ30から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波として複数の素子にて受信される。受信される反射波の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波は、ドブラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。超音波プローブ30は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換して、装置本体10に送信する。

20

【0013】

図1に示される装置本体10は、超音波プローブ30が受信した反射波信号(エコー信号)に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体10は、図1に示すように、超音波送信回路11、超音波受信回路12、Bモード処理回路13、ドブラ処理回路14、3次元処理回路15、表示処理回路16、内部記憶回路17、画像メモリ18(シネメモリ)、画像データベース19、入力インタフェース回路20、通信インタフェース回路21および制御回路22を含む。

30

【0014】

超音波送信回路11は、超音波プローブ30に駆動信号を供給するプロセッサである。超音波送信回路11は、例えば、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルサ回路等により実現される。トリガ発生回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、超音波プローブ30から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な素子毎の送信遅延時間を、トリガ発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ30に駆動信号(駆動パルス)を印加する。遅延回路により各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、素子面からの送信方向が任意に調整可能となる。

40

【0015】

超音波受信回路12は、超音波プローブ30が受信したエコー信号に対して各種処理を施し、受信信号を生成するプロセッサである。超音波受信回路12は、例えば、アンプ回路、アナログデジタル変換器(ADC: Analog-Digital Converter)、受信遅延回路及び加算器等により実現される。超音波受信回路12については、図2を参照して後述する。

【0016】

Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、Bモ

50

ードデータを生成するプロセッサである。Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に対して包絡線検波処理、及び対数増幅処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(以下、Bモードデータ)を生成する。生成されたBモードデータは、超音波走査線上のBモードRAWデータとして不図示のRAWデータメモリに記憶される。なお、BモードRAWデータは、後述の内部記憶回路17に記憶されてもよい。

【0017】

ドブラ処理回路14は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、ドブラ波形、及びドブラデータを生成するプロセッサである。ドブラ処理回路14は、受信信号から血流信号を抽出し、抽出した血流信号からドブラ波形を生成すると共に、血流信号から平均速度、分散、及びパワー等の情報を多点について抽出したデータ(以下、ドブラデータ)を生成する。

10

【0018】

3次元処理回路15は、Bモード処理回路13、及びドブラ処理回路14により生成されたデータに基づき、2次元の画像データまたは3次元の画像データ(以下、ボリュームデータともいう)を生成可能なプロセッサである。3次元処理回路15は、RAW-ピクセル変換を実行することで、ピクセルから構成される2次元画像データを生成する。

【0019】

また、3次元処理回路15は、RAWデータメモリに記憶されたBモードRAWデータに対し、空間的な位置情報を加味した補間処理を含むRAW-ボクセル変換を実行することで、所望の範囲のボクセルから構成されるボリュームデータを生成する。3次元処理回路15は、発生したボリュームデータに対してレンダリング処理を施し、レンダリング画像データを生成する。以下、BモードRAWデータ、2次元画像データ、ボリュームデータおよびレンダリング画像データを総称して超音波データとも呼ぶ。

20

【0020】

表示処理回路16は、3次元処理回路15において発生された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度(ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、及びRGB変換等の各種処理を実行することで、画像データをビデオ信号に変換する。表示処理回路16は、ビデオ信号を表示機器50に表示させる。なお、表示処理回路16は、操作者が入力インタフェース回路20により各種指示を入力するためのユーザインタフェース(GUI: Graphical User Interface)を生成し、GUIを表示機器50に表示させてもよい。表示機器50としては、例えば、CRTディスプレイや液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、LEDディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。

30

【0021】

内部記憶回路17は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。内部記憶回路17は、本実施形態に係る遅延量設定方法に関する制御プログラム、超音波送受信を実現するための制御プログラム、画像処理を行うための制御プログラム、及び表示処理を行なうための制御プログラム等を記憶している。また、内部記憶回路17は、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、及び映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブル等のデータ群を記憶している。また、内部記憶回路17は、生体内の臓器の構造に関する解剖学図譜、例えば、アトラスを記憶してもよい。

40

【0022】

また、内部記憶回路17は、入力インタフェース回路20を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路15で発生された2次元画像データ、ボリュームデータ、レンダリング画像データを記憶する。なお、内部記憶回路17は、入力インタフェース回路20を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路15で発生された2次元画像データ、ボリュームデータ、レンダリング画像データを、操作順番及び操作時間を含めて記憶し

50

てもよい。内部記憶回路 17 は、記憶しているデータを、通信インタフェース回路 21 を介して外部装置 40 へ転送することも可能である。

【0023】

画像メモリ 18 は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。画像メモリ 18 は、入力インタフェース回路 20 を介して入力されるフリーズ操作直前の複数フレームに対応する画像データを保存する。画像メモリ 18 に記憶されている画像データは、例えば、連続表示（シネ表示）される。

【0024】

画像データベース 19 は、外部装置 40 から転送される画像データを記憶する。例えば、画像データベース 19 は、外部装置 40 に保存される過去の診察において取得された同一患者に関する過去の医用画像データを受け取って記憶する。過去の医用画像データには、超音波画像データ、CT（Computed Tomography）画像データ、MR（magnetic resonance）画像データ、PET（Positron Emission Tomography）-CT 画像データ、PET-MR 画像データおよび X 線画像データが含まれる。

10

【0025】

なお、画像データベース 19 は、MO、CD-R、DVD などの記憶媒体（メディア）に記録された画像データを読み込むことで、所望の画像データを格納してもよい。

【0026】

入力インタフェース回路 20 は、入力装置 60 を介して、ユーザからの各種指示を受け付ける。入力装置 60 は、例えば、マウス、キーボード、パネルスイッチ、スライダスイッチ、トラックボール、ロータリーエンコーダ、操作パネルおよびタッチコマンドスクリーン（TCS）である。入力インタフェース回路 20 は、例えばバスを介して制御回路 22 に接続され、操作者から入力される操作指示を電気信号へ変換し、電気信号を制御回路 22 へ出力する。なお、本明細書において入力インタフェース回路 20 は、マウス及びキーボード等の物理的な操作部品と接続するものだけに限られない。例えば、超音波診断装置 1 とは別体に設けられた外部の入力機器から入力される操作指示に対応する電気信号を無線信号として受け取り、この電気信号を制御回路 22 へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース回路 20 の例に含まれる。例えば、操作者のジェスチャによる指示に対応する操作指示を無線信号として送信できるような外部の入力機器でもよい。

20

30

【0027】

通信インタフェース回路 21 は、ネットワーク 100 等を介して外部装置 40 と接続され、外部装置 40 との間でデータ通信を行う。外部装置 40 は、例えば、各種の医用画像のデータを管理するシステムである PACS（Picture Archiving and Communication System）のデータベース、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。また、外部装置 40 は、例えば、X 線 CT 装置、及び MRI（Magnetic Resonance Imaging）装置、核医学診断装置、及び X 線診断装置等、本実施形態に係る超音波診断装置 1 以外の各種医用画像診断装置である。なお、外部装置 40 との通信の規格は、如何なる規格であっても良いが、例えば、DICOM（digital imaging and communication in medicine）が挙げられる。

40

【0028】

制御回路 22 は、例えば、超音波診断装置 1 の中枢として機能するプロセッサである。制御回路 22 は、内部記憶回路 17 に記憶されている制御プログラムを実行することで、当該プログラムに対応する機能を実現する。

【0029】

制御回路 22 は、これら専用のハードウェア回路を組み込んだ特定用途向け集積回路（Application Specific Integrated Circuit：ASIC）、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ（Field Programmable Logic Device：FPGA）、他の複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device：CPLD）、又は単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：SPLD）により実現さ

50

れてもよい。

【0030】

次に、第1の実施形態に係る超音波プローブ30について図2を参照して説明する。

超音波プローブ30は、プローブ本体31(HEADともいう)、ケーブル33、コネクタ部35(PODともいう)を含む。

【0031】

プローブ本体31は、複数の素子311を含む。なお、説明の便宜上、プローブ本体31に配置される送受信に関する送受信IC等は省略する。

【0032】

複数の素子311は、超音波を被検体P内に送信し、被検体P内で反射したエコー信号を受信する。ここでは、1次元リニアアレイプローブを想定し、複数の素子311が一列に配列される場合を示すが、これに限らず、1.5次元アレイプローブ、2次元アレイプローブ等その他のプローブでもよく、その他のプローブで用いられる素子の配列であってもよい。

10

【0033】

ケーブル33は、プローブ本体31からのエコー信号をコネクタ部に伝送する伝送線路である。

コネクタ部35は、装置本体10に接続される部分であり、分配回路351を有する。分配回路351は、1つの素子311で受信したエコー信号を複数のエコー信号に分配(複製)する。

20

【0034】

なお、以下では、1つの素子311で受信したエコー信号を2つに分配し、2つのエコー信号を生成する場合について説明する。また、説明の便宜上、1つの素子311からの信号が分岐される状態を図示しているが、同時受信口径として用いられる素子の全てについて、信号を2つに分配して2つのエコー信号を生成し、後段への入力とする。

【0035】

次に、第1の実施形態に係る超音波受信回路12の一例について図3を参照して説明する。

超音波受信回路12は、複数の低雑音増幅器(LNA: Low Noise Amplifier)121、複数のADC123、クロック決定回路125、配列回路126、受信遅延回路127及び加算器128を含む。

30

【0036】

LNA121は、接続される超音波プローブ30の素子数(チャンネル数)と同数配置される。LNA121は、コネクタ部35を介して素子311で受信したエコー信号を受信し、エコー信号を増幅する。図3の例では、分配回路351で2つに分配された同一の素子311からのエコー信号の一方が、LNA121-1に入力され、同一の素子311からのエコー信号の他方が、LNA121-(m+1)に入力される(mは自然数)。それぞれのLNA121において、エコー信号が増幅される。

【0037】

ADC123は、超音波プローブのチャンネル数、すなわちLNA121と同数配置され、LNA121と1対1で接続される。ここでは、LNA121-1にADC123-1が接続され、LNA121-(m+1)にADC123-(m+1)が接続される。

40

【0038】

なお、1つの素子311で受信したエコー信号が2つのエコー信号に分配されるので、同時受信口径に用いられる素子数の2倍の数のADC123を用いることになる。つまり、装置本体10のADC123の数がq(qは自然数)個である場合、超音波プローブの素子311のうち同時受信口径として用いることができる素子数(チャンネル数)は最大でq/2個である。

【0039】

ADC123は、クロック信号とLNA121から増幅されたエコー信号とを受け取り

50

、クロック信号に応じたタイミングで受信信号をサンプリングし、サンプリング値を得る。サンプリングのタイミングは、例えばクロック信号の立ち上がりまたは立ち下がりトリガとしてサンプリングすればよい。

【0040】

クロック決定回路125は、例えばNOT回路により構成され、外部からクロック信号を受け取り、クロック信号の位相を反転する。

【0041】

ここで、同一の素子311からの共通のエコー信号をサンプリングするADC123-1及びADC123-(m+1)には、互いに位相が反転したクロック信号がそれぞれ入力される。

クロック信号の位相を反転させる方法としては、例えばクロック決定回路125が、NOT回路により構成されることで、入力されたクロック信号の位相を反転すればよい。これにより、正相のクロック信号と、クロック決定回路125により位相が反転した逆相のクロック信号が生成される。

【0042】

ADC123-1及びADC123-(m+1)に入力されるクロック信号の一例を図4に示す。

ADC123-(m+1)には、図4に示すような正相のクロック信号Clock1が入力される。ADC123-(m+1)は、Clock1の立ち上がりをトリガとして、エコー信号をサンプリングし、サンプリング値を取得する。ADC123-1には、Clock1とは逆相のクロック信号Clock2が入力される。ADC123-1は、Clock2の立ち上がりをトリガとして、ADC123-(m+1)と共通のエコー信号をサンプリングし、サンプリング値を取得する。これにより、時系列順では、ADC-(m+1)で得られる、あるサンプリング時刻のサンプリング値と次のサンプリング時刻におけるサンプリング値との間に、ADC-1で得られる逆相のクロック信号を用いたサンプリング値が存在する。

【0043】

なお、共通のエコー信号が入力されるADC123-1及びADC123-(m+1)では、等しいダイナミックレンジとなるようにゲインが調整されることが望ましい。例えば、低周波のノイズを予め調整するためのハイパスフィルタ(HPF: High Pass Filter)をプリフィルタとして、ADC123の前段に設けてもよい。ゲインの調整は、例えば、超音波プローブ30の出荷前の段階で、素子ごと(チャンネルごと)のゲインを測定し、ゲインに基づいて補正テーブルを予め作成しておく。その後、被検体に対するスキャン時に当該補正テーブルを参照して、チャンネルの組み合わせに応じてゲインを補正すればよい。

【0044】

配列回路126は、ADC123-1で取得されたサンプリング値の系列(サンプリング系列)とADC123-(m+1)で取得されたサンプリング系列をそれぞれ受け取り、サンプリング値をサンプリング時刻に従い時系列順に並び替え、デジタル信号を生成する。

【0045】

具体的には、正相のクロック信号でサンプリングしたADC123のサンプリング系列を、「a0, a1, a2, ..., af」とし、逆相のクロック信号でサンプリングしたADC123のサンプリング系列を、「b0, b1, b2, ..., bf」と仮定する。この場合、これらのサンプリング値を時系列順に「a0, b0, a1, b1, a2, b2, ..., af, bf」と並び替えればよい。

【0046】

受信遅延回路127は、配列回路126からデジタル信号を受け取り、デジタル信号に受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。

【0047】

10

20

30

40

50

加算器 128 は、受信遅延回路 127 から受信遅延時間が与えられた複数のデジタル信号を受け取って加算する。加算器の加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された受信信号が発生する。

【0048】

また、第 1 の実施形態に係る超音波受信回路 12 の変形例を図 5 に示す。

図 5 は、例えば制御回路 22 において、予め位相を 180° 反転させた 2 つのクロック信号を用意した場合の例である。このように、図 3 のように超音波受信回路 12 の内部にクロック決定回路 125 を設けず、超音波受信回路 12 の外部から入力される正相のクロック信号及び逆相のクロック信号を、ADC 123 - (m + 1) 及び ADC 123 - 1 にそれぞれ入力するようにしてもよい。

10

【0049】

次に、第 1 の実施形態に係る超音波受信回路 12 の処理結果の一例について図 6 及び図 7 を参照して説明する。

図 6 は、時間領域におけるエコー信号のサンプリング点であり、縦軸が振幅を示し、横軸が時間を示す。また、実線 601 は、エコー信号を示す。実線の円 602 は、Clock 1 のクロック信号に従うサンプリング点を示し、破線の円 603 は、Clock 2 のクロック信号に従うサンプリング点を示す。

図 6 から明らかのように、エコー信号に対して 1 つのクロックの 2 倍のサンプリング値を得ることができる。

【0050】

20

図 7 は、周波数帯域における信号強度であり、縦軸が信号強度、横軸が周波数を示す。また、実線 701 は、図 6 に示すエコー信号をフーリエ変換したものであり、破線 702 は、図 6 のサンプリング点から得られる周波数特性である。

図 7 に示すように、破線 702 が実線 701 に沿ったグラフとなっており、サンプリング点により高周波帯域まで再現できていることが分かる。

【0051】

以上に示した第 1 の実施形態によれば、同一の素子からのエコー信号を 2 つの ADC に入力し、共通のエコー信号を、位相が 180° 異なる正相のクロック信号または逆相のクロック信号でサンプリングする。これによって、1 回の超音波の送信に基づくエコー信号をクロック信号の 2 倍のサンプリング周波数でサンプリングすることができるため、より高周波帯域の信号を処理することができる。つまり、通常のクロック信号のナイキスト周波数以上の帯域信号を処理することができ、より高精細な映像（超音波画像）を生成することができる。

30

【0052】

（第 2 の実施形態）

第 2 の実施形態では、超音波プローブの種類に応じ、エコー信号に対して通常のサンプリングを行うか、第 1 の実施形態に係るサンプリングを行うかを判定する。このような判定を行うことにより、第 1 の実施形態に係る超音波プローブと一般的な超音波プローブとを併用することができ、超音波診断装置の利便性を向上させることができる。

【0053】

40

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 について図 8 を参照して説明する。

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様であるが、制御回路 22 は、判定機能 221 を実現する。なお、判定機能 221 は、制御プログラムとして組み込まれていてもよいし、制御回路 22 自体または装置本体 10 に、判定機能 221 を実行可能な専用のハードウェア回路が組み込まれていてもよい。

【0054】

判定機能 221 を実現する制御回路 22 が、超音波プローブの種類を判定する。ここでは接続された超音波プローブ 30 が分配回路 351 を含む超音波プローブであるか否かを判定する。

【0055】

50

具体的には、分配回路 351 を含む超音波プローブ 30 のプローブ ID のテーブルが、例えば、内部記憶回路 17 に予め格納される。超音波プローブ 30 が装置本体 10 に接続された場合に、超音波プローブ 30 からプローブ ID が装置本体 10 に送信される。判定機能 221 を実現する制御回路 22 は、受信したプローブ ID とテーブルに格納されるプローブ ID とを比較し、一致する ID があれば、分配回路 351 を含む超音波プローブ 30 であると判定すればよい。

【0056】

判定機能 221 を実現する制御回路 22 は、接続された超音波プローブ 30 が分配回路 351 を含む超音波プローブであると判定した場合、共通のエコー信号が入力される 2 つの ADC 123 に対し、正相のクロック信号と逆相のクロック信号とがそれぞれ入力されるように、スイッチ 129 を切り替える制御信号を生成する。一方、判定機能 221 を実現する制御回路 22 は、接続された超音波プローブが分配回路 351 を含まない超音波プローブであると判定した場合、共通のエコー信号が入力される 2 つの ADC 123 に対し、一方に逆相のクロック信号が入力されないように、すなわち共通のクロック信号が入力されるように、スイッチ 129 を切り替える制御信号を生成する。

10

【0057】

次に、第 2 の実施形態に係る超音波受信回路 12 について図 9 を参照して説明する。

第 2 の実施形態に係る超音波受信回路 12 は、第 1 の実施形態に係る構成に加え、スイッチ 129 を含む。

【0058】

スイッチ 129 は、ADC 123 のサンプリングクロックに関して、制御回路 22 から受信する制御信号に応じて、ADC に対して逆相のクロック信号を入力するか、正相のクロック信号を入力するかを切り替える。図 9 の例では、逆相のクロック信号が入力されるようにスイッチ 129 を切り替えた場合であり、クロック決定回路 125 からの逆相のクロック信号が ADC 123 に入力される。これにより、第 1 の実施形態と同様に、高周波帯域でのサンプリングを行うことができる。

20

【0059】

次に、一般的な超音波プローブ、すなわち分配回路 351 を含まない超音波プローブが接続される場合を図 10 に示す。

図 10 に示すように、クロック決定回路 125 からの逆相のクロック信号が ADC 123 - 1 に入力されずに、共通するクロック信号が各 ADC 123 に入力されるように切り替える。

30

【0060】

一般的な超音波プローブでは、1 つのチャンネルに対し 1 つの ADC 123 が対応する必要があるため、全ての ADC 123 が同一のクロック信号で動作させればよい。これによって、一般的なエコー信号の AD 変換（サンプリング処理）を行うことができる。

【0061】

以上に示した第 2 の実施形態によれば、超音波プローブが分配回路を含むか否かに応じてクロック信号を切り替えるスイッチを設けることで、接続される超音波プローブの種類に応じたエコー信号の AD 変換を実現できる。

40

つまり、第 1 の実施形態に係る超音波プローブが接続されたときは、送受信チャンネル数の 2 倍の ADC を用いてサンプリング周波数の 2 倍のサンプリングを行うことで、より高周波帯域の信号を処理することができる。一方、一般的な超音波プローブが接続されたときは、送受信チャンネル数と同数の ADC を用いて、通常のサンプリング処理を行うことができる。

すなわち、超音波診断装置の構造を変えることなく、処理を切り替えることができ、利便性及び汎用性を向上させることができる。

【0062】

（第 3 の実施形態）

上述の実施形態では、1 つの素子に対して 2 つの ADC を用いるため、同時受信口径（

50

同時受信チャンネル数)としては、最大で、装置本体 10 に配置される A D C の半数に相当する素子しか同時受信することはできない。

【 0 0 6 3 】

そこで、第 3 の実施形態では、超音波プローブ側に超音波の送受信に用いる素子を切り替えるスイッチを設ける。これにより、送受信に用いる素子数を減らさずに超音波の送受信を行うことができる。

【 0 0 6 4 】

第 3 の実施形態に係る超音波プローブ 30 について図 11 を参照して説明する。

図 11 に示す超音波プローブ 30 は、プローブ本体 31 にスイッチ 313 を含む。

【 0 0 6 5 】

スイッチ 313 により、送受信に用いる複数の素子 311 が、超音波の送信のタイミングで切り替えられる。なお、図 11 の例では、1 つのスイッチ 313 しか図示していないが、スイッチ 313 が素子数の半数配置され、 m 個離れた素子同士を切り替え可能に接続される。例えば、素子 311 - 1 と素子 311 - ($m + 1$) とを同時受信口径で用いるべき素子を選択するように切り替えられる。なお、スイッチ 313 により切り替えられる素子の間隔は、 m 個離れた素子同士に限らず、任意の間隔でもよい。

【 0 0 6 6 】

同時受信口径としてどの素子 311 を用いるかは、装置本体 10 からの制御信号により制御されればよい。例えば、制御回路 22 が、どの素子を同時受信口径として用いるかを予め選択した制御信号を超音波プローブ 30 に送信する。超音波プローブ 30 では、制御信号に応じてスイッチ 313 が切り替えられればよい。

【 0 0 6 7 】

なお、スイッチ 313 は、ケーブル径の増大を許容できるならば、プローブ本体 31 ではなくコネクタ部 35 に含まれてもよい。

また、各素子についてオン/オフを制御するスイッチを配置し、切り替え対象となる 2 つの素子 311 同士を対応付けることで、一方の素子がオンである場合、対応付けられる他方の素子がオフとなるスイッチ制御でもよい。

【 0 0 6 8 】

以上に示した第 3 の実施形態によれば、超音波プローブ 30 内にスイッチを設け、同時受信口径に用いる素子を切り替えることで、利用する素子数を減らすことなく、視野幅を拡大できる。また、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態と同様に、クロック信号の 2 倍のサンプリング周波数でサンプリングすることができるため、より高周波帯域の信号を処理することができる。

【 0 0 6 9 】

(第 4 の実施形態)

第 1 の実施形態から第 3 の実施形態までは、正相のクロック信号と逆相のクロック信号との 2 つのクロック信号により、エコー信号を実質 2 倍のサンプリング周波数でサンプリングする例を示した。これに限らず、第 4 の実施形態では、1 つの素子で受信したエコー信号を 3 つ以上に分配し、実質 3 倍以上のサンプリング周波数でサンプリングしてもよい。

【 0 0 7 0 】

第 4 の実施形態に係る超音波受信回路 12 について図 12 を参照して説明する。

同一の素子 311 からのエコー信号は、分配回路 351 により複数のエコー信号に分配される。以下では、 n 個のエコー信号に分配されたものとして説明する。 n は、360 の約数のうちの 1 以外の約数であり、以下では $n = 3$ である場合を想定する。 n 個のエコー信号は、超音波受信回路 12 における複数の L N A 121 にそれぞれ入力され、増幅される。

【 0 0 7 1 】

クロック決定回路 125 は、入力されるクロック信号から、周波数が同一であって位相が等間隔に異なる複数のクロック信号を生成する。具体的には、位相が $360^\circ \div n$ ずつ

10

20

30

40

50

異なる n 個のクロック信号を生成すればよい。例えば、 $n = 3$ であれば、 $360 \div 3 = 120$ なので、基準となる位相が 0° の第 1 クロック信号、第 1 クロック信号から位相が 120° ずれた第 2 クロック信号、及び第 1 クロックから位相が 240° ずれた第 3 クロック信号の 3 つのクロック信号が生成される。

【0072】

m 個ずつ離れた n 個の ADC には、位相が $360^\circ \div n$ ずつ異なる n 個のクロック信号が 1 対 1 に入力される。図 12 の例では、例えば、ADC 123 - 1 には第 3 クロック信号が入力され、ADC 123 - ($m + 1$) には第 2 クロック信号が入力され、ADC 123 - ($2m + 1$) には第 1 クロック信号が入力される。各 ADC は、入力されたクロック信号に従って、共通のエコー信号をサンプリングし、サンプリング値を得る。

10

【0073】

配列回路 126 は、第 1 の実施形態の場合と同様に、各 ADC 123 から受け取ったサンプリング値をサンプリング時刻に従い時系列順に配列すればよい。

【0074】

なお、何倍のサンプリング周波数でエコー信号をサンプリングするかは、例えば、予め設定しておいてもよいし、制御回路 22 が、ユーザ指示により決定された n の値を、クロック決定回路 125 及び超音波プローブ 30 の分配回路 351 に通知する。

【0075】

分配回路 351 は、装置本体 10 から通知された n の値に応じてエコー信号を n 個に分配し、 n 個のエコー信号を生成する。

20

クロック決定回路 125 は、 n の値に応じて $360^\circ \div n$ ずつ異なるクロック信号を生成する。制御回路 22 は、正相（位相が 0° ）のクロック信号が入力される ADC 以外の各 ADC に対して、 $360^\circ \div n$ ずつ異なるクロック信号の 1 つを入力するように制御すればよい。

【0076】

以上に示した第 4 の実施形態によれば、周波数が同一であって位相が等間隔に異なる複数のクロック信号を用いて、同一の素子で受信したエコー信号をサンプリングすることにより、エコー信号の分配数に応じた倍数のサンプリング周波数でエコー信号をサンプリングすることができる。これにより、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態に比して、より高周波帯域の信号を処理することができ、高精細な超音波画像を生成することができる。

30

【0077】

また、本実施形態に係る装置本体 10 に含まれる構成と分配回路 351 とは、プローブ本体 31 内に含まれてもよい。この場合、プローブ本体 31 は、超音波画像を表示するための表示機器 50（ディスプレイ、タブレット端末、スマートフォンなど）と、USB（Universal Serial Bus）または無線で接続されてもよい。

【0078】

加えて、実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

40

【0079】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

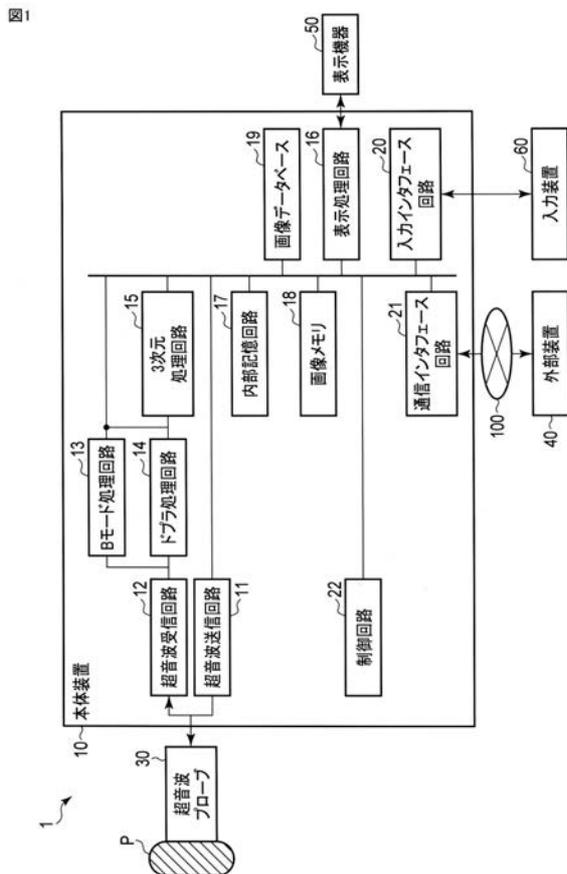
【符号の説明】

【0080】

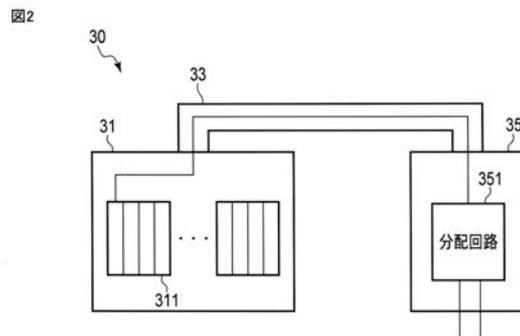
50

1・・・超音波診断装置、10・・・装置本体、11・・・超音波送信回路、12・・・超音波受信回路、13・・・Bモード処理回路、14・・・ドプラ処理回路、15・・・3次元処理回路、16・・・表示処理回路、17・・・内部記憶回路、18・・・画像メモリ、19・・・画像データベース、20・・・入力インタフェース回路、21・・・通信インタフェース回路、22・・・制御回路、30・・・超音波プローブ、31・・・プローブ本体、33・・・ケーブル、35・・・コネクタ部、40・・・外部装置、50・・・表示機器、60・・・入力装置、100・・・ネットワーク、121・・・LNA、123・・・ADC、125・・・クロック決定回路、126・・・配列回路、127・・・受信遅延回路、128・・・加算器、129, 313・・・スイッチ、221・・・判定機能、311・・・素子、351・・・分配回路、601, 701・・・実線、602, 603・・・円、702・・・破線。

【図1】

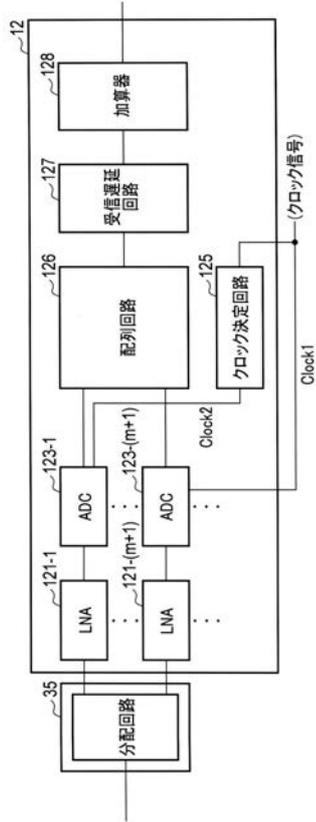


【図2】



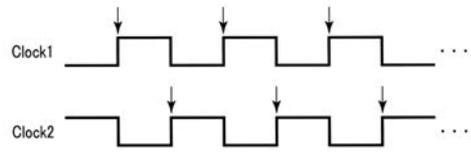
【 図 3 】

図3



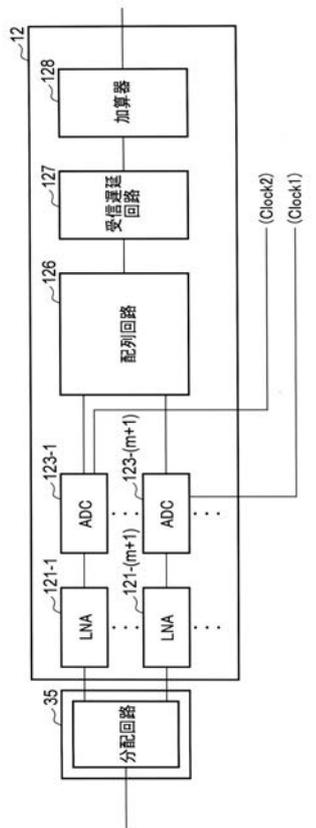
【 図 4 】

図4



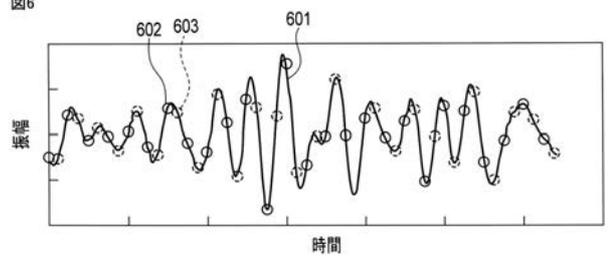
【 図 5 】

図5



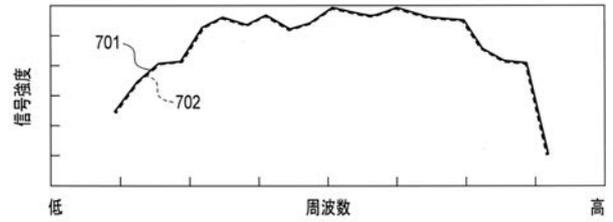
【 図 6 】

図6



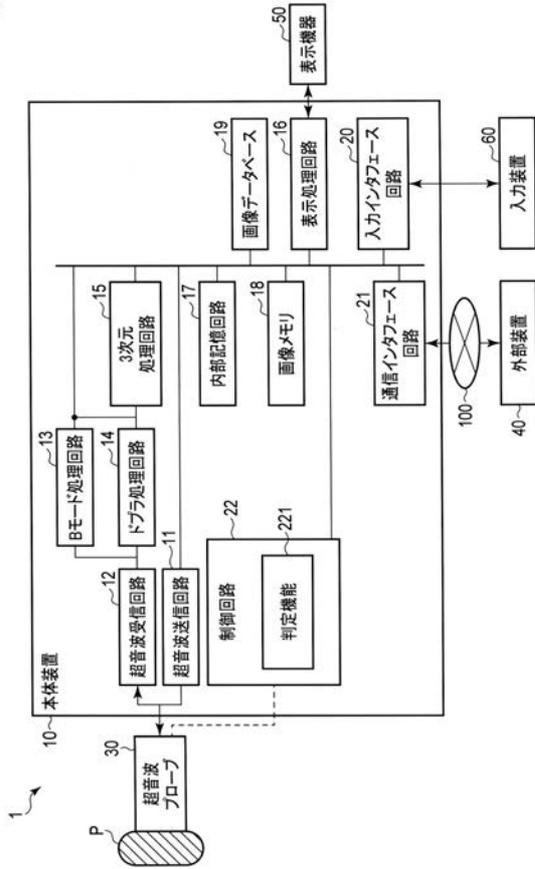
【 図 7 】

図7



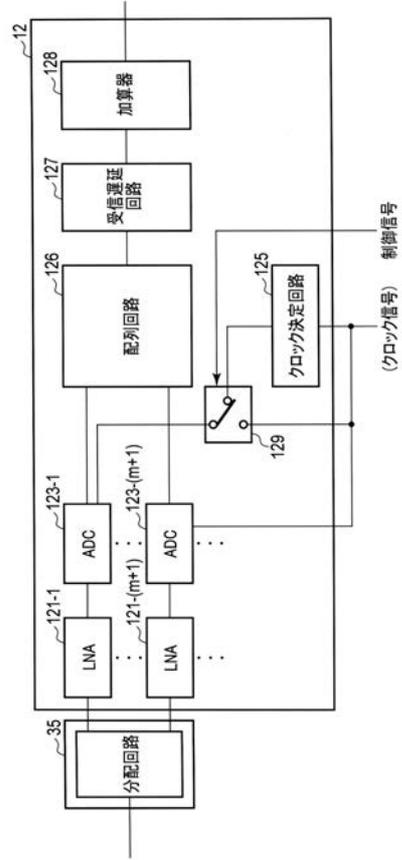
【 図 8 】

図8



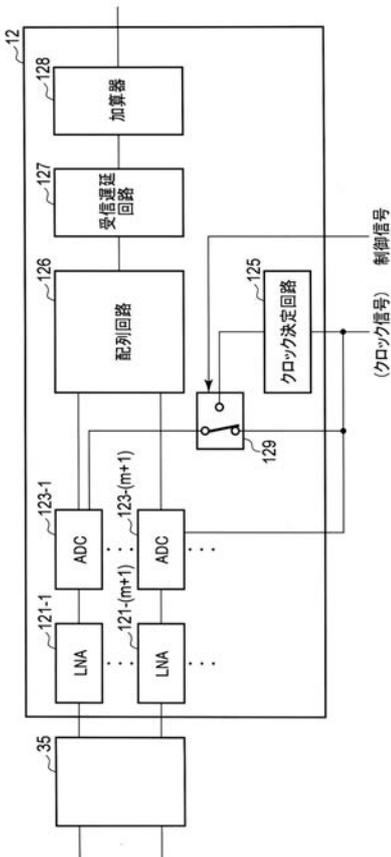
【 図 9 】

図9



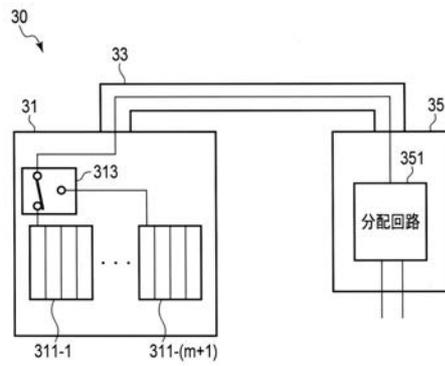
【 図 1 0 】

図10



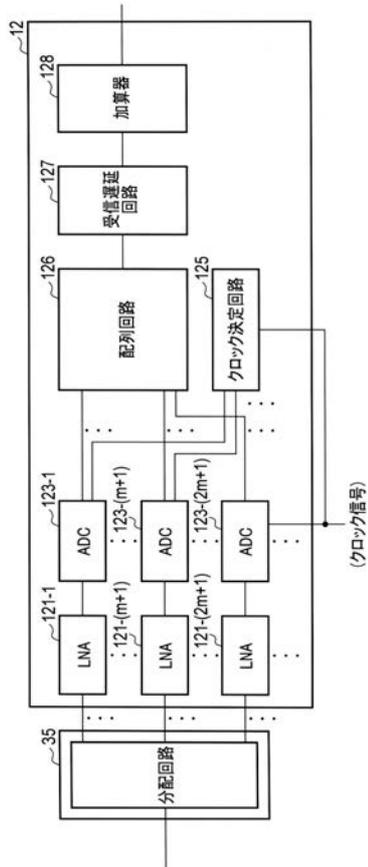
【 図 1 1 】

図11



【 図 1 2 】

図12



フロントページの続き

(72)発明者 四方 浩之

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 岡田 健吾

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE01 JB04 JB19

专利名称(译)	超声诊断设备和超声探头		
公开(公告)号	JP2018175492A	公开(公告)日	2018-11-15
申请号	JP2017080568	申请日	2017-04-14
[标]发明人	四方浩之 冈田健吾		
发明人	四方 浩之 冈田 健吾		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/JB04 4C601/JB19		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题与传统信号相比，处理高频带信号。根据本实施例的超声波诊断装置包括多个转换单元和布置单元。甲多个转换单元，通过由一个超声换能器接收的回波信号中，使用多个时钟信号具有以等间隔频率是相同的不同的相位采样的，对应于所述多个时钟信号获取多个采样值。排列单元根据采样时间按时间顺序排列多个采样值。

图3

