

(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2013-22043

(P2013-22043A)

(43) 公開日 平成25年2月4日(2013.2.4)

(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 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-156348 (P2011-156348)
(22) 出願日 平成23年7月15日 (2011.7.15)

(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 堀内 亮
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
Fターム(参考) 4C601 BB06 BB16 EE04 GB04 GB06
JB22 JB24 JB26 JB45 JB47

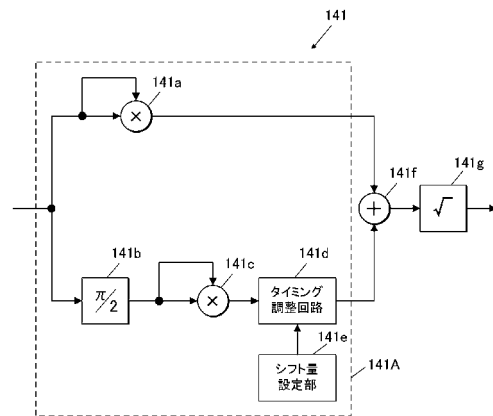
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 S / Nの向上した超音波画像データを得ることができる超音波画像診断装置を提供する。

【解決手段】 位相信号生成部 141 Aは、受信信号から、位相の異なる2つの信号を生成する。シフト量設定部 141 eは、位相信号生成部 141 Aによって生成される2つの信号の位相ずれ量を直交以外の所定のずれ量に設定する。乗算器 141 a、乗算器 141 c、加算器 141 f及び包絡線検出器 141 gは、位相信号生成部 141 Aによって生成された2つの信号を合成して包絡線を検出する。画像生成部は、乗算器 141 a、乗算器 141 c、加算器 141 f及び包絡線検出器 141 gによって検出された包絡線に基づいて超音波画像データを生成する。

【選択図】 図4



【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して得られた受信信号に基づいて超音波診断画像を表示する超音波画像診断装置において、

前記受信信号から、位相の異なる 2 つの信号を生成する位相信号生成部と、

前記位相信号生成部によって生成される 2 つの信号の位相ずれ量を直交以外の所定のずれ量に設定する位相量設定部と、

前記位相信号生成部によって生成された 2 つの信号を合成して包絡線を検出する包絡線検出部と、

前記包絡線検出部によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記位相量設定部は、設定する前記 2 つの信号の位相ずれ量を変更可能に構成したことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記位相信号生成部は、前記受信信号から、互いに位相が直交する 2 つの信号を生成し、

前記位相量設定部は、前記位相信号生成部によって生成された前記 2 つの信号のうち少なくとも何れかのシフト量を設定することにより、前記 2 つの信号の位相ずれ量を設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記受信信号は、前記反射超音波を変換して得られたアナログ信号を所定周波数でサンプリングして得られたものであり、

前記位相量設定部は、前記 2 つの信号のうち少なくとも何れかのシフト量の設定をサンプリング単位で行うことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記位相信号生成部は、ヒルベルト変換処理によって、前記受信信号から前記 2 つの信号を生成することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記位相信号生成部は、直交検波処理によって、前記受信信号から前記 2 つの信号を生成することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

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して得られたアナログ信号を所定周波数でサンプリングして得た受信信号に基づいて超音波診断画像を表示する超音波画像診断装置において、

ヒルベルト変換処理又は直交検波処理によって、前記受信信号から I 信号と Q 信号とを生成するとともに、前記 I 信号及び前記 Q 信号の少なくとも何れかを所定のシフト量だけシフトさせる位相信号生成部と、

前記位相信号生成部によって生成された I 信号及び Q 信号の少なくとも何れかのシフト量を設定するとともに、該シフト量の設定をサンプリング単位で行う位相量設定部と、

前記位相信号生成部によって生成された前記 I 信号及び前記 Q 信号をそれぞれ二乗して得られた各信号を加算して包絡線を検出する包絡線検出部と、

前記包絡線検出部によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 8】

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して得られた受信信号に基づいて超音波診断画像を表示する超音波画像診断装

10

20

30

40

50

置において、

前記受信信号から、該受信信号に対して所定周波数の参照信号を与えて直交検波処理を行って、前記受信信号から I 信号と Q 信号とを生成する位相信号生成部と、

前記位相信号生成部によって生成された I 信号及び Q 信号をそれぞれ二乗して得られた各信号を加算して包絡線を検出する包絡線検出部と、

前記包絡線検出部によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する画像生成部と、

を備え、

前記位相信号生成部は、前記受信信号に対して与える前記参照信号の周波数を、前記送信超音波の中心周波数とは異ならせるようにしたことを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、多数の振動子（トランスデューサー）を配列して備える超音波探触子（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、受信した超音波から得られた信号（受信信号）に基づいて超音波画像データを生成し、これに基づいて超音波画像を画像表示装置に表示する超音波画像診断装置が知られている。

20

【0003】

このような超音波画像診断装置では、受信信号に対して検波処理を行うことにより、振幅変調された受信信号の復調を行っている。この検波処理は、例えば、受信信号を、受信信号と同相である I（In-phase）成分と、受信信号と直交する位相である Q（Quadrature phase）成分とに分離し、これらを合成して包絡線を得ることにより実現され、超音波診断画像データの S / N（Signal-Noise ratio）を向上させることができる（例えば、特許文献 1 ~ 3）。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0004】

【特許文献 1】特開 2000 - 70263 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 237187 号公報

【特許文献 3】特開 2000 - 23977 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記特許文献に記載の技術の何れも、常に S / N の優れた超音波診断画像データが得られるとは限らず、例えば、信号成分の振幅が小さい場合には、結果として S / N が低くなり、良好な超音波診断画像を得ることができない。

40

【0006】

本発明の課題は、S / N の向上した超音波画像データを得ることができる超音波画像診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

以上の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、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して得られた受信信号に基づいて超音波診断画像を表示する超音波画像診断装置において、

前記受信信号から、位相の異なる 2 つの信号を生成する位相信号生成部と、

前記位相信号生成部によって生成される 2 つの信号の位相ずれ量を直交以外の所定のず

50

れ量に設定する位相量設定部と、

前記位相信号生成部によって生成された2つの信号を合成して包絡線を検出する包絡線検出部と、

前記包絡線検出部によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする。

【0008】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波画像診断装置において、

前記位相量設定部は、設定する前記2つの信号の位相ずれ量を変更可能に構成したことを特徴とする。

10

【0009】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は2に記載の超音波画像診断装置において、

前記位相信号生成部は、前記受信信号から、互いに位相が直交する2つの信号を生成し

、
前記位相量設定部は、前記位相信号生成部によって生成された前記2つの信号のうち少なくとも何れかのシフト量を設定することにより、前記2つの信号の位相ずれ量を設定することを特徴とする。

【0010】

請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の超音波画像診断装置において、

前記受信信号は、前記反射超音波を変換して得られたアナログ信号を所定周波数でサンプリングして得られたものであり、

20

前記位相量設定部は、前記2つの信号のうち少なくとも何れかのシフト量の設定をサンプリング単位で行うことを特徴とする。

【0011】

請求項5に記載の発明は、請求項3又は4に記載の超音波画像診断装置において、

前記位相信号生成部は、ヒルベルト変換処理によって、前記受信信号から前記2つの信号を生成することを特徴とする。

【0012】

請求項6に記載の発明は、請求項3又は4に記載の超音波画像診断装置において、

前記位相信号生成部は、直交検波処理によって、前記受信信号から前記2つの信号を生成することを特徴とする。

30

【0013】

請求項7に記載の発明は、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して得られたアナログ信号を所定周波数でサンプリングして得た受信信号に基づいて超音波診断画像を表示する超音波画像診断装置において

、
ヒルベルト変換処理又は直交検波処理によって、前記受信信号からI信号とQ信号とを生成するとともに、前記I信号及び前記Q信号の少なくとも何れかを所定のシフト量だけシフトさせる位相信号生成部と、

前記位相信号生成部によって生成されたI信号及びQ信号の少なくとも何れかのシフト量を設定するとともに、該シフト量の設定をサンプリング単位で行う位相量設定部と、

40

前記位相信号生成部によって生成された前記I信号及び前記Q信号をそれぞれ二乗して得られた各信号を加算して包絡線を検出する包絡線検出部と、

前記包絡線検出部によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする。

【0014】

請求項8に記載の発明は、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して得られた受信信号に基づいて超音波診断画像を表示する超音波画像診断装置において、

50

前記受信信号から、該受信信号に対して所定周波数の参照信号を与えて直交検波処理を行って、前記受信信号から I 信号と Q 信号とを生成する位相信号生成部と、

前記位相信号生成部によって生成された I 信号及び Q 信号をそれぞれ二乗して得られた各信号を加算して包絡線を検出する包絡線検出部と、

前記包絡線検出部によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する画像生成部と、

を備え、

前記位相信号生成部は、前記受信信号に対して与える前記参照信号の周波数を、前記送信超音波の中心周波数とは異ならせるようにしたことを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0015】

本発明によれば、S/Nの向上した超音波画像データを得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図3】画像生成部の機能的構成を示すブロック図である。

【図4】包絡線検波部の機能的構成を示すブロック図である。

【図5】本実施の形態により生成される包絡線データについて説明する図である。

【図6】本実施の形態により生成される包絡線データについて説明する図である。

20

【図7】本実施の形態により生成される包絡線データについて説明する図である。

【図8】本実施の形態により生成される包絡線データについて説明する図である。

【図9】本実施の形態により生成される包絡線データについて説明する図である。

【図10】本実施の形態によって取得された超音波画像について説明する図である。

【図11】本実施の形態によって取得された超音波画像について説明する図である。

【図12】本実施の形態によって取得された超音波画像について説明する図である。

【図13】包絡線検波部の別の態様を示すブロック図である。

【図14】包絡線検波部の別の態様によって得られた包絡線データについて説明する図である。

【発明を実施するための形態】

30

【0017】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波画像診断装置について、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。

【0018】

本実施の形態に係る超音波画像診断装置Sは、図1及び図2に示すように、超音波画像診断装置本体1と超音波探触子2とを備えている。超音波探触子2は、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。超音波画像診断装置本体1は、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にて受信し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。

40

【0019】

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、例えば、方位方向に二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、192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、リニア電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用しても

50

よく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方法を採用することもできる。

【0020】

超音波画像診断装置本体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、メモリー部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。

【0021】

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。本実施の形態では、操作入力部11の操作に応じて、後述するQ信号のシフト量の設定を行うことができる。

10

【0022】

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。

20

このように構成された送信部12は、制御部18の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子2aを、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子2aに対して駆動信号を供給することにより走査を行う。

【0023】

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。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A/D変換するための回路である。本実施の形態では、例えば、A/D変換回路は、60MHzのサンプリング周波数で受信信号のA/D変換を行う。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。

30

【0024】

画像生成部14は、図3に示すように、例えば、包絡線検波部141、データ間引き部142、対数増幅部143及び輝度変換部144を備えている。

包絡線検波部141は、受信部13からの音線データに対して包絡線の検波を行い、包絡線データを得る。データ間引き部142は、表示部17に表示する超音波画像の画像サイズに応じて、包絡線データの距離方向(深度方向)に対するデータの間引きを行う。対数増幅部143は、データ間引き部142によって間引きされた包絡線データに対して対数増幅を行う。輝度変換部144は、対数増幅された包絡線データの示す信号の大きさを256階調に量子化する振幅/輝度変換を行ってBモード画像データを生成する。すなわち、Bモード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。なお、輝度変換部144は、輝度変換する際に、ダイナミックレンジやゲインの調整及びガンマ補正を行うようにしてもよい。

40

【0025】

ここで、本実施の形態に係る包絡線検波部141の構成について図4を参照して説明する。なお、以下の説明において、音線データから得られる2つの信号(I信号、Q信号)の位相をずらすとは、単に角度(角周波数)を相異させるものの他、角度を相異させた上で、得られた2つの信号を時間的にずらすことも含まれるものとする。

50

【0026】

包絡線検波部141は、図4に示すように、位相信号生成部141Aを備えており、受信部13から出力された音線データから位相の異なる2つの信号を生成する。より具体的には、包絡線検波部141は、例えば、乗算器141a、直交信号生成部141b、乗算器141c、タイミング調整回路141d、シフト量設定部141e、加算器141f及び包絡線検出器141gを備えている。

【0027】

乗算器141aは、受信部13から出力された音線データをI信号として入力し、これを二乗して加算器141fに出力する。

【0028】

直交信号生成部141bは、受信部13から出力された音線データを入力し、この音線データに対してヒルベルト変換を行って、入力した音線データの位相を $\pi/2$ だけずらした信号であるQ信号を得る。すなわち、直交信号生成部141bは、入力した音線データに対して直交する位相である直交位相信号を生成する。

乗算器141cは、直交信号生成部141bによって生成されたQ信号を入力し、これを二乗してタイミング調整回路141dに出力する。

タイミング調整回路141dは、乗算器141cによって二乗されたQ信号を入力し、シフト量設定部141eによって設定されたシフト量だけ出力タイミングを調整し、加算器141fに出力する。

なお、本実施の形態では、Q信号を乗算器141cによって二乗してからタイミング調整回路141dによって出力タイミングを調整するようにしたが、Q信号の出力タイミングを調整した後にQ信号を二乗するようにしてもよい。

位相量設定部としてのシフト量設定部141eは、操作入力部11による所定の操作に応じて、タイミング調整回路141dから出力されるQ信号の出力タイミングの設定を行う。本実施の形態では、シフト量設定部141eは、受信信号のサンプリング単位でQ信号の出力タイミングの設定を行っている。すなわち、シフト量設定部141eは、シフト量の設定をサンプリング単位で行う。なお、シフト量の設定は上述したものに限定されず、例えば、角度にてシフト量の設定を行うようにしてもよい。

なお、本実施の形態では、タイミング調整回路141dによってQ信号の出力タイミングの調整を行うようにしたが、I信号の出力タイミングの調整を行う構成であってもよく、また、Q信号及びI信号の出力タイミングの調整を行う構成であってもよい。

【0029】

加算器141fは、乗算器141aから出力された二乗後のI信号と、タイミング調整回路141dから出力された二乗後のQ信号とを加算し、その結果を包絡線検出器141gに出力する。すなわち、加算器141fは、二乗後のI信号と二乗後のQ信号とを加算することにより信号成分の合成を行う。

包絡線検出器141gは、加算器141fから出力された合成後の信号成分の平方根を求めることにより、信号成分の包絡線を抽出し、包絡線データを得る。

このように、本実施の形態では、乗算器141a、乗算器141c、加算器141f及び包絡線検出器141gにより包絡線検出部を構成する。

【0030】

図2に示すように、メモリー部15は、例えば、DRAM(Dynamic Random Access Memory)などの半導体メモリー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、メモリー部15は、フレーム単位により構成された超音波画像データとして記憶することができる。メモリー部15に記憶された超音波画像データは、制御部18の制御に従って読み出され、DSC16に送信される。

【0031】

DSC16は、メモリー部15より受信した超音波診断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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

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、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。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超音波診断画像の表示を行う。なお、表示装置に代えてプリンタ等の印刷装置等を適用してもよい。

【 0 0 3 3 】

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画像診断装置 S の各部の動作を集中制御する。

R O M は、半導体等の不揮発メモリー等により構成され、超音波画像診断装置 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、コンピューター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 3 4 】

以上のように構成された、超音波画像診断装置 S の包絡線検波部 1 4 1 によって生成される包絡線データについて図 5 ~ 図 9 を参照しながら説明する。

【 0 0 3 5 】

図 5 は、包絡線検波部 1 4 1 のシフト量設定部 1 4 1 e によってシフト量が 0 に設定された場合に生成される包絡線データについて示している。すなわち、図 5 は、従来の包絡線データの生成について示している。

【 0 0 3 6 】

図 5 (a) は、被検体として使用する複数のワイヤーを有する所定のファントムの所定の深度における音線データから得られた I 信号 (I) と Q 信号 (Q₀) の振幅について示している。Q 信号 (Q₀) は、音線データに対してヒルベルト変換を行い、音線データに対して $\pi/2$ だけ位相がずれた信号である。すなわち、Q 信号 (Q₀) は、I 信号 (I) に対して $\pi/2$ だけ位相のずれた信号である。これらの信号をそれぞれ二乗して合成した後、包絡線を抽出すると、図 5 (b) に示すような包絡線データ A₀ が得られる。包絡線データ A₀ は、ピーク時において、振幅 a が得られている。このようにして得られた包絡線データ A₀ に対し、対数増幅部 1 4 3 によって対数増幅を行うと、図 5 (c) に示すようなデータ L₀ が得られる。

【 0 0 3 7 】

図 6 は、包絡線検波部 1 4 1 のシフト量設定部 1 4 1 e によってシフト量が + 1 に設定された場合に生成される包絡線データについて示している。すなわち、図 6 は、上述のようにして得られた Q 信号に対し、1 サンプル分前にシフトさせて生成した場合の包絡線データについて示している。

【 0 0 3 8 】

図 6 (a) は、ファントムの所定の深度における音線データから得られた I 信号 (I) と Q 信号 (Q₁) の振幅について示している。Q 信号 (Q₁) は、音線データに対してヒルベルト変換を行って音線データに対して $\pi/2$ だけ位相をずらし、さらに、1 サンプル分前にシフトさせた信号である。すなわち、Q 信号 (Q₁) は、I 信号 (I) に対して $\pi/2 + 1$ サンプル分だけ位相のずれた信号である。これらの信号をそれぞれ二乗して合成した後、包絡線を抽出すると、図 6 (b) に示すような包絡線データ A₁ が得られる。包絡線データ A₁ は、ピーク時において、振幅 a よりも大きい振幅 b が得られている。そして、このようにして得られた包絡線データ A₁ に対し、対数増幅部 1 4 3 によって対数増幅を行うと、図 6 (c) に示すようなデータ L₁ が得られる。データ L₁ は、

10

20

30

40

50

ピーク時において、図5(c)に示されるデータ L_0 に対し、約2dBのゲインが得られている。

【0039】

図7は、包絡線検波部141のシフト量設定部141eによってシフト量が+2に設定された場合に生成される包絡線データについて示している。すなわち、図7は、上述のようにして得られたQ信号に対し、2サンプリング分前にシフトさせて生成した場合の包絡線データについて示している。

【0040】

図7(a)は、ファントムの所定の深度における音線データから得られたI信号(I)とQ信号(Q_2)の振幅について示している。Q信号(Q_2)は、音線データに対してヒルベルト変換を行って音線データに対して $\pi/2$ だけ位相をずらし、さらに、2サンプリング分前にシフトさせた信号である。すなわち、Q信号(Q_2)は、I信号(I)に対して $\pi/2 + 2$ サンプリング分だけ位相のずれた信号である。これらの信号をそれぞれ二乗して合成した後、包絡線を抽出すると、図7(b)に示すような包絡線データ A_2 が得られる。包絡線データ A_2 は、ピーク時において、振幅aよりも大きい振幅cが得られている。そして、このようにして得られた包絡線データ A_2 に対し、対数増幅部143によって対数増幅を行うと、図7(c)に示すようなデータ L_2 が得られる。データ L_2 は、ピーク時において、図5(c)に示されるデータ L_0 に対し、約3dBのゲインが得られている。

10

【0041】

図8は、包絡線検波部141のシフト量設定部141eによってシフト量が-1に設定された場合に生成される包絡線データについて示している。すなわち、図8は、上述のようにして得られたQ信号に対し、1サンプリング分先にシフトさせて生成した場合の包絡線データについて示している。

20

【0042】

図8(a)は、ファントムの所定の深度における音線データから得られたI信号(I)とQ信号(Q_3)の振幅について示している。Q信号(Q_3)は、音線データに対してヒルベルト変換を行って音線データに対して $\pi/2$ だけ位相をずらし、さらに、1サンプリング分先にシフトさせた信号である。すなわち、Q信号(Q_3)は、I信号(I)に対して $\pi/2 - 1$ サンプリング分だけ位相のずれた信号である。これらの信号をそれぞれ二乗して合成した後、包絡線を抽出すると、図8(b)に示すような包絡線データ A_3 が得られる。包絡線データ A_3 は、ピーク時において、振幅aよりも大きい振幅dが得られている。そして、このようにして得られた包絡線データ A_3 に対し、対数増幅部143によって対数増幅を行うと、図8(c)に示すようなデータ L_3 が得られる。データ L_3 は、ピーク時において、図5(c)に示されるデータ L_0 に対し、約1dBのゲインが得られている。

30

【0043】

図9は、包絡線検波部141のシフト量設定部141eによってシフト量が-2に設定された場合に生成される包絡線データについて示している。すなわち、図9は、上述のようにして得られたQ信号に対し、2サンプリング分先にシフトさせて生成した場合の包絡線データについて示している。

40

【0044】

図9(a)は、ファントムの所定の深度における音線データから得られたI信号(I)とQ信号(Q_4)の振幅について示している。Q信号(Q_4)は、音線データに対してヒルベルト変換を行って音線データに対して $\pi/2$ だけ位相をずらし、さらに、2サンプリング分先にシフトさせた信号である。すなわち、Q信号(Q_4)は、I信号(I)に対して $\pi/2 - 2$ サンプリング分だけ位相のずれた信号である。これらの信号をそれぞれ二乗して合成した後、包絡線を抽出すると、図9(b)に示すような包絡線データ A_4 が得られる。包絡線データ A_4 は、ピーク時において、振幅aよりも大きい振幅eが得られている。そして、このようにして得られた包絡線データ A_4 に対し、対数増幅部143によ

50

て対数増幅を行うと、図9(c)に示すようなデータ L_4 が得られる。データ L_4 は、ピーク時において、図5(c)に示されるデータ L_0 に対し、約2dBのゲインが得られている。

【0045】

本実施の形態では、以上のようにして受信信号から生成された音線データに基づき生成された直交成分であるQ信号を所定サンプリング数分シフトし、音線データと同相成分であるI信号と合成して包絡線を得ることにより、信号成分を増幅させることができ、S/Nが向上する。

また、Q信号のシフト量を変更することにより、例えば、診断部位等に応じて好ましい超音波画像を取得することができるようになる。なお、Q信号のシフト量は上述したものに限定されず、適宜設定することができる。

【0046】

また、本実施の形態において、データ間引き部142による包絡線データの間引き周期を、Q信号のシフト量を考慮して設定すると、ノイズ部分を効果的に間引くことができ、S/Nをさらに向上させることができるとともに、スペックルの粒状性を改善することができるようになり、より好適である。例えば、データ間引き部142による包絡線データのサンプリング周波数を変更するようにしてもよい。また、データ間引き部142による包絡線データのサンプリング周期をシフトするようにしてもよい。具体的には、例えば、データ間引き部142による包絡線データの抽出周期を $10n$ (n は正整数)から $10n+1$ や $10n+5$ 等に変更する。上述した処理によって、間引き後の包絡線データについて、表示する超音波画像の画像サイズに対してデータの過不足が生じた場合には、間引き後の包絡線データに対してデータの補間処理や間引き処理を実施するようにしてもよい。

【0047】

また、Q信号のシフト量を変更することにより、ノイズ成分が抑圧されない場合であっても、当該ノイズ成分はランダムに現れるものであるため、動画による平滑化現象によりそれほど目立たないものとなる。また、超音波画像データをフレーム間で平滑するアベレーシングを行ってノイズ成分を抑圧するようにしてもよい。

【0048】

本実施の形態によって生成された超音波画像データに基づいて表示される超音波画像の例を図10~図12に示す。ここで、図10は、Q信号のシフト量が0であるときの超音波画像を示し、図11は、Q信号のシフト量が+1であるときの超音波画像を示し、図12は、Q信号のシフト量が+2であるときの超音波画像を示す。

【0049】

図10~図12に示す例では、シフト量が大きくなるほど、スペックル等のノイズ部分が抑圧され、被検体内の反射体が明瞭に現れているのがわかる。すなわち、シフト量が大きいほど、S/Nの向上した超音波画像データが得られていることがわかる。

【0050】

なお、本実施の形態では、上述したように、ヒルベルト変換により音線データに対して直交する位相であるQ信号を生成したが、包絡線検波部141を図13に示すような構成とし、直交検波処理によってQ信号を生成するようにしてもよい。

【0051】

すなわち、図13に示される包絡線検波部141は、直交信号生成部141bに代えて、所定の参照信号を与えるための乗算器141baを備えている。乗算器141baは、受信部13から出力された音線データを入力し、この音線データに参照信号を乗じることにより、入力した音線データの位相を $\pi/2$ だけずらした信号であるQ信号を得る。すなわち、乗算器141baは、入力した音線データに対して直交する位相である直交位相信号を生成する。

【0052】

このとき、音線データに対して乗じる参照信号の周波数を変更可能に構成してもよい。例えば、送信超音波の中心周波数を10MHzとし、参照信号の周波数を、この送信超音

10

20

30

40

50

波の中心周波数と同じである10MHzとした場合、図14(a)に示されるような包絡線データを得ることができる。なお、図14に示す各包絡線データは、対数増幅部143によって対数増幅されたものを示している。また、図14に示す各包絡線データは、タイミング調整回路141dによるQ信号の出力タイミングの調整は行っていない。

【0053】

一方、参照信号の周波数を、送信超音波の中心周波数とは異なる7.5MHzとした場合、図14(b)に示されるような包絡線データを得ることができる。図14(b)に示すように、参照信号の周波数を、送信超音波の中心周波数と異なると、ピーク時において、振幅の増幅が得られることがある。図14(b)に示す例では、参照信号の周波数を10MHzとするものと比べ、ピーク時において、約2dBのゲインが得られている。

10

【0054】

また、参照信号の周波数を、送信超音波の中心周波数とは異なる5MHzとした場合、図14(c)に示されるような包絡線データを得ることができる。図14(c)に示すように、このような場合にも、ピーク時において、振幅の増幅が得られることがある。図14(c)に示す例では、参照信号の周波数を10MHzとするものと比べ、ピーク時において、約6dBのゲインが得られている。

【0055】

なお、図14に示す例は、何れもタイミング調整回路141dによるQ信号の出力タイミングを行わずに、I信号及びQ信号を合成して得た包絡線データを示しているが、上述したようにしてタイミング調整回路141dによるQ信号あるいはI信号の出力タイミングの調整を行った上で、I信号及びQ信号を合成して包絡線データを得るようにしてもよい。

20

【0056】

また、音線データに対して乗じる参照信号の周波数は、診断部位等に応じて適宜設定することができる。

【0057】

以上説明したように、本実施の形態によれば、位相信号生成部141Aは、受信信号から、位相の異なる2つの信号を生成する。シフト量設定部141eは、位相信号生成部141Aによって生成される2つの信号の位相ずれ量を直交以外の所定のずれ量に設定する。乗算器141a、乗算器141c、加算器141f及び包絡線検出器141gは、位相信号生成部141Aによって生成された2つの信号を合成して包絡線を検出する。画像生成部14は、乗算器141a、乗算器141c、加算器141f及び包絡線検出器141gによって検出された包絡線に基づいて超音波画像データを生成する。その結果、信号成分が増幅されてS/Nの向上した超音波画像データを得ることができるようになる。

30

【0058】

また、本実施の形態によれば、シフト量設定部141eは、設定する2つの信号の位相ずれ量を変更可能に構成したので、例えば、診断部位等に応じて好ましい超音波画像データを取得することができるようになる。

【0059】

また、本実施の形態によれば、位相信号生成部141Aは、受信信号から、互いに位相が直交する2つの信号を生成する。シフト量設定部141eは、位相信号生成部141Aによって生成された2つの信号のうち少なくとも何れかのシフト量を設定することにより、2つの信号の位相ずれ量を設定する。その結果、簡素な方法でS/Nの向上した超音波画像データを得ることができる。

40

【0060】

また、本実施の形態によれば、シフト量設定部141eは、2つの信号のうち少なくとも何れかのシフト量の設定をサンプリング単位で行うので、簡素な方法でS/Nの向上した超音波画像データを得ることができる。

【0061】

また、本実施の形態によれば、位相信号生成部141Aは、ヒルベルト変換処理又は直

50

交検波処理によって、受信信号から I 信号と Q 信号とを生成するとともに、I 信号及び Q 信号の少なくとも何れかを所定のシフト量だけシフトさせる。シフト量設定部 141e は、位相信号生成部 141A によって生成された I 信号及び Q 信号の少なくとも何れかのシフト量を設定するとともに、該シフト量の設定をサンプリング単位で行う。乗算器 141a、乗算器 141c、加算器 141f 及び包絡線検出器 141g は、位相信号生成部 141A によって生成された I 信号及び Q 信号をそれぞれ二乗して得られた各信号を加算して包絡線を検出する。画像生成部 14 は、乗算器 141a、乗算器 141c、加算器 141f 及び包絡線検出器 141g によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する。その結果、信号成分が増幅されて S / N の向上した超音波画像データを得ることができるようになる。

10

【0062】

また、本実施の形態によれば、位相信号生成部 141A は、受信信号から、該受信信号に対して所定周波数の参照信号を与えて直交検波処理を行って、受信信号から I 信号と Q 信号とを生成する。乗算器 141a、乗算器 141c、加算器 141f 及び包絡線検出器 141g は、位相信号生成部 141A によって生成された I 信号及び Q 信号をそれぞれ二乗して得られた各信号を加算して包絡線を検出する。画像生成部 14 は、乗算器 141a、乗算器 141c、加算器 141f 及び包絡線検出器 141g によって検出された包絡線に基づいて超音波診断画像データを生成する。位相信号生成部 141A は、受信信号に対して与える参照信号の周波数を、送信超音波の中心周波数とは異ならせる。その結果、信号成分が増幅されて S / N の向上した超音波画像データを得ることができるようになる。

20

【0063】

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画像診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波画像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。

【0064】

また、本実施の形態では、受信信号に基づいて直交成分である Q 信号を生成し、Q 信号をシフトすることにより、I 信号と Q 信号との位相ずれ量を設定するようにしたが、I 信号に対して直交でない所定の位相ずれ量である位相信号を受信信号から生成し、生成した位相信号と I 信号とを合成して包絡線を抽出するようにしてもよい。

30

【0065】

また、本実施の形態では、A / D 変換した受信信号から包絡線検波を行うものであるが、アナログ信号から包絡線検波を行うものであってもよい。

【0066】

また、本実施の形態では、Q 信号のシフト量を可変としたが、Q 信号のシフト量が一定であってよい。

【符号の説明】

【0067】

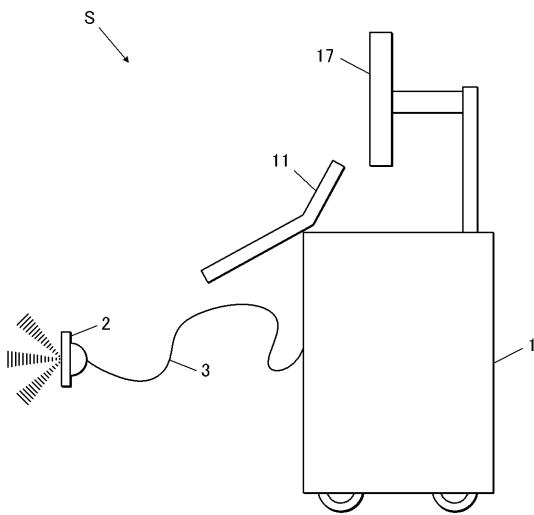
- S 超音波画像診断装置
- 1 超音波画像診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 2a 振動子
- 14 画像生成部
- 141 包絡線検波部
- 141A 位相信号生成部
- 141a 乗算器
- 141b 直交信号生成部
- 141c 乗算器
- 141d タイミング調整回路
- 141e シフト量設定部
- 141f 加算器

40

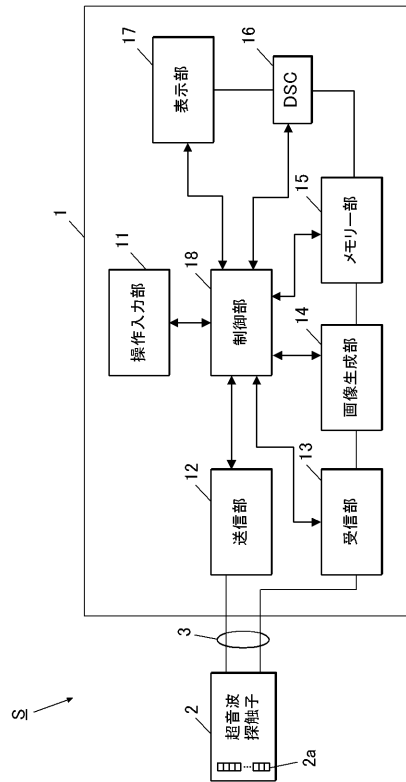
50

1 4 1 g 包絡線検出器
1 4 1 b a 乗算器

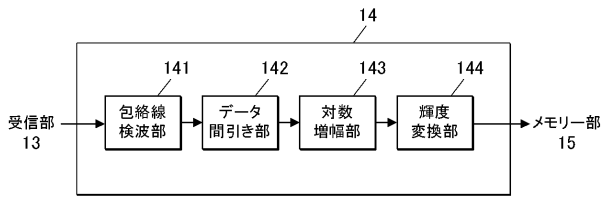
【 図 1 】



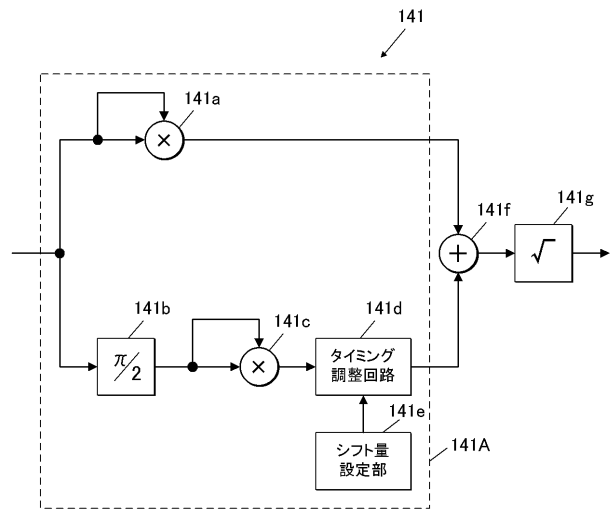
【 図 2 】



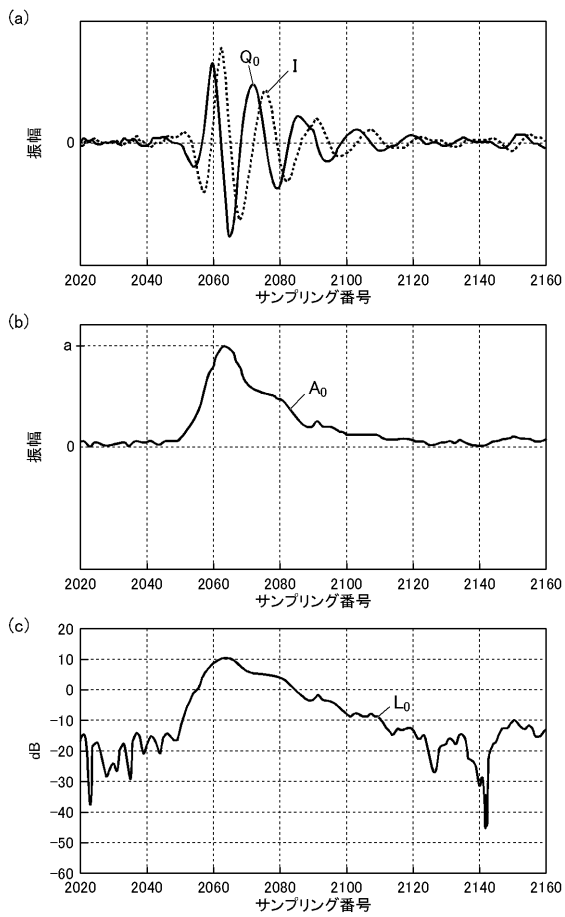
【 図 3 】



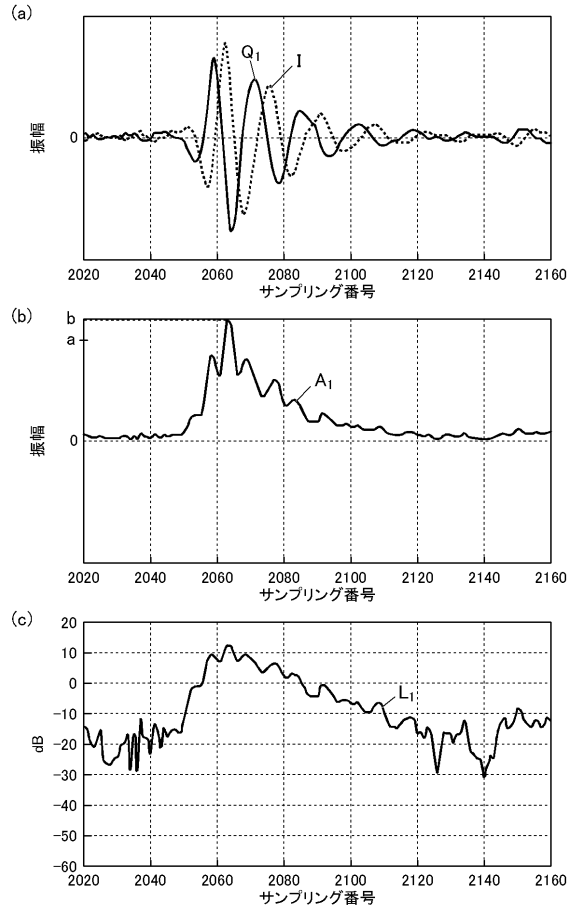
【 図 4 】



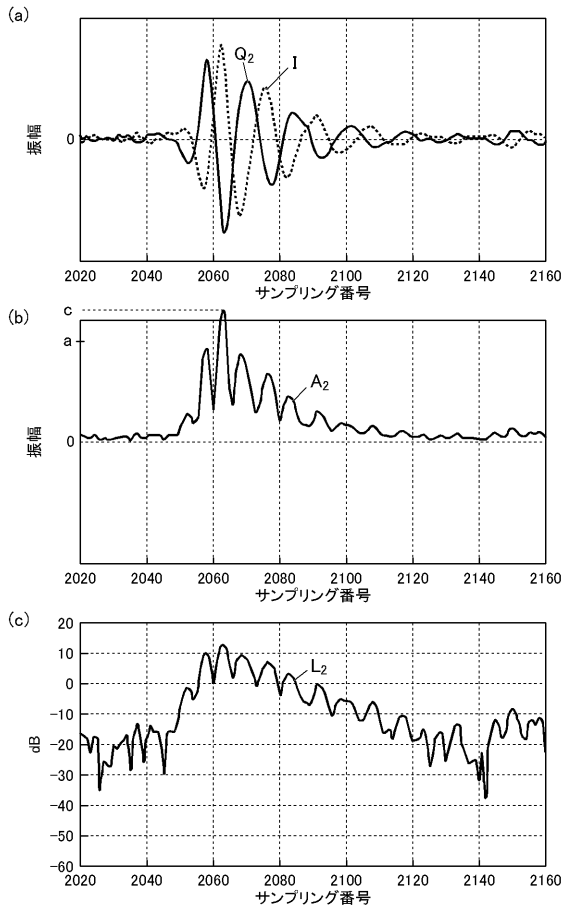
【 図 5 】



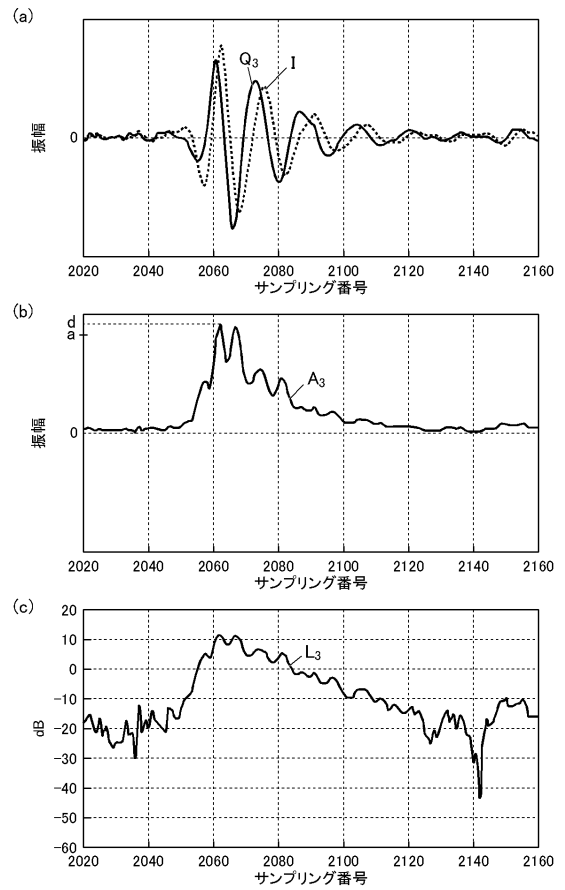
【 図 6 】



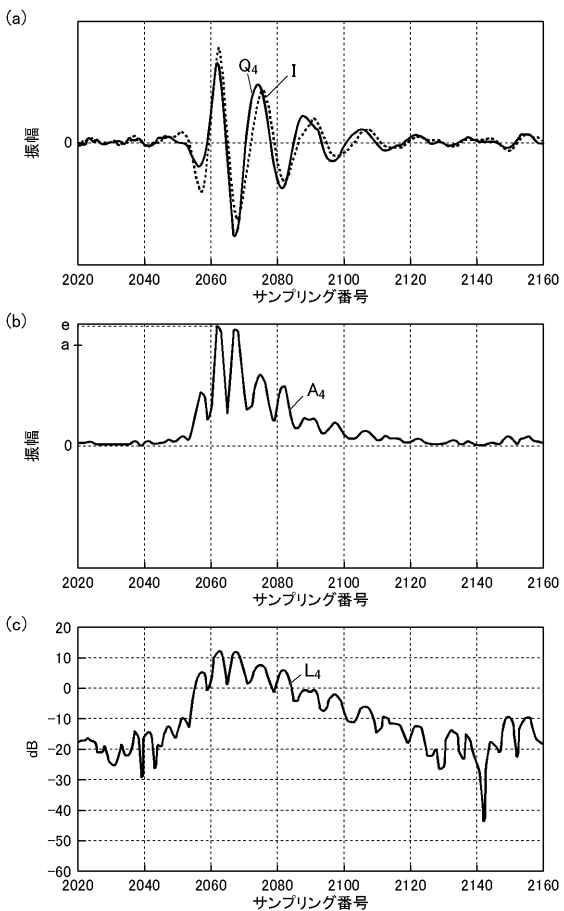
【 図 7 】



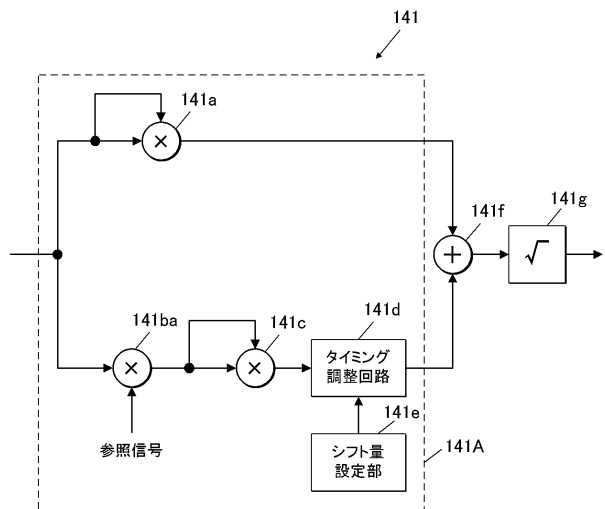
【 図 8 】



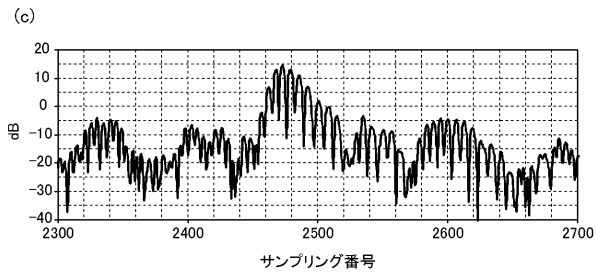
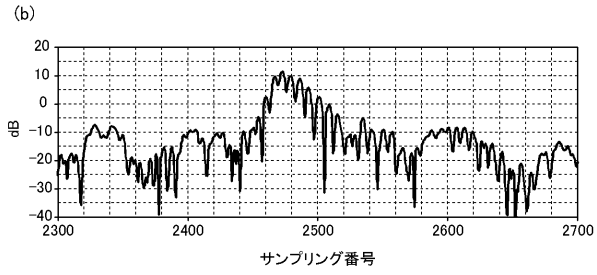
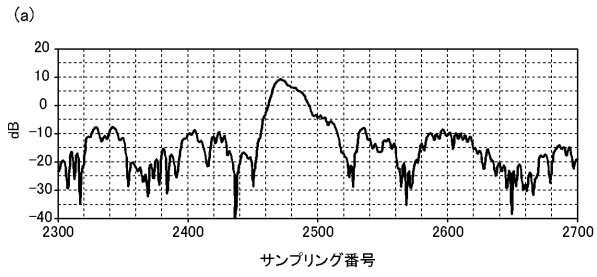
【 図 9 】



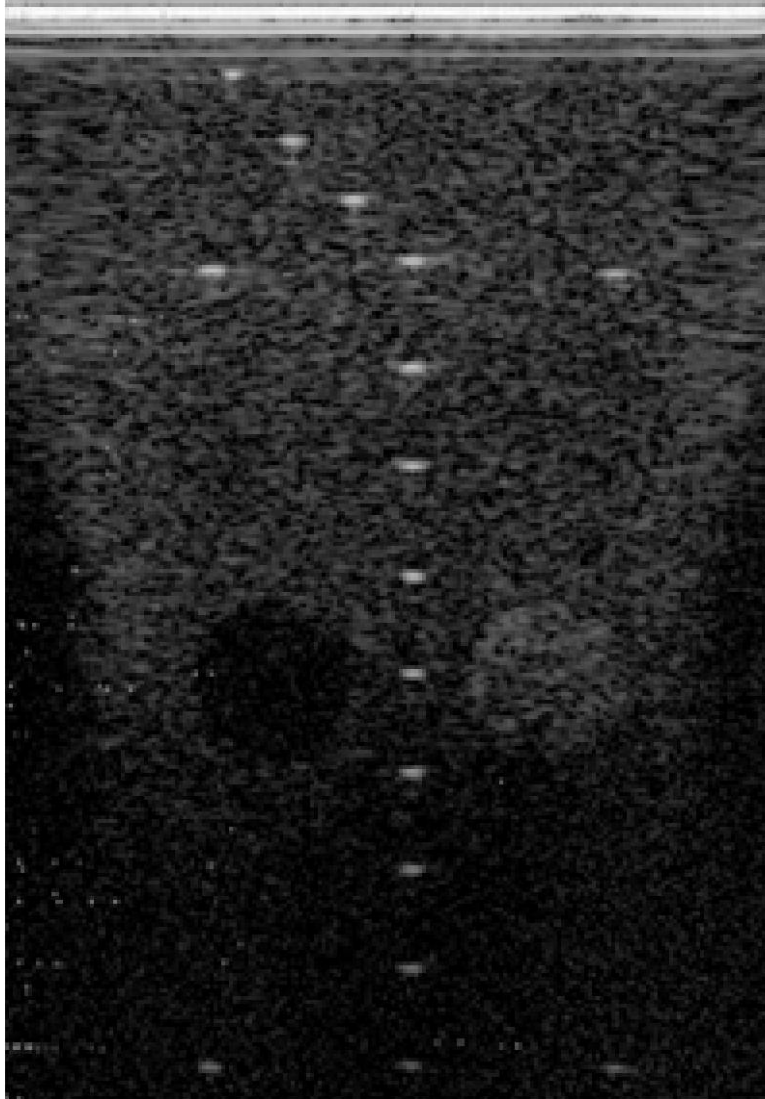
【 図 1 3 】



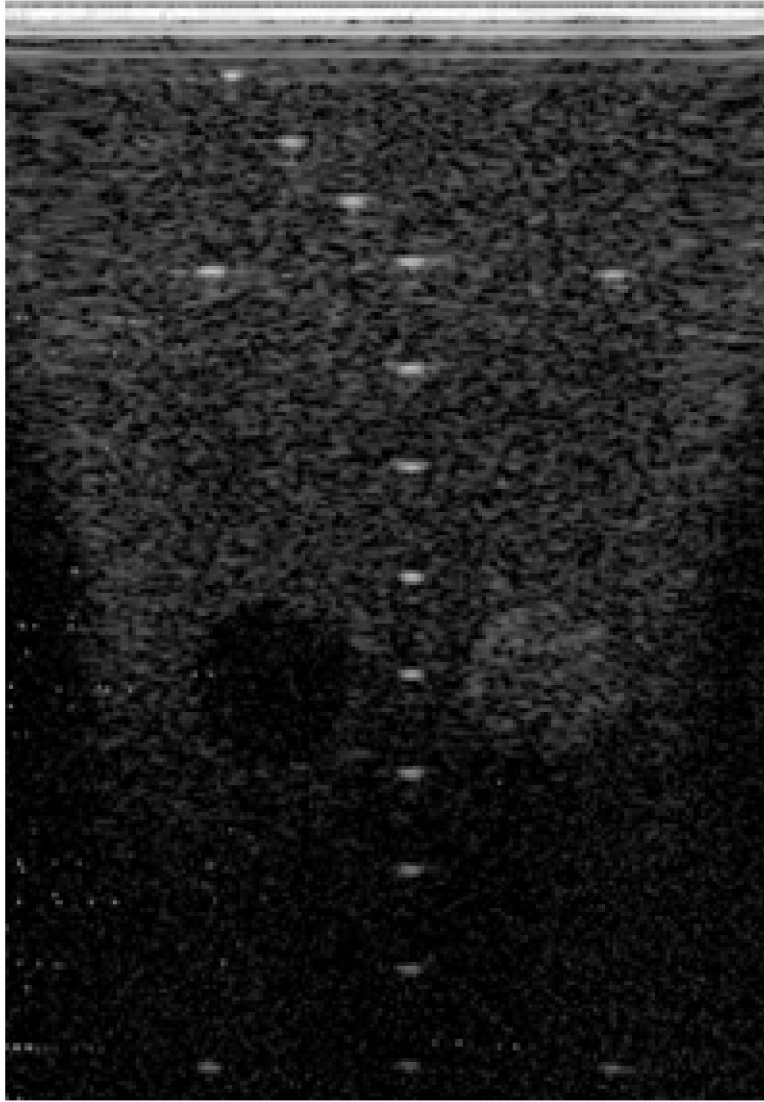
【 図 1 4 】



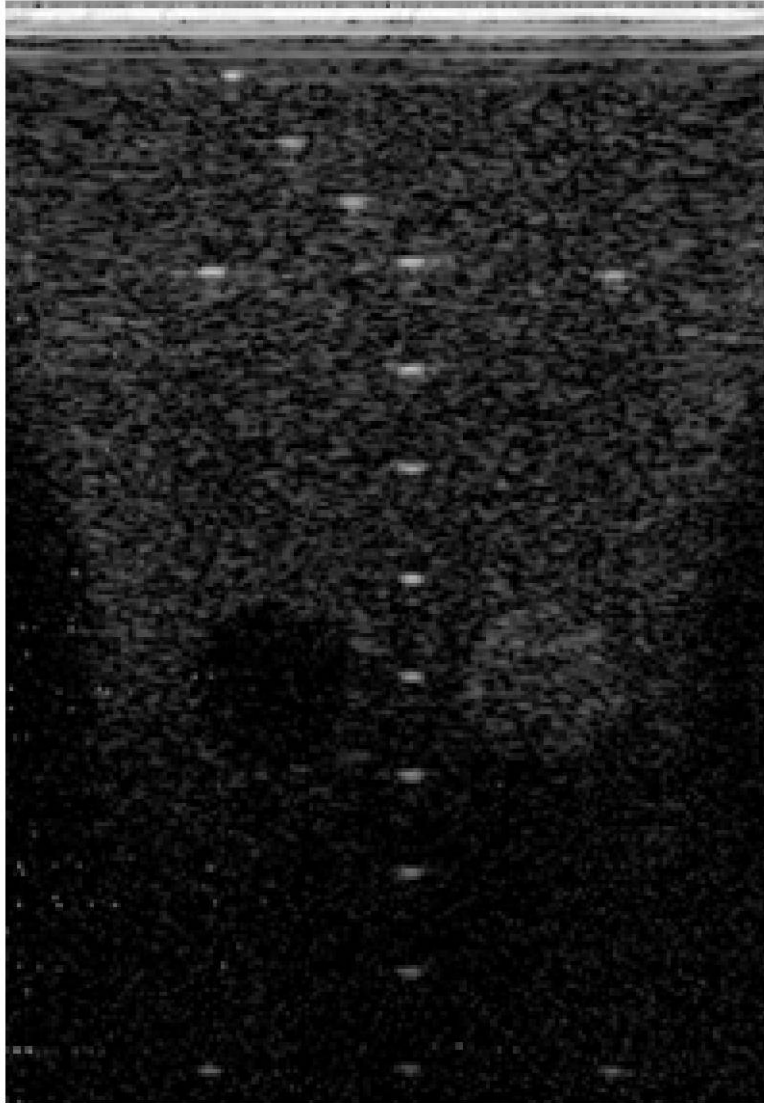
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2013022043A	公开(公告)日	2013-02-04
申请号	JP2011156348	申请日	2011-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	堀内亮		
发明人	堀内 亮		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB26 4C601/JB45 4C601/JB47		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得具有改善的S/N的超声图像数据的超声图像诊断设备。解决方案：相位信号生成部分141A从接收信号生成两个不同相位的信号。移位量设置部分141e将由相位信号生成部分141A生成的两个信号的相移量设置为除了正交相位之外的规定移位量。乘法器141a，乘法器141c，加法器141f和包络检测器141g组合由相位信号生成部分141A生成的两个信号并检测包络。图像生成部分基于乘法器141a，乘法器141c，加法器141f和包络检测器141g检测到的包络产生超声图像数据。

