

(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2004-141672

(P2004-141672A)

(43) 公開日 平成16年5月20日(2004.5.20)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-4807 (P2004-4807)
 (22) 出願日 平成16年1月9日 (2004.1.9)
 (62) 分割の表示 特願平10-237505の分割
 原出願日 平成10年8月24日 (1998.8.24)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 奥野 喜之
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 権藤 雅彦
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 松中 健二
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内

最終頁に続く

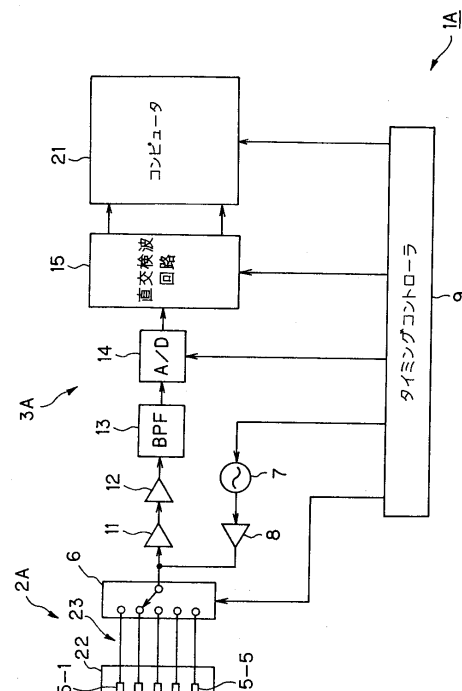
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 高分解能で良好な超音波断層像を安価な開口合成方式により実現できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブ2Aに設けたアレイ状に配置された複数の超音波振動素子5-1, ..., 5-5は順次送信信号発生器7からの送信信号がマルチプレクサ6を介して印加されることにより超音波を送信し、かつ受信したエコー信号はA/D変換などされた後、直交検波回路15により複素データに変換されてコンピュータ21内のメモリに一時格納され、さらに複素データに対してCPUにより位相回転処理を行い、反射強度を算出して表示画面に表示することにより、位相回転処理を行う専用の回路を必要とせず、低コストで超音波診断装置1Aを実現できる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波振動素子と、前記超音波振動素子から超音波を駆動する送信回路と、前記送信回路で送信して得られたエコー信号を受信する回路とを収めた超音波プローブと、

この超音波プローブから出力されるエコー信号に基づきデジタルの複素データを生成する複素データ生成回路と、

この複素データを取り込み、各超音波振動素子で決まる遅延時間に対応してデータを揃え、位相回転処理をし、これより得られるデータから反射強度の算出の処理を行い、結果を表示するコンピュータと、

からなる超音波診断装置。

10

【請求項 2】

複数の超音波振動素子をアレイ状に並べた超音波振動素子群と、

送受信する振動素子を選択し、前記以外の振動素子をグランドに接続する回路と、

前記選択された振動素子を送信信号で順次切り替えながら駆動して得られたデジタルの複素データを生成する複素データ生成回路と、

この複素データを取り込み、各振動素子で決まる遅延時間に対応してデータを揃え、位相回転処理をし、これより得られるデータから反射強度の算出の処理を行い、結果を表示するコンピュータと、

からなる超音波診断装置。

【請求項 3】

20

それぞれ異なる位置から時系列的に超音波を送受信する超音波振動子を備えた超音波プローブと、

前記超音波振動子で受信したエコー信号に対して直交検波して複素データを生成する直交検波回路と、

前記複素データに対して、送受信した超音波振動子の各位置で決まる遅延時間に対応して、位相回転処理を行い、反射強度を算出する処理を行うコンピュータと、

を備えた超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブの超音波振動子は、アレイ状に配置された複数の超音波振動素子で構成され、電子スキャンによりそれぞれ異なる位置の超音波振動素子で時系列的に超音波の送受信が行われることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記超音波プローブの超音波振動子は、モータで回転駆動される円板の外周面に取り付けられ、前記モータによるメカニカルスキャンによりそれぞれ異なる位置での超音波振動素子で時系列的に超音波の送受信が行われることを特徴とする請求項 3 に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、生体に対する超音波断層像を得る超音波診断装置に関するものである。

40

【背景技術】**【0002】**

生体内に超音波パルスを照射することにより、生体組織から反射される反射波を受信して、生体断層像を得る超音波診断装置がある。これは、非侵襲的に生体内の診断をすることができるため、産婦人科などの検診に広く用いられるようになっている。

【0003】

図 10 は、本出願人による従来の開口合成を行う超音波診断装置 1 G の構成を示す。この超音波診断装置 1 G は超音波プローブ 2 と、この超音波プローブ 2 が接続される超音波処理装置 3 と、この超音波処理装置 3 から出力される映像信号を表示するモニタ 4 とから構成される。

50

【 0 0 0 4 】

超音波プローブ 2 はアレイ状に配置された複数の超音波振動素子 $5 - 1, \dots, 5 - 5$ からなる超音波振動素子群（以下、超音波振動素子を単に振動素子と略記する）有し、複数の振動素子 $5 - 1, \dots, 5 - 5$ はそれぞれ信号線と接続され、図示しないコネクタを介して超音波処理装置 3 内のマルチプレクサ 6 に接続される。

【 0 0 0 5 】

超音波処理装置 3 内には送信信号を発生する送信信号発生器 7 を有し、この送信信号は送信アンプ 8 で増幅された後、タイミングコントローラ 9 からのタイミング信号で切り換えられるマルチプレクサ 6 を介して選択された振動素子 $5 - i$ ($i = 1, \dots, 5$) に印加され、電気 - 音響変換されて振動素子 $5 - i$ から超音波パルスを放射する。

10

【 0 0 0 6 】

また、複数の振動素子 $5 - 1, \dots, 5 - 5$ で受信され、音響 - 電気変換されたエコー信号はマルチプレクサ 6 で選択されたものが、受信アンプ 11 で増幅され、さらに S T C コントローラ 12 により所定の大きさに増幅される。

【 0 0 0 7 】

この S T C コントローラ 12 の出力はバンドパスフィルタ 13 を通り、不要な信号成分を除いた後、A / D 変換器 14 でデジタル信号に変換され、直交検波回路 15 に入力される。

【 0 0 0 8 】

この直交検波回路 15 で複素データが生成され、複素データは波面メモリ 16 - 1, 16 - 2 へ格納される。波面メモリ 16 - 1, 16 - 2 に格納された複素データに対し、波面ローカスルックアップテーブル（波面ローカス L U T）17 で発生するアドレスを元に、波面メモリ 16 - 1, 16 - 2 から合成しようとする焦点に対応する複素データが読み出される。

20

【 0 0 0 9 】

読み出された複素データはその焦点に対応する位相補正係数が実成分位相補正 L U T 18 - 1 及び虚成分位相補正 L U T 18 - 2 から読み出され、位相補正回路 19 によって位相回転処理が行われる。

この処理は全ての合成点に対して行われ、その結果はデジタルスキャンコンバータ 20 を通してモニタ 4 に出力され、モニタ 4 の表示面に超音波断層像を表示する。

30

なお、タイミングコントローラ 9 は、送信信号発生器 7 の送信タイミングに同期して、マルチプレクサ 6 の切り換え、A / D 変換器 14 の変換タイミング、直交検波回路 15 の検波タイミング等を制御する。

【 0 0 1 0 】

このような、開口合成方式で位相回転処理を適用したものが特開平 10 - 57374 号公報に詳細に説明されている。ここでは、その動作の概略を図 11 を参照して説明する。

【 0 0 1 1 】

図 11 は、直交検波回路 15 により、直交検波されたデータが波面メモリ 16 に格納された結果を模式的に示すものである。図 11 (A) の実線は実数成分、点線は虚数成分を、● は任意の実数成分用波面ローカスのサンプルを、○ は任意の虚数成分用波面ローカスのサンプルを示す。

40

そして、図 11 (B) は、図 11 (A) のサンプル点 $S m 1 \sim S m 5$ を複素座標のベクトル $P 1 \sim P 5$ で示したものである。

例えば、図 11 (A) の波面ローカス $W 1$ 上のエコー信号は、所定の焦点からの反射信号を示している。この波面ローカス $W 1$ 上のサンプル信号 $S m 1 \sim S m 5$ のデータを複素ベクトルとして図 11 (B) の複素座標で示すと、各々のベクトル $P 1 \sim P 5$ はバラバラの方向を持った信号である。

【 0 0 1 2 】

このため、波面ローカス $W 1$ の中心音線上のサンプル信号 $S m 3$ を位相あわせの基準となるよう設定し合成処理を行う。具体的には、振動素子の番号を n 、各振動素子の遅延時

50

間を T_n 、エコー信号の 1 周期の時間を T_s 、回転補正するための位相を ϕ_n (度) とすると、次式となる。

【0013】

$$\phi_n = \{ (T_n - T_3) / T_s \} \times 360 \dots (1)$$

そして、サンプル S_{mn} の位相をサンプル S_{m3} の位相に合わせる処理は、サンプル S_{mn} の実数成分を I_n 、虚数成分を Q_n 、位相の回転補正量を ϕ_n とすると、次式となる。

【0014】

$$\begin{aligned} & (I_n + j Q_n) \times A_n \cdot \exp(j \phi_n) \\ & = \{ I_n \cdot A_n \cos(\phi_n) - Q_n \cdot A_n \sin(\phi_n) \} \\ & \quad + \{ Q_n \cdot A_n \cos(\phi_n) + I_n \cdot A_n \sin(\phi_n) \} \dots (2) \end{aligned}$$

ここで、 A_n は振幅補正係数を示す。

10

【0015】

(2) 式の右辺、第 1 項の実数成分と第 2 項の虚数成分が、位相補正後のサンプル S_{mn} の実数成分及び虚数成分を示す。

上記 (1) 式で求めた回転補正量を (2) 式に代入し、処理することにより、図 11 (B) の複素座標で示されたそれぞれの位相ベクトルは、サンプル S_{m3} の位相に合うように合成される。

【0016】

実際には、(2) 式で示される位相補正をリアルタイム処理できないため、図 10 に示すように、波面ローカス LUT 17 に格納されている波面ローカスの時刻に合う (2) 式の $\cos(\phi_n)$ と $\sin(\phi_n)$ をあらかじめ計算し、各々を実成分補正データ、虚成分補正データとし、実成分補正データは実成分位相補正 LUT 18 - 1 に、虚成分補正データは虚成分位相補正 LUT 18 - 2 にデータテーブル化して格納しておく。そして、位相補正回路により、(2) 式の演算を実行する。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

上述した構成では、直交検波回路 15 で生成された複素データを用いて位相回転処理を行うために、各成分毎の波面メモリ 16 - 1、16 - 2、波面ローカス LUT 17、位相補正回路 19、各成分毎の位相補正 LUT 18 - 1、18 - 2 を必要とする。さらに、処理結果を画面に表示するためにデジタルスキャンコンバータ 20 を必要とする。

30

【0018】

このように、位相回転処理及びスキャンコンバータなどの回路を必要とし、これらの処理回路は高速演算の処理であるため、回路が複雑になる。

そして、位相補正以外の処理に関する機能追加を行う場合、処理部分の回路の交換及び修正が必要となり、機能追加を容易に行えないという問題があった。

【0019】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、高分解能で良好な超音波断層像を安価な開口合成方式により実現できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0020】

上記目的を達成するために、本発明は、受信したエコー信号を複素データへ変換する直交検波回路と、この複素データを入力し、この複素データを各振動子で決まる遅延時間に対応して位相回転処理をソフトウェアで行い、結果を表示するコンピュータとを設ける。

【0021】

上記構成により、直交検波回路により得られた複素データをコンピュータに取り込み、コンピュータのメモリにあらかじめ格納しておいた波面ローカスアドレス及び位相補正係数を用いて、CPU で位相回転処理を行い、結果をコンピュータのモニタに表示することで、複雑な回路を使用せず、コストを抑えて良好な超音波断層像を得る。

50

【発明の効果】

【0022】

以上説明したように本発明によれば、それぞれ異なる位置からの超音波振動子で時系列的に送受信したエコー信号を直交検波回路で変換された複素データに対して、複素データを各送受信した超音波振動子の位置で決まる遅延時間に対応して位相回転処理をコンピュータを用いたソフトウェアで行い、結果を表示するようにしているので、複雑な専用の回路を使用せず、コストを抑えて良好な超音波断層像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

10

(第1の実施例)

図1ないし図3は本発明の第1の実施例に係り、図1は本発明の第1の実施例の超音波診断装置の構成を示し、図2は第1の実施例の動作を説明するフローチャートを示し、図3は第1の実施例における位相回転処理の動作の説明図を示す。

【0024】

図1に示す本発明の第1の実施例の超音波診断装置1Aは図10に示す従来例の超音波診断装置1Gにおいて、波面メモリ16-1、16-2、波面ロカスLUT17、実成分位相補正LUT18-1、虚成分位相補正LUT18-2、位相補正回路19、DSC20、モニタ4の部分をコンピュータ21に置換した構成となっており、直交検波回路15から出力される複素データはタイミングコントローラ9からのタイミング信号に同期してコネクタ部からコンピュータ21に入力され、コンピュータ21内のメモリに一旦格納するようにしている。

20

【0025】

より詳細に説明すると、第1の実施例の超音波診断装置1Aは超音波プローブ2Aと、この超音波プローブ2Aが接続される超音波処理装置3Aと、この超音波処理装置3Aにおける直交検波回路15の出力端とコネクタ或いはインタフェースを介して接続されたコンピュータ21とから構成される。

【0026】

超音波プローブ2Aはアレイ状に配置された複数の超音波振動素子5-1, ..., 5-5からなる超音波振動素子群(以下、超音波振動素子を単に振動素子と略記する)が設けられた超音波プローブ本体22を有し、この超音波プローブ本体22から延出されたケーブル部23内には複数の振動素子5-1, ..., 5-5にそれぞれ接続された複数の信号線が配置され、ケーブル部23の後端の図示しないコネクタを介して超音波処理装置3A内のマルチプレクサ6に接続される。

30

【0027】

超音波処理装置3A内には送信信号を発生する送信信号発生器7を有し、この送信信号は送信アンプ8で増幅された後、タイミングコントローラ9からのタイミング信号で切り換えられるマルチプレクサ6を介して選択された振動素子5-i(i=1, ..., 5)に印加され、電気-音響変換されて振動素子5-iから超音波パルスを放射する。

【0028】

また、複数の振動素子5-1, ..., 5-5で受信され、音響-電気変換されたエコー信号はマルチプレクサ6で選択されたものが、受信アンプ11で増幅され、さらにSTCコントローラ12により所定の大きさに増幅される。

40

【0029】

このSTCコントローラ12の出力はバンドパスフィルタ13を通り、不要な信号成分を除いた後、A/D変換器14でデジタル信号に変換され、直交検波回路15に入力される。

【0030】

この直交検波回路15で複素データが生成され、複素データはタイミングコントローラ9からのタイミング信号に同期してコンピュータ21内のメモリに格納される。

50

【0031】

タイミングコントローラ 9 は、送信信号発生器 7 の送信タイミングに同期して、マルチプレクサ 6 の切り換え、A/D変換器 14 の変換タイミング、直交検波回路 15 の検波タイミング等を制御する。また、コンピュータ 21 にもタイミング信号を送る。

【0032】

このコンピュータ 21 は、内部の ROM 或いは記憶媒体等に予めインストールされたソフトウェアに従って制御及び演算等を行う CPU と、この CPU により制御され、直交検波回路 15 で検波された複素データを格納するメモリ、CPU によるメモリに格納された複素データに対して位相回転処理を行い、その処理結果を格納するビデオメモリ、ビデオメモリに格納されたデータを表示するモニタ等を備えている。

10

【0033】

本実施例では上述したように図 10 の超音波診断装置 1 G において、波面メモリ 16 - 1, 16 - 2、波面ローカス LUT 17、実成分位相補正 LUT 18 - 1、虚成分位相補正 LUT 18 - 2、位相補正回路 19、DSC 20、モニタ 4 の部分をコンピュータ 21 に置換した構成となっており、これらの機能をコンピュータ 21 で行うことにより、位相回転処理して分解能が高い開口合成方式の超音波診断画像を低コストで行うことができるようにしている。

【0034】

次に本実施例の動作を説明する。

本実施例では、まず、マルチプレクサ 6 を切り替え、送信信号発生器 7 と送信アンプ 8

20

。

【0035】

そして、同じ振動素子 5 - 1 で受信し、受信アンプ 11 で所定の大きさに増幅される。この時、遠距離になるほど受信信号が小さくなるために、STC コントローラ 12 の制御により時間と共に利得が大きくなるようにする。

【0036】

STC コントローラ 12 の出力は、BPF 13 で不要な雑音成分を取り除いた後、A/D 変換器 14 でデジタルデータに変換した後、直交検波回路 15 で直交検波処理を行う

30

。

【0037】

この時、参照する信号として、送信信号発生器 7 とタイミングコントロール 9 により、送信信号に同期した信号を使用する。直交検波して得られた複素データはコンピュータ 21 の CPU に送られ、この CPU の制御下でメモリに格納される。

【0038】

コンピュータ 21 に取り込まれた複素データは、コンピュータ 21 に予めインストールされたソフトウェアで処理される。この処理の工程（手順）を図 2 に示す。

【0039】

まず、ステップ S 1 において、コンピュータ 21 に格納された複素データを画像化しようとする焦点と各振動素子 5 - i の位置関係によって決まる一種のアドレス情報である波面ローカスアドレスをコンピュータ 21 内のレジスタにセットする。

40

【0040】

そして、ステップ S 2 では、ステップ S 1 でレジスタにセットした波面ローカスアドレスにより、コンピュータ 21 内のメモリから直交検波回路 15 を経て書き込まれた複素データを読み出す。ステップ S 2 は、図 11 (A) に示す波面ローカス W 1 上のサンプル S m 1 ~ S m 5 を読み出す処理に相当する。

【0041】

次のステップ S 3 では、各振動素子 5 - i で決まる遅延時間に対応して設定した位相補正係数をレジスタにセットする。この位相補正係数は、ステップ S 2 で読み出される複素データとは異なる領域のメモリに格納されている。

50

【 0 0 4 2 】

次のステップ S 4 では、ステップ S 2 で読み出した任意波面ローカス上の複素データと、ステップ S 3 でレジスタにセットした位相補正係数とを用いて、次に述べる位相回転処理を行う。

【 0 0 4 3 】

この位相回転処理は、波面ローカスの中心音線上のサンプルの位相を位相あわせの基準となるように設定する。図 2 の場合、(1) 式で求めた位相補正係数を (2) 式に代入することで実現する。

【 0 0 4 4 】

本実施例でも、位相回転処理をコンピュータ 2 1 でリアルタイムに行うために、(2) 式の $\cos(\phi_n)$ 及び $\sin(\phi_n)$ をテーブルデータとして、メモリに格納している。このデータを用いて、(2) 式の演算をコンピュータ 2 1 の CPU で処理する。 10

【 0 0 4 5 】

例えば、(2) 式を単一命令で複数のデータを処理する機能を持つ Intel 社の MMX テクノロジーを用いた CPU で処理した場合を図 3 に示す。図 3 は、前記 CPU 特有の積和演算命令 `pmaddwd` であり、レジスタ `mm1`、`mm2` に格納されたデータを処理した結果を、レジスタ `mm1` に格納する。

【 0 0 4 6 】

各レジスタ `mm1`、`mm2` には、右側の四角の単位で異なるデータを求めて格納しているものとする。なお、各レジスタ `mm1`、`mm2` は、左側が MSB、右側が LSB である。 20

【 0 0 4 7 】

レジスタ `mm1` に格納される $\cos(\phi_n)$ 、 $\sin(\phi_n)$ は、図 1 1 (A) の波面ローカス $W1$ 上のサンプル S_{mn} に割り当てられた位相補正係数である。また、レジスタ `mm2` に格納される I_n 、 Q_n はサンプル S_{mn} の実数成分及び虚数成分のデータである。

【 0 0 4 8 】

図 3 における点線下は演算した結果を示しており、レジスタ `mm1` の MSB 側に実数成分、LSB 側に虚数成分の位相回転処理結果が格納される。これより、1 命令で (2) 式の位相回転処理を実行することができる。このように、積和演算などを高速に実行できる機能を持つ CPU を搭載するコンピュータ 2 1 であれば、リアルタイムに位相回転処理を含む合成演算処理を行うことができる。 30

【 0 0 4 9 】

上記説明では、Intel 社の MMX テクノロジーを搭載した CPU について述べたが、同様な機能をもつ CPU であれば、これに限定されることはない。

再び、図 2 の処理の説明に戻る。ステップ S 4 で得られた結果は、コンピュータ 2 1 内のメモリに格納される。

【 0 0 5 0 】

次のステップ S 5 では、ステップ S 1 からステップ S 4 までの処理が、1 波面ローカスの全サンプル数について終了したかどうか判断する。このステップ S 5 で、1 波面ローカスの全サンプル数の処理を終了していなければ、ステップ S 1 からステップ S 4 を波面ローカスの全サンプル数の処理が終了するまで繰り返す。 40

【 0 0 5 1 】

ステップ S 5 で、波面ローカスの全サンプル数が処理終了したと判断された時、次のステップ S 6 に移り、この全サンプルのパワー（反射強度）を計算し、結果をコンピュータ 2 1 内のメモリに格納する。

【 0 0 5 2 】

次のステップ S 7 では、上記 1 波面のローカスのパワー計算までの過程を 1 音線分（スキンの距離分）処理したかどうか判断する。このステップ S 7 で、1 音線分の処理が終了していない場合、再び、ステップ S 1 から処理を行う。 50

ステップ S 7 で 1 音線分の処理を終了したと判断した場合、結果をコンピュータ 2 1 のモニタ画面に表示する。

【 0 0 5 3 】

なお、コンピュータ 2 1 は演算及びその結果を表示するだけでなく、図 1 に示したタイミングコントロール 9 の制御及び、S T C コントローラ 1 2 の制御をコンピュータ 2 1 に付属するキーボード及びマウスなどから行うことにも使用してもよい。

【 0 0 5 4 】

上記説明では、振動素子数及び波面ロカスのサンプル数を 5 個として説明したが、実際には、6 4 個以上で構成することが多く、その数に限定されるものでない。

【 0 0 5 5 】

本実施例によれば、直交検波した複素データをコンピュータ 2 1 に取り込み、コンピュータ 2 1 のソフトウェアにより合成演算処理を行い、結果の格納、端末操作、合成結果の表示もコンピュータ 2 1 で行うことから、これらの専用回路を必要とせず、この分のコストを抑えることができ、安価な超音波診断装置を提供できる。

【 0 0 5 6 】

また、ノートタイプ等のコンパクトなコンピュータ 2 1 を使用することにより、小型の超音波診断装置を実現することができる。

また、合成演算処理をソフトウェアで行うため、機能の追加をソフトウェアの入れ替えのみで容易に対応することができる。

【 0 0 5 7 】

(第 2 の実施例)

次に本発明の第 2 の実施例を図 4 を参照して説明する。図 4 は第 2 の実施例の超音波診断装置 1 B の構成を示す。本実施例は第 1 の実施例のブロック構成を変形してより改善したものである。

【 0 0 5 8 】

この超音波診断装置 1 B は超音波プローブ 2 B と、この超音波プローブ 2 B に接続される超音波処理装置 3 B と、この超音波処理装置 3 B と接続されるコンピュータ 2 1 とから構成される。

【 0 0 5 9 】

この超音波プローブ 2 B は、第 1 の実施例における図 1 に示す超音波処理装置 3 A 内に設けられていたマルチプレクサ 6、送信信号発生器 7、送信アンプ 8、受信アンプ 1 1、S T C コントローラ 1 2 を超音波プローブ本体 2 2 内に収納することにより、この超音波プローブ本体 2 2 から延出されるケーブル部 2 3 内に挿通される信号線の本数を大幅に削減している。

【 0 0 6 0 】

また、本実施例における超音波処理装置 3 B は図 1 における超音波処理装置 3 A からマルチプレクサ 6、送信信号発生器 7、送信アンプ 8、受信アンプ 1 1、S T C コントローラ 1 2 を除いた構成となっている。

つまり、タイミングコントローラ 9 と、B P F 1 3 と、A / D 変換器 1 4 と、直交検波回路 1 5 とから構成される。その他は第 1 の実施例と同様の構成である。

【 0 0 6 1 】

本実施例は第 1 の実施例と同様の動作及び効果を持つ。さらに、本実施例は第 1 の実施例に比較して以下の点が異なる。

【 0 0 6 2 】

本実施例では振動素子群、つまり複数の振動素子 5 - 1 , ... , 5 - 5 の近傍にマルチプレクサ 6 を設け、ケーブル部 2 3 内にはマルチプレクサ 6 の切替を行う信号線と、送信信号発生器 7 を駆動するタイミング信号を送信する信号線と、S T C コントローラ 1 2 の制御線 (図 4 では省略) と、この S T C コントローラ 1 2 を経て出力されるエコー信号を送信する信号線が挿通され、図 1 における複数の振動素子 5 - 1 , ... , 5 - 5 それぞれに接続された複数の信号線 (通常は数十本以上) を挿通しなくても済む。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

図 1 の構成では、超音波プローブ 2 A と送受信を行う回路とは別の構成となっているため、超音波プローブ 2 A の信号線が振動素子数だけ必要となり、配線作業に手間がかかること、及びそのために大幅なコストアップをまねくことがある。しかし、上記の構成にすることによる、配線作業が容易かつ少なく済み、コスト削減もできる。

【 0 0 6 4 】

また、各振動素子 5 - i の近傍に配置した受信アンプ 1 1 でエコー信号を増幅することにより、第 1 の実施例における各振動素子 5 - i と受信アンプ 1 1 との間のプローブ内を挿通される（一般的にかなり）長い信号線により信号が減衰してしまうことによる S / N の低下を防止できるし、外部等からのノイズの影響等を受けにくくできる。

10

【 0 0 6 5 】

つまり、図 1 の構成では、送受信アンプと振動素子 5 - i とが離れるため、信号が減衰し、超音波プローブ 2 A のケーブルに混入するノイズなどの影響を受けやすくなるが、本実施例ではそのような欠点を解消できる。

従って、本実施例は、振動素子数の数だけの信号線を配線する必要がなく、ケーブルの配線工数を低減できる。また、送受信部を振動素子群の近くに配置することでパルス特性を改善したり、S / N を改善することができる効果がある。

【 0 0 6 6 】

図 5 は変形例の超音波診断装置 1 C を示す。

図 5 に示す超音波診断装置 1 C は超音波プローブ 2 C と、この超音波プローブ 2 C の基端のコネクタ 2 4 が接続される超音波処理装置 3 C と、この超音波処理装置 3 C が着脱自在で接続される例えばノートタイプのパーソナルコンピュータ（以下、パソコンと略記）2 1 C とから構成される。

20

【 0 0 6 7 】

超音波プローブ 2 C はプローブ本体 2 2 と、ケーブル部 2 3 と、このケーブル部 2 3 の基端に設けられたコネクタ部 2 4 とから構成される。

【 0 0 6 8 】

また、超音波処理装置 3 C は、主に送信信号発生器 7 から高電圧の送信パルスを発生させる電源回路等を内蔵した電源ユニット 2 5 と、この電源ユニット 2 5 と接続されたケーブル 2 6 を介してパソコン 2 1 C に着脱自在で接続されるコネクタ部としての P C カード 2 7 とから構成される。

30

この P C カード 2 7 はパソコン 2 1 C の P C カードスロット 2 8 に着脱自在で接続される。

【 0 0 6 9 】

また、P C カード 2 7 が接続されるパソコン 2 1 C はキーボード 3 0 及びトラックボール 3 1 等を備え、これら进行操作することにより超音波処理装置 3 C の制御を行うことができるようにしている。

【 0 0 7 0 】

また、電源ユニット 2 5 のサイズをパソコン 2 1 C のサイズに合わせる等すると、携帯し易い。この変形例では P C カード 2 7 を設けているので、ノートタイプのパソコン 2 1 C に接続でき、このパソコン 2 1 C の液晶素子による表示部 3 2 に開口合成した超音波断層像を表示させることができる。

40

電源ユニット 2 5 と P C カード 2 7 内には、図 4 における超音波処理装置 3 B が収納される。

【 0 0 7 1 】

図 6 はその 1 例を示し、この場合には、電源ユニット 2 5 内には電源回路 3 5 を内蔵し、P C カード 2 7 内にタイミングコントローラ 9、B P F 1 3、A / D 変換器 1 4、直交検波回路 1 5 を収納すると共に、P C カードインタフェース（図 6 では単に I / F ）3 6 とを収納している。

【 0 0 7 2 】

50

なお、図 6 以外の組み合わせにしても良い。例えば P C カード 2 7 には P C カードインタフェース 3 6 のみを収納し、電源ユニット 2 5 内にその他の回路を収納するようにしても良い。

従って、本変形例によればモバイルに適した超音波診断装置 1 C を実現できる。

【 0 0 7 3 】

なお、図 5 の点線で示すように電源ユニット 2 5 に P C カード 2 7 の収納部 3 3 を設け、携帯し易い構造にしても良い。また、電源ユニット 2 5 に超音波プローブ本体 2 2 を収納できるような構造にしても良い。

【 0 0 7 4 】

また、超音波プローブ本体 2 2 にフリーズスイッチ等の出力画像の状態を変更する変更指示スイッチ 3 7 を設けるようにしても良い。この変更指示スイッチ 3 7 がフリーズスイッチの場合には 1 回 O N した場合には、表示部 3 2 に出力される出力画像の状態を通常の画像からフリーズ画像に変更し、さらに O N した場合には通常画像に戻すようにする。また、プリントアウトスイッチの場合には、プリンタが接続されている場合には、プリンタに表示部 3 2 の画像をプリントして出力する。

10

【 0 0 7 5 】

また、図 6 において、直交検波回路 1 5 と I / F 3 6 との間にメモリ或いはバッファを設けるようにしても良い。このようにメモリ或いはバッファを設けると、パソコン 2 1 C は各送信信号に同期して複素データの取り込みを行わなくてもよくなる。

【 0 0 7 6 】

20

例えば、最初の送信信号の際のタイミング信号を受けてから、その信号に必ずしも同期しないで、他の処理を終了した段階で、メモリに格納された複素データの取り込みを開始しても良いし、その際のデータの転送をメモリへの複素データの格納速度より大きくしたりすることもある。

【 0 0 7 7 】

また、図 5 では超音波プローブ 2 C は超音波処理装置 3 C を構成する電源ユニット 2 5 を介して P C カード 2 7 に接続されているが、超音波プローブ 2 C をケーブル部 2 3 を介して P C カード 2 7 に接続し、かつ電源ユニット 2 5 は P C カード 2 7 と電源ケーブルを介して接続するようにしても良い。

【 0 0 7 8 】

30

(第 3 の実施例)

次に本発明の第 3 の実施例を図 7 を参照して説明する。図 7 は第 3 の実施例における超音波プローブ本体 2 2 の一部を示す。

図 4 等のマルチプレクサ 6 は複数の振動素子 5 - 1 , ... , 5 - 5 に接続された信号線から 1 つの信号線を選択する機能を備えたものであり、選択されない信号線は解放された状態となっていた。本実施例では選択されない信号線はグランド (G N D と略記) に接続されるようにしたものである。

【 0 0 7 9 】

本実施例では複数の振動素子 5 - 1 , ... , 5 - 5 はそれぞれ信号線を介してマルチプレクサ (或いは複数個のアナログスイッチ) 4 1 の各共通接点 c にそれぞれ接続され、各共通接点 c はそれぞれ接点 a 或いは b と (タイミングコントローラ 9 からの選択信号により) 選択的に接続される。接点 a は互いに接続されて共通となり、送信アンプ 8 及び受信アンプ 1 1 に接続される、つまり接点 a は送受信信号線に接続される。一方、接点 b は G N D に接続される。

40

【 0 0 8 0 】

そして、タイミングコントローラ 9 からの選択信号により、1 つの振動素子 5 - i (に接続された信号線の共通接点 c) が選択されて、その共通接点 c が接点 a を介して送受信信号線と接続され、その際他の共通接点 c は全て接点 b を介して G N D に接続された状態になるようにしている。

【 0 0 8 1 】

50

図 7 では振動素子 5 - 1 が選択された状態を示し、この時、他の振動素子 5 - 2 , ... , 5 - 5 は全て GND に接続されている。その他は図 4 と同様の構成である。本実施例によれば、選択された振動素子 5 - i のみで送受信を行うことができ、クロストークが少ない高分解能の画質の良い超音波断層像が得られることになる。

【0082】

つまり、図 4 の構成では、アレイ状に配置された複数の振動素子 5 - 1 , ... , 5 - 5 から送受信する振動素子 5 - i の選択のみ行っており、開口合成法による送受信の走査を行った場合、選択された振動素子 5 - i 以外にも、振動素子間のクロストークにより、選択されない振動素子からの信号の送受が行われて選択されていない振動素子の信号が選択された振動素子の送信信号及び受信信号に混ざり、開口合成の精度を低下させる要因になるが、本実施例ではそのようなクロストークを有効に防止することができる。

10

【0083】

従って、本実施例によれば、開口合成を精度良く行うことができ、高分解能で画質の良い超音波断層像が得られる。その他は第 2 の実施例と同様の効果が得られる。

なお、本実施例は図 4 の構成に適用しているが、図 1 の構成にも適用できる。

【0084】

(第 4 の実施例)

次に本発明の第 4 の実施例を図 8 を参照して説明する。本実施例の超音波診断装置 1 D は例えば図 5 の超音波診断装置 1 C において、さらにもう 1 つの超音波プローブ 2 D を使用できるようにしたものである。

20

【0085】

このため、図 5 においてさらに同じ超音波プローブ 2 C 及び超音波処理装置 3 C を追加して構成しても良いが、本実施例では 1 つの電源ユニット 2 5 で共通に使用する構成にしている。

【0086】

このため、この電源ユニット 2 5 には 2 つの超音波プローブ 2 C , 2 D の超音波プローブ本体 2 2 、 2 2 ' から延出されたケーブル部 2 3 、 2 3 ' にそれぞれ設けたコネクタ 2 4 、 2 4 ' が接続できるようにすると共に、電源ユニット 2 5 に着脱自在で接続されるコネクタをそれぞれ設けたケーブル 2 6 , 2 6 ' を介して P C カード 2 7 , 2 7 ' が接続できるようにしている。

30

【0087】

また、2 つの P C カード 2 7 , 2 7 ' が同時に接続できるスロット 2 8 , 2 8 ' を備えたパソコン 2 1 D にしている。また、電源ユニット 2 5 には 2 つの P C カード 2 7 , 2 7 ' を同時に収納する収納部 3 3 , 3 3 ' を設けている。

また、パソコン 2 1 D の処理能力が大きい場合には、各々の超音波プローブ 2 C , 2 D の観測結果を並行して画面にライブ表示してもよい。

【0088】

また、パソコン 2 1 D の処理能力が 2 つの超音波プローブ 2 C , 2 D に対して並行して処理させるには負担が大きいような場合には、選択した一方の超音波プローブの観測結果のみライブ画像として表示し、その他の超音波プローブの画像はフリーズ状態でもよい。

40

この時の画面の表示レイアウトは、1 画面を 2 分割にしてもよく、親子画面の構成にしてもよく、これに限定されることはない。

【0089】

本実施例によれば、生体における複数の異なる部位に対して同時に超音波のスキャンができ、より術者の要望に適した超音波診断画像を得ることができる。

【0090】

なお、本実施例ではパソコン 2 1 D には 2 つの P C カード 2 7 a , 2 7 b を接続できるもので説明したが、パソコン 2 1 D 或いはコンピュータ 2 1 に外部入力用インターフェースが 3 入力以上ある場合、3 つ以上の複数の超音波プローブをコンピュータ 2 1 等に接続して使用できるようにしてもよい。

50

【 0 0 9 1 】

(第 5 の 実 施 例)

次に本発明の第 5 の実施例を図 9 を参照して説明する。これまでの実施例では電子スキャン方式の超音波診断装置であったが、本実施例はメカニカルスキャン方式の超音波診断装置 1 E である。

【 0 0 9 2 】

この超音波診断装置 1 E は、図 1 における超音波プローブ 2 A が、モータ駆動回路 5 1 と、このモータ駆動回路 5 1 からのモータ駆動信号により回転するモータ 5 2 と、このモータ 5 2 の回転軸にその回転中心が取り付けられた円板 5 3 の外周面に固定された超音波振動子 5 4 とからなる超音波プローブ 2 E に置き換えた構成となっている。

10

【 0 0 9 3 】

この超音波プローブ 2 E における超音波振動子 5 4 は信号線を介して超音波処理装置 3 E を構成する送信アンプ 8 と受信アンプ 1 1 に接続される。また、モータ駆動回路 5 1 はタイミングコントローラ 9 と接続され、タイミングコントローラ 9 からのタイミング信号に同期してモータ 5 2 は例えば微小角度毎にステップ状に回転する。

【 0 0 9 4 】

そしてこの微小角度毎に超音波の送受を行い、その際の音線毎に第 1 の実施例とほぼ同様の処理を行う。つまり、本実施例は円板 5 3 の外周面に電子スキャン方式のアレイ状の振動素子を取り付けて、各振動素子を順次駆動した場合とほぼ同様の処理を行う。

【 0 0 9 5 】

本実施例ではモータ 5 2 は例えばステッピングモータで構成され、また 1 回転より小さい角度で往復回転してセクタ走査を行う。このため、超音波振動子 5 4 は遊びを持たせた信号線を介して送信アンプ 8 と受信アンプ 1 1 に接続されておれば良く、スリップリングなどを必要としない。

20

【 0 0 9 6 】

本実施例によれば、簡単な構成、かつ低コストで超音波プローブ 2 E を構成できる。また、本実施例によれば、メカニカルスキャン方式の場合にも、低コストで開口合成方式の超音波診断装置 1 E を実現できる。

【 0 0 9 7 】

また、本実施例によれば、送信信号を出力する送信周期とモータ駆動回路 5 1 からのステッピングパルスの周波数等を変更することにより、観察部位等に応じて音線数を変更してより術者の要望に適した超音波診断画像を得られるようにすることもできる。

30

【 0 0 9 8 】

例えば、心臓に近い部位に対して超音波診断画像を得ようとする場合には、送信周期は一定で、ステッピングパルスの周波数を例えば 2 倍に高くして例えば音線数を通常の 1 / 2 にして速度優先により所定の走査範囲をスキャンしてブレの少ない超音波診断画像を得られるようにすることができる。

【 0 0 9 9 】

また、心臓から遠い比較的動きが少ない部位に対しては、超音波診断画像を得ようとする場合には、例えば送信周期は一定でステッピングパルスの周波数を 1 / 2 に低くして、通常の 2 倍の音線数の高解像の超音波診断画像を得られるようにすることができる。

40

【 0 1 0 0 】

また、本発明は上述したものに限定されるものでなく、例えば図 1 等における直交検波回路 1 5 の機能をコンピュータ 2 1 で行うようにしたりしても良い。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【 0 1 0 1 】

[付 記]

1 . 複数の超音波振動素子をアレイ状に並べた超音波振動素子群と、

前記複数の超音波振動素子の中で選択された所定の振動素子に対して超音波送信信号を

50

送出する送信手段と、

前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて、前記超音波振動素子で受信されたエコー信号に基づき複素データ信号を生成する複素データ生成手段と、

前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて、前記複数の振動素子各々に対応する超音波信号の遅延時間情報に基づき、前記複素データ信号を位相回転する位相回転演算プログラムを備えると共に、該位相回転演算プログラムの演算結果に基づき、前記エコー信号の反射強度を演算する反射強度演算プログラムを備えた演算用コンピュータと、

前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて、前記複素データ生成手段で生成された複素データを前記演算用コンピュータに入力する入力手段と、

10

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【0102】

2. 複数の超音波振動素子をアレイ状に並べた超音波振動素子群と、

前記複数の超音波振動素子の中で選択された所定の振動素子に対して超音波送信信号を送出する送信手段と、

前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて、前記超音波振動素子で受信されたエコー信号に基づき複素データ信号を生成する複素データ生成手段と、

前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて、前記複素データ生成手段で生成された複素データを、前記送信タイミングと対応したタイミング信号とともにコンピュータ演算処理装置に入力する入力手段と、

20

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【0103】

3. 複数の超音波振動素子をアレイ状に並べた超音波振動素子群と、前記複数の超音波振動素子の中で選択された所定の振動素子に対して超音波信号を送出する送信手段と、前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて、前記超音波振動素子で受信されたエコー信号に基づき複素データ信号を生成する複素データ生成手段とを備えた超音波診断装置に接続される演算処理装置であって、

前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて前記複素データ信号が入力され、前記複数の振動素子各々に対応する超音波信号の遅延時間情報に基づき、前記複素データ信号に位相回転する位相回転演算プログラムを備えるとともに、該位相回転演算プログラムの演算結果に基づき、前記エコー信号の反射強度を演算する反射強度演算プログラムを備えた

30

ことを特徴とする演算処理装置。

【0104】

4. 複数の超音波振動素子をアレイ状に並べた超音波振動素子群と、前記複数の超音波振動素子の中で選択された所定の振動素子に対して超音波信号を送出する送信手段と、前記超音波送信手段の超音波送信信号の送信タイミングに応じて、前記超音波振動素子で受信されたエコー信号に基づき複素データ信号を生成する複素データ生成手段とを備えた超音波診断装置に接続される演算処理装置に用いられる演算処理プログラムの記録媒体であって、

40

前記複数の振動素子各々に対応する超音波信号の遅延時間情報に基づき、前記複素データ信号を位相回転する位相回転演算プログラムを備えるとともに、該位相回転演算プログラムの演算結果に基づき、前記エコー信号の反射強度を演算する反射強度演算プログラムを記憶する

ことを特徴とする演算処理装置。

【0105】

5. 複数の超音波振動素子をアレイ状に並べた超音波振動素子群と、

前記複数の超音波振動素子を送信信号で順次駆動して得られたエコー信号からデジタルの複素データを生成する複素データ生成回路と、

前記複素データを取り込み、各振動素子で決まる遅延時間に対応してデータを揃え、位

50

相回転処理をし、これより得られるデータから反射強度の算出の処理を行い、結果を表示するコンピュータと、

を備えた超音波診断装置。

【0106】

(付記5の効果)

直交検波した複素データをコンピュータに取り込み、コンピュータのソフトウェアにより合成演算処理を行い、結果の格納、端末操作、合成結果の表示もコンピュータで行うことから、これらの専用回路を必要とせず、この分のコストを抑えることができ、安価な超音波診断装置を提供できる。

また、コンパクトなコンピュータを使用することにより、小型の超音波診断装置を提供することができる。 10

そして、合成演算処理をソフトウェアで行うため、機能の追加をソフトウェアの入れ替えのみで容易に対応することができる。

【0107】

6. 複数の超音波振動素子と、前記超音波振動素子から超音波を駆動する送信回路と、前記送信回路で送信して得られたエコー信号を受信する回路とを収めた超音波プローブと、

この超音波プローブから出力されるエコー信号に基づきデジタルの複素データを生成する複素データ生成回路と、

この複素データを取り込み、各超音波振動素子で決まる遅延時間に対応してデータを揃え、位相回転処理をし、これより得られるデータから反射強度の算出の処理を行い、結果を表示するコンピュータと、 20

とからなる超音波診断装置。

【0108】

(付記6に対する問題点)

開口合成方式のように、1個の振動素子を順次切り替えて送受信する場合、振動素子と送受信回路との距離が長くなると、信号の減衰によるノイズの影響を受けやすくなり、良好な超音波断層像が得られないという問題があった。

【0109】

(解決する手段)

また、超音波パルス信号を送信する回路と、送受信する振動素子を選択する回路と、受信したエコーを所定に大きさに増幅する回路とをプローブ内に設ける。(作用) 30

振動素子と送受信回路をプローブ内に設けることにより、振動素子から得られる受信エコー信号は所定の大きさに増幅されるため、プローブケーブルに混入するノイズの影響を抑えることができる。

【0110】

(付記6の効果)

送受信回路とマルチプレクサと振動素子をプローブ内に収めることにより、プローブから出力されるケーブル数を少なくでき、配線工数を減らすことができる。

また、送受信回路と振動素子間を短くできるため、信号の減衰を抑え、ノイズの影響を受けにくい、良好なエコー信号を受信することができる。 40

【0111】

7. 複数の超音波振動素子をアレイ状に並べた超音波振動素子群と、

送受信する振動素子を選択し、前記以外の振動素子をGNDに接続する回路と、前記選択された振動素子を送信信号で順次切り替えながら駆動して得られたデジタルの複素データを生成する複素データ生成回路と、

この複素データを取り込み、各振動素子で決まる遅延時間に対応してデータを揃え、位相回転処理をし、これより得られるデータから反射強度の算出の処理を行い、結果を表示するコンピュータとからなる超音波診断装置。

【0112】

(付記7に対する問題点)

1 個の振動素子を順次切り替えて送受信する時に、送受信回路の構成上、選択されていない振動素子も送受信してしまうため、振動子間にクロストークが現われ、開口合成法の原理どおりの高分解能な画質を得られないという問題があった。

【0113】

(解決する手段)

送受信する振動素子を選択する回路と、選択されていない振動素子を GND に接続する回路とを設ける。

【0114】

(作用)

送受信していない振動素子を GND に接続することにより、送受信する素子以外からの送受信もれ信号が抑えられ、振動子間のクロストークが低減された、エコー信号を受信することができる。

【0115】

(付記7の効果)

振動素子の選択回路において、送受信用として選ばれていない振動素子を GND に落とすことにより、振動子間のクロストークの影響を抑え、良好なエコー信号を受信することができる。

【0116】

8. それぞれ異なる位置から時系列的に超音波を送受信する超音波振動子を備えた超音波プローブと、

前記超音波振動子で受信したエコー信号に対して直交検波して複素データを生成する直交検波回路と、

前記複素データに対して、送受信した超音波振動子の各位置で決まる遅延時間に対応して、位相回転処理を行い、反射強度を算出する処理を行うコンピュータと、

を備えた超音波診断装置。

【0117】

9. 付記8において、前記超音波プローブの超音波振動子はアレイ状に配置された複数の超音波振動素子で構成され、電子スキャンによりそれぞれ異なる位置の超音波振動素子で時系列的に超音波の送受信が行われる。

【0118】

10. 付記8において、前記超音波プローブの超音波振動子はモータで回転駆動される円板の外周面に取り付けられ、前記モータによるメカニカルスキャンによりそれぞれ異なる位置での超音波振動素子で時系列的に超音波の送受信が行われる。

【図面の簡単な説明】

【0119】

【図1】本発明の第1の実施例の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】第1の実施例の動作を説明するフローチャート図。

【図3】第1の実施例における位相回転処理の動作の説明図。

【図4】本発明の第2の実施例の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図5】第2の実施例の変形例の超音波診断装置の構成を示す斜視図。

【図6】図5の電源ユニット及びPCカードの構成例を示すブロック図。

【図7】本発明の第3の実施例における超音波プローブ本体内の主要部の構成を示す図。

【図8】本発明の第4の実施例の超音波診断装置の構成を示す斜視図。

【図9】本発明の第5の実施例の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図10】従来の開口合成超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図11】位相回転処理を模式的に示した説明図。

【符号の説明】

【0120】

1 A ... 超音波診断装置

2 A ... 超音波プローブ

10

20

30

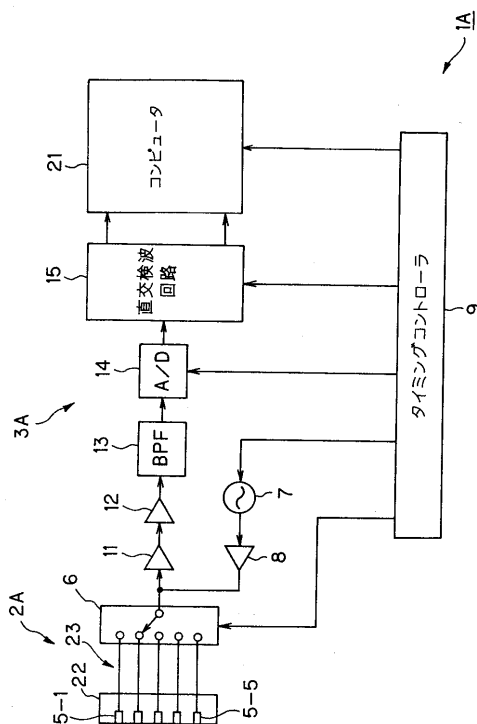
40

50

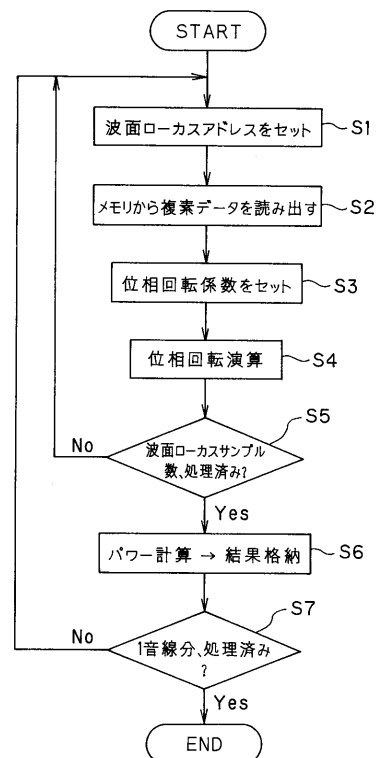
- 3 A ... 超音波処理装置
 5 - 1 ~ 5 - 5 ... (超音波)振動素子
 6 ... マルチプレクサ
 7 ... 送信信号発生器
 8 ... 送信アンプ
 9 ... タイミングコントローラ
 11 ... 受信アンプ
 12 ... S T C コントローラ
 13 ... バンドパスフィルタ (B P F)
 14 ... A / D 変換器
 15 ... 直交検波回路
 21 ... コンピュータ
 22 ... 超音波プローブ本体
 23 ... ケーブル部
 代理人 弁理士 伊藤 進

10

【図 1】



【図 2】



【図 3】

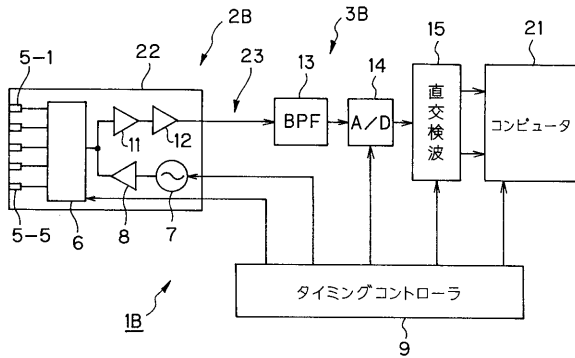
pmaddwd mm1,mm2

レジスタ

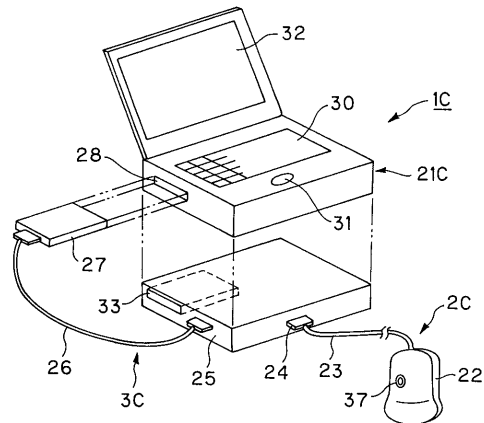
mm1	$\cos(\phi_n)$	$-\sin(\phi_n)$	$\sin(\phi_n)$	$\cos(\phi_n)$
mm21	I_n	Q_n	I_n	Q_n

mm1	$I_n \cos(\phi_n) - Q_n \sin(\phi_n)$			
	$I_n \sin(\phi_n) - Q_n \cos(\phi_n)$			

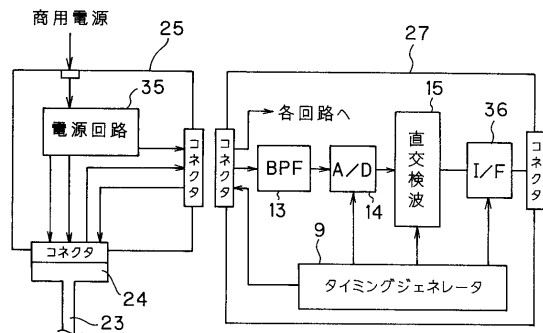
【図 4】



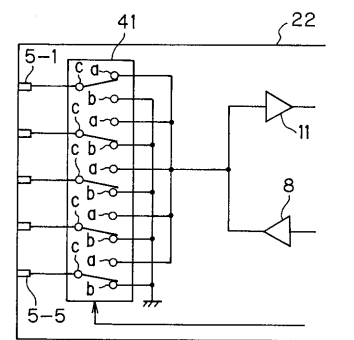
【図 5】



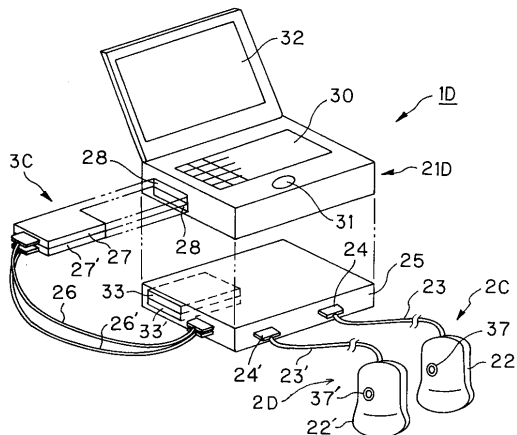
【図 6】



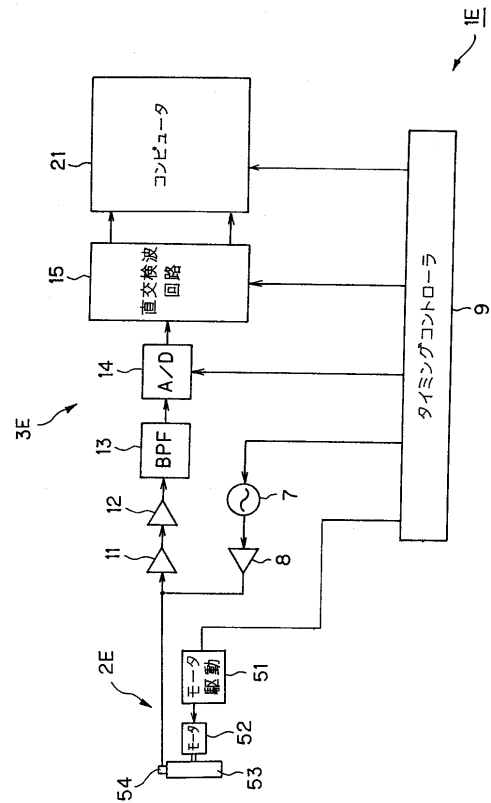
【図 7】



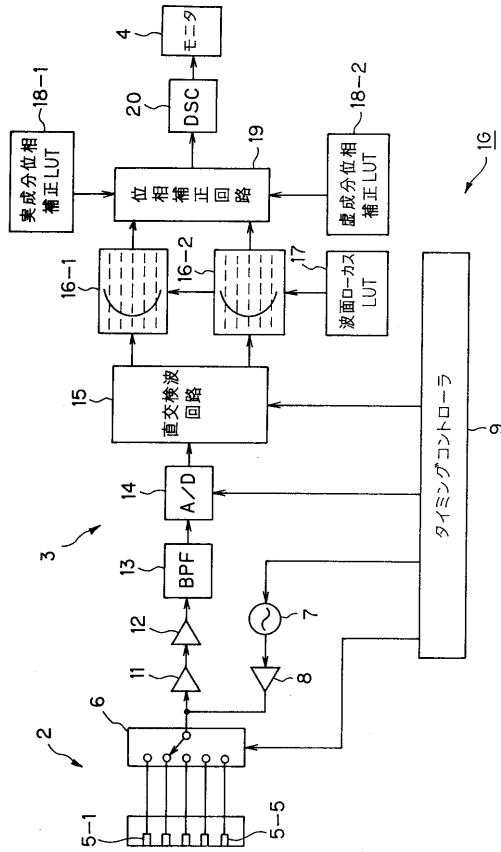
【図 8】



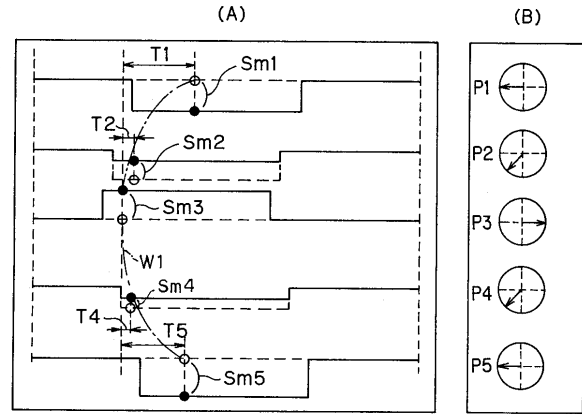
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 日比 靖

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 大澤 篤

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 吉村 武浩

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB06 BB14 EE12 EE14 GB04 HH01 HH38 JB05 JB24
KK12 LL05 LL27 LL31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004141672A	公开(公告)日	2004-05-20
申请号	JP2004004807	申请日	2004-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	奥野喜之 榎藤雅彦 松中健二 日比靖 大澤篤 吉村武浩		
发明人	奥野 喜之 榎藤 雅彦 松中 健二 日比 靖 大澤 篤 吉村 武浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB14 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/GB04 4C601/HH01 4C601/HH38 4C601/JB05 4C601/JB24 4C601/KK12 4C601/LL05 4C601/LL27 4C601/LL31 4C601/LL32		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够通过廉价的孔径合成方法实现高分辨率且高分辨率的良好超声波断层图像的超声波诊断装置。 解决方案：以超声探头2A上的阵列形式排列的多个超声换能器5-1，...，5-5通过多路复用器6依次施加来自发射信号发生器7的发射信号。 通过发送超声波，对接收到的回波信号进行A/D转换等，并通过正交检测电路15转换为复数数据，并暂时存储在计算机21的存储器中，并进一步转换为复数数据。 另一方面，通过由CPU执行相位旋转处理，计算反射强度并将其显示在显示屏上，可以以低成本实现超声波诊断设备1A，而不需要用于执行相位旋转处理等的专用电路。 [选型图]图1

