

(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2009-89940

(P2009-89940A)

(43) 公開日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

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 4 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-264318(P2007-264318)  
(22) 出願日 平成19年10月10日(2007.10.10)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 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 100081411  
弁理士 三澤 正義  
(72) 発明者 中屋 重光  
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内  
(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

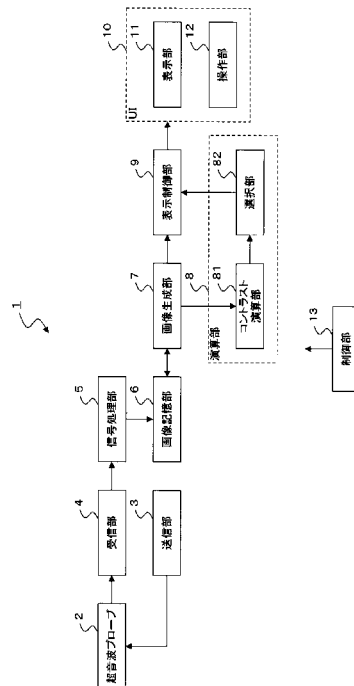
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】設定音速を調査するためのスキャンを行わずに、分解能が良好な超音波画像を生成することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】送信部3は超音波プローブ2を介して被検体に超音波を送信する。受信部4は超音波プローブ2を介して被検体から反射されたエコー信号を受信し、エコー信号に対して複数の設定音速に従って遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる複数の受信信号を生成する。画像生成部7は、設定音速がそれぞれ異なる受信信号に基づいて、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データを生成する。コントラスト演算部81は、各断層像データのコントラストをそれぞれ求め、選択部82は、各断層像データのうちコントラストが最も高い断層像データを選択する。表示制御部9は、選択部82によって選択された断層像データに基づく断層像を表示部11に表示させる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブを介して被検体に超音波を送信する送信手段と、  
前記超音波プローブを介して前記被検体から反射されたエコー信号を受信し、前記エコー信号に対して、遅延処理のための複数の設定音速に従って遅延処理を行うことで、前記設定音速がそれぞれ異なる複数の受信信号を生成する受信手段と、  
前記設定音速がそれぞれ異なる受信信号に基づいて、前記設定音速がそれぞれ異なる複数の画像データを生成する画像生成手段と、  
前記設定音速がそれぞれ異なる複数の画像データのコントラストをそれぞれ求めるコントラスト演算手段と、  
前記複数の画像データのうち、前記コントラストが最も高い画像データを選択する選択手段と、  
前記選択手段によって選択された画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、  
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記コントラスト演算手段は、前記設定音速がそれぞれ異なる前記複数の画像データのそれぞれを複数の個別領域に分割し、前記分割した各個別領域におけるコントラストをそれぞれの画像データごとに求め、  
前記選択手段は、前記各個別領域のそれぞれにおいて、前記設定音速がそれぞれ異なる前記複数の画像データのうちコントラストが最も高い画像データを前記個別領域ごとに選択し、  
前記表示制御手段は、前記各個別領域において選択された前記コントラストが最も高い画像データを結合し、その結合した画像データに基づく画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記所望の撮影領域を複数の個別領域に分けて、前記複数の個別領域のうち 1 つの個別領域に対して前記送信手段に超音波を送信させる制御手段と、  
記憶手段と、を更に有し、  
前記受信手段は、前記 1 つの個別領域から反射されたエコー信号を受信し、前記 1 つの個別領域のエコー信号に対して前記複数の設定音速に従って遅延処理を行うことで、前記 1 つの個別領域について前記設定音速がそれぞれ異なる複数の受信信号を生成し、  
前記記憶手段は、前記 1 つの個別領域について前記設定音速がそれぞれ異なる複数の受信信号を記憶し、  
前記画像生成手段は、前記設定音速がそれぞれ異なる複数の受信信号に基づいて、前記 1 つの個別領域について前記設定音速がそれぞれ異なる複数の画像データを生成し、  
前記コントラスト演算手段は、前記 1 つの個別領域について前記設定音速がそれぞれ異なる前記複数の画像データのコントラストをそれぞれ求め、  
前記選択手段は、前記 1 つの個別領域における前記複数の画像データのうち、前記コントラストが最も高い画像データを選択し、  
前記制御手段は、前記選択手段によって選択されなかった画像データに係る受信信号を前記記憶手段から消去し、続けて、前記複数の個別領域のうち別の 1 つの個別領域に対して前記送信手段に超音波を送信させて、前記別の 1 つの個別領域において前記コントラストが最も高い画像データを取得し、前記複数の個別領域のそれぞれにおいて前記コントラストが最も高い画像データを取得し、  
前記表示制御手段は、前記複数の個別領域のそれぞれにおいて選択された前記コントラストが最も高い画像データを結合し、その結合した画像データに基づく画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

40

**【請求項 4】**

前記表示制御手段は、互いに隣り合う個別領域が重なる重複領域について、前記重複領

50

域における各個別領域の画像データの画素値の比率を位置に応じて変えながら、前記各個別領域の画像データの画素値を加算することで、前記重複領域における画像データを生成し、前記結合した画像データに基づく画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項2又は請求項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】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体を超音波で走査し、得られた受信信号に基づいて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】

超音波診断装置では、超音波画像の方位分解能を高めるために、送信ビームと受信ビームを集束させる方法が用いられている。特に、電子走査型の超音波診断装置では、各チャンネルにおける送信信号及び受信信号の遅延時間制御による電子集束法が用いられている。

【0003】

電子集束法では、集束点から離れた箇所（深さ）においてビームが拡散し、方位分解能が低下するという問題がある。そのため、ダイナミック集束法が用いられている。ダイナミック集束法は、超音波の受信時において、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る。この方法により、ビームが集束された領域から受信ビームを取得することができる。

【0004】

ここで、遅延時間について図10を参照して説明する。図10は、超音波ビームの集束のための遅延時間  $t$  を説明するための模式図である。例えば、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とする。座標の原点は口径の中心とする。また、深さ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ある素子に到達するまでの遅延時間を  $t$  とし、媒体内における音速をCとすると、遅延時間  $t$  は、以下の式(1)で表される。

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

【0005】

従来技術に係る超音波診断装置では、音速Cは、撮影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」と称する）。しかし、生体内における音速値（以下、「生体音速」と称する）は、生体内の箇所によってそれぞれ異なる値になるという報告がある。例えば、筋肉では音速値が1560cm/sとなり、脂肪では音速値が1480cm/sになるという報告がある。また、これら生体音速は、被検体間でも差がある。この生体音速と設定音速とのずれにより、集束点が一致しなくなり、画質が劣化するという問題があった。

【0006】

例えば、生体音速と設定音速とが等しい場合は、超音波振動子間の遅延時間が正しく設定されているため、集束点が一致し、画質が良好な超音波画像が得られる。一方、生体音速が設定音速よりも大きくなる場合は、超音波振動子間の遅延時間が大きく設定されることになるため、集束点が浅くなってしまい、超音波画像の方位分解能が劣化してしまう。また、生体音速が設定音速よりも小さくなる場合は、超音波振動子間の遅延時間が小さく設定されることになるため、集束点が深くなってしまい、超音波画像の方位分解能が劣化してしまう。

【0007】

従来において、設定音速と生体音速とを等しくする技術が提案されている（例えば特許文献1、特許文献2）。

【0008】

例えば、特許文献1に記載の従来技術においては、診断用の撮影を行う前に、設定音速

10

20

30

40

50

を調査するためのスキャンを行い、そのスキャンの結果に基づいて、設定音速の値を決定していた。そして、その設定音速によって遅延時間制御を行なうことで、受信ビームを生成していた。

【0009】

また、特許文献2に記載の従来技術においては、異なる設定音速を用いてそれぞれ遅延時間制御を行ない、それぞれの遅延時間制御によって生成された複数の超音波画像を同時に表示していた。つまり、設定音速が異なる複数の超音波画像を同時に表示していた。

【0010】

【特許文献1】特開2007-7045号公報

【特許文献2】特開2003-10180号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、特許文献1に記載の従来技術では、診断用の撮影を行う前に、設定音速を調査するための別のスキャンを行なう必要がある。そのため、設定音速の調査時と、実際の診断時とで時間にずれがあり、実際の診断時においてリアルタイムに設定音速を調査して設定することができなかった。また、設定音速を調査するためのスキャンを行う必要があるため、診断時間が長くなるという問題もあった。さらに、診断用の撮影時において、撮影位置がずれた場合には、設定音速を調査するためのスキャンを再度行なう必要があった。その結果、診断時間が長くなり、また、撮影位置がずれる度に設定音速を調査する必要があるため、操作が煩雑であった。

20

【0012】

また、特許文献2に記載の従来技術では、設定音速が異なる複数の超音波画像を同時に表示するのみであるため、操作者は、それら複数の超音波画像を観察して、複数の超音波画像から診察に適した画像を選択する必要があった。

【0013】

この発明は上記の問題を解決するものであり、設定音速を調査するためのスキャンを行わなくても、分解能が良好な超音波画像を生成して表示することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

30

【0014】

請求項1に記載の発明は、超音波プローブを介して被検体に超音波を送信する送信手段と、前記超音波プローブを介して前記被検体から反射されたエコー信号を受信し、前記エコー信号に対して、遅延処理のための複数の設定音速に従って遅延処理を行うことで、前記設定音速がそれぞれ異なる複数の受信信号を生成する受信手段と、前記設定音速がそれぞれ異なる受信信号に基づいて、前記設定音速がそれぞれ異なる複数の画像データを生成する画像生成手段と、前記設定音速がそれぞれ異なる複数の画像データのコントラストをそれぞれ求めるコントラスト演算手段と、前記複数の画像データのうち、前記コントラストが最も高い画像データを選択する選択手段と、前記選択手段によって選択された画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0015】

この発明によると、複数の設定音速に従って遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる画像データを生成し、コントラスト値が最も高い画像データに基づく画像を表示することで、設定音速を調査するためのスキャンを行わずに、分解能が良好な画像を生成して表示することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

(構成)

50

この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 1 及び図 2 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。図 2 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置された受信部を示すブロック図である。

【0017】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送信部 3、受信部 4、信号処理部 5、画像記憶部 6、画像生成部 7、演算部 8、表示制御部 9、ユーザインタフェース (UI) 10、及び制御部 13 を備えている。

【0018】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が所定方向 (走査方向) に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ 2 は、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。

10

【0019】

送信部 3 は、制御部 13 の制御の下、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して所定の頂点にビームフォーム (送信ビームフォーム) した超音波を送信させる。

【0020】

送信部 3 の具体的な構成を説明する。送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路 (チャンネル) の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

20

【0021】

受信部 4 は、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことで、アナログの受信信号を整相された (受信ビームフォームされた) デジタルの受信データに変換して信号処理部 5 に出力する。つまり、受信部 4 は、対象とする反射体から各超音波振動子までの距離に応じてそれぞれ時間的に異なって受信されたエコー信号を、その位相 (時間) を揃えて加算し、焦点の合った 1 本の受信データ (1 走査線上の画像用信号) を生成する。

30

【0022】

この実施形態では、受信部 4 は、複数の設定音速によって遅延処理を行うことで、設定音速が異なる複数の受信データを生成する。例えば、4 種類の設定音速を受信部 4 に設定しておき、受信部 4 は、それら 4 種類の設定音速によって遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる 4 種類の受信データを生成する。具体的には、受信部 4 は、上述した式 (1) における音速  $C$  の値を変えて遅延処理を行うことで、4 種類の受信ビームを生成する。

【0023】

ここで、受信部 4 の具体的な構成について図 2 を参照して説明する。受信部 4 は、プリアンプ 41a、41b、・・・、41n (以下、個々を代表して「プリアンプ 41a 等」と称する場合がある)、AD 変換器である ADC 42a、42b、・・・、42n (以下、個々を代表して「ADC 42a 等」と称する場合がある)、メモリ 43a、43b、・・・、43n (以下、個々を代表して「メモリ 43a 等」と称する場合がある)、遅延処理部 44a、44b、・・・、44n (以下、個々を代表して「遅延処理部 44a 等」と称する場合がある)、及び加算部 45 で構成されている。

40

【0024】

プリアンプ 41a 等は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。以下、各超音波振動子からの信号ラインを「チャンネル」と称する場合がある。また、ADC 42a 等は、プリアンプ 41a 等で増幅されたア

50

ナログのエコー信号を受けて、ある量子化精度をもってデジタルデータに変換する。デジタルデータになったエコー信号は一旦、メモリ 4 3 a 等に記憶される。

【 0 0 2 5 】

遅延処理部 4 4 a 等は、メモリ 4 3 a 等に記憶されたエコー信号を、遅延時間に従ってメモリ 4 3 a 等から読み出す。読み出すタイミングを、それぞれの超音波振動子チャンネルの焦点からの距離に応じて位相（遅延時間）制御することにより、各位相合わせが可能となる。そして、加算部 4 5 は、位相が揃えられた複数のチャンネルからのエコー信号を加算することで、受信ビームを生成する。そして、加算部 4 5 は生成した受信ビームを信号処理部 5 に出力する。

【 0 0 2 6 】

この実施形態では、遅延処理部 4 4 a、4 4 b、・・・、4 4 n が、各メモリ 4 3 a、4 3 b、・・・、4 3 n あたり 4 個備えられている。そして、4 個の遅延処理部 4 4 a 等は、それぞれ異なる設定音速によって遅延処理を行う。加算部 4 5 は、同じ設定音速で遅延処理が施されたエコー信号を加算することで、その設定音速における受信ビームを生成する。

【 0 0 2 7 】

例えば、4 個の遅延処理部 4 4 a 等のうち、1 つ目の遅延処理部 4 4 a 等は、第 1 の設定音速 C 1 に従って遅延処理を行い、加算部 4 5 は、第 1 の設定音速 C 1 に従って遅延処理されたエコー信号を加算することで、第 1 の受信データを生成する。また、2 つ目の遅延処理部 4 4 a 等は、第 2 の設定音速 C 2 に従って遅延処理を行い、加算部 4 5 は、第 2 の設定音速 C 2 に従って遅延処理されたエコー信号を加算することで、第 2 の受信データを生成する。また、3 つ目の遅延処理部 4 4 a 等は、第 3 の設定音速 C 3 に従って遅延処理を行い、加算部 4 5 は、第 3 の設定音速 C 3 に従って遅延処理されたエコー信号を加算することで、第 3 の受信データを生成する。また、4 つ目の遅延処理部 4 4 a 等は、第 4 の設定音速 C 4 に従って遅延処理を行い、加算部 4 5 は、第 4 の設定音速 C 4 に従って遅延処理されたエコー信号を加算することで、第 4 の受信データを生成する。第 1 の設定音速 C 1、第 2 の設定音速 C 2、第 3 の設定音速 C 3、及び第 4 の設定音速 C 4 は、それぞれ異なる値であり、制御部 1 3 に予め設定されている。そして、4 個の遅延処理部 4 4 a 等は、制御部 1 3 による制御の下、4 種類の設定音速に従って遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる 4 種類の受信データを生成する。

【 0 0 2 8 】

例えば、第 1 の設定音速 C 1 = 1 4 6 0 [ m / s ]、第 2 の設定音速 C 2 = 1 5 0 0 [ m / s ]、第 3 の設定音速 = 1 5 4 0 [ m / s ]、及び第 4 の設定音速 C 4 = 1 5 8 0 [ m / s ] として、4 個の遅延処理部 4 4 a 等は遅延処理を行う。この設定音速の値は、操作者が任意に変更することができる。例えば、操作者は操作部 1 2 を用いて所望の設定音速の値を入力すると、制御部 1 3 は、入力された設定音速の値を遅延処理部 4 4 a 等に設定する。

【 0 0 2 9 】

以上のように、受信部 4 は、設定音速の値を変えて受信ビームフォーミングを行うことで、4 種類の受信ビームを生成する。

【 0 0 3 0 】

また、受信部 4 は、並列同時受信処理を行っても良い。例えば、受信部 4 は、1 つの焦点への送信からその焦点周辺の異なる 4 個の焦点の受信データを取得しても良い。この場合、受信部 4 は、4 方向の受信データに対して遅延処理のための設定音速を変えてビームフォーミングを行うことで、4 方向の受信データに設定音速の数を乗じた本数の受信ビームを同時に生成していく。例えば、4 種類の設定音速によって遅延処理を行う場合、( 4 方向 ) × ( 4 種類の設定音速 ) = 1 6 本の受信ビームを同時に生成していく。この場合、遅延処理部 4 4 a、4 4 b、・・・、4 4 n を、各メモリ 4 3 a、4 3 b、・・・、4 3 n あたり 1 6 個備えることで、1 6 本の受信ビームを同時に生成していく。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

信号処理部 5 は、B モード処理部、ドブラ処理部、及びカラーモード処理部を備えている。受信部 4 から出力された受信データは、いずれかの処理部にて処理が施される。B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、受信データから B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部は、受信部 4 から出力された受信データに対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、ドブラ処理部は、ドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに、FFT 処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。カラーモード処理部は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワー等の情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。

10

**【 0 0 3 2 】**

信号処理部 5 によって処理が施された超音波ラスタデータは、画像記憶部 6 に出力されて、画像記憶部 6 に記憶される。

**【 0 0 3 3 】**

この実施形態では、信号処理部 5 は、受信部 4 にて生成された設定音速がそれぞれ異なる複数の受信ビームを受けて、設定音速がそれぞれ異なる複数の B モード超音波ラスタデータを生成する。例えば、4 種類の設定音速 ( C 1、C 2、C 3、及び C 4 ) に従って受信ビームを生成した場合、信号処理部 5 は、各設定音速の受信ビームに対して処理を施すことで、各設定音速に対応する B モード超音波ラスタデータを生成する。

20

**【 0 0 3 4 】**

超音波画像を生成するために、超音波プローブ 2、送信部 3、及び受信部 4 は、所望の撮影範囲を超音波で走査し、1 画面分 ( 1 フレーム分 ) の走査線信号 ( 受信データ ) を生成する。そして、信号処理部 5 の B モード処理部にて信号処理が施された超音波ラスタデータは、画像記憶部 6 に記憶される。例えば、1 フレームを 3 8 0 本の走査線信号で構成する場合、3 8 0 本に設定音速の数を乗算した本数の受信データを生成して画像記憶部 6 に取り込んでいく。

**【 0 0 3 5 】**

画像生成部 7 は、画像記憶部 6 に記憶されている超音波ラスタデータに基づいて、画像データを生成する。例えば、画像生成部 7 は、D S C ( D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : デジタルスキャンコンバータ ) を備え、その D S C で超音波ラスタデータを直交座標で表される画像データに変換する ( スキャンコンバージョン処理 )。例えば、D S C は、B モード超音波ラスタデータに基づいて 2 次元情報としての断層像データを生成する。

30

**【 0 0 3 6 】**

この実施形態では、画像生成部 7 は、設定音速がそれぞれ異なる複数の B モード超音波ラスタデータに基づいて、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データを生成する。例えば、4 種類の設定音速 ( C 1、C 2、C 3、及び C 4 ) によって受信ビームを生成した場合、画像生成部 7 は、設定音速がそれぞれ異なる 4 種類の断層像データを生成する。そして、画像生成部 7 は、設定音速がそれぞれ異なる 4 種類の断層像データを演算部 8 に出力する。

40

**【 0 0 3 7 】**

ここで、画像生成部 7 によって生成された断層像について図 3 を参照して説明する。図 3 は、設定音速が異なる断層像を模式的に示す図である。この実施形態では、4 種類の設定音速に基づいて遅延処理を行っているため、4 種類の断層像が生成される。例えば、図 3 ( a ) に示すように、断層像 1 0 0 は、設定音速 = 1 4 6 0 [ m / s ] の条件下で生成された画像である。断層像 2 0 0 は、設定音速 = 1 5 0 0 [ m / s ] の条件下で生成された画像である。断層像 3 0 0 は、設定音速 = 1 5 4 0 [ m / s ] の条件下で生成された画像である。断層像 4 0 0 は、設定音速 = 1 5 8 0 [ m / s ] の条件下で生成された画像である。

**【 0 0 3 8 】**

50

演算部 8 は、コントラスト演算部 8 1 と選択部 8 2 とを備えている。コントラスト演算部 8 1 は、画像生成部 7 から出力された設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データを受けて、各断層像内の明暗の比（コントラスト）を求める。例えば、コントラスト演算部 8 1 は、断層像の輝度の分散値や、断層像内における輝度の変化率などをコントラストとして求める。この実施形態では、4 種類の設定音速の断層像データが生成されているため、コントラスト演算部 8 1 は、4 種類の断層像データのそれぞれについてコントラストを求める。

【0039】

選択部 8 2 は、複数の断層像データのうち、コントラストが最も高い断層像データを選択し、その選択した断層像データを表示制御部 9 に出力する。例えば、選択部 8 2 は、輝度の分散値が最も大きい断層像を、コントラストが最も高い断層像として選択する。また、選択部 8 2 は、断層像内における輝度の変化率が最も大きい断層像を、コントラストが最も高い断層像として選択しても良い。コントラストが最も高い断層像は、設定音速と生体音速とが最も近い画像であると推定される。すなわち、生体音速と設定音速とが等しい場合は、分解能が良好で、超音波画像のコントラストが高くなる。一方、生体音速と設定音速とが異なる場合、分解能が劣化し、超音波画像のコントラストは低くなってしまふ。従って、複数の断層像のうち、コントラストが最も高い断層像を選択することで、設定音速が生体音速に最も近い条件で生成された断層像を選択したことになる。

10

【0040】

例えば、図 3 ( b ) に示すように、断層像 1 0 0、2 0 0、3 0 0、4 0 0 のうち、断層像 3 0 0 のコントラストが最も高い場合、選択部 8 2 は断層像 3 0 0 を選択し、その断層像データを表示制御部 9 に出力する。

20

【0041】

表示制御部 9 は、演算部 8 から出力された断層像データに基づく断層像を表示部 1 1 に表示させる。これにより、コントラスト値が最も高い断層像が表示部 1 1 に表示されることになる。例えば、図 3 ( c ) に示すように、表示制御部 9 は、断層像 3 0 0 を表示部 1 1 に表示させる。

【0042】

ユーザインターフェース 1 0 は表示部 1 1 と操作部 1 2 を備えている。表示部 1 1 は CRT や液晶ディスプレイなどのモニターで構成されており、画面上に断層像などを表示する。操作部 1 2 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又は TCS ( Touch Command Screen ) などで構成されている。

30

【0043】

制御部 1 3 は、超音波診断装置 1 の各部に接続され、超音波診断装置 1 の各部の動作を制御する。この制御部 1 3 は、例えば CPU などの情報処理装置と、ROM や RAM などの記憶装置を備えて構成され、情報処理装置が制御プログラムを実行することで、超音波診断装置 1 の各部の動作を制御する。

【0044】

なお、演算部 8 は、CPU と、ROM、RAM などの記憶装置を備えている。記憶装置には、演算部 8 の機能を実行するための演算プログラムが記憶されている。この演算プログラムには、コントラスト演算部 8 1 の機能を実行するためのコントラスト演算プログラムと、選択部 8 2 の機能を実行するための選択プログラムとが含まれている。CPU が、コントラスト演算プログラムを実行することで、断層像データのコントラストを求める。また、CPU が、選択プログラムを実行することで、コントラストが最も高い断層像データを選択する。

40

【0045】

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作について、図 4 を参照して説明する。図 4 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を

50

示すフローチャートである。

【0046】

(ステップS01)

まず、送信部3は、超音波プローブ2によって被検体に対して、所定の設定音速で超音波を送信する。

【0047】

(ステップS02)

超音波プローブ2は、被検体から反射されたエコー信号を受信し、そのエコー信号を受信部4に出力する。

【0048】

(ステップS03)

受信部4は、超音波プローブ2から出力されたエコー信号に対して、異なる設定音速で遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる複数の受信データを生成する。例えば、第1の設定音速 $C1 = 1460 [m/s]$ 、第2の設定音速 $C2 = 1500 [m/s]$ 、第3の設定音速 $= 1540 [m/s]$ 、及び第4の設定音速 $C4 = 1580 [m/s]$ として、受信部4は、設定音速の値を変えて受信ビームフォーミングを行うことで、4種類の受信ビームを生成する。そして、信号処理部5は、受信部4にて生成された設定音速がそれぞれ異なる複数の受信ビームを受けて、設定音速がそれぞれ異なる複数のBモード超音波ラスタデータを生成する。このBモード超音波ラスタデータは、画像記憶部6に記憶される。

【0049】

(ステップS04)

そして、1画面分(1フレーム分)のデータを生成して画像記憶部6に記憶するまで、ステップS01からステップS03の処理を繰り返す。これにより、1画面分(1フレーム分)のデータに設定音速の数に乗じたデータが生成されて画像記憶部6に記憶される。例えば、1フレームを380本の走査線信号で構成する場合、380本に設定音速の数(例えば4)を乗算した本数の受信データを生成して画像記憶部6に記憶するまで、ステップS01からステップS03の処理を繰り返す。

【0050】

(ステップS05)

そして、1フレーム分のデータが生成されて画像記憶部6に記憶された場合(ステップS04、Yes)、画像生成部7は、設定音速がそれぞれ異なる複数のBモード超音波ラスタデータを画像記憶部6から読み込み、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データを生成する。例えば、4種類の設定音速( $C1$ 、 $C2$ 、 $C3$ 、及び $C4$ )によって受信ビームを生成した場合、図3(a)に示すように、画像生成部7は、設定音速が異なる4種類の断層像100、200、300、400を生成する。そして、画像生成部7は、4種類の断層像データを演算部8に出力する。

【0051】

(ステップS06)

コントラスト演算部81は、設定音速が異なる複数の断層像データのそれぞれについて、コントラストを求める。例えば、コントラスト演算部81は、断層像の輝度の分散値や、断層像内における輝度の変化率などをコントラストとして求める。

【0052】

(ステップS07)

そして、選択部82は、設定音速が異なる複数の断層像データのうち、コントラストが最も高い断層像データを選択し、選択した断層像データを表示制御部9に出力する。例えば、選択部82は、輝度の分散値が最も大きい断層像を、コントラストが最も高い断層像として選択する。また、選択部82は、断層像内における輝度の変化率が最も大きい断層像を、コントラストが最も高い断層像として選択しても良い。例えば、図3(b)に示すように、断層像100、200、300、400のうち断層像300のコントラストが最

10

20

30

40

50

も高い場合、選択部 8 2 は断層像 3 0 0 を選択し、その断層像データを表示制御部 9 に出力する。このように、コントラストが最も高い断層像を選択することで、設定音速が生体音速に最も近い条件で生成された断層像を選択したことになる。

【 0 0 5 3 】

(ステップ S 0 8 )

表示制御部 9 は、選択部 8 2 から出力された断層像データを受けて、その断層像データに基づく断層像を表示部 1 1 に表示させる。例えば図 3 ( c ) に示すように、表示制御部 9 は、コントラストが最も高い断層像 3 0 0 を表示部 1 1 に表示させる。このように、設定音速が 1 5 4 0 [ m / s ] の条件で生成された断層像 3 0 0 のみが表示部 1 1 に表示されることになる。

10

【 0 0 5 4 】

以上のように、複数の設定音速に基づいて遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる断層像データを生成し、複数の断層像データのうちコントラストが最も高い断層像データに基づく断層像を表示することで、分解能が高い断層像を提供することが可能となる。また、従来技術のように、音速を調査するためのスキャンを行う必要がなく、診断用の撮影時においてリアルタイムに設定音速を最適化して、分解能が高い断層像を得ることができる。また、設定音速を調査するためのスキャンが不要であるため、撮影位置がずれても、調査用のスキャンを行わずに、分解能が高い断層像を得ることが可能となる。このように、調査用のスキャンを何回も行う必要がないため、操作の煩雑さが解消され、その結果、診断時間を短縮することが可能となる。

20

【 0 0 5 5 】

また、受信部 4 は、並列同時受信処理を行うことで、複数方向の受信ビームに対して遅延処理のための設定音速を変えてビームフォーミングを行うことで、複数方向の受信ビームに設定音速の数を乗じた本数の受信ビームを同時に生成しても良い。例えば、受信部 4 は、4 方向の受信ビームを 4 種類の設定音速によって遅延処理を行うことで、1 6 本の受信ビームを同時に生成しても良い。

【 0 0 5 6 】

[ 変形例 ]

次に、上述した実施形態に係る超音波診断装置 1 の変形例について説明する。

【 0 0 5 7 】

30

( 変形例 1 )

まず、超音波診断装置 1 の変形例 1 について図 5 を参照して説明する。図 5 は、設定音速が異なる複数の断層像を模式的に表す図である。

【 0 0 5 8 】

生体は部位によって筋肉や脂肪などの組織性状が異なるため、部位によって分解能やコントラストが高くなる設定音速の値が異なる。そのため、断層像全体のコントラストに基づいて断層像を選択しても、必ずしも最適な設定音速の条件下で生成された断層像を選択したことになる。そこで、変形例 1 では、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像をそれぞれ複数の個別領域に分けて、各断層像の各個別領域におけるコントラストを求め、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像の各個別領域のなかから、個別領域ごとにコントラストが最も高い断層像データを選択する。そして、各個別領域におけるコントラストが最も高い断層像データを結合して、全領域の断層像データを再構成する。これにより、断層像内の個別領域によってコントラストが高くなる設定音速が異なる場合であっても、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像の各個別領域のなかから、個別領域ごとにコントラストが最も高い断層像を選択しているため、分解能が高い断層像が得られる。以下、具体的な処理について説明する。

40

【 0 0 5 9 】

変形例 1 では、コントラスト演算部 8 1 は、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像をそれぞれ複数の個別領域に分割し、各断層像の各個別領域におけるコントラストを求める。例えば、図 5 に示すように、コントラスト演算部 8 1 は、第 1 の設定音速 C 1 の条件下

50

で生成された断層像 100 を 5 つの個別領域 A、B、C、D、及び E に分割し、各個別領域 A ~ E に含まれる断層像データのコントラストを個別領域ごとに求める。すなわち、コントラスト演算部 81 は、断層像 100 について、個別領域 A の断層像データのコントラスト、個別領域 B の断層像データのコントラスト、個別領域 C の断層像データのコントラスト、個別領域 D の断層像データのコントラスト、及び個別領域 E の断層像データのコントラストを求める。同様に、コントラスト演算部 81 は、断層像 200、300、400 を、それぞれ 5 つの個別領域 A ~ E に分割して、各個別領域の断層像データのコントラストを求める。

#### 【0060】

個別領域に分割するための分割パターンを示す情報（座標情報）は、制御部 13 に予め設定されている。コントラスト演算部 81 は、制御部 13 の制御の下、全体の断層像を複数の個別領域に分割する。図 5 に示す例では、超音波の送受信方向に沿って断層像を複数の個別領域に分割しているが、これ以外の分割パターンに従って断層像を複数の個別領域に分割しても良い。また、各個別領域の大きさが等しくなるように断層像を等分割しても良いし、個々の個別領域の大きさがそれぞれ異なるように断層像を分割しても良い。さらに、操作者が操作部 12 を用いて、任意の分割パターンを指定できるようにしても良い。図 5 に示す例では、互いに隣り合う個別領域が重ならないように全体の断層像を分割しているが、互いに隣り合う個別領域が重なるように全体の断層像を分割しても良い。操作部 12 によって任意の分割パターンが指定されると、制御部 13 は、指定された分割パターンをコントラスト演算部 81 に設定し、コントラスト演算部 81 は、その分割パターンに従って断層像を複数の個別領域に分割する。

10

20

#### 【0061】

選択部 82 は、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像における同じ個別領域の断層像データのうち、コントラストが最も高い断層像データを選択する。例えば、個別領域 A について、設定音速 C1 の条件下で生成された断層像 100 のコントラストが最も高い場合、選択部 82 は、断層像 100 における個別領域 A の断層像 110 を選択する。同様に、個別領域 B について、設定音速 C3 の条件下で生成された断層像 300 のコントラストが最も高い場合、選択部 82 は、断層像 300 における個別領域 B の断層像 320 を選択する。また、個別領域 C について、設定音速 C2 の条件下で生成された断層像 200 のコントラストが最も高い場合、選択部 82 は、断層像 200 における個別領域 C の断層像 230 を選択する。また、個別領域 D について、設定音速 C3 の条件下で生成された断層像 300 のコントラストが最も高い場合、選択部 82 は、断層像 300 における個別領域 D の断層像 340 を選択する。また、個別領域 E について、設定音速 C4 の条件下で生成された断層像 400 のコントラストが最も高い場合、選択部 82 は、断層像 400 における個別領域 E の断層像 450 を選択する。

30

#### 【0062】

そして、選択部 82 は、個別領域 A ~ E のそれぞれにおいてコントラストが最も高い断層像データを表示制御部 9 に出力する。

#### 【0063】

表示制御部 9 は、個別領域 A ~ E のそれぞれにおいてコントラストが最も高い断層像データを結合することで、1 つの断層像データを再構成する。図 5 に示す例では、表示制御部 9 は、個別領域 A の断層像 110、個別領域 B の断層像 320、個別領域 C の断層像 230、個別領域 D の断層像 340、及び、個別領域 E の断層像 450 を結合することで、1 つの断層像 500 を再構成する。

40

#### 【0064】

そして、表示制御部 9 は、再構成した断層像データに基づく断層像 500 を表示部 11 に表示させる。これにより、断層像内の領域によってコントラストが高くなる設定音速が異なる場合であっても、領域ごとにコントラストが最も高い断層像を選択するため、分解能が高い断層像が得られる。

#### 【0065】

50

(動作)

次に、変形例 1 に係る超音波診断装置による一連の動作について、図 6 を参照して説明する。図 6 は、変形例 1 に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【0066】

(ステップ S 1 0)

まず、送信部 3 は、超音波プローブ 2 によって被検体に対して、所定の設定音速で超音波を送信する。

【0067】

(ステップ S 1 1)

超音波プローブ 2 は、被検体から反射されたエコー信号を受信し、そのエコー信号を受信部 4 に出力する。

【0068】

(ステップ S 1 2)

受信部 4 は、超音波プローブ 2 から出力されたエコー信号に対して、それぞれ異なる設定音速で遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる受信データを生成する。例えば、第 1 の設定音速 C 1、第 2 の設定音速 C 2、第 3 の設定音速 C 3、及び第 4 の設定音速 C 4 によって、受信部 4 は、設定音速の値を変えて受信ビームフォーミングを行うことで、4 種類の受信データを生成する。そして、信号処理部 5 は、受信部 4 にて生成された設定音速がそれぞれ異なる複数の受信データを受けて、設定音速がそれぞれ異なる複数の B モード超音波ラスタデータを生成する。この B モード超音波ラスタデータは、画像記憶部 6 に記憶される。

【0069】

(ステップ S 1 3)

そして、1 画面分 (1 フレーム分) のデータを生成して画像記憶部 6 に記憶するまで、ステップ S 1 0 からステップ S 1 2 の処理を繰り返す。これにより、1 画面分 (1 フレーム分) のデータに設定音速の数を乗じたデータが生成されて画像記憶部 6 に記憶される。例えば、1 フレームを 380 本の走査線信号で構成する場合、380 本に設定音速の数 (例えば 4) を乗算した本数の受信データを生成して画像記憶部 6 に記憶するまで、ステップ S 1 0 からステップ S 1 2 の処理を繰り返す。

【0070】

(ステップ S 1 4)

そして、1 フレーム分のデータが生成されて画像記憶部 6 に記憶された場合 (ステップ S 1 3、Yes)、画像生成部 7 は、設定音速がそれぞれ異なる複数の B モード超音波ラスタデータを画像記憶部 6 から読み込み、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データを生成する。例えば、4 種類の設定音速 (C 1、C 2、C 3、及び C 4) によって受信ビームを生成した場合、図 5 に示すように、画像生成部 7 は、設定音速が異なる 4 種類の断層像 100、200、300、400 を生成する。そして、画像生成部 7 は、4 種類の断層像データを演算部 8 に出力する。

【0071】

(ステップ S 1 5)

コントラスト演算部 8 1 は、設定音速がそれぞれ異なる条件下で生成された断層像をそれぞれ複数の個別領域に分割する。例えば図 5 に示すように、コントラスト演算部 8 1 は、設定音速 C 1 の条件下で生成された断層像 100 を 5 つの個別領域 A、B、C、D、及び E に分割する。同様に、コントラスト演算部 8 1 は、設定音速 C 2 の条件下で生成された断層像 200、設定音速 C 3 の条件下で生成された断層像 300、及び、設定音速 C 4 の条件下で生成された断層像 400 を、それぞれ 5 つの個別領域 A ~ E に分割する。

【0072】

(ステップ S 1 6)

そして、コントラスト演算部 8 1 は、各個別領域に含まれる断層像データのコントラ

10

20

30

40

50

トを個別領域ごとに求める。図 5 に示す例では、コントラスト演算部 8 1 は、断層像 1 0 0 について、個別領域 A の断層像データのコントラスト、個別領域 B の断層像データのコントラスト、個別領域 C の断層像データのコントラスト、個別領域 D の断層像データのコントラスト、及び個別領域 E の断層像データのコントラストを求める。同様に、コントラスト演算部 8 1 は、断層像 2 0 0、3 0 0、4 0 0 について、個別領域 A ~ E のそれぞれの断層像データのコントラストを求める。

【 0 0 7 3 】

(ステップ S 1 7)

選択部 8 2 は、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像の同じ個別領域において、コントラストが最も高い断層像を 1 つ選択する。図 5 に示す例では、選択部 8 2 は、個別領域 A については設定音速 C 1 で生成された断層像 1 1 0 を選択し、個別領域 B については設定音速 C 3 で生成された断層像 3 2 0 を選択し、個別領域 C については設定音速 C 2 で生成された断層像 2 3 0 を選択し、個別領域 D については設定音速 C 3 で生成された断層像 3 4 0 を選択し、個別領域 E については設定音速 C 4 で生成された断層像 4 5 0 を選択する。

10

【 0 0 7 4 】

(ステップ S 1 8)

表示制御部 9 は、個別領域 A ~ E のそれぞれにおいてコントラストが最も高い断層像データを結合することで、1 つの断層像データを再構成する。図 5 に示す例では、表示制御部 9 は、個別領域 A の断層像 1 1 0、個別領域 B の断層像 3 2 0、個別領域 C の断層像 2 3 0、個別領域 D の断層像 3 4 0、及び個別領域 E の断層像 4 5 0 を結合することで、1 つの断層像 5 0 0 を再構成する。

20

【 0 0 7 5 】

(ステップ S 1 9)

そして、表示制御部 9 は、再構成した断層像データに基づく断層像 5 0 0 を表示部 1 1 に表示させる。

【 0 0 7 6 】

以上のように、各設定音速の条件下で生成された断層像をそれぞれ複数の個別領域に分け、個別領域ごとにコントラストが最も高い断層像を選択することで、断層像内の領域によってコントラストが高くなる設定音速が異なる場合であっても、分解能が高い断層像を得ることができる。

30

【 0 0 7 7 】

(変形例 2)

次に、超音波診断装置 1 の変形例 2 について図 7 及び図 8 を参照して説明する。図 7 は、撮影領域とその撮影領域の断層像とを模式的に示す図である。図 8 は、変形例 2 に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 7 8 】

変形例 2 では、全体の撮影領域を複数の個別領域に分けて、超音波の送受信、断層像データの生成、コントラストの算出、及び断層像データの選択を個々の個別領域ごとに行い、選択されなかったデータについては、その都度、画像記憶部 6 から消去する。以下、図 8 に示すフローチャートを参照して、変形例 2 に係る超音波診断装置の動作について説明する。

40

【 0 0 7 9 】

(ステップ S 3 0)

まず、送信部 3 は、制御部 1 3 の制御の下、所望の撮影領域を複数の個別領域に分け、1 つの個別領域に対して、所定の設定音速で超音波を送信する。例えば、図 7 ( a ) に示すように、送信部 3 は、全体の撮影領域 S を複数の個別領域 A、B、C、D、E に分割し、各個別領域に対して順番に超音波を送信する。全体の撮影領域 S を示す情報 (座標情報) と、各個別領域 A ~ E を示す情報 (座標情報) は、制御部 1 3 に設定されている。そして、送信部 3 は、制御部 1 3 の制御の下、1 つの個別領域に対して超音波を送信する。

50

## 【 0 0 8 0 】

(ステップ S 3 1)

超音波プローブ 2 は、全体の撮影領域 S に含まれる 1 つの個別領域から反射されたエコー信号を受信し、そのエコー信号を受信部 4 に出力する。例えば、超音波プローブ 2 は、個別領域 A から反射されたエコー信号を受信し、個別領域 A のエコー信号を受信部 4 に出力する。

## 【 0 0 8 1 】

(ステップ S 3 2)

そして、受信部 4 は、超音波プローブ 2 から出力された 1 つの個別領域からのエコー信号に対して、それぞれ異なる設定音速で遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる複数の受信データを生成する。例えば、個別領域 A に対して超音波が送信されると、受信部 4 は制御部 1 3 の制御の下、個別領域 A について、それぞれ異なる設定音速で遅延処理を行うことで、設定音速がそれぞれ異なる複数の受信データを生成する。例えば、第 1 の設定音速 C 1、第 2 の設定音速 C 2、第 3 の設定音速 C 3、及び第 4 の設定音速 C 4 によって、受信部 4 は、設定音速の値を変えて受信ビームフォーミングを行うことで、個別領域 A について 4 種類の受信データを生成する。そして、信号処理部 5 は、個別領域 A における複数の受信データを受けて、個別領域 A における設定音速がそれぞれ異なる複数の B モード超音波ラスタデータを生成する。複数の B モード超音波ラスタデータは、画像記憶部 6 に一時的に記憶される。

10

## 【 0 0 8 2 】

(ステップ S 3 3)

そして、1 つの個別領域のデータを生成して画像記憶部 6 に記憶するまで、ステップ S 3 0 からステップ S 3 2 の処理を繰り返す。すなわち、1 つの個別領域に対して超音波の送受信を繰り返して、その個別領域のデータを取得する。これにより、1 つの個別領域のデータに設定音速の数を乗じたデータが生成されて画像記憶部 6 に記憶される。例えば、1 フレーム 3 8 0 本の走査線信号で構成する場合、3 8 0 本を個別領域の数 (例えば 5) で除算し、その値に、設定音速の数 (例えば 4) を乗算した本数の受信データを生成して画像記憶部 6 に記憶するまで、ステップ S 3 0 からステップ S 3 2 の処理を繰り返す。

20

## 【 0 0 8 3 】

(ステップ S 3 4)

そして、1 つの個別領域分のデータが生成されて画像記憶部 6 に記憶された場合 (ステップ S 3 3、Yes)、画像生成部 7 は、設定音速がそれぞれ異なる複数の B モード超音波ラスタデータを画像記憶部 6 から読み込み、設定音速が異なる複数の複数の断層像データを生成する。例えば、個別領域 A に対して超音波が送信された場合、画像生成部 7 は、個別領域 A における設定音速がそれぞれ異なる複数の B モード超音波ラスタデータを画像記憶部 6 から読み込み、個別領域 A における設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データを生成する。例えば図 7 (b) に示すように、画像生成部 7 は、個別領域 A について設定音速 C 1 の条件下で断層像 1 1 0 を生成し、設定音速 C 2 の条件下で断層像 2 1 0 を生成し、設定音速 C 3 の条件下で断層像 3 1 0 を生成し、設定音速 C 4 の条件下で断層像 4 1 0 を生成する。

30

40

## 【 0 0 8 4 】

(ステップ S 3 5)

コントラスト演算部 8 1 は、1 つの個別領域について設定音速がそれぞれ異なる条件下で生成された断層像のコントラストを求める。図 7 (b) に示す例では、コントラスト演算部 8 1 は、個別領域 A における断層像 1 1 0、2 1 0、3 1 0、4 1 0 のコントラストをそれぞれ求める。

## 【 0 0 8 5 】

(ステップ S 3 6)

選択部 8 2 は、1 つの個別領域において、設定音速が異なる複数の断層像データ間で、コントラストが最も高い断層像を 1 つ選択する。例えば、選択部 8 2 は、個別領域 A にお

50

いて、断層像 1 1 0、2 1 0、3 1 0、4 1 0のうち、コントラストが最も高い断層像を選択する。例えば図 7 ( b ) に示すように、設定音速 C 3 の条件下で生成された断層像 3 1 0 のコントラストが最も高い場合、選択部 8 2 は、個別領域 A については、断層像 3 1 0 を選択し、その断層像 3 1 0 を表す断層像データを表示制御部 9 に出力する。

【 0 0 8 6 】

1 つの個別領域についてコントラストが最も高い断層像が選択されると、制御部 1 3 は、選択部 8 2 によって選択されたデータ以外のデータを画像記憶部 6 から消去する。例えば、個別領域 A について断層像 3 1 0 が選択された場合、制御部 1 3 は、断層像 3 1 0 以外の断層像を生成するための B モード超音波ラスタデータを画像記憶部 6 から消去する。すなわち、制御部 1 3 は、断層像 1 1 0、2 1 0、4 1 0 を生成するための B モード超音波ラスタデータを画像記憶部 6 から消去する。消去によって生じたメモリは、次の個別領域の画像を取り込むために用いられる。

10

【 0 0 8 7 】

( ステップ S 3 7 )

そして、全ての個別領域について、コントラストが最も高い断層像を選択するまで、ステップ S 3 0 からステップ S 3 6 の処理を繰り返す。すなわち、個別領域 A についてコントラストが最も高い断層像が選択されると、制御部 1 3 は、個別領域 B に対する超音波の送信命令を送信部 3 に出力する、送信部 3 は制御部 1 3 の制御の下、個別領域 B に対して超音波を送信する ( ステップ S 3 0 )。上述したステップ S 3 1 からステップ S 3 6 と同様に、個別領域 B についても、複数の設定音速で遅延処理を行い、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データを生成する。そして、設定音速がそれぞれ異なる複数の断層像データのコントラストを求め、個別領域 B について、コントラストが最も高い断層像データを選択する。そして、制御部 1 3 は、選択された断層像データ以外のデータを画像記憶部 6 から消去する。個別領域 C ~ E についても、超音波の送受信、断層像データの生成、コントラストの算出、及び断層像データの選択を個々の個別領域ごとに行い、その都度、選択されなかったデータを画像記憶部 6 から消去する。

20

【 0 0 8 8 】

( ステップ S 3 8 )

全ての個別領域についてコントラストが最も高い断層像が選択された場合 ( ステップ S 3 7、Y e s )、表示制御部 9 は、個別領域 A ~ E のそれぞれにおいてコントラストが最も高い断層像データを結合することで、全体の撮影領域 S を表す断層像データを再構成する。

30

【 0 0 8 9 】

( ステップ S 3 9 )

そして、表示制御部 9 は、選択部 8 2 によって結合された撮影領域 S を表す断層像データに基づく断層像を表示部 1 1 に表示させる。

【 0 0 9 0 】

以上のように、超音波の送受信、断層像データの生成、コントラストの算出、及び断層像データの選択を個々の個別領域ごとに行い、その都度、選択されなかったデータを画像記憶部 6 から消去することで、画像記憶部 6 の規模を小さくすることが可能となる。例えば、全体の撮影領域 S について、4 種類の設定音速に基づいて 4 つの断層像データを生成する場合、4 画面分 ( 4 フレーム分 ) のデータを画像記憶部 6 に保持しておく必要がある。これに対して、変形例 2 に係る超音波診断装置によると、個別領域の断層像データに設定音速の数を乗じたデータのみを画像記憶部 6 に保持しておけば良いため、音速の最適化に必要なメモリを削減することが可能となる。

40

【 0 0 9 1 】

( 変形例 3 )

次に、超音波診断装置 1 の変形例 3 について図 9 を参照して説明する。図 9 は、互いに隣り合う個別領域の断層像を模式的に示す図である。

【 0 0 9 2 】

50

変形例 3 では、上述した変形例 1 及び変形例 2 と同様に、全体の断層像、又は全体の撮影領域を複数の個別領域に分割し、個別領域ごとにコントラストが最も高い断層像を選択する。そして、各個別領域の断層像データを結合することで全体の断層像データを生成する。さらに、変形例 3 では、互いに隣り合う個別領域が一部分において重なるように、全体の断層像又は全体の撮影領域を分割する。

#### 【0093】

変形例 1 においては、コントラスト演算部 8 1 は、互いに隣り合う個別領域が一部分において重なるように、全体の断層像を複数の個別領域 A ~ E に分割する。例えば図 9 に示すように、コントラスト演算部 8 1 は、個別領域 A と個別領域 B とが一部分において重なるように、全体の断層像を分割する。この分割パターンは、制御部 1 3 に設定されており、コントラスト演算部 8 1 は、制御部 1 3 の制御の下、分割パターンに従って全体の断層像を分割する。

10

#### 【0094】

そして、個別領域 A については、設定音速 C 1 の条件下で生成された断層像 1 0 0 に含まれる断層像 1 6 0 のコントラストが最も高く、個別領域 B については、設定音速 C 2 の条件下で生成された断層像 2 0 0 に含まれる断層像 2 6 0 のコントラストが最も高い場合、表示制御部 9 は、断層像 1 6 0 と断層像 2 6 0 とを結合する。このとき、個別領域 A と個別領域 B とで一部分が重なる（重複領域 F）。個別領域 A の断層像 1 6 0 と個別領域 B の断層像 2 6 0 とでは、設定音速の値が異なるため、つなぎ目において不自然な画像になる可能性がある。そこで、変形例 3 では、表示制御部 9 は、重複領域 F に含まれる個別領域 A の断層像データと個別領域 B の断層像データをブレンディングすることで、重複領域 F における画像のつなぎ目を目立たなくする。例えば、表示制御部 9 は、互いに隣り合う個別領域が重なる重複領域について、重複領域における各個別領域の画像データの画素値の比率を位置に応じて変えながら、各個別領域の画像データの画素値を加算することで、重複領域における画像データを生成する。

20

#### 【0095】

具体的には、表示制御部 9 は、制御部 1 3 から重複領域 F の座標情報を受けて、その重複領域 F については、個別領域 A の断層像データの画素値（輝度値）と個別領域 B の断層像データの画素値（輝度値）との比率を位置によって徐々に変えて加算することで、重複領域 F の断層像データを生成する。例えば、表示制御部 9 は、重複領域 F において個別領域 A に近い位置ほど、個別領域 A における断層像データの画素値の割合を個別領域 B における断層像データの画素値の割合よりも高くして、個別領域 A の断層像データと個別領域 B の断層像データとを加算することで重複領域 F の断層像データを生成する。一方、表示制御部 9 は、個別領域 B に近い位置ほど、個別領域 B における断層像データの画素値の割合を個別領域 A における断層像データの画素値の割合よりも高くして、個別領域 A の断層像データと個別領域 B の断層像データとを加算することで重複領域 F の断層像データを生成する。

30

#### 【0096】

表示制御部 9 は、個別領域 A ~ E の断層像データを結合し、各個別領域が重なる重複領域についてはブレンディングを施すことで、全体の断層像データを生成する。そして、表示制御部 9 は、全体の断層像データに基づく断層像 6 0 0 を表示部 1 1 に表示させる。

40

#### 【0097】

以上のように、音速設定が異なる画像同士が重なる部分については、ブレンディングを施すことで、その境界におけるつなぎ目を目立たなくすることができる。これにより、画質差が大きい境界においても、その境界で不自然な画像にならず、画質差を少なくすることが可能となる。

#### 【0098】

なお、操作者が操作部 1 2 を用いることで、ブレンディングを行う範囲や、断層像データの輝度値の比率を、任意に変更できるようにしても良い。

#### 【図面の簡単な説明】

50

## 【 0 0 9 9 】

【図 1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 2】この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置された受信部を示すブロック図である。

【図 3】設定音速が異なる断層像を模式的に示す図である。

【図 4】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 5】設定音速が異なる複数の断層像を模式的に表す図である。

【図 6】変形例 1 に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 7】撮影領域とその撮影領域の断層像とを模式的に示す図である。

10

【図 8】変形例 2 に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 9】互いに隣り合う個別領域の断層像を模式的に示す図である。

【図 10】超音波ビームの集束のための遅延時間  $t$  を説明するための模式図である。

## 【符号の説明】

## 【 0 1 0 0 】

1 超音波診断装置

2 超音波プローブ

3 送信部

4 受信部

5 信号処理部

20

6 画像記憶部

7 画像生成部

8 演算部

9 表示制御部

10 ユーザーインターフェース ( U I )

11 表示部

12 操作部

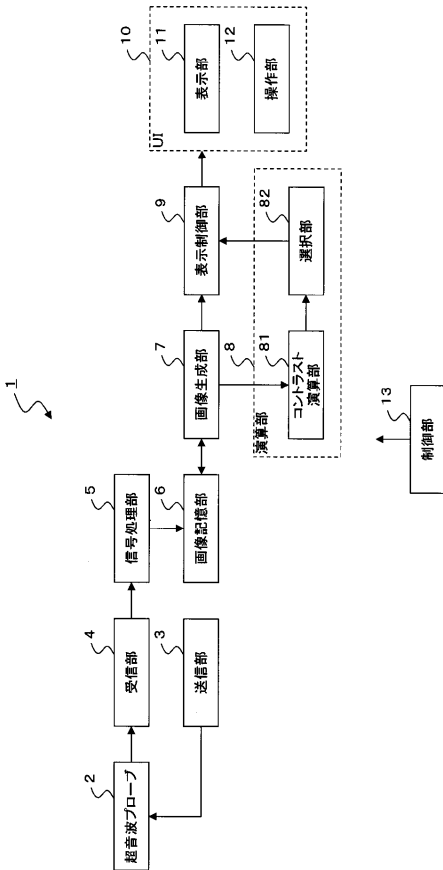
13 制御部

81 コントラスト演算部

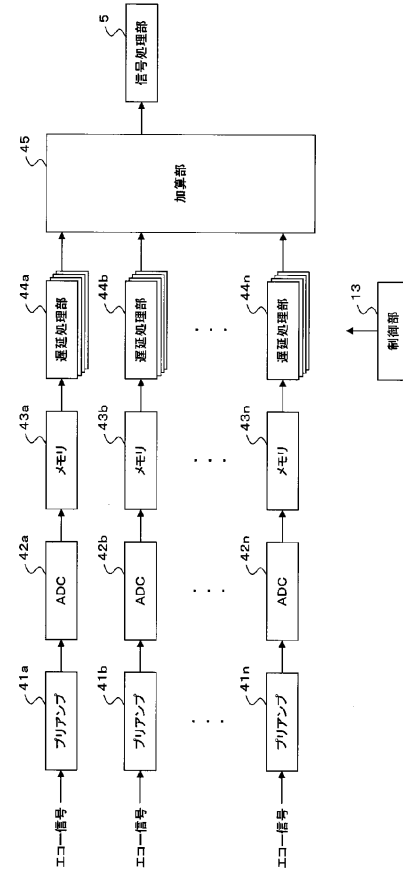
82 選択部

30

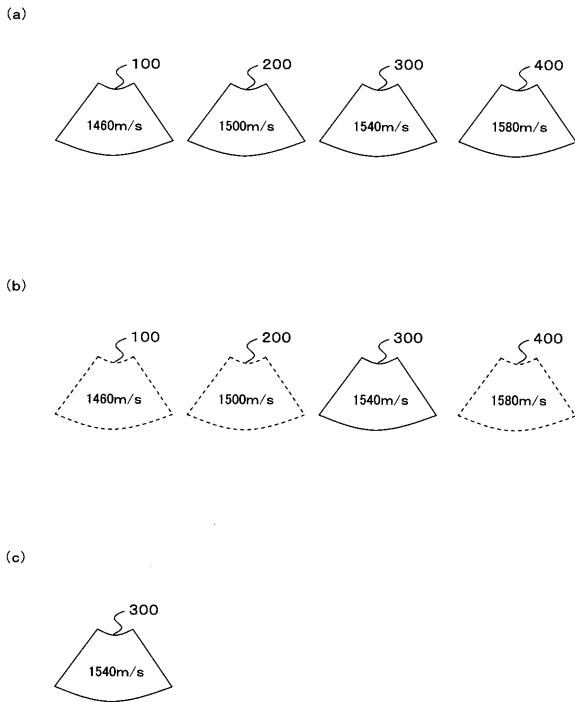
【図1】



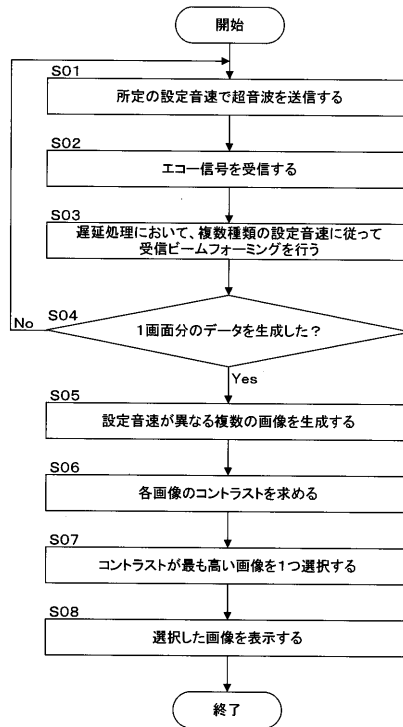
【図2】



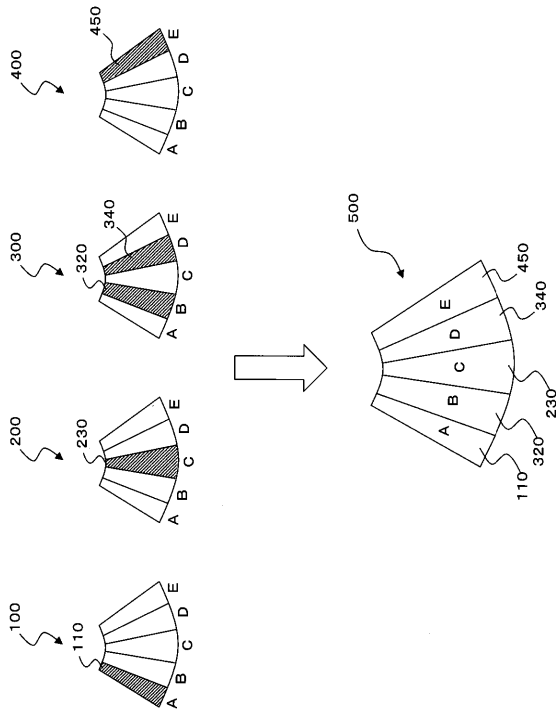
【図3】



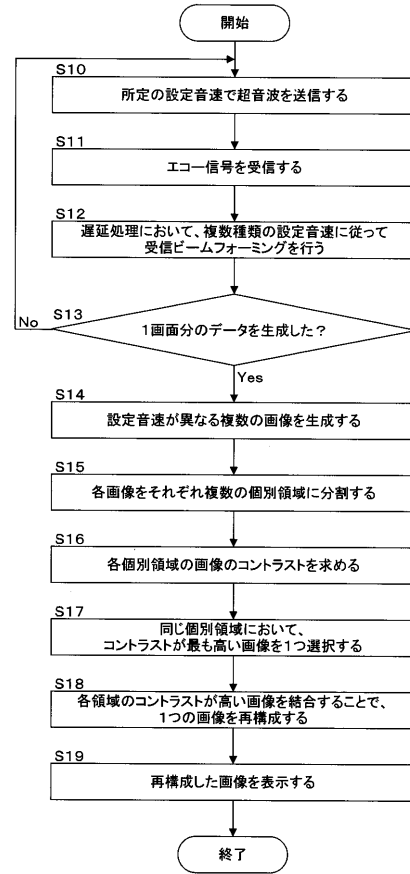
【図4】



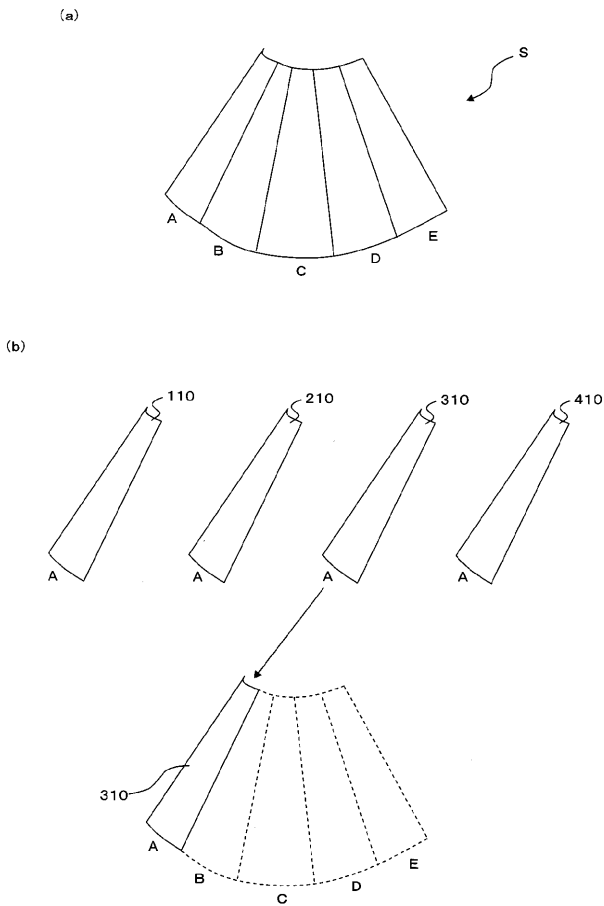
【図5】



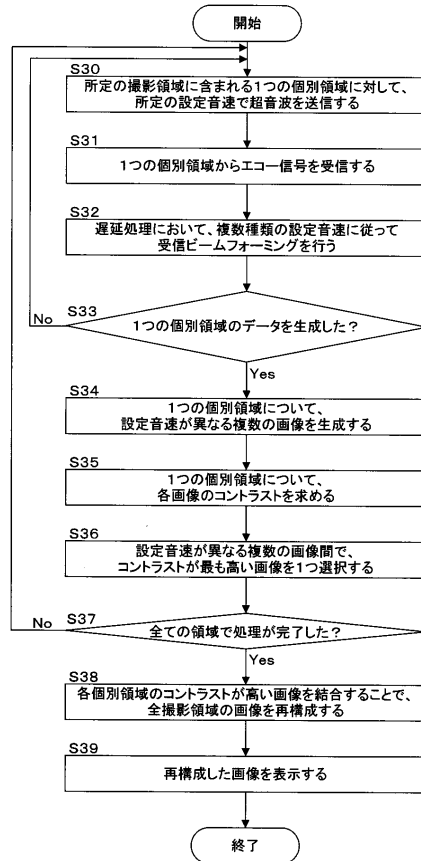
【図6】



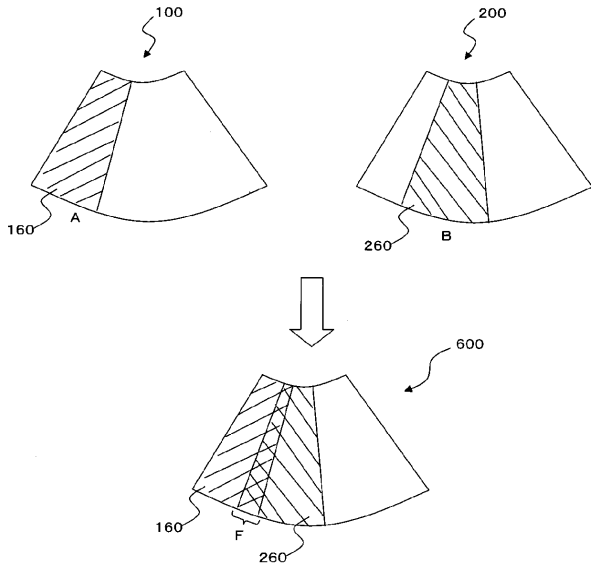
【図7】



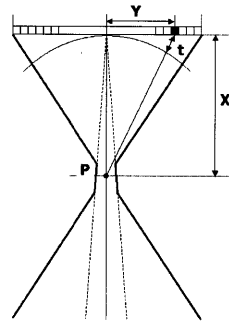
【図8】



【 図 9 】



【 図 10 】



X: 焦点距離  
Y: 各素子の位置座標  
C: 音速

---

フロントページの続き

(72)発明者 柴田 千尋

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 EE04 EE09 HH14 HH29 HH33 JB36 JB45 JB50 JC22  
JC37 KK12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009089940A</a>	公开(公告)日	2009-04-30
申请号	JP2007264318	申请日	2007-10-10
[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		
[标]发明人	中屋重光 掛江明弘 柴田千尋		
发明人	中屋 重光 掛江 明弘 柴田 千尋		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52046 G01S7/52036		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH14 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JB50 4C601/JC22 4C601/JC37 4C601/KK12		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够产生具有良好分辨率的超声图像而不进行用于研究设定声速的扫描的超声诊断设备。发送单元通过超声波探头将超声波发送到对象。接收单元4通过超声探头2接收从对象反射的回波信号，并根据多个设定的声速对回波信号进行延迟处理，从而获得具有不同设定声速的多个接收信号产生。图像生成单元7基于具有不同设定声速的接收信号生成具有不同设置声速的多个断层图像数据。对比度计算单元81获得每条断层图像数据的对比度，并且选择单元82选择断层图像数据中具有最高对比度的断层图像数据。显示控制单元9使显示单元11基于由选择单元82选择的断层图像数据显示断层图像。 点域1

