

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/002006

発行日 平成25年8月22日 (2013.8.22)

(43) 国際公開日 平成24年1月5日(2012.1.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号	特願2012-522481 (P2012-522481)	(71) 出願人	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
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/056213	(74) 代理人	110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成23年3月16日 (2011. 3. 16)	(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
(31) 優先権主張番号	特願2010-147105 (P2010-147105)	Fターム(参考)	4C601 EE04 JB04 JB55 LL38
(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)		

最終頁に続く

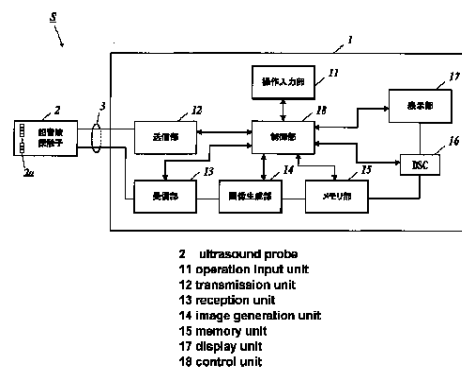
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

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。

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、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。

FIG.2



【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

10

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することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

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請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【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に基づいて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、

30

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。

40

【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】

50

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

10

【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1000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。

20

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。

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THI（Tissue Harmonic Imaging：組織ハーモニクイメージング法）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THI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。

30

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。

【0008】

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】

40

【0009】

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、

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

50

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することを特徴とする。

【0010】

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、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。

10

【0011】

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に基づいて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、

20

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。

【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】

30

【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。

【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。

40

【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。

【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。

50

【発明を実施するための形態】**【0014】**

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。

10

【0016】

超音波探触子2は、圧電素子からなる振動子2aを備えており、この振動子2a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2aを備えた超音波探触子2を用いている。なお、振動子2a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2a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。

20

【0017】

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11と、送信部12と、受信部13と、画像生成部14と、メモリ部15と、DSC（Digital Scan Converter）16と、表示部17と、制御部18とを備えて構成されている。

【0018】

操作入力部11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18に出力する。

30

【0019】

送信部12は、制御部18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12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2a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。

【0020】

40

受信部13は、制御部18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13が受信する受信信号の周波数は、例えば、15MHzであるが、送信部12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13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2a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2a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13は、整相加算回路によって生成された音線データを一

50

時的に保存する図示しないメモリを備えている。

【0021】

画像生成部14は、受信部13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15に送信される。

【0022】

メモリ部15は、例えば、DRAM (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14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18の制御に従って、DSC16に送信される。

10

【0023】

DSC16は、メモリ部15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17に出力する。

【0024】

表示部17は、LCD (Liquid Crystal Display)、CRT (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機EL (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17は、DSC16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。

【0025】

20

制御部18は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) を備えて構成され、ROM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RAM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。

ROM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、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

RAMは、CPU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。

30

【0026】

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11による設定操作があったときに実行される処理である。

【0027】

まず、制御部18は、表示部17の表示サイズに合わせた表示依存サンプリング周波数(Fsd)の設定を行う(ステップS101)。

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17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17に最大縦1000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、60MHz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。

40

【0028】

次に、制御部18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(Fss)の設定を行った後(ステップS102)、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

50

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、200MHzに設定される。これにより、受信部13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。

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。

【0029】

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14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。

10

【0030】

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200MHz、表示依存サンプリング周波数(F_{sd})が60MHz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、600MHz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200MHzの取得サンプリングデータが600MHzにオーバーサンプリングされる。

20

【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28MHzのLPF(Low-Pass Filter)をかけるようにしている。

30

【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。

【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600MHz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60MHzとなるサンプリングデータを得る。

40

【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)。

【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

50

なる。例えば、エコー源 E から振動子 2 a 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 2 a の受信位置までの距離 L0 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 2 a の受信位置までの距離 L15 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 2 a 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 2 a と「16」の位置に配置された振動子 2 a 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 2 a の受信位置までの距離は、振動子 2 a のピッチの半分の 0.075 mm となる。

【数 1】

10

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

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

【0037】

以上の式より、反射超音波の速度が 1540 m/s で、取得サンプリング周波数が 200 MHz とすると、「0」の位置に配置された振動子 2 a と、「15」の位置に配置された振動子 2 a 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、

20

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

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 2 a から取得した受信信号は、「15」の位置に配置された振動子 2 a 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】

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。

30

【0039】

例えば、15 MHz の正弦波 4 波からなる受信信号に対して 60 MHz 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、60 MHz 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。

40

【0040】

一方、本実施の形態のように、15 MHz の正弦波 4 波からなる受信信号に対して 200 MHz 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、200 MHz 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

50

示すようになる。

【 0 0 4 1 】

6 0 M H z 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、2 0 0 M H z 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。

【 0 0 4 2 】

次に、図 7 及び図 9 に示された結果を、図 1 0 及び図 1 1 を参照して説明する。

図 1 0 は、1 5 M H z の正弦波 4 波からなる受信信号に対して 6 0 M H z 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 1 0 2 4 点の高速フーリエ変換（F F T）を行った結果を表している。なお、図 1 0 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 1 1 は、1 5 M H z の正弦波 4 波からなる受信信号に対して 2 0 0 M H z 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 1 0 2 4 点の高速フーリエ変換（F F T）を行った結果を表している。なお、図 1 1 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。

【 0 0 4 3 】

図 1 0 に示すように、6 0 M H z のサンプリング周波数にてサンプリングした場合には、1 5 M H z を示す 2 5 6 点目においては、オリジナルデータと比較して 3 d B 程度しかゲインの向上が認められない。これに対して、2 0 0 M H z のサンプリング周波数にてサンプリングした場合には、1 5 M H z を示す 7 7 点目においては、オリジナルデータと比較して 6 d B 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。

【 0 0 4 4 】

上述のようにして、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を行うようにした場合、例えば、振動子 2 a から 5 0 m m 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 1 5 4 0 m / s とする。

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

【 0 0 4 5 】

これに対し、表示部 1 7 に用いられる L C D の表示サイズには、例えば、図 1 2 に示されるような規格がある。図 1 2 に示される表示サイズの規格のうち、S X G A や U G A といった高解像度の L C D が一般に最も多く使用されている。このような L C D における表示能力は、S X G A では縦 1 0 2 4 ドット、U G A では縦 1 2 0 0 ドットとなっているが、超音波診断装置においては、通常、1 0 0 0 ドット程度の画素が表示に使用される。

すなわち、2 0 0 M H z 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 / 1 2 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。

【 0 0 4 6 】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

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、60 MHz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、15 MHzの受信信号を60 MHz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2 aから50 mm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下記式(5)の通りとなる。

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

【 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。

【 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。

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。

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。

【 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。

【0055】

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ことができる。

10

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。

20

【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、バッテリー駆動される超音波診断装置にあっては、動作可能時間の長時間化が図れるようになる。

30

40

【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

50

、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。

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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。

10

【 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。

【 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。

20

【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】

【 0 0 6 5 】

30

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

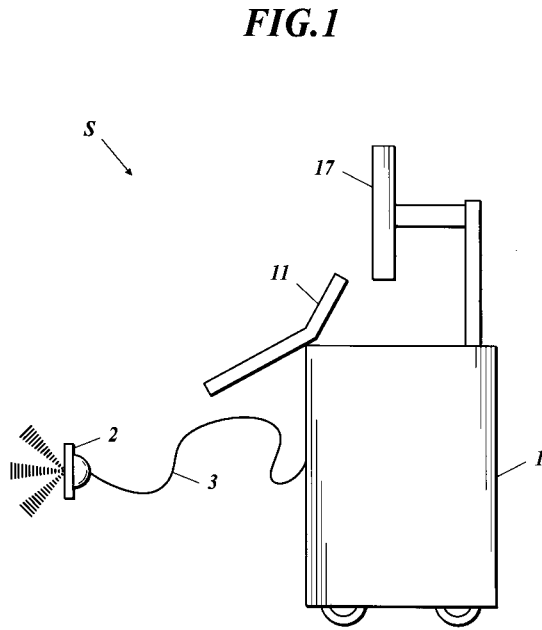
1 2 送信部

1 3 受信部

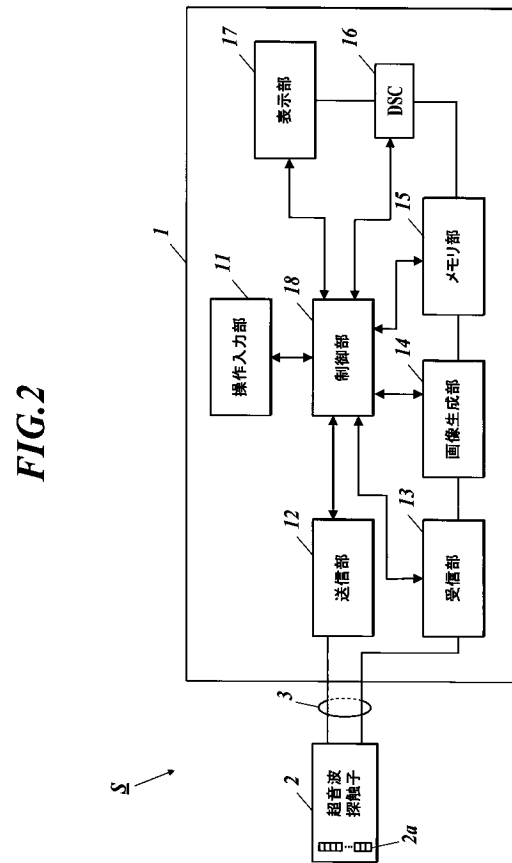
1 7 表示部

1 8 制御部

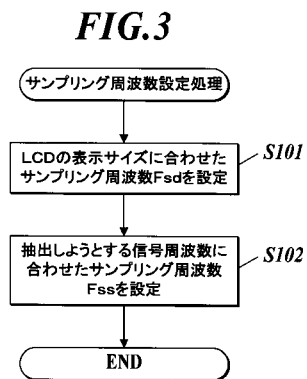
【図 1】



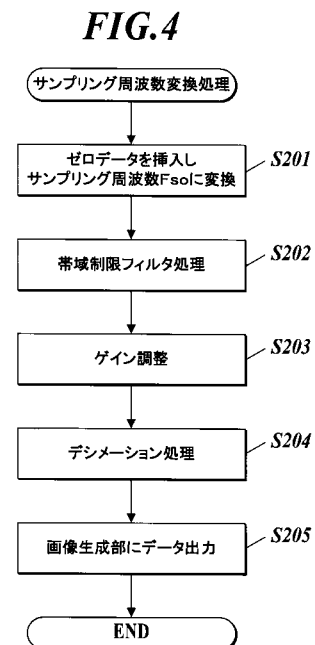
【図 2】



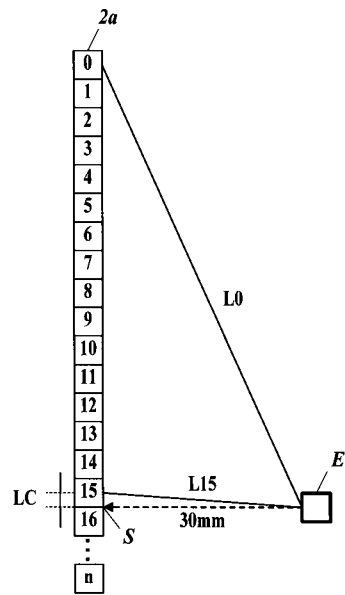
【図 3】



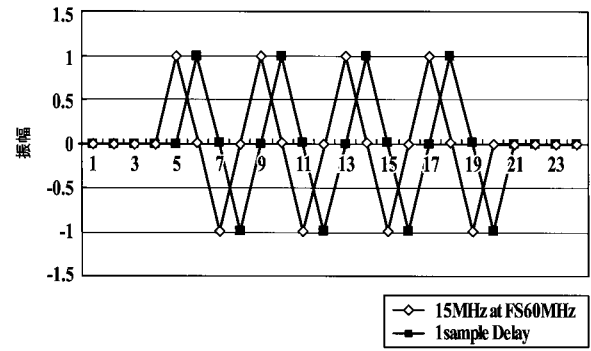
【図 4】



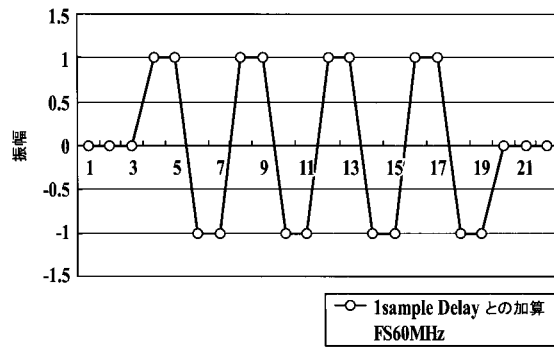
【 図 5 】

FIG.5

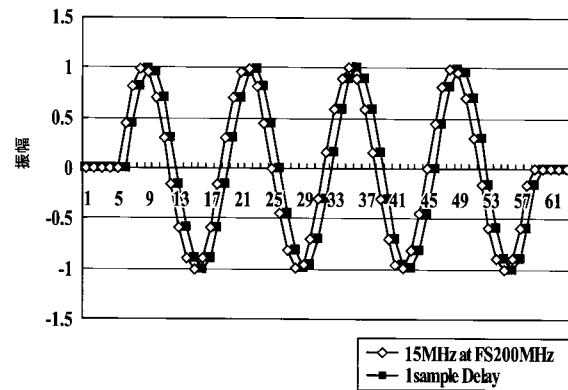
【 図 6 】

FIG.6

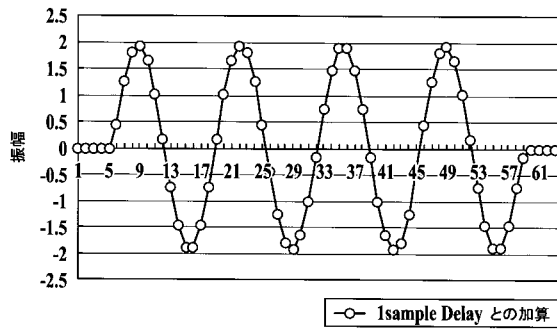
【 図 7 】

FIG.7

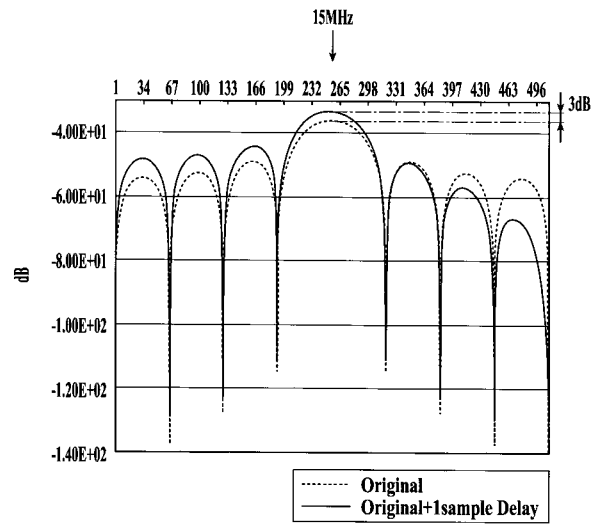
【 図 8 】

FIG.8

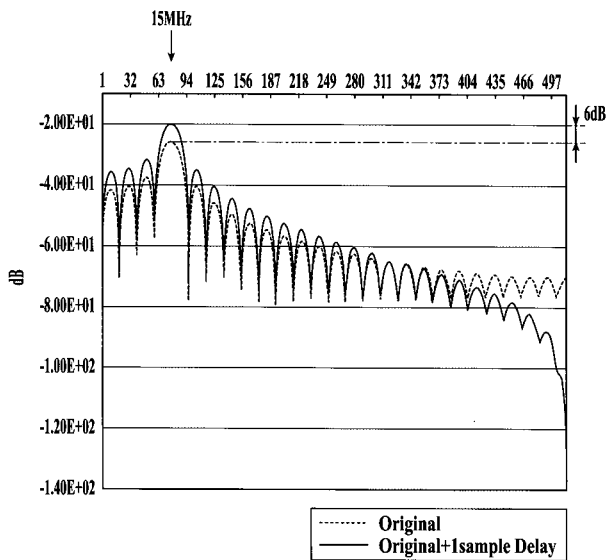
【 図 9 】

FIG9

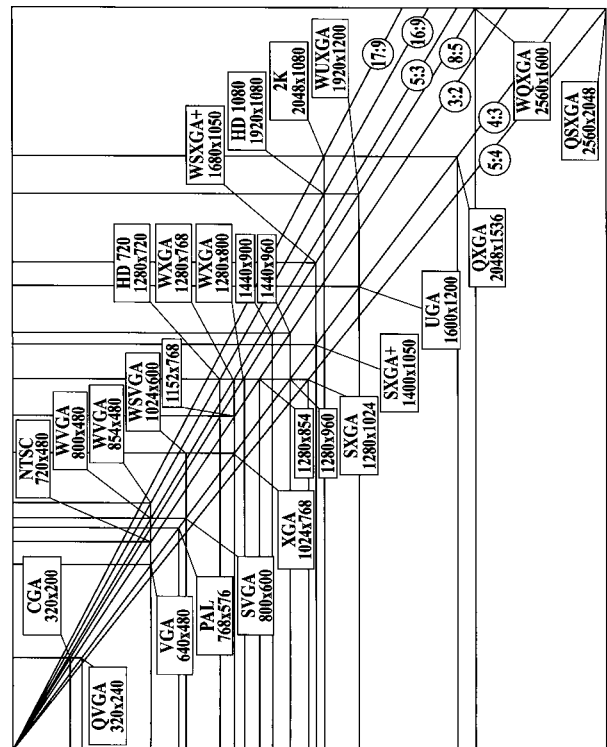
【 図 10 】

FIG10

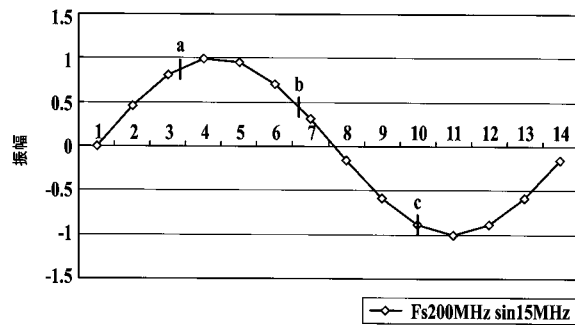
【 図 11 】

FIG11

【 図 12 】

**FIG12**

【 図 1 3 】

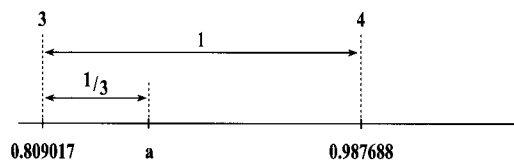
FIG.13

【 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 1 5 】

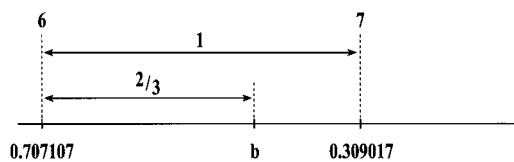
FIG.15

【 図 1 7 】

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 1 6 】

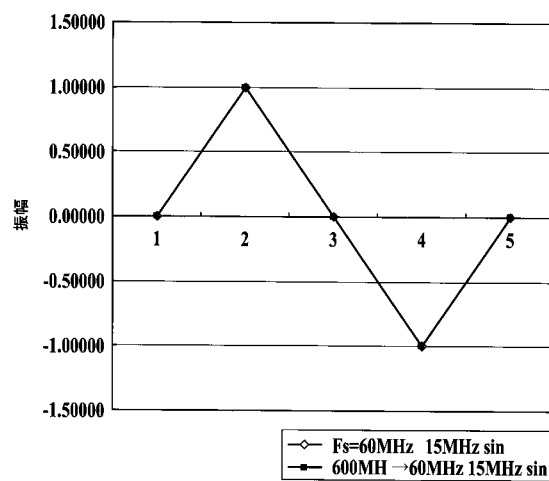
FIG.16

【図 18】

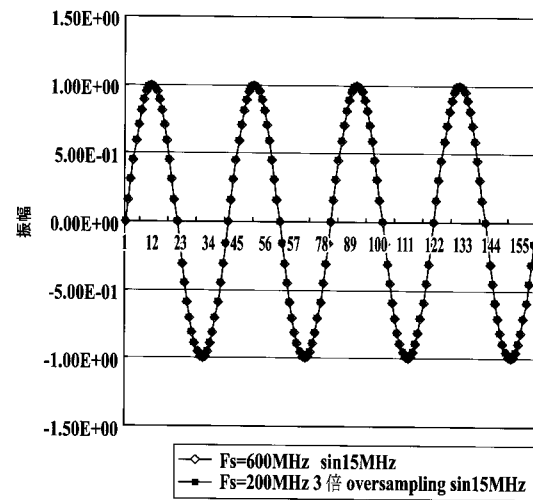
FIG.18

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 20】

FIG.20

【図 19】

FIG19

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/056213												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00, G06T1/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category*</th> <th style="width: 60%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 30%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X/A</td> <td>JP 2005-348831 A (Aloka Co., Ltd.), 22 December 2005 (22.12.2005), (Family: none)</td> <td>1, 3/2</td> </tr> <tr> <td>X/A</td> <td>JP 2000-139910 A (Aloka Co., Ltd.), 23 May 2000 (23.05.2000), (Family: none)</td> <td>1, 3/2</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2005-205198 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 04 August 2005 (04.08.2005), & US 2005/0143655 A1</td> <td>1-3</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X/A	JP 2005-348831 A (Aloka Co., Ltd.), 22 December 2005 (22.12.2005), (Family: none)	1, 3/2	X/A	JP 2000-139910 A (Aloka Co., Ltd.), 23 May 2000 (23.05.2000), (Family: none)	1, 3/2	A	JP 2005-205198 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 04 August 2005 (04.08.2005), & US 2005/0143655 A1	1-3
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X/A	JP 2005-348831 A (Aloka Co., Ltd.), 22 December 2005 (22.12.2005), (Family: none)	1, 3/2												
X/A	JP 2000-139910 A (Aloka Co., Ltd.), 23 May 2000 (23.05.2000), (Family: none)	1, 3/2												
A	JP 2005-205198 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 04 August 2005 (04.08.2005), & US 2005/0143655 A1	1-3												
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "R" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family														
Date of the actual completion of the international search 04 April, 2011 (04.04.11)		Date of mailing of the international search report 12 April, 2011 (12.04.11)												
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer												
Facsimile No.		Telephone No.												

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/056213	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00, G06T1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X/ A	JP 2005-348831 A（アロカ株式会社）2005.12.22,（ファミリーなし）	1, 3/ 2	
X/ A	JP 2000-139910 A（アロカ株式会社）2000.05.23,（ファミリーなし）	1, 3/ 2	
A	JP 2005-205198 A（富士写真フイルム株式会社）2005.08.04, & US 2005/0143655 A1	1-3	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 04.04.2011		国際調査報告の発送日 12.04.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 宮澤 浩	2Q 9407 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

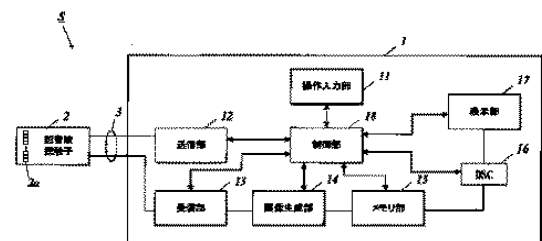
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JPWO2012002006A1	公开(公告)日	2013-08-22
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		
[标]发明人	加藤美樹		
发明人	加藤 美樹		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52034 G01S7/52044		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JB04 4C601/JB55 4C601/LL38		
优先权	2010147105 2010-06-29 JP		
其他公开文献	JP5803913B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够显示良好的超声诊断图像的超声诊断设备和程序。接收单元13以预设的获取采样频率对由换能器2a获得的接收信号进行采样。然后，接收单元13在每个采样点处对接收到的信号执行相位相加，以获得获取的采样数据。然后，显示单元17显示图像。然后，控制单元18从所获取的采样数据中对数据进行下采样，从而根据显示单元17的显示图像尺寸来设置与显示相关的采样频率。然后，显示单元17基于由控制单元18下采样的获取的采样数据来显示超声诊断图像。

FIG.2



- 2: ultrasound probe
- 11: operation input unit
- 12: transmission unit
- 13: reception unit
- 14: image generation unit
- 15: memory unit
- 17: display unit
- 18: control unit