

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5313610号
(P5313610)

(45) 発行日 平成25年10月9日(2013.10.9)

(24) 登録日 平成25年7月12日(2013.7.12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-251187 (P2008-251187)
 (22) 出願日 平成20年9月29日(2008.9.29)
 (65) 公開番号 特開2009-95665 (P2009-95665A)
 (43) 公開日 平成21年5月7日(2009.5.7)
 審査請求日 平成23年2月15日(2011.2.15)
 (31) 優先権主張番号 特願2007-256741 (P2007-256741)
 (32) 優先日 平成19年9月28日(2007.9.28)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (72) 発明者 勝山 公人
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者に向けて超音波を送信すると共に、被検者から反射された超音波信号を受信することにより受信信号を出力する複数の素子が配列された超音波プローブと、

前記受信信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数のRFデータを生成するRF画像生成手段と、

前記RF画像生成手段が生成した複数のRFデータから複数の位相画像を生成する位相画像生成手段と、

前記RF画像生成手段が生成した複数のRFデータから1以上の振幅画像を生成する手段と、

前記複数の位相画像と前記1以上の振幅画像とを並べて配置した表示画像を生成する表示画像生成手段と、

前記表示画像を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検者に向けて超音波を送信すると共に、被検者から反射された超音波信号を受信することにより受信信号を出力する複数の素子が配列された超音波プローブと、

前記受信信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数のRFデータを生成するRF画像生成手段と、

前記RF画像生成手段が生成した複数のRFデータから複数の位相画像を生成する位相

10

20

画像生成手段と、

前記 R F 画像生成手段が生成した複数の R F データから 1 以上の振幅画像を生成する手段と、

前記複数の位相画像を表示する第 1 の表示画像及び前記 1 以上の振幅画像を表示する第 2 の表示画像を生成する表示画像生成手段と、

前記第 1 の表示画像と前記第 2 の表示画像を切り替えて表示する表示手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位相画像は、前記 R F データから生成される位相の大きさを示す位相情報を、前記複数の素子の配列方向に微分したスキャン方向微分値、又は前記 R F データの波形を前記振幅画像で割った正規化された波形を示す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。

10

【請求項 4】

前記位相画像は、スキャン方向の分解能が素子間隔以上であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記位相画像は、1 回の送信から複数の前記仮定音速を変化させて生成した信号から生成されることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示手段は、前記位相画像を単独で、又は複数表示することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記表示手段は、前記位相画像と、前記振幅画像を、そのままあるいは色を変えて、重ねてまたは並べて、単独でまたは複数表示することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示手段は、前記位相画像に応じて、前記振幅画像の輝度及び色を変調して、単独でまたは複数表示することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

請求 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波診断装置であって、さらに、表示手段の表示モードを通常表示モードと、複数の画像を重ねて又は並べて表示し、あるいは単独で又は複数表示する表示モードとを切り替えるモード切替手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 10】

複数の素子が配列された超音波プローブから被検者に向けて超音波を送信すると共に、被検者から反射された超音波信号を受信し、

前記受信した信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数の R F データを生成し、

前記複数の R F データから複数の位相画像を生成し、

40

前記複数の R F データから 1 以上の振幅画像を生成し、

前記複数の位相画像と前記 1 以上の振幅画像とを並べて配置した表示画像を生成し、

前記生成した表示画像を表示することを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 11】

複数の素子が配列された超音波プローブから被検者に向けて超音波を送信すると共に、被検者から反射された超音波信号を受信し、

前記受信した信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数の R F データを生成し、

前記複数の R F データから複数の位相画像を生成し、

前記複数の R F データから 1 以上の振幅画像を生成し、

50

前記複数の位相画像を表示する第 1 の表示画像及び前記 1 以上の振幅画像を表示する第 2 の表示画像を生成し、

前記第 1 の表示画像と前記第 2 の表示画像を切り替えて表示することを特徴とする超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断方法及び装置に係り、特に、画像生成時の仮定音速に依る振幅・位相変化特性に基づき、反射物の大きさ、形状、性状を判定するために可視化する技術に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波を用いて被検者の断層画像を取得し医療診断に供することが行われている。このとき、受信した超音波信号から超音波画像を生成する際、画像データを生成するための音速を設定（仮定）する必要があるが、設定される仮定音速が実際の音速と異なると画質が劣化するという問題があり、これに対して、従来より、最適な仮定音速で画像生成するために種々の技術が提案されている。

【0003】

例えば、受信信号を、一方は生体の平均音速に基づく遅延データにより遅延処理し、他方は生体の平均音速とは異なる音速に基づく遅延データによって遅延処理して、別個に画像形成し、仮定音速の異なる 2 種類の画像を同時にモニタに表示することにより、ユーザが最適な仮定音速を判定するものが知られている（例えば、特許文献 1 等参照）。

20

【0004】

また最適音速の判定に限らず、異なる仮定音速の画像を比較して得られる情報を表示し、利用する技術が提案されている。

【0005】

これに関するものとしては、例えば、コヒーレント加算した信号の振幅と、非コヒーレント加算した信号の振幅の比としてコヒーレンス度を計算してスペックルを低減するもの（例えば、特許文献 2 等参照）や、コヒーレント加算した信号と、非コヒーレント加算した信号に、予め定めた類似の程度が存在する場合にコヒーレント信号を抑制するようにしたもの（例えば、特許文献 3 等参照）などが知られている。

30

【特許文献 1】特開 2003 - 10180 号公報

【特許文献 2】特開平 11 - 151241 号公報

【特許文献 3】特表 2002 - 534184 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記従来のものはいずれも異なる仮定音速で得られた情報を表示するものであって、ただ単にスペックルとその他の信号は区別できるが、その他の信号の中で、微小構造物と連続面信号の区別はできないという問題がある。例えば、上記コヒーレント信号を用いるものにおいては、コヒーレント信号と非コヒーレント信号の区別は可能であっても、コヒーレント信号の中で微小構造物信号と連続面信号との区別は困難である。

40

【0007】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、従来の表示では区別しきれなかった、振幅が同程度で形状が似通っている場合や、コヒーレンス度を利用して区別しきれなかった微小構造物と連続面及びスペックルを区別できる超音波診断方法及び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】

【0008】

前記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、被検者に向けて超音波を送信す

50

ると共に、被検者から反射された超音波信号を受信することにより受信信号を出力する複数の素子が配列された超音波プローブと、前記受信信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数のRFデータを生成するRF画像生成手段と、前記RF画像生成手段が生成した複数のRFデータから複数の位相画像を生成する位相画像生成手段と、
前記RF画像生成手段が生成した複数のRFデータから1以上の振幅画像を生成する手段と、前記複数の位相画像と前記1以上の振幅画像とを並べて配置した表示画像を生成する表示画像生成手段と、前記表示画像を表示する表示手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0009】

これにより、種々の異なる仮定音速に基づく位相画像を振幅画像と共に表示することで、従来の表示では区別しきれなかった微小構造物や連続面及びスペックルを区別することができるようになった。

【0010】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項2に記載の発明は、被検者に向けて超音波を送信すると共に、被検者から反射された超音波信号を受信することにより受信信号を出力する複数の素子が配列された超音波プローブと、前記受信信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数のRFデータを生成するRF画像生成手段と、前記RF画像生成手段が生成した複数のRFデータから複数の位相画像を生成する位相画像生成手段と、前記RF画像生成手段が生成した複数のRFデータから1以上の振幅画像を生成する手段と、前記複数の位相画像を表示する第1の表示画像及び前記1以上の振幅画像を表示する第2の表示画像を生成する表示画像生成手段と、前記第1の表示画像と前記第2の表示画像を切り替えて表示する表示手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0011】

これにより、位相画像と振幅画像を切り替えて表示するようにしても、微小構造物や連続面及びスペックルの区別が可能である。

【0012】

また、請求項3に示すように、前記RFデータから生成される位相の大きさを示す位相情報を、前記複数の素子の配列方向に微分したスキャン方向微分値、又は前記RFデータの波形を前記振幅画像で割った正規化された波形を示すことを特徴とする。

【0013】

これにより、表示画像が見易くなり、微小構造物や連続面及びスペックルの区別がより容易となる。

【0014】

また、請求項4に示すように、前記位相画像は、スキャン方向の分解能が素子間隔以上であることを特徴とする。

【0015】

これにより、表示画像がより高分解能となり、微小構造物や連続面及びスペックルの区別がより容易となる。

【0018】

また、請求項5に示すように、前記位相画像は、1回の送信から複数の前記仮定音速を変化させて生成した信号から生成されることを特徴とする。

【0019】

これにより、各音速の画像が各フレーム間でずれがなくなり、高フレームレートでの処理が可能となった。

【0020】

また、請求項6に示すように、前記表示手段は、前記位相画像を単独で、又は複数表示することを特徴とする。

【0021】

また、請求項7に示すように、前記表示手段は、前記位相画像と、前記振幅画像を、そ

10

20

30

40

50

のままあるいは色を変えて、重ねてまたは並べて、単独でまたは複数表示することを特徴とする。

【0022】

また、請求項8に示すように、前記表示手段は、前記位相画像に応じて、前記振幅画像の輝度及び色を変調して、単独でまたは複数表示することを特徴とする。

【0023】

また、請求項9に示すように、請求1～8のいずれかに記載の超音波診断装置であって、さらに、表示手段の表示モードを通常表示モードと、複数の画像を重ねて又は並べて表示し、あるいは単独で又は複数表示する表示モードとを切り替えるモード切替手段を有することを特徴とする。

10

【0024】

これらのように、表示手段を備え、様々な表示方法を行うことにより、微小構造物又は連続面又はスペックルの区別がより容易となった。

【0025】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項10に記載の発明は、複数の素子が配列された超音波プローブから被検者に向けて超音波を送信すると共に、被検者から反射された超音波信号を受信し、前記受信した信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数のRFデータを生成し、前記複数のRFデータから複数の位相画像を生成し、前記複数のRFデータから1以上の振幅画像を生成し、前記複数の位相画像と前記1以上の振幅画像とを並べて配置した表示画像を生成し、前記生成した表示画像を表示することを特徴とする超音波診断方法を提供する。

20

【0026】

これにより、種々の異なる仮定音速に基づく位相画像を振幅画像と共に表示することで、従来の表示では区別しきれなかった微小構造物や連続面及びスペックルを区別することができるようになった。

【0027】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項11に記載の発明は、複数の素子が配列された超音波プローブから被検者に向けて超音波を送信すると共に、被検者から反射された超音波信号を受信し、前記受信した信号に対して複数の仮定音速に基づく遅延でフォーカスして複数のRFデータを生成し、前記複数のRFデータから複数の位相画像を生成し、前記複数のRFデータから1以上の振幅画像を生成し、前記複数の位相画像を表示する第1の表示画像及び前記1以上の振幅画像を表示する第2の表示画像を生成し、前記第1の表示画像と前記第2の表示画像を切り替えて表示することを特徴とする超音波診断方法を提供する。

30

【0028】

これによっても、従来の表示では区別しきれなかった微小構造物や連続面及びスペックルを区別することが可能となる。

【発明の効果】

【0029】

以上説明したように、本発明によれば、種々の異なる仮定音速に基づく位相画像を振幅画像と共に表示することで、従来の表示では区別しきれなかった微小構造物や連続面及びスペックルを区別することが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る超音波診断方法及び装置について詳細に説明する。

【0031】

本発明は、微小構造物、連続面・線、スペックルのスキャン方向（超音波プローブの振動子の配列方向）の位相変化及び、受信した超音波画像から判定画像を生成する際に設定する超音波音速（仮定音速）を変化させた時の位相変化の違いを可視化できるように、複

50

数仮定音速における位相情報及び振幅情報を表示してユーザが微小構造物、連続面・線、スペックルを判定することができるようにしたものである。

【 0 0 3 2 】

なお、画像生成時に、所定量ずつステップ刻みで複数変化させて設定する超音波音速を、被検者に送信する実際の超音波音速（実音速）に対して、設定音速または仮定音速と言う。

【 0 0 3 3 】

そして、本発明は、この仮定音速を変化させた場合の微小構造物信号、連続面・線信号及びスペックル信号の位相変化特性の違いに注目したものである。

【 0 0 3 4 】

具体的にその位相変化特性とは、後で詳しく説明するが、簡単に言うと、以下のようなものである。

【 0 0 3 5 】

まず、微小構造物の場合、仮定音速が実音速（以下、最適音速とも言う。）より小さい（遅い）場合にはスキャン方向（超音波プローブの振動子の配列方向）に位相は上に凸（凸型）に変化し、その傾きは仮定音速が最適音速に近い程急峻となり、また、仮定音速が最適音速より大きい（速い）場合にはスキャン方向に位相は下に凸（凹型）に変化し、その傾きは最適音速に近い程急峻となる。

【 0 0 3 6 】

連続面・線の場合、仮定音速に依らず位相は一樣である。

【 0 0 3 7 】

スペックルの場合、仮定音速に依って位相はランダムに変化する。

【 0 0 3 8 】

以下の実施形態では、これらの事実に基づいて微小構造物、連続面・線、スペックルの判定を行う。

【 0 0 3 9 】

図 1 は、本発明に係る超音波診断装置の一実施形態の概略構成を示すシステム構成図である。

【 0 0 4 0 】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波を用いて被検者の診断部位について超音波画像を撮影して表示するものであり、超音波プローブ 1 0、送受信部 1 2、走査制御部 1 4、A/D 変換部 1 6、R/F 画像生成部 1 8、位相画像生成部 2 0、表示画像生成部 2 2、モニタ 2 4 及びモード切替手段 2 6 を有して構成されている。

【 0 0 4 1 】

超音波プローブ 1 0 は、被検者の体内の診断部位に向けて超音波を送信するとともに体内で反射してきた超音波を受信するものである。本実施形態の超音波プローブ 1 0 は、1 次元の超音波トランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサを備えており、各超音波トランスデューサは、例えば P Z T 等の圧電素子の両端に電極を形成した振動子によって構成されている。この電極は信号線によって送受信部 1 2 と接続されている。各電極に電圧を印加すると振動子は超音波を発生する。また、振動子は反射してきた超音波を受信すると電気信号を発生し、これが受信信号として出力される。

【 0 0 4 2 】

送受信部 1 2 は、超音波プローブ 1 0 に超音波送信信号を与え振動子から超音波を発生させ、走査制御部 1 4 から与えられた遅延に基づいて送波する。そして、反射した超音波を受信して超音波プローブ 1 0 が出力した各素子の受信信号をそのまま（受波フォーカスをかけず）増幅する。

【 0 0 4 3 】

A/D 変換部 1 6 は、送受信部 1 2 から超音波受信信号を受け取り A/D 変換して R/F 画像生成部 1 8 に引き渡す。R/F 画像生成部 1 8 は A/D 変換部 1 6 から受け取った受信データを保存する。R/F 画像生成部 1 8 では、保存された各素子の受信データから、詳しくは後

10

20

30

40

50

述するが、様々に設定される音速（これを上述したように被検者に送波する実際の音速（実音速）に対して仮定音速という。）に基づく遅延で受波フォーカスされ、各仮定音速に基づくRFデータが生成される。

【0044】

位相画像生成部20は、いろいろな音速（仮定音速）で生成された画像（RFデータ）から微小構造物、スペックル、境界を判定するための位相画像を生成するものである。

【0045】

また、表示画像生成部22は、RF画像生成部18で生成された画像（RFデータ）と、位相画像生成部20で生成された位相画像からモニタ24に表示するための表示画像を生成するものである。モード切替手段26は、モニタ24への画像の表示モードを切り替えるものである。

10

【0046】

本実施形態は、受信データから画像を再構築する際、実際の音速に対する仮定音速を様々に変化させた時の位相変化特性の違いを可視化して、ユーザが微小構造物、連続面・線、スペックルを判定できるようにしたものである。この超音波診断装置1の作用を説明する前に、仮定音速を変化させた時の位相変化特性について説明する。

【0047】

図2～9に、仮定音速を変化させた時の位相変化特性を表したグラフを示す。

【0048】

各グラフは、それぞれ仮定音速を大体1400[m/s]から1620[m/s]まで40[m/s]あるいは20[m/s]刻みで変化させたときの位相変化特性を、横軸をスキャン方向（X位置）、縦軸を位相として表示したものである。

20

【0049】

図2は、仮定音速1400[m/s]～1500[m/s]における微小構造物信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフであり、図3は、仮定音速1500[m/s]～1620[m/s]における微小構造物信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

【0050】

仮定音速1400[m/s]～1500[m/s]の図2の場合には、X位置100～120付近において、仮定音速1500[m/s]のグラフは正の傾きを有し、その他の、仮定音速が1500[m/s]より小の（すなわち仮定音速がより遅い）グラフはいずれも右下がりであり、仮定音速が1500[m/s]に近い程その傾きが急峻であり、仮定音速が1500[m/s]より遅くなるにつれて傾きが緩やかになっている。

30

【0051】

また、仮定音速1500[m/s]～1620[m/s]の図3の場合には、X位置100～120付近において、いずれも右上がりのグラフとなっている。そして、仮定音速が1500[m/s]のときが最も傾きが大きく、仮定音速が1500[m/s]より大きくなる程傾きが緩やかになっている。

【0052】

図2及び図3のこのようなグラフの形状は、X位置100～120付近に微小構造物が存在していることを示すものであると考えられる。

40

【0053】

図4は、仮定音速1400[m/s]～1480[m/s]における面信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフであり、図5は、仮定音速1540[m/s]～1620[m/s]における面信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

【0054】

図4及び図5からわかるように、いずれもX位置100～130及び150～180付近において、仮定音速を変えても位相があまり変化していない。これはその部分に面（連続面）が存在することを示すものであると考えられる。

【0055】

50

図6は、仮定音速1400[m/s]～1480[m/s]におけるスペックルの仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフであり、図7は、仮定音速1540[m/s]～1620[m/s]におけるスペックルの仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。図6及び図7に示すように、スペックルの場合は仮定音速を変えると位相はランダムに変化する。

【0056】

また、図8は、仮定音速1400[m/s]～1500[m/s]における微小構造物の仮定音速に依る振幅変化特性を示すグラフであり、図9は、仮定音速1500[m/s]～1620[m/s]における微小構造物信号の仮定音速に依る振幅変化特性を示すグラフである。

10

【0057】

図8及び図9からわかるように、微小構造物の振幅の変化を示すグラフは、いずれもX位置110付近に頂上(最大値)を有する山型(上に凸)のグラフで、仮定音速1500[m/s]のとき振幅値が最大で、仮定音速が1500[m/s]に近づく程最大振幅値が大きくなるとともに、形状も急峻となっている。

【0058】

次に、仮定音速を変化させたときの微小構造物の位相変化が図2、図3にグラフで示したような特性を有する理由を説明する。

【0059】

図10において、点A(0, z₀)から音速V₀で反射した超音波を、超音波プローブ10における位置Xの素子(振動子)で、反射後の時刻tにおいて観測したとする。すると、この時刻tは次の(1)式のように算出される。

20

【0060】

$$t = \sqrt{(z_0^2 + X^2)} / V_0 \quad \dots (1)$$

なお、式(1)においてsqrt()は()内の値の平方根をとることを意味する。

【0061】

また、図10において、点A'(x, z)から音速Vで反射した超音波を、同じく超音波プローブ10における位置Xの素子(振動子)で、反射後の時刻tにおいて観測したとする。上と同様にこの時刻tは、次の式(2)で表される。

【0062】

$$t = \sqrt{z^2 + (X - x)^2} / V \quad \dots (2)$$

30

それぞれ式(1)と式(2)で与えられる曲線が(X, t)平面において接するときの点A'の軌跡は次の式(3)で与えられる。

【0063】

$$z^2 = x^2 \times \{V^2 / (V_0^2 - V^2)\} + z_0^2 V^2 / V_0^2 \quad \dots (3)$$

点A'は、最適音速(実音速)に対して仮定音速Vとして位相を整合して加算した場合に信号が強くなる位置を示している。

【0064】

式(3)より点A'(x, z)の軌跡は、V > V₀のときは、原点を中心とした楕円となり、V < V₀のときは、原点を中心とした双曲線となる。なお、Bモード画像においてはz軸の下方向を上としているので、V > V₀の場合の原点を中心とした楕円の軌跡を凹型、V < V₀の場合の原点を中心とした双曲線の軌跡を凸型とする。

40

【0065】

なお、図11に、式(1)と式(2)で与えられる曲線が(X, t)平面において接している様子を示す。図11(a)はV < V₀の場合であり、実線Jは点Aからの反射波を、破線H1は図10のようにz軸より右側にある場合の点A'からの反射波を表している。また、破線H2は図示は省略するが図10のz軸より左側にある点からの反射波を表している。いまV < V₀の場合であるので、同じXの位置に対しては点A'からの反射波の方が時刻tが大きいため、破線H1(H2)が実線Jより上側に表れている。

【0066】

50

また、図 1 1 (b) は、 $V = V_0$ の場合であり、図 1 1 (c) は $V > V_0$ の場合である。 V が V_0 に近づく場合には破線 H は実線 J に近づき、 $V = V_0$ の場合には、破線 H は実線 J と一致する。図 1 1 (c) の場合は、図 1 1 (a) とは逆で破線が実線よりも下側に表れる。

【 0 0 6 7 】

これらの図から、上記破線が上記実線に接するような点 A' (x , z) の軌跡は上で述べたような傾向を有することが直感的に理解できる。

【 0 0 6 8 】

なお、ここで説明したモデルにおいては、観測された反射波を単純に線としたが、実際には t 方向に幅を持った波形である事や、X 方向に強度差がある事なども考慮する必要がある。また、本モデルでは簡単のために、点 A と点 A' からの反射を同時としたが、実際には、それぞれの点に超音波を送波してから反射する迄の時間も考慮する必要がある。

10

【 0 0 6 9 】

次に、図 1 の装置構成における R F 画像生成部 1 8 の作用を図 1 2 のフローチャートに沿って説明する。

【 0 0 7 0 】

前述したように R F 画像生成部 1 8 は、仮定音速を変化させていろいろな音速で得られたデータから画像 (R F データ) を生成するものである。

【 0 0 7 1 】

まず図 1 2 のステップ S 1 0 0 において、いろいろ変化させる仮定音速の初期値を設定する。この値は特に限定されるものではなく、適宜決めればよい。例えば、前述した図 2 等の例のように、 $1400 [m/s]$ のように決めればよい。

20

【 0 0 7 2 】

そして設定された初期値により、走査制御部 1 4 によって制御された送受信部 1 2 から超音波プローブ 1 0 に信号が送られ、その仮定音速初期値によるデータが取得され R F 画像生成部 1 8 に送られる。

【 0 0 7 3 】

次にステップ S 1 1 0 において、仮定音速を所定量 1 ステップ変更し、変更された仮定音速による超音波データが取得される。この 1 ステップの所定量は、特に限定されず、例えば図 2 等の例のように $40 [m/s]$ でもよいし、 $10 [m/s]$ でも、 $20 [m/s]$ でもよく、所定量だけ仮定音速を変化させていく。

30

【 0 0 7 4 】

次にステップ S 1 2 0 において、得られた各仮定音速によるデータを位相を整合して加算し、R F (Radio Frequency) データを生成する。この R F データは、振幅情報と位相情報の両方を含むものである。このようにすべての仮定音速での画像で R F データを作成する。

【 0 0 7 5 】

そしてステップ S 1 3 0 において、画像生成が終了したか否か判断し、まだ終了していない場合にはステップ S 1 1 0 に戻り、また仮定音速を 1 ステップ変更し画像生成を続行する。画像生成の終了は、すべての仮定音速についての処理が終了したか否かで判断する。それは例えば、仮定音速を何ステップ変更したら終了するかを予め決めておき、その回数をカウントして判断するようにすればよい。

40

【 0 0 7 6 】

次に、位相画像生成部 2 0 の作用を説明する。

【 0 0 7 7 】

図 1 3 に、位相画像生成部 2 0 の作用をフローチャートで示す。

【 0 0 7 8 】

まず、図 1 3 のステップ S 2 0 0 において、仮定音速の初期値を設定する。これは図 1 2 のステップ S 1 0 0 と同様である。

【 0 0 7 9 】

50

次に、ステップ S 2 1 0 において、仮定音速を 1 ステップ変更する。これも前述した図 1 2 のステップ S 1 1 0 と同様であり、この 1 ステップの所定量は、特に限定されず、例えば図 2 等の例のように 4 0 [m / s] でもよいし、1 0 [m / s] でも、2 0 [m / s] でもよく、所定量だけ仮定音速を変化させていく。

【 0 0 8 0 】

次に、ステップ S 2 2 0 において、R F 画像生成部 1 8 から R F データを受け取り、これから位相画像を生成して行く。この位相画像としては、単に位相情報を画像化したものでもよいが、 $\pm 180^\circ$ での反転による見難さを解消するため、今スキャン方向の位相変化に着目していることからスキャン方向微分値を用いても良い。なお、微小構造物の位相凹凸変化は、1 次微分値では仮定音速と実音速との差によって決まる略一定の傾きを示し、2 次微分値では連続した値を示す。

10

【 0 0 8 1 】

また、位相画像としては、波形そのものでもよいが、振幅情報を消すために波形を振幅で割った正規化波形でも良い。

【 0 0 8 2 】

次に、ステップ S 2 3 0 において、位相画像の生成が終了したか否か判断し、まだ位相画像を生成すべき R F データがある場合にはステップ S 2 1 0 に戻り、仮定音速を 1 ステップ変更して R F 画像生成部 1 8 から次の R F データを受け取り、位相画像の生成を続行する。

【 0 0 8 3 】

20

そして、変化させたすべての仮定音速についての処理が終わったら位相画像生成処理を終了する。

【 0 0 8 4 】

表示画像生成部 2 2 では、1 種類以上の仮定音速について、R F 画像生成部 1 8 で生成された R F 画像 (R F データ) から生成された振幅画像と、位相画像生成部 2 0 で生成された位相画像とを、例えば図 1 4 に示すように並べて配置して、モニタ 2 4 に表示する表示画像を生成する。

【 0 0 8 5 】

またこのとき、その結果を対数圧縮し、ゲイン / D R (ダイナミックレンジ) / S T C (深さ重み付け) / グレーマップ調整し、さらにスキャンコンバートして表示画像を生成するようにしてもよい。

30

【 0 0 8 6 】

また、ユーザによって仮定音速の種類や、各画像の配置、各表示画像の大きさを選択可能としてもよい。例えば、図 1 5 あるいは図 1 6 に示すように、振幅画像は一つ大きく表示して、これに対して複数の位相画像を並べて表示するようにしてもよい。

【 0 0 8 7 】

ここで、振幅画像は例えば 1 5 4 0 [m / s] の標準仮定音速での画像、あるいは例えば特開平 8 - 3 1 7 9 2 6 号公報に示されたような周知の方法で得られた最適音速での画像を選択するようにしてもよい。

【 0 0 8 8 】

40

また、位相画像は、1 5 4 0 [m / s] の標準仮定音速での画像や上記周知の方法で得られた最適音速を中心に複数の画像を選択するようにしてもよい。

【 0 0 8 9 】

このように本実施形態では、スキャン方向の微小構造物に特徴的な位相凹凸変化、また仮定音速を変化させた時の微小構造物、連続面・線、スペックルの位相変化の違いに着目して、種々の異なる仮定音速に基づく位相画像を振幅画像と共に表示するようにしたため、従来の表示では区別しきれなかった微小構造物や連続面及びスペックルを区別することが可能となった。

【 0 0 9 0 】

なお、ここで上述したように、位相画像とは位相のみでなくスキャン方向微分値、波形

50

、正規化波形を含んでもよい。また、必ずしも位相画像と振幅画像を常に並べて同時に表示する必要はなく、位相画像の表示と振幅画像の表示をそれぞれモード切替手段 26 によって切り替えるようにしてもよい。

【0091】

また、従来の超音波診断装置は、素子間隔の音線位置で送受信ビームを形成し、RFデータを生成して、振幅データを生成した後に、素子間の音線につき補間して振幅データを生成し、表示画像とする構成が一般的であったが、最近では、素子間の音線についても、送受信ビーム形成し、RFデータを生成する構成が見られる。

【0092】

本実施形態における装置構成においては、スキャン方向に素子間隔以上の分解能で位相画像表示を可能としたため、微小構造物に特徴的な凹凸変化を判定する上で好適である。

10

【0093】

また、上で説明した実施形態は、単一フレームから位相画像を生成しているが、複数フレームを利用するようしてもよい。フレーム間でスペックルの位相はランダムに変化するが、微小構造物や連続面では一定値を示す。ただし、微小構造物信号を複数フレームで捕えるためには高フレームレートが必要である。

【0094】

図17に、複数フレーム平均後の振幅画像と判定画像のSN比を比較したものを示す。

【0095】

図17において、Dは判定画像、Aは振幅画像である。図17は、使用フレーム数±16枚(計32枚)での平均後のSN比を、フレーム間隔を変えるために間引いて走査した結果であり、横軸のフレーム間隔が広いほど間引き数が多いことを示している。

20

【0096】

図17のグラフよりフレーム間隔が広いと判定画像と振幅画像のSN比は同程度だが、狭いと差が大きくなり、1.3倍程度になることがわかる。つまり、微小構造物信号に対するスペックルの変化が振幅変化よりも大きいという特性があり、この特性から高いフレームレートの複数フレームを利用することで、振幅画像より高SNな判定画像が得られることを示している。

【0097】

図17のグラフより、高フレームレートの条件下で複数フレームの位相画像を平均化することで、より好適にスキャン方向の微小構造物信号に特徴的な凹凸変化とスペックルのランダムな変化を区別して可視化することが可能になることがわかる。同様に、複数フレームの位相画像を平均化することで、より好適に、仮定音速に依る微小構造物信号、連続面信号及びスペックルの位相変化特性の違いを可視化することが可能となる。

30

【0098】

最近のソフトウェアベースの超音波装置は受信信号をデジタルデータとして持ち、同じ送信(1回の送信)から得られた受信データを利用して、種々の仮定音速で画像生成することが可能となってきている。また、アナログベースでも高性能な回路構成により同様のことが可能となってきている。

【0099】

そこで、複数フレームを、1回の送信でスキャン方向に2音線以上のRFデータを生成することができる装置で得られる受信データを利用して得るようにしてもよい。

40

【0100】

本実施形態における装置構成は、次の2点の理由から有用である。まず1点目は、種々の仮定音速でのRFデータをフレーム間ずれ無しに表示できるため、特に微小構造物信号はフレーム位置による見えの違いが大きいことを解決することができることであり、また2点目は、上述した高フレームレートな条件下での複数フレーム利用が可能となることである。

【0101】

以上説明した実施形態においては、超音波プローブの振動子の配列が1次元の場合につ

50

いて説明したが、もちろん本発明は2次元の場合にも適用可能である。2次元の場合、位相整合加算が振動子の2次元的な位置に基づいて行われるため、仮定音速に依って、微小構造物信号は傾きが変化する2次元の位相凹凸変化を示し、連続面信号は2次元的に様な位相を示し、連続線信号は線に沿う方向には様な位相、線と直交する方向には位相凹凸変化を示し、さらにスペックルは2次元的にランダムな位相変化を示す。例えば、2次元のスキャン方向それぞれの位相画像、または3次元的な位相画像を表示する事で、1次元の場合よりS/N良く微小構造物や連続面及びスペックルを区別する事ができる。また、上述した実施形態では、超音波の送受信周波数が1種類のRFデータを利用する場合のみを挙げたが、基本波と高調波など、複数の異なる周波数のRFデータを利用する場合も本発明に含まれる。例えば、微小構造物信号は周波数が異なっても同様なスキャン方向の位相凹凸変化を示すが、スペックルは干渉の結果のため、周波数が異なるとスキャン方向の位相変化の仕方が異なるため、両者の位相画像を並べて表示することで、より微小構造物とスペックルを区別しやすくなる。

10

【0102】

以上、本発明の超音波診断方法及び装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

【図面の簡単な説明】

【0103】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の一実施形態の概略構成を示すシステム構成図である。

20

【図2】仮定音速1400[m/s]～1500[m/s]における微小構造物信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

【図3】仮定音速1500[m/s]～1620[m/s]における微小構造物信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

【図4】仮定音速1400[m/s]～1480[m/s]における面信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

【図5】仮定音速1540[m/s]～1620[m/s]における面信号の仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

【図6】仮定音速1400[m/s]～1480[m/s]におけるスペックルの仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

30

【図7】仮定音速1540[m/s]～1620[m/s]におけるスペックルの仮定音速に依る位相変化特性を示すグラフである。

【図8】仮定音速1400[m/s]～1500[m/s]における微小構造物の仮定音速に依る振幅変化特性を示すグラフである。

【図9】仮定音速1500[m/s]～1620[m/s]における微小構造物信号の仮定音速に依る振幅変化特性を示すグラフである。

【図10】超音波信号受信状態を示す説明図である。

【図11】式(1)と式(2)で与えられる曲線が(X, t)平面において接している様子を示す説明図であり、(a)は $V < V_0$ の場合であり、(b)は、 $V = V_0$ の場合であり、(c)は $V > V_0$ の場合である。

40

【図12】RF画像生成部の作用を示すフローチャートである。

【図13】位相画像生成部における位相画像を生成する処理を示すフローチャートである。

。

【図14】画像表示方法の一例を示す説明図である。

【図15】同じく画像表示方法の他の一例を示す説明図である。

【図16】同じく画像表示方法の他の一例を示す説明図である。

【図17】複数フレーム平均後の振幅画像と判定画像のS/N比を比較して示すグラフである。

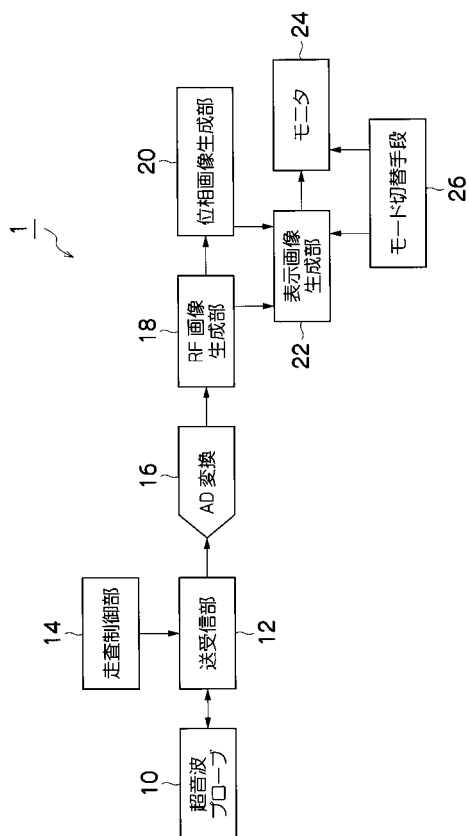
【符号の説明】

50

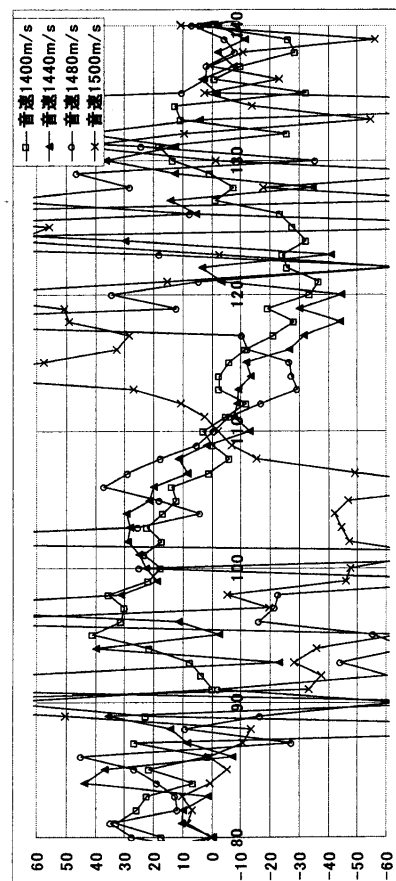
【 0 1 0 4 】

1 ... 超音波診断装置、10 ... 超音波プローブ、12 ... 送受信部、14 ... 走査制御部、16 ... AD変換部、18 ... RF画像生成部、20 ... 位相画像生成部、22 ... 表示画像生成部、24 ... モニタ、26 ... モード切替手段

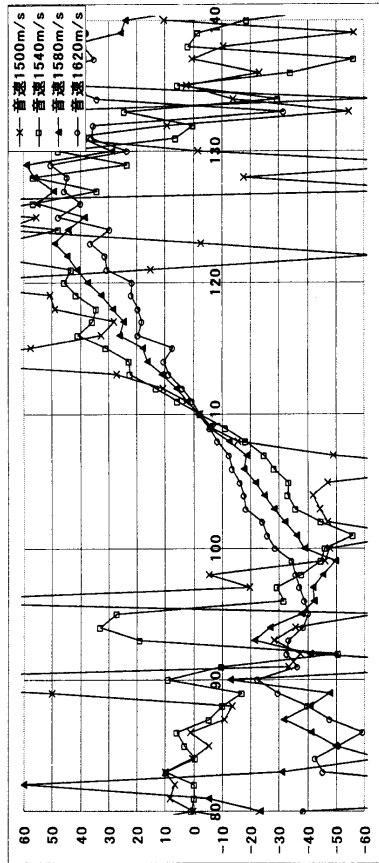
【 図 1 】



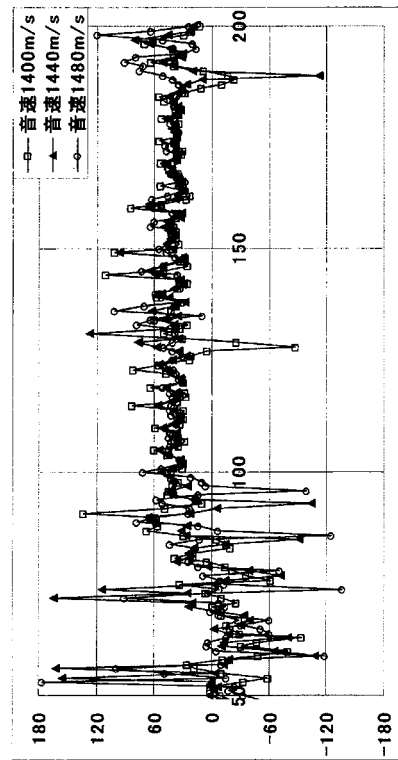
【 図 2 】



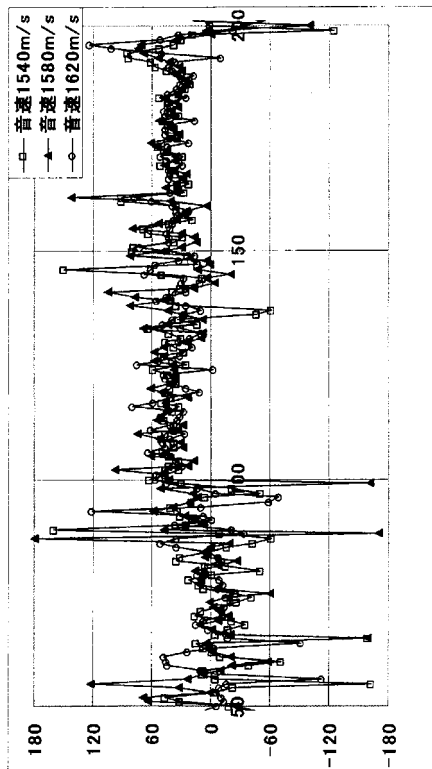
【図 3】



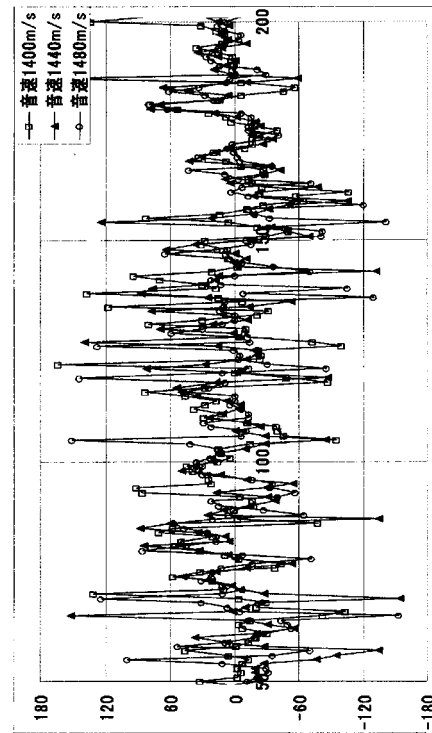
【図 4】



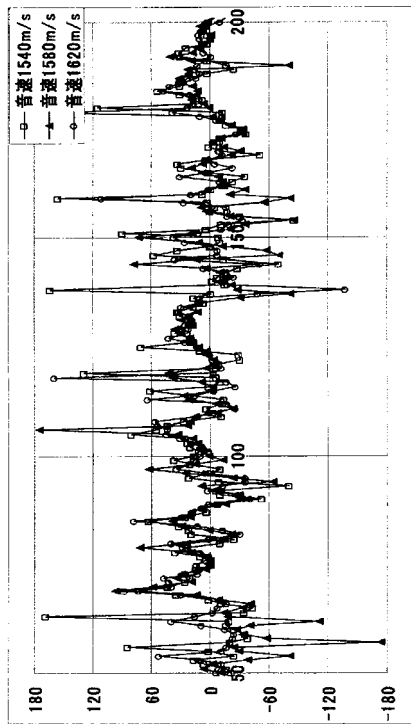
【図 5】



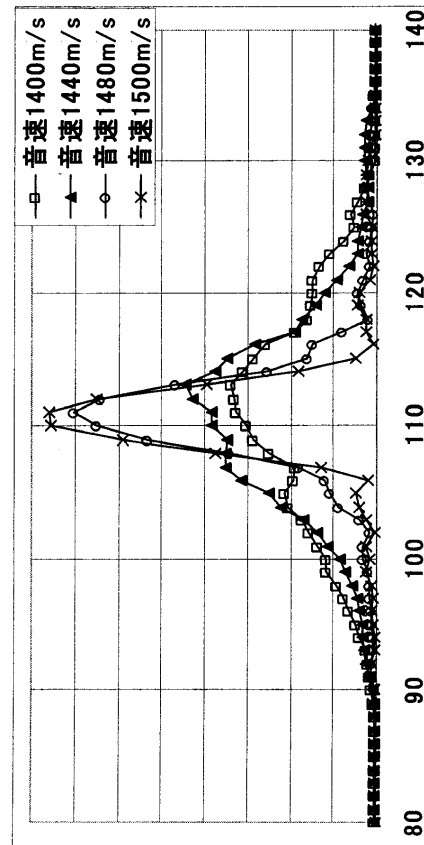
【図 6】



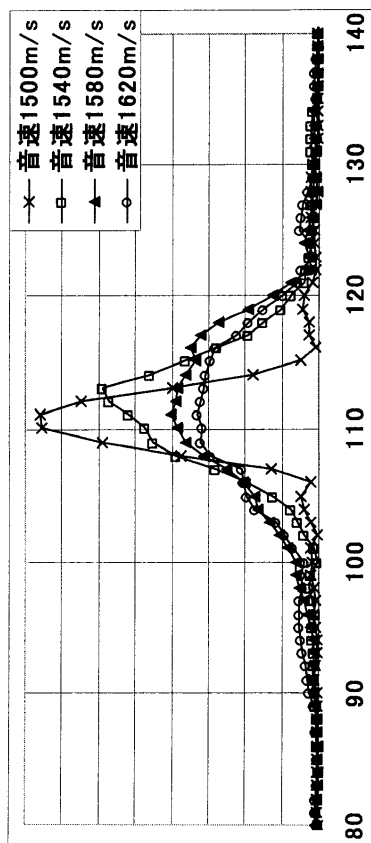
【図 7】



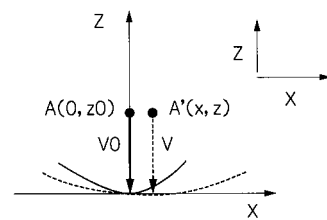
【図 8】



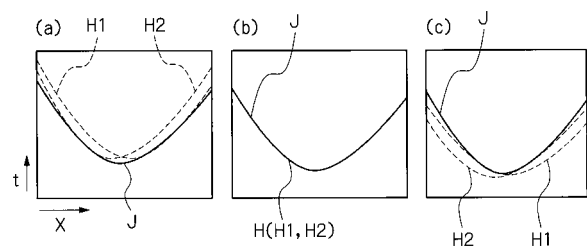
【図 9】



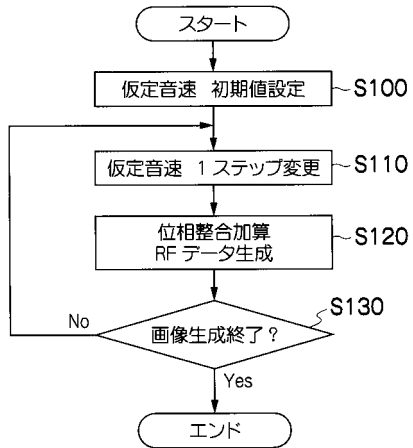
【図 10】



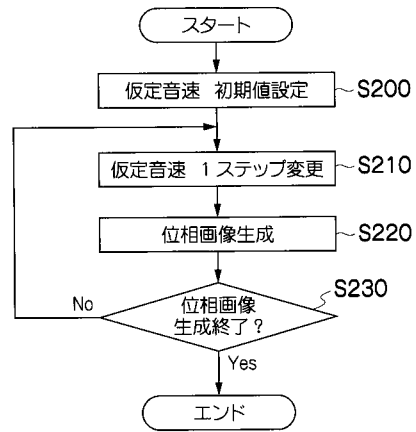
【図 11】



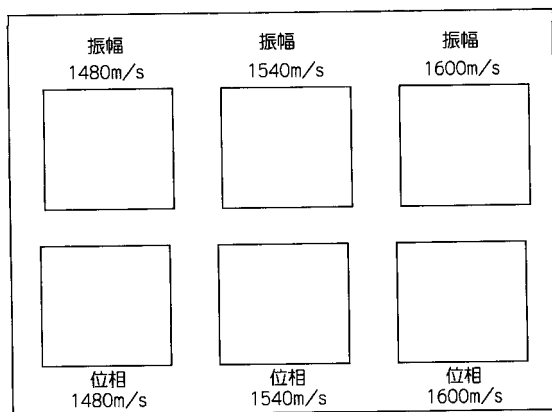
【図 1 2】



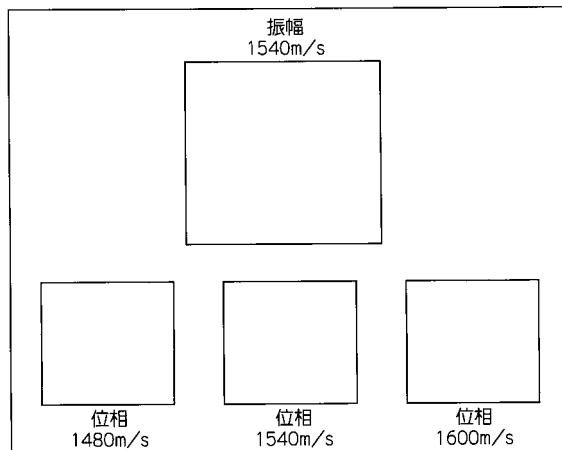
【図 1 3】



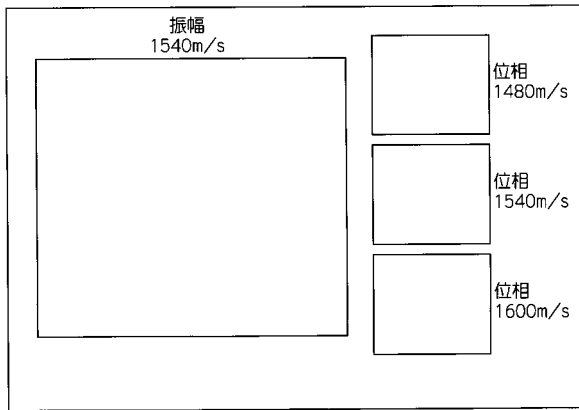
【図 1 4】



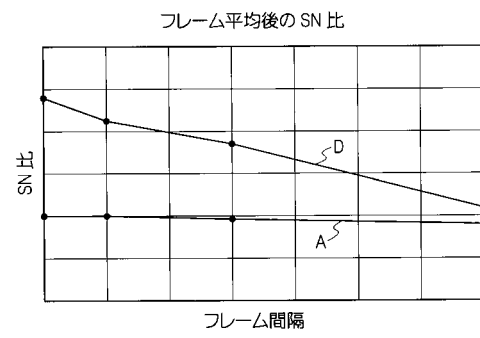
【図 1 5】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 0 0 0 2 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 1 0 1 8 0 (J P , A)
特開平 0 8 - 3 1 7 9 0 6 (J P , A)
特開昭 5 2 - 0 6 8 7 7 5 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 4 0 8 9 0 (J P , A)
特開平 0 8 - 1 5 4 9 3 0 (J P , A)
特表平 8 - 5 0 8 9 2 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波诊断方法和装置		
公开(公告)号	JP5313610B2	公开(公告)日	2013-10-09
申请号	JP2008251187	申请日	2008-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	勝山公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JB03 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/KK25		
优先权	2007256741 2007-09-28 JP		
其他公开文献	JP2009095665A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要区分微观结构，连续表面和斑点，这是传统显示器无法区分的。解决方案：本文提供的超声波检查仪的特征在于不仅通过向对象发送超声波，而且通过使超声波探头布置有多个元件，所述多个元件通过接收由对象反射的超声波信号输出接收的信号，RF图像生成装置生成RF。数据通过关注基于一个或多个预设临时声速的延迟与发送给对象的实际超声速度，相位图像生成装置根据由RF图像生成装置生成的RF数据生成相位图像，显示图像生成装置产生显示由RF数据一起产生的相位图像和幅度图像的显示图像，以及显示该显示图像的显示装置。Ž

【 図 2 】

