

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 339698

(P2003 - 339698A)

(43)公開日 平成15年12月2日(2003.12.2)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2002 - 148994(P2002 - 148994)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(22)出願日 平成14年5月23日(2002.5.23)

(72)発明者 馬場 博隆

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

(72)発明者 神田 浩

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

(74)代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

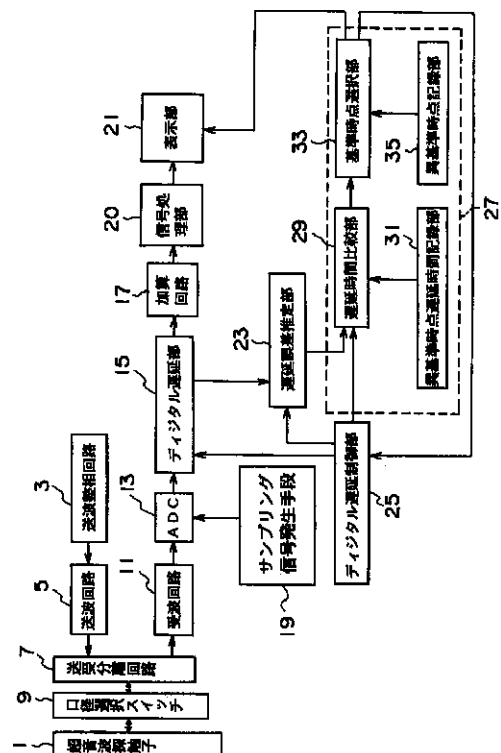
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 被検体にかかわらず良好な整相精度を得る。

【解決手段】 超音波診断装置を、被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子を有する探触子と、探触子の複数の振動子が受信する複数チャンネルの受波信号をそれぞれ設定遅延時間だけ遅延させる受波信号遅延手段と、受波信号遅延手段の各チャンネルの出力信号に基づいて遅延誤差を推定する遅延誤差検出手段と、遅延誤差に応じて受波信号遅延手段が受波信号を遅延させる基準時点を可変設定する基準時点設定手段とを有する構成とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子を有する探触子と、前記探触子の複数の振動子が受信する複数チャンネルの受波信号をそれぞれ設定遅延時間だけ遅延させる受波信号遅延手段と、前記受波信号遅延手段の各チャンネルの出力信号に基づいて遅延誤差を求める遅延誤差検出手段と、前記遅延誤差に応じて前記受波信号遅延手段が受波信号を遅延させる基準時点を可変設定する基準時点設定手段とを有する超音波診断装置。

【請求項2】 前記基準時点設定手段は、前記被検体から複数回受信された前記受波信号に基づいて求めた複数の基準時点について確からしさを評価し、最も評価の高い基準時点を設定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。

【請求項3】 前記基準時点設定手段は、複数の参照基準時点と該参照基準時点に対応する複数の参照遅延時間とが格納された記憶手段と、前記設定遅延時間に前記遅延誤差を加算した適応遅延時間に一定の許容範囲で一致する前記遅延参照時間を前記記憶手段から選択する比較手段とを有し、該選択した参照遅延時間に基づいて新たな設定遅延時間を設定することを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記被検体の複数の箇所について前記遅延誤差の分布を画像表示する表示部を有することを特徴とする請求項1ないし3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に係り、特に受波信号の焦点あわせを行なう整相処理に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は、生体等の被検体の表面に超音波探触子を当て、その探触子から被検体に超音波を送信するとともに、反射波等を含むエコー信号を受信し、その受信信号に基づいて診断画像等の診断に必要な情報を得るものである。通常超音波探触子は被検体に対向して列状または面状に配列された複数の振動子を有する。そして、複数の振動子のなかから駆動させる振動子群を選択して超音波の送受信が行われる。このように選択された振動子群により形成された口径を、例えば順次移動させることによって被検体を走査する超音波ビームが形成される。またセクタ走査型等のステアラブルな探触子においては、口径移動ではなくビームの方向を変えることによって被検体を走査する。

【0003】送信された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスが変化する部位において反射してその一部は探触子に戻り、探触子の各振動子はこのようなエコー信号または受波信号を受信する。ところで、受波信

号はその反射源から個々の振動子までの距離の違いに応じた受信タイミングのずれを有することから、各チャンネルの受波信号にそれぞれ時間遅延を与える整相処理が行なわれる。

【0004】上述した時間遅延量は、一般に反射源から各振動子までの超音波の伝播距離の差を、媒質が均一であると仮定して求めた所定の設定音速で割ることによって求めている。しかし、被検体内の音速は通常不均一かつ個人差がある。例えば、生体が被検体である場合には、筋肉、骨、脂肪といった伝播媒質の違いや、それらの温度の違いによって音速が異なる。このような媒質の不均一さに起因する音速差があると時間遅延量に誤差が生じ、焦点調節が適切に行なわれず、画質が劣化することになる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】従来、上述した被検体内の音速の不均一さに対処するため、複数チャンネル間の受波信号を比較して設定音速と実際の音速との誤差を推定し、設定音速を補正することによって良好な焦点合わせを行なう適応計測という技術が提案されている。

【0006】そして、このような整相精度を向上する技術のさらなる多様化を図るべく、新たな補正技術を求める要望がある。

【0007】上述した問題に鑑み、本発明の課題は、被検体にかかわらず良好な整相精度を得ることにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子を有する探触子と、探触子の複数の振動子が受信する複数チャンネルの受波信号をそれぞれ設定遅延時間だけ遅延させる受波信号遅延手段と、受波信号遅延手段の各チャンネルの出力信号に基づいて遅延誤差を求める遅延誤差検出手段と、遅延誤差に応じて受波信号遅延手段が受波信号を遅延させる基準時点を可変設定する基準時点設定手段とを有する超音波診断装置によって上述した課題を解決する。

【0009】ところで、一般に超音波探触子の振動子と被検体との間には、音響レンズ等を含む整合層が設けられている。そして、整合層内の超音波の往復伝播時間を除去して反射源の深さを精度よく求めるため、基準時点というパラメータが導入されている。この基準時点は、被検体の深度ゼロの位置に相当するものであり、通常各探触子毎に定められた所定値か、あるいは受波信号の波形観測等によって定められる。

【0010】本発明はこの基準時点を利用し、診断に先立って、あるいは診断中の任意の時期に、探触子を実際の被検体に当てて超音波の送受信を行ない、整相された受信信号に基づいて予め設定された基準時点と良好な整相精度が得られる基準時点との誤差を推定し、この誤差に基づいて適応的に各チャンネルの基準時点を求め、新

たな基準時点としてフィードバックして設定するものである。これによって、被検体にかかわらず良好な整相精度を得ることができる。

【0011】また、上述した基準時点の設定精度を高くするため、基準時点設定手段は、被検体から複数回受信された受波信号に基づいて求めた複数の基準時点について確からしさを評価し、最も評価の高い基準時点を選択する構成としてもよい。このような複数回にわたる基準時点の推定は、被検体内の同じ部位について繰り返し行なってもよいし、また異なる部位について行なうように

してもよい。【0012】上述した適応基準時点の推定を行なうにあたり、基準時点設定手段は、複数の参照基準時点と該参照基準時点に対応する複数の参照遅延時間とが格納された記憶手段と、設定遅延時間に遅延誤差を加算した適応遅延時間に一定の許容範囲で一致する遅延参照時間を記憶手段から選択する比較手段とを有し、この選択した参照遅延時間に基づいて新たな設定基準時点を設定してもよい。このとき、遅延時間分布は振動子の配列方向を横軸としてプロットすると2次曲線または2次曲面と近似するから、遅延参照時間をこれらの数式として記録すると扱う情報量が減るので好ましい。また、このことから、隣り合った振動子のチャンネル間の遅延時間の階差は1次の直線または平面によって近似できるから、参照遅延時間をこれらの遅延時間として記録すると扱う情報量がさらに減るので好ましい。

【0013】また、被検体の複数の箇所について遅延誤差の分布を画像表示する表示部を有する構成としてもよい。すなわち、遅延誤差は媒質たる被検体内の音速のばらつきに起因すると考えられるから、遅延誤差の分布を画像表示することによって被検体内の音速の分布を観察することができる。例えば、肝硬変を患った肝臓の音速は正常なものよりも高くなることが知られており、本発明によればこのような病巣を発見することができる。具体的には、遅延誤差値を輝度変調し、走査変換することによって画像を生成してもよい。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について説明する。図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置は、超音波探触子1と、超音波探触子1を介して図示しない被検体内に送信する超音波信号を生成し、周知の送波フォーカス処理を行なう送波整相回路3と、送波整相回路3の出力信号に基づいて超音波探触子の図示しない複数の振動子の駆動パルスを生成する送波回路5と、送波回路5の出力信号が入力され、これを超音波探触子1に出力する送受分離回路7が設けられている。超音波探触子1は、被検体に対向して列状または面状に配列された複数の振動子を有してなる。また、送受分離回路7と超音波探触子1との間に

は、超音波探触子1の動作する振動子を選択して超音波ビームの口径を選択する口径選択スイッチ9が設けられている。一方、超音波探触子1を介して被検体から受信された各振動子に対応する複数チャンネルの受波信号が送受分離回路7を介して入力される受波回路11と、受波回路11の出力変更をデジタル変換するアナログ・デジタル・コンバータ(ADC)13と、ADC13の出力信号に周知の受波フォーカスを行なうための遅延処理を行なうデジタル遅延部15と、デジタル遅延部15から出力された各チャンネルの出力信号を加算する加算回路17が設けられている。なお、ADC13には、A/D変換に必要なサンプリングクロックを生成するサンプリング信号発生手段19がつながれている。そして、加算回路17の出力信号に対してlog圧縮、フィルタリング、補正、座標変換、補間を含むスキャン変換等の周知の処理を行なって超音波診断画像を生成する信号処理部20と、信号処理部20の出力信号を画像表示する表示部21が設けられている。

【0015】また、デジタル遅延部15の複数チャンネルの出力信号が入力され、その各チャンネルの入力信号に基づいて遅延誤差を推定する遅延誤差推定部23と、デジタル遅延部15の動作を制御するデジタル遅延制御部25が設けられている。さらに、デジタル遅延制御部25が出力する遅延時間と遅延誤差推定部23が出力する遅延誤差時間とがそれぞれ入力される基準時点設定手段27が設けられている。この基準時点設定手段27は、遅延誤差推定部23およびデジタル遅延制御部25からの信号が入力される遅延時間比較部29と、遅延時間比較部29につながれた異基準時点遅延時間記憶部31と、遅延時間比較部31の出力信号が入力される基準時点選択部33と、基準時点選択部33につながれた異基準時点記録部35とを有して構成されている。また、基準時点選択部33の出力信号はデジタル遅延制御部25および表示部21にそれぞれ入力される。

【0016】以下、上述した超音波診断装置の動作について説明する。はじめに、送波整相回路3は、図示しない制御装置からの指示に応じて、個々の振動子から被検体内の任意の診断部位までの距離の違いに応じて各振動子に対応するチャンネル毎に微小な遅延時間を与える周知の送波フォーカス処理を施した超音波信号を発生する。送波回路5は、送波整相回路3が発生した超音波信号をアナログ変換して増幅し、この送波信号を送波と受波とを切換えるスイッチを有する送受分離回路7を介して口径選択スイッチ9に送る。口径選択スイッチ9は、選択された振動子に、それぞれのチャンネルの送波信号を送る。送波信号を受けた振動子はそれぞれ振動して超音波を発生し、被検体内には各振動子からの波面が一致する方向に進行する超音波ビームが形成される。超音波ビームは被検体内の音響インピーダンスが変化する部位に

において反射し、これらの反射波を含んでなるエコー信号が形成される。エコー信号の一部は超音波探触子1に戻り、個々の振動子はこのエコー信号を電気的信号である受波信号に変換する。この受波信号は、口径選択スイッチ9、送受分離回路7を経て受波回路11に入力される。受波信号は受波回路11において増幅され、ADC13に入力され、アナログ/デジタル変換された後にデジタル遅延部15に入力される。なお、サンプリング信号発生手段19は、予め設定された所望のサンプリングレートに基づいてサンプリング信号をADC13に提供し、ADC13はこのサンプリング信号に応じて受波信号をサンプリングする。また、口径選択スイッチ9からデジタル遅延部15に至るまでの受波信号は、口径選択スイッチ9において選択された振動子のチャンネル数だけ存在する複数の信号ラインからなる。

【0017】デジタル遅延部15において、各チャンネルの受波信号は、被検体内の受波信号の発生源から個々の振動子までの伝播距離の違いに基づく受信タイミングのずれを低減するため、それぞれ時間遅延を受ける。各チャンネルの遅延時間Dは、媒質が均一、つまり被検体内の音速が一定であると仮定して演算により求めた値であり、デジタル整相制御部25からの指示に応じて設定される。このような遅延時間Dは、媒質が均一であると仮定すれば解析的に求めることができる。そして、デジタル遅延部15は、遅延処理を施された各チャンネルの受波信号を加算回路17に送る。また、デジタル遅延部15は、隣接する各チャンネルの遅延後の受波信号間の位相のずれを検出し、遅延誤差推定部23に伝達する機能を有する。図2は、デジタル遅延部15の詳細な構成を示すブロック図である。図2に示すように、デジタル遅延部15は、遅延処理の対象チャンネル数に相当するデジタル遅延回路37と、隣接するデジタル遅延回路37の出力信号相互の位相差を検出する遅延誤差検出回路39とを有する。つまり、受波信号が最大でnチャンネル入力される場合には、デジタル遅延回路37はn個設けられ、遅延誤差検出回路39はn-1個設けられることになる。

【0018】それぞれの遅延誤差検出回路39は、該当するデジタル遅延回路37の出力信号間の相関を検出し、遅延誤差推定部23に送る。遅延誤差推定部23は、遅延誤差検出回路39の出力信号に基づいて各チャンネル間の遅延誤差Dを推定する。ここで、遅延誤差推定方法としては、隣接チャンネル間で相関処理により位相差を検出するとよい。また、隣接チャンネル間の整相後の信号に受信中心周波数を複素乗算して差周波成分のみ採りだし、その実部と虚部を除算して \tan を求め、この \tan より位相差を検出してもよい。また、表示画像において注目領域を設定し、その領域のヒストグラムや、信号強度が最大になるように各チャンネルの遅延時間を振りながら収束させて求めてもよい。

【0019】そして、遅延誤差推定部23は、各チャンネルに対して予め定められた遅延時間Dと、上述したようにして求めた遅延誤差時間Dとを累加した後に、基準となる任意のチャンネルに対する各チャンネルの適応遅延時間 $D' = D + D$ を求める。

【0020】次に、各チャンネルの適応遅延時間D'は遅延時間比較部29に入力される。遅延時間比較部29は、入力された適応遅延時間D'が、異基準時点遅延時間記録部31に予め複数入力され蓄積された参照遅延時間数列のどれと類似するか、あるいは一致するかを検出する。そして、蓄積された参照遅延時間数列と一致する場合にはその参照遅延時間数列をそのまま採用し、一致するものがない場合には、近似する参照遅延時間数列をもとに内挿または外挿等の補間処理によって遅延時間数列を算出する。このとき、複数チャンネルの超音波信号の遅延時間分布は、振動子の配列方向を横軸としてプロットすると、2次曲面によって近似することができるから、異基準時点遅延時間記録部31に蓄積する参照遅延時間数列や、遅延時間比較部29において処理する遅延時間数列を、各チャンネルごとの遅延時間ではなく、この近似する2次曲面の数式として扱うことは、扱う情報を低減できるので有用である。さらに、遅延時間分布の階差を求め、この階差遅延時間列に対して1次直線を当てはめるようにすると扱う情報をさらに減少できるから有用である。

【0021】遅延時間比較部29は、上述したようにして求めた遅延時間数列を基準時点選択部33に送る。基準時点選択部33は、この遅延時間数列に対応する基準時点を異基準時点記録部35に予め入力され蓄積された参照基準時点から参照することによって基準時点を各受信チャンネル毎に推定する。基準時点選択部33は、推定された適応基準時点をデジタル遅延制御部25にフィードバックし、デジタル遅延制御部25はこの入力された適応基準時点に従って各受信チャンネルのデジタル遅延制御を行なう。

【0022】ところで、上述した適応基準時点の推定精度を向上するためには、受信した超音波信号が基準時点を推定するのに十分な強さを持っている必要があるが、送信周波数と同じ周波数を有する基本波成分と、超音波が被検体内を伝播する際の高調波成分によって生ずる高調波成分とを扱う装置においては、一般に基本波成分よりも高調波成分のほうが信号強度が弱い。そこで、高調波成分を利用して基準時点の推定を精度よく行なうため、基本波成分に対する信号増幅率に対して高調波成分に対する信号増幅率を大きくし、信号減弱分を補償するとよい。同様に、超音波信号はその送信周波数や通過パス長または伝播距離によって減弱の程度が異なることが知られているので、周知のタイム・ゲイン・コントロールにより、既知の補償値によって信号を増幅するとよい。

【0023】また、遅延誤差推定部から出力される遅延時間分布は、所定の遅延時間分布に対して傾きをもつ場合がある。この場合には、ビームが高エコーの対象物に対してフォーカスを行なっているために本来のビーム方向からずれた方向にビームが通過していることが予想できるから、このような傾きが大きい領域のデータは採用しにくくする。また、異基準時点記録部に記憶してある遅延時間分布とに対するばらつき d の絶対値 d が大きいデータは採用しにくくする。また、受信信号の振幅 A が大きいほど確からしいと推定されるので、振幅 A が大きいデータは採用しやすくする。以上のことから、代表的な基準時点を選択するための評価係数 K は、式1のように表わされる。

【式1】

$$K = \frac{A}{\alpha} + \frac{\beta}{d} + \frac{\gamma}{\theta}$$

ここで、 α 、 β 、 γ はそれぞれ任意の係数であり、各評価項に対して適当な重み付けを行なうものである。そして、被検体の複数の領域から求めた複数の基準時点から代表的な1つの基準時点を選択するには、評価係数 K が最大となる領域の基準時点を選択するにするとよい。あるいは、評価係数 K に所定のしきい値を設けて、評価係数 K がしきい値を超えるまで超音波信号を繰り返し送波し、しきい値を超えたときのデータを用いるようにするとよい。

【0024】さらに、媒質が動くものを含んでいる場合、例えば人体では拍動等の体動があるが、このような場合には被検体の同じ部位に複数回超音波信号を繰り返し送信し、それぞれの送波信号に対応する受波信号の遅延誤差を平均した値に基づいて基準時点を推定すると、体動などに影響を受けにくく安定した基準時点推定が可能となるので有用である。また、心臓弁等の動きの速い部位については、上記方法に加えて心電と同期させて遅延誤差情報を取得すれば基準時点推定を精度良く行なうことができる。

【0025】そして、本実施形態において、上述した適応基準時点の推定は、例えば超音波診断装置の使用開始前、あるいは使用中に随時行なうことができ、特に探触子の種類や被検体が変わったときに行なうことが望ましい。

【0026】以上のような適応基準時点の推定は、装置の演算負荷を軽減するためには被検体の被診断領域全体の単一の基準時点として、あるいは注目領域を代表する単一の基準時点として行なうとよい。これにより全領域、または注目領域にわたってより良好なフォーカスが可能であり、良好な画像が得られる。しかし、装置の演算能力に余裕がある場合には、被検体内の深度と方位とを異ならせながら走査して複数の適応推定基準時点を求め、これに基づいて画像を生成してもよい。さらに、各

検出部位における遅延誤差推定値の分布を各画素の輝度によって表現する画像を生成し、これを表示するにしてもよい。図3は、このような画像表示の一例を示す図である。図3(1)は、既存のBモード像であり、図3(2)が上述した遅延誤差推定値の分布を示す画像(以下、「基準時点マップ」と称する。)である。Bモード像は基本的に被検体内の反射体を表示するものであり、例えば図3(1)に示すように器官の境目が強調された線画として表示される。これに対し、基準時点マップは器官毎の音速を反映した濃淡を有する画像として表示される。例えば肝臓が肝硬変を患っている場合、疾患部位においては正常な肝臓の部位よりも音速が早くなり、基準時点マップ上において他と異なる態様で表示されるため、このような画像に基づいて診断が可能である。このような基準時点マップは、図3に示すようにBモード像と並べて表示してもよく、また重畳して表示してもよい。また、Bモード画像の輝度値に対して基準時点マップの画素値により輝度変調をかけて表示してもよい。また、基準時点マップを表示することに代えて、複数の適応基準時点や代表的な基準時点を数値表示するようにしてもよい。

【0027】以上のように、本実施形態によれば、実際に探触子を用いて被検体に超音波計測を行ない、整相された受波信号に基づいて予め設定された基準時点と良好なフォーカスが得られる基準時点との誤差を推定し、この誤差に基づいて適応的に基準時点を設定するようにしているから、整相制度を向上することができる。

【0028】また、被検体から複数回受信された受波信号に基づいて求めた複数の基準時点について係数 K を用いて確からしさを評価し、最も評価の高い基準時点を設定するようにしているから、基準時点の設定制度がよい効果がある。

【0029】また、このような本発明の利点は、いわゆる符号化送受信技術においても有用である。すなわち、瞬間的な送波エネルギーを増やさずに総エネルギーを増やし、エコー信号を符号復調することによって良好な受波信号を得る技術である符号化送受信においては、複雑に交播する送波波形を用いるため、受波信号の波形観測による基準時点推定方法では読み取り誤差が大きくなりがちである。そこで、符号化送受信による診断に先立ち、通常のパルス波により上述した適応基準時点の推定を行なうことにより、良好な画像等を得ることができる。

【0030】なお、本実施形態では、1次元配列振動子による2次元断層像について説明したが、これに代えてリングアレイや2次元配列振動子を用い、2次元画像や3次元画像を表示するにしてもよい。

【0031】また、上述した実施形態においては、例えば白黒画像等のBモード画像と基準時点画像とを表示するようにしているが、基準時点画像をドブラモードやパワーモード等のカラー画像と同時表示するにしても

よい。これによれば、カラー画像とBモード画像との位置関係を精度よく表示することができる。また、基準時点画像をMモード画像と同時表示するようにすれば、距離精度を向上することができる。また、受波整相回路を2系統にし、あるいは時分割処理することによって既存のBモード画像と本発明により画質を向上させた画像とを同時に表示すれば、本発明による画質向上の効果がわかり、本発明のデモンストレーションとして有用である。

【0032】また、本実施形態では受波フォーカスの遅延時間を補正する方法について説明したが、適応基準時点に応じて送波フォーカスにおける遅延時間を制御する構成としても良い。

【0033】また、本実施形態のデジタル遅延部におけるデジタル遅延回路および遅延誤差検出回路は、ハードウェア構成による回路とすることに代えて、ソフトウェアとMPUとによって構成するようにしてもよい。

【0034】

【発明の効果】本発明によれば、超音波診断装置の整相精度を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用した超音波診断装置の一実施形態の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置の遅延誤差推定部の詳細

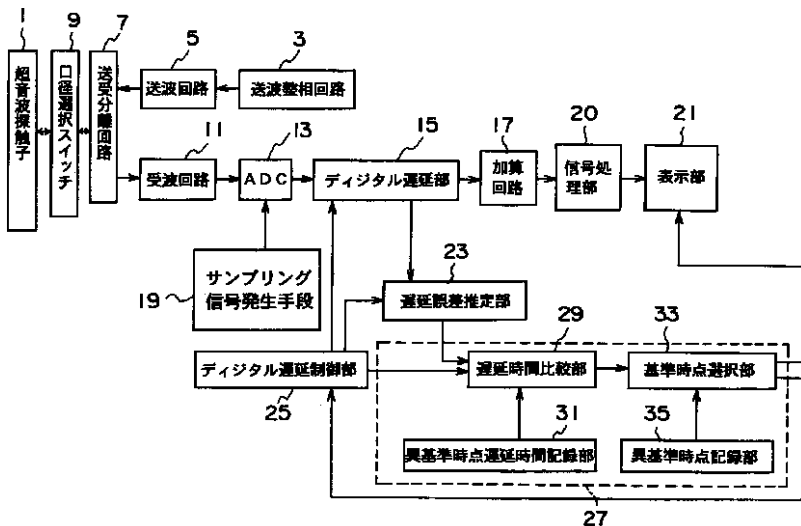
な構成を示すブロック図である。

【図3】図1の超音波診断装置の画像表示の一例を示す図である。

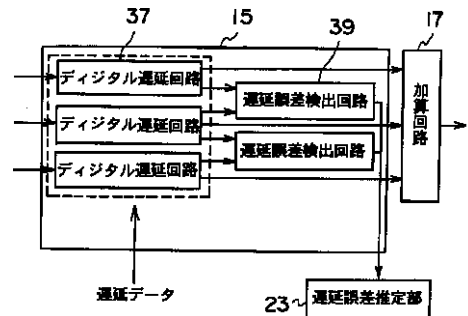
【符号の説明】

- 1 超音波探触子
- 3 送波整相回路
- 5 送波回路
- 7 送受分離回路
- 9 口径選択スイッチ
- 11 受波回路
- 13 ADC
- 15 デジタル遅延部
- 17 加算回路
- 19 サンプリング信号発生手段
- 20 信号処理部
- 21 表示部
- 23 遅延誤差推定部
- 25 デジタル遅延制御部
- 27 基準時点設定手段
- 29 遅延時間比較部
- 31 異基準時点遅延時間記録部
- 33 基準時点選択部
- 35 異基準時点記録部

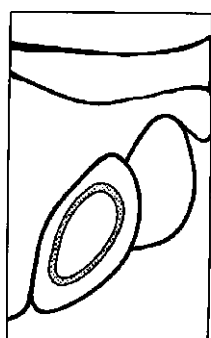
【図1】



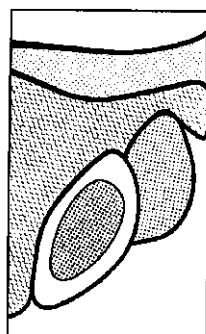
【図2】



【図3】



(1) Bモード画像



(2) 基準時点マップ画像

フロントページの続き

(72)発明者 三竹 毅
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
 式会社日立メディコ内

(72)発明者 荒井 修
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
 式会社日立メディコ内

(72)発明者 篠村 隆一
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
 式会社日立メディコ内

(72)発明者 梅村 晋一郎
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
 式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C301 BB23 BB24 CC02 EE02 EE07
 EE11 GB02 HH27 HH33 HH37
 HH38 JB19 JB25 JB27 JB29
 4C601 BB05 BB06 BB07 BB08 EE01
 EE04 EE09 GB01 GB03 HH31
 JB01 JB03 JB34 JB35 JB38
 JB40 JB45 JB51 KK12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003339698A	公开(公告)日	2003-12-02
申请号	JP2002148994	申请日	2002-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	馬場博隆 神田浩 三竹毅 荒井修 篠村隆一 梅村晋一郎		
发明人	馬場 博隆 神田 浩 三竹 毅 荒井 修 篠村 隆一 梅村 晋一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/BB23 4C301/BB24 4C301/CC02 4C301/EE02 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/GB02 4C301/HH27 4C301/HH33 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JB19 4C301/JB25 4C301/JB27 4C301/JB29 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：无论对象如何，都要获得良好的定相精度。 超声波诊断装置包括：探头，其具有：多个换能器，用于与被检体之间进行超声波的发送；以及接收；以及由该探头的多个换能器接收的多个接收信号的信道。 接收信号延迟装置将每个延迟一个设定的延迟时间，延迟误差检测装置基于接收信号延迟装置的每个信道的输出信号来估计延迟误差，并且根据该延迟误差来接收信号延迟装置。 并且参考时间点设置装置用于可变地设置用于延迟接收信号的参考时间点。

