

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4912982号

(P4912982)

(45) 発行日 平成24年4月11日 (2012. 4. 11)

(24) 登録日 平成24年1月27日 (2012. 1. 27)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-216962 (P2007-216962)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成19年8月23日 (2007. 8. 23)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2009-50290 (P2009-50290A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成21年3月12日 (2009. 3. 12)	(74) 代理人	100110777
審査請求日	平成22年2月9日 (2010. 2. 9)		弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(72) 発明者	佐藤 智夫
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号をデジタル信号に変換する送受信部と、

該デジタル信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信フォーカス処理手段と、

前記受信フォーカス処理手段によって生成される音線信号に対して直交検波処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成する第1の演算手段と、

複素ベースバンド信号の位相情報を求める第2の演算手段と、

複素ベースバンド信号の位相情報に基づいて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第2の演算手段が、複素ベースバンド信号の振幅情報をさらに求め、

前記画像信号生成手段が、複素ベースバンド信号の位相情報及び振幅情報に基づいて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号のベクトルを表す画像信号を生成する、請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記受信フォーカス処理手段によって生成される音線信号に基づいてBモード画像信号を生成するBモード画像生成手段をさらに具備し、

前記画像信号生成手段が、前記Bモード画像生成手段によって生成されるBモード画像信号に基づくBモード画像と、Bモード画像において指定された線分に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像とが合成された画像信号を生成する、請求項1又は2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第1の演算手段によって生成された複素ベースバンド信号を補間する第3の演算手段をさらに具備し、

前記第2の演算手段が、前記第3の演算手段によって補間された複素ベースバンド信号の位相情報及び／又は振幅情報を求める、
請求項1～3のいずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記第2の演算手段によって求められた位相情報及び／又は振幅情報を補間する第3の演算手段をさらに具備し、

前記画像信号生成手段が、前記第3の演算手段によって補間された位相情報及び／又は振幅情報に基づいて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像信号を生成する、
請求項1～3のいずれか1項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やR I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーが生じた反射点や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【0004】

音響インピーダンスとは、式(1)又は式(2)で表されるように物質固有の定数であり、その単位としては、一般に、MRayl (メガ・レイル) が用いられ、1MRayl = $1 \times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ である。

$$Z = \rho \cdot C \quad \dots (1)$$

$$Z = (\rho \cdot K)^{1/2} \quad \dots (2)$$

ここで、 ρ は音響媒質の密度を表しており、 C は音響媒質中の音速を表しており、 K は音響媒質の体積弾性率を表している。

【0005】

また、第1の媒質の音響インピーダンスを Z_1 とし、第1の媒質に隣接する第2の媒質の音響インピーダンスを Z_2 とすると、第1の媒質と第2の媒質との界面における超音波の垂直反射率 R は、式(3)で与えられる。

$$R = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1) \quad \cdots (3)$$

【0006】

一般には、被検体内の各サンプル点において反射された超音波の強度に基づいて超音波画像が生成されるが、超音波の位相に基づいて被検体内の情報を得る試みも行われている。特に、 $Z_1 > Z_2$ である場合には、反射率Rが負となって、超音波の位相が反転するので、被検体内の組織性状を知るためにも有効であると考えられる。

【0007】

関連する技術として、特許文献1には、超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、複素信号の実数部と虚数部との一方のみに基づいて超音波画像を形成する画像形成手段とを含むことを特徴とする超音波診断装置が開示されている。

10

【0008】

特許文献2には、超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、複素信号から超音波ビーム上の各サンプル点の位相を演算し、位相比較により各サンプル点の位相差を求める位相差演算手段と、位相差の分散を演算する分散演算手段とを含むことを特徴とする超音波診断装置が開示されている。

【0009】

特許文献3には、超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、複素信号から各サンプル点の位相を求める位相差演算手段と、位相を表示する位相表示手段とを含むことを特徴とする超音波診断装置が開示されている。

20

【0010】

特許文献4には、超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、複素信号の実数部と虚数部の比を演算する比演算手段と、実数部と虚数部の比を表示する表示手段とを含むことを特徴とする超音波診断装置が開示されている。

【0011】

特許文献5には、超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、複素信号から超音波ビーム上の各サンプル点の位相を演算し、サンプル点間での位相比較により位相差を求める位相差演算手段とを含み、位相差に基づいて、生体組織の性状を表した超音波画像を表示することを特徴とする超音波診断装置が開示されている。

30

【0012】

特許文献1～5においては、受信信号を直交検波することにより複素信号を求めているが、その結果に基づいて位相情報を分り易く表示することについては開示されていない。また、低周波数帯域の複素信号は、もとの受信信号と比較して低いサンプリングレートでサンプリングされるので情報量が少なく、さらに、複素信号に含まれている雑音の影響もあることから、位相算出精度を十分に得ることができないという問題がある。

【特許文献1】特開平11-113893号公報（第2頁、図8）

【特許文献2】特開平11-113894号公報（第2頁、図6）

【特許文献3】特開平11-113895号公報（第2頁、図6）

【特許文献4】特開平11-113896号公報（第2頁、図8）

40

【特許文献5】特開平11-137546号公報（第1頁、図1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、被検体内の各サンプル点において反射された超音波の位相情報を求めて、位相情報を分り易く表示することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。さらに、本発明は、異なる領域の境界における位相の反転を検出するために、十分な位相算出精度を実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

50

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号をデジタル信号に変換する送受信部と、該デジタル信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信フォーカス処理手段と、受信フォーカス処理手段によって生成される音線信号に対して直交検波処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成する第1の演算手段と、複素ベースバンド信号の位相情報を求める第2の演算手段と、複素ベースバンド信号の位相情報に基づいて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像信号を生成する画像信号生成手段とを具備する。

10

【発明の効果】**【0015】**

本発明によれば、複素ベースバンド信号の位相情報を求めて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像信号を生成することにより、位相情報を分かり易く表示することができる。さらに、複素ベースバンド信号、又は、複素ベースバンド信号の位相情報及び／又は振幅情報を補間する場合には、十分な位相算出精度を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0016】**

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

20

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波探触子10と、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、受信信号処理部21と、受信遅延パターン記憶部22と、受信制御部23と、Bモード画像生成部24と、複素信号演算部25と、複素信号補間部26と、振幅位相演算部27と、画像信号生成部28と、D/A変換器29と、表示部30と、操作部31と、制御部32と、格納部33とを有している。

【0017】

被検体に当接させて用いられる超音波探触子10は、1次元又は2次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ10aを備えている。それらの超音波トランスデューサ10aは、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

30

【0018】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

40

【0019】

走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部12は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部13は、走査制御部11において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部12に記憶されている複数の遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10aの駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。

【0020】

50

駆動信号発生部 14 は、例えば、複数の超音波トランスデューサ 10 a に対応する複数のパルサによって構成されている。駆動信号発生部 14 は、送信制御部 13 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 10 a から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波探触子 10 に供給しても良いし、複数の超音波トランスデューサ 10 a から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波探触子 10 に供給しても良い。

【0021】

受信信号処理部 21 は、複数の超音波トランスデューサ 10 a に対応して、複数の増幅器（プリアンプ）21 a と、複数の A/D 変換器 21 b とを含んでいる。超音波トランスデューサ 10 a から出力される受信信号は、増幅器 21 a において増幅され、増幅器 21 a から出力されるアナログの受信信号は、A/D 変換器 21 b によってデジタルの受信信号に変換される。A/D 変換器 21 b は、デジタルの受信信号を、受信制御部 23 に出力する。

10

【0022】

受信遅延パターン記憶部 22 は、複数の超音波トランスデューサ 10 a から出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 23 は、走査制御部 11 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 22 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。

20

【0023】

B モード画像生成部 24 は、受信制御部 23 によって形成された音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。B モード画像生成部 24 は、S T C（sensitivity time control）部 24 a と、包絡線検波部 24 b と、D S C（digital scan converter：デジタル・スキャン・コンバータ）24 c とを含んでいる。

【0024】

S T C 部 24 a は、受信制御部 23 によって形成された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。包絡線検波部 24 b は、S T C 部 24 a において補正が施された音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、包絡線信号を生成する。D S C 24 c は、包絡線検波部 24 b によって生成された包絡線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

30

【0025】

複素信号演算部 25 は、受信制御部 23 によって形成された音線信号に対して直交検波処理を施すことにより、複素ベースバンド信号を生成する。直交検波処理の説明のために、超音波の受信方向である z 軸方向に進む超音波（平面波） Φ が、式（4）によって表されるとする。

40

$$\Phi = \Phi_0 \exp(j\omega t - kz) \cdots (4)$$

ここで、 Φ_0 は超音波の振幅の初期値を表し、 j は虚数単位を表し、 ω は超音波の角周波数を表し、 t は時間を表し、 k は被検体内部の組織によって定まる変数を表している。

【0026】

音線信号として実際に測定されるのは、式（4）における実数成分のみであるが、測定された音線信号に対して直交検波処理を施すことにより、式（5）によって表される複素ベースバンド信号 V を生成することができる。

$$V = x + jy \cdots (5)$$

即ち、超音波 Φ の角周波数 ω と実質的に同じ角周波数を有し、位相が互いに 90° ずれている I 信号と Q 信号とを、超音波 Φ にそれぞれ掛け合わせるにより、互いに直交する

50

I 相（実数軸）と Q 相（虚数軸）とにおいて超音波 Φ が検波される。これにより、複素ベースバンド信号 V は、I 相成分（実数成分） x と Q 相成分（虚数成分） y とを有することになる。

【0027】

複素ベースバンド信号 V は、超音波の受信方向に沿った所定数のサンプリング点において求められる。しかしながら、測定の都合上、サンプリング点の数は限られている。そこで、複素信号補間部 26 が、複素信号演算部 25 によって生成された複素ベースバンド信号 V を補間することにより、表示のためのサンプリング点の数を、測定におけるサンプリング点の数よりも増加させる。

【0028】

次に、振幅位相演算部 27 が、複素信号補間部 26 によって補間された複素ベースバンド信号の振幅 A 及び位相 θ を、式（6）及び式（7）に従って求める。

$$A = (x^2 + y^2)^{1/2} \quad \dots (6)$$

$$\theta = \tan^{-1} (y/x) \quad \dots (7)$$

ここでは、振幅位相演算部 27 が、複素ベースバンド信号の振幅情報及び位相情報を求めるようにしているが、用途に応じて、複素ベースバンド信号の位相情報のみを求めるようにしても良い。

【0029】

画像信号生成部 28 は、振幅位相演算部 27 によって求められた複素ベースバンド信号の位相情報に基づいて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像信号を生成する。さらに、画像信号生成部 28 は、振幅位相演算部 27 によって求められた複素ベースバンド信号の位相情報及び振幅情報に基づいて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号のベクトルを表す画像信号を生成するようにしても良い。

【0030】

例えば、画像信号生成部 28 は、B モード画像生成部 24 によって生成される B モード画像信号に基づく B モード画像と、B モード画像において指定された線分に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像とが合成された表示用の画像信号を生成する。これにより、被検体の B モード画像に、複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像が合成される。

【0031】

D/A 変換器 29 は、画像信号生成部 28 から出力されるデジタルの画像信号を、アナログの画像信号に変換する。表示部 30 は、例えば、CRT や LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの画像信号に基づいて診断画像を表示する。

【0032】

制御部 32 は、操作卓 31 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 11 や複素信号演算部 25 ～画像信号生成部 28 等を制御する。上記の走査制御部 11、送信制御部 13、受信制御部 23、B モード画像生成部 24 ～画像信号生成部 28、及び、制御部 32 は、CPU とソフトウェア（プログラム）によって実現することができる。ソフトウェア（プログラム）は、格納部 33 に格納される。格納部 33 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM 等を用いることができる。

【0033】

図 2 は、表示部に表示される診断画像の第 1 の例を示す図である。この診断画像は、被検体の頸動脈を撮像することにより得られたものである。図 2 に示す診断画像は、被検体の B モード画像（a）と、複素ベースバンド信号の振幅を表す画像（b）と、複素ベースバンド信号の位相を表す画像（c）と、複素ベースバンド信号の位相の直線近似に対する位相差（位相回転量）を表す画像（d）とを含んでいる。図 2 において、縦軸は、被検体中における深度を表している。

【0034】

まず、Bモード画像（a）が、図1に示す表示部30に表示される。オペレータが、操作卓31を用いて、Bモード画像（a）において超音波の受信方向を表す垂直線（図中の破線A-A'）を指定すると、制御部32の制御の下で、複素信号演算部25が、指定された垂直線に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号を求め、複素信号補間部26が、複素ベースバンド信号を補間し、振幅位相演算部27が、補間された複素ベースバンド信号の振幅、位相、及び、位相回転量を求める。画像信号生成部28は、複素ベースバンド信号の振幅、位相、及び、位相回転量を表示するための画像信号を生成し、Bモード画像と共に複素ベースバンド信号の振幅、位相、及び、位相回転量が表示部30に表示される。このように、複素ベースバンド信号の位相回転量を表示することにより、複素ベースバンド信号の位相回転量を把握し易くなる。

10

【0035】

図3は、表示部に表示される診断画像の第2の例を示す図である。この診断画像は、被検体の頸動脈を撮像することにより得られたものである。図3に示す診断画像は、被検体のBモード画像（a）と、複素ベースバンド信号の振幅を表す画像（b）と、複素ベースバンド信号のベクトル図（c）とを含んでいる。図3において、縦軸は、被検体中における深度を表している。

【0036】

まず、Bモード画像（a）が、図1に示す表示部30に表示される。オペレータが、操作卓31を用いて、Bモード画像（a）において超音波の受信方向を表す垂直線（図中の破線A-A'）を指定すると、制御部32の制御の下で、複素信号演算部25が、指定された垂直線に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号を求め、複素信号補間部26が、複素ベースバンド信号を補間し、振幅位相演算部27が、補間された複素ベースバンド信号の振幅及び位相を求める。画像信号生成部28は、複素ベースバンド信号の振幅を表示するための画像信号を生成し、Bモード画像と共に複素ベースバンド信号の振幅が表示部30に表示される。

20

【0037】

さらに、オペレータがマウス等を用いてスタートボタンをクリックすると、Bモード画像（a）において水平線（図中の破線B-B'）が上端から下端へと動き出し、画像信号生成部28が、垂直線と水平線との交点に対応する複素ベースバンド信号のベクトルの先端位置を表示するための画像信号を生成し、複素ベースバンド信号のベクトルの先端位置がベクトル図（c）に累積的に表示される。このように、複素ベースバンド信号のベクトルを動画として表示することにより、複素ベースバンド信号の位相回転の動きを把握し易くなる。

30

【0038】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

図4は、本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。第2の実施形態は、図1に示す第1の実施形態における複素信号補間部26の替わりに振幅位相補間部34を設けたものであり、その他の点に関しては第1の実施形態と同じである。

【0039】

複素信号演算部25は、受信制御部23によって形成された音線信号に対して直交検波処理を施すことにより、式（5）によって表される複素ベースバンド信号Vを生成する。

$$V = x + jy \quad \dots (5)$$

40

【0040】

次に、振幅位相演算部27が、複素信号演算部25によって生成された複素ベースバンド信号の振幅A及び位相 θ を、式（6）及び（7）に従って求める。

$$A = (x^2 + y^2)^{1/2} \quad \dots (6)$$

$$\theta = \tan^{-1}(y/x) \quad \dots (7)$$

ここでは、振幅位相演算部27が、複素ベースバンド信号の振幅情報及び位相情報を求めるようにしているが、用途に応じて、複素ベースバンド信号の位相情報のみを求めるよう

50

にしても良い。

【0041】

複素ベースバンド信号の振幅A及び位相 θ は、超音波の受信方向に沿った所定数のサンプリング点において求められる。しかしながら、測定の都合上、サンプリング点の数は限られている。そこで、振幅位相補間部34が、振幅位相演算部27によって求められた振幅A及び位相 θ を補間することにより、サンプリング点の数を増加させる。

【0042】

画像信号生成部28は、振幅位相補間部34によって補間された位相情報に基づいて、超音波の受信方向に沿った複数のサンプリング点における複素ベースバンド信号の位相回転を表す画像信号を生成する。さらに、画像信号生成部28は、振幅位相補間部34によ

10

【0043】

次に、以上説明した第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法の違いについて説明する。図5は、第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法の違いを説明するための図である。複素ベースバンド信号は、I相成分とQ相成分とを有しており（以下においては、「IQデータ」ともいう）、図5において、横軸は、被検体中における深度を表しており、縦軸は、I相成分の振幅I又はQ相成分の振幅Qを表している。

【0044】

20

図5に示すように、第1の実施形態における補間方法1によれば、複素ベースバンド信号の測定値がIQデータの段階で補間される。これに対して、第2の実施形態における補間方法2によれば、複素ベースバンド信号の測定値が振幅と位相に変換され、振幅と位相について補間が行われる。いずれにしても、補間を行うことにより、深度による振幅又は位相の変化を示す折れ線が滑らかになって、表示される画像の精度が向上する。

【0045】

図6は、第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法によって得られる複素ベースバンド信号の振幅を比較するための図である。図6においては、複素ベースバンド信号の振幅の測定値と、補間方法1によって補間されたIQデータに基づいて求められた振幅と、補間方法2によって補間された振幅とが示されている。図6に示すように、振幅に

30

【0046】

図7は、第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法によって得られる複素ベースバンド信号の位相を比較するための図である。図7においては、複素ベースバンド信号の位相の測定値と、補間方法1によって補間されたIQデータに基づいて求められた位相と、補間方法2によって補間された位相とが示されている。図7に示すように、位相に

【0047】

図8は、第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法によって得られる複素ベースバンド信号のベクトルを比較するための図である。ここで、横軸はI相の振幅を表しており、縦軸はQ相の振幅を表している。図8においては、9個のサンプリング点#1～#9における複素ベースバンド信号のベクトルの測定値（丸印）と、補間方法1によって補間されたIQデータに基づいて求められた振幅及び位相を有するベクトルの軌跡（破線）と、補間方法2によって補間された振幅及び位相を有するベクトルの軌跡（実線）とが示されている。図8に示すように、サンプリング点#8からサンプリング点#9に移行する際に、ベクトルの回転方向、即ち、位相回転量に、補間方法によって大きな差が見られる。補間方法2によれば、ベクトルの回転が右回りから左回りに変化する様子が表されており、位相の反転が生じたことを明確に観察することができる。

40

【産業上の利用可能性】

【0048】

50

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】表示部に表示される診断画像の第1の例を示す図である。

【図3】表示部に表示される診断画像の第2の例を示す図である。

【図4】本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図5】第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法の違いを説明するための図である。

10

【図6】第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法によって得られる複素ベースバンド信号の振幅を比較するための図である。

【図7】第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法によって得られる複素ベースバンド信号の位相を比較するための図である。

【図8】第1の実施形態と第2の実施形態とにおける補間方法によって得られる複素ベースバンド信号のベクトルを比較するための図である。

【符号の説明】

【0050】

10 超音波探触子

10a 超音波トランスデューサ

20

11 走査制御部

12 送信遅延パターン記憶部

13 送信制御部

14 駆動信号発生部

21 受信信号処理部

21a 増幅器

21b A/D変換器

22 受信遅延パターン記憶部

23 受信制御部

24 Bモード画像生成部

30

24a STC部

24b 包絡線検波部

24c DSC

25 複素信号演算部

26 複素信号補間部

27 振幅位相演算部

28 画像信号生成部

29 D/A変換器

30 表示部

31 操作卓

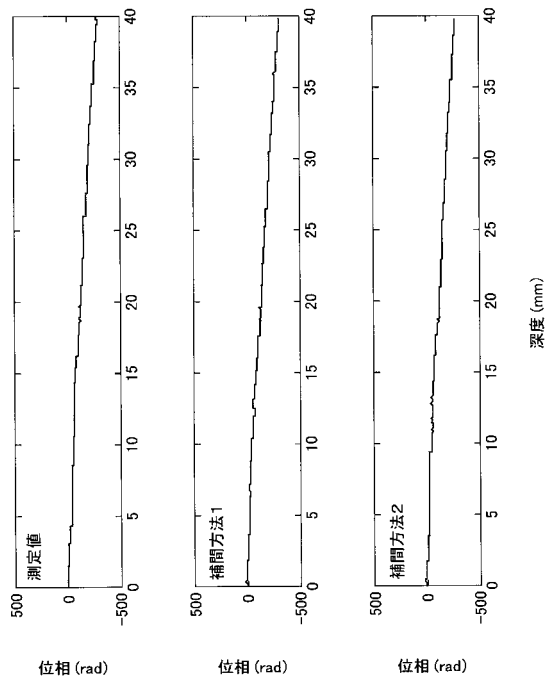
40

32 制御部

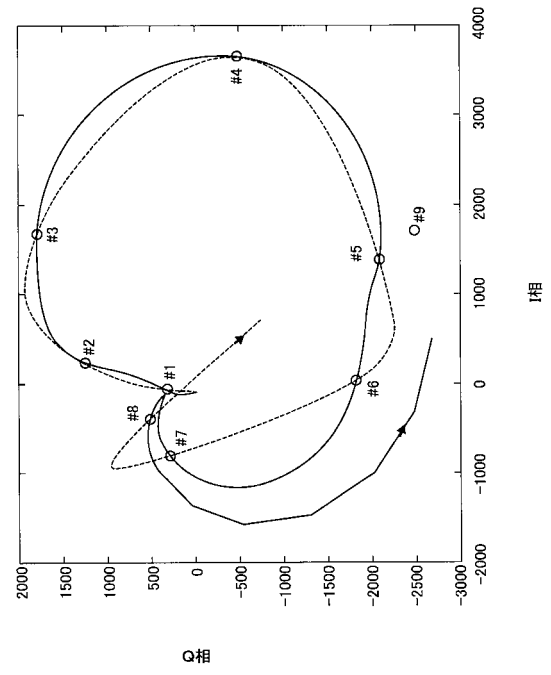
33 格納部

34 振幅位相補間部

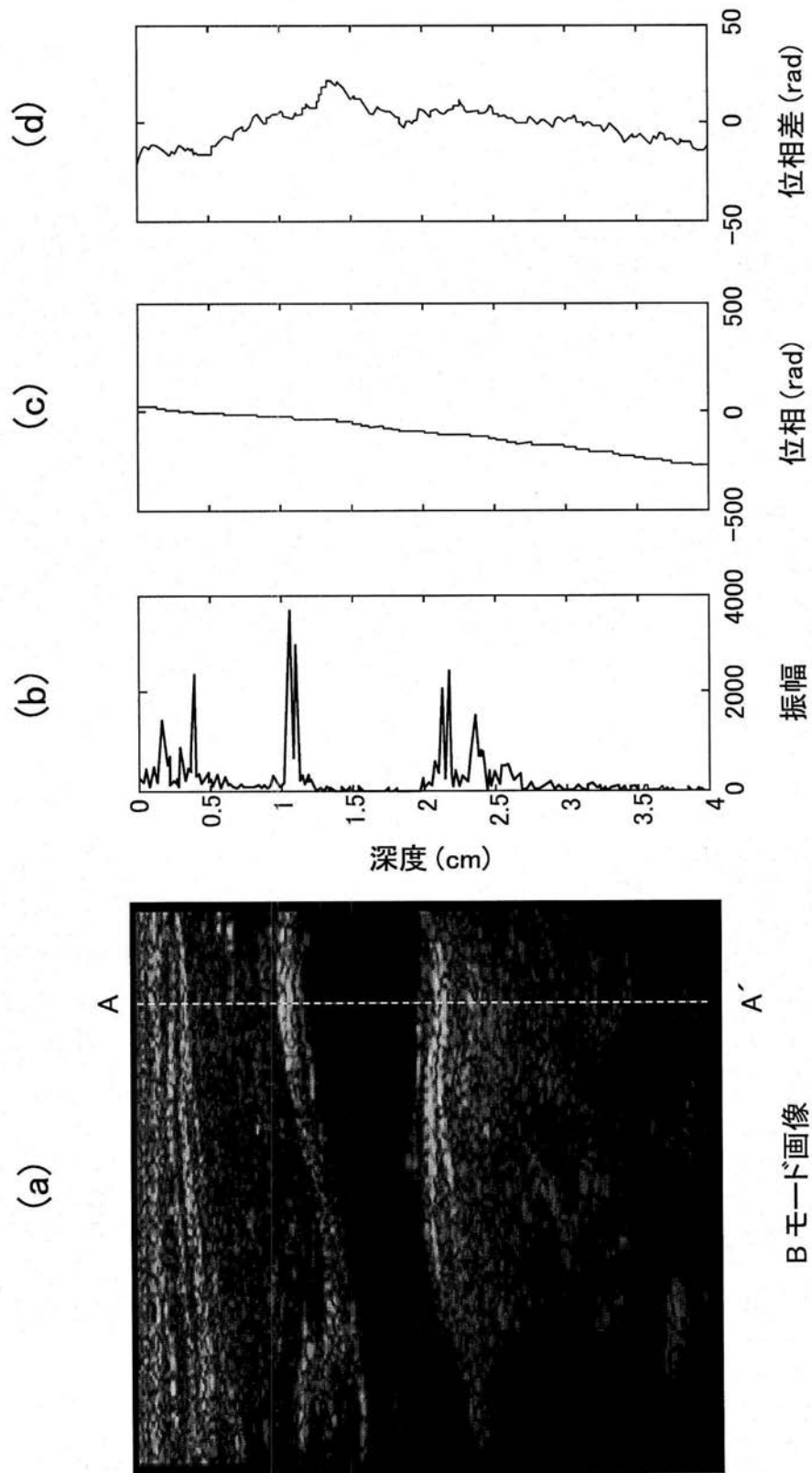
【図 7】



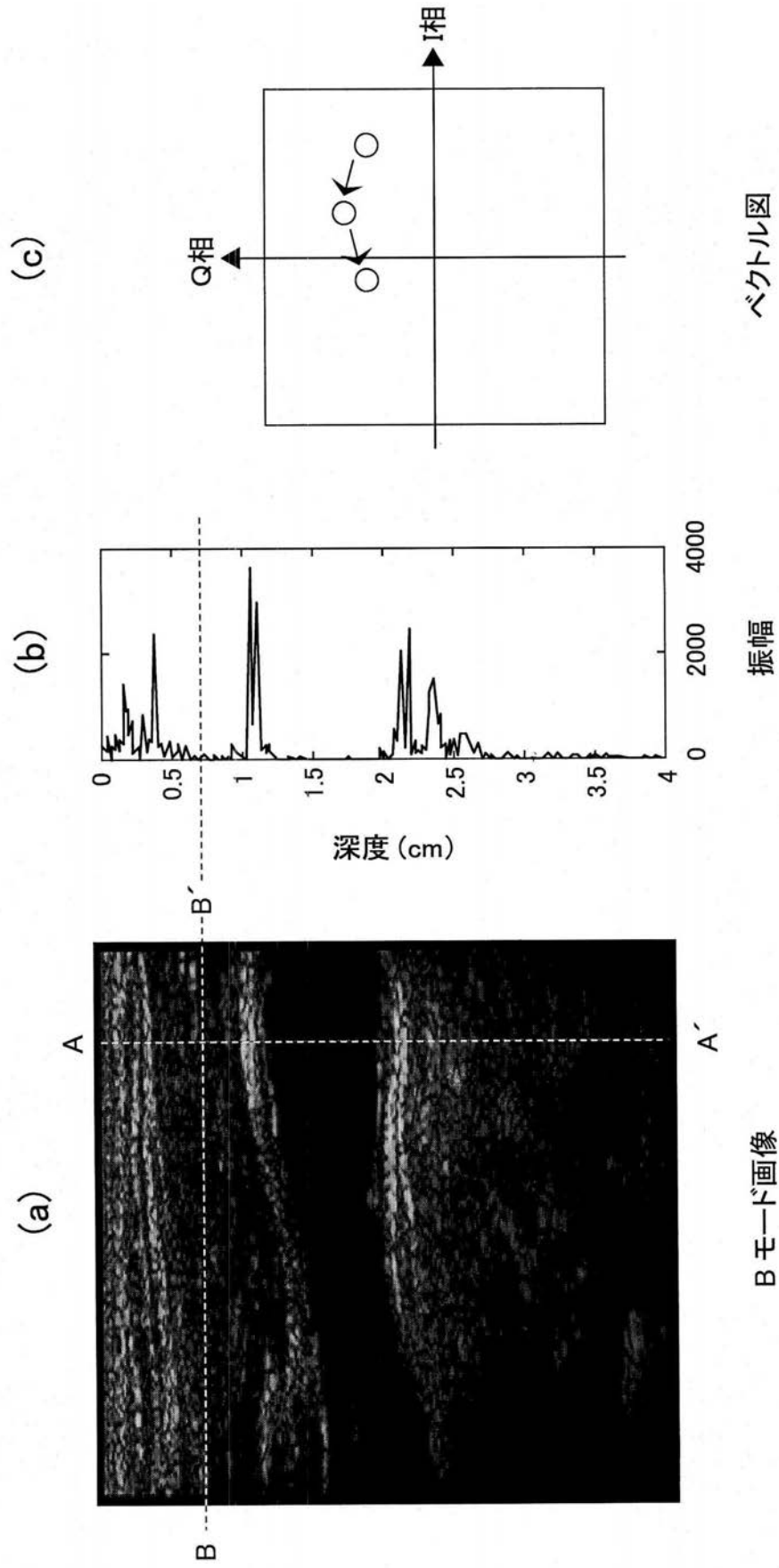
【図 8】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-137546 (JP, A)
特開平11-113895 (JP, A)
特開平07-008485 (JP, A)
特開2000-000241 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4912982B2	公开(公告)日	2012-04-11
申请号	JP2007216962	申请日	2007-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52026 G01S7/52033 G01S7/52034 G01S7/5206 G01S15/8909		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/DD14 4C601/DD18 4C601/EE05 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH29 4C601/JB03 4C601/JB13 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB37 4C601/JB51 4C601/JB55 4C601/JC01 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK33		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2009050290A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统，其能够通过获得在对象内部的各个采样点中反射的超声波的相位信息来明显地显示相位信息。解决方案：超声诊断系统具有收发器部分，该收发器部分将分别从具有发射的超声波并且已经接收到超声回波的多个超声换能器输出的多个接收信号转换为数字信号，接收聚焦处理装置沿接收方向产生声线信号通过对数字信号应用接收聚焦处理来获得超声波，第一操作装置通过对声线信号应用正交检测处理来产生复合基带信号，第二操作装置获得复基带信号的相位信息，以及图像信号产生装置根据复基带信号的相位信息产生图像信号，该图像信号表示沿超声波接收方向的多个采样点中的复基带信号的相位旋转。 $\angle$

