

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5808325号
(P5808325)

(45) 発行日 平成27年11月10日(2015.11.10)

(24) 登録日 平成27年9月18日(2015.9.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 10 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-522653 (P2012-522653)	(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
(86) (22) 出願日	平成23年6月29日(2011.6.29)	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/064891	(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
(87) 国際公開番号	W02012/002421		
(87) 国際公開日	平成24年1月5日(2012.1.5)		
審査請求日	平成26年5月20日(2014.5.20)	審査官	富永 昌彦
(31) 優先権主張番号	特願2010-150065 (P2010-150065)		
(32) 優先日	平成22年6月30日(2010.6.30)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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) 【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、

該被検体内に着目領域を設定し、該着目領域内に2つ以上の点を設定する設定手段と、
前記2つ以上の点の各点について、前記超音波トランスデューサにより得られる少なくとも2つの超音波検出信号に基づいて音速または減衰を算出し、前記各点に対する前記音速または減衰の相互関係に基づいて、前記着目領域の組織性状を判断する組織性状判断手段と、

を備える超音波診断装置。

【請求項2】

前記2つ以上の点からの反射波を各超音波トランスデューサで受信する際に各点に対応して送信フォーカスを変えて前記超音波を送信す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】

前記被検体の深度方向に関して前記各点よりも浅い点からの反射波をそれぞれ少なくとも2つ以上の前記超音波トランスデューサで受信し、前記各点からの各超音波トランスデューサの受信信号と、前記浅い点からの各超音波トランスデューサの受信信号とに基づいて、前記各点と前記浅い点を含む局所的な領域における音速または減衰を求める手段を備える請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 4】

前記各点および前記浅い点からの反射波を各超音波トランスデューサで受信する際に各点に対応して送信フォーカスを変えて前記超音波を送信す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 6】

前記組織性状の判断結果を表示する表示手段を更に備える請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

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、前記組織性状の判断結果を、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 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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、前記組織性状の判断結果を表示する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記振幅画像を単独で表示する第 1 の表示モードと、前記組織性状の判断結果を表示する第 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 7 または 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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、

前記超音波診断装置の設定手段によって、該被検体内に着目領域を設定して、該着目領域内に 2 つ以上の点を設定し、

30

前記 2 つ以上の点の各点について、前記超音波トランスデューサにより得られる少なくとも 2 つの超音波検出信号に基づいて音速または減衰を算出し、前記各点に対する前記音速または減衰の相互関係に基づいて、前記着目領域の組織性状を判断する超音波診断装置の作動方法。

【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。

40

【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】

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

50

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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平5-95946号公報

【特許文献2】特開平7-51270号公報

【発明の概要】

【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。

【0007】

例えば、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4に散乱体配置の例を示す。図4の(a)は正常肝を示したものであり、各々の肝小葉構造は、1.0~1.5mm程度でランダムな大きさを持っているが、図4の(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3~4mmに成長し、さらに病変が進行し図4の(c)に示すように重度の肝硬変になると、結節径が最大で7mm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、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。

【0008】

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。

【0009】

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。

【課題を解決するための手段】

【0010】

前記目的を達成するために、本発明の第1態様に係る超音波診断装置は、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、前記被検体内の2つ以上の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2つ以上の点を含む領域の組織性状を判断する組織性状判断手段と、を備える。

【0011】

これにより、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でき、組織性状の診断が容易となる。

10

20

30

40

50

【0012】

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2つ以上の点からの反射波を各超音波トランスデューサで受信する際に各点に対応して送信フォーカスを変えて前記超音波を送信する送信フォーカス手段を更に備える。

【0013】

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、前記組織性状判断手段は、各点に対して少なくとも2つ以上の前記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指標を算出し、各点に対する該指標の相互関係に基づいて組織性状を判断する。

【0014】

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、前記指標とは音速または減衰である。

【0015】

本発明の第5態様に係る超音波診断装置は、第4態様において、前記被検体の深度方向に関して前記各点よりも浅い点からの反射波をそれぞれ少なくとも2つ以上の前記超音波トランスデューサで受信し、前記各点からの各超音波トランスデューサの受信信号と、前記浅い点からの各超音波トランスデューサの受信信号とに基づいて、前記各点と前記浅い点を含む局所的な領域における音速または減衰を求める手段を備え、前記指標とは前記局所的な領域における音速または減衰である。

【0016】

本発明の第6態様に係る超音波診断装置は、第5態様において、前記各点および前記浅い点からの反射波を各超音波トランスデューサで受信する際に各点に対応して送信フォーカスを変えて前記超音波を送信する送信フォーカス手段を更に備える。

【0017】

本発明の第7態様に係る超音波診断装置は、第2態様または第6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8態様に係る超音波診断装置は、第1態様において、前記組織性状の判断結果を表示する表示手段を更に備える。

本発明の第9態様に係る超音波診断装置は、第8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、前記組織性状の判断結果を、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10態様に係る超音波診断装置は、第8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、前記組織性状の判断結果を表示する。

本発明の第11態様に係る超音波診断装置は、第9態様または第10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、前記組織性状の判断結果を表示する第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。

【0018】

本発明の第12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2つ以上の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2つ以上の点を含む領域の組織性状を判断する。

【0019】

これにより、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でき、組織性状の診断が容易となる。

【発明の効果】

【0024】

以上説明したように、本発明によれば、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でき、組織性状の診断が容易となる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【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】音速又は減衰のバラツキ指標を求める処理の流れを表すフローチャートである。

【図4】(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】

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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OBJに超音波ビームを送信して、被検体OBJ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。

【0029】

CPU(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。

【0030】

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。

【0031】

格納部102は、CPU100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。

【0032】

表示部104は、例えば、CRT(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。

【0033】

超音波探触子300は、被検体OBJ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OBJに送信すると共に、被検体OBJ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。

【0034】

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

10

20

30

40

50

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

【0035】

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。

【0036】

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OBJ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。

20

【0037】

超音波探触子300が被検体OBJ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、CPU100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OBJへの送信、及び被検体OBJからの超音波エコーの受信を開始させる。CPU100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。

【0038】

さらに、CPU100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。CPU100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。

30

【0039】

送信回路402は、CPU100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、CPU100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OBJ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。

40

【0040】

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

50

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OBJ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、CPU100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_{ROI}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_{ROI}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、RF信号という）が形成される。

10

【0041】

A/D変換器406は、受信回路404から出力されるアナログのRF信号をデジタルRF信号（以下、RFデータという）に変換する。ここで、RF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RF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。

【0042】

シネメモリ602は、A/D変換器406から入力されるRFデータを順次格納する。また、シネメモリ602は、CPU100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RFデータに関連付けて格納する。

20

【0043】

信号処理部502は、上記RFデータに対して、STC（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。

【0044】

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、DSC（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（NTSC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、DSC504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。

30

【0045】

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。

【0046】

40

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RF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RF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、RF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RFデータが生成される。そして、上記RFデータは、信号処理部502に供給されるとともに、シネメモリ602に格納される。受信フォーカス処理は、信号処理部502においてデジタル的に行われる。

【0047】

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

50

602に格納されているRF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。

【0048】

操作卓202のシネメモリ再生ボタンが押下されると、CPU100は、超音波診断装置10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、CPU100は、オペレータからの操作入力により指定されたRFデータの再生をシネメモリ再生部604に指示する。シネメモリ再生部604は、CPU100からの指令に基づいて、シネメモリ602からRFデータを読み出して、画像信号生成部500の信号処理部502に送信する。シネメモリ602から送信されたRFデータは、信号処理部502、DSC504及び画像処理部506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508及びD/A変換器510を経て表示部104に出力される。これにより、シネメモリ602に格納されたRFデータに基づく超音波画像（動画又は静止画）が表示部104に表示される。

10

【0049】

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202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104に静止画表示される。これにより、オペレータは、着目領域（ROI：Region of Interest）の静止画を表示させて観察することができる。

【0050】

操作卓202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106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406又はシネメモリ602から、画像処理が施される前のRFデータを取得し、当該RF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IMT（内臓中膜複合体厚：Intima-Media Thickness）値計測）を行う。また、データ解析計測部106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106による解析・計測結果は、画像信号生成部500のDSC504に出力される。DSC504は、データ解析計測部106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104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104に表示される。

20

30

【0051】

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モード画像に局所音速値の判定結果を重畳して表示するモード（例えば、局所音速値に応じて色分け又は輝度を変化させる表示、又は局所音速値が等しい点を線で結ぶ表示）、Bモード画像と局所音速値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、局所音速値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。

【0052】

なお、局所音速値の判定結果に基づいて、送信フォーカス処理及び受信フォーカス処理の少なくとも一方を施すことにより得られたBモード画像を表示部104に表示するよう

40

にしてもよい。

【0053】

以下、本実施形態の超音波診断装置10の作用について説明する。

【0054】

本発明は、着目領域を設定し、着目領域内で求めた音速値又は減衰値の位置による変化に基づいて、音速バラツキ又は減衰バラツキを評価し、その評価を組織性状の診断に役立てようとするものである。

【0055】

図2に、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。

【0056】

50

図2の(a)に受信時刻を、図2の(b)に振幅を、また図2の(c)に中心周波数を示し、それぞれ、対象のマイクロな音速・減衰構造によって生ずる方位位置バラツキを示すグラフを実線で示し、対象の音速・減衰を一定とみなした場合のグラフを破線で示す。

【0057】

図2に示すように、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、中心周波数からバラツキを有している。

【0058】

マイクロな音速・減衰構造が受信時刻・振幅及び中心周波数のバラツキを生ずるのは、マイクロスケールで異なる音速・減衰を有する媒質が混在し、そ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。

10

【0059】

また、擬似的な点反射位置によって、受信時刻・振幅及び中心周波数のバラツキ方は異なり、また送信経路も異なるため、この受信時刻、振幅及び中心周波数から求めるマイクロな音速・減衰値(一定とみなした音速・減衰)は、点反射位置によってバラツキを生じることとなる。

【0060】

ここで、マイクロ音速・減衰変化が大きい程、受信時刻、振幅及び中心周波数の方位位置バラツキが大きくなること、及び、マイクロ音速・減衰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バラツキの空間周波数も大きくなること、が図2から容易にわかる。そして、この受信時刻、振幅及び中心周波数のバラツキが大きい程、そこから求めるマイクロな音速・減衰値の点反射位置によるバラツキも大きくなること、または、受信時刻、振幅及び中心周波数のバラツキの空間周波数が大きい程、そこから求めるマイクロな音速・減衰値の空間周波数も大きくなることわかる。

20

【0061】

従って、着目領域内でのマイクロな音速・減衰計測値の位置によるバラツキからマイクロな音速・減衰構造に関する情報を取得することが可能となる。

【0062】

これにより、音速または減衰のバ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。

30

【0063】

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

【0064】

図3は、音速または減衰のバラツキ指標を求める処理の流れを表すフローチャートである。

【0065】

まず、図3のステップS100において、着目領域を設定する。

【0066】

次に、ステップS110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。

40

【0067】

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。

【0068】

すなわち、まず送信フォーカスNo*i*を設定し、所定の指定ラインNoに対して指定ライン幅内でラインNo*j*を選択し、焦点No*i*及びラインNo*j*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*i*のラインNo*j*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

50

を設定音速 N_o 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、指定ライン幅内でライン N_o を変更し、新たなライン N_o に対してまた上記のように設定音速 $N_o k$ を変えて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。

【0069】

次に、指定ライン幅内の全ラインにおける各設定音速の指標または画像から各深さの環境音速（平均音速）を求め、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_{oi} 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。

【0070】

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。

10

【0071】

次に、ステップ S_{120} 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。

【0072】

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または減衰を求める。

【0073】

まず、ステップ S_{130} において、着目点の番号を示す i を 1 ($i = 1$) とする。

【0074】

そして、ステップ S_{140} 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、該データから i 番目の着目点の音速または減衰を求める。

20

【0075】

その求め方は、特に限定されるものではなく、例えば、以下に説明するような公知の方法でよい。

【0076】

例えば、着目点の音速として環境音速（平均音速）を用いた場合の音速の求め方として、音速を着目領域の画像のシャープネスやコントラストなどの特性が最大となるような値として求める画像解析の手法（例えば、特開 2007 - 7045 号公報等参照）が知られている。

【0077】

ここで、遅延時間設定のために想定される音速を設定音速と言い、超音波強度の方位方向に関する強度分布をビームプロファイルと言う。そして、受信回路で整相加算したエコー信号から設定音速が相違する複数のビームプロファイルを生成し、生成した複数のビームプロファイルを同一画面に重ねて表示し、設定音速が相違する複数のビームプロファイルの中の最小ビーム幅に対応するビームプロファイルの設定音速を生体音速として推定する。

30

【0078】

あるいは、設定音速によるビーム幅の変化を表すグラフを生成して、その変化を高次曲線で近似した近似曲線の極小値を抽出し、その極小値に対応する設定音速を環境音速として推定するようにしても良い。

【0079】

または着目点の音速とは着目点の局所音速でも良い。この局所音速を求める方法にも様々なものがある。

40

【0080】

例えば、特開 2010 - 99452 号公報に記載されているように、最適音速値に基づいて局所音速値を判定する以下のような方法が知られている。これはまず、着目点における最適音速値に基づいて、着目点を反射点としたときの仮想点な受信波 W_x の波形を算出する。次に、着目点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、着目点よりも浅い位置に方位方向に等間隔で配置された複数の格子点からの受信波を仮想的に合成した仮想合成受信波 W_{SUM} を算出する。

【0081】

50

次に、仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} の誤差を算出する。仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} の誤差は、互いの相互相関をとる方法、仮想受信波 W_X に仮想合成受信波 W_{SUM} 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 W_{SUM} に仮想受信波 W_X から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法によって算出される。

【0082】

ここで、仮想受信波 W_X 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 W_{SUM} 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。

10

【0083】

次に、全ての仮定音速の値での演算が終了したら、着目点における局所音速値が判定される。すなわち、仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} との差が最小になる仮定音速の値を着目点における局所音速値と判定する。

【0084】

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。

20

【0085】

例えば、予め着目領域内の着目点と、それより浅い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、それと着目点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。

【0086】

あるいは、予め着目領域内の着目点と、それより浅い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の受信時刻と合成受信時刻を比較して局所音速を判定するようにしても良い。

30

【0087】

なお、ここで上記着目点、及びそれより浅い格子点における受信時刻は、上述した画像解析の手法と、以下説明する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。

【0088】

超音波探触子の各素子の受信信号に対して、同一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 -180° より小のとき）においては 360° を加算し、負から正への不連続点（すなわち、上記差 D が 180° より大のとき）においては 360° 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（例えば、特開平6-105841号公報等参照）。

40

【0089】

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、着目点より浅い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着目領域の画像を生成し、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。

【0090】

50

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領域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着目領域の画像を生成し、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。

【0091】

またあるいは、上記と同様に、着目点より浅い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、上記浅い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

10

【0092】

また、着目点の減衰の求め方としては、例えば、次のように、整合加算前の各素子受信信号を用いて減衰を求める方法が考えられる。

【0093】

例えば、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を用いて、真中素子又は真中素子を含む開口で整合加算した後の受信信号の中心周波数の深さ方向の変化から単位伝播時間当たりの減衰係数の分布を求めることができる。あるいは、各素子受信信号の中心周波数は、送信波の中心周波数が、上記擬似的な点反射の深さと各素子位置によって決まる伝播距離での減衰によって決まる量だけ、低周波側にシフトした

20

【0094】

上記減衰係数の分布を求めるには、まず着目領域を設定し、その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て、各素子で受信する。次に、着目領域内において方位位置及び深さ位置に関して所定数の着目点を設定し、各着目点に対する送信フォーカスの各素子受信信号を選択し、その内から、真中素子の着目点の深さに相当する信号の中心周波数を求め、これを深さ位置方向に関して繰り返し行い、その各着目点の中心周波数を深さ方向に差分をとり、その結果を減衰係数として格納し、これを各方位位置に関して繰り返し行うことによって単位伝播時間当たりの減衰係数の分布が求められる。または、各着目点に対する送信フォーカスの各素子受信信号を選択し、送信波の中心周波数、着目点の深さ及び減衰係数の内、未知数を振って各素子受信信号の中心周波数に最も良く整合する減衰係数を着目点における減衰係数として格納し、これを各方位位置に関して繰り返し行うことによって減衰係数の分布を求める事ができる。

30

【0095】

また、上記各素子受信信号の中心周波数から局所的な減衰係数を求めるには、まず着目領域を設定し、その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て、各素子で受信する。次に、着目領域内において方位位置及び深さ位置に関して所定数の着目点を設定し、着目点を上面の中心に設置した局所領域を設定し、また局所領域下面に複数の格子点を設定し着目点から各格子を經由して各素子に至る伝播経路を求める。ここで各伝播経路は局所領域の局所音速を求める際に求める事ができる。次に、着目点に対応する送信フォーカスの各素子受信信号の中心周波数を各格子から各素子への経路に沿って逆シフトすることによって、局所領域下面の各格子点における中心周波数を求める。ここで各格子から各素子への経路に沿うシフト量は、別途各格子に該当する送信フォーカスを実施して得られた各素子受信信号から求める事ができる。一方、既に局所領域における着目点直下の格子 着目点 各格子の伝播経路長が局所音速を求める際に求まっている事から、局所領域内での減衰係数が一定であると仮定すると、着目点直下の格子における中心周波数と減衰係数から、伝播した後の各格子点における中心周

40

50

波数を求める事ができる。そして着目点直下の格子における中心周波数は、別途、着目点直下の格子に該当する送信フォーカスを実施して得られた各素子受信信号から求める事ができる。従って、減衰係数を仮定して求めた各格子点における中心周波数と、着目点の各素子受信信号の中心周波数逆シフトにより求めた各格子点における中心周波数との誤差を求め、この誤差が最小となる減衰係数を真値として求める事ができる。着目点直下の格子における中心周波数が未知の場合でも、着目点直下の格子における中心周波数と減衰係数の2未知数を振って得られる各格子点における中心周波数と、中心周波数逆シフトにより求めた各格子点における中心周波数とが最も良く整合する場合の減衰係数を採用すれば良い。

【0096】

10

以上のようにして、着目点 i に対応する各素子受信データ、及び局所領域を設定する場合には、その下面上に設定する各格子点に対応する各素子受信データを用いて着目点 i の音速あるいは減衰を求める。なお、局所領域下面及び各格子点の設定の仕方は、特に限定されるものではなく着目点の下側に任意の曲面上に設定することができる。例えば、組織や病変の境界上に設定してもよい。

【0097】

次に、図3のステップS150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S160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。

【0098】

20

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S140に戻り、上記着目点 i の音速または減衰を求める処理を繰り返す。

【0099】

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S170に進む。

【0100】

ステップS170において、各着目点の音速または減衰の着目領域における変化からバラツキ指標を求める。

【0101】

バラツキ指標としては、着目領域内の音速あるいは減衰のバラツキの大きさに基づく指標、例えば標準偏差を用いることができる。または、各着目点の音速または減衰の着目領域における変化の空間周波数に基づく指標、例えば音速・減衰の2次元周波数分布を求め、その中心周波数・帯域・歪みから求めてもよい。

30

【0102】

その他、バラツキ指標として不均一性を評価可能な種々の指標が考えられる。

【0103】

例えば、着目領域における音速・減衰分布またはその空間周波数分布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、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。

【0104】

40

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。

【0105】

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。

【0106】

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

50

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。

【0107】

このように本実施形態によれば、着目領域における音速や減衰の絶対的な値ではなく、バラツキ（バラツキ指標）を計測するようにしたため、従来のような音速や減衰の絶対値計測では困難であった病変化によるミクロな音速あるいは減衰の構造変化を捉えることが可能となり、音速あるいは減衰バラツキの組織性状診断への適用が可能となった。

【0108】

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るとおり、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装置と、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装置と、前記着目点における音速または減衰の変化を求める装置と、前記音速または減衰の変化に基づいて音速バラツキまたは減衰バラツキを表す指標を求める装置とを備えた超音波診断装置。

付記1に記載の発明によれば、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でき、組織性状の診断が容易となる。

（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装置を備えた超音波診断装置。

（付記3）前記送信フォーカス指示装置は、事前に各送信フォーカスの有効域を判定する付記2に記載の超音波診断装置。

付記3に記載の発明によれば、音速を求める処理を高速に実行することが可能となる。

（付記4）前記着目点における音速は、環境音速である付記1～3のいずれかに記載の超音波診断装置。

（付記5）前記着目点における音速は、着目領域の局所音速である付記1～3のいずれかに記載の超音波診断装置。

（付記6）前記指標は、音速バラツキまたは減衰バラツキの大きさの標準偏差である付記1～5のいずれかに記載の超音波診断装置。

（付記7）前記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、前記着目点における音速または減衰の変化を求めるステップと、前記音速または減衰の変化に基づいて音速バラツキまたは減衰バラツキを表す指標を算出する指標算出ステップと、前記算出した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、を備えた超音波診断装置の作動方法。

付記7に記載の発明によれば、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でき、組織性状の診断が容易となる。

（付記8）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7に記載の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、音速を求める処理を高速に実行することが可能となる。

（付記9）前記着目点における音速は、環境音速である付記7または8に記載の超音波診断装置の作動方法。

（付記10）前記着目点における音速は、着目領域の局所音速である付記7～9のいずれかに記載の超音波診断装置の作動方法。

【符号の説明】

10

20

30

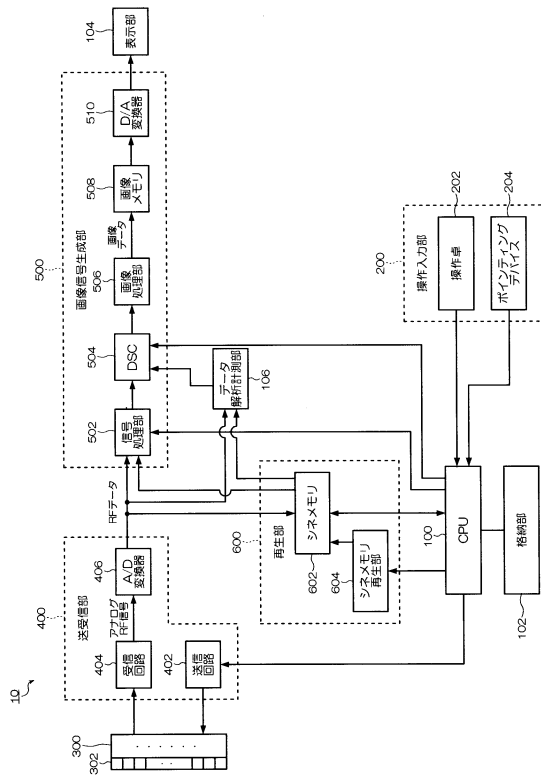
40

50

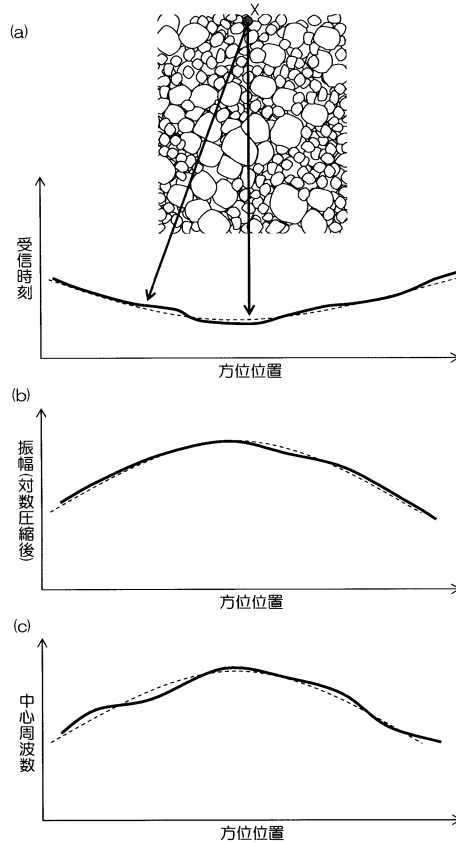
【 0 1 0 9 】

1 0 ... 超音波診断装置、1 0 0 ... CPU、1 0 4 ... 表示部、1 0 6 ... データ解析計測部、2 0 0 ... 操作入力部、3 0 0 ... 超音波探触子、3 0 2 ... 超音波トランスデューサ、4 0 0 ... 送受信部、5 0 0 ... 画像信号生成部、5 0 2 ... 信号処理部、5 0 6 ... 画像処理部

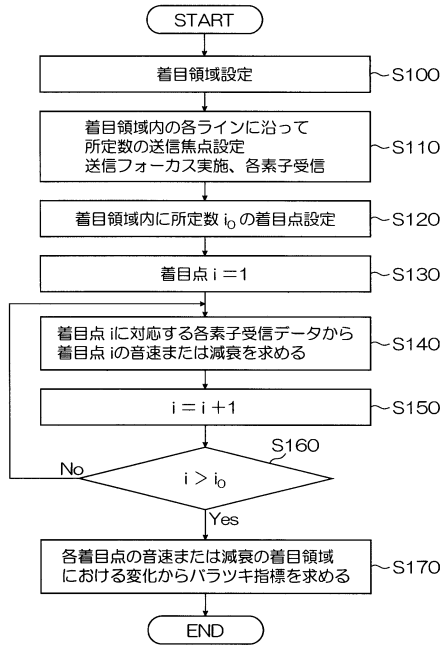
【 図 1 】



【 図 2 】

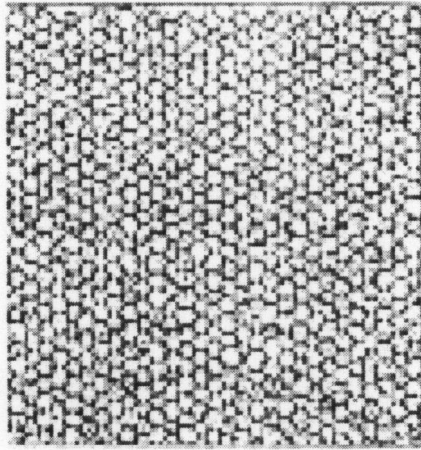


【図3】

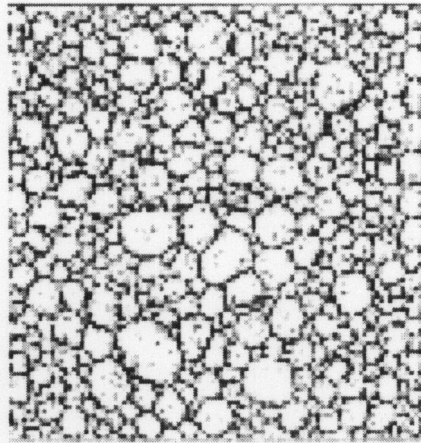


【 図 4 】

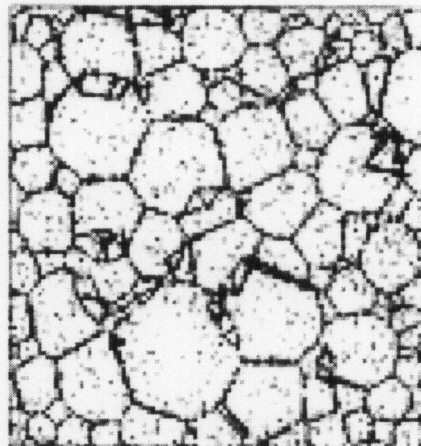
(a)



(b)



(c)



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-217934(JP,A)
米国特許出願公開第2006/0241456(US,A1)
特開2005-125082(JP,A)
米国特許出願公開第2005/0070796(US,A1)
特開2010-075329(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0076313(US,A1)
米国特許出願公開第2007/0083110(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

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	JP5808325B2	公开(公告)日	2015-11-10
申请号	JP2012522653	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		
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	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/469 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	2010150065 2010-06-30 JP		
其他公开文献	JPWO2012002421A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可以捕获由于病变的变化引起的微观声速/衰减的结构变化，这对于传统的声速/衰减的绝对值的测量是困难的。一种超声波探头，包括多个超声波换能器，用于将超声波发送到对象并接收由对象反射的超声波并输出超声波检测信号；设定区域的目标焦点设定装置，使超声波探头相对于超声波探头在感兴趣区域上发送焦点的发送焦点指示装置，以及至少一个或多个焦点设定在感兴趣区域中，一种用于获得感兴趣点处的声速或衰减的变化的装置和一种用于基于声速或衰减的变化获得指示声速或衰减的变化的指标的装置提到了问题。

(21) 出願番号	特願2012-522653 (P2012-522653)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(86) (22) 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2番30号
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/064891	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(87) 国際公開番号	W02012/002421	(72) 発明者	勝山 公人 神奈川県足柄上郡開成町百台79番地 富士フイルム株式会社内
(87) 国際公開日	平成24年1月5日 (2012. 1. 5)		
審査請求日	平成26年5月20日 (2014. 5. 20)	審査官	富永 昌彦
(31) 優先権主張番号	特願2010-150065 (P2010-150065)		
(32) 優先日	平成22年6月30日 (2010. 6. 30)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		