

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5371344号
(P5371344)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2008-239994 (P2008-239994)	(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
(22) 出願日	平成20年9月18日(2008.9.18)	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(65) 公開番号	特開2009-90103 (P2009-90103A)	(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
(43) 公開日	平成21年4月30日(2009.4.30)		
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2007-241456 (P2007-241456)		
(32) 優先日	平成19年9月18日(2007.9.18)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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、

前記被検者に向けて送信する超音波の実音速に対して予め設定された仮定音速が前記実音速と異なる場合に、前記受信信号から前記仮定音速に基づく遅延でフォーカスした信号の前記素子の配列方向の位相変化から、前記被検者内の組織性状を判定する性状判定手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記性状判定手段は、複数フレームを利用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】

前記性状判定手段は、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を利用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】

請求項1～3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、さらに、前記性状判定手段による判定結果が反映された画像を単独で、又は複数表示する表示手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項4に記載の超音波診断装置であって、さらに、前記超音波信号から振幅画像を生

10

20

成する手段を有し、前記表示手段は、前記判定結果が反映された画像と、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超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示手段は、前記判定結果が反映された画像に応じて、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 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 4 ~ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置であって、さらに、前記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。

10

【請求項 8】

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、

前記被検者に向けて送信する超音波の実音速に対して予め設定された仮定音速が前記実音速と異なる場合に、前記受信した信号から前記仮定音速に基づく遅延でフォーカスした信号の前記素子の配列方向の位相変化から、前記被検者内の組織性状を判定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】

20

【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・位相特性に基づき、反射物の大きさ、形状、性状を判定する超音波診断方法及び装置に関する。

【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が、超音波画像処理において、微小構造物、連続面、スペックルを検出して、それを強調又は抑制する技術が知られている。

30

【0003】

例えば、被検体部位から発生するエコー信号の強度あるいは振幅情報の統計的性質を用いて特定の信号を抽出することで、微小構造物を抽出し、肝硬変や微小な異常病変を検出するもの（例えば、特許文献 1 等参照）や、注目座標で交差し三次元的に広がる複数の参照方向ごとにエコーデータの方向別分散値を求め、この複数の方向別分散値からさらに分散値を演算することにより境界値を求めることによって、組織の表面抽出を行うもの（例えば、特許文献 2 等参照）や、最終的な超音波画像を平滑化するために画像パラメータ・データをフィルタ処理する適応型空間フィルタを有する超音波イメージング・システム（例えば、特許文献 3 等参照）等の、振幅情報の値や形状の違いから、微小構造物や連続面あるいはスペックルを区別する技術が知られている。

40

【0004】

また、超音波診断装置の超音波本体部のメモリ部から連続した複数フレームの画像データを並列に読み出し、これら複数の画像データを統計処理することにより、対象画像データがスペックルノイズであるか否かを判定するものが知られている（例えば、特許文献 4 等参照）。

【0005】

またさらに、超音波イメージング・システムにおいて、受信ビーム形成するような時間遅延で位相整合加算した信号であるコヒーレント信号と、受信ビーム形成しないような時間遅延で位相整合加算した信号である非コヒーレント信号の類似性を、信号の比がある閾値以上か否かで判断し、類似すると判断された場合にコヒーレント信号を抑制することで

50

スペckル低減するものが知られている（例えば、特許文献5等参照）。

【特許文献1】特開2003-61964号公報

【特許文献2】特開平7-8487号公報

【特許文献3】特開2000-300561号公報

【特許文献4】特開平9-94248号公報

【特許文献5】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、例えば上記振幅情報の値や形状の違いから区別するものでは、組織境界で反射されたエコーが弱くスペckルと干渉した結果、途切れ途切れになる場合や、微小構造物信号とスペckルとの振幅が同程度となる場合には区別できないという問題がある。また、上記フレーム間での振幅値の変化の仕方に着目するものでも、微小構造物や途切れ途切れの連続面の場合、フレーム間で連続して検出されないためにスペckルの変化の仕方との区別が難しいという問題がある。

10

【0007】

さらに、上記コヒーレント・イメージング・システムに関するものでは、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の区別は困難であるという問題がある。

【0008】

20

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、画像生成時の仮定音速を変化させた時の微小構造物、連続面、線状物及びスペckルの振幅・位相変化特性の違いを利用して組織性状を判定することを可能とす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】

【0009】

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、前記被検者に向けて送信する超音波の実音速に対して予め設定された仮定音速が前記実音速と異なる場合に、前記受信信号から前記仮定音速に基づく遅延でフォーカスした信号の前記素子の配列方向の位相変化から、前記被検者内の組織性状を判定する性状判定手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

【0010】

これにより、微小構造物特有の位相凹凸変化を利用して組織性状を判定することが可能となる。

【0015】

また、請求項2に示すように、前記性状判定手段は、複数フレームを利用することを特徴とする。

【0017】

40

また、請求項3に示すように、前記性状判定手段は、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を利用することを特徴とする。

【0020】

また、請求項4に示すように、請求項1～3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、さらに、前記性状判定手段による判定結果が反映された画像を単独で、又は複数表示する表示手段を有することを特徴とする。

【0021】

また、請求項5に示すように、請求項4に記載の超音波診断装置であって、さらに、前記超音波信号から振幅画像を生成する手段を有し、前記表示手段は、前記判定結果が反映された画像と、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

50

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6に示すように、前記表示手段は、前記判定結果が反映された画像に応じて、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7に示すように、請求項4～6のいずれかに記載の超音波診断装置であって、さらに、前記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。

【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、微小構造物または連続面またはスペckル¹の判定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8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、検者から反射された超音波信号を受信し、前記被検者に向けて送信する超音波の実音速に対して予め設定された仮定音速が前記実音速と異なる場合に、前記受信した信号から前記仮定音速に基づく遅延でフォーカスした信号の前記素子の配列方向の位相変化から、前記被検者内の組織性状を判定することを特徴とする超音波診断方法を提供する。

【0027】

これにより、従来判定することができなかった組織性状を判定することが可能となった。

【発明の効果】

【0028】

以上説明したように、本発明によれば、微小構造物特有の位相凹凸変化を利用して組織性状を判定することが可能となり、また単一音速の振幅画像では判定困難な組織性状の判定が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

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。

【0030】

本発明は、超音波画像を取得する際の超音波の音速を変化させた時の位相変化特性を利用して組織性状を判定するものである。

【0031】

なお、超音波の音速を所定量ずつステップ刻みで複数変化させて超音波画像を取得するに当たり、最適な超音波音速（最適音速）に対して、複数変化させる超音波音速を以下の実施形態では、仮定音速と呼ぶことにする。

【0032】

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ckル¹信号の振幅・位相変化特性が異なることを用いて組織性状を判定するものである。

【0033】

具体的にその振幅・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。

【0034】

まず、微小構造物の場合、仮定音速が最適音速（実音速）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

10

20

30

40

50

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。また、振幅については、仮定音速が最適音速に近い程大きく、また形状は急峻となる。

【 0 0 3 5 】

連続面・線の場合、仮定音速に依らず位相は一様であり、振幅は最適音速に近い程大きくなる。

【 0 0 3 6 】

スペックルの場合、仮定音速に依って振幅も位相もランダムに変化する。

【 0 0 3 7 】

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 8 】

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 3 9 】

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、画像生成部 1 8、形状・性状判定画像生成部 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 0 】

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 1 】

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 2 】

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変換して画像生成部 1 8 に引き渡す。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。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、詳しくは後述するが、様々な設定される音速（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 R F データが生成される。

【 0 0 4 3 】

形状・性状判定画像生成部 2 0 は、いろいろな音速（仮定音速）で生成された画像（R F 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画像を生成するものである。

【 0 0 4 4 】

また、表示画像生成部 2 2 は、画像生成部 1 8 で生成された画像と、形状・性状判定画像生成部 2 0 で生成された判定画像による判定結果からモニタ 2 4 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 2 6 は、モニタ 2 4 への画像の表示モードを切り替えるものである。

【 0 0 4 5 】

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

10

20

30

40

50

々に変化させた時の位相変化特性を利用して微小構造物、連続面・線、スペックルを判定するものであるが、上記超音波診断装置 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。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

各グラフは、それぞれ仮定音速を大体 1 4 0 0 [m / s] から 1 6 2 0 [m / s] まで 4 0 [m / s] あるいは 2 0 [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。

【 0 0 4 8 】

図 2 は、仮定音速 1 4 0 0 [m / s] ~ 1 5 0 0 [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 1 5 0 0 [m / s] ~ 1 6 2 0 [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。

【 0 0 4 9 】

仮定音速 1 4 0 0 [m / s] ~ 1 5 0 0 [m / s] の図 2 の場合には、X 位置 1 0 0 ~ 1 2 0 付近において、仮定音速 1 5 0 0 [m / s] のグラフは正の傾きを有し、その他の、仮定音速が 1 5 0 0 [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、仮定音速が 1 5 0 0 [m / s] に近い程その傾きが急峻であり、仮定音速が 1 5 0 0 [m / s] より遅くなるにつれて傾きが緩やかになっている。

【 0 0 5 0 】

また、仮定音速 1 5 0 0 [m / s] ~ 1 6 2 0 [m / s] の図 3 の場合には、X 位置 1 0 0 ~ 1 2 0 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 1 5 0 0 [m / s] のときが最も傾きが大きく、仮定音速が 1 5 0 0 [m / s] より大きくなる程傾きが緩やかになっている。

【 0 0 5 1 】

図 2 及び図 3 のこのようなグラフの形状は、X 位置 1 0 0 ~ 1 2 0 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。

【 0 0 5 2 】

図 4 は、仮定音速 1 4 0 0 [m / s] ~ 1 4 8 0 [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 1 5 4 0 [m / s] ~ 1 6 2 0 [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。

【 0 0 5 3 】

図 4 及び図 5 からわかるように、いずれも X 位置 1 0 0 ~ 1 3 0 及び 1 5 0 ~ 1 8 0 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。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、仮定音速 1 4 0 0 [m / s] ~ 1 4 8 0 [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 1 5 4 0 [m / s] ~ 1 6 2 0 [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。

【 0 0 5 5 】

また、図 8 は、仮定音速 1 4 0 0 [m / s] ~ 1 5 0 0 [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 1 5 0 0 [m / s] ~ 1 6 2 0 [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。

【 0 0 5 6 】

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 1 1 0 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 1 5 0 0

10

20

30

40

50

[m / s] のとき振幅値が最大で、仮定音速が 1 5 0 0 [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。

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 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 1 0 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。

【 0 0 5 9 】

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

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。

【 0 0 6 0 】

また、図 1 0 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 1 0 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。

【 0 0 6 1 】

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

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。

【 0 0 6 2 】

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

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。

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

なお、図 1 1 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 1 1 (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 H 1 は図 1 0 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 H 2 は図示は省略するが図 1 0 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 H 1 (H 2) が実線 J より上側に表れている。

【 0 0 6 5 】

また、図 1 1 (b) は、V = V₀ の場合であり、図 1 1 (c) は V > V₀ の場合である。V が V₀ に近づく場合には破線 H は実線 J に近づき、V = V₀ 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 6 】

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 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

次に、図1の装置構成における画像生成部18の作用を図12のフローチャートに沿って説明する。

【0069】

画像生成部18は、仮定音速を変化させているいろいろな音速で得られたデータから画像を生成するものである。

【0070】

まず図12のステップS100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。

【0071】

そして設定された初期値により、走査制御部14によって制御された送受信部12から超音波プローブ10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画像生成部18に送られる。

【0072】

次にステップS110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。

【0073】

次にステップS120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、RF(Radio Frequency)データを生成する。このRF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RFデータを作成する。

【0074】

そしてステップS130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S110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。

【0075】

次に、形状・性状判定画像生成部20の作用を説明する。

【0076】

図13は、形状・性状判定画像生成部20における微小構造物の判定のための判定画像を生成する処理を示すフローチャートである。

【0077】

まず図13のステップS200において、最適音速の値を設定する。この最適音速値の設定方法は、特に限定されるものではなく、例えば、画像生成部18で得られた画像のコントラストやシャープネス、空間周波数から判定する周知の方法(例えば、特開平8-317926号公報参照)でもよいし、ユーザが指定するようにしてもよい。

【0078】

次にステップS210において、仮定音速の初期値を設定する。ただ、これはすでに画像生成部18における処理で得られているデータを用いればよい。次にステップS220において判定画像の各画素の値を0として初期化する。次にステップS230において仮定音速を1ステップ変更し、その音速でのデータを取得するが、これも画像生成部18における処理で得られているデータを使用すればよい。

【0079】

次にステップS240において、その仮定音速でのデータから位相スキャン方向の2次微分値を算出する。スキャン方向とは、超音波プローブ10の振動子(素子)の配列方向と一致している。

【0080】

10

20

30

40

50

次に、ステップS 2 5 0において、所定サイズのカーネルで上記2次微分値を積分し、積分値を算出する。カーネルのサイズは、特に限定はされず、解像度に応じて、 9×4 や 16×8 等のものが用いられる。

【0081】

そして、ステップS 2 6 0において、仮定音速と最適音速を比較し、仮定音速の方が最適音速より大きい場合には、ステップS 2 8 0に進み、その積分値をそのまま判定画像に加算する。また、ステップS 2 6 0において、仮定音速の方が最適音速より小さい場合には、次のステップS 2 7 0において積分値の符号を反転してから、ステップS 2 8 0において反転した積分値を判定画像に加算する。

【0082】

そして、ステップS 2 9 0において、すべての仮定音速についての処理が終了して判定画像の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 2 3 0に戻り次の仮定音速についてのデータの処理を行う。

【0083】

このようにして、全ての仮定音速について2次微分値を積分した値を当初0に初期設定されていた判定画像に足し合わせて行くことにより判定画像が作成される。微小構造物の場合は、仮定音速が最適音速よりも速いときは2次微分値は正となり、仮定音速が最適音速よりも遅いときは2次微分値は負となるので、各仮定音速による2次微分値を所定のカーネルで積分すると微小構造物のところだけ信号が強くなる。従って、これらを加算して生成された判定画像は微小構造物のところだけ信号が強く出た画像となっており、これにより微小構造物であることが判定される。

【0084】

図2～9に示されるように、カーネル内でのスキャン方向位相2次微分値がスペckルの場合はランダムであり、連続面の場合は0、微小構造物の場合は、仮定音速が最適音速より大ならば正、仮定音速が最適音速より小ならば負の値を持つため、積分することにより微小構造物のみ値が大きくなる。

【0085】

なお、上述した例では、仮定音速は複数いろいろに変化させたが、一種類のみの仮定音速の利用でもよい。

【0086】

また、上の例では、仮定音速が最適音速より小の（遅い）場合、負の値となるので、符号を反転させていたが、符号を反転せずに、すなわち最適音速と仮定音速とを比較せずに、絶対値をとるようにしてもよい。

【0087】

また、最適音速を設定せずに、所定値以上遅い、又は所定値以上速い仮定音速を利用するようにしてもよい。

【0088】

さらに、最適音速付近では特徴的な位相変化を示す領域が小さくなり、仮定音速が最適音速より速いか遅いかの判断も不正確となる場合もある。そこで、最適音速を明示的に設定せずに、単に所定以上遅い仮定音速、または所定以上速い仮定音速のみを利用するようにしてもよい。また、上述したように最適音速付近では特徴的な位相変化を示す領域が小さくなるので、最適音速に近い程、積分に用いるカーネルのサイズを小さくするようにしてもよい。

【0089】

上記図13に示したフローチャートにおいては、仮定音速が最適音速より速い場合には2次微分値が正で、スキャン方向の位相変化が凹型となり、仮定音速が最適音速より遅い場合には2次微分値が負で、スキャン方向の位相変化が凸型となることを考慮して、2次微分値が負の場合にはその符号を反転していたが、仮定音速が変化した場合の位相変化特性をより活用するために、例えば以下のような方法で得られる値を判定画像に加算するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 0 】

図 1 4 に、微小構造物の判定において 2 次微分値の差分値を足し合わせる方法を示す。

【 0 0 9 1 】

図 1 4 において、上段は、仮定音速 (1)、仮定音速 (2 - 1) 及び (2 - 2) のいずれも最適音速より速い場合であり、下段は、仮定音速 (1)、仮定音速 (2 - 1) 及び (2 - 2) のいずれも最適音速より遅い場合である。

【 0 0 9 2 】

また特に図 1 4 の上段が示すように、仮定音速が最適音速より速い場合には、その音速が仮定音速 (1)、(2 - 1)、(2 - 2) の順に遅くなるほど、スキャン方向の位相変化の形状は下に凸で急峻となり、その 1 次微分値のグラフの傾きも右上がり急峻となり、その 2 次微分値の数値も正でより大きくなる。

10

【 0 0 9 3 】

また図 1 4 の下段が示すように、仮定音速が最適音速より遅い場合には、その音速が仮定音速 (1)、(2 - 1)、(2 - 2) の順に速くなるほど、スキャン方向の位相変化の形状は上に凸で急峻となり、その 1 次微分値のグラフの傾きも右下がり急峻となり、その 2 次微分値の数値も負でより小さく (絶対値が大きく) なる。

【 0 0 9 4 】

そして、ある仮定音速 (1) が最適音速より速い場合、仮定音速 (1) より遅く最適音速より速い仮定音速 (2) (図 1 4 の仮定音速 (2 - 1) あるいは (2 - 2)) での位相スキャン方向 2 次微分値から仮定音速 (1) の値を引いた値は正となる (図 1 4 の一番右側の図参照)。そこで、上記条件を満たす全ての仮定音速 (2) について、仮定音速 (1) との差分値を算出する。次に、それぞれの仮定音速 (2) の差分値につき、所定サイズのカーネルでの積分値を算出する。

20

【 0 0 9 5 】

仮定音速 (1) が最適音速より遅い場合は、仮定音速 (1) より速く最適音速より遅いすべての仮定音速 (2) での 2 次微分値を仮定音速 (1) の値から引いた値をカーネルで積分する。

【 0 0 9 6 】

このようないろいろな仮定音速での 2 次微分値の差分値は、スペックルの場合にはランダムになり、連続面の場合は 0 となるため、微小構造物の場合のみ大きくなり、上記のように得られる判定画像から高 S N の画像が得られることとなる。ここで最適音速付近では、位相凹凸変化のスキャン方向幅が小さくなるため、利用しなくても良いし、幅を限定して利用してもよい。

30

【 0 0 9 7 】

差分値は全て正の値になるので、その分 S N が良くなる。また、絶対値を加算した上でさらに差分値を足していくことで検出能が向上する。これは、絶対値を加算するのは、位相変化特性が上に凸か、下に凸かという特性を考慮しているのに対して、差分値を足していくことは、それぞれ凸になっている中でも仮定音速が異なるとその凸形状乃至傾きが異なるという形状の情報が含まれることになるからである。

【 0 0 9 8 】

スペックルの場合の 2 次微分値はランダムであるが大きな値を取り得て、微小構造物の場合の 2 次微分値は傾向を持つ分、小さな値となる。このことから、スペックルの積分値が大きくなり得ることがわかる。そこで、符号のみの積分値としても良い。

40

【 0 0 9 9 】

上に示した例では、微小構造物に特徴的なスキャン方向位相凹凸変化及び仮定音速を変化させた時の位相変化を判定する方法としてスキャン方向 2 次微分値が連続的に正負の値をとることを利用したが、この他に、2 次微分値の分散や傾き等、一様性を数値化する方法も可能である。

【 0 1 0 0 】

また、予め最適音速と仮定音速のずれに応じた凹凸形状フィルタを用意しておき、位相

50

又は波形画像に対して相互相関をとって抽出する方法でもよい。

【 0 1 0 1 】

また、図 8、図 9 に示すような振幅変化特性も合わせて利用することで、より高 S N の画像を得ることができる。最適音速に近づくほど、凸形状が急峻になる振幅変化特性の利用方法として、位相と同様の方法を用いることができる。すなわち、ある仮定音速 (1) が最適音速より速い場合、仮定音速 (1) より遅く最適音速以上の仮定音速 (2) での振幅スキャン方向 2 次微分値を仮定音速 (1) から引いた値は正となるので、本条件を満たす全ての仮定音速 (2) について仮定音速 (1) との差分値を算出し、所定サイズのカーネルで積分値を算出する。仮定音速 (1) が最適音速より遅い場合は、仮定音速 (1) より速く最適音速以下のすべての仮定音速 (2) での 2 次微分値を仮定音速 (1) の値から引いた値をカーネルで積分する。

10

【 0 1 0 2 】

スペックルの仮定音速に依る振幅変化はランダムであり、また連続面の場合には凸形状とはならないため、微小構造物のみ値が大きくなり、加算された判定画像は、より高 S N となる。

【 0 1 0 3 】

振幅値が大きくなる特性の利用方法として、各仮定音速の振幅の差をとり、積分する方法が挙げられる。位相利用の場合と同様に、符号のみ積分するようにしても良い。

【 0 1 0 4 】

図 1 5 に、振幅画像と上で得た判定画像において微小構造物とスペックル標準偏差との比を S N 比として比較した結果の例を示す。

20

【 0 1 0 5 】

図 1 5 において、横軸が超音波プローブの振動子配列方向である素子方向 (スキャン方向) の画素数を表し、縦軸が S N 比を表している。横軸の画素数が多いほどその横方向の分解能が高い。図 1 5 において、D 1、D 2 は判定画像、A 1、A 2 は振幅画像である。

【 0 1 0 6 】

振幅画像の場合、スキャン方向の分解能に依らず一定の S N 比を示しているのに対し、判定画像はスキャン方向の分解能を増すほど、S N 比が高くなり振幅画像の 1 . 5 倍程度になることがわかる。これは、例えば形状・性状判定画像生成部 2 0 においてスキャン方向に位相情報の分解能が素子間隔以上のデータを利用するように、スキャン方向に高分解能な位相情報を利用することで、微小構造物に特徴的な位相凹凸変化とスペックルのランダムな位相変化とをより正確に区別でき、振幅値より高い S N 比が得られることを示している。

30

【 0 1 0 7 】

また、前述した例においては、単一フレームから判定画像を生成していたが、複数フレームを利用するようにしてもよい。

【 0 1 0 8 】

図 1 6 に、複数フレーム平均後の振幅画像と判定画像の S N 比を比較したものを示す。

【 0 1 0 9 】

図 1 6 において、D は判定画像、A は振幅画像である。図 1 6 は、使用フレーム数 ± 1 6 枚 (計 3 2 枚) での平均後の S N 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。

40

【 0 1 1 0 】

図 1 6 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 S N 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 S N な判定画像が得られることを示している。

【 0 1 1 1 】

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、例え

50

ば形状・性状判定画像生成部20において、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た。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た。

【0112】

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得られるため、特に微小構造物信号のグラフ(図2、3参照)に示される微妙な特徴の利用に悪影響を及ぼすことがないこと。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。

【0113】

複数フレーム利用方法として、単に複数フレームの判定画像の平均をとったり、複数フレームでの同位置カーネルでの積分値を判定画像に加算する方法以外に、積分値の複数フレームでの分散や変化の幅、傾きなど微小構造物信号とスペckルの変化の違いを評価するための種々の方法が考えられる。

【0114】

ここでは、微小構造物の位相変化特性をスキャン方向の凹凸変化で表現しているが、同じ位置における仮定音速に依る位相変化としても表現でき、判定方法もどちらの特性を利用してよい。

【0115】

図17は、形状・性状判定画像生成部20におけるスペckルの判定のための判定画像を生成する処理を示すフローチャートである。

【0116】

まずステップS300において、仮定音速の初期値を設定し、次のステップS310で判定画像を初期化する。次のステップS320において、仮定音速を1ステップ変更する。この辺は図13の最初のステップと同じである。

【0117】

次にステップS330において、同一画素における1ステップ前の仮定音速の位相との差分の絶対値を算出する。

【0118】

そして、ステップS340において、算出した値を判定画像に加算して行く。この操作を全ての仮定音速について行い、ステップS350で、判定画像生成が終了したと判断されたら処理を終了する。

【0119】

これは、同一画素において隣り合う仮定音速の同一ピクセルにおける位相との差分値をとり、その絶対値を足し合わせて行くと、位相変化が小さい程それが小さくなるが、スペckルの場合には、それが各仮定音速間で同一ピクセル間で位相がランダムに変化するので、絶対値全部足し合わせると大きな値になってしまうので、それでスペckルを判定することができる。また、連続的な面の場合には、それがずっと一様に同じ値で続いているため、その差分をとると小さな値となる。

【0120】

図2、3及び図4、5と図6、7とを比較するとわかる様に、微小構造物や連続面信号に比べ、スペckルの仮定音速を変化させた時の位相変化はランダムで大きい。従って、図17のフローチャートによる処理で得られる判定画像には微小構造物の中心や連続面は値が小さく、スペckルは値が大きく描出される。そこで、図13のフローチャートによる処理で得られる判定画像との差分をとれば連続面のみを抽出することができる。これにより、連続面を判定することができる。

【0121】

また、位相の代わりにスキャン方向微分値としても同様の結果を得ることができる。

【0122】

また、差分絶対値に限らず、分散や最大値と最小値の差、傾きなど一様性を評価可能な

10

20

30

40

50

量であればいずれでもよい。

【 0 1 2 3 】

また、微小構造物判定の場合と同様に、微小構造物中心の信号や連続面信号に対するスペckルの仮定音速に依る位相一様性の変化は、振幅変化よりも大きい特性があり、高フレームレートな複数フレームを利用することにより、本特性を活かして振幅画像より高SNの判定画像を得ることができる。

【 0 1 2 4 】

図18は、表示画像生成部22における処理内容を示すフローチャートである。

【 0 1 2 5 】

まず、図18のステップS400において、最適音速における振幅画像を取得する。すなわち、画像生成部18で生成された複数の仮定音速でのRFデータを取得して、そこから振幅画像を生成する。RFデータから表示画像を生成する方法は、特に限定されるものではなく、例えば各RFデータに対して一般的な包絡線検波を用いてもよいし、RFデータが振幅情報と位相情報とに分かれていたら、その振幅をとればよいし、あるいはRFデータがIQの形に分けられていたら、Iの二乗とQの二乗との和の平方根をとればよいし、そのデータ形式に応じた方法を用いればよい。

10

【 0 1 2 6 】

次に、ステップS410において、形状・性状判定画像生成部20から微小構造物、連続面、スペckルの判定画像を取得する。そして、次のステップS420において、判定画像に基づいて振幅画像の微小構造物、連続面を強調したり、スペckルを抑制したりする。

20

【 0 1 2 7 】

次に、ステップS430において、その結果を対数圧縮し、ゲイン/DR(ダイナミックレンジ)/STC(深さ重み付け)/グレースケール調整し、さらにスキャンコンバートして表示画像を生成する。

【 0 1 2 8 】

なお、表示画像の表示モードは、このように振幅画像と判定画像を並べて表示するモードやその他の表示モードがあり、モード切替手段26によって切り替えられる。

【 0 1 2 9 】

モード切替手段26は、表示画像を、判定結果が反映された画像と、振幅画像とを色を変えて重ねて表示してもよいし、あるいはこれらを並べて表示したり、さらには単独で表示したり、または複数表示したりしてもよい。また、モード切替手段26は、判定結果によって振幅画像の輝度、色を変調して、単独でまたは複数を表示するようにしてもよい。

30

【 0 1 3 0 】

以上説明したように、本実施形態によれば、振幅が同程度で、また形状が似通っている場合、従来技術では区別しきれない微小構造物や連続面及びスペckルを区別することができ、その結果、従来技術よりも高SNに微小構造物抽出、組織境界や針などの抽出及びスペckルの低減を行うことができる。

【 0 1 3 1 】

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次元の位相凹凸曲面を示し、連続面信号は2次元的に一般的な位相の曲面を示し、連続線信号は線に沿う方向には一般的な位相、線と直交する方向には位相凹凸変化を示し、さらにスペckルは2次元的にランダムな位相変化を示す。

40

【 0 1 3 2 】

例えば、2次元のスキャン方向それぞれの位相2次微分値を積分する事によって1次元の場合より、SN良く微小構造物を抽出する事ができる。

【 0 1 3 3 】

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

50

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、周波数が異なる判定画像を足し合わせることでより高SNの画像を得ることができる。

【0134】

また上で説明した実施形態では、超音波画像を取得する際の超音波の音速を変化させた時の位相変化特性を利用して微小構造物、連続面・線、スペックルを判定するようしていたが、以下位相凹凸変化を利用して組織性状を判定する例について説明する。

【0135】

図19～21は、組織性状を判定する原理を示す概念図である。

【0136】

図19(a)は、正常な肝臓の実質からの超音波信号の位相を波形として示しており、図の右方向がスキャン方向である。このように、正常肝の実質のスペックルのスキャン方向位相変化はランダムであり、非常に均一なスペックルとなっている。また、図19(b)は、これに対する位相凹凸値のヒストグラムをとったものである。ここで位相凹凸値とは、位相の凹凸形状を数値化した値であり、位相の凹凸の2次微分値を足し合わせた(正確には積分して得られる)ものである。正常肝の場合にはスペックルはランダムに変化するため、図19(b)に示すように、そのヒストグラムは略正規分布をなしている。

【0137】

また図20(a)は孤立点からの超音波信号の位相を波形として示すものであり微小な凸形状(この場合には下に凸)のスキャン方向位相変化となっている。これに対してヒストグラムをとると、図20(b)に示すようにこれに対する位相凹凸値が孤立して表示される。

【0138】

また図21(a)は繊維質の混ざった病変肝実質からの超音波信号の位相を波形として示している。図21(a)に示すように、この場合にはその中に局所的に凸形状30が見られる。図21(b)はこれに対する位相凹凸値のヒストグラムをとったものである。この場合には、局所的に凸形状30(孤立点)を含んでいるので、この孤立点に対応する位相凹凸値が現れるため正規分布とはならず、図中に破線で囲んで示したように一方に偏ったヒストグラムとなっている。

【0139】

従って、このように位相凹凸値の分布の偏りを見ることによって正常な肝臓なのか病変なのかという組織性状を判定することが可能となる。

【0140】

そこで以下説明する例は、画像生成時の仮定音速を変化させた時の微小構造物、連続面・線、スペックルの振幅・位相変化特性の違いを利用して組織性状を判定するものであり、具体的には、肝実質や乳房等の均質媒質のスペックル中の繊維質や石灰化等による局所的に強いエコーを解析するものである。

【0141】

以下、画像生成時の仮定音速に依る振幅・位相特性に基づいて組織性状を判定する例について説明する。

【0142】

図22は、組織性状を判定する最初の例を示すフローチャートである。

【0143】

まず図22のステップS500において、ユーザはROI(Region Of Interest、対象領域)を設定する。次に、ステップS510において、そのROI内でスキャン方向の位相凹凸変化を数値化する。これは位相の凹凸の2次微分値を積分したものである。次に、ステップS520において、このヒストグラムをとりその分布の偏りからスペックル中の微小構造物の混合割合を判定する。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 4 】

ここで位相凹凸の数値化の方法として、上では位相凹凸の2次微分値を積分するものを例として挙げたが、位相凹凸の数値化はこれに限定されるものではない。例えば、位相の凹凸を抽出するための所定の凹凸パターンを予め用意しておき、その凹凸パターンとの相関を求め、その相関値を用いるようにしてもよい。またあるいは、位相と振幅を含むRFデータの波形をタイミングをずらして加算した凹凸に沿った波形加算でもよい。

【 0 1 4 5 】

また、スペックル中の微小構造物の混合割合を判定するための分布の偏りの評価方法としては、例えば、位相凹凸の最大値と最小値の平均をとったり、その絶対値の差分をとるよいにしても良い。またあるいは、例えば一番下位10個の平均と、一番上位10個の平均との差分、平均あるいはその絶対値の差分等で評価する方法などが考えられる。

10

【 0 1 4 6 】

このように分布の偏りを評価することによって、その分布の偏りからスペックル中の微小構造物等の混合割合が判定される。

【 0 1 4 7 】

次に図23のフローチャートを用いて組織性状を判定する第2の例について説明する。

【 0 1 4 8 】

図23に示す方法は、位相の凹凸を見るのではなく仮定音速を変化させた時に位相が変化するか否かによって判定するものである。

【 0 1 4 9 】

まず図23のステップS600において、図22の例と同様にROIを設定する。次にステップS610において、ROI内で各画素において各仮定音速の位相の差の絶対値の和を算出する。これは、各仮定音速による超音波画像のある同一画素における位相の値を各仮定音速ごとに差をとって、その絶対値を足し合わせるものである。

20

【 0 1 5 0 】

このとき、仮定音速によらず位相が一定であればその和も小さくなり、逆に位相が大きく変化する場合にはその絶対値の和は大きくなる。

【 0 1 5 1 】

そこで、次のステップS620において、この位相差の和の偏りからスペックル中他の信号の混合割合を判定する。ここで他の信号というのは、微小構造物だけでなく連続面の信号等のかくスペックル以外の信号を含むという意味である。

30

【 0 1 5 2 】

またスペックル以外の真性の信号であれば、それが微小構造物でも連続面であっても、仮定音速を変えてもその位相は一定であり位相変化が少ないため、これからスペックル以外の信号が含まれているか否かを判定することができる。すなわちこの例は、微小構造物や連続面の信号と、スペックルの信号の仮定音速により位相変化特性の違いを利用して組織性状を判定するものである。

【 0 1 5 3 】

またここでは位相が変化しているか否かを判定するための数値化として位相差の絶対値の和をとっていたが、数値化はこれに限定されるものではない。

40

【 0 1 5 4 】

例えば、分散や最大値や最小値の差、あるいは傾きなど、位相の一様性を評価可能な量であれば何でも良い。また変化する位相差の絶対値の和をとるだけでなく、変化する分散や最大の変化、あるいは最大値と最小値の差、変化する傾きによっても評価することが可能である。また、単純に位相を用いるのではなく、スキャン方向の位相差や距離方向の位相差を用いた方が安定性が良い。

【 0 1 5 5 】

また位相差の偏りの評価は、分布の最小値や、所定個数の平均、また最小値と平均値との比や差などを用いて行うことができる。

【 0 1 5 6 】

50

以上、微小構造物の位相凹凸変化を利用したり、あるいは微小構造物・連続面とスペックルの仮定音速による位相変化特性の違いを利用した組織性状解析の方法について説明したが、振幅変化特性を利用した組織性状解析も同様に考えられる。すなわち、仮定音速を変化させた時に、振幅が大きくなる微小構造物や連続面の特性や、かつ急峻になる微小構造物の特性を数値化し、分布の偏りから組織性状を判定するようにしても良い。

【0157】

以上説明した例によれば、単一音速の振幅画像では判定困難な組織性状の判定を行うことが可能となった。なお、上で述べた組織性状判定の処理は形状・性状判定画像生成部20(図1参照)において行われる。

【0158】

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】

【0159】

【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。

【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]~1640[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1520[m/s]~1640[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。

【図7】仮定音速1520[m/s]~1640[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]~1640[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。

【図12】画像生成部の作用を示すフローチャートである。

【図13】形状・性状判定画像生成部における微小構造物の判定のための判定画像を生成する処理を示すフローチャートである。

【図14】微小構造物の判定において2次微分値の差分値を足し合わせる方法を示す説明図である。

【図15】振幅画像と判定画像において微小構造物とスペックル標準偏差との比をSN比として比較した結果の例を示す説明図である。

【図16】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説明図である。

【図17】形状・性状判定画像生成部におけるスペックルの判定のための判定画像を生成する処理を示すフローチャートである。

【図18】表示画像生成部における処理内容を示すフローチャートである。

【図19】(a)は正常な肝臓を示す超音波画像、(b)はその位相凹凸値のヒストグラ

10

20

30

40

50

ムを表すグラフである。

【図20】(a)は孤立点を示す超音波画像、(b)はその位相凹凸値のヒストグラムを表すグラフである。

【図21】(a)は病変を含む肝臓を示す超音波画像、(b)はその位相凹凸値のヒストグラムを表すグラフである。

【図22】微小構造物の位相凹凸変化を利用して組織性状判定を行う例を示すフローチャートである。

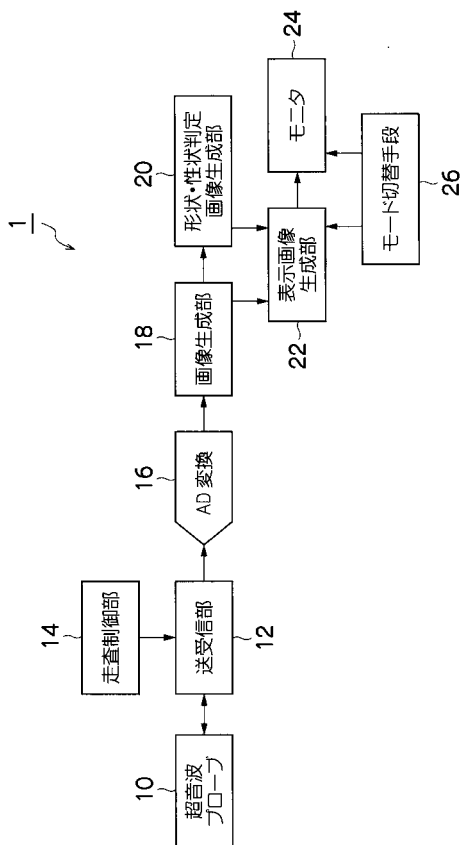
【図23】微小構造物・連続面とスペックルの仮定音速による位相変化特性の違いを利用した組織性状判定を行う例を示すフローチャートである。

【符号の説明】

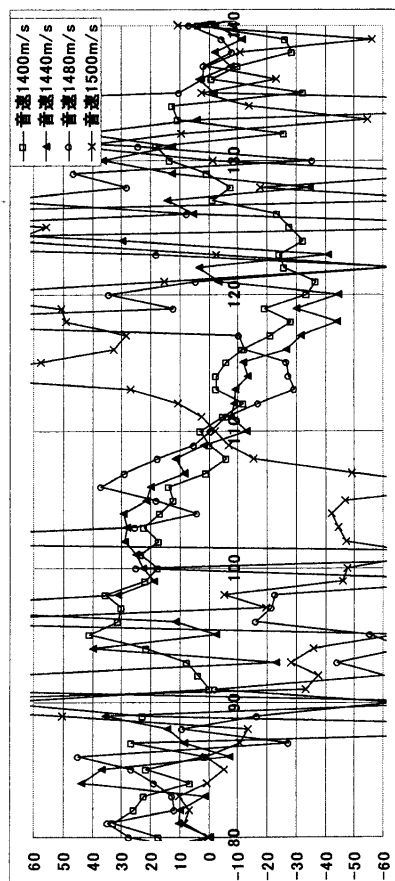
【0160】

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...画像生成部、20...形状・性状判定画像生成部、22...表示画像生成部、24...モニタ、26...モード切替手段、30...(局所的な)凸形状

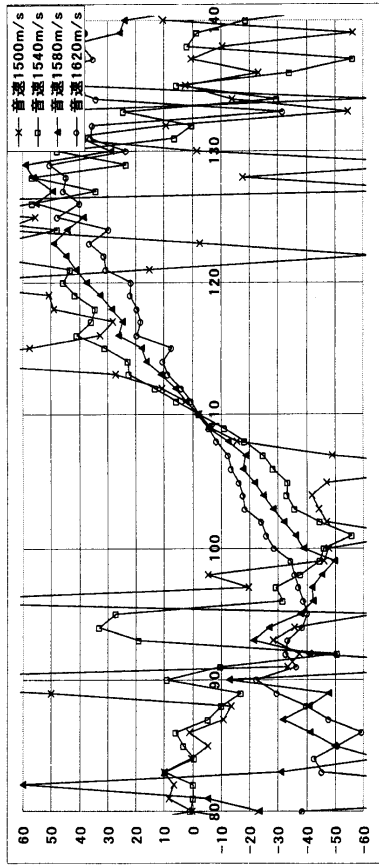
【図1】



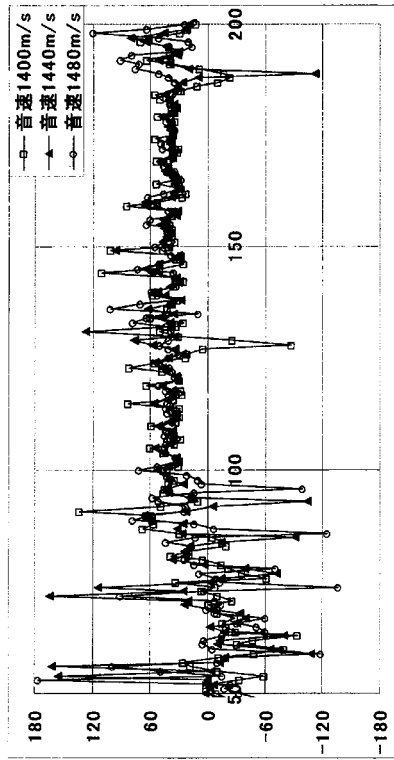
【図2】



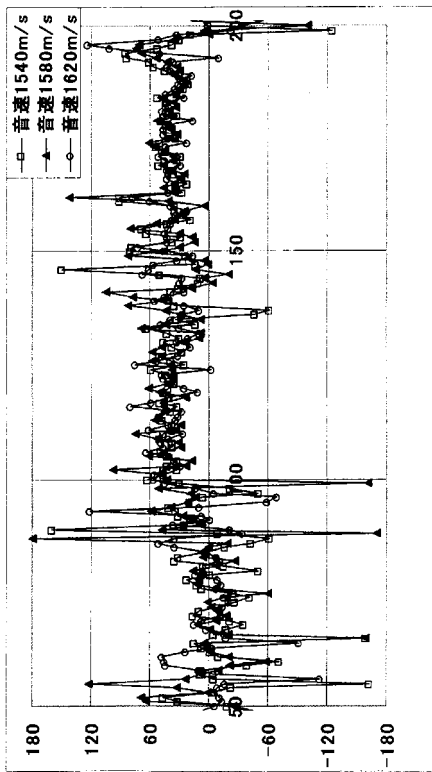
【 図 3 】



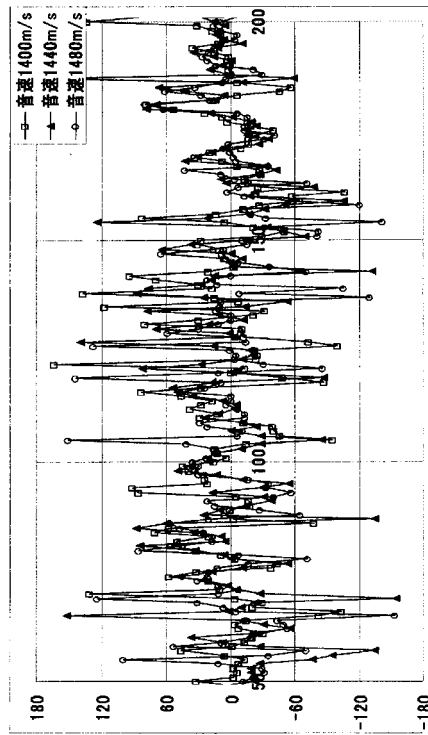
【 図 4 】



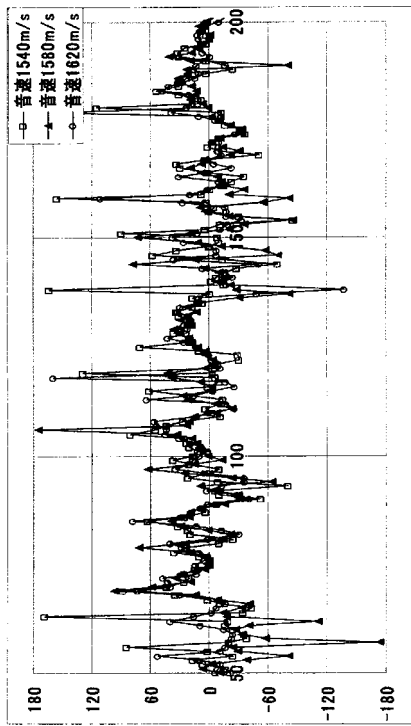
【 図 5 】



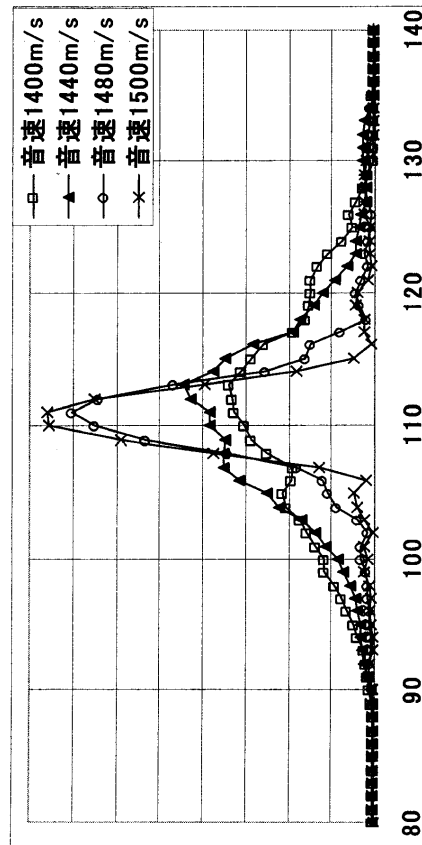
【 図 6 】



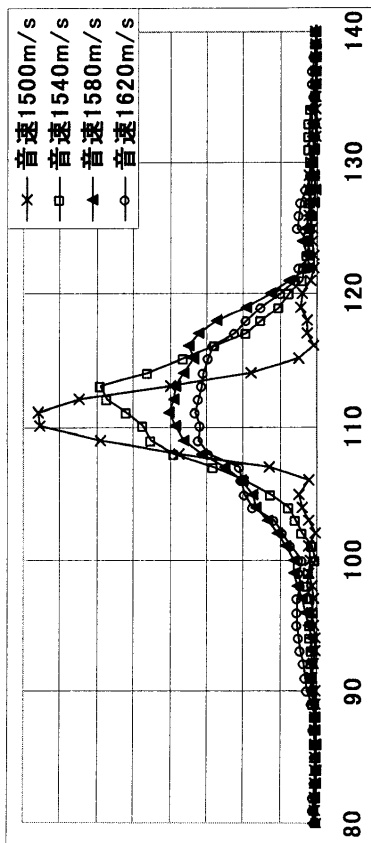
【 図 7 】



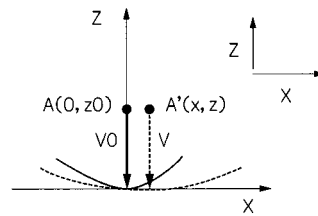
【 図 8 】



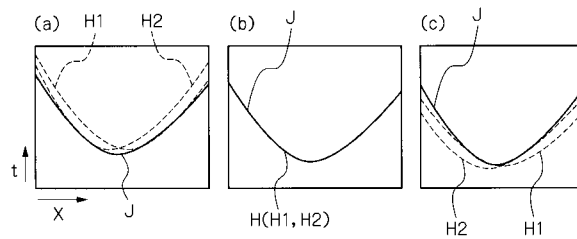
【 図 9 】



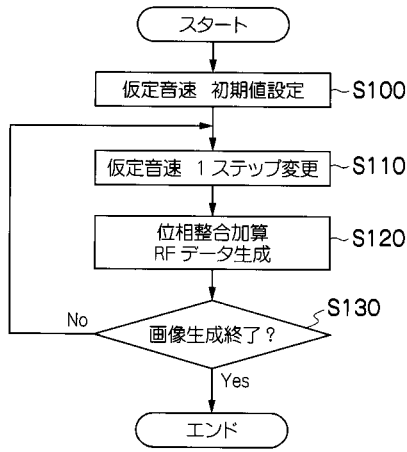
【 図 10 】



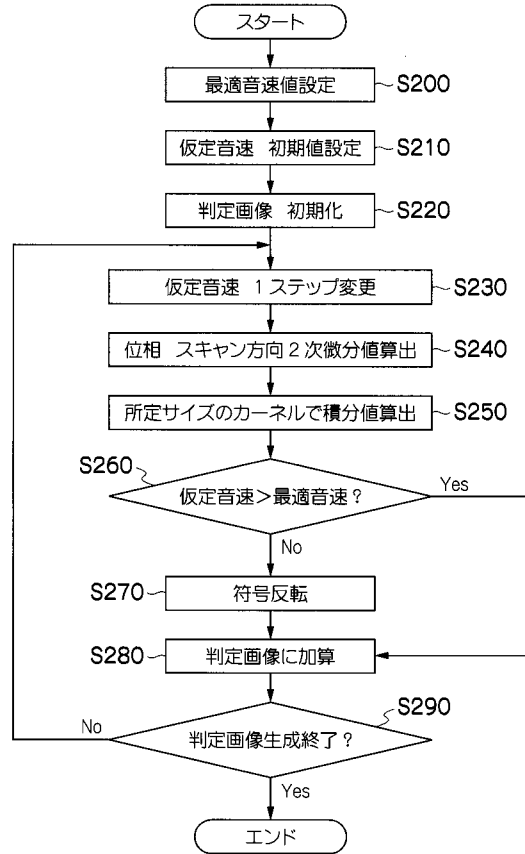
【 図 11 】



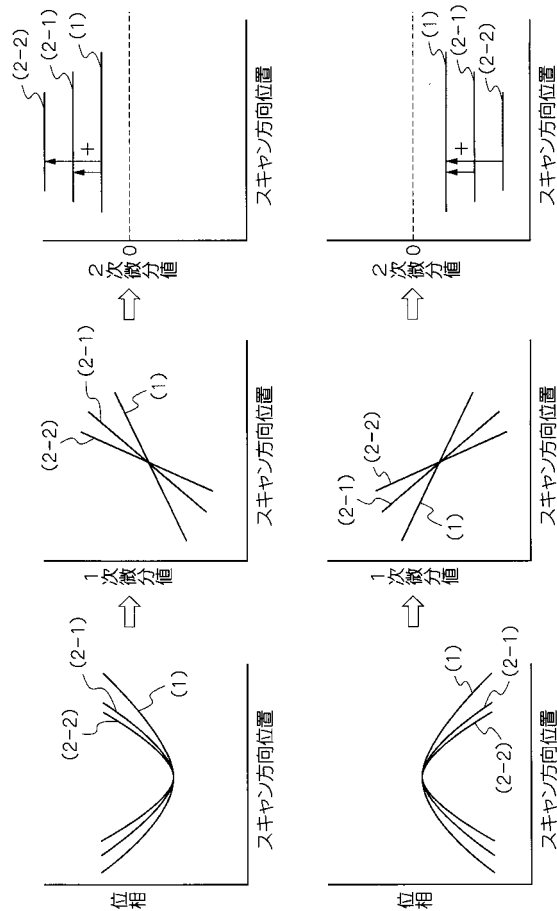
【図12】



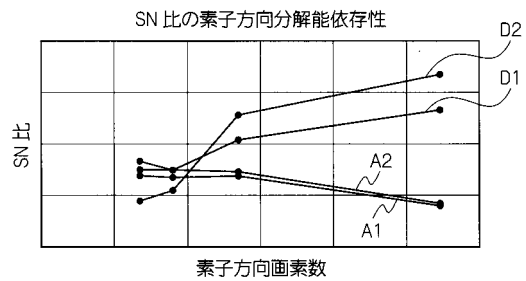
【図13】



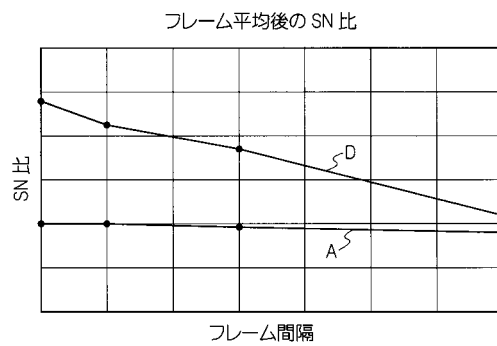
【図14】



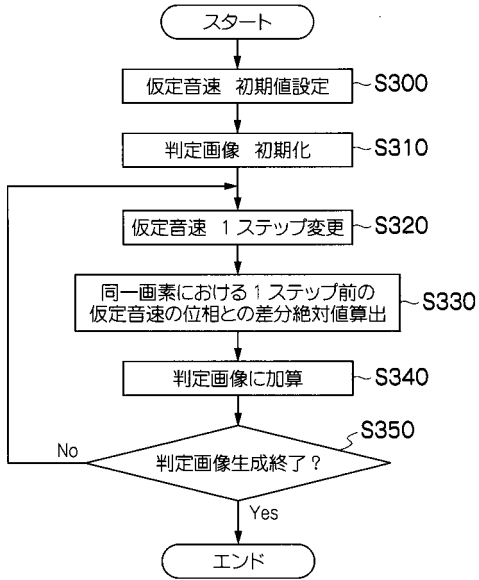
【図15】



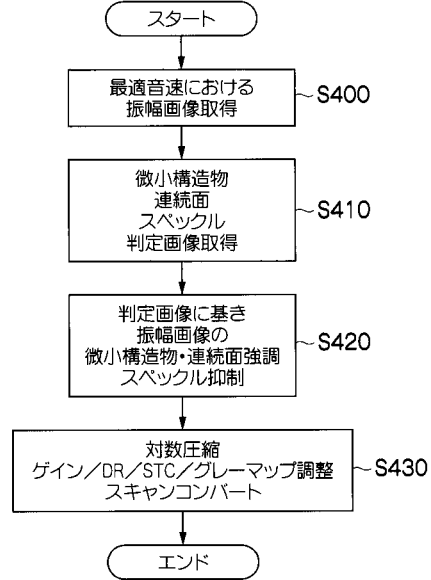
【図16】



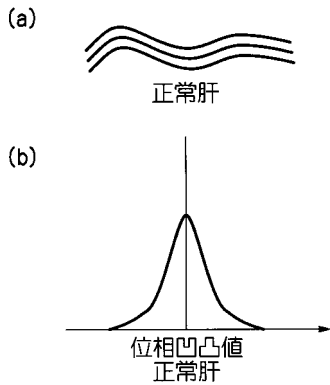
【図17】



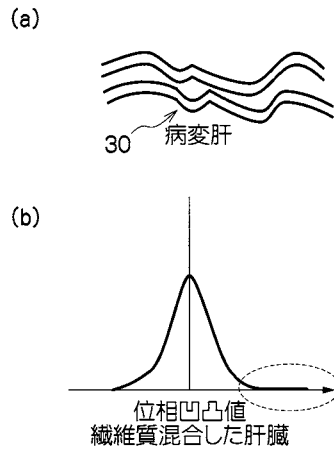
【図18】



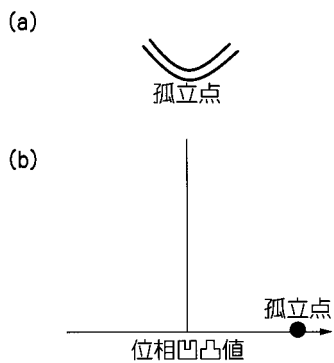
【図19】



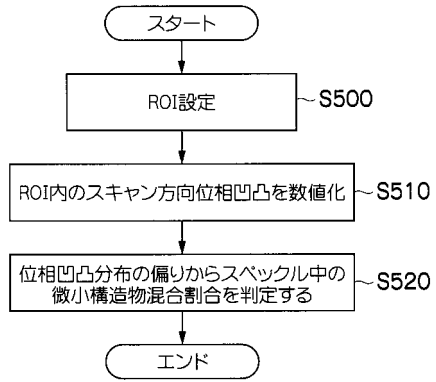
【図21】



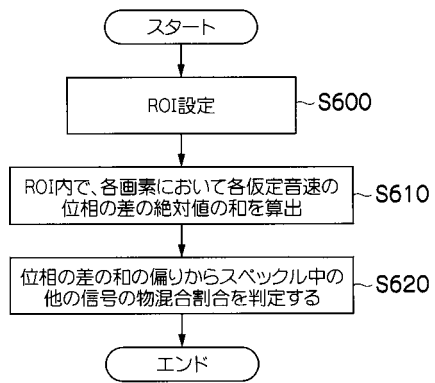
【図20】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-070786(JP,A)
特開2003-061964(JP,A)
特開平04-317641(JP,A)
特開2006-130009(JP,A)
特開2006-122666(JP,A)
特開平06-273345(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声波诊断方法和装置		
公开(公告)号	JP5371344B2	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2008239994	申请日	2008-09-18
[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 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD20 4C601/EE04 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/HH35 4C601/JB37 4C601/JC21		
优先权	2007241456 2007-09-18 JP		
其他公开文献	JP2009090103A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在改变图像生成时假设的声速时利用微小结构，连续面，线性物体和斑点的幅度和相变特性的差异来确定组织特性。超声波探头包括多个超声波探头，这些超声波探头被布置成向对象发射超声波并接收从对象反射的超声波信号，以便输出接收的信号。当预先设定的假定声速相对于要传送给受检者的超声波的实际声速时，基于来自接收信号的假定声速的延迟聚焦的信号元件的布置与实际声速不同以及性质确定单元，其基于超声诊断设备的方向上的相变来确定对象中的组织特性。点域1

【 図 2 】

