

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

**特許第4817728号
(P4817728)**

(45) 発行日 平成23年11月16日(2011.11.16)

(24) 登録日 平成23年9月9日(2011.9.9)

(51) Int.CI.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-189917 (P2005-189917)
 (22) 出願日 平成17年6月29日 (2005.6.29)
 (65) 公開番号 特開2007-7045 (P2007-7045A)
 (43) 公開日 平成19年1月18日 (2007.1.18)
 審査請求日 平成20年6月3日 (2008.6.3)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

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】

配列された複数の振動子を有する超音波探触子と、
前記複数の振動子に、一定の設定音速及び焦点深度のもとで決定された遅延時間を与えた複数の駆動信号を供給することにより被検体に超音波を送信する送信回路と、
前記複数の振動子を介して前記被検体から受信した複数のエコー信号に基づいて、設定音速と焦点深度との少なくとも一方が相違する複数の整相加算条件のもとで複数の受信信号を発生する受信回路と、
前記複数の受信信号に基づいて複数の超音波強度分布を生成する強度分布生成部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記複数の超音波強度分布に基づいて前記被検体の生体音速を推定する推定部をさらに備えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記推定部は、前記複数の超音波強度分布の中の最小ビーム幅に対応する超音波強度分布の設定音速を前記生体音速として推定することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記推定された生体音速に従って遅延制御が行われるように前記送信回路及び前記受信回路を制御する制御部をさらに備えることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記推定部は、前記生体音速を複数の深度領域について個々に推定することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記複数の超音波強度分布を同一画面に重ねて表示するための信号を発生する表示信号発生部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波の送信開口中心位置が相違し、前記エコー信号の受信開口中心位置が略同一の複数のエコー信号を平均加算する平均加算部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

超音波診断装置の各部を制御手段が制御する方法であって、

送信回路から、一定の設定音速及び焦点深度のもとで決定された遅延時間を与えた複数の駆動信号を超音波探触子の複数の振動子に供給させて、超音波を発生させる工程と、

受信回路を制御して、前記複数の振動子を介して複数のエコー信号を受信させる工程と、

整相加算器を制御して、前記複数のエコー信号に基づいて、設定音速と焦点深度との少なくとも一方が相違する複数の整相加算条件のもとで複数の受信信号を発生させ、

強度分布生成部を制御して、前記複数の受信信号に基づいて複数の超音波強度分布を生成させる工程とを備えることを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

20

【請求項 9】

一定の設定音速及び焦点深度のもとで決定された遅延時間制御のもとで得られた複数のエコー信号に基づいて、設定音速と焦点深度との少なくとも一方が相違する複数の整相加算条件のもとで複数の受信信号を発生させる手段と、

前記複数の受信信号に基づいて複数の超音波強度分布を生成させる手段とをコンピュータに実現させるためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 10】

一定の設定音速及び焦点深度のもとで決定された遅延時間制御のもとで得られた複数のエコー信号に基づいて、設定音速と焦点深度との少なくとも一方が相違する複数の整相加算条件のもとで複数の受信信号を発生させる手段と、

30

前記複数の受信信号に基づいて複数の超音波強度分布を生成させる手段とをコンピュータに実現させるためのプログラム。

【請求項 11】

配列された複数の振動子を有する超音波探触子と、

前記複数の振動子に、一定の設定音速及び焦点深度のもとで決定された遅延時間を与えた複数の駆動信号を供給することにより被検体に超音波を送信する送信回路と、

前記複数の振動子を介して前記被検体から受信した複数のエコー信号に基づいて、設定音速と焦点深度との少なくとも一方が相違する複数の整相加算条件のもとで複数の受信信号を発生する受信回路と、

前記複数の受信信号に基づいて前記被検体の生体音速を推定する推定部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内部を超音波で走査し、得られたエコー信号に基づいて超音波画像を得て表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置では画像の方位分解能を高めるために、送信および受信ビームを集束させる方法がとられている。特に電子走査型の配列振動子では各チャンネルの送受信信号の

50

遅延時間制御による電子集束法が用いられている。

【0003】

電子集束法の問題点は集束点から離れた場所(深さ)ではビームが拡散し、方位分解能が低下することである。その為に従来ではダイナミック集束法が用いられる。これは受信時において時間とともに集束点が連続的に深さ方向に移動するような遅延時間制御を行なう方法であり、これにより常に受信超音波ビームが集束された領域から得ることができる。このとき図8のような焦点Pの深さ方向の座標をX、受信口径内のある素子の横方向の座標をY(座標原点は口径中心)とし、深度Xの焦点Pで生じる反射音波の波面が口径中心に到達してから上記の素子に到達するまでの遅延時間をt、媒体の音速をCとすれば(1)式のように示される。

$$t = ((X^2 + Y^2)^{1/2} - X) / C \quad \cdots (1)$$

一般の超音波診断装置では音速Cは、対象となる診断部位の代表的な音速を想定して遅延時間を設定している(以下、設定音速という)。しかし、生体内音速値は筋肉では1560cm/s、脂肪では1480cm/sという報告もあり、またこれらは被検体間でもかなり差が有り、この音速のズレにより集束点が一致しなくなり画質劣化を生じる問題があった。

【0004】

図9(a)、図9(b)に比較して示すように、設定音速が生体内の実際の音速に対して一致しないとき、集束点がズレる。その為、音速を検出する為の方法として反射法、相互相關法による位相補正などの技術がある。しかしながらこれらは結石や境界壁といった反射体がなければならぬことと、その反射体が点でなければならぬといった制約等があり、全体的に良好な画像を得がたいという問題があった。また、特許文献1には音速を任意に変更可能とした技術が記載されているが、音速それ自体を測定することはできなかった。

【特許文献1】特開平8-317926号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、超音波診断装置において生体音速の推定を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の局面において、超音波診断装置は、配列された複数の振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信回路と、前記超音波探触子を介して前記被検体からのエコー信号を受信する受信回路と、前記受信されたエコー信号に基づいて、遅延制御のための設定音速が相違する複数の超音波強度分布を生成する強度分布生成部とを具備する。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、生体音速を推定することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を説明する。

図1に本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。超音波探触子1は、配列された複数の圧電素子を有している。この超音波探触子1の形態としては、セクタ対応、リニア対応、コンベックス対応等の中から任意に選択される。超音波探触子1から超音波を送信するための送信回路2は、クロック発生器3、レートパルス発生器4、送信遅延回路5、パルサ6とから構成されている。クロック発生器3から発振されたクロックに従つてレートパルス発生器4から超音波の送信レート(毎秒送信回数)を決定するためのレートパルスが出力される。このレートパルスは、送信遅延回路5で、遅延される。スキャンコントローラ13の制御のもとで、遅延時間は超音波を集束するために振動子ごとに設定される。パルサ6は、遅延されたレートパルスにトリガされ、探触子1の振動子に高周波

10

20

30

40

50

のパルス電圧を印加する。探触子 1 の振動子は、このパルス電圧を受けて機械的に振動する。これにより超音波が発生され、被検体に送信される。

【 0 0 0 9 】

超音波は生体内を伝播し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で次々と反射する。この反射強度は不連続面の音響インピーダンスの差に主に依存している。このような反射によるエコーは探触子 1 に返ってきて、振動子を振動する。これにより、振動子から微弱な電気信号が発生する。この電気信号は、受信回路 7 に取り込まれる。受信回路 7 は、アナログディジタル変換器（A D C）8、記憶部として典型的にはランダムアクセスメモリ（R A M）9、ディジタル加算器 10 から構成される。アナログディジタル変換器 8 は、振動子ごと又はチャンネルごとに設けられ、対応する探触子 1 からの電気信号をデジタル信号に変換する。ランダムアクセスメモリ 9 は、アナログディジタル変換器 8 と同様に振動子ごと又はチャンネルごとに設けられ、ディジタル信号（エコー信号）を保持する。ディジタル加算器 10 は、スキャンコントローラ 13 の制御のもとでランダムアクセスメモリ 9 から読み出されたエコー信号を加算（整相加算）する。スキャンコントローラ 13 で、ランダムアクセスメモリ 9 からエコー信号を読み出すタイミングを制御することで、超音波の集束、集束深度（焦点深度）が決定される。読み出すタイミングとは、具体的には開口端チャンネルの信号読み出し時点と、それより遅れて読み出される他のチャンネルの信号読み出し時点との時間差（遅延時間）である。各チャンネルに与える遅延時間を制御することにより焦点深度を変化させることができる。また、略同時に信号を読み出すチャンネルを限定することで開口幅、開口中心を制御することができる。表示器 11 は、加算された信号に基づいて、超音波画像を表示する。

10

【 0 0 1 0 】

本実施形態では、ビームプロファイル生成部 15、音速選択部 16 を特徴的に備えている。ビームプロファイル生成部 15 は、受信回路 7 で整相加算を受けたエコー信号から、設定音速が相違する複数のビームプロファイルを生成する機能とともに、生成した複数のビームプロファイルを同一画面に重ねて表示するための信号を発生する機能を有している。遅延時間設定のために想定される音速を設定音速と称する。ビームプロファイルは、超音波強度の方位方向に関する強度分布である。音速選択部 16 は、設定音速が相違する複数のビームプロファイルから、生体音速を推定する。具体的には、複数のビームプロファイルの中の最小ビーム幅に対応するビームプロファイルの設定音速が生体音速として選択される。

20

【 0 0 1 1 】

図 2 は本実施形態による生体音速測定動作の手順を示している。図 3 は図 2 の補足図である。ここではリニアスキャンを例に説明するが、セクタ等他のスキャン方式であっても生体音速測定動作は適用できる。生体音速測定動作は、図示しない入力デバイスから入力された操作者の当該動作開始指示に従ってシステムコントローラ 14 の制御のもとで開始される。又は、生体音速測定動作は、システムコントローラ 14 が超音波検査中に定期的に自動実施するようにしても良い。生体音速測定動作では、まずスキャンコントローラ 13 により制御された送信回路 2 は超音波探触子 1 を駆動することにより超音波が被検体に送信される（S 1 1）。図 3 に例示するように、超音波は、スキャンコントローラ 13 の制御のもとで、所定の開口中心 YT を中心とした所定幅の開口内の複数の振動子から発生される。各振動子に対する遅延時間は、超音波が初期的に設定されている水中の標準的な音速 C0（例えば1524m/sec）のもとで所定深度の焦点 T で集束するようにスキャンコントローラ 13 で決定される。送信遅延回路 5 は、スキャンコントローラ 13 からそれぞれ対応する振動子毎に決定された遅延時間をセットする。

30

【 0 0 1 2 】

送信に続いて被検体からのエコーが全ての振動子で受信される（S 1 2）。実際的には、全ての振動子で電気信号に変換されたエコー（エコー信号）はそれぞれ個別にアナログディジタル変換器 8 でデジタル信号に変換され、それぞれ対応するランダムアクセスメモリ 9 に記憶される。

40

50

【0013】

ランダムアクセスメモリ9に記憶されたエコー信号は、スキャンコントローラ13の制御のもとで読み出され(S13)、ディジタル加算器10で加算され、加算により整相された信号(エコー信号と区別するために受信信号と称する)は受信信号記憶部11に記憶される(S14)。読み出し(S13)と、加算及び記憶(S14)とは、システムコントローラ14の制御のもと、S15、S16及びS17の判断処理を経て、変数j,i,kがそれぞれn,N,kに達するまで繰り返される。変数iは設定音速Ciの変化に対応し、jは受信開口中心位置(方位方向の位置)の変化に対応し、kは焦点深度Pkの変化に対応する。リニアスキャン方式では典型的には受信開口幅は所定幅(連続する所定の振動子数m)で固定される。変数j,i,kは0,1,1にそれぞれ初期設定される。

10

【0014】

まず、開口中心Y0を中心として所定数の振動子各々の遅延時間が、設定音速C1を想定して超音波が焦点P1に集束するように上記(1)式に従ってスキャンコントローラ13で計算される。計算された遅延時間に従ってRAM9から近傍m個のエコー信号が読み出され、加算され、それによる受信信号が記憶される。続いて、S15を経て、変数jが1つだけインクリメントされ、つまり、受信開口中心がY1にシフトされて、同じ遅延時間で近傍m個のエコー信号が読み出され、加算され、それによる受信信号が記憶される。読み出し、加算及び記憶は、受信開口中心位置YjがYnに達するまで繰り返される。それにより、設定音速C1の想定のもとで焦点P1に集束するように受信遅延制御された受信信号が、開口中心Y0乃至Ynの(n+1)個の位置について個別に発生される。

20

【0015】

次に、受信開口中心位置YjがY0に初期化され、設定音速がC2に変更され、その設定音速C2のもとで超音波が焦点P1に集束するように計算された遅延時間に従ってRAM9から受信開口中心位置Y0を中心とした近傍m個のエコー信号が読み出され、加算され、それによる受信信号が記憶される。同様に、読み出し、加算及び記憶が、受信開口中心位置YjがYnに達するまで繰り返され、それにより、設定音速C2の想定のもとで焦点P1に集束するように受信遅延制御された受信信号が、開口中心Y0乃至Ynの(n+1)個の位置について個別に発生される。

【0016】

このように設定音速CiがCnに達するまでS13、S14及びS15が繰り返される。それにより焦点深度Pkが同じであって、受信開口中心Yjが所定間隔ずつシフトした(n+1)個の受信信号のセットが、N種の設定音速Ciの各々について発生され、つまりNセット発生される。

30

【0017】

同様に、S17を経て、今度は、焦点深度がP2に変更され、その焦点深度がP2で同じであって、受信開口中心Yjが所定間隔ずつシフトした(n+1)個の受信信号のセットが、N種の設定音速Ciの各々について発生され、つまりNセット発生される。

【0018】

次に、ビームプロファイル生成部15では、図4に例示するような超音波強度(パワー)の方位方向に関する空間的分布を表すビームプロファイルがセット毎、つまり設定音速毎に生成される(S18)。図4に示すように、焦点深度Pkに対応するものであって、n=9として、設定音速が1440m/secから1620m/secからまで10種のビームプロファイルが生成される。焦点深度Pk(浅部領域)に対応する設定音速が相違する10種のビームプロファイルを重ねて表示するための信号がビームプロファイル生成部15で発生され、表示器12に供給される。表示器12には、図4に示すように重ねられた10種のビームプロファイルが表示される。同様に、焦点深度P2(深部領域)に対応する10種のビームプロファイルが生成され、表示される。

40

【0019】

音速選択部16では、焦点深度Pk(浅部領域)に対応する設定音速が相違する10種のビームプロファイルの中からビーム幅として例えば半値幅が最も狭い(短い)ビームブ

50

ロファイルが選択され、その選択されたビームプロファイルに対応する設定音速 Ci が当該被検体の当該部位の浅部領域に関する生体速度として推定される (S19)。つまりビーム幅が最も細く絞られるときの設定音速が真の生体速度に最も近似しているものである。同様に、音速選択部 16 では、焦点深度 P2 (深部領域) に対応する設定音速が相違する 10 種のビームプロファイルの中からビーム幅として例えば半値幅が最も狭いビームプロファイルが選択され、その選択されたビームプロファイルに対応する設定音速 Ci が当該被検体の当該部位の深部領域に関する生体速度として推定される (S19)。

【0020】

浅部領域と深部領域ごとに推定された生体速度のデータはスキャンコントローラ 13 に供給される (S20)。スキャンコントローラ 13 では、推定された生体速度に従って送信及び受信遅延時間を制御する。10

【0021】

それにより遅延制御に用いる設定音速を実際の媒体音速と同一または近い値に自動的に設定することが出来、高分解能高画質を得ることができ、診断精度をさらに向上することができる。

【0022】

なお、上記では、ビームプロファイル生成部 15 は図 4 に例示するように設定音速の異なる複数のビームプロファイルを生成したが、図 5 に例示するような設定音速によるビーム幅の変化を表すグラフを生成し、それとともに、その変化を多次曲線として典型的には 2 次曲線で近似するようにしても良い。さらにビームプロファイル生成部 15 は、生成したグラフを近似曲線とともに表示するための信号がビームプロファイル生成部 15 で発生され、表示器 12 に供給される。20

【0023】

また、上記では、音速選択部 16 は、複数のビームプロファイルから最小ビーム幅のビームプロファイルを選択して、その選択したビームプロファイルに対応する設定音速を生体速度として推定したが、当該選択は、操作者が、表示器 12 に表示された複数のビームプロファイルの中から図示しない入力デバイスを介して自身の判断のもとで手動で選択するようにしてもよい。

【0024】

また、上記では、音速選択部 16 は、複数のビームプロファイルから最小ビーム幅のビームプロファイルを選択して、その選択したビームプロファイルに対応する設定音速を生体速度として推定したが、図 5 に示した近似曲線の極小値を抽出し、その極小値に対応する設定音速を生体速度として推定するようにしても良い。30

【0025】

また、ビームプロファイル生成部 15 は図 6 に例示する画像 20 を発生するようにしても良い。画像 20 は、焦点深度が同じ 1 セットの (n + 1) 個の受信信号を方位軸に沿って配列することで部分画像 20 - 1 ~ 20 - N を設定音速毎に生成し、その設定音速の相違する N 個の部分画像 20 - 1 ~ 20 - N を音速順に配列することで発生される。ビームプロファイル生成部 15 は当該画像 20 を表示するための信号を発生する。この信号に従って表示器 12 で図 6 に例示する画像が表示される。40

【0026】

当該表示された画像 20 からいずれかの部分画像 20 - 1 ~ 20 - N を操作者が図示しない入力デバイスを介して自身の判断のもとで手動で選択し、その部分画像に対応する設定音速を生体速度として推定するようにしてもよい。

【0027】

また、上記では、超音波の送信は位置 YT で 1 回だけ送信したが、位置 YTを中心とした複数の位置から繰り返し送信するようにしても良い。そのとき、送信位置が相違し、受信開口中心及び焦点深度が同じ複数のエコー信号を平均化 (アベレージング) し、平均化したエコー信号を整相加算することにより受信信号を生成し、その受信信号からビームプロファイルを生成するようにしても良い。図 7 には平均化したエコー信号から生成した受信50

信号による図 6 と同様の画像 2 1 を示している。この場合、明らかに S N R の向上が見受けられる。

【 0 0 2 8 】

さらに、上述では、デジタルビームフォーミング技術により、記憶したエコー信号から浅部 / 深部領域毎に受信開口中心 Y_j の異なる ($n + 1$) 個の受信信号を生成したが、従来のアナログビームフォーミングのように、1 回の超音波送信ごとに単一の受信信号を生成し、それを必要な回数繰り返す、つまり超音波送信を繰り返し、その受信の都度、受信開口中心 Y_j をシフトしていくようにしても良い。

【 0 0 2 9 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 2 】本実施形態において、生体音速測定動作の手順を示す図。

【 図 3 】図 2 の S 1 , S 1 3 の補足図。

【 図 4 】図 1 のビームプロファイル生成部で生成されるビームプロファイルの表示例を示す図。

20

【 図 5 】図 1 のビームプロファイル生成部で生成されるビーム幅と設定音速との関係の表示例を示す図。

【 図 6 】図 1 のビームプロファイル生成部で生成される設定音速ごとの強度画像の合成画像の表示例を示す図。

【 図 7 】図 1 のビームプロファイル生成部で生成される設定音速ごとの平均強度画像の合成画像の表示例を示す図。

【 図 8 】超音波集束のための遅延時間 t の計算の補足図。

【 図 9 】遅延制御のための設定音速と実際の生体音速との不一致による焦点のズレを示す図。

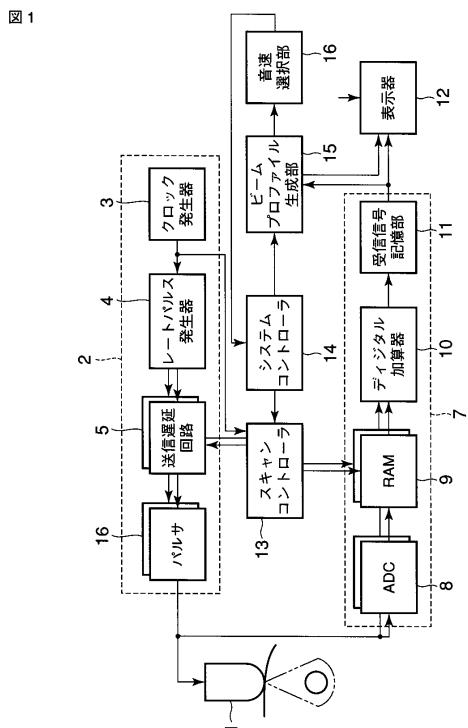
30

【 符号の説明 】

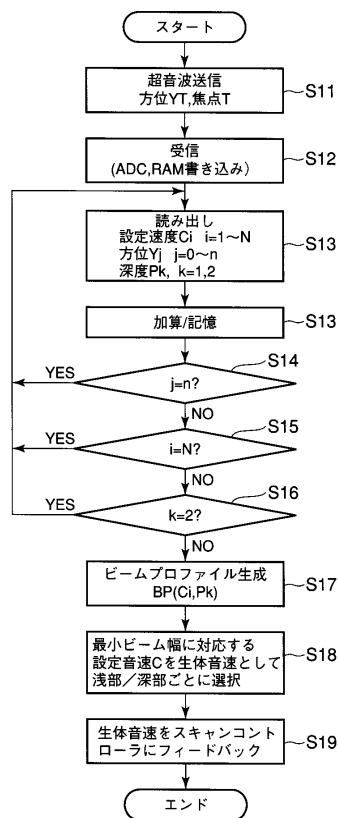
【 0 0 3 1 】

1 ... 超音波探触子、 2 ... 送信回路、 3 ... クロック発生器、 4 ... レートパルス発生器、 5 ... 送信遅延回路、 6 ... パルサ、 7 ... 受信回路、 8 ... アナログディジタル変換器 (A D C) 、 9 ... ランダムアクセスメモリ (R A M) 、 1 0 ... ディジタル加算器、 1 1 ... 受信信号記憶部、 1 2 ... 表示器、 1 3 ... スキャンコントローラ、 1 4 ... システムコントローラ、 1 5 ... ビームプロファイル生成部、 1 6 ... 音速選択部。

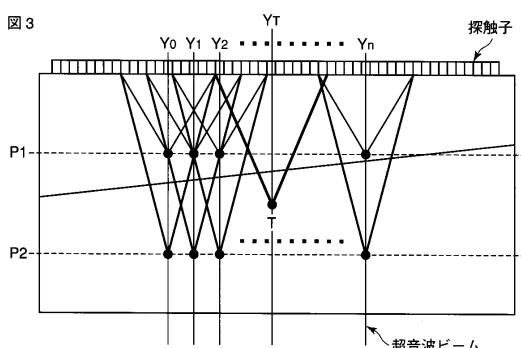
【図1】



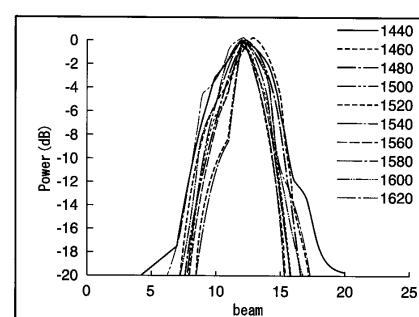
【図2】



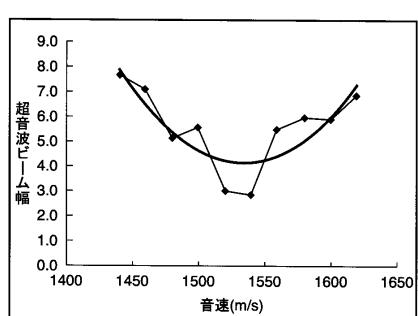
〔 四 3 〕



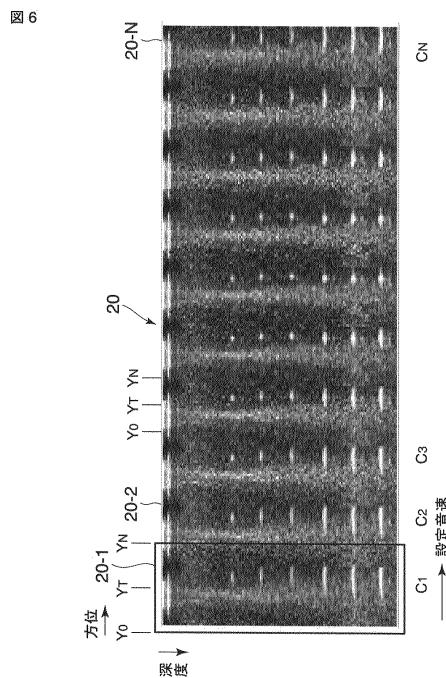
【図4】



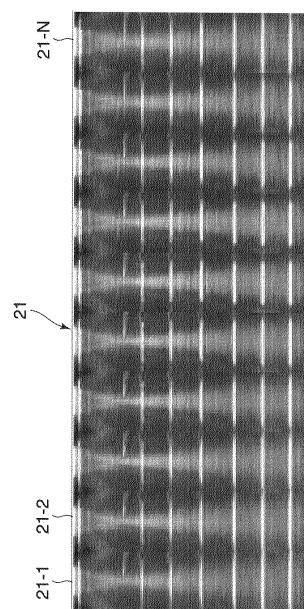
〔四〕



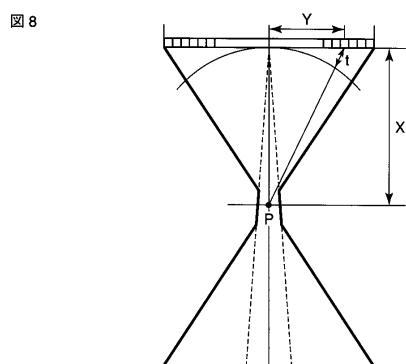
【図6】



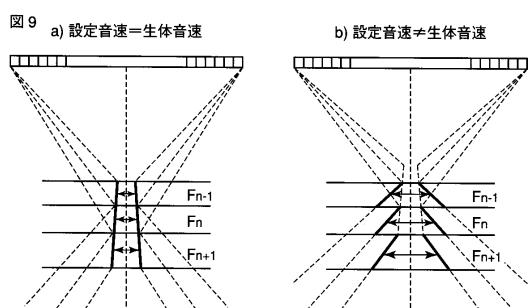
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 掛江 明弘
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平08-317926 (JP, A)
特開平06-304172 (JP, A)
特開平03-015455 (JP, A)
特開平09-224938 (JP, A)
特開2002-143153 (JP, A)
特開2001-252276 (JP, A)
特開2000-166925 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4817728B2	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	JP2005189917	申请日	2005-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	掛江明弘		
发明人	掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/00		
F1分类号	A61B8/00		
F-Term分类号	4C601/BB07 4C601/EE01 4C601/HH04 4C601/HH21 4C601/HH33 4C601/JB03		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2007007045A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现超声诊断设备中生物声速的估计。解决方案：超声诊断设备包括具有多个阵列换能器的超声探头1，用于通过超声探头1向对象发射超声波的发射电路2，接收电路7，用于通过声探头1接收来自对象的回波信号，以及具有不同设定声速的多个超声强度分布，用于基于接收的回波信号进行延迟控制并且强度分布生成单元15。点域1

