

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/002420

発行日 平成25年8月29日(2013.8.29)

(43) 国際公開日 平成24年1月5日(2012.1.5)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 40 頁)

出願番号	特願2012-522652 (P2012-522652)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/064890		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成23年6月29日 (2011.6.29)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2010-149209 (P2010-149209)	(74) 代理人	100083116
(32) 優先日	平成22年6月30日 (2010.6.30)		弁理士 松浦 憲三
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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
		Fターム (参考)	4C601 DD20 DD21 EE10 HH29 JB36
			JB38 JB39 JB40 JB42 JC37
			KK02 KK24 KK25 LL03

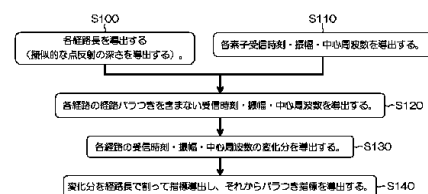
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の作動方法

(57) 【要約】

本願発明は、超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、被検体内の着目領域を設定する着目領域設定部と、着目領域における超音波の音速バラツキまたは減衰バラツキを計測するバラツキ計測部と、を備える超音波診断装置を提供する。

【図6】



S100 DERIVE EACH PATH LENGTH
(DERIVE DEPTH OF PSEUDO POINT REFLECTION)
S110 DERIVE RECEPTION TIME, OSCILLATION, AND CENTER
FREQUENCY OF EACH ELEMENT
S120 DERIVE RECEPTION TIME, OSCILLATION, AND CENTER
FREQUENCY OF EACH PATH, NOT INCLUDING PATH MISALIGNMENT
S130 DERIVE CHANGE COMPONENT OF RECEPTION TIME,
OSCILLATION, AND CENTER FREQUENCY OF EACH PATH
S140 DERIVE INDEX BY DIVIDING CHANGE COMPONENT BY PATH
LENGTH, AND DERIVE MISALIGNMENT INDEX THEREFROM

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、

前記被検体内の着目領域を設定する着目領域設定部と、

前記着目領域における超音波の音速バラツキまたは減衰バラツキを計測するバラツキ計測部と、

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、さらに、前記着目領域内に少なくとも 1 つ以上の着目点を設定する着目点設定部を有し、前記バラツキ計測部は、前記着目点からの反射波の前記各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻の変化に基づいて前記音速バラツキを計測する超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記バラツキ計測部は、前記着目点からの反射波の前記各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の変化に基づいて前記減衰バラツキを計測する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記バラツキ計測部は、前記着目領域内の前記各着目点の減衰の変化に基づいて前記減衰バラツキを計測する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記バラツキ計測部は、一定音速で整合加算した結果の R F 信号又はこれから得られる画像を設定音速毎に比較して、音速バラツキを計測する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置であって、さらに、前記超音波探触子に対して前記着目領域に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス指示部を備える超音波診断装置。

【請求項 7】

前記送信フォーカス指示部は、事前に各送信フォーカスの有効域を判定する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

超音波診断装置が、

被検体内の着目領域を設定する着目領域設定ステップと、

前記着目領域内に少なくとも 1 つ以上の着目点を設定するステップと、

前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻の変化に基づいて音速バラツキを計測するステップと、

前記音速バラツキからバラツキ指標を算出する指標算出ステップと、

前記算出したバラツキ指標に基づいて組織性状を診断する性状診断ステップと、

を実行する超音波診断方法。

40

【請求項 9】

超音波診断装置が、

被検体内の着目領域を設定する着目領域設定ステップと、

前記着目領域内に少なくとも 1 つ以上の着目点を設定するステップと、

前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の変化に基づいて前記減衰バラツキを計測するステップと、

前記減衰バラツキからバラツキ指標を算出する指標算出ステップと、

前記算出したバラツキ指標に基づいて組織性状を診断する性状診断ステップと、

を実行する超音波診断方法。

【請求項 10】

50

請求項 8 または 9 に記載の超音波診断方法であって、さらに、前記超音波トランスデューサに対して前記着目領域に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス指示ステップを実行する超音波診断方法。

【請求項 11】

前記送信フォーカス指示ステップは、事前に各送信フォーカスの有効域を判定する請求項 10 に記載の超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波診断方法に関し、特に超音波を利用して被検体の診断部位について超音波画像を撮影して表示し、被検体の着目領域内における超音波の音速や減衰の変化に基づいて被検体の組織性状の診断を行う超音波診断装置及び超音波診断方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波を利用して被検体の診断部位について超音波画像を撮影して表示する超音波診断装置が知られており、超音波の音速、減衰、散乱などの音響特性を計測し、被検体組織の内部構造や構成成分などの性状診断や、組織、病変弁別など、診断に活用する様々な試みがなされてきた。

【0003】

20

例えば、特許文献 1 には、送波振動子の照射角度を変化させながら照射し、受波振動子の入射角度を変化させながら受波する間の経過時間を測定してメモリに格納しておき、その一方で音速メモリに格納された仮想音速分布に基づいて、音速メモリ上で送受波振動子の送受波角度を変化させて、それぞれに対応する音線経路を設定し、その所要時間と先にメモリに格納された経過時間とを比較して誤差データを求め、誤差データを最小にするように音速メモリに格納されている音速分布を修正し、修正された音速分布により音速を求めるようにした音速計測方法が開示されている。

【0004】

また、特許文献 2 には、着目深度付近で、帯域分割された検波信号の空間的な差分を取ることにより、生体内の伝搬減衰に伴う情報を抽出・描画する方法が開示されている。

30

【0005】

その他、本願発明に係る従来技術として、特許文献 3 ~ 5、非特許文献 1 ~ 3 が挙げられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開平 5 - 9 5 9 4 6 号公報

【特許文献 2】特開平 7 - 5 1 2 7 0 号公報

【特許文献 3】特開平 6 - 1 0 5 8 4 1 号公報

【特許文献 4】特開 2 0 0 7 - 7 0 4 5 号公報

40

【特許文献 5】特公平 3 - 2 4 8 6 8 号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】蜂屋弘之「生体組織の音響特性と超音波断層画像の特徴」(Medical Imaging Technology vol.21 No.2 March 2003)

【非特許文献 2】赤松興一「音速計測による tissue characterization」(臨床医 vol.12 no.11 1986)

【非特許文献 3】「超音波便覧」(丸善、1999)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 8 】

しかしながら、上記従来の音速あるいは減衰の計測方法はマクロ的なものであり、このようなマクロな音響特性計測方法では、病変の種類によっては、ミクロな音響特性構造の変化を捉えることは困難であるとの報告がなされている。

【 0 0 0 9 】

例えば、非特許文献 1：蜂屋弘之「生体組織の音響特性と超音波断層画像の特徴」(Medical Imaging Technology vol.21 No.2 March 2003)によれば、肝臓が肝硬変になり、肝硬変が進行すると壊死した組織同士が結合し、修復するために周辺組織が線維化して結節を形成して、肝小葉が再生結節に置き換えられる。例えば、図 1 2 に散乱体配置の例を示す。図 1 2 (A) は正常肝を示したものであり、各々の肝小葉構造は、1 . 0 ~ 1 . 5 m m 程度でランダムな大きさを持っているが、図 1 2 (B) に示すように中度の肝硬変になると複数の肝小葉構造が破壊され、線維組織が生じ、結節径が 3 ~ 4 m m に成長し、さらに病変が進行し図 1 2 (C) に示すように重度の肝硬変になると、結節径が最大で 7 m m 程度まで成長する。そして、結節の内部の音速、減衰及び散乱は正常な肝臓より低く、線維部は逆に正常な肝臓より高くなるというミクロな音速構造変化があることが報告されている。しかし、これに対して、非特許文献 2：赤松興一「音速計測による tissue characterization」(臨床医 vol.12 no.11 1986)によれば、正常肝と肝硬変のマクロ音速値に有意な差は無いことが報告されている。

10

【 0 0 1 0 】

従って、従来より提案されてきたマクロ的な音速や減衰の計測方法では、上記のようなミクロな音速・減衰の構造変化を捉えられない可能性があるという問題がある。

20

【 0 0 1 1 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることのできる超音波診断装置及び超音波診断方法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】

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するために、本願発明は、超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、被検体内の着目領域を設定する着目領域設定部と、着目領域における超音波の音速バラツキまたは減衰バラツキを計測するバラツキ計測部と、を備える超音波診断装置を提供する。

30

【 0 0 1 3 】

これにより、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることが可能となる。

【 0 0 1 4 】

また、好ましくは、超音波診断装置は、着目領域内に少なくとも 1 つ以上の着目点を設定する着目点設定部を有し、バラツキ計測部は、着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻の変化に基づいて音速バラツキを計測する。

【 0 0 1 5 】

また、好ましくは、バラツキ計測部は、着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の変化に基づいて減衰バラツキを計測する。

40

【 0 0 1 6 】

また、好ましくは、バラツキ計測部は、着目領域内の各着目点の減衰の変化に基づいて減衰バラツキを計測する。

【 0 0 1 7 】

また、好ましくは、バラツキ計測部は、一定音速で整合加算した結果の R F 信号又はこれから得られる画像を設定音速毎に比較して、音速バラツキを計測する。

【 0 0 1 8 】

また、好ましくは、超音波診断装置は、さらに、超音波探触子に対して着目領域に超音

50

波を送信フォーカスさせる送信フォーカス指示部を備える。

【0019】

さらに、好ましくは、送信フォーカス指示部は、事前に各送信フォーカスの有効域を判定する。

【0020】

これにより、音速バラツキまたは減衰バラツキを求める処理を高速に実行することが可能となる。

【0021】

また、同様に上記目的を達成するために、本願発明は、超音波診断装置が、被検体内の着目領域を設定する着目領域設定ステップと、着目領域内に少なくとも1つ以上の着目点を設定するステップと、着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻の変化に基づいて音速バラツキを計測するステップと、音速バラツキからバラツキ指標を算出する指標算出ステップと、算出したバラツキ指標に基づいて組織性状を診断する性状診断ステップと、を実行する超音波診断方法を提供する。

10

【0022】

これにより、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることが可能となる。

【0023】

また同様に上記目的を達成するために、本願発明は、超音波診断装置が、被検体内の着目領域を設定する着目領域設定ステップと、着目領域内に少なくとも1つ以上の着目点を設定するステップと、着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の変化に基づいて減衰バラツキを計測するステップと、減衰バラツキからバラツキ指標を算出する指標算出ステップと、算出したバラツキ指標に基づいて組織性状を診断する性状診断ステップと、を実行する超音波診断方法を提供する。

20

【0024】

これにより、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることが可能となる。

【0025】

また、好ましくは、超音波診断方法は、さらに、超音波トランスデューサに対して着目領域に超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス指示ステップを実行する。

30

【0026】

また、好ましくは、送信フォーカス指示ステップは、事前に各送信フォーカスの有効域を判定する。

【0027】

これにより、音速バラツキまたは減衰バラツキを求める処理を高速に実行することが可能となる。

【発明の効果】

【0028】

以上説明したように、本発明によれば、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることが可能となり、音速バラツキまたは減衰バラツキを表すバラツキ指標を用いて組織性状の診断が可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】(A)～(C)は音速バラツキ・減衰バラツキを計測する処理を模式的に示す説明図である。

【図3】音源からある素子への経路において2種類の媒質が存在する様子を模式的に示す説明図である。

【図4】混合媒質中において経路長と平均音速の求め方を示す説明図である。

【図5】混合媒質と別媒質が存在する場合に経路長と平均音速の求め方を示す説明図であ

50

る。

【図 6】別媒質がない場合の、音速バラツキ、減衰バラツキの求め方を示すフローチャートである。

【図 7】別媒質がある場合の、音速バラツキ、減衰バラツキの求め方を示すフローチャートである。

【図 8】対象組織の音速が均一の場合の受信信号と整合加算した結果の画像及びそのシャープネスを表す説明図である。

【図 9】対象組織の音速が不均一の場合の受信信号と整合加算した結果の画像及びそのシャープネスを表す説明図である。

【図 10】音速バラツキ、減衰バラツキを求める全体の処理を示すフローチャートである。

10

【図 11】(A) は波面が揃っている受信信号、(B) はバラついている受信信号を表す画像である。

【図 12】(A) ~ (C) は肝硬変における組織性状変化を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

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

【0031】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

20

【0032】

図 1 に示すように、本実施形態の超音波診断装置 10 は、超音波探触子 300 から被検体 O B J に超音波ビームを送信して、被検体 O B J によって反射された超音波ビーム（超音波エコー）を受信し、超音波エコーの検出信号から超音波画像を作成し表示する装置である。

【0033】

C P U (Central Processing Unit) 100 は、操作入力部 200 からの操作入力に応じて超音波診断装置 10 の各ブロックの制御を行う。

【0034】

操作入力部 200 は、オペレータからの操作入力を受け付ける入力デバイスであり、操作卓 202 とポインティングデバイス 204 とを含んでいる。操作卓 202 は、文字情報（例えば、患者情報）の入力を受け付けるキーボードと、振幅画像（B モード画像）を単独で表示するモードと局所音速値の判定結果を表示するモードとの間で表示モードを切り替える表示モード切り替えボタンと、ライブモードとフリーズモードとの切り替えを指示するためのフリーズボタンと、シネメモリ再生を指示するためのシネメモリ再生ボタンと、超音波画像の解析・計測を指示するための解析・計測ボタンとを含んでいる。ポインティングデバイス 204 は、表示部 104 の画面上における領域の指定の入力を受け付けるデバイスであり、例えば、トラックボール又はマウスである。なお、ポインティングデバイス 204 としては、タッチパネルを用いることも可能である。

30

40

【0035】

格納部 102 は、C P U 100 に超音波診断装置 10 の各ブロックの制御をさせるための制御プログラムが格納される記憶装置であり、例えば、ハードディスク又は半導体メモリである。

【0036】

表示部 104 は、例えば、C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイ又は液晶ディスプレイであり、超音波画像（動画及び静止画）の表示及び各種の設定画面を表示する。

【0037】

超音波探触子 300 は、被検体 O B J に当接させて用いるプローブであり、1 次元又は 2 次元の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 302 を備え

50

ている。超音波トランスデューサ 302 は、送信回路 402 から印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを被検体 O B J に送信するとともに、被検体 O B J から反射される超音波エコーを受信して検出信号を出力する。

【0038】

超音波トランスデューサ 302 は、圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極が形成されて構成された振動子を含んでいる。このような振動子を構成する圧電体としては、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛：P b (lead) zirconate titanate) のような圧電セラミック、P V D F（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride) のような高分子圧電素子を用いることができる。上記振動子の電極に電気信号を送って電圧を印加すると圧電体が伸縮し、この圧電体の伸縮により各振動子において超音波が発生する。例えば、振動子の電極にパルス状の電気信号を送るとパルス状の超音波が発生し、また振動子の電極に連続波の電気信号を送ると連続波の超音波が発生する。そして、各振動子において発生した超音波が合成されて超音波ビームが形成される。また、各振動子により超音波が受信されると、各振動子の圧電体が伸縮して電気信号を発生する。各振動子において発生した電気信号は、超音波の検出信号として受信回路 404 に出力される。

10

【0039】

なお、超音波トランスデューサ 302 としては、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いることも可能である。例えば、超音波を送信する素子として上記圧電体により構成される振動子を用いて、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにしてもよい。ここで、光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器又はファイバブラッググレーティングである。

20

【0040】

次に、ライブモード時における超音波診断処理について説明する。ライブモードは、被検体 O B J に超音波探触子 300 を当接させて超音波の送受信を行うことによって得られた超音波画像（動画）の表示や解析・計測を行うモードである。

【0041】

超音波探触子 300 が被検体 O B J に当接されて、操作入力部 200 からの指示入力により超音波診断が開始されると、C P U 100 は、送受信部 400 に制御信号を出力して、超音波ビームの被検体 O B J への送信、及び被検体 O B J からの超音波エコーの受信を開始させる。C P U 100 は、超音波トランスデューサ 302 ごとに超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信方向とを設定する。

30

【0042】

さらに、C P U 100 は、超音波ビームの送信方向に応じて送信遅延パターンを選択するとともに、超音波エコーの受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する。ここで、送信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ 302 から送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために駆動信号に与えられる遅延時間のパターンデータであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ 302 によって受信される遅延時間のパターンデータである。上記送信遅延パターン及び受信遅延パターンは予め格納部 102 に格納されている。C P U 100 は、格納部 102 に格納されているものの中から送信遅延パターン及び受信遅延パターンを選択し、選択した送信遅延パターン及び受信遅延パターンに従って、送受信部 400 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。

40

【0043】

送信回路 402 は、C P U 100 からの制御信号に応じて駆動信号を生成して、該駆動信号を超音波トランスデューサ 302 に印加する。このとき、送信回路 402 は、C P U 100 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、各超音波トランスデューサ 302 に印加する駆動信号を遅延させる。ここで、送信回路 402 は、複数の超音波トランスデューサ 302 から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、各超音波トランスデューサ 302 に駆動信号を印加するタイミングを調整する（遅延させる）送信フォー

50

カスを実行する。なお、複数の超音波トランスデューサ 302 から一度に送信される超音波が被検体 O B J の撮像領域全体に届くように、駆動信号を印加するタイミングを調節するようにしてもよい。

【0044】

受信回路 404 は、各超音波トランスデューサ 302 から出力される超音波検出信号を受信して増幅する。上記のように、各超音波トランスデューサ 302 と被検体 O B J 内の超音波反射源との間の距離がそれぞれ異なるため、各超音波トランスデューサ 302 に反射波が到達する時間が異なる。受信回路 404 は遅延回路を備えており、C P U 100 によって選択された音速（以下、仮定音速という）又は音速の分布に基づいて設定される受信遅延パターンに従って、反射波の到達時刻の差（遅延時間）に相当する分、各検出信号を遅延させる。次に、受信回路 404 は、遅延時間を与えた検出信号を整合加算することにより受信フォーカス処理を行う。超音波反射源 X R O I と異なる位置に別の超音波反射源がある場合には、別の超音波反射源からの超音波検出信号は到達時間が異なるので、上記受信回路 404 の加算回路で加算することにより、別の超音波反射源からの超音波検出信号の位相が打ち消し合う。これにより、超音波反射源 X R O I からの受信信号が最も大きくなり、フォーカスが合う。上記受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（以下、R F 信号という）が形成される。

10

【0045】

A / D 変換器 406 は、受信回路 404 から出力されるアナログの R F 信号をデジタル R F 信号（以下、R F データという）に変換する。ここで、R F データは、受信波（搬送波）の位相情報を含んでいる。A / D 変換器 406 から出力される R F データは、信号処理部 502 とシネメモリ 602 にそれぞれ入力される。

20

【0046】

シネメモリ 602 は、A / D 変換器 406 から入力される R F データを順次格納する。また、シネメモリ 602 は、C P U 100 から入力されるフレームレートに関する情報（例えば、超音波の反射位置の深度、走査線の密度、視野幅を示すパラメータ）を上記 R F データに関連付けて格納する。

【0047】

信号処理部 502 は、上記 R F データに対して、S T C (Sensitivity Time gain Control) によって、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をした後、包絡線検波処理を施し、B モード画像データ（超音波エコーの振幅を点の明るさ（輝度）によって表した画像データ）を生成する。

30

【0048】

信号処理部 502 によって生成された B モード画像データは、通常のテレビジョン信号の走査方式と異なる走査方式によって得られたものである。このため、D S C (Digital Scan Converter) 504 は、上記 B モード画像データを通常の画像データ（例えば、テレビジョン信号の走査方式（N T S C 方式）の画像データ）に変換（ラスタ変換）する。画像処理部 506 は、D S C 504 から入力される画像データに、各種の必要な画像処理（例えば、階調処理）を施す。

【0049】

画像メモリ 508 は、画像処理部 506 から入力された画像データを格納する。D / A 変換器 510 は、画像メモリ 508 から読み出された画像データをアナログの画像信号に変換して表示部 104 に出力する。これにより、超音波探触子 300 によって撮影された超音波画像（動画）が表示部 104 に表示される。

40

【0050】

なお、本実施形態では、受信回路 404 において受信フォーカス処理が施された検出信号を R F 信号としたが、受信フォーカス処理が施されていない検出信号を R F 信号としてもよい。この場合、複数の超音波トランスデューサ 302 から出力される複数の超音波検出信号が、受信回路 404 において増幅され、増幅された検出信号、すなわち、R F 信号が、A / D 変換器 406 において A / D 変換されることによって R F データが生成される

50

。そして、上記 R F データは、信号処理部 5 0 2 に供給されるとともに、シネメモリ 6 0 2 に格納される。受信フォーカス処理は、信号処理部 5 0 2 においてデジタル的に行われる。

【 0 0 5 1 】

次に、シネメモリ再生モードについて説明する。シネメモリ再生モードは、シネメモリ 6 0 2 に格納されている R F データに基づいて超音波診断画像の表示や解析・計測を行うモードである。

【 0 0 5 2 】

操作卓 2 0 2 のシネメモリ再生ボタンが押下されると、C P U 1 0 0 は、超音波診断装置 1 0 の動作モードをシネメモリ再生モードに切り替える。シネメモリ再生モード時には、C P U 1 0 0 は、オペレータからの操作入力により指定された R F データの再生をシネメモリ再生部 6 0 4 に指示する。シネメモリ再生部 6 0 4 は、C P U 1 0 0 からの指令に基づいて、シネメモリ 6 0 2 から R F データを読み出して、画像信号生成部 5 0 0 の信号処理部 5 0 2 に送信する。シネメモリ 6 0 2 から送信された R F データは、信号処理部 5 0 2、D S C 5 0 4 及び画像処理部 5 0 6 において所定の処理（ライブモード時と同様の処理）が施されて画像データに変換された後、画像メモリ 5 0 8 及び D / A 変換器 5 1 0 を経て表示部 1 0 4 に出力される。これにより、シネメモリ 6 0 2 に格納された R F データに基づく超音波画像（動画又は静止画）が表示部 1 0 4 に表示される。

【 0 0 5 3 】

ライブモード又はシネメモリ再生モード時において、超音波画像（動画）が表示されているときに操作卓 2 0 2 のフリーズボタンが押下されると、フリーズボタン押下時に表示されている超音波画像が表示部 1 0 4 に静止画表示される。これにより、オペレータは、着目領域（R O I : Region of Interest）の静止画を表示させて観察することができる。

【 0 0 5 4 】

操作卓 2 0 2 の計測ボタンが押下されると、オペレータからの操作入力により指定された解析・計測が行われる。データ解析計測部 1 0 6 は、各動作モード時に計測ボタンが押下された場合に、A / D 変換器 4 0 6 又はシネメモリ 6 0 2 から、画像処理が施される前の R F データを取得し、当該 R F データを用いてオペレータ指定の解析・計測（例えば、組織部の歪み解析（硬さ診断）、血流の計測、組織部の動き計測、又は I M T（内膜中膜複合体厚：Intima-Media Thickness）値計測）を行う。また、データ解析計測部 1 0 6 は、詳しくは後述するような局所音速値の計測、音速あるいは減衰のバラツキを表す指標を算出する処理を行う。データ解析計測部 1 0 6 による解析・計測結果は、画像信号生成部 5 0 0 の D S C 5 0 4 に出力される。D S C 5 0 4 は、データ解析計測部 1 0 6 により解析・計測結果を超音波画像の画像データに挿入して表示部 1 0 4 に出力する。これにより、超音波画像と解析・計測結果とが表示部 1 0 4 に表示される。

【 0 0 5 5 】

また、表示モード切り替えボタンが押下されると、B モード画像を単独で表示するモード、B モード画像に音速・減衰バラツキの判定結果を重畳して表示するモード（例えば、音速・減衰バラツキに応じて色分け又は輝度を変化させる表示、又は音速・減衰バラツキが等しい点を線で結ぶ表示）、B モード画像と音速・減衰バラツキの判定結果の画像を並べて表示するモードの間で表示モードが切り替わる。これにより、オペレータは、音速・減衰バラツキの判定結果を観察することで、例えば、病変を発見することができる。

【 0 0 5 6 】

以下、本実施形態の超音波診断装置 1 0 の作用について説明する。

【 0 0 5 7 】

本発明は、着目領域を設定し、着目領域の音速バラツキまたは減衰バラツキを計測し、組織性状の診断を行うものである。詳しくは後述するが、本発明は、送信フォーカスを掛けて擬似的な点反射を形成し、その各素子受信データから、一定音速で近似した受信時刻からの時刻差を求め、そのバラツキから音速バラツキを計測し、また、一定減衰で近似した振幅のバラツキ、周波数のバラツキから減衰（散乱、吸収）バラツキを計測するもので

10

20

30

40

50

ある。そして計測したパラツキを組織性状の診断に役立てようとするものである。

【 0 0 5 8 】

図 2 に、音速パラツキ・減衰パラツキを計測する処理を模式的に示す。

【 0 0 5 9 】

図 2 (A) は、一定音速で近似した受信時刻からのパラツキを求めて音速パラツキを計測することを表している。また図 2 (B) は、一定の減衰で近似した振幅のパラツキから減衰パラツキを計測することを表している。さらに図 2 (C) は、一定の減衰で近似した中心周波数のパラツキから減衰パラツキを計測することを表したものである。

【 0 0 6 0 】

ここで、いずれの場合も、送信フォーカスを掛けて擬似的な点反射を形成し、各素子受信データから、音速パラツキ・減衰パラツキを計測するようにしている。

10

【 0 0 6 1 】

すなわち、図 2 (A) に示すように、被検体 O B J 内の着目領域 R O I の格子点 X からの擬似的な点反射を考える。このとき図 2 (A) に示すように肝硬変が進み結節が形成されていると、超音波の進行方向により音速や減衰にパラツキが生じる。

【 0 0 6 2 】

図 2 (A) は、各素子において実際に計測された波面 (受信時刻) を実線で表し、また被検体 O B J の媒質を音速一定と仮定して近似した波面を破線で表し、各方位位置における音速パラツキに起因した受信時刻のパラツキを示したものである。

【 0 0 6 3 】

また図 2 (B) は、各素子において実際に計測された対数圧縮後の振幅を実線で表し、被検体 O B J の媒質を減衰一定と仮定して近似した対数圧縮後の振幅を破線で表し、各方位位置における減衰 (吸収及び散乱) パラツキに起因した対数圧縮後の振幅のパラツキを示したものである。

20

【 0 0 6 4 】

さらに、図 2 (C) は、各素子において実際に計測された中心周波数を実線で表し、被検体 O B J の媒質を減衰一定と仮定して近似した中心周波数を破線で表し、各方位位置における減衰 (吸収及び散乱) パラツキに起因した中心周波数のパラツキを示したものである。

【 0 0 6 5 】

このように、送信フォーカスを掛けて形成した擬似的な点反射の受信波の受信時刻、振幅、中心周波数は、一定音速・一定減衰を仮定した受信時刻、振幅、中心周波数からパラツキを有している。これは、異なる音速や減衰を有する媒質の混合割合が各方位位置に対応する経路で異なるためである。そして経路による混合割合の変化が大きい程、受信時刻、振幅及び中心周波数の方位位置パラツキが大きくなる事、また経路による混合割合の変化の空間周波数が大きい程、受信時刻、振幅及び中心周波数の方位位置パラツキの空間周波数も大きくなる事が図 2 から容易に分かる。

30

【 0 0 6 6 】

従って、格子点 X からの反射波受信時刻、振幅、中心周波数の一定音速・一定減衰を仮定した受信時刻、振幅、中心周波数からのパラツキの大きさや空間周波数から、着目領域内における、異なる音速及び減衰を有する媒質の混合割合のパラツキの大きさや空間周波数に関する情報を取得することが可能となる。

40

【 0 0 6 7 】

これにより、音速または減衰のパラツキを判定することにより、これを組織性状の診断に用いることが可能となる。なお、ここでは肝硬変の例を用いて説明したが、本発明は、肝硬変に限定する事無く適用できることは明らかである。

【 0 0 6 8 】

以下、音速パラツキ又は減衰パラツキを表す指標 (パラツキ指標) を求める処理について説明する。

【 0 0 6 9 】

50

まず音速バラツキの求め方について説明する。

【0070】

簡単のために、超音波がある音源からある素子に伝播するとき、ある経路において2種類の媒質が存在するとする。この様子を模式的に図3に示す。

【0071】

実際には、媒質1と媒質2が図3に示すように、明確に分かれて存在しているのではなく、その経路上に複雑に混ざり合っている。図3は、媒質1と媒質2をそれぞれ一方に寄せ集めて、その混合割合がはっきりわかるように表示したものである。

【0072】

図3において、 L は、音源から素子までの経路の全長（経路長）、 p_1 及び p_2 は、伝播経路によらない媒質1及び媒質2の平均的な混合割合、 Δp は、経路に依存する上記混合割合の変化分を表す。

【0073】

今、図3に示す経路において、媒質1と媒質2の混合割合が、平均的な混合割合 $p_1 : p_2$ から Δp だけずれて、 $(p_1 + \Delta p) : (p_2 - \Delta p)$ となっていたとすると、経路の全長 L のうち、媒質1が存在するのは長さにして $L * (p_1 + \Delta p)$ 、媒質2が存在するのは長さにして $L * (p_2 - \Delta p)$ となる。

【0074】

媒質1における超音波の音速を v_1 、媒質2における超音波の音速を v_2 とすると、図3の音源から発した超音波を素子が受信する受信時刻 t は、次の式で与えられる。

【0075】

$$\begin{aligned} t &= L * (p_1 + \Delta p) / v_1 + L * (p_2 - \Delta p) / v_2 \\ &= L * (1 / v_1) * p_1 + L * (1 / v_2) * p_2 \\ &\quad + L * \Delta p * ((1 / v_1) - (1 / v_2)) \end{aligned}$$

このうち、経路に依存しない（経路バラツキを含まない）受信時刻

$$L * (1 / v_1) * p_1 + L * (1 / v_2) * p_2$$

を引けば、経路に依存した受信時刻の変化分が、

$$L * \Delta p * ((1 / v_1) - (1 / v_2))$$

で与えられることがわかる。

【0076】

これを経路の全長（経路長） L で割れば、経路長 L に依存しない指標として次の式（1）が得られる。

【0077】

$$\Delta p * ((1 / v_1) - (1 / v_2)) \cdots \cdots (1)$$

しかし、経路によって経路長 L における混合割合の変化分 Δp は異なるため、上記式（1）で表される指標は、経路によって異なる。

【0078】

そこで、全ての経路についての式（1）の値の標準偏差をとれば経路にもよらないバラツキ指標を得ることができる。

【0079】

組織の病変化によって混合割合の変化分 Δp がより大きくバラつくか、または v_1 と v_2 の差がより大きくなるために、上記式（1）によるバラツキ指標は、バラツキの程度を良好に表す指標となる。

【0080】

なお、ここでは2種類の媒質のみで考えたが、2種類以上の媒質がある場合、2種類以上の指標（1）は、各異なる媒質間の混合割合の変化分 Δp_1 、 Δp_2 、 $\cdots$ の和となり、そのバラツキ程度は、やはり病変化の程度を良好に表す指標となる。

【0081】

なお、上記の方法において、受信時刻、経路バラツキを含まない受信時刻及び経路長が未知である。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 2 】

このうち、受信時刻（素子の受信時刻）は公知の位相収差解析の手法（例えば、特許文献 3：特開平 6 - 1 0 5 8 4 1 号公報参照）を用いて求めることができる。超音波探触子の各素子の受信信号に対して、一定の信号を参照信号として、これらの位相差を検出し、隣接する各素子の位相差検出結果を比較しその差を D とする。また一方、横軸に超音波探触子の素子番号をとり、縦軸に各素子の受信信号と参照信号 S との位相差をプロットしたグラフにおいて、正から負への不連続点（すなわち、上記差 D が - 1 8 0 ° より小のとき）においては 3 6 0 ° を加算し、負から正への不連続点（すなわち、上記差 D が 1 8 0 ° より大のとき）においては 3 6 0 ° を減算して、不連続曲線を連続曲線とする。これにより広範囲の位相収差を精度よく検出することができる。

10

【 0 0 8 3 】

また、経路パラツキを含まない受信時刻は、経路長 L と

$$1 / \text{平均音速} = ((1 / v_1) * p_1 + (1 / v_2) * p_2)$$

に分離することができる。

【 0 0 8 4 】

次に、経路長 L と平均音速の求め方を説明する。

【 0 0 8 5 】

図 4 に示すように、多種類の異なる音速媒質（混合媒質）からなる対象中に、素子面から距離 L の深さに音源を想定する。

【 0 0 8 6 】

まず図 4 に示す音源から発せられた超音波の各素子受信信号から、音源までの媒質が均一と仮定して求められる音速（平均音速）及び深さを求める。

20

【 0 0 8 7 】

図 4 に示すように、音源の直下から距離 X の位置の素子における受信時刻 T (X) は、以下の式で与えることができる。

【 0 0 8 8 】

$$T(X) = \sqrt{(L^2 + X^2)} * ((1 / v_1) * p_1 + (1 / v_2) * p_2 + (1 / v_3) * p_3 + \dots) \dots \dots (2)$$

ここで、記号 $\sqrt{A}$ は、A の平方根を表し、 p_n 、 v_n は媒質 n の混合割合及び音速を表す。またここでは混合割合の変化分 Δp は含まないとする。

30

【 0 0 8 9 】

p_n は、伝播経路によらず一定と見做せるので、上記式 (2) から均一仮定の平均音速及び深さは以下の式 (3) のように一意に求められることがわかる。

【 0 0 9 0 】

$$1 / \text{平均音速} = ((1 / v_1) * p_1 + (1 / v_2) * p_2 + (1 / v_3) * p_3 + \dots)$$

$$\text{深さ} = L \dots \dots \dots (3)$$

上記式 (3) の平均音速は、前述した平均音速であり、また各経路長は、深さ L と素子位置 X から求めることができる。

【 0 0 9 1 】

つまり、各素子受信時刻をトータルで見ることによって、平均音速及び各経路長を求めることができる。各経路による混合割合の変化分 Δp が含まれているとしても、各素子信号をトータルで見れば影響が少ないと考えられる。

40

【 0 0 9 2 】

平均音速及び深さを求めるために公知の画像解析の手法（例えば、特許文献 4：特開 2 0 0 7 - 7 0 4 5 号公報参照）を用いることができる。これは、平均音速（及び深さ）を仮定し、音源の画像のシャープネスやコントラストが最大となる値を求めるという方法である。

【 0 0 9 3 】

またこの他に、各素子受信時刻を位相収差解析で求めた後、最小二乗法フィッティング

50

で平均の受信時刻を求め、それに相当する平均音速（及び深さ）を求めるという方法でもよい。

【0094】

なお、ここでは簡単のために、音源からの伝播のみを想定したが、実際には送信フォーカスによって擬似的な点反射を形成するプロセスになる。この場合、上記式（2）に送信伝播時間を加えるだけでよい。

【0095】

以下、不均一層がある場合のバラツキ指標の求め方について説明する。

【0096】

ここでは、図5に示すように、各素子の前に混合媒質とは異なる別媒質が存在する場合のバラツキ指標を求める。具体的には、各経路長と受信時刻の変化分を別媒質の影響を除いて求める。

10

【0097】

まず、各経路長の求め方としては、図5に示すように、混合媒質と別媒質との境界付近が下面となるように局所領域を設定し、この局所領域下面上に複数の格子点を設定する。この領域での平均音速を求めれば、局所領域における音源の深さ L' が求まり、これよりここから距離 X' だけ離れた各格子までの各経路長が求まる。

【0098】

ここで、局所領域における平均音速（局所音速）を求めるには、以下のように様々な方法がある。

20

【0099】

例えば、図5の音源を着目点として、まず着目点と局所領域下面上の各格子における環境音速を求める。ここで、環境音速値とは、画像のコントラスト、シャープネスが最も高くなる音速値であり、上述した画像解析手法により求める事ができる。次に着目点の環境音速値に基づいて着目点を反射点としたときの仮想的な受信波 WX の波形を算出する。そして、局所領域における仮定音速の初期値を設定し、仮定音速を1ステップ変更し、局所領域下面上の各格子点における受信波を環境音速から算出し、その受信波を仮定音速によって決まる遅延で仮想的に合成した仮想合成受信波 $WSUM$ を算出する。

【0100】

次に、仮想受信波 WX と仮想合成受信波 $WSUM$ の誤差を算出する。仮想受信波 WX と仮想合成受信波 $WSUM$ の誤差は、互いの相互相関をとる方法、仮想受信波 WX に仮想合成受信波 $WSUM$ から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法、または逆に、仮想合成受信波 $WSUM$ に仮想受信波 WX から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法等によって算出される。

30

【0101】

ここで、仮想受信波 WX から遅延を得るには、着目点を反射点として、着目点における環境音速値で伝播した超音波が各素子に到着する時刻を遅延とすればよい。また、仮想合成受信波 $WSUM$ から遅延を得るには、隣り合う素子間での合成受信波の位相差から等位相線を抽出し、その等位相線を遅延とするか、または単に各素子の合成受信波の最大（ピーク）位置の位相差を遅延としてもよい。また、各素子からの合成受信波の相互相関ピーク位置を遅延としてもよい。位相整合加算時の誤差は、整合加算後の波形のpeak to peakとする方法、又は包絡線検波した後の振幅の最大値とする方法などによって求められる。

40

【0102】

次に、全ての仮定音速の値での演算が終了したら、局所領域における局所音速値が判定される。すなわち、仮想受信波 WX と仮想合成受信波 $WSUM$ との差が最小になる仮定音速の値を局所領域における局所音速値と判定する。

【0103】

また、被検体の音速が不均一で、各格子の受信時刻（受信波）が環境音速で近似しきれない場合でも局所音速を計測可能とする方法として以下のようなものがある。

【0104】

50

例えば、予め着目領域内の着目点と、局所領域下面上の各格子点における受信時刻（受信波）を求め、着目領域における仮定音速によって決まる遅延で各格子受信波を重ね合わせて合成受信波を合成し、それと着目領域の受信波を比較することによって局所音速を判定する方法がある。

【 0 1 0 5 】

あるいは、予め着目領域内の着目点と、局所領域下面上の各格子点における受信時刻（受信波）を求めた後、着目領域における仮定音速によって決まる、着目点から各格子点までの超音波の伝播時間と、各格子受信時刻との和をとったもののうち、ある素子について、最小となる和をその素子の合成受信時刻とし、各素子について、着目点受信波の受信時刻と合成受信時刻とを比較して局所音速を判定するようにしても良い。

10

【 0 1 0 6 】

なお、ここで着目点及び局所領域下面上の各格子点における受信時刻は、上述した画像解析の手法及び位相収差解析の手法を用いて求めることができる。

【 0 1 0 7 】

また局所音速を求める他の方法として、例えば、上と同様に、局所領域下面上の各格子点の受信時刻（受信波）を画像解析及び位相収差解析の手法によって求めた後、着目領域における仮定音速によって決まる遅延で各格子受信波を重ね合わせて合成受信波を合成し、それから生成した遅延に基づいて画像を生成し、その画像を解析し、例えばシャープネスが最大となる条件から局所音速を判定するようにしても良い。

20

【 0 1 0 8 】

または、各格子点の受信時刻（受信波）を求めた後、着目領域における仮定音速によって着目点から各格子点までの超音波の伝播時間と、各格子受信時刻との和をとったもののうち、ある素子について、最小となる和をその素子の遅延とし、その遅延に基づいて画像を生成し、その画像を解析して、例えばシャープネスが最大となる条件から局所音速を判定するようにしても良い。

【 0 1 0 9 】

またあるいは、上記と同様に、局所領域下面上の各格子点の受信時刻（受信波）を画像解析及び位相収差解析の手法によって求め、それを遅延として、上記局所領域下面上の各格子点を仮想素子と見做して各仮想素子の受信信号として、各遅延で整合加算した信号を設定し、各仮想素子の受信信号から着目領域の仮定音速に基づいて画像生成し、その画像を解析し、例えばシャープネスが最大となる条件から局所音速を判定するようにしても良い。

30

【 0 1 1 0 】

なお、上記各格子点および局所領域下面の取りかたは、特に平面に限定されるものではなく、着目点より素子側（手前側）の任意の曲面として設定する事ができる。例えば、組織や病変の境界面上に設定してもよい。

【 0 1 1 1 】

次に、各素子受信時刻の変化分の求め方としては、各素子で受信した信号の受信時刻の内、平均音速によって決まる受信時刻からの変化分を求め、それに低周波カット処理を施すことによって、別媒質による変化分を取り除き、各素子位置を局所領域下面上の各格子位置に変換する。各素子位置から局所領域下面上の各格子位置への変換は、局所領域における局所音速及び各格子点における環境音速又は各素子受信時刻から、着目点から各格子を経て各素子に至る超音波伝播経路が求まるため、この伝播経路に沿って各素子位置から逆方向に伝播する事により可能である。

40

【 0 1 1 2 】

このようにして求めた変化分を、各経路長で割ることによって、上記式（１）で与えられる指標を得て、その標準偏差をバラツキ指標とすることができる。

【 0 1 1 3 】

次に、減衰バラツキの求め方について説明する。

【 0 1 1 4 】

50

受信信号の受信時刻の代わりに振幅または中心周波数を利用することによって、音速と同様の手法によって以下のように減衰パラツキを求めることができる。

【 0 1 1 5 】

減衰には、音波が広がることによる拡散減衰、音波が媒質に吸収されて熱に変換されることによる吸収減衰、及び生体組織の散乱による散乱減衰の3つがあるが、これのうち、吸収・散乱減衰は、 $\exp(-\alpha x)$ で与えられる。ここで、 α は減衰係数、 x は伝播距離を表す。

【 0 1 1 6 】

そして、非特許文献3：「超音波便覧」（丸善、1999）によれば、生体組織においては、MHz帯の周波数範囲では減衰係数 α が近似的に周波数に比例すると仮定することができる。この周波数に比例する減衰によって、ガウシアンパルスの中心周波数は、伝播距離に比例してシフトすることとなる。これを利用して、中心周波数シフトから減衰を求めることができる。

10

【 0 1 1 7 】

次に、減衰のパラツキ指標についても音速の場合と同様に考える。

【 0 1 1 8 】

音源からの各経路の対数圧縮後の振幅 $A(x)$ 及び中心周波数 $F(x)$ は、以下の式(4)で与えられる。

【 0 1 1 9 】

$$\begin{aligned} A(x) &= A(0) - L * (\alpha_1 * \rho_1 + \alpha_2 * \rho_2) - L * \Delta \rho * (\alpha_1 - \alpha_2) \\ F(x) &= F(0) - L * (\beta_1 * \rho_1 + \beta_2 * \rho_2) - L * \Delta \rho * (\beta_1 - \beta_2) \cdot \\ &\cdot \cdot \cdot \cdot (4) \end{aligned}$$

20

ただし、振幅に関しては、拡散、送信フォーカス、非線形特性、指向性などの影響を無視している。ここで、 α は、周波数に依存する項を含む減衰係数、 β は、 α とパルス波（ガウシアンパルスを仮定）の帯域によって決まる定数である。

【 0 1 2 0 】

上記式(4)のうち、経路パラツキを含まない振幅及び中心周波数は次の式(5)で与えられる。

【 0 1 2 1 】

$$\begin{aligned} A(x) &= A(0) - L * (\alpha_1 * \rho_1 + \alpha_2 * \rho_2) \\ F(x) &= F(0) - L * (\beta_1 * \rho_1 + \beta_2 * \rho_2) \cdot \cdot \cdot \cdot (5) \end{aligned}$$

30

上記式(4)から式(5)を引き、求めた振幅の変化分 $L * \Delta \rho * (\alpha_1 - \alpha_2)$ または中心周波数の変化分 $L * \Delta \rho * (\beta_1 - \beta_2)$ を経路長 L で割れば、次の式(6)が得られる。

【 0 1 2 2 】

$$\Delta \rho * (\alpha_1 - \alpha_2) \text{、または } \Delta \rho * (\beta_1 - \beta_2) \cdot \cdot \cdot \cdot (6)$$

これにより経路長に依存しない指標が得られる。

【 0 1 2 3 】

なお、ここで経路長 L は、例えば上記式(3)によって平均音速から求める。また変化分を得るために経路によらない振幅または中心周波数が必要であるが、それは各素子受信信号の振幅または中心周波数に対してフィッティングして求める。またこのとき、式(3)で求めた音源の深さに基づいて平均 α または β を仮定してフィッティングしてもよい。

40

【 0 1 2 4 】

また、送信経路も考慮する場合は、式(4)に対して、次式

$$- (\text{送信経路長}) * (\alpha_1 * \rho_1 + \alpha_2 * \rho_2)$$

を加えればよいだけである。

【 0 1 2 5 】

また一方、不均一層がある場合のパラツキ指標の求め方は、図5の局所領域における各経路長と、局所領域下面上の各格子の振幅または中心周波数の平均減衰からの上記式(6)で表される変化分を求めるようにすればよい。各経路長は、局所領域の平均音速を求め

50

るとともに求めることができる。

【 0 1 2 6 】

以上、音速バラツキ及び減衰バラツキの求め方の例を示したが、その求め方には様々なバリエーションがある。

【 0 1 2 7 】

図 6 及び図 7 に、音速バラツキ、減衰バラツキの求め方を各ステップに分けてまとめて示す。図 6 は別媒質がない場合であり、図 7 は別媒質がある場合を示している。

【 0 1 2 8 】

次に図 6 の超音波診断装置 10 によるフローチャートの処理について説明する。

【 0 1 2 9 】

まず、図 6 のステップ S 1 0 0 において各経路長を導出する。これは、着目点（音源）の深さを導出できれば、着目点と各素子を結ぶ各経路長を導出することができる。

【 0 1 3 0 】

着目点の深さの導出方法としては以下のような方法がある。

【 0 1 3 1 】

例えば、受信時刻から求める方法として、着目点までの平均音速及び深さを、公知の画像解析手法を用いて求めることができる。具体的には、着目点の画像のシャープネスやコントラストの特性が最大となる値として求めることができる。

【 0 1 3 2 】

または振幅から求める方法として、各素子受信信号の振幅を取得し、それに上記式（ 5 ）に着目点までの平均減衰及び深さを仮定して求まる振幅をフィッティングして誤差が最小となる値を採用する方法が考えられる。しかし、振幅は減衰のみでなく、拡散や送信フォーカス、非線形特性などの影響を受けるため、上記式（ 5 ）の適用は困難である。これに対して、例えば特許文献 5：特公平 3 - 2 4 8 6 8 号公報に開示された 2 周波数の振幅比を利用する方法を用いて、2 周波数の対数圧縮後の振幅の差が減衰係数に比例することから求めることができる。

【 0 1 3 3 】

また、中心周波数を利用する方法として、各素子受信信号の中心周波数を取得し、式（ 5 ）に対して、着目点までの平均減衰及び深さを仮定して求まる中心周波数をフィッティングして誤差が最小となる値を採用する方法が考えられる。このとき、送信時の中心周波数がわかった方が精度高くフィッティングすることができる。

【 0 1 3 4 】

また、図 6 のステップ S 1 1 0 において、各素子受信時刻・振幅・中心周波数を導出する。

【 0 1 3 5 】

まず受信時刻を求める方法としては、前述したように、公知の位相収差解析の手法を用いて求めることができる。または予め着目点の画像解析によって平均音速とともに求まる「経路バラツキを含まない受信時刻」を起点として位相収差解析を行ってもよい。

【 0 1 3 6 】

また振幅を求める方法としては、各素子受信信号に包絡線検波を実施して振幅情報に変換した後に、上に述べた受信時刻における値を取得する方法がある。ここで「経路バラツキを含まない受信時刻」を基点に所定範囲でのピーク値を取得するようにしてもよい。

【 0 1 3 7 】

また中心周波数を求める方法としては、各素子受信信号から上で述べた受信時刻を基点とした所定範囲を取得し、周波数変換後に以下の式、

$$\int f * P(f) df / \int P(f) df$$

によって重心を求める方法がある。

【 0 1 3 8 】

なお、上記式において、 f は周波数であり、 $P(f)$ は f におけるスペクトル密度である。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 9 】

また、中心周波数は、スペクトル密度のピークとなる周波数でもよいし、半値幅の中心でもよい。または、検波処理を実施して得られた位相の深さ方向の傾きから求めるようにしてもよい。

【 0 1 4 0 】

上で、振幅または中心周波数を求める際に、求められる素子の受信信号を中心に所定開口で該当する受信時刻の信号を整合加算すればノイズや干渉を減らして求めることができる。

【 0 1 4 1 】

次に、図 6 のステップ S 1 2 0 において、各経路の経路バラツキを含まない受信時刻・振幅・中心周波数を導出する。

10

【 0 1 4 2 】

まず受信時刻を求めるには、前述したステップ S 1 0 0 で平均音速が求まっていれば求めることができる。または、ステップ S 1 1 0 で求めた各素子受信信号に誤差が最小となる曲線をフィッティングしてもよい。このとき、ステップ S 1 0 0 で着目点と各素子を結ぶ経路長が求まっているため、平均音速を仮定して受信時刻を計算し、誤差が最小となる平均音速（受信時刻）を求めてもよい。

【 0 1 4 3 】

また振幅を求めるには、ステップ S 1 1 0 で求めた各素子受信信号の振幅に誤差最小となる曲線をフィッティングして求める。このとき、ステップ S 1 0 0 で着目点と各素子を結ぶ経路長が求まっているため、式（ 5 ）の平均減衰を仮定して振幅計算し、誤差が最小となる平均減衰（振幅）を求めるようにしてもよい。

20

【 0 1 4 4 】

中心周波数を求めるには、ステップ S 1 0 0 で平均減衰が求まっているならば、同時に各素子中心周波数は求まっている。またはステップ S 1 1 0 で求めた各素子受信信号の中心周波数に誤差最小となる曲線をフィッティングしてもよい。このとき、ステップ S 1 0 0 で各経路長が求まっているため、平均減衰を仮定して中心周波数を計算し、誤差が最小となる平均減衰（中心周波数）を求めてもよい。このとき、送信時の中心周波数がわかっているならば精度良くフィッティングすることができる。

【 0 1 4 5 】

次に、図 6 のステップ S 1 3 0 において、各経路の受信時刻・振幅・中心周波数の変化分を導出する。これは、ステップ S 1 1 0 で求めた受信時刻・振幅・中心周波数からステップ S 1 2 0 で求めた値を引けば求めることができる。

30

【 0 1 4 6 】

次に、図 6 のステップ S 1 4 0 において、変化分を経路長で割って指標を導出し、それからバラツキ指標を導出する。ここで、各経路の指標の標準偏差や最大値をバラツキ指標としてよい。

【 0 1 4 7 】

次に、図 7 のフローチャートを用いて、別媒質がある場合の、着目領域におけるバラツキ指標の求め方について説明する。

40

【 0 1 4 8 】

図 7 のフローチャートは前述した図 6 のフローチャートと略同じであり、各着目点のバラツキ指標計算方法において、「各経路」が「局所領域における各経路」となり、また「各素子受信時刻・振幅・中心周波数」が「局所領域下面上における値」となっている点が異なる。

【 0 1 4 9 】

まず、図 7 のステップ S 2 0 0 において、局所領域における各経路長を導出する（擬似的な点反射の深さを導出する）。これには、例えば図 5 に示すように、各着目点（音源）を上面上、別媒質との境界付近を下面となるように局所領域を設定し、局所領域内の各経路長を求める。そのためにまず局所領域内の着目点の深さを求める。その方法としては、

50

局所領域内の平均音速とともに求める方法が好適に用いられる。局所領域内の平均音速（局所音速）を求める方法は前述したように様々な方法がある。

【0150】

次に、図7のステップS210において、各素子受信時刻・振幅・中心周波数の局所領域下面上における値を導出する。

【0151】

局所領域の局所受信時刻を求める方法としては、まず局所領域下面上の各格子の受信時刻（または平均音速）を公知の画像解析及び位相収差解析の手法を用いて求め、それを遅延とする。また、着目点の受信時刻（受信波）を画像解析及び位相収差解析によって求める。そして、各格子を仮想素子と見做して各仮想素子の受信信号として、各遅延で着目点の受信波を整合加算した信号を設定する。そして、各仮想素子の受信信号の位相収差解析を実施することによって着目点の局所受信時刻を求める。または、各格子を仮想素子と見做して、各仮想素子の局所受信時刻として着目点の各素子受信時刻から遅延を引いた時刻のうち最も遅い時刻を採用する。

【0152】

または、局所領域下面上の各格子の受信波を皆同じと見做し、代表する受信波を定め、着目点の受信波に対して、局所領域下面上各格子を代表する受信波による逆畳込み（デコンボリューション）を施す事によって着目点の局所受信時刻を求める。逆畳込み処理は、各素子受信信号に対して、またはその周波数空間上で実施する事ができる。

【0153】

または、着目点の受信時刻（受信波）と、局所領域下面上の各格子の受信時刻（受信波）及び着目点から各格子への伝播時間（局所受信時刻）から求まる着目点の受信時刻（受信波）との誤差が最小となる様に、局所受信時刻を探索しても良い。最小値探索アルゴリズムには種々のものがあるが、例えば準ニュートン法を用いても良い。

【0154】

次に、中心周波数を求める方法としては、予め局所領域の局所受信時刻または平均音速、及び局所領域下面上の各格子の受信時刻または平均音速を求める。それから、着目点→各格子→各素子という伝播パスを求める。また、送信時の中心周波数を既知とする。

【0155】

局所領域下面上の各格子→各素子の中心周波数シフト量を以下の手順で求める。

【0156】

まず、各格子の各素子受信信号から中心周波数を求める（このとき、求める素子の受信信号を中心に所定開口で、該当する受信時刻の信号を整合加算すれば、ノイズや干渉を減らして求めることができる）。ある格子に関して、以下の式で表される値が片道の中心周波数シフトである。

【0157】

$$(\text{中心周波数}[\text{真中の素子の受信信号}] - \text{中心周波数}[\text{送信時}]) / 2$$

この値を、 $(\text{中心周波数}[\text{各素子の受信信号}] - \text{中心周波数}[\text{送信時}])$ から引いた値が、格子→各素子の伝播パスの減衰による中心周波数シフト量を表している。

【0158】

送信時の中心周波数が未知だとしても、格子→各素子の全パスで均一減衰を仮定すれば、減衰係数を求め、シフト量を求められる（しかし送信時の中心周波数既知の方が精度は良い）。

【0159】

着目点の各素子中心周波数から各格子→各素子の中心周波数シフト量を引き、各格子における中心周波数を求める。

【0160】

次に、振幅を求める方法としては、予め各格子→各素子の減衰を中心周波数シフト量から求めておき、また各格子→各素子の伝播パスを求めておく。各素子の振幅から各格子→各素子の減衰を補正し、各格子の振幅を求める。

【 0 1 6 1 】

次に、図 7 のステップ S 2 2 0 において、局所領域の経路バラツキを含まない受信時刻・振幅・中心周波数を導出する。

【 0 1 6 2 】

受信時刻を求める方法としては、ステップ S 2 0 0 で求めた局所領域の平均音速と経路長から求められる。または、ステップ S 2 1 0 で求めた各格子の受信時刻に誤差が最小となる曲線をフィッティングして求めてもよい。このとき、ステップ S 2 0 0 で着目点と各格子を結ぶ経路長が求まっているため、平均音速を仮定して受信時刻を計算し、誤差が最小となる平均音速（受信時刻）を求めてもよい。

【 0 1 6 3 】

振幅を求める方法としては、ステップ S 2 1 0 で求めた各格子の振幅に誤差最小となる曲線をフィッティングして求めることができる。このとき、ステップ S 2 0 0 で着目点と各格子を結ぶ経路長が求まっているため、式（ 5 ）の平均減衰を仮定して振幅を計算し、誤差が最小となる平均音速（振幅）を求めてもよい。

【 0 1 6 4 】

中心周波数を求める方法としては、ステップ S 2 1 0 で求めた各格子の中心周波数に誤差最小となる曲線をフィッティングする。このとき、ステップ S 2 0 0 で各経路長が求まっているため、平均減衰を仮定して中心周波数を計算し誤差最小となる平均減衰（中心周波数）を求めてもよい。

【 0 1 6 5 】

以下、ステップ S 2 3 0、S 2 4 0 における処理は、前述した別媒質の無い場合の図 7 のステップ S 1 3 0、S 1 4 0 における処理と同様であるので説明を省略する。

【 0 1 6 6 】

なお、別媒質がある場合に設定する局所領域の下面は、必ずしも図 5 のように境界付近になくともよいし、平面でなく曲面でも良い。また、局所領域下面上の各格子の受信時刻・振幅・中心周波数を求めるために、局所領域だけでなく、局所領域下面にも送信焦点を設定する。

【 0 1 6 7 】

また、各素子で受信した信号の受信時刻・振幅・中心周波数に対して、低周波カット処理を施すことによって別媒質による変化分を取り除き、各格子→各素子の伝播パスに沿って各素子位置を各格子位置に変換することで、各格子の受信時刻・振幅・中心周波数の変化分を求める方法もある。

【 0 1 6 8 】

また、別媒質の補正をすることや経路長で規格化することなどは必ずしも必要なことではない。なお、深さと素子の開口の比は一定であることが望ましい。

【 0 1 6 9 】

規格化する場合、規格化する量としては経路長の他に深さ、また深さに近い量として、真中素子（または格子）の受信時刻・周波数シフト量などがある。これらによる規格化は、着目点（着目領域）の深さ（別媒質がある場合は、別媒質を除いた深さ）を一定にしてバラツキを評価する場合には必要ではない。

【 0 1 7 0 】

また、前述した式（ 3 ）などから、音速・減衰は深さと分離した Δp のみに依存した量であることがわかるので、音速・減衰を指標としてもよい（この場合、深さと開口の比も関係ないと思われる）。

【 0 1 7 1 】

音速の場合、一定音速で整合加算した結果の R F 信号や R F 信号（ R F データ）に対して包絡線検波処理を施すことによって得られる画像（ B モード画像）のシャープネスに基づいて音速バラツキを求めることができる。

【 0 1 7 2 】

図 8 及び図 9 に、受信信号と整合加算した結果の画像及びそのシャープネスを示す。

10

20

30

40

50

【 0 1 7 3 】

図 8 は、対象組織の音速が均一な場合を表し、図 9 は、対象組織の音速が不均一の場合を表している。

【 0 1 7 4 】

図 8 及び図 9 においては、シャープネスの最大値に対して、両端の音速、例えば、これらの図に示す例では、 1400 m/sec と 1650 m/sec におけるシャープネスとの差分をバラツキ指標として用いている。また、輝度依存性を考慮して最大値により規格化している。

【 0 1 7 5 】

すなわち、 $\text{バラツキ} = (\Delta s_1 + \Delta s_2) / s$ である。

10

【 0 1 7 6 】

また、バラツキ指標としては、この他に、単純にシャープネスの最大値としてもよいし、半値幅としてもよい。

【 0 1 7 7 】

また、バラツキ指標としては以下のようなものがある。すなわち、各音速・減衰の近似曲線との差分の絶対値・2乗の平均値が最小の所定比となる音速・減衰範囲がある。また、計測された受信時刻・振幅・中心周波数に接する両側の音速・減衰範囲がある。またその他、音速の場合、整合加算した画像のフォーカス指標が最大の所定比となる音速範囲や、開口を小開口に分割し、各小開口で求めた音速・減衰の標準偏差などもある。

【 0 1 7 8 】

20

また、送信経路の超音波伝播時間・振幅変化・中心周波数シフトのバラツキも含めると平均音速と平均減衰自体が着目点の位置によってバラつくと考えられる。従って、各着目点の平均音速・平均減衰の着目領域でのバラツキの標準偏差をバラツキ指標としてもよい。

【 0 1 7 9 】

次に、空間周波数に基づくバラツキ指標について説明する。

【 0 1 8 0 】

以上説明したバラツキ指標は、受信時刻・振幅・中心周波数のバラツキの大きさに基づく指標であるが、バラつく空間周波数も変化すると考えられる。具体的には、図 2 に示す受信時刻・振幅及び中心周波数の変化分の方位位置に対する周波数が変化すると考えられるため、これに基づくバラツキ指標としてもよい。

30

【 0 1 8 1 】

受信時刻・振幅及び中心周波数の変化分は、別媒質のない場合は図 6 のフローチャートで、また別媒質のある場合は図 7 のフローチャートで得られる。

【 0 1 8 2 】

このとき、受信時刻・振幅・中心周波数の変化分の大きさは着目点の深さとともに増すが、各方位位置に対する変化分の大きさが均一に増す分には、周波数に影響しないため補正の必要はない。ただし、各経路によって変化分の増し方に微妙に差があるため、変化分を各経路長で規格化することによって補正してもよい。つまり、図 6 または図 7 のフローチャートによって得られる変化分または経路長で規格化した変化分のどちらを指標として用いてもよい。

40

【 0 1 8 3 】

ここで、着目点の深さが一定でなくとも、方位方向に対する変化分の周波数を深さや経路長などによって補正する必要はない。ただし、一定の開口での評価が望ましい。

【 0 1 8 4 】

以上から得られた指標の方位位置に対する周波数分布の中心周波数または帯域またはそれらに基づく変数をバラツキ指標として求める。

【 0 1 8 5 】

例えば、肝硬変の場合、均一で小さい肝小葉が不均一で大きな結節に置き換えられることによって、中心周波数が低周波側に移動し、または帯域が広がると考えられるため、本

50

バラツキ指標によって硬変程度を診断することができると考えられる。

【0186】

中心周波数は、 $\int f \cdot P(f) df / \int P(f) df$ によって求められる。ここで f は周波数、 $P(f)$ は周波数 f の振幅を表す。中心周波数として、他に振幅が最大の周波数としてもよいし、振幅が最大の所定比となる帯域の中心周波数としてもよいし、 $P(f)$ の積分値が半値となる周波数としてもよい。

【0187】

帯域は、 $\int (f - f_0)^2 \cdot P(f) df / \int P(f) df$
 $= \int f^2 \cdot P(f) df / \int P(f) df - f_0^2$ の平方根をとることによって求められる。ここで、 f_0 は中心周波数を表す。これは分散のままだもよい。また、帯域として他に中心周波数の振幅や最大振幅の所定比となる帯域としてもよいし、中心周波数や振幅最大の周波数を中心とした $P(f)$ の積分値が全積分値の所定比となる帯域としてもよい。

10

【0188】

中心周波数と帯域の他に、周波数分布の歪みをバラツキ指標として求めてもよい。これは周波数分布の3次モーメント $\int (f - f_0)^3 \cdot P(f) df / \int P(f) df$ から求められる。

【0189】

以上、バラツキ指標を受信時刻・振幅・中心周波数の変化分や経路長規格化変化分を指標として求める方法について説明したが、変化分でなく、受信時刻・振幅・中心周波数を直接指標としてもよい。この場合、周波数分布の極低周波に「経路バラツキを含まない受信時刻・振幅・中心周波数」の成分が含まれるため、バラツキ指標を算出する時に、極低周波成分を除けばよい。

20

【0190】

また、平均音速・平均減衰の着目点位置によるバラツキの空間周波数に基づいてバラツキ指標を求めてもよい。この場合、着目領域内の平均音速・平均減衰の2次元周波数分布を求め、その中心周波数・帯域・歪みから求められる。

【0191】

次に、音速バラツキまたは減衰バラツキを表すバラツキ指標を求める全体の処理について説明する。

【0192】

図10は、音速または減衰のバラツキ指標を求める全体処理の流れを表すフローチャートである。

30

【0193】

まず、図10のステップS300において、着目領域を設定する。

【0194】

次に、ステップS310において、着目領域内の各ラインに沿って所定数の送信焦点を設定し、該当する送信フォーカスを実施し、各素子受信する。

【0195】

このとき、各着目点に対応する送信フォーカスを選択するために、事前に各送信フォーカスの有効域を以下のようにして判定するようにしても良い。

40

【0196】

すなわち、まず送信フォーカス $No(n)$ を設定し、所定の指定ライン No に対して指定ライン幅を加算/減算してライン $No(m)$ とし、焦点 $No(n)$ 及びライン $No(m)$ の各素子受信信号を読み込む。次に設定音速 $No(k)$ を設定して、送信フォーカス $No(n)$ のライン $No(m)$ の受信信号に設定音速 $No(k)$ の受信フォーカスを実施し、指標または画像を保存しておく。この処理を設定音速 No を変えて繰り返し行い、所定の設定音速について処理が終了したら、ライン No を変更し、新たなライン No に対してまた上記のように設定音速 $No(k)$ を変えて送信フォーカスを実施する。

【0197】

次に、各設定音速の全ラインの指標または画像から各深さの環境音速(平均音速)を求

50

め、環境音速の深さ方向の標準偏差を算出し、最小点を実際の焦点深さと判定し、送信フォーカス $N_o(n)$ の有効域を求める。そして、送信フォーカス N_o を変更して、次の送信フォーカス N_o に対する有効域を上と同様にして求める。

【0198】

なお、各着目点に対応して送信フォーカスを実施するようにしても良い。

【0199】

次に、ステップS320において、着目領域内に、所定数(i_0)の着目点を設定する。着目点は一つ、すなわち所定数 i_0 は1でもよい。

【0200】

そして、 i_0 個の各着目点に対して、その着目点における音速バラツキまたは減衰バラツキを表すバラツキ指標を求める。

【0201】

まず、ステップS330において、着目点の番号を示す i を1($i=1$)とする。

【0202】

そして、ステップS340において、 i 番目の着目点に対応する送信フォーカスの各素子受信データを選択し、該当データから i 番目の着目点の音速バラツキまたは減衰バラツキを表すバラツキ指標を求める。

【0203】

バラツキ指標の求め方としては、別媒質の無い場合には、前述した図6のフローチャートに示す方法によって求められる。別媒質のある場合には、前述した図7のフローチャートに示す方法によって求められる。この時、着目領域とは別に、局所領域を設定し、また局所領域下面上の各格子点に対応する送信フォーカスの各素子受信データも使用する。

【0204】

次に、図10のステップS350において、着目点の番号 i を1インクリメントし(i に1を加え)、次のステップS360で、 i が設定された着目点の個数(所定数 i_0)を超えたか否か判断する。

【0205】

その結果まだ i が i_0 を超えていない場合には、ステップS340に戻り、上記着目点 i の音速バラツキまたは減衰バラツキを表すバラツキ指標を求める処理を繰り返す。

【0206】

また、 i が i_0 を超えたと判断された場合には、次のステップS370に進む。

【0207】

ステップS370において、各着目点 i のバラツキ指標の総和をとり、それを着目領域におけるバラツキ指標とする。

【0208】

このように、ここでは着目領域のバラツキ指標を各着目点のバラツキ指標の総和としているが、総和の代わりに、各着目点の指標を全て揃えた後に、その標準偏差をとって着目領域のバラツキ指標とするようにしてもよい。

【0209】

または、着目領域の前に別媒質が存在する場合には、前述した図7のフローチャートに示す方法以外に、着目領域内の浅い領域の各着目点におけるバラツキ指標と深い領域におけるバラツキ指標を比較解析することによっても、簡易的に別媒質の影響を低減したバラツキ指標を求めることができる。例えば、各着目点のバラツキ指標の深さ方向の変化の傾き、または浅い領域の着目点におけるバラツキ指標との差分値や、規格化した値を各ラインについて総和をとって、着目領域のバラツキ指標としてもよい。または、深い領域におけるバラツキに別媒質が及ぼす影響は小さいことから、深い領域におけるバラツキ指標の総和をとって着目領域のバラツキ指標としてもよい。

【0210】

今まで述べてきた例では、受信信号の時刻・振幅・周波数のバラツキが擬似的な点反射からの伝播過程において生ずるとして、そのバラツキを求めていた。しかし、これらの受

10

20

30

40

50

信信号の時刻・振幅・周波数のバラツキは、擬似的な点反射からの伝播過程において生ずるばかりでなく、擬似的な点反射を形成する時の周囲干渉によっても生ずる。

【0211】

具体的には、音速・減衰・散乱ムラによって送信焦点が一点に集中しない場合、また散乱ムラによって着目点より周囲散乱の方が大きい場合、周囲散乱の干渉を受けてしまい、その結果として、受信信号の時刻・振幅・周波数のバラツキを生ずる。

【0212】

図11に、受信信号がバラついている例を示す。

【0213】

図11は、いずれも横軸が素子の位置、縦軸が受信時刻を表し、またグレースケールはその受信信号の振幅を表す。

【0214】

図11(A)は、きれいに波面が揃っている受信信号で、波面が放物線状になっているのは真中の素子に一番早く届いたことを表している。また、図11(B)は、バラついている受信信号を表している。

【0215】

本発明は、このように、送信フォーカスによる擬似的な点反射形成において音速・減衰・散乱ムラにより生ずる周囲散乱の影響を含めて計測対象とするものである。

【0216】

以上、受信時刻・振幅・中心周波数の変化に基く種々の音速・減衰バラツキ指標、また平均音速・平均減衰の着目点位置による変化に基く種々のバラツキ指標を説明したが、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他の種々のバラツキ指標を用いてもよいのはもちろんである。例えば、着目領域における各着目点の受信時刻・振幅・中心周波数に基く指標を全て揃えた後にそのヒストグラム形状特徴量として歪度や尖度などをバラツキ指標としても良いし、各着目点について指標を平均化した後に、その着目領域における分布の標準偏差やヒストグラム形状特徴量、または同時生起行列などによるテクスチャ特徴量、例えば一様性、コントラスト、相関、エントロピーなどをバラツキ指標としても良い。

【0217】

また、平均音速・平均減衰の着目領域における分布からも同様にヒストグラム特徴量やテクスチャ特徴量などをバラツキ指標とする事ができる。

【0218】

また、これらの特徴量を単独でバラツキ指標とするのではなく複数の特徴量から、例えば重回帰式を用いてバラツキ指標を求めても良い。

【0219】

このようにして音速あるいは減衰のバラツキを表す指標(バラツキ指標)を算出することにより、これを用いて組織性状の診断を行うことが可能となる。

【0220】

例えば、具体的な病変とこれに対する音速あるいは減衰のバラツキのデータを大量に蓄積し、これに基づいてバラツキ指標の値と組織性状の状態との対応を統計的に求め、組織性状の診断を行うためのバラツキ指標の閾値を予め設定しておく。そして、実際の診断においては、上で述べたような方法でバラツキ指標を求め、これを予め設定された閾値と比較することにより、組織性状の診断を行う。これにより、組織性状の診断が容易となる。

【0221】

以上説明したように、本実施形態においては、音速や減衰の絶対値ではなく、音速バラツキあるいは減衰バラツキを計測するようにしているため、音速や減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰構造変化を捉えることが可能となった。

【0222】

以上、本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断方法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

10

20

30

40

50

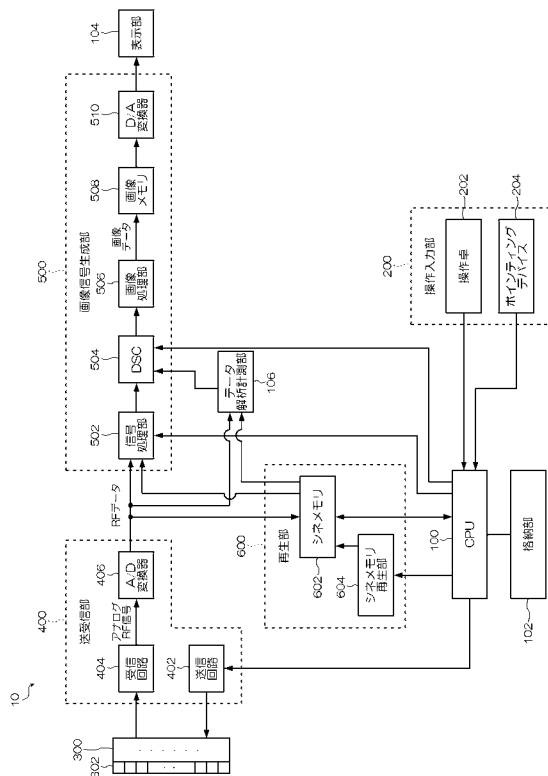
や変形を行ってもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

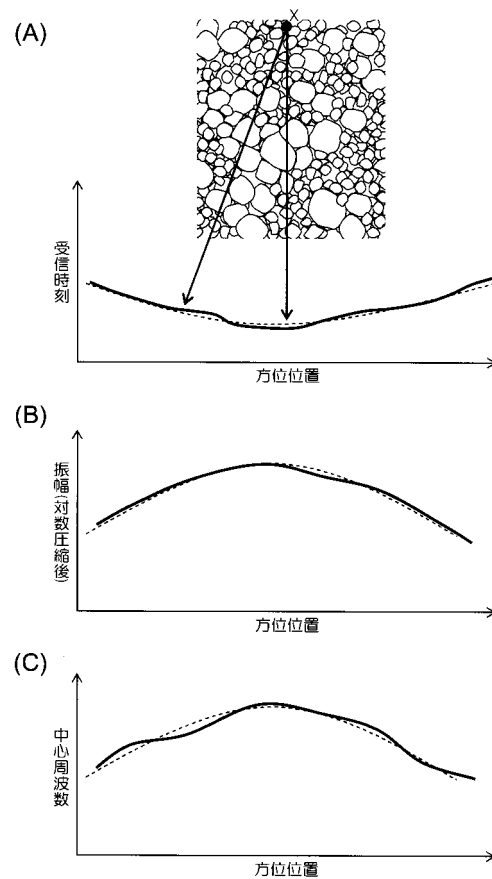
【0223】

10...超音波診断装置、100...CPU、104...表示部、106...データ解析計測部、200...操作入力部、300...超音波探触子、302...超音波トランスデューサ、400...送受信部、500...画像信号生成部、502...信号処理部、506...画像処理部

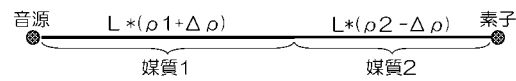
【図1】



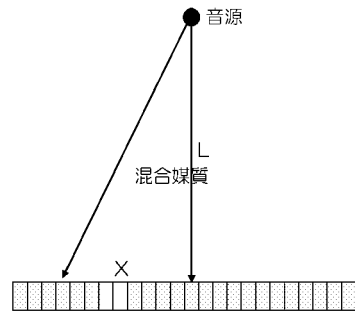
【図2】



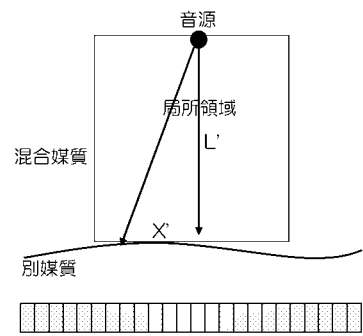
【 図 3 】



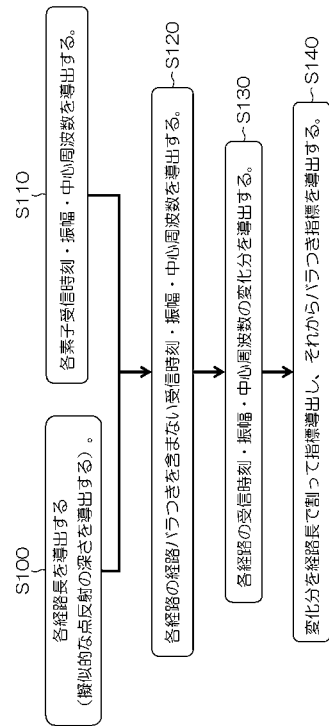
【 図 4 】



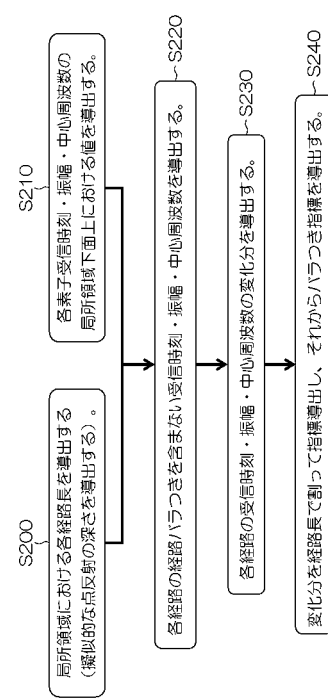
【 図 5 】



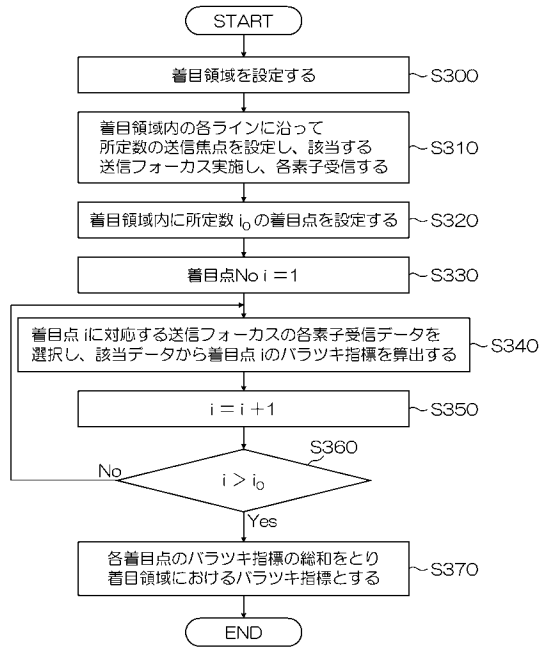
【 図 6 】



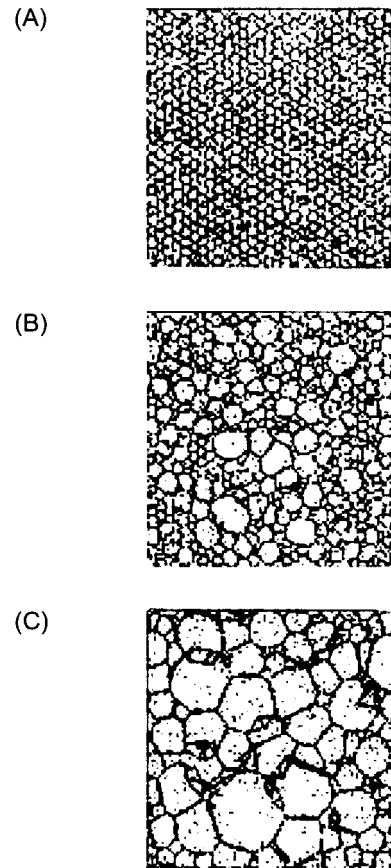
【 図 7 】



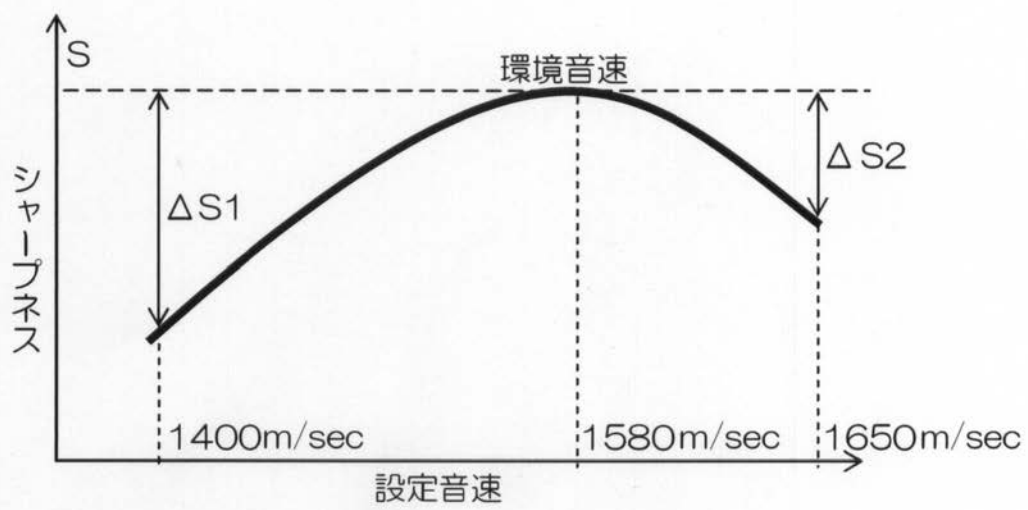
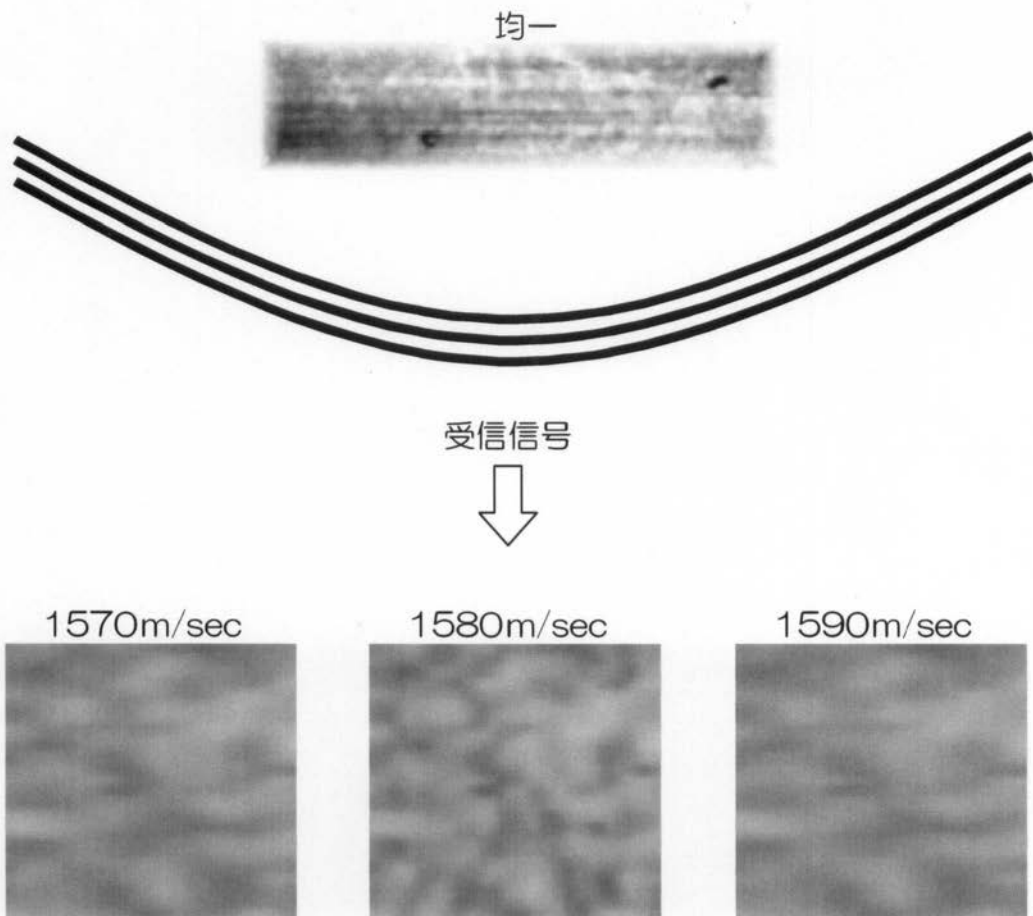
【図 10】



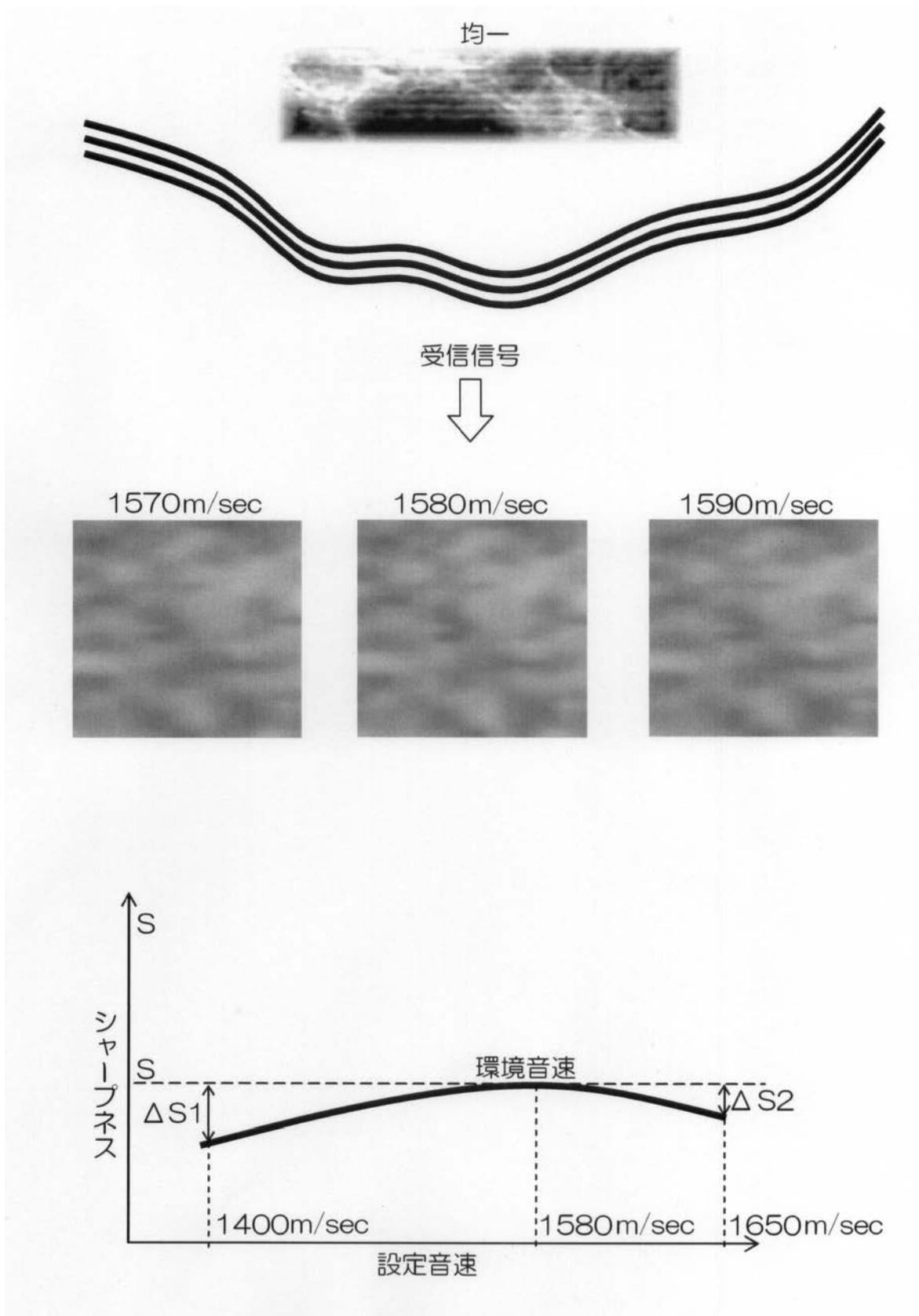
【図 12】



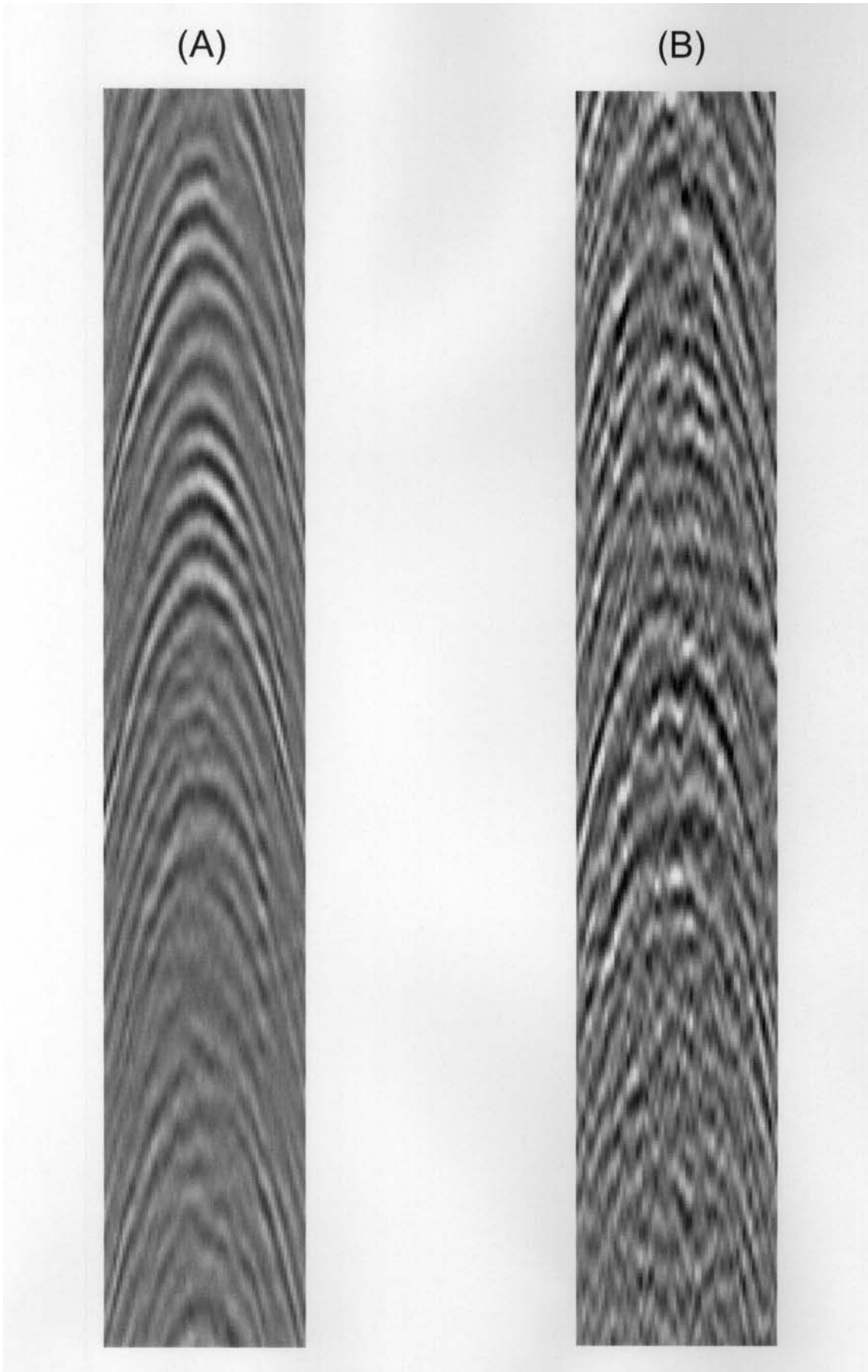
【図 8】



【図 9】



【図 1 1】



【手続補正書】

【提出日】平成25年7月3日(2013.7.3)

【手続補正１】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項１】

超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、

前記被検体内の着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のバラツキを評価するバラツキ評価手段と、

を備える超音波診断装置。

【請求項２】

前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号を取得する際に、前記着目点に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス手段を更に備える請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項３】

前記バラツキ評価手段は、前記被検体の深度方向に関して前記着目点よりも浅い点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号を取得し、前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号と前記浅い点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号に基づいて前記被検体の前記着目点と前記浅い点が含まれる領域における音響特性のバラツキを評価する請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項４】

前記着目点および前記浅い点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号を取得する際に、前記着目点および前記浅い点に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス手段を更に備える請求項３に記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記バラツキ評価手段は、前記被検体内における音速、減衰、散乱の少なくとも１つのバラツキを評価する請求項１または３に記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記バラツキ評価手段は、各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻または位相の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のバラツキを評価する請求項１または３に記載の超音波診断装置。

【請求項７】

前記バラツキ評価手段は、各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のバラツキを評価する請求項１または３に記載の超音波診断装置。

【請求項８】

前記バラツキ評価手段は、各超音波トランスデューサの受信信号の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のバラツキを評価する際に、前記着目点から各超音波トランスデューサに至るまでの音響特性の均一成分による受信信号変化を評価する請求項１または３に記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記送信フォーカスの有効域を判定する判定手段を更に備える請求項２または４に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記音響特性のバラツキ評価結果を表示する表示手段を更に備える請求項１または３に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記超音波検出信号の振幅を点の輝度により表す振幅画像を作成する振幅画像作成手段

を更に備え、

前記表示手段が、前記音響特性のバラツキ評価結果を、前記振幅画像に重畳させるか、または前記振幅画像と並べて表示する請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波検出信号の振幅を点の輝度により表す振幅画像を作成する振幅画像作成手段を更に備え、

前記表示手段が、前記振幅画像の輝度又は色を変化させることにより、前記音響特性のバラツキ評価結果を表示する請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記振幅画像を単独で表示する第 1 の表示モードと、前記音響特性のバラツキ評価結果を表示する第 2 の表示モードとの間で表示モードを切り替える表示モード切替手段を更に備える請求項 11 または 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子を備える超音波診断装置の作動方法であって、

前記被検体内の着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のバラツキを評価する超音波診断装置の作動方法。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波診断装置の作動方法に関し、特に超音波を利用して被検体の診断部位について超音波画像を撮影して表示し、被検体の着目領域内における超音波の音速や減衰の変化に基づいて被検体の組織性状の診断を行う超音波診断装置及び超音波診断装置の作動方法に関する。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることのできる超音波診断装置及び超音波診断装置の作動方法を提供することを目的とする。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の第 1 態様に係る超音波は、超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、被検体内の着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のバラツキを評価するバラツキ評価手段と、を備える。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 4

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 1 4 】

本発明の第 2 態様に係る超音波診断装置は、第 1 態様において、前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号を取得する際に、前記着目点に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス手段を更に備える。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 5

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 1 5 】

本発明の第 3 態様に係る超音波診断装置は、第 1 態様において、前記バラツキ評価手段は、前記被検体の深度方向に関して前記着目点よりも浅い点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号を取得し、前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号と前記浅い点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号に基づいて前記被検体の前記着目点と前記浅い点が含まれる領域における音響特性のバラツキを評価する。

【手続補正 8】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 6

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 1 6 】

本発明の第 4 態様に係る超音波診断装置は、第 3 態様において、前記着目点および前記浅い点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号を取得する際に、前記着目点および前記浅い点に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス手段を更に備える。

。

【手続補正 9】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 7

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 1 7 】

本発明の第 5 態様に係る超音波診断装置は、第 1 態様または第 3 態様において、前記バラツキ評価手段は、前記被検体内における音速、減衰、散乱の少なくとも 1 つのバラツキを評価する。

【手続補正 10】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 8

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 1 8 】

本発明の第 6 態様に係る超音波診断装置は、第 1 態様または第 3 態様において、前記バラツキ評価手段は、各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻または位相の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のバラツキを評価する。

【手続補正 11】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 9

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0019】

本発明の第7態様に係る超音波診断装置は、第1態様または第3態様において、前記パラツキ評価手段は、各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のパラツキを評価する。

【手続補正12】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0020

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0020】

本発明の第8態様に係る超音波診断装置は、第1態様または第3態様において、前記パラツキ評価手段は、各超音波トランスデューサの受信信号の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のパラツキを評価する際に、前記着目点から各超音波トランスデューサに至るまでの音響特性の均一成分による受信信号変化を評価する。

本発明の第9態様に係る超音波診断装置は、第2態様または第4態様において、前記送信フォーカスの有効域を判定する判定手段を更に備える。

本発明の第10態様に係る超音波診断装置は、第1態様または第3態様において、前記音響特性のパラツキ評価結果を表示する表示手段を更に備える。

本発明の第11態様に係る超音波診断装置は、第10態様において、前記超音波検出信号の振幅を点の輝度により表す振幅画像を作成する振幅画像作成手段を更に備え、前記表示手段が、前記音響特性のパラツキ評価結果を、前記振幅画像に重畳させるか、または前記振幅画像と並べて表示する。

本発明の第12態様に係る超音波診断装置は、第10態様において、前記超音波検出信号の振幅を点の輝度により表す振幅画像を作成する振幅画像作成手段を更に備え、前記表示手段が、前記振幅画像の輝度又は色を変化させることにより、前記音響特性のパラツキ評価結果を表示する。

本発明の第13態様に係る超音波診断装置は、第11態様または第12態様において、前記振幅画像を単独で表示する第1の表示モードと、前記音響特性のパラツキ評価結果を表示する第2の表示モードとの間で表示モードを切り替える表示モード切替手段を更に備える。

【手続補正13】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0021

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0021】

本発明の第14態様に係る超音波診断装置の作動方法は、超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子を備える超音波診断装置の作動方法であって、前記被検体内の着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の相互関係に基づいて前記被検体の音響特性のパラツキを評価する。

【手続補正14】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0023

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正15】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 2 4

【補正方法】 削除

【補正の内容】

【手続補正 1 6】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 2 5

【補正方法】 削除

【補正の内容】

【手続補正 1 7】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 2 6

【補正方法】 削除

【補正の内容】

【手続補正 1 8】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 2 7

【補正方法】 削除

【補正の内容】

【手続補正 1 9】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 3 0

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 3 0】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の作動方法について詳細に説明する。

【手続補正 2 0】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 2 2 2

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 2 2 2】

以上、本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の作動方法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。

(付 記)

上記に詳述した実施形態についての記載から把握されたとおり、本明細書では以下に示す発明を含む多様な技術思想の開示を含んでいる。

(付 記 1) 超音波を被検体に送信するとともに、該被検体によって反射される超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、前記被検体内の着目領域を設定する着目領域設定部と、前記着目領域における超音波の音速バラツキまたは減衰バラツキを計測するバラツキ計測部と、を備える超音波診断装置。

付記 1 に記載の発明によれば、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることが可能となる。

(付 記 2) 付記 1 に記載の超音波診断装置であって、さらに、前記着目領域内に少なくとも 1 つ以上の着目点を設定する着目点設定部を有し、前記バラツキ計測部は、前記着目点からの反射波の前記各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻の変化に基づいて前記音速バラツキを計測する超音波診断装置。

(付 記 3) 前記バラツキ計測部は、前記着目点からの反射波の前記各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の変化に基づいて前記減衰バラツキを計測する付記 2

に記載の超音波診断装置。

(付記4) 前記パラツキ計測部は、前記着目領域内の前記各着目点の減衰の変化に基づいて前記減衰パラツキを計測する付記2に記載の超音波診断装置。

(付記5) 前記パラツキ計測部は、一定音速で整合加算した結果のRF信号又はこれから得られる画像を設定音速毎に比較して、音速パラツキを計測する付記1に記載の超音波診断装置。

(付記6) 付記1から5のいずれか1項に記載の超音波診断装置であって、さらに、前記超音波探触子に対して前記着目領域に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス指示部を備える超音波診断装置。

(付記7) 前記送信フォーカス指示部は、事前に各送信フォーカスの有効域を判定する付記6に記載の超音波診断装置。

付記7に記載の発明によれば、音速パラツキまたは減衰パラツキを求める処理を高速に実行することが可能となる。

(付記8) 超音波診断装置が、被検体内の着目領域を設定する着目領域設定ステップと、前記着目領域内に少なくとも1つ以上の着目点を設定するステップと、前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の受信時刻の変化に基づいて音速パラツキを計測するステップと、前記音速パラツキからパラツキ指標を算出する指標算出ステップと、前記算出したパラツキ指標に基づいて組織性状を診断する性状診断ステップと、を実行する超音波診断装置の作動方法。

付記8に記載の発明によれば、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることが可能となる。

(付記9) 超音波診断装置が、被検体内の着目領域を設定する着目領域設定ステップと、前記着目領域内に少なくとも1つ以上の着目点を設定するステップと、前記着目点からの反射波の各超音波トランスデューサの受信信号の振幅または周波数の変化に基づいて前記減衰パラツキを計測するステップと、前記減衰パラツキからパラツキ指標を算出する指標算出ステップと、前記算出したパラツキ指標に基づいて組織性状を診断する性状診断ステップと、を実行する超音波診断装置の作動方法。

付記9に記載の発明によれば、従来の音速・減衰の絶対値計測では困難な、病変化によるミクロな音速・減衰の構造変化を捉えることが可能となる。

(付記10) 付記8または付記9に記載の超音波診断装置の作動方法であって、さらに、前記超音波トランスデューサに対して前記着目領域に前記超音波を送信フォーカスさせる送信フォーカス指示ステップを実行する超音波診断装置の作動方法。

(付記11) 前記送信フォーカス指示ステップは、事前に各送信フォーカスの有効域を判定する付記10に記載の超音波診断装置の作動方法。

付記11に記載の発明によれば、音速パラツキまたは減衰パラツキを求める処理を高速に実行することが可能となる。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/064890

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2003-339698 A (Hitachi Medical Corp.), 02 December 2003 (02.12.2003), paragraphs [0013], [0014], [0026]; fig. 3 (Family: none)	1, 2 3-11
X Y	JP 61-87538 A (Hitachi, Ltd.), 02 May 1986 (02.05.1986), page 2, lower right column, line 8 to page 3, lower right column, line 10; fig. 4 to 8 (Family: none)	1, 5, 8 2-4, 6, 7, 9-11
X Y	JP 60-220051 A (Hitachi, Ltd.), 02 November 1985 (02.11.1985), entire text; all drawings & US 4627290 A	1, 5, 8 2-4, 6, 7, 9-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
24 August, 2011 (24.08.11)Date of mailing of the international search report
06 September, 2011 (06.09.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/064890

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 4-35653 A (Fujitsu Ltd.), 06 February 1992 (06.02.1992), entire text; all drawings & US 5224480 A & EP 459813 A2 & DE 69128212 T & DE 69128212 D	3,4,9
Y	JP 3-73136 A (Fujitsu Ltd.), 28 March 1991 (28.03.1991), claims (Family: none)	3,4,9
Y	JP 6-70929 A (Fuji Electric Co., Ltd.), 15 March 1994 (15.03.1994), paragraphs [0041] to [0046]; fig. 11 (Family: none)	6,7,10,11
Y	JP 2004-73697 A (Toshiba Corp.), 11 March 2004 (11.03.2004), paragraphs [0077] to [0083]; fig. 8 (Family: none)	6,7,10,11
Y	WO 2009/060751 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 May 2009 (14.05.2009), entire text; all drawings & US 2010/0256493 A1 & EP 2208465 A1	8-11
A	JP 61-25536 A (Aloka Co., Ltd.), 04 February 1986 (04.02.1986), entire text; all drawings (Family: none)	3,4,9
A	JP 5-111484 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 07 May 1993 (07.05.1993), entire text; all drawings (Family: none)	3,4,9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/064890	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 2003-339698 A（株式会社日立メディコ）2003.12.02, 段落番号【0013】、【0014】、【0026】、【図3】 （ファミリーなし）	1, 2 3-11	
X Y	JP 61-87538 A（株式会社日立製作所）1986.05.02, 第2頁右下欄欄第8行目～第3頁右下欄第10行目、第4～8図 （ファミリーなし）	1, 5, 8 2-4, 6, 7, 9-11	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 24.08.2011		国際調査報告の発送日 06.09.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 五関 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2904

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 6 4 8 9 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 60-220051 A (株式会社日立製作所) 1985. 11. 02, 全文、全図 & US 4627290 A	1, 5, 8 2-4, 6, 7, 9-11
Y	JP 4-35653 A (富士通株式会社) 1992. 02. 06, 全文、全図 & US 5224480 A & EP 459813 A2 & DE 69128212 T & DE 69128212 D	3, 4, 9
Y	JP 3-73136 A (富士通株式会社) 1991. 03. 28, 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	3, 4, 9
Y	JP 6-70929 A (富士電機株式会社) 1994. 03. 15, 段落番号【0041】～【0046】、【図11】 (ファミリーなし)	6, 7, 10, 11
Y	JP 2004-73697 A (株式会社東芝) 2004. 03. 11, 段落番号【0077】～【0083】、【図8】 (ファミリーなし)	6, 7, 10, 11
Y	WO 2009/060751 A1 (株式会社日立メディコ) 2009. 05. 14, 全文、全図 & US 2010/0256493 A1 & EP 2208465 A1	8-11
A	JP 61-25536 A (アロカ株式会社) 1986. 02. 04, 全文、全図 (ファミリーなし)	3, 4, 9
A	JP 5-111484 A (松下電器株式会社) 1993. 05. 07, 全文、全図 (ファミリーなし)	3, 4, 9

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

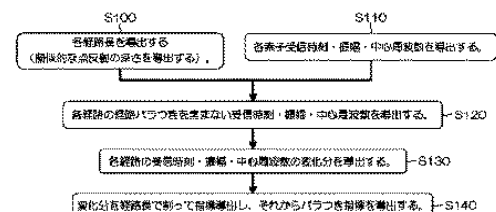
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备和操作超声诊断设备的方法		
公开(公告)号	JPWO2012002420A1	公开(公告)日	2013-08-29
申请号	JP2012522652	申请日	2011-06-29
[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		
[标]发明人	勝山公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B6/469 A61B8/463 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/EE10 4C601/HH29 4C601/JB36 4C601/JB38 4C601/JB39 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL03		
优先权	2010149209 2010-06-30 JP		
其他公开文献	JP5798117B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是一种超声波探头，包括：多个超声波换能器，其将超声波发送到被检体，接收被检体反射的超声波，并输出超声波检测信号和被检体。本发明提供一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：在内部设定关注区域的关注区域设定部；以及测量该关注区域的声速或超声波的衰减的变化测量部。

【圖6】



S100 DERIVE EACH PATH LENGTH
(DERIVE DEPTH OF PSEUDO POINT REFLECTION)
S110 DERIVE RECEPTION TIME, OSCILLATION, AND CENTER
FREQUENCY OF EACH ELEMENT
S120 DERIVE RECEPTION TIME, OSCILLATION, AND CENTER
FREQUENCY OF EACH PATH, NOT INCLUDING PATH MISALIGNMENT
S130 DERIVE CHANGE COMPONENT OF RECEPTION TIME,
OSCILLATION, AND CENTER FREQUENCY OF EACH PATH
S140 DERIVE INDEX BY DIVIDING CHANGE COMPONENT BY PATH
LENGTH, AND DERIVE MISALIGNMENT INDEX THEREFROM