

(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2009-100997

(P2009-100997A)

(43) 公開日 平成21年5月14日(2009.5.14)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F1  
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 9 頁)

(21) 出願番号 特願2007-276658 (P2007-276658)  
(22) 出願日 平成19年10月24日(2007.10.24)(71) 出願人 390029791  
アロカ株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 100075258  
弁理士 吉田 研二  
(74) 代理人 100096976  
弁理士 石田 純  
(72) 発明者 笠原 英司  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
カ株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 EE09 GB03 HH33 JB22 JB48  
JB51

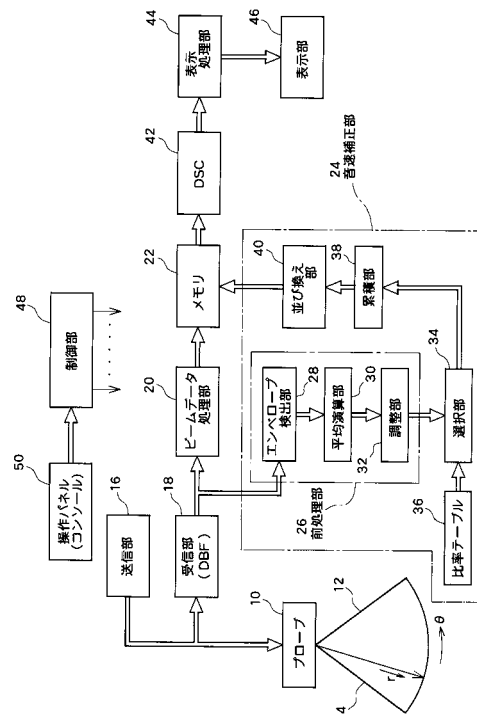
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、体内における実際の音速に基づいてエコーデータ列に対して音速補正が適用されるようにする。

【解決手段】受信部18から出力されるビームデータからエンベロープが検出され、そのエンベロープに対して移動平均処理が適用される。各平均値に対して所定の調整が行われた上で、調整後の平均値(エコー強度を表すもの)から音速比率が求められる。その比率を累積することにより並び換え情報が得られる。並び換え部40は並び換え情報に基づいてメモリ22上に格納されたビームデータに対して並び換え処理を適用する。この処理は時間軸上における圧縮伸張に相当する。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受波する複数の振動素子からなるアレイ振動子と、  
前記アレイ振動子から出力される複数の受信信号に対して整相加算処理を適用し、これにより補正前エコーデータ列を出力する受信部と、  
前記補正前エコーデータ列における各深さのエコー強度に基づいて、前記補正前エコーデータ列に対応する音速補正值列を演算する音速補正值列演算部と、  
前記音速補正值列に基づいて、前記補正前エコーデータ列を補正して補正後エコーデータ列を生成する音速補正実行部と、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の装置において、  
前記音速補正值列は、エコーデータの並び換え条件を規定するものであり、  
前記音速補正実行部は、前記補正前エコーデータ列に対して並び換え処理を適用して前記補正後エコーデータ列を生成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 記載の装置において、  
前記並び換え処理は、超音波画像形成のための座標変換の前、最中又は後に実行される、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の装置において、  
前記音速補正值列演算部は、  
前記補正前エコーデータ列に対して少なくとも送信パワーを考慮した前処理を適用し、エコー強度基準値列を求める前処理部と、  
エコー強度基準値と音速比との関係に基づいて、前記エコー強度基準値列を構成する各深さのエコー強度基準値に対応する音速比を求める音速比演算部と、  
前記各深さの音速比を累積加算することにより、前記音速補正值列を求める累積演算部と、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

請求項 4 記載の装置において、  
前記前処理部は、  
前記補正前エコーデータからエンベロープを検出するエンベロープ検出部と、  
前記エンベロープに対して平均処理を適用する平均処理部と、  
前記平均処理後の各深さの平均値に対して少なくとも送信パワーに関する係数を作用させて前記エコー強度基準値列を求める調整部と、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

40

**【0001】**

本発明は超音波診断装置に関し、特に音速補正技術に関する。

**【背景技術】****【0002】**

生体内において超音波の音速は組織の性状（特に硬さ）によって変動する。にもかかわらず、超音波診断装置においては、生体中で音速が一定であるとみなして、送受信制御や画像形成が行われている。我国では、生体中の音速として  $1530\text{ m/s}$  を用いるのが一般的であるが、諸外国では、 $1540\text{ m/s}$  が用いられることもある。

**【0003】**

上記のように生体組織の相違により、体内において音速は一定ではない。それ故、超音

50

波画像上では視覚的にほとんど歪みを認識できないような場合であっても、超音波画像上での距離計測等において看過できない計測誤差が生じてしまうこともある。

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 7 - 7 0 4 5 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 5 4 8 4 5 号公報

【特許文献 3】特開平 6 - 3 0 9 3 1 号公報

【特許文献 4】特開平 7 - 3 0 3 6 4 0 号公報

【特許文献 5】特開平 7 - 3 1 6 1 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 に記載された超音波診断装置においては、複数の振動素子から出力された複数の受信信号に基づいて、設定音速が相違する複数のビームプロファイルを生成し、その中の最良のビームプロファイルを特定することにより、実際の音速を推定している。この方法では、かなり演算量が増大するので、リアルタイム処理が困難である。また、基本的に深さ方向に沿ってきめ細かく音速補正を行うことはできない。

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 に記載された超音波診断装置においては受信信号について時間ずれの特徴量を求めて、それを利用して音速補正を行う方法が記載されている。しかし、この手法でも深さ方向に沿ってきめ細かく音速補正を行うことはできない。特許文献 3 ~ 5 にも関連技術が開示されている。

20

【 0 0 0 7 】

なお、受信部においては複数の受信信号を整相加算処理することによって受信ビームに相当するビームデータを得ている。整相加算処理前の段階で個々の受信信号に対して音速補正を行うと、各受信信号の位相を操作してしまうことになるから、音速補正に起因して整相加算処理を適正に行えなくなるおそれがある。

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、深さ方向に沿ってきめ細かく音速補正を行えるようにすることにある。

【 0 0 0 9 】

本発明の他の目的は、整相加算処理を今まで通り行った上で音速補正を行えるようにすることにある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明は、超音波を送受波する複数の振動素子からなるアレイ振動子と、前記アレイ振動子から出力される複数の受信信号に対して整相加算処理を適用し、これにより補正前エコーデータ列を出力する受信部と、前記補正前エコーデータ列における各深さのエコー強度に基づいて、前記補正前エコーデータ列に対応する音速補正值列を演算する音速補正值列演算部と、前記音速補正值列に基づいて、前記補正前エコーデータ列を補正して補正後エコーデータ列を生成する音速補正実行部と、を含むことを特徴とする超音波診断装置に関する。

40

【 0 0 1 1 】

エコー強度は、体内における反射点の組織性状を反映した情報であり、特に組織の硬さを反映したものである。そして、組織の硬さに応じて音速が異なることは既知の事実である。よって、エコー強度から反射点における音速を概算（推定）することが可能である。このような考え方の下、本発明は、各深さのエコー強度の大きさから各深さの音速を推定して、それを利用してエコーデータ列について音速補正を適用するものである。音速推定に先立って、各エコーデータに対して深さに応じた減衰を補償する利得調整がなされるのが望ましい。また、送受信条件（特に送信パワー）に応じてエコー強度が異なることになるので、それを考慮して音速を推定した方がよい。各深さの音速を具体的数値として推定

50

する必要性は必ずしもなく、結果として、音速補正がなされたエコーデータ列が得られれば十分である。例えば、各データについての並び換え情報（距離補正值）を求めるようにしてもよい。そのような情報も音速補正值の概念に含まれる。音速補正は、スキャンコンバートの前、最中又は後において行い得るが、スキャンコンバートの前に実行されるのが望ましい。上記構成によれば整相加算処理後のビームデータに対して音速補正が適用されるので、整相加算処理前の段階で音速補正を行うことに起因する問題は生じない。音速補正の方法として、データ並び換え等、結果として時間軸上での圧縮及び伸長を行う方法を採用するのが望ましい。原点から奥行き方向にかけて音速誤差（既定値と実際値とのズレ）が累積していくため、そのような音速誤差の累積を考慮して音速補正を行う必要がある。

10

#### 【0012】

上記構成によれば、画一的な音速を前提として構成された超音波画像に含まれる音速誤差に起因する歪みを解消又は軽減できるという利点を得られる。よって、超音波画像の画質を向上でき、また超音波画像上での計測（距離計測、面積演算等）の精度を高められるという利点を得られる。ここで、超音波画像は、二次元断層画像であるのが望ましいが、二次元血流画像（二次元ドプラ画像）等であってもよい。通常、カラードプラモードにおいては、二次元断層画像上に二次元血流画像が重合表示されるため、前者の形成過程で取得、利用された音速補正情報を後者の形成でも利用することが可能である。なお、隣接ビーム間における構造的な相関性を考慮し、隣接ビーム間で（あるいはビーム走査方向に沿って）音速補正值列に対する補間処理を適用した上で、実際の音速補正を行うようにしてもよい。

20

#### 【0013】

望ましくは、前記音速補正值列は、エコーデータの並び換え条件を規定するものであり、前記音速補正実行部は、前記補正前エコーデータ列に対して並び換え処理を適用して前記補正後エコーデータ列を生成する。望ましくは、前記並び換え処理は、超音波画像形成のための座標変換の前、最中又は後に実行される。

#### 【0014】

望ましくは、前記音速補正值列演算部は、前記補正前エコーデータ列に対して少なくとも送信パワーを考慮した前処理を適用し、エコー強度基準値列を求める前処理部と、エコー強度基準値と音速比との関係に基づいて、前記エコー強度基準値列を構成する各深さのエコー強度基準値に対応する音速比を求める音速比演算部と、前記各深さの音速比を累積加算することにより、前記音速補正值列を求める累積演算部と、を含む。望ましくは、前記前処理部は、前記補正前エコーデータからエンベローブを検出するエンベローブ検出部と、前記エンベローブに対して移動平均処理を適用する平均処理部と、前記移動平均処理後の各深さの平均値に対して少なくとも送信パワーに関する係数を作用させて前記エコー強度基準値列を求める調整部と、を含む。

30

#### 【発明の効果】

#### 【0015】

以上説明したように、本発明によれば深さ方向に沿ってきめ細かく音速補正を行える。よって、超音波画像の画質を向上でき、あるいは、超音波画像を基礎とした計測（拒理計測、面積計測、等）の精度を高められる。

40

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0016】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

#### 【0017】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、医療の分野において用いられ、生体内の情報を超音波画像として表示する装置である。

#### 【0018】

図1において、プローブ10は、1Dアレイ振動子を有している超音波探触子である。

50

１Ｄアレイ振動子は、直線状あるいは円弧状に配列された複数の振動素子からなるものである。１Ｄアレイ振動子によって超音波ビーム１４が形成され、それを電子走査することにより走査面１２が構成される。この走査面１２は、二次元エコーデータ取り込み領域に相当するものである。図１において、深さ方向が $r$ として表されており、電子走査方向が $\theta$ により表されている。電子走査方式としては電子セクタ走査の他、電子リニア走査等が知られている。なお、プローブ１０に対して２Ｄアレイ振動子を設け、三次元エコーデータ取り込み空間を形成するようにしてもよい。

#### 【００１９】

プローブ１０から超音波を生体内へ送信すると、各深さ位置において超音波の反射が生じ、各深さ位置からのエコーがプローブ１０において受波される。生体内における各位置での音速は生体組織の性状、特に硬さに依存しており、実際において各組織ごとに音速はまちまちであるが、従来の超音波診断装置においては生体内において音速が一定であるものとみなして画像形成を行っていた。これに対し、本実施形態の超音波診断装置においては、後に説明するように各深さ位置におけるエコー強度を基準として音速補正値を求め、これによってエコーデータ列に対する音速補正、特に並び換え補正を実行するものである。

10

#### 【００２０】

図１において、送信部１６は送信ビームフォーマーであって、プローブ１０が有する１Ｄアレイ振動子に対して複数の送信信号を並列的に供給する。一方、受信部１８は、受信ビームフォーマーであり、本実施形態においては特にデジタルビームフォーマー（ＤＢＦ）が用いられている。プローブ１０から出力される複数の受信信号は受信部１８において整相加算処理され、これによって整相加算後の受信信号（ビームデータ）が得られる。ビームデータは時系列順に並んだ複数のエコーデータにより構成されるものである。

20

#### 【００２１】

ビームデータ処理部２０は、対数圧縮処理、検波処理等の信号処理を実行するモジュールである。信号処理後のビームデータは本実施形態においてメモリ２２上に一時的に格納される。メモリ２２は１つまたは複数のビームデータを格納する記憶容量を有している。メモリ２２はシネメモリとして機能するものである。

#### 【００２２】

後に説明するように、音速補正部２４は、メモリ２２上に格納されたビームデータに対してエコーデータ単位で並び換えを実行しており、これによって各深さ位置における実際の音速を考慮した構成を有するビームデータ（補正後ビームデータ）が生成される。

30

#### 【００２３】

ＤＳＣ４２はデジタルスキャンコンバータであり、入力されるビームデータに対して座標変換処理や補間処理を適用する。これによって二次元断層画像（Ｂモード画像）が形成される。その画像データは表示処理部４４を介して表示部４６へ出力される。表示部４６には二次元断層画像が表示される。そのような画像の他に、二次元ドブラ画像、三次元超音波画像等が表示されてもよい。

#### 【００２４】

制御部４８は図１に示される各構成の動作制御を行っている。制御部４８にはコンソールとしての操作パネル５０が接続されている。操作パネル５０はキーボードやトラックボールなどを有するものである。操作パネル５０を利用してユーザーは動作条件やパラメータの入力を行える。

40

#### 【００２５】

次に、音速補正部２４について詳述する。音速補正部２４は受信部１８から出力されるビームデータ（補正前エコーデータ列）に基づいて当該エコーデータに対して並び換えを行うための補正情報を生成するものである。なお、音速補正部２４に入力されるビームデータに対してはあらかじめ深さに応じた減衰を補償するための利得補正が適用されている。そのような利得補正は受信部１８が有する機能によって実現されている。もちろん、そのような機能が音速補正部２４に備わっていてもよい。

50

## 【 0 0 2 6 】

前処理部 2 6 はエンベロープ検出部 2 8、平均演算部 3 0 及び調整部 3 2 によって構成される。エンベロープ検出部 2 8 は、R F 信号としてのビームデータにおけるエンベロープを検出するモジュールである。エンベロープ検出部 2 8 を独立して設けるのではなく、検波後のビームデータを利用するようにしてもよい。平均演算部 3 0 は、検出されたエンベロープに対して移動平均処理を適用するモジュールである。すなわち、図 2 に示されるように、時間軸方向に沿って存在するエンベロープ 5 2 に対しウィンド 5 4 をスキャンして各ウィンド位置において平均値を求め、これによって平均化されたエンベロープを求めるものである。エンベロープの平滑化処理としては他の手法を利用することもできる。

## 【 0 0 2 7 】

調整部 3 2 は、各深さ位置において求められた平均値からエコー強度基準値を求めるものであり、その場合においては少なくとも送信パワーを考慮した調整が行われる。これが図 3 に概念的に示されている。エコー強度平均値 5 6 をそのまま利用して音速を推定すると、送受信条件如何によっては推定誤差が大きくなるため、本実施形態では符号 5 8 に示されるようにエコー強度平均値 5 6 に対して送信パワーによる調整が適用されている。さらに、符号 6 0 で示されるように、送受信開口サイズによる調整や他のパラメータに基づく調整が適用されてもよい。いずれにしても、組織の硬さをできる限り忠実に反映する情報としてエコー強度基準値 6 2 が求められるように調整を行うのが望ましい。

## 【 0 0 2 8 】

比率テーブル 3 6 には図 4 に示されているようにエコー強度基準値と比率との関係が登録されている。テーブルを利用することなく演算式の形でエコー強度基準値と比率との関係を保持するようにしてもよい。エコー強度は一般に組織の硬さを指標するものとみなすことができ、組織の硬さと音速との間には一定の相関関係があるため、比率テーブル 3 6 はそのような関係に基づいて音速を推定するためのものである。実際には、本実施形態においては推定音速を保持しているのではなく、一律に設定されている音速と実際に推定される音速との比（比音速）の情報が格納されている。すなわち、想定された音速と実際の組織の音速が一致していれば比率としては 1 . 0 となる。これに対し、実際の音速の方が高ければ比率としては 1 . 0 を超える値となる。選択部 3 4 は、調整部 3 2 から出力されるエコー強度基準値に基づいて比率テーブル 3 6 を参照し、エコー強度基準値 6 2 に対応する比率を選択している。上述したように、関数演算によって比率を求めるようにしてもよい。累積部 3 8 は、送受波原点から深さ方向に沿って各深さ位置について求められた比率を段階的に累積し、各深さ位置における累積値を求めている。この累積値は距離補正值あるいは時間軸上の伸縮補正值と理解されるものである。

## 【 0 0 2 9 】

並び換え部 4 0 は、累積部 3 8 から出力される累積値に基づいて、メモリ 2 2 上に格納されているビームデータを構成する各エコーデータの位置を前後に調整し、すなわちビームデータについての並び換え処理を適用して音速補正を実行する。そして、音速補正後のビームデータが上記のように D S C 4 2 へ送られる。

## 【 0 0 3 0 】

上記の一連の処理を図 5 及び図 6 を用いて説明する。エコー強度基準値 6 2 は上述したように図 1 に示した調整部 3 2 によって求められるものである。そのようなエコー強度基準値 6 2 から比率 6 4 が特定され、各深さの比率から各深さごとに累積値 6 6 が演算される。各深さごとの累積値 6 6 は小数を含むものであるため、切り捨て（あるいは四捨五入）等の処理を適用したものが符号 6 8 に示される並び換え後のアドレスである。すなわち通常であれば時系列に沿って 1 から一つずつインクリメントされたアドレスが与えられるわけであるが、このように再マッピング用のアドレス情報を取得することにより、当該情報を利用してビームデータを再構成することが可能となる。

## 【 0 0 3 1 】

そのような処理が図 6 に示されている。（A）は並び換え前のビームデータを表しており、そのビームデータは時間軸上において均等間隔で並んだ複数のエコーデータにより構

10

20

30

40

50

成される。(B)には並び換え後のビームデータが示されており、(A)と(B)との間における矢印は時間軸方向における伸張または圧縮を表している。組織が硬いところでは音速が大きくなり従ってそれに対応して時間軸が部分的に伸張される。組織が柔らかいところにおいては音速が小さくなるため時間軸上においては局所的に時間軸が縮小される。このような並び換え処理にあたって、データが欠落したり重複したりする部位が生じることになるが、そのような場合には補間処理あるいは合成処理等が適用される。図6において符号100は補間ポイントを表しており、前後二点あるいはそれ以上のデータを参照して補間処理を適用することにより欠落ポイントに対して補間値が与えられる。符号102は合成ポイントを表しており、一つの時間軸上の点に複数のデータが与えられる場合にはそれらを例えば加算平均してその結果値が当該ポイントに与えられる。そのような合成処理に代えて間引き等の処理を適用することも可能である。この実施形態においては、データの並び換えという形で音速補正を行ったが、結果として音速の補正が行える限りにおいて各種の手法を適用することができる。

10

20

30

#### 【0032】

本実施形態においては、座標変換前の段階において音速補正が適用されていたが、座標変換の最中において音速補正を行うようにしてもよい。その場合においてはデジタルスキャンコンバータにおける座標変換条件が音速補正值によって修正されることになる。また、一旦画像が形成された上で画像を構成する各ピクセルを音速補正值に従って移動させ、画像の歪みを解消するようにしてもよい。また、隣接ビーム間において音速補正值列の補間処理を適用し、組織構造の連続性に基づいて、よりなだらかな音速補正が適用されるようにしてもよい。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0033】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】エンベロープ及び平均処理を説明するための図である。

【図3】エコー強度平均値からエコー強度基準値を求める処理を説明するための図である。

【図4】比率テーブルの一例を示す図である。

【図5】音速補正の実行過程を説明するための概念図である。

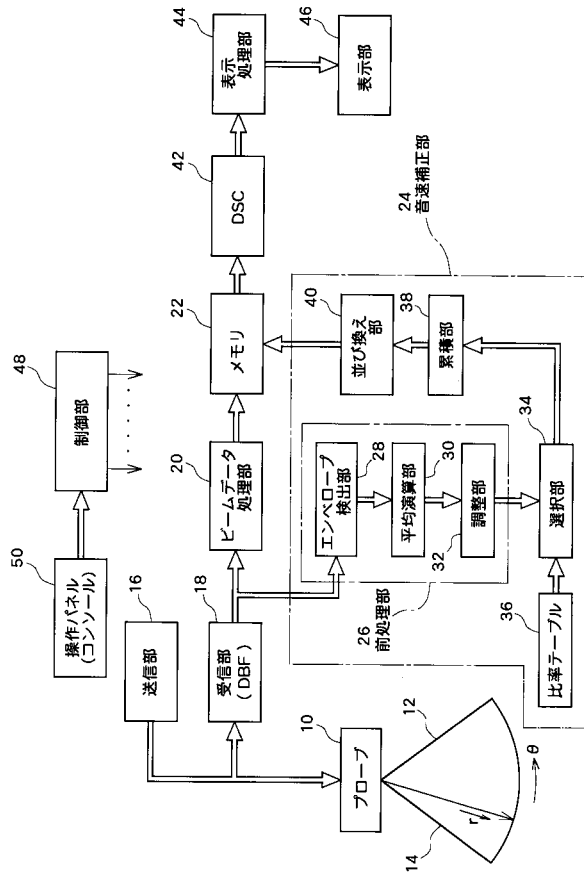
【図6】並び換え処理を説明するための図である。

#### 【符号の説明】

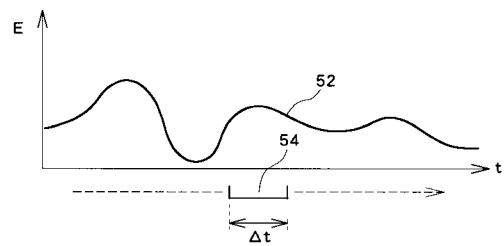
#### 【0034】

10 プローブ、16 送信部、18 受信部、20 ビームデータ処理部、22 メモリ、24 音速補正部、26 前処理部、28 エンベロープ検出部、30 平均演算部、32 調整部、34 選択部、36 比率テーブル、38 累積部、40 並び換え部。

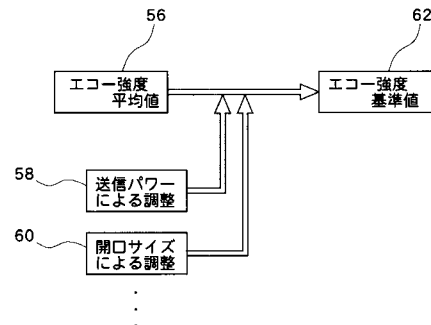
【 図 1 】



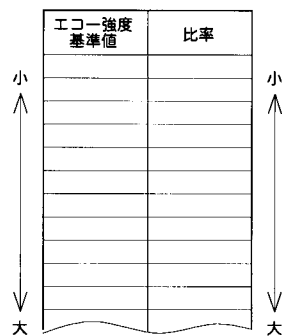
【圖 2】



【 図 3 】



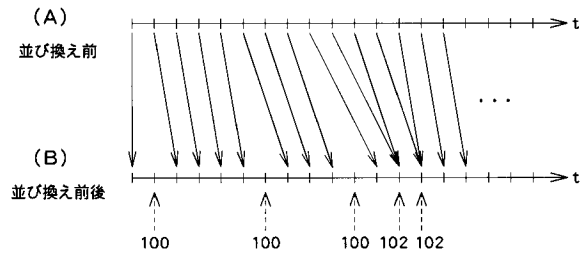
【 図 4 】



【 図 5 】

|  | 62           | 64  | 66   | 68             |
|--|--------------|-----|------|----------------|
|  | エコー強度<br>基準値 | 比率  | 累積値  | 並び換え後<br>のアドレス |
|  | 40           | 0.9 | 0.9  | 0              |
|  | 60           | 1.1 | 2.0  | 2              |
|  | 80           | 1.3 | 3.3  | 3              |
|  | 80           | 1.3 | 4.6  | 4              |
|  | 80           | 1.3 | 5.9  | 5              |
|  | 80           | 1.3 | 7.2  | 7              |
|  | 80           | 1.3 | 8.5  | 8              |
|  | 80           | 1.3 | 9.8  | 9              |
|  | 80           | 1.3 | 11.1 | 11             |
|  | 70           | 1.2 | 12.3 | 12             |
|  | 60           | 1.1 | 13.4 | 13             |
|  | 40           | 0.9 | 14.3 | 14             |
|  | 20           | 0.7 | 15.0 | 15             |
|  | 10           | 0.6 | 15.6 | 15             |
|  | 10           | 0.6 | 16.2 | 16             |
|  | 10           | 0.6 | 16.8 | 16             |
|  | 10           | 0.6 | 17.4 | 17             |
|  | 10           | 0.6 | 18.0 | 18             |
|  | 10           | 0.6 | 18.6 | 18             |
|  | 20           | 0.7 | 19.3 | 19             |
|  | 20           | 0.7 | 20.0 | 20             |
|  | 30           | 0.8 | 20.8 | 20             |
|  | 50           | 1.0 | 21.8 | 21             |
|  | 40           | 0.9 | 22.7 | 22             |
|  | 30           | 0.8 | 23.5 | 23             |

【図 6】



100 : 補間ポイント

102 : 合成ポイント (又は間引きポイント)

|                |                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2009100997A</a>                                     | 公开(公告)日 | 2009-05-14 |
| 申请号            | JP2007276658                                                      | 申请日     | 2007-10-24 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社                                                       |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 阿洛卡有限公司                                                           |         |            |
| [标]发明人         | 笠原英司                                                              |         |            |
| 发明人            | 笠原 英司                                                             |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                          |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                          |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/HH33 4C601/JB22 4C601/JB48 4C601/JB51 |         |            |
| 代理人(译)         | 吉田健治<br>石田 纯                                                      |         |            |
| 其他公开文献         | JP5190248B2                                                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                         |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：基于超声波诊断设备中活体内部的实际声速，对声学速度校正应用于回波数据序列。解决方案：从接收部分18输出的光束数据检测包络，并且将移动平均处理应用于包络。在对每个平均值进行规定的调整之后，从调整后的平均值（表示回波强度）求出声速比。可以通过累积比率来获取重新排列信息。重新布置部分40基于重新布置信息将重新布置处理应用于存储在存储器22中的光束数据。该过程对应于时间轴上的压缩/扩展。Z

