

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5701210号
(P5701210)

(45) 発行日 平成27年4月15日(2015. 4. 15)

(24) 登録日 平成27年2月27日(2015. 2. 27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 16 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2011-520872 (P2011-520872)
 (86) (22) 出願日 平成22年6月23日(2010. 6. 23)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/060617
 (87) 国際公開番号 W02011/001867
 (87) 国際公開日 平成23年1月6日(2011. 1. 6)
 審査請求日 平成25年6月20日(2013. 6. 20)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-153217 (P2009-153217)
 (32) 優先日 平成21年6月29日(2009. 6. 29)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 林 達也
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 審査官 南川 泰裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び音速補正処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に超音波を送受信する探触子と、前記探触子を駆動して超音波を送信させると共に受信した反射エコー信号を処理して画像信号として出力する超音波送受信部と、前記超音波送受信部からの画像信号を表示座標系に変換して出力する走査変換部と、前記走査変換部によって表示座標系に変換された画像信号を画像として表示する画像表示部と、を備えた超音波診断装置において、前記超音波送受信部は、基準音速を設定して基準音速画像信号を、前記基準音速と異なる異音速を設定して異音速画像信号を、それぞれ取得し、前記基準音速画像信号に基づく基準音速情報を、前記異音速画像信号に基づく異音速情報の同じ座標の画素を用いて補正して、音速補正情報を取得する音速補正部と、を備え、前記補正は、前記基準音速情報と前記基準音速よりも速い異音速と遅い異音速に対応した異音速情報との平均と、前記基準音速情報との比較結果に基づいて、補正の度合いを異ならせることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記音速補正部は、前記超音波送受信部と前記走査変換部との間に配設されて、前記基準音速画像信号に基づく基準音速フレームデータを、前記異音速画像信号に基づく異音速フレームデータを用いて補正して音速補正フレームデータを取得する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記音速補正部は、前記走査変換部と前記画像表示部との間に配設されて、前記基準音

速画像信号に基づく基準音速画像を、前記異音速画像信号に基づく異音速画像を用いて補正して音速補正画像を取得する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記超音波送受信部は、受信時に前記基準音速画像信号と前記異音速画像信号を順次取得する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記超音波送受信部は、前記基準音速を設定して前記探触子に超音波を送信させる請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記超音波送受信部は、前記異音速を設定して前記受信した反射エコー信号を整相する請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記超音波送受信部は、前記基準音速より遅い音速を設定して第1異音速画像信号を、前記基準音速より速い音速を設定して第2異音速画像信号を、それぞれ取得し、

前記音速補正部は、前記基準音速情報を、前記第1異音速画像信号に基づく第1異音速画像情報と前記第2異音速画像信号に基づく第2異音速画像情報とを用いて補正して音速補正情報を取得する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記超音波送受信部は、受信時に前記基準音速を設定して前記基準音速画像信号を取得し、取得された基準音速画像信号に対して前記基準音速と前記異音速を設定して前記基準音速画像信号をそれぞれ整相処理する請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項9】

音速の入力を受け付ける入力部を備え、前記超音波送受信部は、入力された音速に応じて、前記基準音速画像信号、又は、前記異音速画像信号を取得する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記異なる異音速は、前記基準音速に対して音速が遅い第1の異音速と、前記基準音速に対して音速が速い第2の異音速と2種類あり、前記異音速画像信号も、第1の異音速に対応する第1の異音速画像信号と、第2の異音速に対応する第2の異音速画像信号と2種類あり、前記第1の異音速画像信号と前記基準音速画像信号と前記第2の異音速画像信号の平均が前記基準音速画像信号より大きい小さいかに応じて補正の度合いを異ならせることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

30

【請求項11】

超音波診断装置が行なう音速補正処理方法であって、基準音速を設定して基準音速画像信号を取得するステップと、前記基準音速と異なる異音速を設定して異音速画像信号を取得するステップと、前記基準音速画像信号に基づく基準音速情報を、前記異音速画像信号に基づく異音速情報の同じ座標の画素を用いて補正して、音速補正情報を取得するステップと、を備えた音速補正処理方法において、前記補正は、前記基準音速情報と前記基準音速よりも速い異音速と遅い異音速に対応した異音速情報との平均と、前記基準音速情報との比較結果に基づいて、補正の度合いを異ならせることを特徴とする音速補正処理方法。

40

【請求項12】

前記異音速画像信号を取得するステップは、前記基準音速より遅い音速を設定して第1異音速画像信号を、前記基準音速より速い音速を設定して第2異音速画像信号を、それぞれ取得し、

前記音速補正情報を取得するステップは、前記基準音速情報を、前記第1異音速画像信号に基づく第1異音速画像情報と前記第2異音速画像信号に基づく第2異音速画像情報とを用いて補正して音速補正情報を取得する請求項11に記載の音速補正処理方法。

【請求項13】

前記基準音速情報として、前記基準音速画像信号に基づいて基準音速フレームデータを取得するステップと、

50

前記異音速情報として、前記異音速画像信号に基づいて異音速フレームデータを取得するステップと、を含み、

前記音速補正情報を取得するステップは、前記基準音速フレームデータを、前記異音速フレームデータを用いて補正して、音速補正フレームデータを取得する請求項11記載の音速補正処理方法。

【請求項14】

前記基準音速情報として、前記基準音速画像信号に基づいて基準音速画像を取得するステップと、

前記異音速情報として、前記異音速画像信号に基づいて異音速画像を取得するステップと、を含み、

前記音速補正情報を取得するステップは、前記基準音速画像を、前記異音速画像を用いて補正して、音速補正画像を取得する請求項11記載の音速補正処理方法。

【請求項15】

前記異なる異音速は、前記基準音速に対して音速が遅い第1の異音速と、前記基準音速に対して音速が速い第2の異音速と2種類あり、前記異音速画像信号も、第1の異音速に対応する第1の異音速画像信号と、第2の異音速に対応する第2の異音速画像信号と2種類あり、

前記第1の異音速画像信号と前記基準音速画像信号と前記第2の異音速画像信号の平均が前記基準音速画像信号より大きい小さいかに応じて補正の度合いを異ならせることを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置。

【請求項16】

被検体内に超音波を送受信する探触子と、前記探触子を駆動して超音波を送信させると共に受信した反射エコー信号を処理して画像信号として出力する超音波送受信部と、前記超音波送受信部からの画像信号を表示座標系に変換して出力する走査変換部と、前記走査変換部によって表示座標系に変換された画像信号を画像として表示する画像表示部と、を備えた超音波診断装置において、前記超音波送受信部は、基準音速を設定して基準音速画像信号を、前記基準音速と異なる異音速を設定して異音速画像信号を、それぞれ取得し、前記基準音速画像信号に基づく基準音速情報を、前記異音速画像信号に基づく異音速情報の同じ座標の画素を用いて補正して、音速補正情報を取得する音速補正部と、を備え、前記補正は、前記基準音速情報と前記基準音速よりも速い異音速と遅い異音速に対応した異音速情報との平均と、前記基準音速情報との比較結果に基づいて、補正の度合いを異ならせることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に診断部位、被検者の固有の設定条件に依存しない高画質な超音波画像を描出可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波の伝播速度(単に、「音速」という)は被検者の対象診断部位毎に異なる。従来の超音波診断装置では、医師や臨床検査技師などの検者が、音速を対象部位毎に設定できる。

【0003】

また、同一の対象部位(例えば肝臓)であっても、被検者が肝硬変を罹患していれば健常である被検者よりも受信される超音波の音速が速くなってしまいう問題がある。

【0004】

そこで、特許文献1では、フォーカスパターン選択回路で順次選択された送信フォーカスパターンに応じて、送信フォーカス発生回路で送信フォーカスを行う。エコー信号に対して、受信フォーカス発生回路で、送信フォーカスパターンに対応した受信フォーカスパターンで受信フォーカスを行い、被検者の同一部位に対して、フォーカスパターンの異な

10

20

30

40

50

る複数の画像データを複数のメモリに記憶する。

【0005】

フォーカス評価回路は、複数のメモリに記憶された複数の画像データの中から、各画像データが有する所定の特徴量を比較して最適なフォーカス状態の画像データを選択し、合成メモリに記憶し、断層像を合成することで、人為的手段を介することなく、被検者内の音速分布等の条件の変動によらず常に最適なフォーカス状態の画像を得る超音波診断装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

10

【特許文献1】特開平5-329159号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】最近の医用画像診断装置 朝倉書店(初版第1刷,7.3.2画像の特性(1)超音波ビームの収束技術)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1に記載されている発明は、1フレームの最適な画像を生成するために送信フォーカスパターン数種分の送信を行う必要があり、フレームレートの劣化を招く可能性が有するという課題がある。

20

【0009】

本発明は、超音波診断装置でのリアルタイム性を損なわずに、且つ音速補正が可能な超音波診断装置及び音速処理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】

上記の課題を解決するために、本発明は、基準音速を設定して基準音速画像信号を、基準音速と異なる異音速を設定して異音速画像信号を、それぞれ取得し、基準音速画像信号に基づく基準音速情報を、異音速画像信号に基づく異音速情報を用いて補正して、音速補正情報を取得する。

30

【0011】

具体的には、本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、探触子を駆動して超音波を送信させると共に受信した反射エコー信号を処理して画像信号として出力する超音波送受信部と、超音波送受信部からの画像信号を表示座標系に変換して出力する走査変換部と、走査変換部によって表示座標系に変換された画像信号を画像として表示する画像表示部と、を備え、超音波送受信部は、基準音速を設定して基準音速画像信号を、基準音速と異なる異音速を設定して異音速画像信号を、それぞれ取得し、基準音速画像信号に基づく基準音速情報を、異音速画像信号に基づく異音速情報を用いて補正して、音速補正情報を取得する音速補正部と、を備えたことを特徴とする。

【0012】

40

また、本発明の音速補正処理方法は、基準音速を設定して基準音速画像信号を取得するステップと、基準音速と異なる異音速を設定して異音速画像信号を取得するステップと、基準音速画像信号に基づく基準音速情報を、異音速画像信号に基づく異音速情報を用いて補正して、音速補正情報を取得するステップと、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明は、超音波診断装置でのリアルタイム性を損なわずに、且つ音速補正が可能な超音波診断装置及び音速処理方法を提供するという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

50

【図1】本発明の実施例1の超音波診断装置を示すブロック構成図

【図2】本発明の実施例1の超音波診断装置のスキャンシーケンスとメモリストアの流れを示す概念図

【図3A】本発明の超音波診断装置の輝度の基準音速と異音速での輝度プロファイルをプロットしたもの

【図3B】本発明の超音波診断装置の輝度の基準音速とセクタ出力の輝度プロファイルをプロットしたもの

【図4】本発明の実施例2の超音波診断装置のスキャンシーケンスとメモリストアの流れを示す概念図

【発明を実施するための形態】

10

【0015】

以下、本発明の実施の形態について、詳細に説明する。

【実施例1】

【0016】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施例1を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【0017】

実施例1では、超音波送受信部2と、走査変換部（デジタルスキャンコンバータ、DSC）3との間に音速補正部9とDSC3の入力を切り換えるセクタ10を有する例を説明する。即ち、本実施例は、音速補正部9が基準音速画像信号に基づく基準音速フレームデータ（基準音速情報の一態様）を、異音速画像信号に基づく異音速フレームデータ（異音速情報の一態様）を用いて補正して音速補正フレームデータ（音速補正情報の一態様）を取得する。

20

【0018】

図1は本発明の実施例1の超音波診断装置を示すブロック構成図である。

超音波診断装置は、図1に示すように、超音波探触子（「探触子」と略記する）1と、超音波送受信部2と、DSC3と、入力部4と、グラフィック表示部5と、合成回路6と、画像表示装置7と、制御部8とを有して成る。

【0019】

探触子1は被検者内の診断部位に向けて超音波を送信および受信するものである。探触子1の種類は主に送受信するビームの形状により分けられている。例えば、セクタ走査型、リニア走査型、コンベックス走査型などである。

30

【0020】

超音波送受信部2は、探触子1を駆動して超音波を送信させると共に受信した反射エコー信号を増幅するものである。図示省略するがその中には探触子1に送波パルスを送って内蔵の振動子から超音波を発生させる送信回路と、探触子1で受信した反射エコー信号を増幅する受信増幅器と、増幅された反射エコー信号を整相する整相部と、それらの制御回路を有している。

【0021】

DSC3は、超音波送受信部2からの画像信号を内部メモリに書き込むと共に読み出し表示座標系に変換して出力するものである。DSC3は、超音波送受信部2内のA/D変換器でデジタル化された超音波情報を超音波ビームの複数の走査線ごとに内蔵のラインメモリに書き込んで1フレームの画像データを作成し、断層像（Bモード像）の画像データを形成する。

40

【0022】

入力部4は後述の画像表示装置7に表示された画像やキャラクタに対し、操作者からのコマンド入力を行うもので、例えばトラックボールまたはマウス等のポインティングデバイスやキーボードである。

【0023】

グラフィック表示部5は入力部4で入力された被検者の心拍数や、周波数などの画像情報を数値やグラフィック表示するものである。

【0024】

50

合成回路6はDSC3とグラフィック表示部5からの画像情報を合成するようになっている。
画像表示装置7は合成回路6からの画像情報を入力して画像として表示するものである。
画像表示装置7は例えばカラー液晶ディスプレイ、カラーCRT等である。

【0025】

制御部8は超音波送受信部2、DSC3、入力部4、グラフィック表示部5および、合成回路6を制御する。

【0026】

音速補正部9は、複数フレームのメモリ9a1~9an(nは任意の自然数)と、基準音速(例えば生体では約1,530m毎秒とされている。)のフレームを基準音速と異なる音速フレームに補正する演算を行う演算部9bとを有する。例えば、基準音速のフレームと基準音速と異なる音速で複数フレームの画像(フレームデータ)をそれぞれ取得し、メモリ9a1~9anに記憶することが可能である。

10

【0027】

ここでは、音速補正部9のメモリ9a1~9anは、制御部8による制御を受けて、メモリ9a1~9anのうちのメモリ9a1に第1の音速V1(基準音速より遅い例えば1480m毎秒)での画像を記憶する。同様に、メモリ9a2に第2の音速Vc(基準音速例えば1530m毎秒)での画像を記憶する。また同様に、メモリ9a3に第3の音速V2(基準音速より速い例えば1580m毎秒)での画像を記憶する。

【0028】

演算部9bは、音速補正部9のメモリ9a1~9a3に記憶される第2の音速Vcの画像を、第1の音速V1の画像及び第3の音速V2の画像を用いて補正し、補正した音速補正画像(フレームデータ)を出力する。

20

【0029】

セクタ10は、制御部8による制御を受けて、音速補正しない(第2の音速Vcのみ)画像か、音速補正した画像(演算部9bの出力)を選択する。

【0030】

次に、このように構成された本発明の動作について図2を用いて説明する。

図2は本発明の実施例1の超音波診断装置のスキャンシーケンスとメモリストアの流れを示す概念図である。

【0031】

30

ここで、検者は入力部4を用いて制御部8に「音速補正モード」を通知させる。制御部8はセクタ10を音速補正しない画像から音速補正する画像へ切り換える。制御部8は、送信回路は音速をVcに維持したまま送信し、超音波送受信部2の受信音速VcをV1又はV2にフレーム毎に切り換えて受信を行う。

【0032】

制御部8により、音速が切り換えられて受信された信号はメモリ9a1~9a3に記憶される。メモリ9a1には第1の音速V1での画像が、メモリ9a2には第2の音速Vcでの画像が、メモリ9a3には第3の音速V2での画像がそれぞれ記憶される。メモリ9a1~9a3のうち1フレームは、基準音速で受信された画像が記憶されている。演算部9bは基準音速Vcで受信された画像と音速V1、V2で受信された信号間で補正演算を行い、音速補正画像を構成する。

40

【0033】

図2は本発明によるスキャンシーケンス図である。この図では基準音速Vcと二種の異なる音速V1,V2で画像を構成する様子を示している。音速Vcで送信された超音波は、受信時超音波送受信部2にてV1で整相され、1フレーム分の画像を構成する。

【0034】

次に同じく音速Vcで送信し、受信時Vcで整相し、1フレーム分の画像を構成する。次に同じく音速Vcで送信し、受信時V2で整相し、1フレーム分の画像を構成する。演算部9bは音速V1,Vc,V2の3フレームで得られた画像から1枚の画像f1を構成する。

【0035】

次のフレームでは再度V1で受信し、音速Vc, V2, V1の3フレームで得られた画像から1枚

50

の画像f2を構成する。このような受信画像構成の操作を順次繰り返す。

【0036】

設定した音速に応じた整相の仕方については、例えば、非特許文献1に記載されており、これを用いることができるので、ここでの詳細な説明は省略する。

【0037】

次に本発明の効果を示すために演算部9bの演算について例を挙げて説明する。図3Aは基準音速Vcと二種の異なる音速(V1)Vc-dv、(V2)Vc+dvで生体を模擬したファントムを撮像し、画像化した際のある1次元座標の輝度をプロットしたものである。これら画像は前述したメモリ9aに、それぞれメモリf(x,y,0)には音速Vc-dv、メモリf(x,y,1)には基準音速Vc、メモリf(x,y,2)にはVc+dvで取得された画像が記憶されているとする。

10

【0038】

ここで(x,y)は空間座標を示している。例えば出力画像g(x,y)の演算は式(1)の計算式として例示される。

【0039】

$$avr(x, y) = \{ f(x, y, 0) + f(x, y, 1) + f(x, y, 2) \} / 3$$

if f(x, y, 1) > avr(x, y) then

$$g(x, y) = f(x, y, 1) + \alpha * \text{MAX} \{$$

$$f(x, y, 0) - avr(x, y),$$

$$f(x, y, 1) - avr(x, y),$$

$$f(x, y, 2) - avr(x, y)$$

20

}

else

$$g(x, y) = f(x, y, 1) + \alpha * \text{MIN} \{$$

$$f(x, y, 0) - avr(x, y),$$

$$f(x, y, 1) - avr(x, y),$$

$$f(x, y, 2) - avr(x, y)$$

}

... 式(1)

ここでαは出力画像のf(x,y,1)つまり基準音速で取得された画像の補正度合いを決定する係数、MAX()は最大値を、MIN()は最小値をそれぞれ算出する関数である。

【0040】

30

図3Bはこの計算で出力し、画像化した際のある1次元座標の輝度をプロットしたものである。基準音速Vcに対し、補正を行った画像ではエッジが強調され、空間分解能の改善が見られる。

【0041】

また、実施例1ではDSC3の前段に音速補正部9を設置したが、DSC3の後段に音速補正部9が位置してもよい。この場合は、音速補正部9が、基準音速画像信号に基づく基準音速画像(基準音速情報の別態様)を、異音速画像信号に基づく異音速画像(異音速情報の別態様)を用いて補正して音速補正画像(音速補正情報の別態様)を取得する。この実施例においても同様の効果を得ることができる上、表示画像に変換後であるのでメモリ9a1~9anで用意するメモリ容量を小さくすることができるため、音速補正部9の回路規模を小さくすることができる。

40

【0042】

本実施例では最初の2フレームは画像を出力することができないが、その後は1フレームの受信をする都度画像を出力することが可能なため、超音波診断装置が元来持っているリアルタイム性を損なうことがない。

【実施例2】

【0043】

実施例2は、1回の送受信にて基準音速と異音速で整相処理を行い、メモリストアする例である。

【0044】

50

図4は本発明の実施例2の超音波診断装置のスキャンシーケンスとメモリストアの流れを示す概念図である。

図4では音速 V_c で受信し、超音波送受信部2の整相部にて V_1, V_c, V_2 の音速で整相する実施例となっている。本実施例によれば送信と補正画像の描出が同じシーケンスで行われるため、対象物の動きが大きい部位、例えば心臓においても時間差による誤差が発生する要因が少なくなり、より精度の高い補正を行うことができる。また最初の数フレームを無駄にすることなく画像を構成することができる。

【0045】

また、図2では基準音速 V_c と二種の異なる音速 V_1, V_2 の3フレームで画像を構成したが、例えばもっと基準音速 V_c と異なる音速を増やして5フレームや7フレームで画像を構成しても良い。異なる音速を増やせば、より細かな音速補正を実現することができる。

10

【0046】

また、被検者の調査する臓器によって明らかに音速が速くなるあるいは遅くなるということが言える場合には、基準音速と1つの異なる音速であってもよい。基準音速と1つの異なる音速であれば、メモリ9aの回路規模を小さくすることができる。

【0047】

以上説明したことから明らかなように、本実施例による超音波診断装置によれば、超音波診断装置内で自動的に音速補正が行われるため、患者依存・対象部位依存のない高空間分解能の超音波断層像を提供することができる。

【0048】

20

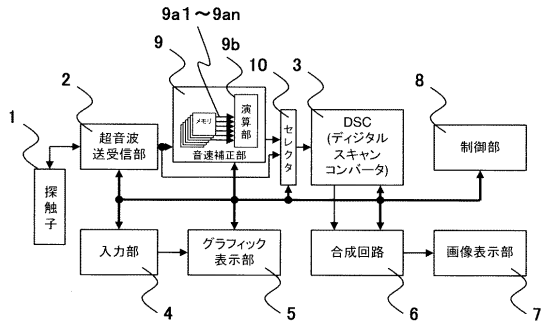
また、図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置等の好適ないくつかの実施例について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【符号の説明】

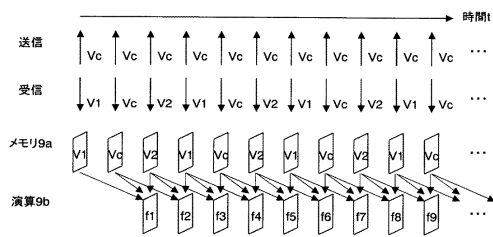
【0049】

9 音速補正部、9a メモリ、9b 演算部

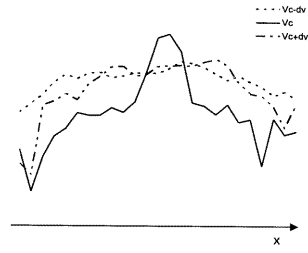
【図 1】



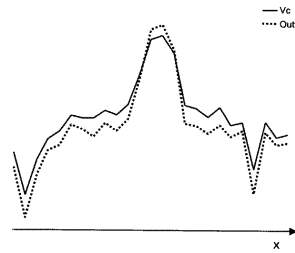
【図 2】



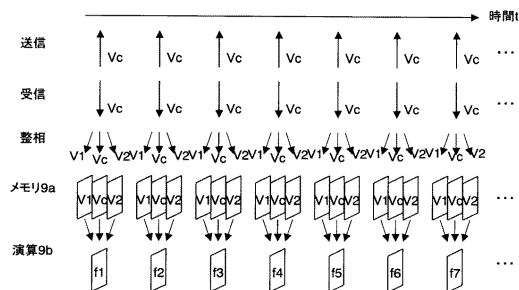
【図 3 A】



【図 3 B】



【図 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2009-090104(JP,A)
特開2009-089940(JP,A)
特開2008-264531(JP,A)
特開2003-010180(JP,A)
特開2002-209887(JP,A)
特開2001-187053(JP,A)
特開平05-329159(JP,A)
特開2001-190551(JP,A)
米国特許出願公開第2005/0148874(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

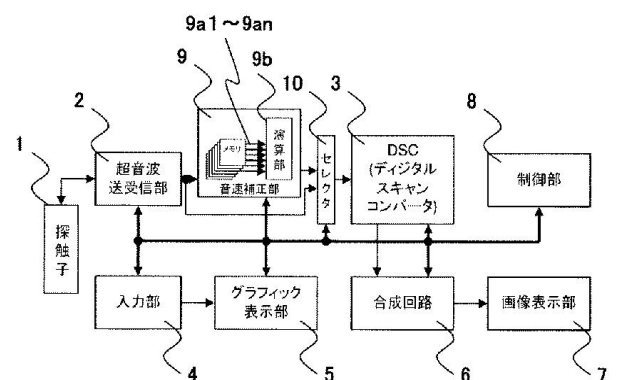
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和声速校正处理方法		
公开(公告)号	JP5701210B2	公开(公告)日	2015-04-15
申请号	JP2011520872	申请日	2010-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	林達也		
发明人	林 達也		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/58		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	2009153217 2009-06-29 JP		
其他公开文献	JPWO2011001867A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供能够在不损失实时特性的情况下进行声速校正的超声波诊断装置和声速校正处理方法，本发明设定基准声速并将基准声速图像信号设定为与基准声速不同的不同声速。通过使用基于参考声速图像信号的不同声速信息基于参考声速图像信号校正参考声速信息来获取声速校正信息。它的特点。

【 図 1 】



【 図 2 】