

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5803913号
(P5803913)

(45) 発行日 平成27年11月4日(2015. 11. 4)

(24) 登録日 平成27年9月11日(2015. 9. 11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 3 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-522481 (P2012-522481)
 (86) (22) 出願日 平成23年3月16日(2011. 3. 16)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2011/056213
 (87) 国際公開番号 W02012/002006
 (87) 国際公開日 平成24年1月5日(2012. 1. 5)
 審査請求日 平成26年2月6日(2014. 2. 6)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-147105 (P2010-147105)
 (32) 優先日 平成22年6月29日(2010. 6. 29)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 加藤 美樹
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
 ルタエムジー株式会社内

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を有する超音波探触子と、

前記振動子に駆動信号を供給する送信部と、

前記振動子によって得られた受信信号を予め設定された取得サンプリング周波数にてサンプリングし、該サンプリング点毎に前記受信信号を整相加算して取得サンプリングデータを得る受信部と、

前記取得サンプリングデータに基づいて超音波診断画像の表示を行う表示部と、

前記表示部の表示画像サイズに応じて設定された表示依存サンプリング周波数となるように前記取得サンプリングデータからデータを間引いてダウンサンプリングする制御部と

、

を備え、

前記表示部は、前記制御部によってダウンサンプリングされた前記取得サンプリングデータに基づいて前記超音波診断画像を表示し、

前記制御部は、前記受信部によって得られた前記取得サンプリングデータを、前記取得サンプリング周波数と前記表示依存サンプリング周波数との最小公倍数となるようにオーバーサンプリングした後、前記表示依存サンプリング周波数となるようにダウンサンプリングすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記制御部は、ゼロデータをサンプリングデータの間に挿入することによってオーバーサンプリングを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を有する超音波診断装置に設けられたコンピュータに、

予め設定された取得サンプリング周波数にてサンプリングされ、該サンプリング点毎に整相加算された前記受信信号の取得サンプリングデータを取得する機能と、

前記取得サンプリングデータを、前記取得サンプリング周波数と、超音波診断画像の表示を行う表示部の表示画像サイズに応じて設定された表示依存サンプリング周波数との最小公倍数となるようにオーバーサンプリングした後、前記表示依存サンプリング周波数となるように、前記取得サンプリングデータからデータを間引いてダウンサンプリングする機能と、

該ダウンサンプリングされた前記取得サンプリングデータを出力する機能と、
を実現させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、多数の振動子（トランスデューサ）を一次元又は二次元状に配列して備える振動探触子（プローブ）を有し、生体等の被検体に対して超音波の送受信を行い、受信した超音波を電気信号に変換してこれをサンプリングし、サンプリングして得られたデータについて整相加算を行い、その結果得られたデータに基づいて超音波画像を生成し、これを画像表示装置に表示する超音波診断装置が知られている。

【0003】

このような超音波診断装置においては、正確な診断を可能にするべく、良好な画像を得るために様々な工夫がなされている。

【0004】

例えば、受信線の位置からずれた線位置の 2 つの補間線を、受信線位置から走査線までの間隔に比例して受信線からのデータを重み付けし、重み付けしたデータを結合して補間線を得、これに基づいて超音波画像を表示するものがある（例えば、特許文献 1）。

【0005】

また、診断部位からフレーム単位のエコー信号を、所定のサンプリングクロックでサンプリングして画像メモリに取り込む際、全体画像については、 $1/N$ に間引きしたサンプリングクロックで第 1 の画像メモリに取り込み、拡大画像については、関心領域を指示するウィンドウ信号で、所定のサンプリングクロックをゲートして、第 2 の画像メモリに取り込み、それぞれの画像を同じフレームレートで表示するものがある（例えば、特許文献 2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開平 10 - 290801 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 103364 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、受信信号のサンプリングは、できるだけ細かいピッチで行った方が、整相加算後の S/N （Signal-Noise ratio）の向上や、サンプリングしたデータに基づいて波形

10

20

30

40

50

を再現したときの再現性が忠実なものとなるので、サンプリング周波数が高い方が良好な画像を生成することができる。

しかしながら、画像表示装置の解像度は、縦 1 0 0 0 ドット程度なので、画像表示行っている限りは、サンプリングした信号の全てについて画像表示に反映することはできず、表示画素数に変換する処理（画素数変換処理）を行ってデータを表示可能なサイズまで、データ量を縮小する必要があった。

この画素数変換処理は、多くの場合、原理的に波形歪みや補間誤差を発生させるので、サンプリング周波数を高くして整相加算を行って波形再現性を向上させても、この画素数変換処理により波形歪みや補間誤差が発生してしまい、アーチファクトの原因となっていた。

10

特に近年は、超音波の生体伝搬中に発生する非線形歪みを画像化する T H I（Tissue Harmonic Imaging：組織ハーモニックイメージング法）がよく用いられているが、生体伝搬で発生する微小な歪みを抽出して画像化する T H I では、この画素数変換処理で生じる波形歪みの影響が特にアーチファクトの要因となり、画像品質が低下する大きな要因となっている。

そして、上記特許文献 1 に記載の技術にあっても、画素数変換処理を行った際の波形の歪みを抑制することはできず、また、上記特許文献 2 に記載の技術であっても、このような波形歪みが考慮されて間引きするものではないので、波形歪みによる画質低下を抑制できるものではない。

【 0 0 0 8 】

20

本発明の課題は、高い取得サンプリング周波数を低い表示依存サンプリング周波数に変換する際に補間誤差やデータ歪みが発生せず、良好な超音波診断画像を表示することができる超音波診断装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

以上の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、超音波診断装置において、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を有する超音波探触子と、

前記振動子に駆動信号を供給する送信部と、

前記振動子によって得られた受信信号を予め設定された取得サンプリング周波数にてサンプリングし、該サンプリング点毎に前記受信信号を整相加算して取得サンプリングデータを得る受信部と、

30

画像の表示を行う表示部と、

前記表示部の表示画像サイズに応じて設定された表示依存サンプリング周波数となるように前記取得サンプリングデータからデータを間引いてダウンサンプリングする制御部と、

を備え、

前記表示部は、前記制御部によってダウンサンプリングされた前記取得サンプリングデータに基づいて超音波診断画像を表示し、

前記制御部は、前記受信部によって得られた前記取得サンプリングデータを、前記取得サンプリング周波数と前記表示依存サンプリング周波数との最小公倍数となるようにオーバーサンプリングした後、前記表示依存サンプリング周波数となるようにダウンサンプリングすることを特徴とする。

40

【 0 0 1 0 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、ゼロデータをサンプリングデータの間に挿入することによってオーバーサンプリングを行うことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

請求項 3 に記載の発明は、プログラムであって、

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超

50

音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を有する超音波診断装置に設けられたコンピュータに、

予め設定された取得サンプリング周波数にてサンプリングされ、該サンプリング点毎に整相加算された前記受信信号の取得サンプリングデータを取得する機能と、

前記取得サンプリングデータを、前記取得サンプリング周波数と、超音波診断画像の表示を行う表示部の表示画像サイズに応じて設定された表示依存サンプリング周波数との最小公倍数となるようにオーバーサンプリングした後、前記表示依存サンプリング周波数となるように、前記取得サンプリングデータからデータを間引いてダウンサンプリングする機能と、

該ダウンサンプリングされた前記取得サンプリングデータを出力する機能と、
を実現させることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、高い取得サンプリング周波数を低い表示依存サンプリング周波数に変換する際に補間誤差やデータ歪みが発生せず、良好な超音波診断画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施の形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

20

【図3】サンプリング周波数設定処理について説明するフローチャートである。

【図4】サンプリング周波数変換処理について説明するフローチャートである。

【図5】振動子における反射超音波の受信タイミングについて説明する図である。

【図6】整相後のサンプリング結果について説明する図である。

【図7】整相加算後のサンプリング結果について説明する図である。

【図8】整相後のサンプリング結果について説明する図である。

【図9】整相加算後のサンプリング結果について説明する図である。

【図10】整相加算後のサンプリング結果について説明する図である。

【図11】整相加算後のサンプリング結果について説明する図である。

【図12】LCDの表示サイズについて説明する図である。

30

【図13】サンプリングデータの間引き方法について説明する図である。

【図14】サンプリング値を示す図である。

【図15】補間処理によるサンプリングデータの生成について説明する図である。

【図16】補間処理によるサンプリングデータの生成について説明する図である。

【図17】サンプリング値を示す図である。

【図18】オーバーサンプリングの方法について説明する図である。

【図19】オーバーサンプリングした結果について説明する図である。

【図20】ダウンサンプリングした結果について説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

40

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0015】

本発明の実施の形態に係る超音波診断装置Sは、図1及び図2に示すように、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する超音波探触子2と、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探触子2に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子2にて受信された被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子2で生成された電気

50

信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体 1 とを備えて構成している。

【 0 0 1 6 】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる振動子 2 a を備えており、この振動子 2 a は、図 5 に示すように、方位方向（走査方向あるいは上下方向）に一次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、n 個（例えば、128 個）の振動子 2 a を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2 a の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア走査方式を行うものを適用したが、セクタ走査方式を行うものやコンベックス走査方式を行うものを適用してもよい。

10

【 0 0 1 7 】

超音波診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、メモリ部 1 5 と、D S C (Digital Scan Converter) 1 6 と、表示部 1 7 と、制御部 1 8 とを備えて構成されている。

【 0 0 1 8 】

操作入力部 1 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 1 8 に出力する。

【 0 0 1 9 】

送信部 1 2 は、制御部 1 8 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部 1 2 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

20

【 0 0 2 0 】

受信部 1 3 は、制御部 1 8 の制御に従って、超音波探触子 2 からケーブル 3 を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。なお、受信部 1 3 が受信する受信信号の周波数は、例えば、15 MHz であるが、送信部 1 2 によって発生するパルス信号の周波数等によって変動する。受信部 1 3 は、例えば、増幅器、A / D 変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A / D 変換回路は、増幅された受信信号を所定のサンプリング周波数でサンプリングを行い、A / D 変換するための回路である。整相加算回路は、A / D 変換された受信信号に対して、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。なお、受信部 1 3 は、整相加算回路によって生成された音線データを一時的に保存する図示しないメモリを備えている。

30

【 0 0 2 1 】

画像生成部 1 4 は、受信部 1 3 からの音線データに対して対数増幅や包絡線検波処理などを実施し、B モード画像データを生成する。このようにして生成された B モード画像データは、メモリ部 1 5 に送信される。

40

【 0 0 2 2 】

メモリ部 1 5 は、例えば、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリによって構成されており、画像生成部 1 4 から送信された B モード画像データをフレーム単位で記憶する。すなわち、フレーム画像データとして記憶することができる。そして、記憶されたフレーム画像データは、制御部 1 8 の制御に従って、D S C 1 6 に送信される。

【 0 0 2 3 】

50

D S C 1 6 は、メモリ部 1 5 より受信したフレーム画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部 1 7 に出力する。

【 0 0 2 4 】

表示部 1 7 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置である。表示部 1 7 は、D S C 1 6 から出力された画像信号に従って表示画面上に画像の表示を行う。

【 0 0 2 5 】

制御部 1 8 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備えて構成され、R O M に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 S の各部の動作を集中制御する。

10

R O M は、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置 S に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な、後述する、サンプリング周波数設定処理やサンプリング周波数変換処理等の各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピュータが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

R A M は、C P U により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【 0 0 2 6 】

20

次に、以上のようにして構成された超音波診断装置 S において実行されるサンプリング周波数設定処理について図 3 を参照しながら説明する。このサンプリング周波数設定処理は、例えば、電源投入時や操作入力部 1 1 による設定操作があったときに実行される処理である。

【 0 0 2 7 】

まず、制御部 1 8 は、表示部 1 7 の表示サイズに合わせた表示依存サンプリング周波数 (F s d) の設定を行う (ステップ S 1 0 1) 。

この表示依存サンプリング周波数の設定は、例えば、表示部 1 7 から出力される表示サイズ情報から、所定のテーブルを参照し、対応するサンプリング周波数を選択することにより行われる。本実施の形態では、表示部 1 7 に最大縦 1 0 0 0 ドットの表示サイズの画像を表示するとともに、一部の部位を拡大するズーム機能を実施することを考慮し、表示画像サイズの 4 倍程度の画像データを持たせるため、6 0 M H z の表示依存サンプリング周波数に設定される。なお、表示依存サンプリング周波数の設定は、ユーザによって任意に選択できるようにしてもよい。

30

【 0 0 2 8 】

次に、制御部 1 8 は、抽出しようとする信号周波数に合わせた取得サンプリング周波数 (F s s) の設定を行った後 (ステップ S 1 0 2) 、この処理を終了する。

この取得サンプリング周波数は、例えば、整相加算後のデータにおける S / N を向上させるために比較的高い周波数に設定されるのが好ましく、本実施の形態では、2 0 0 M H z に設定される。これにより、受信部 1 3 では、1 5 M H z の受信信号を 2 0 0 M H z のサンプリング周波数でサンプリングが行われ、このデータレートにて整相加算が行われることとなる。本実施の形態では、この結果取得されたサンプリングデータを取得サンプリングデータという。

40

なお、この取得サンプリング周波数は、予め定められたものであってもよいし、ユーザによって任意に選択できるようにしてもよい。

【 0 0 2 9 】

次に、サンプリング周波数変換処理について図 4 を参照しながら説明する。このサンプリング周波数変換処理は、例えば、受信部 1 4 によりサンプリングされた受信信号が整相加算されて音線データが生成される毎に実行される処理である。

【 0 0 3 0 】

50

まず、制御部 18 は、取得サンプリング周波数 (F_{ss}) と表示依存サンプリング周波数 (F_{sd}) との最小公倍数となるサンプリング周波数 (F_{so}) を設定し、取得サンプリング周波数 (F_{ss}) にて取得したサンプリングデータが、設定したサンプリング周波数 (F_{so}) となるようにゼロデータを挿入 (ゼロパディング) してオーバーサンプリングを行う (ステップ S201)。本実施の形態では、取得サンプリング周波数 (F_{ss}) が 200 MHz、表示依存サンプリング周波数 (F_{sd}) が 60 MHz に設定されているので、最小公倍数となるサンプリング周波数 (F_{so}) は、600 MHz に設定される。そして、取得サンプリングデータにおける各データ間にゼロデータを 2 個ずつ挿入することにより、サンプリング周波数が 200 MHz の取得サンプリングデータが 600 MHz にオーバーサンプリングされる。

10

【0031】

次に、制御部 18 は、オーバーサンプリングした取得サンプリングデータに対して、帯域制限フィルタ (BPF (Band-Pass Filter) 又は LPF (Low-Pass Filter)) 処理を行う (ステップ S202)。具体的には、オーバーサンプリングした取得サンプリングデータに対して、表示依存サンプリング周波数 (F_{sd}) の半分ほどの帯域制限フィルタをかけることにより実現される。本実施の形態では、余裕を持たせるため、表示依存サンプリング周波数 (F_{sd}) の半分よりも少し小さい周波数である 28 MHz の LPF (Low-Pass Filter) をかけるようにしている。

【0032】

次に、制御部 18 は、ゲイン調整を行う (ステップ S203)。具体的には、制御部 18 は、取得サンプリングデータに対し、オーバーサンプリングした倍数分の係数をかけることにより、ゲインが得られるように調整する。

20

【0033】

次に、制御部 18 は、サンプリング周波数 (F_{so}) にオーバーサンプリングした取得サンプリングデータから、表示依存サンプリング周波数 (F_{sd}) となるようにデータの間引き (デシメーション処理) を行ってダウンサンプリングする (ステップ S204)。具体的には、制御部 18 は、サンプリング周波数 600 MHz にオーバーサンプリングされた取得サンプリングデータについて $1/10$ となるようにデータを間引くことにより、サンプリング周波数が 60 MHz となるサンプリングデータを得る。

【0034】

そして、制御部 18 は、以上のようにしてダウンサンプリングされた取得サンプリングデータを画像生成部 14 に出力する (ステップ S205)。

30

【0035】

本実施の形態では、以上のようにして画像データの生成を行うことで、歪みのない画像データを得ることができるようになる。その理由を図面を参照しながら説明する。

【0036】

図 5 に示すように、超音波探触子 2 には n 個の振動子 2a が方位方向 (走査方向) に配列されている。そして、エコー源 E から反射超音波を受信するまでの時間は振動子毎に異なる。例えば、エコー源 E から振動子 2a までの距離を 30 mm とし、振動子のピッチを 0.15 mm としたとき、エコー源 E から「0」の位置に配置された振動子 2a の受信位置までの距離 L_0 は、下記式 (1) となり、エコー源 E から「15」の位置に配置された振動子 2a の受信位置までの距離 L_{15} は、下記式 (2) となる。なお、図 5 中 LC にて示される距離は、エコー源 E に対向する基準位置 S から「15」の位置に配置された振動子 2a の受信位置までの距離である。基準位置 S は、「15」の位置に配置された振動子 2a と「16」の位置に配置された振動子 2a の中間に位置し、基準位置 S から「15」の位置に配置された振動子 2a の受信位置までの距離は、振動子 2a のピッチの半分の 0.075 mm となる。

40

【数 1】

$$L0 = \sqrt{(15 \times 0.15 \times 10^{-3} + 0.075 \times 10^{-3})^2 + (30 \times 10^{-3})^2} \doteq 0.030090 \quad \dots(1)$$

$$L15 = \sqrt{(0.075 \times 10^{-3})^2 + (30 \times 10^{-3})^2} \doteq 0.030000 \quad \dots(2)$$

【0037】

10

以上の式より、反射超音波の速度が1540m/sで、取得サンプリング周波数が200MHzとすると、「0」の位置に配置された振動子2aと、「15」の位置に配置された振動子2aとのエコー源Eからの反射超音波を受信するまでのサンプリングタイミングのずれ量は、

$$(L0 - L15) / 1540 * 200 * 10^6 = 11.6 \dots (3)$$

で、およそ12サンプル分となる。

そして、このずれ量を考慮し、「0」の位置に配置された振動子2aから取得した受信信号は、「15」の位置に配置された振動子2aから取得した受信信号を12サンプル遅らせたデータに加算することで、整相加算を行うようにしている。

【0038】

20

ここで、整数加算を行うときには、受信信号に対して、できるだけ、サンプリング周波数の高い方が良好なデータを得ることができるので好ましく、一般的には、波長(λ)/8以上のサンプリング周波数であるのが好ましいといわれている。これは、整相加算を行ったときに、上述した式(3)にて示されるように、サンプルの遅延量が整数比とならないことが多く、サンプリングしたデータについて遅延処理を行っても、必ずしも波形が一致してデータが加算されるとは限らず、例えば、1サンプル分ずれたデータが加算されることがあるという理由による。

【0039】

例えば、15MHzの正弦波4波からなる受信信号に対して60MHzのサンプリング周波数にてサンプリングした場合、図6に示すような波形によって表される。なお、図6では、1サンプル分データがずれて整相された場合を示している。図6に示すように、60MHzのサンプリング周波数では、1周期に対して4点しかサンプリングデータを得ることができない。そして、このようにして整相されたサンプリングデータを、整相後のサンプリング点毎に加算すると、図7に示すようになる。

30

【0040】

一方、本実施の形態のように、15MHzの正弦波4波からなる受信信号に対して200MHzのサンプリング周波数にてサンプリングした場合、例えば、図8に示すような波形によって表される。なお、図8においても、同様に1サンプル分データがずれて整相された場合を示している。図8に示すように、200MHzのサンプリング周波数では、1周期に対して約13点のサンプリングデータを得ることができる。そして、このようにして整相されたサンプリングデータを、整相後の各サンプリング点毎に加算すると、図9に示すようになる。

40

【0041】

60MHzのサンプリング周波数にてサンプリングした場合、整相加算後は、図7に示すように、波形が歪み、理想的なゲインの向上が認められないが、本実施の形態のように、200MHzのサンプリング周波数にてサンプリングした場合、整相加算後は、図9に示すように、波形の変化はほとんど見られず、振幅がおおよそ2倍にまで得られ、理想的なゲインの向上が認められるようになる。

【0042】

次に、図7及び図9に示された結果を、図10及び図11を参照して説明する。

50

図10は、15MHzの正弦波4波からなる受信信号に対して60MHzのサンプリング周波数にてサンプリングしたデータ（オリジナルデータ）、及び、オリジナルデータとこのオリジナルデータから1サンプル分遅れたデータとを加算したものについて1024点の高速フーリエ変換（FFT）を行った結果を表している。なお、図10において、オリジナルデータを破線にて表し、オリジナルデータと、このオリジナルデータから1サンプル分遅れたデータとを加算したものを実線にて表している。

また、図11は、15MHzの正弦波4波からなる受信信号に対して200MHzのサンプリング周波数にてサンプリングしたデータ（オリジナルデータ）、及び、オリジナルデータとこのオリジナルデータから1サンプル分遅れたデータとを加算したものについて1024点の高速フーリエ変換（FFT）を行った結果を表している。なお、図11にお

10

【0043】

図10に示すように、60MHzのサンプリング周波数にてサンプリングした場合には、15MHzを示す256点目においては、オリジナルデータと比較して3dB程度しかゲインの向上が認められない。これに対して、200MHzのサンプリング周波数にてサンプリングした場合には、15MHzを示す77点目においては、オリジナルデータと比較して6dB程度のゲインの向上が認められる。

以上の結果から、整相加算を行う場合には、サンプリング周波数が高い方が大きなS/Nの向上が認められ、好ましいサンプリングデータを得ることができる。

20

【0044】

上述のようにして、15MHzの受信信号を200MHzのサンプリング周波数でサンプリングを行うようにした場合、例えば、振動子2aから50mmの距離にある物体に対して送信超音波を出力した後、反射超音波の受信が完了するまでの間にサンプリングされるデータの数は下記式（4）の通りとなる。ここで、送信超音波及び反射超音波の速度は1540m/sとする。

$$50 * 10^{-3} * 2 / 1540 * 200 * 10^6 = 12987 \dots (4)$$

【0045】

これに対し、表示部17に用いられるLCDの表示サイズには、例えば、図12に示されるような規格がある。図12に示される表示サイズの規格のうち、SXGAやUGAといった高解像度のLCDが一般に最も多く使用されている。このようなLCDにおける表示能力は、SXGAでは縦1024ドット、UGAでは縦1200ドットとなっているが、超音波診断装置においては、通常、1000ドット程度の画素が表示に使用される。

30

すなわち、200MHzのサンプリング周波数にてサンプリングした場合、サンプリングしたデータ全てについて画像に変換し、これを表示させることができないので、上記式（4）に示された例では、およそ1/12となるまでサンプリングしたデータを間引いて使用する必要がある。

【0046】

以上の理由から、整相加算時には高いサンプリング周波数にてサンプリングを行うのがよいが、サンプリングしたデータに基づいて画像を表示させる場合には、データの間引きを行う必要がある。

40

【0047】

なお、超音波診断装置では、上述したように、一部の部位を拡大して表示するために、表示サイズの4倍程度の画像データを保持することが行われており、その場合には、60MHzのサンプリング周波数によるサンプリングデータを保持しておくのが好ましい。

ここで、15MHzの受信信号を60MHzのサンプリング周波数でサンプリングを行うようにした場合、上述した例と同様、振動子2aから50mmの距離にある物体に対して送信超音波を出力した後、反射超音波の受信が完了するまでの間にサンプリングされるデータの数は下記式（5）の通りとなる。

$$50 * 10^{-3} * 2 / 1540 * 60 * 10^6 = 3896 \dots (5)$$

50

【 0 0 4 8 】

つまり、200 MHz のサンプリング周波数でサンプリングしたサンプリングデータに対しておよそ 3 / 10 の割合でデータの間引きを行い、60 MHz のサンプリング周波数にダウンサンプリングするのがよいことになる。

【 0 0 4 9 】

しかしながら、60 MHz と 200 MHz は整数比となっていないため、60 MHz にダウンサンプリングするため、一部のデータについては、200 MHz のサンプリング周波数でサンプリングしたサンプリングデータから補間処理等を行ってデータを算出する必要がある。補間処理を行う場合には、例えば、以下のようにしてサンプリングデータを算出することができる。

10

【 0 0 5 0 】

図 13 に示すように、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点に対して、60 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点は図中 a ~ c に示す位置となる。すなわち、a と b のサンプリング点については、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点と一致しないため、補間処理にて算出する必要がある。この場合、例えば、以下のようにしてリニア補間にて算出することによりサンプリングデータの算出を簡素に行うことができる。なお、200 MHz のサンプリング周波数による各サンプリング点におけるサンプリングデータの示す値（サンプリング値）を図 14 に示す。

【 0 0 5 1 】

サンプリング点 a のサンプリング値を算出する場合は、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点「3」及び「4」におけるサンプリング値をリニア補間して生成する。

20

すなわち、図 15 に示すように、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点「3」から「4」の距離を 1 とした場合、サンプリング点 a は、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点「3」から 1 / 3 の位置となるので、サンプリング点 a のサンプリング値は下記式（6）の通りとなる。

$$0.987688 * 1 / 3 + 0.809017 * 2 / 3 = 0.868574 \dots (6)$$

【 0 0 5 2 】

また、サンプリング点 b のサンプリング値を算出する場合は、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点「6」及び「7」におけるサンプリング値をリニア補間して生成する。

30

すなわち、図 16 に示すように、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点「6」から「7」の距離を 1 とした場合、サンプリング点 b は、200 MHz のサンプリング周波数によるサンプリング点「6」から 2 / 3 の位置となるので、サンプリング点 b のサンプリング値は下記式（7）の通りとなる。

$$0.707107 * 1 / 3 + 0.309017 * 2 / 3 = 0.4417137 \dots (7)$$

【 0 0 5 3 】

ここで、15 MHz の受信信号を 600 MHz のサンプリング周波数でサンプリングを行った場合の結果を図 17 に示す。

40

【 0 0 5 4 】

図 17 に示すように、サンプリング点 a 及び b についてリニア補間を行ってサンプリング値を得た場合、これらのサンプリング値は、実際にサンプリングを行って得た値と比較すると誤差が生じているのがわかる。すなわち、このような誤差は波形歪み、もしくは、補間誤差となり、そのまま画像データに反映される結果となるため、アーチファクトの原因となる場合がある。特に、超音波の生体伝搬中に生じる波形歪みを画像化する THI を適用した場合には、このような誤差はそのままアーチファクトとなって画像化されてしまう。

【 0 0 5 5 】

そこで、本実施の形態を適用することにより、このようなアーチファクトを低減させる

50

ことができる。

すなわち、本実施の形態では、15MHzの受信信号を200MHzのサンプリング周波数でサンプリングして、整相加算を行って、図14に示されるサンプリング結果を得た後、図18に示すように、サンプリング周波数が600MHzとなるように、取得したサンプリングデータの各データ間に0を2個ずつ挿入することによってオーバーサンプリングを行う。そして、オーバーサンプリングされたデータに対してBPF処理を行うと、図19に示されるように、実際に600MHzのサンプリング周波数にてサンプリングを行った結果とほとんど相違のない結果が得られる。

そして、上述のようにしてオーバーサンプリングされたサンプリングデータに対して1/10となるように間引きを行ってサンプリング周波数が60MHzとなるようにダウンサンプリングすると、図20に示されるような結果が得られる。すなわち、15MHzの受信信号を60MHzのサンプリング周波数でサンプリングしたオリジナルのデータとほとんど相違のない結果が得られ、精度の高いデータとなる。

【0056】

以上説明したように、本発明の実施の形態によれば、超音波探触子2は、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子2aを有する。そして、送信部12は、振動子2aに駆動信号を供給する。そして、受信部13は、振動子2aによって得られた受信信号を予め設定された取得サンプリング周波数にてサンプリングする。そして、受信部13は、サンプリング点毎に受信信号を整相加算して取得サンプリングデータを得る。そして、表示部17は、取得サンプリングデータに基づいて超音波診断画像の表示を行う。そして、制御部18は、表示部17の表示画像サイズに応じて設定された表示依存サンプリング周波数となるように取得サンプリングデータからデータを間引いてダウンサンプリングする。そして、表示部17は、制御部18によってダウンサンプリングされた取得サンプリングデータに基づいて超音波診断画像を表示する。その結果、高いサンプリング周波数によって波形再現性の優れたサンプリングデータが得られ、このサンプリングデータから表示画像サイズに好適なデータ量に間引く際に、波形歪みや補間誤差の発生を抑制することができるので、アーチファクトのない、良好な超音波診断画像を表示することができる。また、超音波診断画像を表示するために必要以上のサンプリングデータを保持する必要がないため、メモリ量の増大が抑制され、消費電力の節約も図れるようになる。特に、

【0057】

また、本発明の実施の形態によれば、制御部18は、受信部13によって得られた取得サンプリングデータを、取得サンプリング周波数と表示依存サンプリング周波数との最小公倍数となるようにオーバーサンプリングした後、表示依存サンプリング周波数となるようにダウンサンプリングする。その結果、ダウンサンプリングに伴う補間データの生成が不要となり、補間データを生成することにより生じる補間誤差を起因とするアーチファクトの発生を抑制でき、精度の高い画像データを生成することができる。

【0058】

なお、本発明の実施の形態における記述は、本発明に係る超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波診断装置を構成する各機能部の細部構成及び細部動作に関しても適宜変更可能である。

【0059】

また、本実施の形態では、取得サンプリング周波数と表示依存サンプリング周波数との最小公倍数であるサンプリング周波数を設定し、取得サンプリングデータに対してオーバーサンプリングを行うようにしたが、取得サンプリング周波数が表示依存サンプリング周波数の整数倍であるときは、オーバーサンプリング処理は不要となる。

【0060】

また、本実施の形態では、オーバーサンプリング処理及びダウンサンプリング処理を制

10

20

30

40

50

御部によるソフトウェア処理により実現したが、ハードウェアにより実現するようにしてもよい。

【 0 0 6 1 】

また、本実施の形態では、ゼロデータをサンプリングデータの間に挿入することによってオーバーサンプリング処理を行ったが、他の方法によってオーバーサンプリング処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

また、本実施の形態では、サンプリングデータを間引くことによりダウンサンプリング処理を行うようにしたが、他の方法によってダウンサンプリング処理を行うようにしてもよい。

10

【 0 0 6 3 】

また、本実施の形態では、本発明に係るプログラムのコンピュータ読み取り可能な媒体としてハードディスクや半導体の不揮発性メモリ等を使用した例を開示したが、この例に限定されない。その他のコンピュータ読み取り可能な媒体として、C D - R O M等の可搬型記録媒体を適用することが可能である。また、本発明に係るプログラムのデータを通信回線を介して提供する媒体として、キャリアウェーブ（搬送波）も適用される。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 4 】

超音波画像によって診断を行う分野（特に医療分野）において利用可能性がある。

【符号の説明】

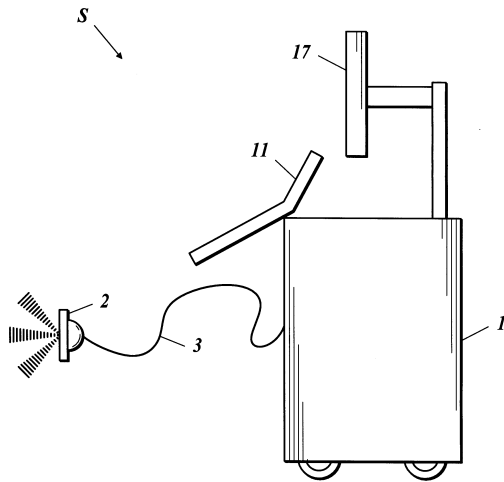
20

【 0 0 6 5 】

- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 2 a 振動子
- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 7 表示部
- 1 8 制御部

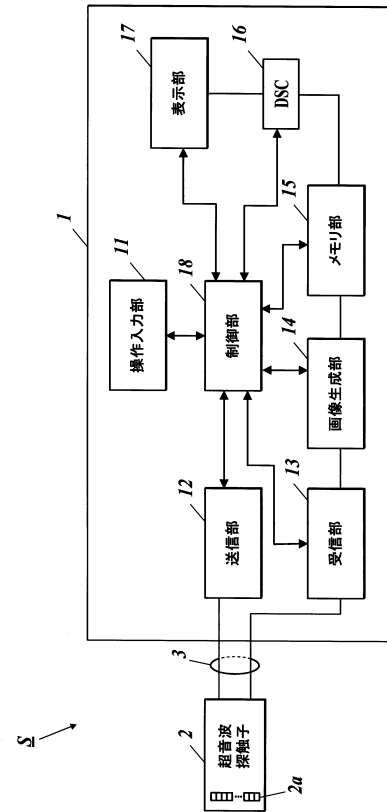
【図 1】

FIG.1



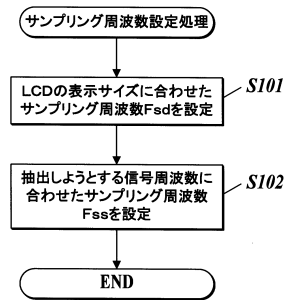
【図 2】

FIG.2



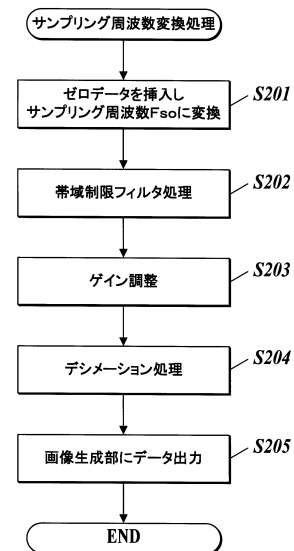
【図 3】

FIG.3

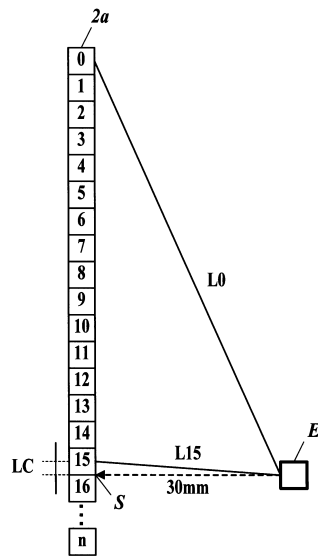


【図 4】

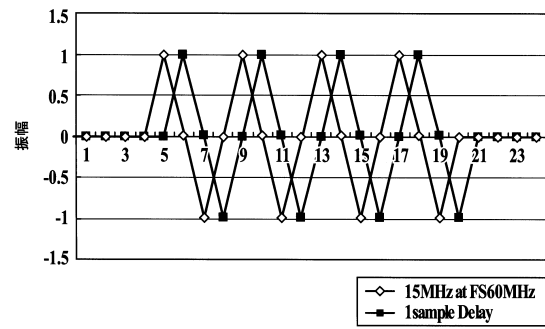
FIG.4



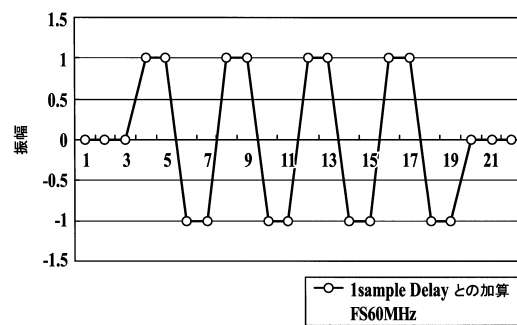
【図 5】

FIG.5

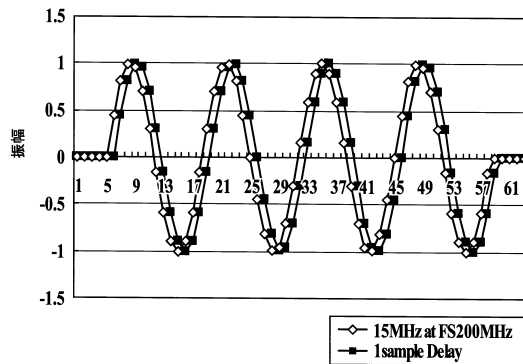
【図 6】

FIG6

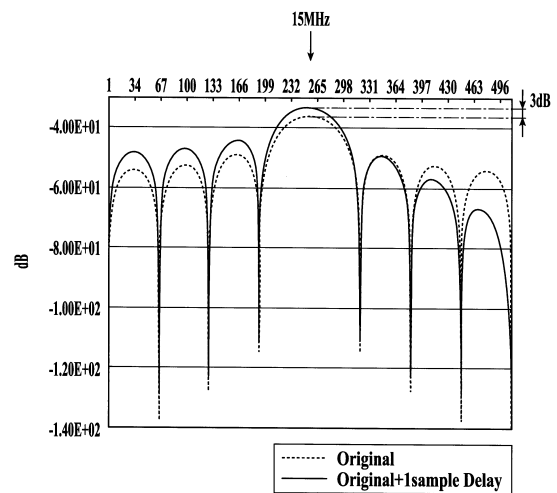
【図 7】

FIG7

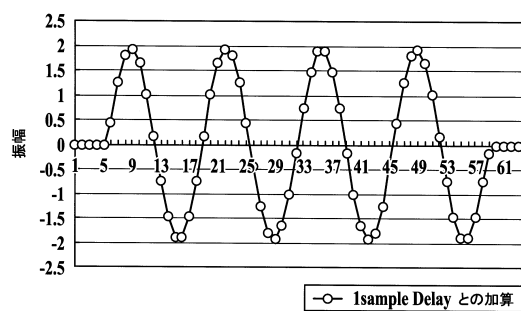
【図 8】

FIG8

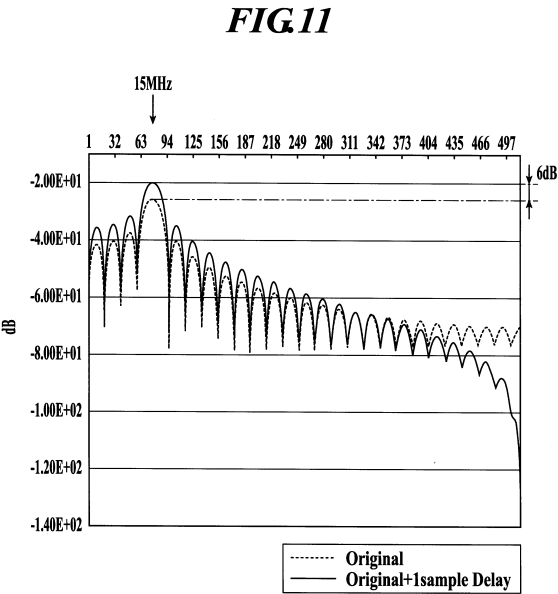
【図 10】

FIG10

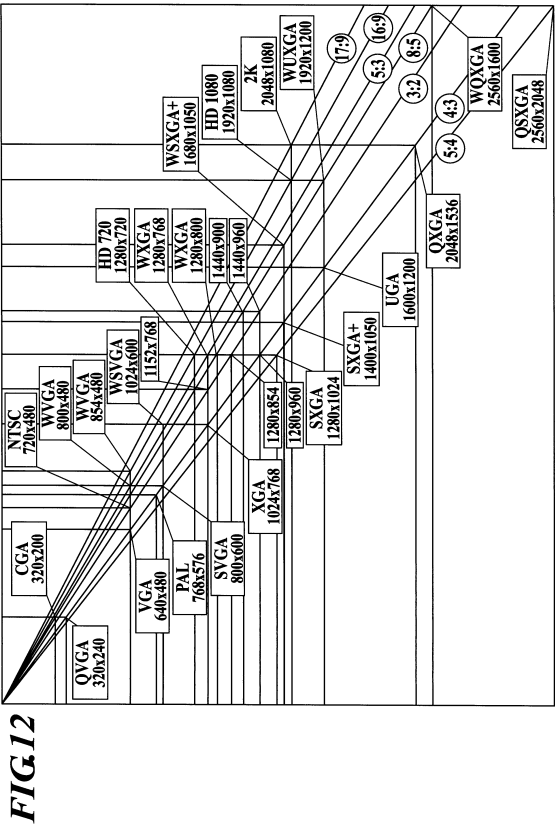
【図 9】

FIG9

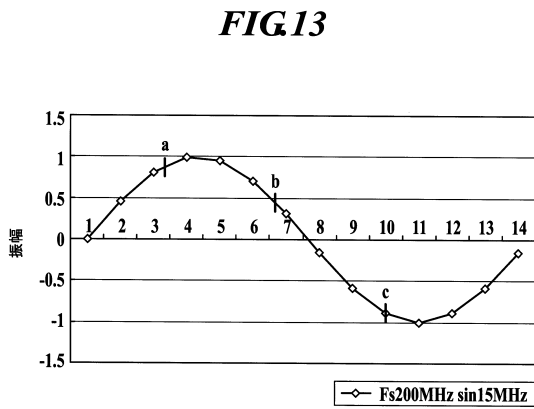
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】

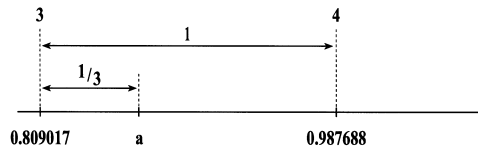


【図 1 4】

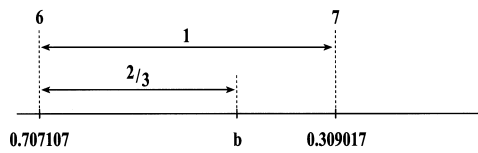
FIG.14

1	0
2	0.45399
3	0.809017
4	0.987688
5	0.951057
6	0.707107
7	0.309017
8	-0.15643
9	-0.58779
10	-0.89101
11	-1
12	-0.89101
13	-0.58779
14	-0.15643

【図 15】

FIG.15

【図 16】

FIG.16

【図 17】

FIG.17

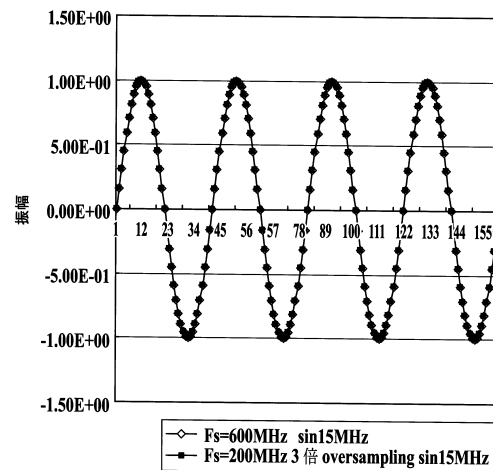
	Fs=600MHz サンプリング値	Fs=200MHz サンプリング点	補間データ
1	0.00000000	○	
2	0.156434462		
3	0.309016989		
4	0.453990493	○	
5	0.587785244		
6	0.707106772		
7	0.809016985	○	
8	0.891006516		a:0.868574
9	0.951056510		
10	0.987688337	○	
11	1.000000000		
12	0.987688345		
13	0.951056526	○	
14	0.891006540		
15	0.809017016		
16	0.707106810	○	
17	0.587785287		
18	0.453990540		b:0.4417137
19	0.309017040	○	
20	0.156434515		
21	0.000000000		
22	-0.156434409	○	
23	-0.309016938		
24	-0.453990445		
25	-0.587785200	○	
26	-0.707106734		
27	-0.809016953		
28	-0.891006491	○	c:-0.891006491
29	-0.951056493		
30	-0.987688328		
31	-1.000000000	○	

【図 18】

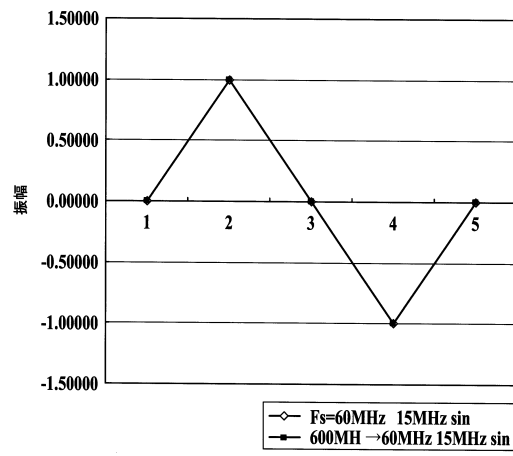
FIG.18

1	0
	0
	0
2	0.45399
	0
	0
3	0.809017
	0
	0
4	0.987688
	0
	0
5	0.951057
	0
	0
6	0.707107
	0
	0
7	0.309017
	0
	0
8	-0.15643
	0
	0
9	-0.58779
	0
	0
10	-0.89101
	0
	0
11	-1
	0
	0
12	-0.89101
	0
	0
13	-0.58779
	0
	0
14	-0.15643
	0
	0
15	3.09736

【図 19】

FIG.19

【図 20】

FIG.20

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 3 4 8 8 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 3 9 9 1 0 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 3 1 0 6 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 0 5 1 9 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP5803913B2	公开(公告)日	2015-11-04
申请号	JP2012522481	申请日	2011-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	加藤美樹		
发明人	加藤 美樹		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G01S7/52034 G01S7/52044		
FI分类号	A61B8/14		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2010147105 2010-06-29 JP		
其他公开文献	JPWO2012002006A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够显示良好的超声波诊断图像的超声波诊断装置和程序。接收单元 (13) 使以振荡器 (2a) 获得的接收信号以预设的获取采样频率进行采样。然后,接收单元 (13) 对接收到的信号在每个采样点进行整相相加,从而获得采集采样数据。然后显示单元 (17) 显示图像。控制单元 (18) 然后通过从采集采样数据中去除数据来执行下采样,使得满足根据显示单元 (17) 的显示图像大小设置的显示相关采样频率。然后,显示单元 (17) 基于由控制单元 (18) 进行了下采样的采集采样数据来显示超声诊断图像。

(21) 出願番号	特願2012-522481 (P2012-522481)	(73) 特許権者	000001270
(86) (22) 出願日	平成23年3月16日 (2011. 3. 16)		コニカミノルタ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/056213		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(87) 国際公開番号	W02012/002006	(74) 代理人	110001254
(87) 国際公開日	平成24年1月5日 (2012. 1. 5)		特許業務法人光陽国際特許事務所
審査請求日	平成26年2月6日 (2014. 2. 6)	(72) 発明者	加藤 美樹
(31) 優先権主張番号	特願2010-147105 (P2010-147105)		東京都日野市さくら町1番地 コニカミノルタエムジー株式会社内
(32) 優先日	平成22年6月29日 (2010. 6. 29)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
		審査官	宮澤 浩