

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5902558号
(P5902558)

(45) 発行日 平成28年4月13日(2016.4.13)

(24) 登録日 平成28年3月18日(2016.3.18)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00 ZDM

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-120010 (P2012-120010)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年5月25日 (2012.5.25)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-244203 (P2013-244203A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成25年12月9日 (2013.12.9)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年11月17日 (2014.11.17)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	山本 拓明
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びデータ処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波パルスを被検体に送信し、該超音波パルスが該被検体から反射した超音波エコーを受信して素子データを生成する超音波送受信部と、

前記超音波送受信部によって生成された素子データを保持する素子データ保持部と、

所定の音速設定値を用いて、前記素子データ保持部から供給された素子データにおける超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、該素子データの位相を揃える遅延補正部と、

前記超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、該素子データの質を判定する素子データ判定部と、

前記素子データ判定部による判定結果に応じて、前記素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成する画像生成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像生成部は、前記素子データ判定部による判定結果に応じて、前記素子データの質が良い場合と質が悪い場合とで該素子データに異なる処理を行うものである請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記素子データ判定部は、前記超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値と所定の閾値とを比較して、該平均値が該閾値よりも

10

20

大きい場合には前記素子データの質が良いと判定し、該平均値が該閾値以下の場合には前記素子データの質が悪いと判定するものである請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記素子データ判定部によって前記素子データの質が良いと判定された場合には、振幅値の絶対値が最大値である素子データに処理を行い、該素子データの質が悪いと判定された場合には、前記超音波送受信素子の配列方向における全ての前記遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値に処理を行うものである請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

さらに、前記画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定する画質判定部を備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画質判定部は、前記画像生成部によって生成された超音波画像の輝度値に基づいて、該超音波画像の画質を判定するものである請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画質判定部は、前記画像生成部によって生成された超音波画像の鮮鋭度に基づいて、該超音波画像の画質を判定するものである請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画質判定部は、所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、前記画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定するものである請求項 6 または 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

さらに、前記画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質ではないと前記画質判定部によって判定された場合、該画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質であると前記画質判定部によって判定されるまで、前記音速設定値の設定を変更して前記素子データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御する処理条件変更部を備える請求項 5 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波パルスが被検体に送信し、該超音波パルスが該被検体から反射した超音波エコーを受信して素子データを生成するステップと、

前記生成した素子データを素子データ保持部に保持するステップと、

所定の音速設定値を用いて、前記素子データ保持部から読み出した素子データにおける超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、該素子データの位相を揃えるステップと、

前記超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、該素子データの質を判定するステップと、

前記素子データの質の判定結果に応じて、該素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成するステップと、を含むことを特徴とするデータ処理方法。

【請求項 11】

さらに、前記生成した超音波画像が所定の画質ではないと判定した場合、該生成した超音波画像が所定の画質であると判定するまで、前記音速設定値の設定を変更して前記素子データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御するステップを含む請求項 10 に記載のデータ処理方法。

【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データ処理方法に関し、特に超音波を用いて被検体の超音波画像を撮影して表示する超音波診断装置及びデータ処理方法に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

医療分野において、超音波診断装置が診察や検査に広く用いられている。超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波を照射し、そのエコー（反響）信号から被検体の断層画像（以下、超音波画像という）を生成する装置である。

【0003】

その超音波画像のフォーカスを向上させるため、様々な提案がなされている。例えば、特許文献1には、図11のブロック図に示すように、整相加算部3が、受波遅延補正值の切替間隔を指定すれば瞬時にその切替間隔に応じた受波フォーカス動作ができるものであり、フォーカス切替間隔記憶部7に、観察部位毎や被検体の体格毎に予め最適な受波遅延補正值切替間隔の値を複数用意しておき、被検体の体格や観察部位までの超音波ビームパスの違い等により、想定した標準音速では十分良好なフォーカスが得られないときは、受波遅延補正值の切替間隔を設定し直すことが記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-142680号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1では、複数の設定値を用意しても、超音波送受信部2で処理された受信信号のノイズが多いために質が悪ければ、その受信信号を処理して得た素子データの質も悪くなり、部分的にまたは全体的に位相がずれている素子データを整相加算することによって輝度値が低下するため、最適なフォーカスに調整することが難しいという問題があった。また、素子データを記憶していないので、再度超音波パルスを送信しない限り、受波遅延補正值の切替間隔変更後の新たなBモード画像データを生成することができないという問題があった。

20

【0006】

本発明は、上記事実を鑑みてなされたものであり、エコー信号をA/D（アナログ/デジタル）変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素子データに異なる処理を行うことによって、S/N（信号/ノイズ）が良い超音波画像を表示する超音波診断装置及びデータ処理方法を提供することを第1の目的とする。

30

【0007】

さらに、本発明は、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部が超音波パルスを送信することなしに、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することができる超音波診断装置及びデータ処理方法を提供することを第2の目的とする。

【0008】

また、本発明は、予め設定された画質判定基準を満たすまで、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することを自動的に繰り返すことによって、最適なフォーカスに調整された超音波画像を表示する超音波診断装置及びデータ処理方法を提供することを第3の目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の第1の態様は、一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波パルスを送信し、超音波パルスが被検体から反射した超音波エコーを受信して素子データを生成する超音波送受信部と、超音波送受信部によって生成された素子データを保持する素子データ保持部と、所定の音速設定値を用いて、素子データ保持部から供給された素子データにおける超音波エコーの到達時刻の差である

50

遅延時間を補正し、素子データの位相を揃える遅延補正部と、超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、素子データの質を判定する素子データ判定部と、素子データ判定部による判定結果に応じて、素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成する画像生成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置を提供するものである。

【 0 0 1 0 】

ここで、上記第1の態様においては、画像生成部は、素子データ判定部による判定結果に応じて、素子データの質が良い場合と質が悪い場合とで素子データに異なる処理を行うものであるのが好ましい。

素子データ判定部は、超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値と所定の閾値とを比較して、平均値が閾値よりも大きい場合には素子データの質が良いと判定し、平均値が閾値以下の場合には素子データの質が悪いと判定するものであるのが好ましい。

画像生成部は、素子データ判定部によって素子データの質が良いと判定された場合には、振幅値の絶対値が最大値である素子データに処理を行い、素子データの質が悪いと判定された場合には、超音波送受信素子の配列方向における全ての遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値に処理を行うものであるのが好ましい。

さらに、画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定する画質判定部を備えるのが好ましい。

画質判定部は、画像生成部によって生成された超音波画像の輝度値に基づいて、超音波画像の画質を判定するものであるのが好ましい。

画質判定部は、画像生成部によって生成された超音波画像の鮮鋭度に基づいて、超音波画像の画質を判定するものであるのが好ましい。

画質判定部は、所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定するものであるのが好ましい。

さらに、画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質ではないと画質判定部によって判定された場合、画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質であると画質判定部によって判定されるまで、音速設定値の設定を変更して素子データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御する処理条件変更部を備えるのが好ましい。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の第2の態様は、一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波パルスが被検体に送信し、超音波パルスが被検体から反射した超音波エコーを受信して素子データを生成するステップと、生成した素子データを素子データ保持部に保持するステップと、所定の音速設定値を用いて、素子データ保持部から読み出した素子データにおける超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、素子データの位相を揃えるステップと、超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、素子データの質を判定するステップと、素子データの質の判定結果に応じて、素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成するステップと、を含むことを特徴とするデータ処理方法を提供するものである。

【 0 0 1 2 】

ここで、上記第2の態様においては、さらに、生成した超音波画像が所定の画質ではないと判定した場合、生成した超音波画像が所定の画質であると判定するまで、音速設定値の設定を変更して素子データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御するステップを含むのが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、エコー信号をA/D変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素

10

20

30

40

50

子データに異なる処理を行うことによって、S/Nが良い超音波画像を表示することができる。

【0014】

また、本発明によれば、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部が超音波パルスが被検体内に送信することなしに、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することができる。

【0015】

さらに、本発明によれば、予め設定された画質判定基準を満たすまで、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することを自動的に繰り返すことによって、最適なフォーカスに調整された超音波画像を表示することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の一実施形態を示す機能ブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置の素子データ処理部の詳細な構成を示す機能ブロック図である。

【図3】(a)は、ノイズの少ない質の良い素子データを示した説明図であり、(b)はノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データを示した説明図である。

【図4】本発明に係るデータ処理方法の手順の一実施例を示すフローチャートである。

【図5】図1に示す超音波診断装置の実施例1を示す機能ブロック図である。

20

【図6】(a)は、ノイズの少ない質の良い素子データに対する処理内容を説明する説明図であり、(b)はノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データに対する処理内容を説明する説明図である。

【図7】本発明に係るデータ処理方法の手順の実施例1を示すフローチャートである。

【図8】図1に示す超音波診断装置の実施例2を示す機能ブロック図である。

【図9】本発明に係るデータ処理方法の手順の実施例2を示すフローチャートである。

【図10】音速設定値に基づいて、素子データを遅延補正する様子を表す概念図である。

【図11】従来の超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

30

本発明に係る超音波診断装置を添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

【0018】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の一実施形態を示す機能ブロック図である。同図に示す超音波診断装置は、送信部10と、受信部12と、素子データ保持部14と、素子データ処理部16と、検波処理部18と、画像作成部20と、表示部22と、を備えている。

【0019】

送信部10は、被検体の診断部位に当接させて使用する超音波探触子(図示せず)が有する圧電素子(超音波送受信素子)を駆動して超音波パルス(超音波ビーム)を発生させ、その超音波パルスを被検体内に送信するものである。

40

【0020】

超音波探触子は、送信部10によって被検体内に送信された超音波パルスが被検体から反射した反射エコー信号(超音波エコー)を圧電素子を用いて受信し、その反射エコー信号を電気信号(アナログ)に変換する。

受信部12は、超音波探触子によって受信され、変換された反射エコー信号の電気信号を増幅し、ローパスフィルタで高周波成分をカットした後、A/D変換することによって素子データ(デジタル)を出力するものである。即ち、素子データは、超音波探触子が受信し、変換した反射エコー信号(超音波エコー)の電気信号(アナログ)を増幅し、フィルタ処理し、A/D変換して得たデータ(デジタル)である。

50

ここで、上記送信部 10、超音波探触子及び受信部 12 は、本発明の超音波送受信部を構成する。

【0021】

素子データ保持部 14 は、受信部 12 によって出力された素子データを記憶するものである。この素子データの記憶は、1 回目の遅延補正処理で用いた音速設定値を変更し、別の音速設定値で再計算するために、所定の操作によって消去されるまで保たれるものである。

【0022】

図 2 は、図 1 に示す超音波診断装置の素子データ処理部の詳細な構成を示す機能ブロック図である。素子データ処理部 16 は、図 2 に示されるように、素子データ保持部 14 に記憶された素子データに対して、遅延補正処理を行う遅延補正部 16a と、遅延補正後の素子データの素子方向（一方向に配列された圧電素子の配列方向）の振幅値の分布から素子データの質を判定する素子データ判定部 16b と、その判定結果毎に素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行う RF データ作成部 16c で構成される。RF（ラジオ周波数）データは、従来の超音波診断装置では、素子データを遅延補正し、整相加算して得たデータであるが、本発明に係る超音波診断装置では、素子データを遅延補正した後、整相加算せずに素子データの素子方向の振幅値の分布から素子データの質を判定し、その判定結果毎に素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことによって作成されたデータである。

【0023】

遅延補正部 16a は、遅延補正処理、即ち、素子データ保持部 14 から供給された（読み出された）素子データに対して、超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、素子データの位相を所定の音速設定値を用いて揃えるものである。

【0024】

図 3 (a) は、ノイズの少ない質の良い素子データを示した説明図であり、左側の図は、横軸を素子方向とし、縦軸を時間として、遅延補正後の素子データを示し、右側の図は、横軸を素子方向とし、縦軸を振幅として、高輝度の信号が映っているある時刻 t1 における素子データの素子方向の振幅値の分布を示している。この場合の素子データは、同図 (a) の左側に示すように、ある時刻 t1 において素子方向に真っ直ぐになっており、同右側に示すように、その時刻 t1 での振幅は中央の素子の付近が高く、両端の素子に行くほど小さくなっている。また、同右側に示すある時刻 t1 における素子データの素子方向の振幅値は、正の領域に分布しているが、素子データは正の領域と負の領域を時間と共に往復するので、別の時刻における振幅値は、負の領域に分布することがある。

【0025】

一方、図 3 (b) はノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データを示した説明図であり、同様に、左側の図は、横軸を素子方向とし、縦軸を時間として、遅延補正後の素子データを示し、右側の図は、横軸を素子方向とし、縦軸を振幅として、高輝度の信号が映っているある時刻 t1 における素子データの素子方向の振幅値の分布を示している。この場合の素子データは、同図 (b) の左側に示すように、ある時刻 t1 において図 3 (a) の左側に示すように真っ直ぐになっておらず、かつ、同図 (b) の右側に示すように、その時刻 t1 での素子方向の振幅値も大小ばらばらに分布し、滑らかな形には分布していない。

【0026】

素子データ判定部 16b は、素子方向における遅延補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、素子データの質を判定する、即ち、図 3 (a) に示すような素子データの質が良い場合と図 3 (b) に示すような素子データの質が悪い場合とを判定する処理を行うものである。素子データ判定部 16b は、本実施形態の場合、素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値と所定の閾値とを比較して、平均値が閾値よりも大きい場合には素子データの質が良いと判定し、平均値が閾値以下の場合には素子データの質が悪いと判定する。なお、素子データ判定部 16b は、素子方向における遅延補正後の素子データに基づ

10

20

30

40

50

いて、素子データの質を判定するものであって、素子データの振幅値の分布に基づいて素子データの質を判定することは必須ではなく、素子データの質を判定する方法は何ら限定されるものではない。

【0027】

R Fデータ作成部16cは、素子データ判定部16bによる判定結果に応じて、素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことによってR Fデータを作成するものである。具体的には、R Fデータ作成部16cは、素子データ判定部16bによって素子データの質が良いと判定された場合には、ノイズの少ない反射エコー信号のうちで最も質の良い素子データを選択するように、例えば、振幅値の絶対値が最大値である素子データをR Fデータとして採用する。一方、R Fデータ作成部16cは、素子データの質が悪いと判定された場合には、反射エコー信号に含まれるノイズを抑制するように、例えば、素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値をR Fデータとして採用する。従って、ノイズの少ない素子データの中で最も質の良い素子データを選択し、ノイズの影響を受けた素子データの平均値を求めて、その値をR Fデータ値とすることによってS / Nを向上させることができる。

10

なお、R Fデータ作成部16cは、素子データ判定部16bによる判定結果に応じて、素子データに異なる処理を行うものであって、素子データの質が良い場合と質が悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことは必須ではなく、R Fデータ作成部16cが素子データからR Fデータを作成する方法は何ら限定されるものではない。

【0028】

20

時刻t1以外の時刻の素子データも同様に、素子データを遅延補正した後、素子データの素子方向の振幅値の分布から素子データの質を判定し、その判定結果毎に素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことによって時刻ゼロから所定の時刻までのR Fデータを作成する。

【0029】

続いて、図1に示される検波処理部18は、R Fデータ作成部16cによって作成された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、ローパスフィルタ等によって包絡線検波処理を施すことにより、包絡線信号を生成するものである。

【0030】

30

画像作成部20は、検波処理部18によって生成された包絡線信号に対して、対数圧縮やゲイン調整等の処理を施して画像データを生成し、この画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換(ラスタ変換)することにより、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有するBモード画像データを生成するものである。

ここで、R Fデータ作成部16c、検波処理部18及び画像作成部20は、本発明の画像生成部を構成する。

【0031】

表示部22は、画像作成部20によって生成されたBモード画像データに対応する超音波画像を表示するものである。

本発明に係る超音波診断装置は、基本的に以上のように構成される。

40

【0032】

次に、本発明に係るデータ処理方法について説明する。

図4は、本発明に係るデータ処理方法の手順の一実施例を示すフローチャートである。本発明は、エコー信号をA / D変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素子データに異なる処理を行うことによって、S / Nが良い超音波画像を表示することができるデータ処理方法である。また、本発明は、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部が超音波パルスを被検体内に送信することなしに、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することができるデータ処理方法であり、ステップS10～S26で構成される。

50

【 0 0 3 3 】

ステップ S 1 0 において、送信部 1 0 が超音波探触子の圧電素子を駆動して超音波パルスが発生させ、その超音波パルスを被検体内に送信する。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 1 2 において、超音波探触子がステップ S 1 0 で送信部 1 0 によって被検体内に送信された超音波パルスの反射エコー信号を圧電素子を用いて受信し、その反射エコー信号を電気信号（アナログ）に変換する。そして、受信部 1 2 が超音波探触子によって受信され、変換された超音波パルスの反射エコー信号の電気信号を増幅し、フィルタ処理し、A / D 変換して素子データを出力する。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 1 4 において、素子データ保持部 1 4 がステップ S 1 2 で出力された素子データを記憶する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 1 6 において、素子データ処理部 1 6 の遅延補正部 1 6 a がステップ S 1 4 で記憶された素子データを所定の音速設定値を用いて遅延補正する。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 1 8 において、素子データ判定部 1 6 b がステップ S 1 6 で遅延補正された素子データのある時刻 t_1 における素子方向の振幅値の分布が、ノイズの少ない質の良いものかノイズの多い質の悪いものかを判定する。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 2 0 において、RF データ作成部 1 6 c がステップ S 1 8 の判定結果毎に素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことによって RF データを作成する。また、時刻 t_1 以外の時刻の素子データも同様に、ステップ S 1 6 ~ S 2 0 を繰り返すことによって、時刻ゼロから所定の時刻までの RF データを作成する。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 2 2 において、検波処理部 1 8 がステップ S 2 0 で作成された RF データから包絡線信号を生成する。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 2 4 において、画像作成部 2 0 がステップ S 2 2 で生成された包絡線信号から B モード画像データを生成する。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 2 6 において、表示部 2 2 がステップ S 2 4 で生成された B モード画像データに対応する超音波画像を表示する。

本発明に係るデータ処理方法は、基本的に以上のようなステップで構成される。

【 実施例 1 】

【 0 0 4 2 】

まず、本発明に係る超音波診断装置の実施例 1 について説明する。

図 5 は、図 1 に示す超音波診断装置の実施例 1 を示す機能ブロック図である。また、図 6 (a) は、ノイズの少ない質の良い素子データに対する処理内容を説明する説明図であり、同図 (b) はノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データに対する処理内容を説明する説明図である。実施例 1 は、図 2 に示された素子データ処理部 1 6 の各構成要素における処理内容をより具体的に示したものである。

その他の部分は、図 1 に示された本発明に係る超音波診断装置の一実施形態と同一である。

【 0 0 4 3 】

遅延補正部 1 6 0 は、図 2 の遅延補正部 1 6 a に相当するものであり、素子データ保持部 1 4 によって記憶された素子データに対して遅延補正を行う。

【 0 0 4 4 】

素子方向の平均値算出部 1 6 2 及び素子データ判定部 1 6 4 は、図 2 の素子データ判定部 1 6 b に相当するものである。

10

20

30

40

50

素子方向の平均値算出部 162 は、遅延補正部 160 によって補正された素子データに対して素子方向の振幅値の平均値 A を算出する。以下の説明では、図 6 (a) に示す質の良い素子データ及び同図 (b) に示す質の悪い素子データの平均値をそれぞれ A a 、 A b とする。

【 0045 】

素子データ判定部 164 は、素子方向の平均値算出部 162 によって算出された素子データの素子方向の振幅値の平均値 A を予め設定された閾値 T と比較判定する。そして、図 6 (a) のように、平均値 A (A a) が閾値 T よりも大きい場合 (YES) には、素子データ判定部 164 がノイズの少ない質の良い素子データと判定して、RF データ算出部 166 が後述する素子データの質が良い場合に対応する処理 166 y を行う。一方、図 6 (b) のように、平均値 A (A b) が閾値 T よりも小さいまたは等しい場合 (NO) には、素子データ判定部 164 がノイズの多い質の悪い素子データと判定して、RF データ算出部 166 が後述する素子データの質が悪い場合に対応する処理 166 n を行う。

【 0046 】

RF データ算出部 166 は、図 2 の RF データ作成部 16 c に相当するものであり、素子データ判定部 164 によって判定された素子データに対して、判定結果に応じて処理 166 y と処理 166 n の 2 つの処理のいずれかを行う。処理 166 y は、整相加算せずに振幅値の絶対値が最大値である素子データを RF データとして採用する処理である。具体的な処理としては図 6 (a) に示すように、時刻 t 1 における素子データの素子方向の振幅値の最大値の絶対値と最小値の絶対値を比較して、|最大値| > |最小値| の場合は、時刻 t 1 における素子データの素子方向の振幅値の最大値 (図 6 の M) を、|最大値| < |最小値| の場合は、時刻 t 1 における素子データの素子方向の振幅値の最小値を RF データ値とする。一方、処理 166 n は、整相加算せずに素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値を RF データとして採用する処理である。具体的な処理としては図 6 (b) に示すように、時刻 t 1 における素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値 (図 6 の A b) を RF データ値とするが、この平均値は、素子方向の平均値算出部 162 によって既に算出されたものを使用することができる。

【 0047 】

時刻 t 1 以外の時刻の素子データも同様に、素子データを遅延補正した後、素子データの素子方向の振幅値の平均値を算出し、その平均値を予め設定された閾値と比較判定し、その判定結果に応じて処理 166 y と処理 166 n の 2 つの処理のいずれかを行うことによって、時刻ゼロから所定の時刻までの RF データを作成する。

【 0048 】

実施例 1 の超音波診断装置は、エコー信号を A / D 変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素子データに異なる処理を行うことによって、S / N が良い超音波画像を表示することができるという効果がある。また、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部 10 が超音波パルスを被検体内に送信することなしに、音速設定値の変更後の新たな B モード画像データを生成することができるという効果がある。

本発明に係る超音波診断装置の実施例 1 は、基本的に以上のように構成される。

【 0049 】

次に、本発明に係るデータ処理方法の実施例 1 の作用について説明する。

図 7 は、本発明に係るデータ処理方法の手順の実施例 1 を示すフローチャートである。実施例 1 は、図 4 に示されたステップ S 16 ~ S 20 における処理内容をより具体的に示したものである。

その他の部分は、図 4 に示された本発明に係るデータ処理方法の手順の一実施例と同一である。

【 0050 】

ステップ S 116 において、遅延補正部 160 がステップ S 14 で記憶された素子デー

10

20

30

40

50

タを遅延補正する。

【0051】

ステップS118aにおいて、素子方向の平均値算出部162がステップS116で遅延補正された素子データの素子方向の振幅値の平均値を算出する。

【0052】

ステップS118bにおいて、素子データ判定部164がステップS118aで算出された素子データの素子方向の振幅値の平均値を閾値Tと比較判定する。

【0053】

ステップS120aにおいて、素子データ判定部164がステップS118bで比較判定した結果、素子データの素子方向の振幅値の平均値が閾値Tよりも大きい時、RFデータ算出部166が時刻t1における素子データの素子方向の振幅値の最大値の絶対値と最小値の絶対値を比較して、|最大値| > |最小値|の場合は、時刻t1における素子データの素子方向の振幅値の最大値を、|最大値| < |最小値|の場合は、時刻t1における素子データの素子方向の振幅値の最小値をRFデータ値とする。

10

【0054】

ステップS120bにおいて、素子データ判定部164がステップS118bで比較判定した結果、素子データの素子方向の振幅値の平均値が閾値Tよりも小さい又は等しい時、RFデータ算出部166が時刻t1における素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値をRFデータ値とする。

本発明に係るデータ処理方法の実施例1は、基本的に以上のようなステップで構成される。

20

【実施例2】

【0055】

次に、本発明に係る超音波診断装置の実施例2について説明する。

図8は、図1に示す超音波診断装置の実施例2を示す機能ブロック図である。実施例2は、図5に示された超音波診断装置の実施例1を示す機能ブロック図において、画像作成部20と表示部22の間に画質判定部21を追加したものであり、判定結果が「OK」の場合には実施例1と同様に表示部22の処理が行われ、判定結果が「NG」の場合には処理条件変更部24を経て実施例1の遅延補正部160の処理に戻る。

その他の部分は、図5に示された本発明に係る超音波診断装置の処理方法の手順の実施例1と同一である。

30

【0056】

画質判定部21は、画像作成部20によって生成されたBモード画像データの画質が予め設定された画質判定基準を満たすか満たさないかについて判定するものである。そして、画質判定基準を満たす場合には、判定されたBモード画像データに対して表示部22の処理が行われる。一方、画質判定基準を満たさない場合には、処理条件変更部24の処理が行われる。

【0057】

画質判定部21は、例えば、画像作成部20によって生成されたBモード画像データに対応する超音波画像の輝度値、鮮鋭度などに対して予め設定した閾値、例えば、所定の画質の超音波画像に対応する輝度値、鮮鋭度などの閾値以上の値を有するか否かに応じて、その画質を判定することができる。また、例えば異なる音速設定値を適用する度に音速設定値の差分を計算し、この差分に対して予め設定した音速設定値の収束度合いを示す閾値を画質判定基準として用いても良い。

40

【0058】

処理条件変更部24は、画像作成部20によって生成されたBモード画像データに対応する超音波画像が所定の画質ではないと画質判定部21によって判定された場合、画像作成部20によって生成されたBモード画像データに対応する超音波画像が所定の画質であると画質判定部21によって判定されるまで、現在設定されている音速設定値を別の音速設定値に変更して素子データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返す。

50

返すように制御する。音速設定値の変更方法は、例えば遅延補正部 16 a が使用頻度の最も高い音速設定値を初期設定し、処理条件変更部 24 がこの音速設定値に対して予め設定された音速差分を 1 回ずつ加算したり減算したりする方法でも良い。また、例えば遅延補正部 16 a が前回用いた音速設定値をそのまま初期設定し、処理条件変更部 24 が音速差分を加減算する方法でも良い。

【0059】

実施例 2 の超音波診断装置は、実施例 1 の効果に加えて、さらに、予め設定された画質判定基準を満たすまで、音速設定値の変更後の新たな B モード画像データを生成することを自動的に繰り返すことによって、最適なフォーカスに調整された超音波画像を表示することができるという効果がある。

10

本発明に係る超音波診断装置の実施例 2 は、基本的に以上のように構成される。

【0060】

次に、本発明に係るデータ処理方法の実施例 2 の作用について説明する。

図 9 は、本発明に係るデータ処理方法の手順の実施例 2 を示すフローチャートである。実施例 2 は、図 7 に示されたステップ S 24 と S 26 の間にステップ S 25 a を追加したものであり、ステップ S 25 の判定結果が「OK」の場合には実施例 1 と同様にステップ S 26 の処理が行われ、判定結果が「NG」の場合にはステップ S 25 b を経て実施例 1 のステップ S 16 の処理に戻る。

その他の部分は、図 7 に示された本発明に係るデータ処理方法の実施例 1 と同一である。

20

【0061】

ステップ S 25 a において、画質判定部 21 がステップ S 24 で生成された B モード画像データの画質を判定する。

【0062】

ステップ S 25 b において、画質判定部 21 がステップ S 25 a で B モード画像データの画質が画質判定基準を満たさないと判定した場合、処理条件変更部 24 が現在設定されている音速設定値を別の音速設定値に変更する。そして、ステップ S 14 で記憶された素子データに対して、ステップ S 25 b で設定された別の音速設定値を用いてステップ S 16 以降の処理がやり直される。

【0063】

ここで、音速設定値の設定を変更した場合の素子データの遅延補正について説明する。

図 9 は、音速設定値に基づいて、素子データを遅延補正する様子を表す概念図である。同図に示すように、超音波探触子が有する複数の圧電素子が、同図中左右方向に一列に配列されている場合を考える。

30

【0064】

ここで、圧電素子の配列方向における各々の圧電素子の幅を L とすると、配列方向の中心の圧電素子から端部に向かって n 番目の圧電素子までの距離は nL となる。

同図に示すように、超音波の反射点が、中心の圧電素子から配列方向に対して垂直な距離（深さ） d の位置にあるとすると、 n 番目の圧電素子と反射点との間の距離（長さ） d_n は、式（1）により算出される。

40

$$d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \quad \dots \quad (1)$$

従って、音速設定値 V を用いて、超音波が反射点から n 番目の圧電素子で受信されるまでの時間 t_n は、式（2）により算出される。

$$t_n = d_n / V = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V \quad \dots \quad (2)$$

【0065】

上記のように、各々の圧電素子と反射点との間の距離はそれぞれ異なるため、この例の場合、同図上部のグラフに示すように、配列方向の端部側の圧電素子になればなるほど、時間 t_n は長くなる。

【0066】

つまり、 n 番目の圧電素子で受信される超音波は、超音波が反射点から中心の圧電素子

50

で受信されるまでの時間を t_1 とすると、中心の圧電素子で受信される超音波に対して、時間 $t = t_n - t_1$ だけ遅れる。遅延補正部 160 は、各々の圧電素子に対応する素子データについて、上記時間 t で表される遅延時間を補正する。この遅れた遅延時間 t を受信遅延パターンと呼ぶ。以上のように、各々の素子データの遅延時間 t は、反射点と圧電素子の幾何学的な配置から求めた距離と音速設定値から算出される。

【0067】

なお、上記例は、超音波探触子がリニアプローブの場合であるが、コンベックスプローブの場合もプローブ形状が違うだけで考え方は同じである。

本発明に係るデータ処理方法の実施例 2 は、基本的に以上のようなステップで構成される。

10

【0068】

以上、本発明に係る超音波診断装置について実施形態及び実施例を挙げて詳細に説明したが、本発明は上記実施形態及び実施例に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしても良いのはもちろんである。

例えば、遅延補正部 16a が初期設定する音速設定値は、予め設定された値ではなく、その都度オペレータが図示しない入力手段を操作して入力した値でも良い。また、素子データ判定部 164 が素子データの素子方向の振幅値の平均値 A_a 、 A_b と比較判定する閾値 T は、予め設定された値ではなく、その都度オペレータが図示しない入力手段を操作して入力した値でも良い。さらに、画質判定部 21 が B モード画像データの画質を判定する画質判定基準も同様に、予め設定された値ではなく、その都度オペレータが図示しない入力手段を操作して入力した値でも良い。

20

【符号の説明】

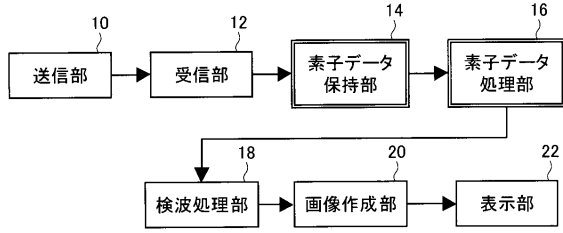
【0069】

- 10 送信部
- 12 受信部
- 14 素子データ保持部
- 16 素子データ処理部
- 16a 遅延補正部
- 16b 素子データ判定部
- 16c RF データ作成部
- 18 検波処理部
- 20 画像作成部
- 21 画質判定部
- 22 表示部
- 24 処理条件変更部
- 160 遅延補正部
- 162 素子方向の平均値算出部
- 164 素子データ判定部
- 166 RF データ算出部
- 166y、166n 処理

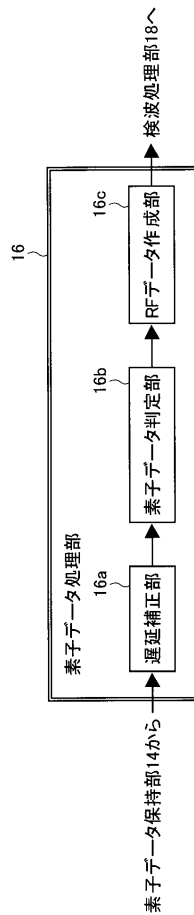
30

40

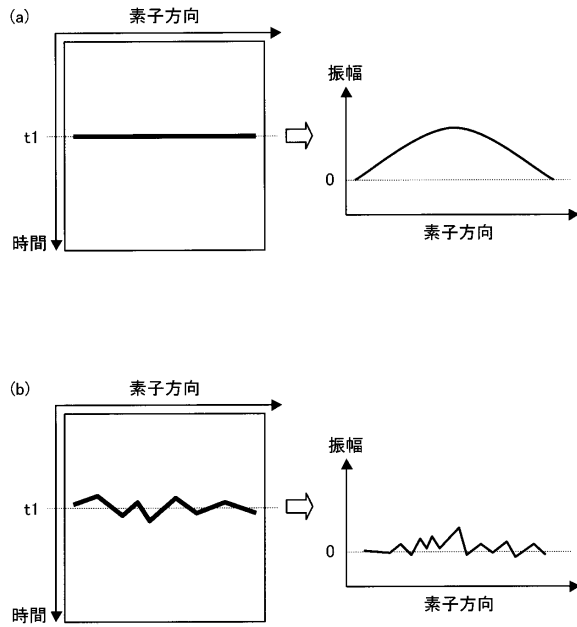
【図1】



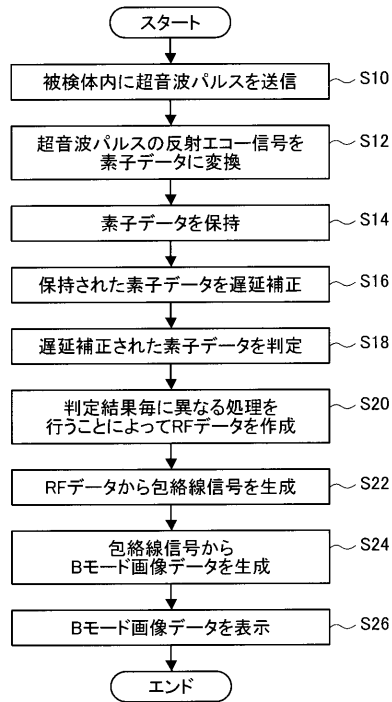
【図2】



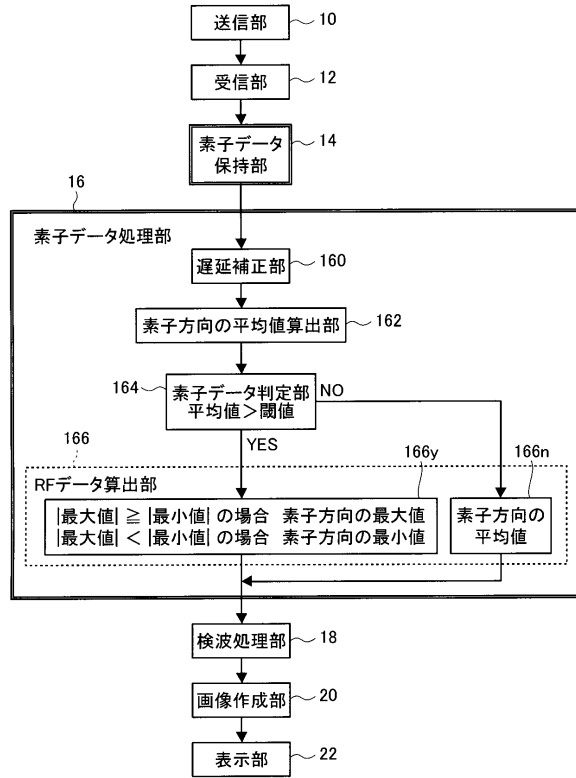
【図3】



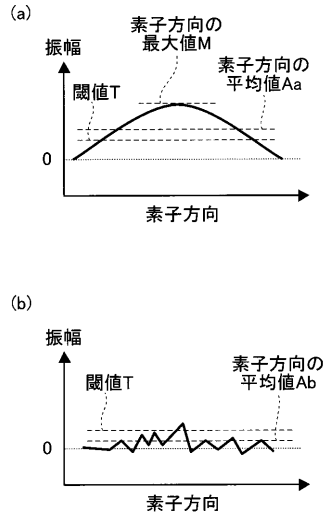
【図4】



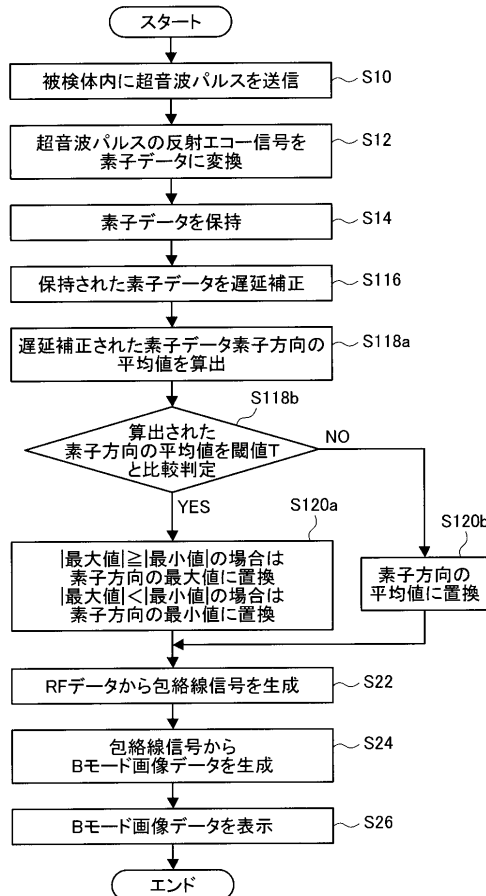
【図5】



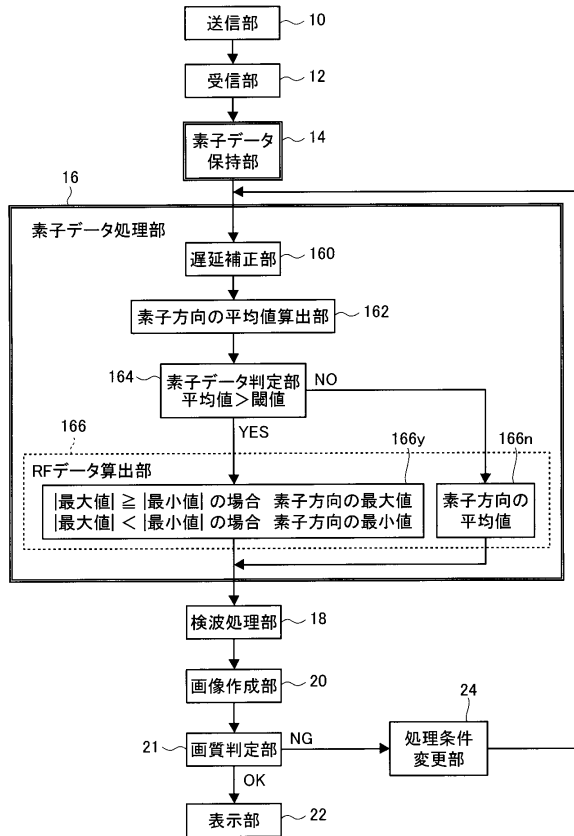
【図6】



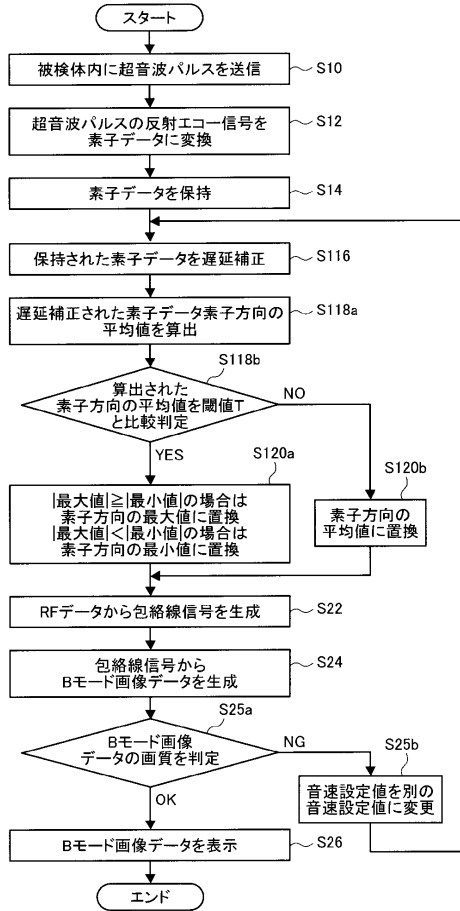
【図7】



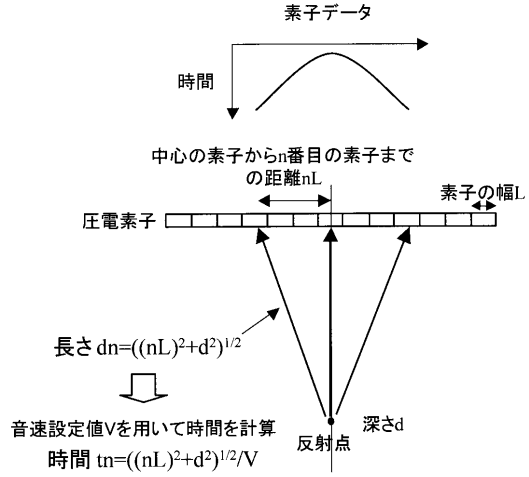
【図8】



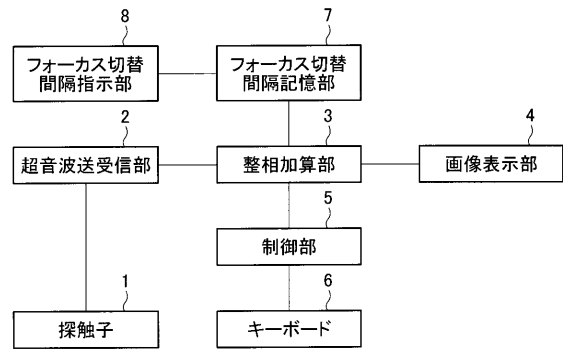
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2001-252276(JP,A)
特開2009-279306(JP,A)
特開2009-142680(JP,A)
特開2008-212441(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和数据处理方法		
公开(公告)号	JP5902558B2	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	JP2012120010	申请日	2012-05-25
[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	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/58 G01S7/52049 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/00.ZDM A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH33 4C601/JB03 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/LL02		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2013244203A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在该超声波诊断装置和超声波诊断图像数据处理方法中，元件数据确定单元 (164) 将预设阈值 (T) 与由下式计算的元件数据的元件方向上的振荡值的平均值 (A) 进行比较。在元件方向上的平均值计算单元 (162) 的装置，RF数据计算单元 (166) 执行其中采用振荡值的绝对值最大的元件数据作为RF的处理。当平均值 (A) (Aa) 大于阈值 (T) 时，没有定相或相加的数据。同时，当平均值 (A) (Ab) 等于或低于阈值 (T) 时，RF数据计算单元 (166) 执行其中元素方向上的所有振荡值的平均值的处理。采用元素数据作为RF数据，无需定相或相加。

(21) 出願番号	特願2012-120010 (P2012-120010)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年5月25日 (2012. 5. 25)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-244203 (P2013-244203A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成25年12月9日 (2013. 12. 9)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年11月17日 (2014. 11. 17)		弁理士 渡辺 望俊
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	山本 拓明
			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

最終頁に続く