

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-175132

(P2018-175132A)

(43) 公開日 平成30年11月15日(2018.11.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-76413 (P2017-76413)
(22) 出願日 平成29年4月7日(2017.4.7)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110000350
ポレール特許業務法人
(72) 発明者 脇 康治
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(72) 発明者 栗原 浩
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 DD19 EE04 EE06 JB22 JB24
JB31 JB41 JC21 KK02 KK24
KK25

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】 エラストグラフィにおけるサンプリング処理を好適化し、弾性画像にアーチファクトが生じることを防ぐことができる。

【解決手段】 反射エコー信号を第1のサンプリングレートでデジタル化する受信部20と、該デジタル化された前記反射エコー信号を直交検波して直交検波後の信号を生成する直交検波部31と、前記被検体に対する圧迫の前後にて、1対の直交検波後の信号を取得し、取得した前記1対の直交検波後の信号に基づいて、該圧迫の前後の被検体内各組織の変位情報を求める変位計測部36と、被検体の弾性画像を構成する弾性画像構成部40を備えた超音波診断装置において、直交検波後の信号について、前記第1のサンプリングレートと異なる第2のサンプリングレートにダウンサンプリングするダウンサンプリング部32を備える。

【選択図】 図1

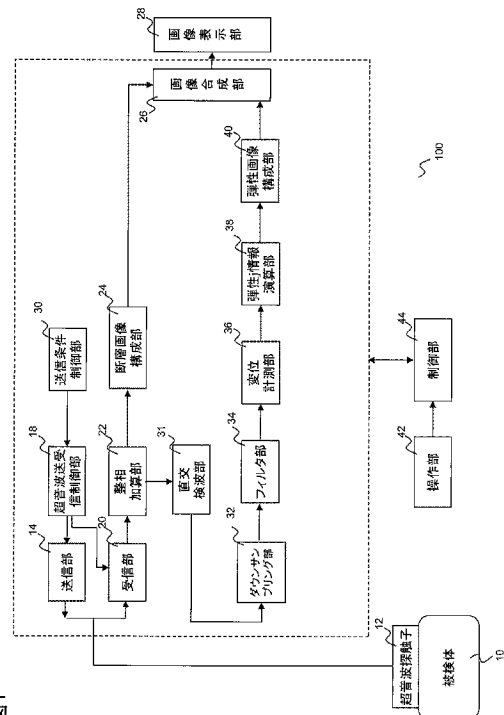


図1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して前記被検体に超音波を繰り返し送信する送信部と、前記被検体が発生する反射エコー信号を、前記超音波探触子を介して受信するとともに、第 1 のサンプリングレートでデジタル化する受信部と、該デジタル化された前記反射エコー信号を直交検波して直交検波後の信号を生成する直交検波部と、前記被検体に対する圧迫の前後にて、1 対の直交検波後の信号を取得し、取得した前記 1 対の直交検波後の信号に基づいて、該圧迫の前後の前記被検体内各組織の変位情報を求める変位計測部と、該変位情報に基づいて、前記被検体の弾性情報を生成する弾性情報演算部と、前記弾性情報に基づいて、前記被検体の弾性画像を構成する弾性画像構成部を備えた超音波診断装置において、

10

前記直交検波後の信号について、前記第 1 のサンプリングレートと異なる第 2 のサンプリングレートにダウンサンプリングするダウンサンプリング部をさらに備え、前記変位計測部は、該ダウンサンプリングされた信号より前記変位情報を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記変位計測部は、前記 1 対の直交検波後の信号より求めた包絡線信号を、相対的に超音波ビームの軸方向に設定間隔ずつ順次移動させながら、前記圧迫前後の包絡線信号の相関計算を行い、その相関係数の最大位置になる相関最大位置および、該相関最大位置における直交検波後の信号の位相差を求める相関演算部を備え、前記設定間隔は、前記超音波の受信中心周波数又は、前記第 2 のサンプリングレートに基づいて定められることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記第 2 のサンプリングレートは、前記送信もしくは受信における中心周波数、最大音圧周波数、あるいは設定周波数に基づいて定められることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記中心周波数は、前記超音波探触子の種類に応じて、定められることを特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記被検体への圧迫は、前記被検体への前記超音波探触子での圧迫、解放動作、あるいは前記被検体の心拍動、脈拍動を含む不随意運動、あるいは音響放射圧に基づいた組織変位のいずれか一つ以上により行われることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記ダウンサンプリング部によりダウンサンプリングが行われた信号を狭帯域にフィルタリング処理を行うフィルタを備え、該フィルタの中心周波数が、前記超音波の受信中心周波数、あるいは、前記第 2 のサンプリングレートと関連付けられて定められていることを特徴とする請求項 1 乃至から 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記送信部による超音波の送信を制御する送信条件制御部を更に備え、該送信条件制御部が、前記送信部を、前記超音波の送信を多波数送信するよう制御することにより、前記弾性画像の画質を改善することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

被検体との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を繰り返し送信する送信部と、前記被検体が発生する反射エコー信号を、前記超音波探触子を介して受信するとともに、第 1 のサンプリングレートでデジタル化する受信部と、該デジタル化された前記反射エコー信号を直交検波して直交検波後の信号を生成する直交検波部と、前記被検体に対する圧迫の前後にて、1 対の直交検波後の信号を取得し、取得した前記 1 対の直交検波後の信号に基づいて、該圧迫の前後の前記被検体内各組織の変位情報を求める変位計測部と、該変位情報に基づいて、前記被検体の弾性情報を

50

生成する弾性情報演算部と、前記弾性情報に基づいて、前記被検体の弾性画像を構成する弾性画像構成部を備えた超音波診断装置において、

前記送信部による超音波の送信を制御する送信条件制御部を更に備え、該送信条件制御部が、前記送信部を、前記超音波の送信を多波数送信するように制御することにより、前記弾性画像の画質を改善することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置を用いた超音波診断システム。

【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、複合自己相関法又は拡張複合自己相関法を用いたエラストグラフィにおけるサンプリング処理を好適化し、画質を向上させる技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信し、これにより得られた受信信号に基づいて、超音波画像を形成する装置である。

【0003】

超音波診断装置において近年発展してきた技術に、エラストグラフィによる撮像法がある。エラストグラフィにおける手法の一つに、体表から静的な圧力を加えて組織をわずかに圧迫変形させ、その際に生じる組織内部の歪みを超音波により計測し、歪みから組織の弾性特性を評価するものもある。(これを、一般的にストレインエラストグラフィとも呼ぶ。)

このようなストレインエラストグラフィにおける従来技術に、特許文献1記載の従来技術がある。特許文献1では、上記ストレインエラストグラフィにおける画像化の計算を高速化するための技術が開示されている。ストレインエラストグラフィでは被検体への圧迫の前後で組織の行く先を追跡して変位を求めなければならないが、具体的に特許文献1では、エラストグラフィにおける変位の推定を、2段階に分け、画像化処理の高速化を図っている。

【0004】

すなわち、加圧前後で得られた2種類のRF信号を直交検波して生成した複素信号から作られた包絡線信号を、超音波の2分の1波長ずつずらしながら相関係数を求め、該相関係数が最大となる位置情報に基づいて、大変位を推定するステップと、該大変位をずらした位置関係にある2種類のRF信号の位相差に基づいて、小変位を推定するステップとに分け、最終的にこれらを合成することにより、ダイナミックな変位推定法を提案している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第4221555公報

【特許文献 2】特公平6 51039公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明者らは、上記従来技術を検討した結果、次の問題点に気がついた。

すなわち、加圧前後で得られた2種類の包絡線信号を、互いに超音波の2分の1波長ずつずらしながら相関係数を求める際に、シフトさせる量(2種類の包絡線信号の横軸(時間軸)のシフト量)を、超音波診断装置固有のサンプリング周波数(サンプリングクロック)のままで定めると、エラストグラフィの画像化にとって必ずしも好ましくない結果を引き起こすことに気がついた。これは、位相差に基づいて、小変位を推定しているが、位相情報は受信信号の質の影響を受けやすいため、振動子の周波数特性や送信条件などに左右される

10

20

30

40

50

からである。

【0007】

具体的に、特許文献1記載の技術は、上記大変位と小変位とを合成して、各組織の行く末である変位を合成して合成変位として求めているが、小変位は、受信信号の2分の1波長内の範囲の値で比較的正確に求まるのに対して、大変位は、2分の1波長単位で、後述するテンプレートをシフトさせながら、求めるものである。この時、超音波診断装置それ自体に通常内蔵されているA/D変換器等を司るクロック(サンプリングレート)を用いて、該テンプレートをシフトさせ大変位を求めると、大変位、小変位それぞれの周波数に基づいた推定量間で誤差が生じ、変位合成時に不連続点が生じ、結果として弾性画像にアーチファクトが生じる問題があった。

10

【0008】

そこで、本発明は、複合自己相関法又は拡張複合自己相関法を用いたエラストグラフィにおけるサンプリング処理を好適化し、使用する受信周波数の2分の1波長単位のサンプリングレートで包絡線信号をシフトさせ、大変位が求められるようにすることにより、弾性画像にアーチファクトが生じることを防ぐことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して前記被検体に超音波を繰り返し送信する送信部と、前記被検体が発生する反射エコー信号を、前記超音波探触子を介して受信するとともに、第1のサンプリングレートでデジタル化する受信部と、該デジタル化された前記反射エコー信号を直交検波して直交検波後の信号を生成する直交検波部と、前記被検体に対する圧迫の前後にて、1対の直交検波後の信号を取得し、取得した前記1対の直交検波後の信号に基づいて、該圧迫の前後の前記被検体内各組織の変位情報を求める変位計測部と、該変位情報に基づいて、前記被検体の弾性情報を生成する弾性情報演算部と、前記弾性情報に基づいて、前記被検体の弾性画像を構成する弾性画像構成部を備えた超音波診断装置において、前記直交検波後の信号について、前記第1のサンプリングレートと異なる第2のサンプリングレートにダウンサンプリングするダウンサンプリング部をさらに備え、前記変位計測部は、該ダウンサンプリングされた信号より前記変位情報を求めることを特徴とするものとする。

20

30

【0010】

これにより、複合自己相関法又は拡張複合自己相関法を用いて、エラストグラフィを行う場合におけるサンプリング処理を好適化し、例えば、使用する受信周波数の2分の1波長単位のサンプリングレートで包絡線信号をシフトさせ、大変位が求められるようにすることにより、弾性画像にアーチファクトが生じることを防ぐことができる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、複合自己相関法又は拡張複合自己相関法を用いたエラストグラフィにおけるサンプリング処理を好適化し、使用する受信周波数の2分の1波長単位のサンプリングレートで包絡線信号をシフトさせ、大変位が求められるようにすることにより、弾性画像にアーチファクトが生じることを防ぐことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の超音波診断装置の構成概略図

【図2】実施例1にかかわる変位計測部36における複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法の大枠(あるいは一部)を説明するための図

【図3】図2におけるRF信号の配置方向を90度回転して、さらに拡大して示した図であり、RF信号に基づいて変位分布を求める複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法の原理の一部を説明するための図

【図4】25.0MHzのA/Dサンプリングを行った場合について、そのまま超音波診断装置固有

50

のサンプリングレートを用いた場合、どの周波数が、エラストグラフィにおける変位の算出に適用可能かを示した図

【図5】実施例1における解決策を説明するための図

【図6】実施例1において、RF信号フレームデータを、ダウンサンプリング部32で小数点の間引いた結果、弾性画像を生成するために用いる超音波の周波数に対応できたことを表す表

【図7】実施例1に係る超音波診断装置を用いたエラストグラフィによる撮像の動作を示すフローチャート

【図8】ステップ75における弾性画像の撮像の際のデータの流れを説明するフローチャート

【図9】実施例2を説明するための図

【図10】実施例3を説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明に係る超音波診断装置について説明する。

【実施例1】

【0014】

図1は、本発明の実施例1に係る超音波診断装置の構成概略図である。

図1に示すように、実施例1に係る超音波診断装置100は、被検体10に当接させて用い、被検体10との間で超音波信号を送受信する超音波探触子12と、超音波探触子12を介して被検体10に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部14と、被検体10から発生する時系列の反射エコー信号(RF信号)を超音波探触子12を介して受信するとともに、第1のサンプリングレートでデジタル化する受信部20と、送信部14と受信部20を制御する超音波送受信制御部18と、受信された反射エコー信号を整相加算してRF信号フレームデータを時系列に生成する整相加算部22と、整相加算部22で生成されたRF信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する断層画像構成部24と、断層画像と他の画像(例えば弾性画像)を合成する画像合成部26と、画像合成部26から出力される画像を表示する画像表示部28と、送信部14による超音波の送信条件を制御する送信条件制御部30と、整相加算部22で得られたRF信号フレームデータ(デジタル化された反射エコー信号)を直交検波して直交検波後の信号を生成する直交検波部31と、直交検波部31で生成された信号を、デシメーションフィルタ等による小数点間引き処理により、エラストグラフィにおける超音波送受設定周波数に合わせた間隔である所定間隔(好ましくは1/2波長単位)でリサンプリングを行うダウンサンプリング部32と、ダウンサンプリング部32でダウンサンプリングが行われた信号に、各種フィルタリング処理を行うフィルタ部34と、複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法により、圧迫によって生じた組織内部の変位分布(変位情報)を組織圧縮前後の包絡線信号(あるいはRF信号)から2次元相関関数を用いたテンプレートマッチングを用い推定し、テンプレートの移動とRF信号の位相差から変位を推定する、言い換えれば、直交検波後の信号を被検体10に対する圧迫の前後について1対取得したものに基づいて、該圧迫の前後の被検体10内各組織の変位情報を求める変位計測部36と、変位計測部36で計測された変位分布(変位情報)に基づいて、被検体10の弾性情報を生成する弾性情報演算部38と、弾性情報演算部38で演算した弾性情報に基づいて被検体10の弾性画像を構成する弾性画像構成部40と、操作者が操作するための操作部42と、操作部42の操作に応じて各構成要素を制御する制御部44とを備えている。

【0015】

図1で示す破線は、超音波診断装置の本体を示すものである。

【0016】

超音波探触子12は、複数の振動子を配設して形成されており、接触させた被検体10に振動子を介して超音波を送受信する。送信部14は、超音波探触子12を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点のある深さに設定し、超音波探触子12を介して被検体10に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する。

【 0 0 1 7 】

受信部20は、被検体10から発生する時系列の反射エコー信号を超音波探触子12を介して受信し、受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号(受波信号)を生成する機能やデジタル信号に変換するA/D変換器を有している。

【 0 0 1 8 】

超音波送受信制御部18は、送信部14及び受信部20を制御し、超音波探触子12を介して被検体10に対して超音波を送受信させる。

【 0 0 1 9 】

整相加算部22は、受信部20で受信された反射エコー信号を整相加算する。その際、整相加算部22は、受信部20で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成して超音波断層データであるRF信号フレームデータを時系列に生成する。

10

【 0 0 2 0 】

断層画像構成部24は、被検体10の断層部位のデータ、具体的には整相加算部22からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い、断層画像データ(例えば、被検体10の白黒の濃淡断層画像)を構成する。また、断層画像構成部24は、図示はしないが、複数の断層画像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。フレームメモリに記憶された被検体10内の断層画像データが1画像として取得され、取得された断層画像データがテレビ同期で読み出される。

20

【 0 0 2 1 】

送信条件制御部30は、送信部14による超音波の送信条件を制御する。

【 0 0 2 2 】

直交検波部31は、整相加算部22で得られたRFフレームデータを直交検波した信号を生成する。

【 0 0 2 3 】

ダウンサンプリング部32は、直交検波部31で得られた信号を、デシメーションフィルタ等による小数点間引き処理により、エラストグラフィにおける超音波送受の設定周波数の2分の1波長単位でリサンプリングを行う。言い換えれば、ダウンサンプリング部32は、直交検波後の信号について、第1のサンプリングレートと異なる第2のサンプリングレートにダウンサンプリングするものである。ただし、この第2のサンプリングレートは、超音波の送信もしくは受信における中心周波数、最大音圧周波数、あるいは設定された設定周波数に基づいて定めれば良いと考えられるものであり、中心周波数は、超音波探触子の種類に応じて、定めれば良い。

30

【 0 0 2 4 】

フィルタ部34は、ダウンサンプリング部32でダウンサンプリングが行われた直交検波後の信号に、各種フィルタリング処理を行う。変位計測部36は、複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法により、圧迫前後の包絡線信号(あるいはRF信号)に基づいて、被検体の各組織の変位を推定する。具体的には、例えば、変位計測部36は、圧迫によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のRF信号の包絡線信号を所定間隔(所定のシフト量)ずつ時間軸方向に移動させながら相関計算を行う。そして、相関係数が最大となる移動量より、圧迫前後での組織の移動量のおおまかな値である大変位を算出する。

40

【 0 0 2 5 】

次に、大変位だけRF信号を移動させた場合でのRF信号そのものの位相差より、圧迫の前後で組織の移動量の詳細な値である微小な変位(小変位)を算出する。そして、大変位と小変位から真の変位を求め、各計測点についてこの処理を行い、変位分布を求める。

【 0 0 2 6 】

すなわち、変位計測部36は、ダウンサンプリングされた信号より変位情報を求めるものであり、一对の直交検波後の信号より求めた包絡線信号を、相対的に超音波ビームの軸方向に設定間隔ずつ順次移動させながら、圧迫前後の包絡線信号の相関計算を行い、その相

50

関係数の最大位置になる相関最大位置および、該相関最大位置における直交検波後の信号の位相差を求める相関演算部(図示せず。)を備えている。そして、好ましくは、その設定間隔は、超音波の受信周波数に基づいて定められている。更に好ましくは、上述の第2のサンプリングレートに関連づけて定められているものである。

【0027】

弾性情報演算部38は、選択されたRF信号フレームデータを用いて変位計測部36で計測された生体組織の変位情報に基づいて断層画像上の各計測点に対応する生体組織の歪み、弾性フレームデータや、弾性率を演算する。なお、生体組織の歪みや弾性率を演算する際、弾性情報演算部38は、圧力計測部(図示せず)から出力される圧力値も加味している。

【0028】

このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量、例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を歪みの変化で除することによって算出される。例えば、変位計測部36により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部(図示せず)により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $S(X)$ は、 $L(X)$ を空間微分することによって算出することができるから、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = P(X) / S(X)$ という式によって求められる。このヤング率 Y_m から断層画像の各計測点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じる歪みに対する比である。

【0029】

弾性画像構成部40は、弾性情報演算部38で求めた歪み又は弾性率に基づいて断層部位における弾性画像を構成する。弾性画像構成部40は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性フレームデータをフレームメモリに記憶し、記憶された弾性フレームデータに対し画像処理を行うようになっている。

【0030】

また、弾性画像構成部40は、弾性フレームデータに色相情報を付与する機能を有しており、弾性フレームデータに基づいて光の3原色である赤(R)、緑(G)、青(B)を付した画像データに変換する。例えば、弾性画像構成部40は、歪みが大きい弾性フレームデータを赤色コードに変換し、歪みが小さい弾性フレームデータを青色コードに変換する。

【0031】

画像合成部26は、フレームメモリと、画像合成処理部と、画像選択部(それぞれ図示せず。)を備えて構成されており、ブレンディングに代表されるような手法にて断層画像と弾性画像の合成画像又は並列画像を作成する。フレームメモリは、断層画像構成部24からの断層画像データと弾性画像構成部40からの弾性画像データとを記憶する。また、画像合成処理部は、フレームメモリに記憶された断層画像データと弾性画像データとを合成割合を変更して合成する。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性画像の各情報を合成割合で加算したものとなる。

【0032】

さらに、画像選択部は、フレームメモリ内の断層画像データと弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから表示する画像を選択し、画像表示部28に表示させる。なお、画像合成部26は、操作部42を介して設定された画像表示条件等に基づいて制御部44によって制御されている。制御部44は、操作部42の操作に応じて各構成要素を制御するものである。操作部42は、マウス、キーボード、トラックボール、タッチペン、ジョイスティック等の操作デバイスを備えており、画像表示条件等の設定を行うことができる。

【0033】

画像表示部28は、画像構成部26の画像合成部により選択された断層画像及び弾性画像等の画像を表示する。

【0034】

次に、図2は、実施例1にかかわる変位計測部36における複合自己相関法あるいは拡張復合自己相関法の大枠(あるいは一部)を説明するための図である。この方法は、圧迫によっ

10

20

30

40

50

て生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のRF信号(またはRF信号の包絡線)から2次元相関関数を用いたテンプレートマッチングにより、テンプレートの移動とRF信号の位相差から変位を推定する手法である。

【0035】

まず、図2は、被検体10a、10bに超音波探触子12a、12bを当接させて、圧迫する前(図2(a))と圧縮した後(図2(b))において、超音波探触子12a、12bからRF信号が受信される様子を示したものである。図2(a)の左側の圧迫前の例では、RF信号中被検体10aの特徴部分である山の部分51aが、超音波探触子12aから所定の時間を経て取得されるのに対して、図2(b)の右側の圧迫後の例では、RF信号中被検体10bの特徴部分である山の部分51bが、超音波探触子12aから所定の時間より短い時間を経て取得されることがわかる。この時間差 t を音速で除することにより、被検体10a、10bの特徴部分の真の変位 $d(t)$ を求めることができる。

10

【0036】

図3は、図2におけるRF信号の配置方向を90度回転して、さらに拡大して示した図である。

【0037】

図3により、RF信号に基づいて変位分布を求める複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法の原理の一部を説明している。ただし、図3(a)は、圧迫前のRF信号を示し、図3(b)は、圧迫後のRF信号を示している。

【0038】

また、図3において、点線で示した波形52は、RF信号より得られた包絡線信号の波形を示し、実線で示した波形53は、RF信号そのものの波形を示している。複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法では、まず、圧縮前と圧縮後に得られた2つのRF信号に対して、直交検波を行い得られた信号から、2つの包絡線信号を得る。次に、得られた2つの包絡線信号を所定間隔(所定のシフト量)ずつ(例えば、2分の1波長ずつ)時間軸方向に移動させ(シフトさせ)、相関計算を行う。

20

【0039】

そして、相関係数が最大となるときの移動量より、圧縮の前後で組織の移動量のおおまかな値である大変位を算出する。次に、大変位を求めたときの2つのRF信号の位置関係でのRF信号そのもの位相差より、圧縮の前後で組織の移動量の詳細な値である微小な変位(小変位)を算出する。

30

そして、大変位と小変位から真の変位 $d(t)$ を求める。このような処理を各計測点について行い変位分布を推定する手法が複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法の一部の概略である(詳しくは、特許文献1の[0034]から[0036]参照)。

【0040】

次に、実施例1の主要部分であるダウンサンプリングについて説明する。図4は、従来技術の課題を説明するための図である。図4は、25.0MHzのA/Dサンプリングを行った場合について、この超音波診断装置固有のサンプリングレートをそのままエラストグラフィにおける変位の算出に用いた場合、どの周波数が、適用可能かを示した図である。

【0041】

例えば、A/Dサンプリングレート25.0MHzで得られたRF信号フレームデータを整数間引き1で間引いた場合、12.5MHzが、変位計測部36で大変位を求める際にシフト量(例えば2分の1波長)を決める周波数となり、整数間引き2で整数間引いた場合、6.25MHzが、変位計測部36で大変位を求める際にシフト量(例えば2分の1波長)を決める周波数となることを示している。

40

【0042】

以下、順に、整数間引きが3、4、・・・9となったとき、変位計測部36で大変位を求める際にシフト量(例えば2分の1波長)を決める周波数が、4.17、3.13、・・・1.25となる(ただし、A/Dサンプリングに関する従来技術として、例えば、特公平6-51039参照)。

【0043】

50

ここで、弾性画像を生成するために用いる超音波の周波数と、A/Dサンプリングレートとは別々に決められているため、A/Dサンプリングレートを生成するためのサンプリングクロックをそのまま使うと、変位計測部36で大変位を求める際に大変位、小変位がそれぞれの周波数に基づいた推定量間で誤差が生じた。

【0044】

その結果、変位合成時に不連続点が生じ、結果として得られる弾性画像にアーチファクトが生じる問題があった。特に、弾性画像を生成するために用いる超音波の周波数が、 AH_z として決まっていた場合、その周波数で大変位を求める際には、ナイキストの定理との関係で2分の1波長ずつをシフト量とするのが良い。

【0045】

しかし、A/Dサンプリングレートを生成するためのサンプリングクロックをそのまま使うと、大変位を求める際に用いるシフト量が、プローブの周波数特性や送信条件などが支配的となる受信周波数を元とした2分の1波長で計算される $c/A/2$ と微妙に異なり、大変位と小変位の合成時に不連続点が形成される。 c は音速)。そのため、弾性画像を生成すると、画像上にエイリアシングのアーチファクトとして現れていた。

【0046】

そのため本発明に係る実施例1では、次のような解決策により、弾性画像を生成するために用いる超音波の周波数と、変位計測部36で大変位を求める際にシフト量とを合わせるようにする。

図5は、実施例1における解決策を説明するための図である。図5は、直交検波器31を介して得られた包絡線信号を示している。図5(a)は、実施例1において、ダウンサンプリング部32によりダウンサンプリングする前段階の包絡線信号を、A/Dサンプリングしたサンプルレートとともに表したものである。A/Dサンプリングで25MHzで受信した場合、波長 $30\mu\text{m}$ ごとに、サンプルが刻められていることがわかる。一方、図5(b)は、実施例1でダウンサンプリング部32でダウンサンプリングした後の包絡線信号を示している。この場合、ダウンサンプリング部32で小数点の間引き数(1.6)で間引いているため、所望の9.0MHzの2分の1波長の $85\mu\text{m}$ でサンプルが刻められていることがわかる。

【0047】

これによれば、弾性画像を生成するために用いる超音波の周波数が9.0MHzの場合に応じて、変位計測部36で大変位を求める際にシフト量を調整することが可能となる。そのため、画像表示部28で表示される弾性画像にアーチファクトが生じることを防ぐことができる。

【0048】

図6は、実施例1において、RFフレームデータを、ダウンサンプリング部32で小数点の間引いた結果、弾性画像を生成するために用いる超音波の周波数に対応できたこと表す表である。図6によれば、間引き数1.25により、10.00MHzに対応でき、間引き数1.39により、9.00MHzに対応でき、間引き数2.5により、5.0MHzに対応できたことがわかる。

【0049】

次に、実施例1に係る超音波診断装置を用いたエラストグラフィによる撮像の動作を示すフローチャートを、図7を用いて説明する。

【0050】

(ステップS71)

操作者は、超音波探触子12を、超音波診断装置100に接続する。

【0051】

(ステップS72)

操作者は、操作部42を操作して、断層画像の撮像開始を入力する。制御部44は、操作部42の入力に応じて、断層画像の撮像を開始する。

【0052】

(ステップS73)

操作者は、操作部42を操作して、エラストグラフィによる撮像の設定を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

(ステップ74)

制御部44は、ステップS71で接続した超音波探触子12の種類に応じて、予め決まっている周波数を設定する。

【 0 0 5 4 】

(ステップS75)

操作者は、操作部42を操作して、エラストグラフィによる撮像の開始を入力する。制御部44は、操作部42の入力に応じて、弾性画像の撮像を開始する。

【 0 0 5 5 】

次に、上記ステップS75における弾性画像の撮像の際のデータの流れを図8のフローチャートを用い、説明する。

10

【 0 0 5 6 】

(ステップS81)

受信部20は、被検体10から発生する時系列の反射エコー信号を受信する。

【 0 0 5 7 】

(ステップS82)

整相加算部22は、受信された反射エコー信号を整相加算してRF信号フレームデータを時系列に生成する。

【 0 0 5 8 】

(ステップS83)

直交検波部31は、RF信号フレームデータを直交検波し、複素信号を生成する。

20

【 0 0 5 9 】

(ステップS84)

ダウンサンプリング部32は、整相加算部22で得られた複素信号を、デシメーションフィルタ等による小数点間引き処理により、エラストグラフィにおける超音波送受設定周波数の1/2波長単位でリサンプリングを行うダウンサンプリングを行う。

【 0 0 6 0 】

(ステップS85)

フィルタ部34は、ダウンサンプリング部32でダウンサンプリングが行われた複素信号に、各種フィルタリング処理を行う。

30

【 0 0 6 1 】

(ステップS86)

変位計測部36は、複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法により、圧迫によって生じた組織内部の変位内部の変位分布を推定する。具体的には、組織圧迫前後のRF信号の包絡線信号(あるいはRF信号)からテンプレートを生成する。そして、2次元相関関数を用いたテンプレートマッチングにより、テンプレートの移動から大变位を、RFの位相差から小変位を推定して、これらから真の変位である合成変位を求める。

【 0 0 6 2 】

(ステップS87)

弾性情報演算部38は、変位計測部36で計測された変位から弾性情報を取得する。

40

【 0 0 6 3 】

(ステップS88)

弾性画像構成部40は、弾性情報演算部38で演算した弾性情報から弾性画像を構成する。

【 0 0 6 4 】

(ステップS89)

画像合成部26は、断層画像と弾性画像の合成画像又は並列画像を作成する。

【 0 0 6 5 】

(ステップS90)

画像表示部28は、断層画像及び弾性画像等の画像を表示する。

【 0 0 6 6 】

50

上記実施例1によれば、弾性画像を生成するために用いる超音波の周波数に応じて、複合自己相関法あるいは拡張復号自己相関法により大変位を求める際にシフト量を調整することが可能となる。そのため、画像表示部に表示される弾性画像にアーチファクトが生じることを防ぐことができる。

【0067】

本実施例において、被検体10への圧迫は、被検体10への超音波探触子12への圧迫、解放動作のみならず、被検体10の心拍動、脈拍動を含む不随意運動、あるいは音響放射圧に基づいた組織変位のいずれか一つ以上により行われても良い。

【実施例2】

【0068】

10

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。ただし、実施例2は、実施例1をさらに画質改善するための実施例であり、図9は、実施例2を説明するための図である。

【0069】

実施例1では、複合自己相関法あるいは拡張復号自己相関法において、得られる弾性画像にアーチファクトが生じるのを防ぐために、デジタル化された反射エコー信号の包絡線信号又は、反射エコー信号をダウンサンプリングした。その際、デシメーションフィルタ等による小数点間引き処理を行った。しかしながら、デシメーションフィルタ等による小数点間引き処理は、単純な整数間引き処理でないため、もともとデジタル化された際にサンプリングされていないタイミングにおけるデータを無理に補間処理によりぼかして求めるものである。

20

【0070】

そのため、実施例1で説明した複合自己相関法あるいは拡張復号自己相関法において、2段階で変位情報を求める際、より詳細な変位である小変位を求めるために必要な位相情報を、正確に求められないという課題があった。

【0071】

より具体的には、図9を用いて説明する。図9(a)は、ダウンサンプリング前のRF信号の周波数特性であるが、これによれば、ダウンサンプリング前のRF信号の周波数特性が、中心周波数(ここでは8MHz)を中心に、高周波側と低周波側で均等になっている。しかし、ダウンサンプリング後のRF信号の周波数特性である図9(b)によれば、ダウンサンプリング後のRF信号の周波数特性が、低周波側で高周波側より強く分布している。

30

【0072】

実施例2では、図1のフィルタ部34においてフィルタリングのために用いるフィルタに、超音波診断装置で、撮像のために用いた超音波の周波数を中心周波数とする狭帯域のフィルタ(例えば、バンドパスフィルタ)を更に加える。これにより、フィルタ部34においてフィルタリング後の周波数分布が、再び、超音波の中心周波数を中心に高周波側と低周波側で均等になっている(図9(c))。

【0073】

本実施例によれば、ダウンサンプリング部32によりダウンサンプリングが行われた信号を狭帯域にフィルタリング処理を行うフィルタを備え、該フィルタの中心周波数が、前記超音波の受信中心周波数となっている。あるいは、該フィルタの中心周波数が、上述の実施例1における第2のサンプリングレートと関連付けられて定められても良い。

40

【0074】

本実施例では、上述のように、フィルタ部34においてフィルタリングのために用いるフィルタに、超音波診断装置で、撮像のために用いた超音波の周波数を中心周波数とする狭帯域のフィルタを更に加えたので、実施例1でダウンサンプリングをした際に生じた位相情報の劣化が、得られる弾性画像に反映されにくくなる。

【実施例3】

【0075】

次に、本発明に係る超音波診断装置の実施例3について説明する。ただし、実施例3は、

50

実施例1や実施例2と同様に、エラストグラフィにおける画質を改善するための実施例であるが、そのアプローチが若干異なる。

【0076】

図10は、実施例3を説明するための図である。

【0077】

図10において、図10(a)は、通常の超音波送信を示し、波数1の超音波を送信する例である。この場合、送信したり受信する超音波は、図10(b)のように広帯域となり、本発明で従来技術等で述べた課題が生じ、実施例1あるいは実施例2のように解決してきた。

【0078】

実施例3では、図1において超音波送受信制御部18に接続された送信条件制御部30を用い、図10(c)のように多波数にて送信(図は5波の例)を行う。これにより、送受の超音波の超音波特性が、図10(d)のように狭帯域となる。

【0079】

すなわち、本実施例3では、送信部14による超音波の送信を制御する送信条件制御部30を用い、該送信条件制御部30が、前記送信部14を、前記超音波の送信を多波数送信するように制御することにより、前記弾性画像の画質を改善することを特徴とする。

【0080】

これによっても、受信信号そのものが狭帯域となる。そのため、RF信号の位相差に基づいて、小変位を推定している際に用いる位相情報が、受信信号の特性(振動子の周波数特性や送信条件)などによって影響を受けることを最小限とすることができ、その点で、実施例1や実施例2と同様に、エラストグラフィにおける画質を改善する利点があると考えられる。

【0081】

本発明は、上述してきたような実施例に限定されることなく、種々変形して実施可能であることは言うまでもない。特に、実施例2は実施例1の更なる画質改善の実施例、実施例3は実施例1や実施例2の別のアプローチとして述べてきたが、各実施例の技術的事項は、独立してでも実施可能であるし、上述した組み合わせ以外の組み合わせ(例えば、実施例2と実施例3の組み合わせや、実施例1から3すべての組み合わせ)で組み合わせても良いことは言うまでもない。

【0082】

例えば、実施例3単独の技術についての超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を繰り返し送信する送信部と、前記被検体が発生する反射エコー信号を、前記超音波探触子を介して受信するとともに、第1のサンプリングレートでデジタル化する受信部と、該デジタル化された前記反射エコー信号を直交検波して直交検波後の信号を生成する直交検波部と、前記被検体に対する圧迫の前後にて、1対の直交検波後の信号を取得し、取得した前記1対の直交検波後の信号に基づいて、該圧迫の前後の前記被検体内各組織の変位情報を求める変位計測部と、該変位情報に基づいて、前記被検体の弾性情報を生成する弾性情報演算部と、前記弾性情報に基づいて、前記被検体の弾性画像を構成する弾性画像構成部を備えた超音波診断装置において、前記送信部による超音波の送信を制御する送信条件制御部を更に備え、該送信条件制御部が、前記送信部を、前記超音波の送信を多波数送信するように制御することにより、前記弾性画像の画質を改善することを特徴とする超音波診断装置として表されることは言うまでもない。

【0083】

また、上述の実施例では、複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法の大枠の一部の説明をしたが、本発明における技術内容の詳細は、特許文献1に記載されている内容を含むことはもちろんであるが、複合自己相関法あるいは拡張複合自己相関法に類するその他のエラストグラフィにおける技術にも、本発明は適用できることは言うまでもない。

【0084】

また、A/Dサンプリングに関する従来技術、超音波診断装置固有のサンプリング周波数(

10

20

30

40

50

サンプリングクロック)の詳細の記述として、特許文献2を例示し、特に図1では図示しな
 がったが、従来から用いられているサンプリングクロックを図1に図示しても良いことは
 言うまでもなく、特許文献2以外にも、周知技術として種々あることはもちろんである。

【0085】

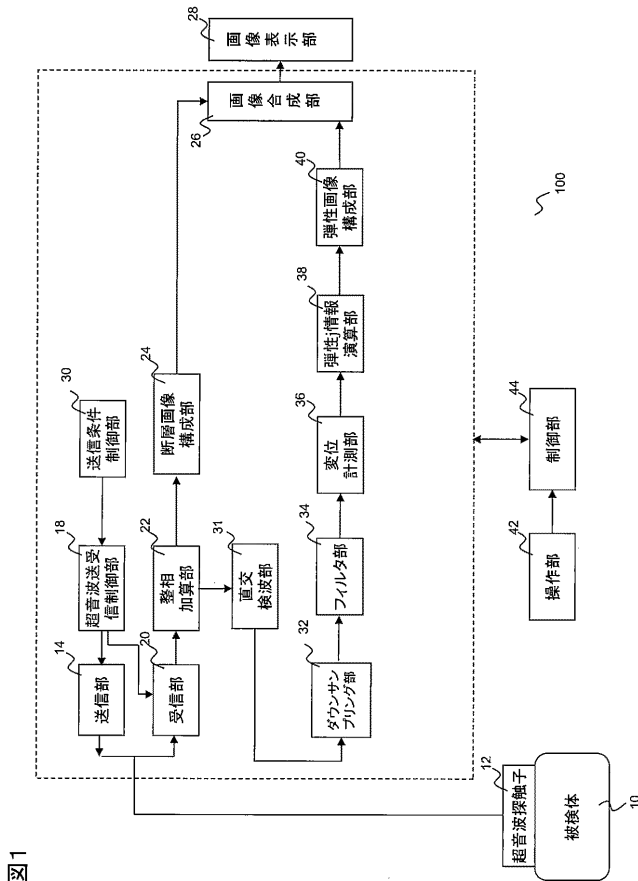
また、本発明は超音波診断装置そのもののみならず、超音波診断装置を構成する各種機
 器を含んだ超音波診断システムにも適用可能であることは言うまでもない。

【符号の説明】

【0086】

12 超音波探触子、14 送信部、18 超音波送受信制御部、20 受信部、22 整相加算
 部、24 断層画像構成部、26 画像合成部、28 画像表示部、31 直交検波部、32 ダウ
 ンサンプリング部、34 フィルタ部、36 変位計測部、38 弾性情報演算部、40 弾性画
 像構成部

【図1】



【図2】

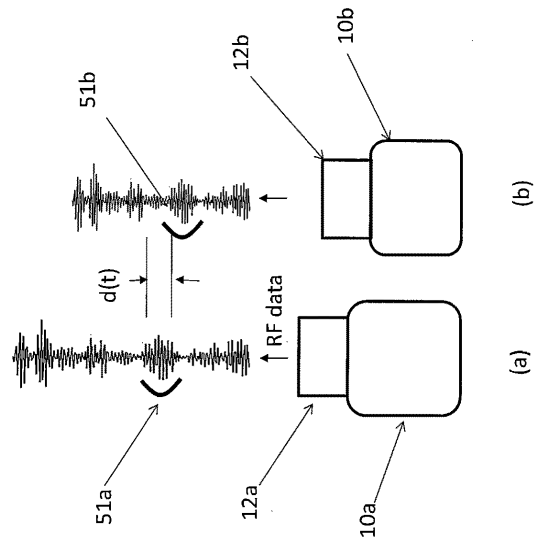
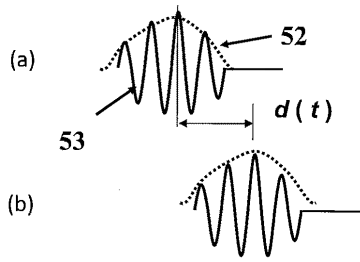


図2

【 図 3 】
図3



【 図 4 】
図4

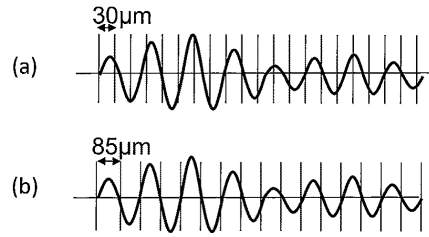
間引き数 (整数)	対応周波数 [MHz]
1	12.50
2	6.25
3	4.17
4	3.13
5	2.50
6	2.08
7	1.79
8	1.56
9	1.39
10	1.25

【 図 6 】
図6

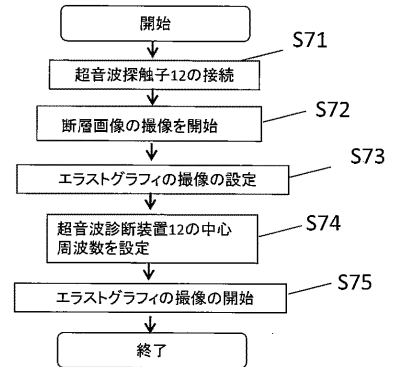
間引き数 (小数)	対応周波数 [MHz]
1	12.50
1.25	10.00
1.39	9.00
2	6.25
2.5	5.00
3	4.17
4	3.13
5	2.50
6	2.08
7	1.79
8	1.56
9	1.39
10	1.25



【 図 5 】
図5

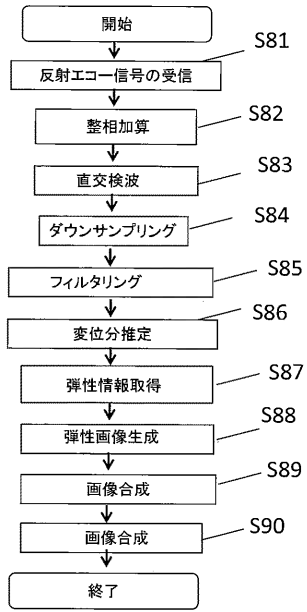


【 図 7 】
図7



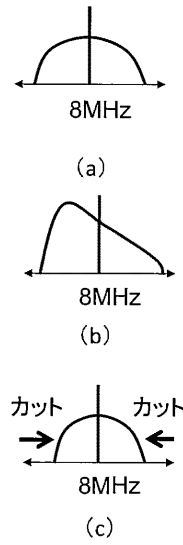
【 図 8 】

図8



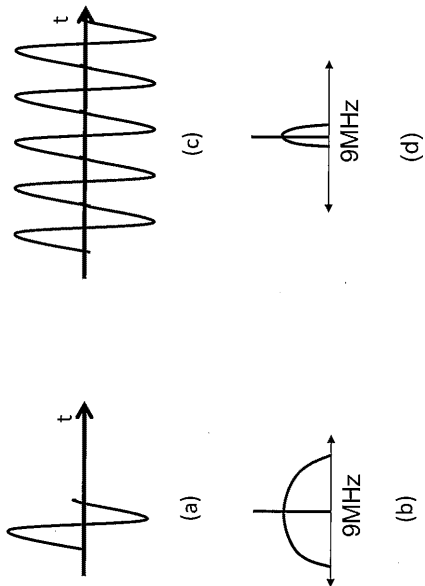
【 図 9 】

図9



【 図 10 】

図10



专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2018175132A	公开(公告)日	2018-11-15
申请号	JP2017076413	申请日	2017-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	脇康治 栗原浩		
发明人	脇 康治 栗 原 浩		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB41 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：优化弹性成像中的采样处理并防止弹性图像中出现伪影。一接收单元20，用于以第一采样率，用于通过正交检测产生正交检测波后的信号的反射回波信号数字化的正交检测单元31数字化该反射回波信号，相对于所述主体在压缩之前和之后，获得并获得正交检测之后的一对信号和一正交检测信号的基础上包括所述位移测量部36，用于获得对象的位移信息在每个组织之前和之后的压缩，所述弹性图像构成部40构成被检体的弹性图像后上在超声波诊断装置中，相对于正交检测后的信号，第一采样率和并且下采样单元32执行下采样到不同的第二采样率。发明背景

