

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/077916

発行日 平成30年8月9日 (2018.8.9)

(43) 国際公開日 平成29年5月11日 (2017.5.11)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

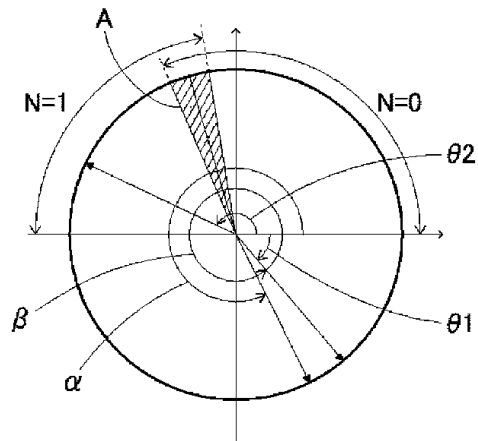
出願番号 特願2017-548722 (P2017-548722)	(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/081733	
(22) 国際出願日 平成28年10月26日 (2016.10.26)	
(31) 優先権主張番号 特願2015-215611 (P2015-215611)	(74) 代理人 100080159 弁理士 渡辺 望穂
(32) 優先日 平成27年11月2日 (2015.11.2)	(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生
	(72) 発明者 宮地 幸哉 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 DD19 EE09 HH04 JB24 JB26 JB28 JB34 JB51 KK13

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する送受信部と、送受信部で生成された受信データを第1の中心周波数および第1の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第1の複素データを生成し且つ受信データと同一のデータを第1の中心周波数より低い第2の中心周波数および第2の遮断周波数を用いて直交検波して第2の複素データを生成する複素データ生成部と、第1の複素データおよび第2の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いてBモード画像を生成するBモード処理部と、第1の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第1の位相差を演算し且つ第2の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第2の位相差を演算する位相差演算部と、第2の位相差を用いて第1の位相差を補正する位相差補正部と、補正された第1の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算する変位量演算部とを備える。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する送受信部と、

前記送受信部で生成された前記受信データを第 1 の中心周波数および第 1 の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第 1 の複素データを生成し且つ前記受信データと同一のデータを前記第 1 の中心周波数より低い第 2 の中心周波数および第 2 の遮断周波数を用いて直交検波して第 2 の複素データを生成する複素データ生成部と、

前記第 1 の複素データおよび前記第 2 の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いて B モード画像を生成する B モード処理部と、

前記第 1 の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第 1 の位相差を演算し且つ前記第 2 の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第 2 の位相差を演算する位相差演算部と、

前記第 2 の位相差を用いて前記第 1 の位相差を補正する位相差補正部と、

補正された前記第 1 の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算する変位量演算部と

を備える超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記第 1 の遮断周波数が、前記第 2 の遮断周波数より高い請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記第 2 の位相差に基づいて、前記第 1 の位相差の折り返し回数を決定する折り返し回数決定部をさらに備えた請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記折り返し回数決定部は前記第 1 の中心周波数、前記第 2 の中心周波数、前記第 1 の遮断周波数および前記第 2 の遮断周波数に基づいて少なくとも 1 つの折り返し回数の候補を求め、前記少なくとも 1 つの折り返し回数の候補から前記第 1 の位相差の折り返し回数を決定する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記折り返し回数決定部は、前記第 2 の位相差の正負を判定し、

前記第 1 の中心周波数を  $C_1$ 、前記第 2 の中心周波数を  $C_2$  として  $C_1 / C_2$  の整数部分を折り返し回数の候補の最大値とし、

前記第 2 の位相差が正である場合、前記第 2 の位相差を  $2$ 、折り返し回数の候補を  $n$ 、任意の値である調整値を  $W_1$ 、 $W_2$  として、

$$\times (C_2/C_1) \times (2n+1)+W_1 > 2 \quad \times (C_2/C_1) \times (2n-1)-W_2$$

を満たす少なくとも 1 つの折り返し回数の候補を求め、

前記第 2 の位相差が負である場合、

$$\times (C_2/C_1) \times (2n+1)-W_1 < 2 \quad \times (C_2/C_1) \times (2n-1)+W_2$$

を満たす少なくとも 1 つの折り返し回数の候補を求め、

複数の折り返し回数の候補が求められた場合、前記第 1 の位相差を  $1$  として、

$$\text{評価関数 } e(n) = | 1 + 2n - (C_1 / C_2) \times 2 |$$

の値が最小となる  $n$  を前記第 1 の位相差の折り返し回数  $N$  として決定する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記位相差補正部は、被検体の測定対象組織の代表点における第 2 の複素データの位相情報のみから演算された第 2 の位相差を用いて前記第 1 の位相差を補正する請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記送受信部は、互いに位相が反転した第 1 のパルス信号および第 2 のパルス信号を用

いてパルスインバージョン法により超音波ビームの送受信を行い、

前記複素データ生成部は、前記第1の Puls 信号に対応する受信データと前記第2の Puls 信号に対応する受信データの和信号から前記第1の複素データを生成し、且つ、前記第1の Puls 信号に対応する受信データと前記第2の Puls 信号に対応する受信データの差信号から前記第2の複素データを生成する請求項1～6のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

予め、複数の前記超音波プローブ毎に設定された第1の中心周波数条件、第2の中心周波数条件、第1の遮断周波数条件および第2の遮断周波数条件からなる複数の直交検波条件を保存した直交検波条件メモリと、

前記直交検波メモリに保存された前記複数の直交検波条件から前記超音波プローブに応じた前記直交検波条件を選択し且つ前記直交検波条件に基づいて複素データの生成が行われるように前記複素データ生成部を制御する装置制御部とを備えた請求項1～7のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

被検体の測定対象組織の前記変位量を用いて、測定対象組織の弾性指標を演算する弾性指標演算部をさらに有する請求項1～8のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

超音波診断装置の制御方法であって、

超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する工程と、

前記受信データを第1の中心周波数および第1の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第1の複素データを生成し且つ前記受信データと同一のデータを前記第1の中心周波数より低い第2の中心周波数および第2の遮断周波数を用いて直交検波して第2の複素データを生成する工程と、

前記第1の複素データおよび前記第2の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いてBモード画像を生成する工程と、

前記第1の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第1の位相差を演算し且つ前記第2の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第2の位相差を演算する工程と、

前記第2の位相差を用いて前記第1の位相差を補正する工程と、

補正された前記第1の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算する工程とを含む超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、被検体の測定対象組織の変位量を演算する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、アレイトランスデューサを内蔵した超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームを走査し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を電氣的に処理することによりB (brightness) モード画像が生成される。

【0003】

さらに、血管壁等の測定対象組織の動きをトラッキングするために、フレーム間の測定対象組織の変位量を演算するということが行われている。

このような演算においては、超音波プローブから被検体への超音波パルスの送信と被検体からの超音波エコーの受信が繰返し行われる。超音波を送受信するごとに、受信データを整相加算し、さらに、直交検波することで、位相情報を含む複素データが得られる。得

10

20

30

40

50

られた複素データの位相情報からフレーム間の位相差が得られ、この位相差から変位量を演算することで、フレーム間の測定対象組織の動きをトラッキングすることができる。

【0004】

ところが、トラッキングが可能となる測定対象組織の動きの最大速度は、繰り返し周波数に応じて制限され、この最大速度を超える速度で測定対象組織が動くと、折り返しが生じ、トラッキングの結果に誤差が生じるおそれがある。このような折り返しを防止するには、フレームレートを上げることが考えられるが、フレームレートを上げると、観察領域が狭くなる、あるいは、Bモード画像の画質が低下するという問題がある。

そこで、特許文献1には、超音波プローブから被検体に低周波の超音波パルスと高周波の超音波パルスをそれぞれ送信し、低周波の超音波パルスにより得られたフレーム間の位相差を用いて、高周波の超音波パルスにより得られたフレーム間の位相差の折り返しを防止する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第4113377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、特許文献1の超音波診断装置のように、低周波の超音波パルスと高周波の超音波パルスをそれぞれ送信すると、フレームレートが半減するおそれがある。

【0007】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、フレームレートを維持しつつ測定対象組織の変位量を精度良く演算することができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御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】

【0008】

この発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する送受信部と、送受信部で生成された受信データを第1の中心周波数および第1の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第1の複素データを生成し且つ受信データと同一のデータを第1の中心周波数より低い第2の中心周波数および第2の遮断周波数を用いて直交検波して第2の複素データを生成する複素データ生成部と、第1の複素データおよび第2の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いてBモード画像を生成するBモード処理部と、第1の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第1の位相差を演算し且つ第2の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第2の位相差を演算する位相差演算部と、第2の位相差を用いて第1の位相差を補正する位相差補正部と、補正された第1の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算する変位量演算部とを備えるものである。

【0009】

また、第1の遮断周波数が、第2の遮断周波数より高いことが好ましく、第2の位相差に基づいて、第1の位相差の折り返し回数を決定する折り返し回数決定部をさらに備えることも好ましい。

【0010】

折り返し回数決定部は第1の中心周波数、第2の中心周波数、第1の遮断周波数および第2の遮断周波数に基づいて少なくとも1つの折り返し回数の候補を求め、少なくとも1つの折り返し回数の候補から第1の位相差の折り返し回数を決定することができる構成としても良い。

【0011】

また、折り返し回数決定部は、第2の位相差の正負を判定し、第1の中心周波数をC1

10

20

30

40

50

、第2の中心周波数を $C_2$ として $C_1 / C_2$ の整数部分を折り返し回数の候補の最大値とし、第2の位相差が正である場合、第2の位相差を $2$ 、折り返し回数の候補を $n$ 、任意の値である調整値を $W_1$ 、 $W_2$ として、

$$\times (C_2/C_1) \times (2n+1)+W_1 > 2 \quad \times (C_2/C_1) \times (2n-1)-W_2$$

を満たす少なくとも1つの折り返し回数の候補を求め、

第2の位相差が負である場合、

$$\times (C_2/C_1) \times (2n+1)-W_1 < 2 \quad \times (C_2/C_1) \times (2n-1)+W_2$$

を満たす少なくとも1つの折り返し回数の候補を求め、

複数の折り返し回数の候補が求められた場合、第1の位相差を $1$ として、

$$\text{評価関数 } e(n) = | 1 + 2n - (C_1 / C_2) \times 2 |$$

の値が最小となる $n$ を第1の位相差の折り返し回数 $N$ として決定することができる。

#### 【0012】

位相差補正部は、被検体の測定対象組織の代表点における第2の複素データの位相情報のみから演算された第2の位相差を用いて第1の位相差を補正する構成としても良い。

送受信部は、互いに位相が反転した第1のパルス信号および第2のパルス信号を用いてパルスインバージョン法により超音波ビームの送受信を行い、複素データ生成部は、第1のパルス信号に対応する受信データと第2のパルス信号に対応する受信データの和信号から第1の複素データを生成し、且つ、第1のパルス信号に対応する受信データと第2のパルス信号に対応する受信データの差信号から第2の複素データを生成する構成とすることもできる。

#### 【0013】

予め、複数の超音波プローブ毎に設定された第1の中心周波数条件、第2の中心周波数条件、第1の遮断周波数条件および第2の遮断周波数条件からなる複数の直交検波条件を保存した直交検波条件メモリと、直交検波メモリに保存された複数の直交検波条件から超音波プローブに応じた直交検波条件を選択し且つ直交検波条件に基づいて複素データの生成が行われるように複素データ生成部を制御する装置制御部とを備える構成としても良い。

被検体の測定対象組織の変位量を用いて、測定対象組織の弾性指標を演算する弾性指標演算部をさらに有する構成とすることもできる。

#### 【0014】

また、この発明に係る超音波診断装置の制御方法は、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する工程と、受信データを第1の中心周波数および第1の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第1の複素データを生成し且つ受信データと同一のデータを第1の中心周波数より低い第2の中心周波数および第2の遮断周波数を用いて直交検波して第2の複素データを生成する工程と、第1の複素データおよび第2の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いてBモード画像を生成する工程と、第1の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第1の位相差を演算し且つ第2の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第2の位相差を演算する工程と、第2の位相差を用いて第1の位相差を補正する工程と、補正された第1の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算する工程とを含むものである。

#### 【発明の効果】

#### 【0015】

この発明によれば、受信データを第1の中心周波数および第1の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第1の複素データを生成し且つ受信データと同一のデータを第1の中心周波数より低い第2の中心周波数および第2の遮断周波数を用いて直交検波して第2の複素データを生成し、第1の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第1の位相差を演算し且つ第2の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第2の位相差を演算し、第2の位相差を用いて第1の位相差を補正し、補正された第1の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算するので、フレームレートを維持しつつ測定

10

20

30

40

50

対象組織の変位量を精度良く演算することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】受信部の内部構成を示すブロック図である。

【図3】複素データ生成部の内部構成を示すブロック図である。

【図4A】Bモード処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図4B】Mモード処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図5】弾性指標演算処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図6】第1の中心周波数および第1の遮断周波数を示すグラフである。

10

【図7】第2の中心周波数および第2の遮断周波数を示すグラフである。

【図8A】中心周波数を10MHzに設定したBモード画像の一例を示す図である。

【図8B】中心周波数を6MHzに設定したBモード画像の一例を示す図である。

【図9A】中心周波数を10MHzに設定したMモード画像の一例を示す図である。

【図9B】中心周波数を6MHzに設定したMモード画像の一例を示す図である。

【図10A】遮断周波数を1.5MHzに設定したBモード画像の一例を示す図である。

【図10B】遮断周波数を3.5MHzに設定したBモード画像の一例を示す図である。

【図11】第1の位相差の補正の例を示すグラフである。

【図12】別の第1の位相差の補正の例を示すグラフである。

20

【図13】さらに別の第1の位相差の補正の例を示すグラフである。

【図14】折り返しが生じた第1の位相差を示すグラフである。

【図15】折り返しが生じていない第2の位相差を示すグラフである。

【図16】補正後の第1の位相差を示すグラフである。

【図17A】折り返しが生じたMモード画像の一例を示す図である。

【図17B】折り返しが生じていないMモード画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態1

図1に、この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、アレイトランスデューサ1Aを内蔵する超音波プローブ1を備え、この超音波プローブ1に送受信部2を介して複素データ生成部3が接続されている。複素データ生成部3には、Bモード処理部4A、M(motion)モード処理部4Bおよび弾性指標演算処理部5が並列に接続され、これらBモード処理部4A、Mモード処理部4Bおよび弾性指標演算処理部5に表示制御部6を介して表示部7が接続されている。

30

【0018】

送受信部2は、超音波プローブ1のアレイトランスデューサ1Aに接続された送信部8および受信部9と、これら送信部8および受信部9に接続された送受信制御部10を有している。

送受信部2の送受信制御部10、複素データ生成部3、Bモード処理部4A、Mモード処理部4B、弾性指標演算処理部5および表示制御部6に装置制御部11が接続されている。さらに、装置制御部11に、プローブ種類検知部12、直交検波条件メモリ13、操作部14および格納部15がそれぞれ接続されている。

40

【0019】

超音波プローブ1のアレイトランスデューサ1Aは、1次元又は2次元に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。これらの超音波トランスデューサは、それぞれ送信部8から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックや、P(VDF)(ポリフッ化ビニリデン)に代表される高分子圧電素子、PMN-PT(マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固

50

溶体)に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

【0020】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0021】

送受信部2は、超音波ビームの送受信を行うもので、送受信部2の送信部8は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、送受信制御部10からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、アレイトランスデューサ1Aの複数の超音波トランスデューサ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それぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサに供給する。

10

【0022】

送受信部2の受信部9は、図2に示されるように、増幅部16とA/D(analog/digital)変換部17とビームフォーマ18とが順次直列に接続された構成を有している。受信部9は、アレイトランスデューサ1Aの各超音波トランスデューサから送信される受信信号を増幅部16で増幅し、A/D変換部17でA/D変換した後、送受信制御部10からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、ビームフォーマ18で受信データにそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、整相加算され超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成される。

20

【0023】

送受信制御部10は、装置制御部11から伝送される各種の制御信号に基づき、被検体への超音波パルスの送信と被検体からの超音波エコーの受信が繰り返し行われるように、送信部8および受信部9を制御する。

【0024】

複素データ生成部3は、直交検波により振幅情報と位相情報を含む複素データを生成するものであり、図3に示されるように、直交検波部19の出力端に第1複素データメモリ20および第2複素データメモリ21が並列に接続された構成を有している。

30

直交検波部19は、送受信部2で生成された受信データに第1の中心周波数のキャリア信号を混合し、第1の遮断周波数を用いてフィルタリングすることで、第1の複素データを生成する。また、直交検波部19は、送受信部2で生成された受信データと同一のデータに、第1の中心周波数よりも低い第2の中心周波数のキャリア信号を混合し、第1の中心周波数より低い第2の遮断周波数を用いてフィルタリングすることで、第2の複素データを生成する。

また、第1の複素データメモリ20は、直交検波部19で生成された第1の複素データをフレーム毎に順次保存し、第2の複素データメモリ21は、直交検波部19で生成された第2の複素データをフレーム毎に順次保存する。

40

【0025】

Bモード処理部4Aは、図4Aに示されるように、振幅演算部22Aと信号処理部23AとDSC(Digital Scan Converter)24Aと画像処理部25Aとが順次直列に接続された構成を有している。

振幅演算部22Aは、複素データ生成部3で生成された第1の複素データおよび第2の複素データからそれぞれ振幅情報を取り出し、信号処理部23Aは、振幅演算部22Aで取り出された第1の複素データおよび第2の複素データの双方の振幅情報を用い、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施した後、包絡線検波処理を施し、さらに、階調処理等の各種の必要な画像処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像信号を生成する。

50

## 【 0 0 2 6 】

D S C 2 4 A は、信号処理部 2 3 A で生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

画像処理部 2 5 A は、D S C 2 4 A から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 6 に出力する。

なお、B モード処理部 4 A は、第 1 の複素データに含まれる振幅情報、あるいは、第 2 の複素データに含まれる振幅情報のいずれか一方のみを用いても、B モード処理をすることができる。

## 【 0 0 2 7 】

M モード処理部 4 B は、図 4 B に示されるように、振幅演算部 2 2 B と信号処理部 2 3 B と D S C 2 4 B と画像処理部 2 5 B とが順次直列に接続された構成を有している。

振幅演算部 2 2 B は、複素データ生成部 3 で生成された第 1 の複素データおよび第 2 の複素データからそれぞれ振幅情報を取り出し、信号処理部 2 3 B は、振幅演算部 2 2 B で取り出された第 1 の複素データおよび第 2 の複素データの双方の振幅情報を用い、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施した後、包絡線検波処理を施し、さらに、階調処理等の各種の必要な画像処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報を生成し、D S C 2 4 B は、指定された 1 走査線上の断層画像情報が時間軸上に並ぶように画像信号に変換し、M モード画像信号を生成する。M モード画像は、横軸に時間軸を示し、縦軸に輝度で表示された測定対象組織の断層画像を示し、測定対象組織の変位量に応じて断層画像が縦軸の方向に変化するものである。

## 【 0 0 2 8 】

画像処理部 2 5 B は、D S C 2 4 B から入力される M モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、M モード画像信号を表示制御部 6 に出力する。

なお、M モード処理部 4 B は、第 1 の複素データに含まれる振幅情報、あるいは、第 2 の複素データに含まれる振幅情報のいずれか一方のみを用いても、M モード処理をすることができる。

## 【 0 0 2 9 】

弾性指標演算処理部 5 は、位相差演算部 2 6 と位相差補正部 2 7 と変位量演算部 2 8 とが順次直列に接続されると共に位相差演算部 2 6 の出力端に折り返し回数決定部 3 0 が接続され、さらに、変位量演算部 2 8 に弾性指標演算部 3 1 が接続された構成を有している。

位相差演算部 2 6 は、第 1 の複素データメモリ 2 0 にフレーム毎に順次保存された第 1 の複素データにそれぞれ含まれる位相情報を比較することで、フレーム間の第 1 の位相差を演算する。また、位相差演算部 2 6 は、第 2 の複素データメモリ 2 1 にフレーム毎に順次保存された第 2 の複素データにそれぞれ含まれる位相情報を比較することで、フレーム間の第 2 の位相差を演算する。

## 【 0 0 3 0 】

折り返し回数決定部 3 0 は、位相差演算部 2 6 で演算された第 2 の位相差に基づいて、第 1 の位相差に生じている折り返しの回数を決定する。

位相差補正部 2 7 は、折り返し回数決定部 3 0 が決定した第 1 の位相差の折り返しの回数および位相差演算部 2 6 で演算された第 2 の位相差に基づいて、第 1 の位相差を補正する。

変位量演算部 2 8 は、位相差補正部 2 7 で補正された第 1 の位相差を用いて、血管壁等の被検体の測定対象組織のフレーム間の変位量を演算し、弾性指標演算部 3 1 および表示部 7 に出力する。

## 【 0 0 3 1 】

弾性指標演算部 3 1 は、変位量演算部 2 8 で演算された測定対象組織の変位量を用いて、測定対象組織の弾性率、ストレイン、スティフネスパラメータ、径変化量等の弾性指標を演算し、表示部 7 に出力する。

表示制御部 6 は、B モード処理部 4 A により生成された B モード画像信号に基づいて、

10

20

30

40

50

表示部 7 に B モード画像を表示させると共に、M モード処理部 4 B により生成された M モード画像信号に基づいて、表示部 7 に M モード画像を表示させる。また、変位量演算部 2 8 で演算された変位量に応じて変化する測定対象組織の動きを、M モード画像上に表示しても良いし、弾性指標演算部 3 1 により演算された弾性指標を表示部 7 に表示しても良い。

表示部 7 は、例えば、LCD (liquid crystal display) 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 6 の制御の下で、B モード画像および M モード画像を表示する。

#### 【0032】

プローブ種類検知部 1 2 は、送受信部 2 に接続された超音波プローブ 1 の種類を検知し、検知した超音波プローブ 1 の種類の情報を装置制御部 1 1 に出力する。

直交検波条件メモリ 1 3 は、複数の超音波プローブに対してそれぞれ設定された複数の直交検波条件を予め保存している。複数の直交検波条件は、検知された超音波プローブの周波数帯域に適した直交検波を行うようにするためのものである。

#### 【0033】

装置制御部 1 1 は、操作者により操作部 1 4 から入力された指令に基づいて、送受信制御部 1 0、複素データ生成部 3、B モード処理部 4 A、M モード処理部 4 B、弾性指標演算処理部 5、表示制御部 6 およびプローブ種類検知部 1 2 の制御を行う。

また、操作部 1 4 は、操作者が入力操作を行うためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

格納部 1 5 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

#### 【0034】

ここで、複素データ生成部 3 の直交検波部 1 9 の動作について説明する。

図 6 は、超音波プローブ 1 の周波数帯域 P および被検体からの超音波エコーの周波数帯域 E を示すグラフであり、横軸に超音波の周波数、縦軸に超音波の強度を示している。超音波プローブ 1 は、周波数帯域 P の範囲内で超音波を送信し、周波数帯域 E の範囲内で超音波エコーを受信する。

直交検波部 1 9 は、装置制御部 1 1 の制御の下で、第 1 の中心周波数 C 1 および第 1 の遮断周波数 F 1 を用いて受信データを直交検波し、第 1 の複素データを生成する。このとき、第 1 の中心周波数 C 1 に第 1 の遮断周波数 F 1 を加算した値から、第 1 の中心周波数 C 1 に第 1 の遮断周波数 F 1 を減算した値までを帯域幅とするフィルタが設定される。

#### 【0035】

また、直交検波部 1 9 は、第 1 の中心周波数 C 1 および第 1 の遮断周波数 F 1 を用いて直交検波した受信データと同一の受信データを第 2 の中心周波数 C 2 および第 2 の遮断周波数 F 2 を用いて直交検波し、第 2 の複素データを生成する。このとき、図 7 に示されるように、第 2 の中心周波数 C 2 に遮断周波数 F 2 を加算した値から、第 2 の中心周波数 C 2 に第 2 の遮断周波数 F 2 を減算した値までを帯域幅とするフィルタが設定される。

#### 【0036】

ここで、第 1 の中心周波数 C 1 および第 1 の遮断周波数 F 1 として、高解像度で高精度の変位量を得ることができるよう、高周波域の第 1 の中心周波数 C 1 と小さな第 1 の遮断周波数 F 1 が設定され、第 2 の中心周波数 C 2 および第 2 の遮断周波数 F 2 としては、SN (signal noise) 比が高く且つ折り返しノイズに対してロバストネスが高くなるように、第 1 の中心周波数 C 1 よりも低い第 2 の中心周波数 C 2 と、第 1 の遮断周波数 F 1 よりも小さい第 2 の遮断周波数 F 2 が設定される。

#### 【0037】

図 8 A は、フレームレートを 50 フレーム / 秒、中心周波数を 10 MHz に設定して作成された頸動脈の B モード画像であり、図 8 B は、フレームレートを 50 フレーム / 秒、中心周波数を 6 MHz に設定して作成された頸動脈の B モード画像である。比較的高周波域に中心周波数を設定した図 8 A の B モード画像の方が図 8 B の B モード画像よりも高い

10

20

30

40

50

解像度を有している。

図 9 A は、フレームレートを 50 フレーム / 秒、中心周波数を 10 MHz に設定して作成された頸動脈の M モード画像であり、図 9 B は、フレームレートを 50 フレーム / 秒、中心周波数を 6 MHz に設定して作成された頸動脈の M モード画像である。比較的高周波域に中心周波数を設定した図 9 A の M モード画像の方が図 9 B の M モード画像よりも高い解像度を有している。

【 0 0 3 8 】

図 10 A は、フレームレートを 50 フレーム / 秒、中心周波数を 6 MHz、遮断周波数を 1.5 MHz に設定して作成された頸動脈の B モード画像であり、図 10 B は、フレームレートを 50 フレーム / 秒、中心周波数を 6 MHz、遮断周波数を 3.5 MHz に設定して作成された頸動脈の B モード画像である。図 10 A と図 10 B を比較すると、図 10 B の B モード画像において、血管内腔 ~ 内膜境界間に切れ目 S が生じている。これは、遮断周波数が比較的大きいことから、フィルタの帯域幅が広がり、S/N 比が低くなって低周波領域のノイズの影響を受けているためである。一方、比較的小さな遮断周波数を設定した図 10 A の B モード画像においては、S/N 比が高いことから、図 10 B に示したような切れ目 S が生じていない。

10

【 0 0 3 9 】

複素データ生成部 3 で生成された第 1 の複素データおよび第 2 の複素データに含まれる位相情報を用いて、弾性指標演算処理部 5 の位相差演算部 26 がフレーム間の第 1 の位相差および第 2 の位相差を演算する。

20

複素データ Z は、t を時間、d をサンプリング深さ、実部を  $I(t, d)$ 、虚部を  $Q(t, d)$  として、

$$Z = I + jQ$$

と表される。そして、フレーム間の位相差を  $\theta$  とすると、 $\theta$  は、 $T$  をフレーム間時間、すなわち、 $1/\text{フレームレート}$ 、 $D$  を複素データのサンプリング点の深さ方向の距離間隔とし、深さ方向の ROI (region of interest) 毎の複素データ Z を用いて以下の式 (1) により演算することができる。

【 0 0 4 0 】

【 数 1 】

$$e^{j\Delta\theta(t+\frac{\Delta T}{2})} = \frac{\sum_{m:ROI} z(t+\Delta T; d+mD) \cdot z^*(t; d+mD)}{\left| \sum_{m:ROI} z(t+\Delta T; d+mD) \cdot z^*(t; d+mD) \right|} \quad \dots (1)$$

30

【 0 0 4 1 】

このように位相差演算部 26 により演算された第 1 の位相差について、第 2 の位相差に基づいて、弾性指標演算処理部 5 の折り返し回数決定部 30 が第 1 の位相差の折り返しの回数を決定する。

折り返し回数決定部 30 は、第 1 の位相差の折り返し回数の候補を求め、複数の折り返し回数の候補が求められた場合、これら複数の折り返し回数の候補から折り返し回数を決定する。

40

【 0 0 4 2 】

まず、折り返し回数決定部 30 は、第 1 の中心周波数を  $C_1$ 、第 2 の中心周波数を  $C_2$  とし、比  $C_1/C_2$  の整数部分を折り返し回数の最大値として、折り返し回数の候補を求める。具体的には、絶対値が比  $C_1/C_2$  の整数部分以下となるすべての整数が折り返し回数の候補となる。例えば、比  $C_1/C_2$  の整数部分が 2 である場合、折り返し回数の候補は、0, 1, 2, -1, -2 である。

次に、第 2 の位相差の正負を判定し、第 2 の位相差が正である場合、第 2 の位相差を 2、折り返し回数の候補を n、ノイズ等を考慮したしきい値の調整値を  $W_1$ 、 $W_2$  として

50

、  

$$\times (C2/C1) \times (2n+1)+W1 > 2 \times (C2/C1) \times (2n-1)-W2 \dots (2)$$
を満たす折り返し回数の候補  $n$  を求める。調整値  $W1$ 、 $W2$  は、 $1/4$  程度の値とすることが出来る。そして、調整値  $W1$ 、 $W2$  により、折り返し回数が増える位相差区間に互いに位相差が重複する境界領域を設定している。

式(2)に折り返し回数の候補をそれぞれ代入し、式(2)を満たす折り返し回数の候補が1つである場合は、その折り返し回数の候補  $n$  を第1の位相差の折り返し回数  $N$  として決定する。一方、複数の折り返し回数の候補が式(2)を満たす場合、第1の位相差を  $1$  として、

評価関数 
$$e(n) = |1 + 2n - (C1/C2) \times 2| \dots (3)$$

にこれら複数の折り返し回数の候補  $n$  をそれぞれ代入し、評価関数の値が最小となる折り返し回数の候補  $n$  を第1の位相差の折り返し回数  $N$  として決定する。

【0043】

ここで、式(3)の  $(C1/C2) \times 2$  は、第1の中心周波数  $C1$  と第2の中心周波数  $C2$  との比が、第1の位相差  $1$  と第2の位相差  $2$  との比とほぼ等しくなると仮定する場合に概算される仮の第1の位相差  $1$  を示している。式(3)の評価関数に複数の折り返し回数の候補  $n$  をそれぞれ代入し、それぞれの評価関数の値を比較し、 $2n$  を加算後の第1の位相差  $1$  と仮の第1の位相差  $1$  とが最も近くなり、評価関数の値が最小となる折り返し回数の候補  $n$  を第1の位相差の折り返し回数  $N$  として決定する。

【0044】

一方、第2の位相差  $2$  の正負を判定し、第2の位相差  $2$  が負である場合、

$$\times (C2/C1) \times (2n+1)-W1 < 2 \times (C2/C1) \times (2n-1)+W2 \dots (4)$$

を満たす折り返し回数の候補  $n$  を求める。このとき、式(4)にそれぞれの折り返し回数の候補を代入し、式(4)を満たす折り返し回数の候補が1つである場合は、その折り返し回数の候補を第1の位相差  $1$  の折り返し回数  $N$  として決定する。一方、複数の折り返し回数の候補  $n$  が式(4)を満たす場合、式(3)にこれら複数の折り返し回数の候補  $n$  をそれぞれ代入し、評価関数の値が最小となる折り返し回数の候補  $n$  を第1の位相差の折り返し回数  $N$  として決定する。

【0045】

折り返し回数決定部30が決定した第1の位相差  $1$  の折り返し回数  $N$  および第2の位相差  $2$  に基づいて、位相差補正部27が第1の位相差  $1$  を補正する。具体的には、第1の位相差  $1$  に  $N$  回折り返しが生じているときは、第1の位相差  $1$  に  $2N$  を加算し、第1の位相差に  $-N$  回折り返しが生じているときは、第1の位相差に  $2N$  を減算するという補正をする。

【0046】

図11は、第1の中心周波数  $C1$  を  $10\text{MHz}$ 、第2の中心周波数  $C2$  を  $6\text{MHz}$  とし、位相差演算部26により、負の第1の位相差  $1$ 、正の第2の位相差  $2$  が演算され、折り返し回数が増える位相差区間に設定された境界領域  $A$  に第2の位相差  $2$  が位置しないという例を示している。

まず、折り返し回数決定部30により、比  $C1/C2$  の整数部分が1であることから、全ての折り返し回数の候補である  $0, 1, -1$  が求められる。そして、図11に示されるように、 $2$  は正であるので、式(2)に各値を代入すると、式(2)を満たす2つの折り返し回数の候補である  $0, 1$  が求められる。

これら2つの折り返し回数の候補を式(3)にそれぞれ代入すると、 $n = 1$  のときに  $2 \times 1$  を加算後の第1の位相差  $1$  と仮の第1の位相差  $1$  とが最も近くなり、評価関数の値が最小となる。従って、折り返し回数決定部30は、第1の位相差  $1$  に生じた折り返しの回数  $N$  が1回であると決定する。

このように、第1の位相差  $1$  に1回折り返しが生じているので、位相差補正部27が第1の位相差  $1$  に位相  $= 2 \times 1$  を加算するという補正をする。

【0047】

10

20

30

40

50

図 1 2 は、第 1 の中心周波数 C 1 を 1 0 M H z、第 2 の中心周波数 C 2 を 6 M H z とし、位相差演算部 2 6 により、負の第 1 の位相差  $\phi_1$ 、正の第 2 の位相差  $\phi_2$  が演算され、境界領域 A に第 2 の位相差  $\phi_2$  が位置しているという例を示している。

まず、折り返し回数決定部 3 0 により、比  $C 1 / C 2$  の整数部分が 1 であることから、全ての折り返し回数の候補である 0, 1, - 1 が求められる。そして、図 1 2 に示されるように、 $\phi_2$  は正であるので、式 ( 2 ) に各値を代入すると、式 ( 2 ) を満たす 2 つの折り返し回数の候補である 0, 1 が求められる。

これら 2 つの折り返し回数の候補を式 ( 3 ) にそれぞれ代入すると、 $n = 1$  のときに  $2 \times 1$  を加算後の第 1 の位相差  $\phi_1$  と仮の第 1 の位相差  $\phi_1$  とが最も近くなり、評価関数の値が最小となる。従って、折り返し回数決定部 3 0 が第 1 の位相差  $\phi_1$  に生じた折り返しの回数が 1 回であると決定する。

このように、第 1 の位相差  $\phi_1$  に 1 回折り返しが生じているので、位相差補正部 2 7 が第 1 の位相差  $\phi_1$  に位相  $= 2 \times 1$  を加算するという補正をする。

【 0 0 4 8 】

図 1 3 は、第 1 の中心周波数 C 1 を 1 0 M H z、第 2 の中心周波数 C 2 を 6 M H z とし、位相差演算部 2 6 により、正の第 1 の位相差  $\phi_1$ 、正の第 2 の位相差  $\phi_2$  が演算され、境界領域 A に第 2 の位相差  $\phi_2$  が位置しているという例を示している。

まず、折り返し回数決定部 3 0 により、比  $C 1 / C 2$  の整数部分が 1 であることから、全ての折り返し回数の候補である 0, 1, - 1 が求められる。そして、図 1 3 に示されるように、 $\phi_2$  は正であるので、式 ( 2 ) に各値を代入すると、式 ( 2 ) を満たす 2 つの折り返し回数の候補である 0, 1 が求められる。

これら 2 つの折り返し回数の候補を式 ( 3 ) にそれぞれ代入すると、 $n = 0$  のときに  $2 \times 0$  を加算後の第 1 の位相差  $\phi_1$  と仮の第 1 の位相差  $\phi_1$  とが最も近くなり、評価関数の値が最小となる。従って、折り返し回数決定部 3 0 が第 1 の位相差  $\phi_1$  に生じた折り返し回数が 0 回、すなわち、折り返しが生じていないと決定する。この場合、位相差補正部 2 7 が第 1 の位相差  $\phi_1$  に位相  $= 2 \times 0$  を加算するという補正をする。

【 0 0 4 9 】

このように、調整値 W 1、W 2 により設定された境界領域 A を考慮することで、ノイズ等の影響で計算誤差が生じた場合であっても、折り返し回数決定部 3 0 が第 1 の位相差  $\phi_1$  の折り返し回数を誤ることがなく、位相差補正部 2 7 が第 1 の位相差  $\phi_1$  を正確に補正することができる。

なお、上述したように、第 1 の位相差と第 2 の位相差は、受信部 9 で生成された受信データと同一のデータを用いて、直交検波部 1 9 によりそれぞれ演算された第 1 の複素データおよび第 2 の複素データから取り出されている。このため、演算に用いられた受信データにノイズの有無の差異が生じることが少なく、受信データのノイズの有無の差異による補正の誤差が生じることも防止されている。

【 0 0 5 0 】

このように位相差補正部 2 7 により補正された第 1 の位相差を用いて、弾性指標演算処理部 5 の変位置演算部 2 8 が、測定対象組織の変位置を演算する。

各フレーム間の速度を  $v$ 、変位置を  $x$ 、音速を  $C_0$ 、角速度を  $\omega_0 = 2 \times C 1$ 、あるいは、 $\omega_0 = 2 \times C 2$  として、以下の式 ( 5 )、( 6 ) により各フレーム間の速度  $v$  および変位置  $x$  を演算することができる。

【 0 0 5 1 】

【 数 2 】

$$v(t + \frac{\Delta T}{2}) = \frac{c_0}{2} \frac{\Delta \theta(t + \frac{\Delta T}{2})}{\omega_0 \Delta T} \dots (5)$$

【 0 0 5 2 】

10

20

30

40

50

【数 3】

$$\Delta x\left(t + \frac{\Delta T}{2}\right) = v\left(t + \frac{\Delta T}{2}\right) \times \Delta T \quad \dots (6)$$

そして、演算された変位量  $x$  に応じて R O I をフレーム間で調整し、位相差の計算を繰り返すことで測定対象組織の変位量をトラッキングすることができる。

なお、速度  $v$  は、位相差 に比例するため、位相差に折り返しが生じていると、実際の測定対象組織とは逆方向に動いていると演算してしまい、次のフレーム間の R O I の設定位置を間違い、測定対象組織のトラッキングに失敗することとなる。

10

【0053】

このように変位量演算部 28 で演算された測定対象組織の変位量を用いて、弾性指標演算部 31 が、測定対象組織の弾性率、ストレイン、スティフネスパラメータ、径変化量等の弾性指標を演算する。

変位量演算部 28 で演算された測定対象組織の変位量、弾性指標演算部 31 で演算された測定対象組織の弾性指標を、Bモード画像、Mモード画像に測定対象組織の弾性指標として併せて表示させることができる。

【0054】

次に、この実施の形態 1 に係る超音波診断装置の動作を説明する。

まず、送受信部 2 の送信部 8 からの駆動信号に従って超音波プローブ 1 のアレイトランスデューサ 1A の複数の超音波トランスデューサから超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサから受信信号が受信部 9 に出力され、受信部 9 の増幅部 16 で増幅され、A/D変換部 17 で A/D変換された後、ビームフォーマ 18 で整相加算されて、受信データが生成される。

20

【0055】

この受信データが複素データ生成部 3 の直交検波部 19 において、第 1 の中心周波数および第 1 の遮断周波数を用いて直交検波されると共に、この受信データと同一のデータが第 2 の中心周波数および第 2 の遮断周波数を用いて直交検波され、第 1 の複素データおよび第 2 の複素データが生成される。

このとき、プローブ種類検知部 12 が超音波プローブ 1 の種類を検知し、装置制御部 11 が、超音波プローブ 1 の種類に基づいて、直交検波条件メモリ 13 に予め保存された複数の直交検波条件のうち最適な直交検波条件を選択し、直交検波部 19 を制御する。また、装置制御部 11 は、超音波プローブ 1 の種類に加え、基本波、ハーモニック、コンパウンドハーモニック等のモード条件、観察部位の観察条件（プリセット）に基づいて、直交検波部 19 を制御することもできる。

30

なお、操作者が操作部 14 を操作することにより、超音波プローブ 1 の周波数帯域に応じて、第 1 の中心周波数、第 1 の遮断周波数、第 2 の中心周波数および第 2 の遮断周波数を調節することもできる。

【0056】

Bモード処理部 4A の振幅演算部 22A において、複素データ生成部 3 で生成された第 1 の複素データおよび第 2 の複素データの振幅情報が取り出され、信号処理部 23A で取り出された振幅情報に包絡線検波処理が施されて Bモード画像信号となり、DSC24A および画像処理部 25A を経て表示制御部 6 に出力され、表示制御部 6 により Bモード画像が表示部 7 に表示される。

40

【0057】

また、Mモード処理部 4B の振幅演算部 22B において、複素データ生成部 3 で生成された第 1 の複素データおよび第 2 の複素データの振幅情報が取り出され、信号処理部 23B で取り出された振幅情報に包絡線検波処理が施されて断層画像情報が生成され、装置制御部 12 を介して指定された 1 走査線上の断層画像情報が DSC24B により時間軸上に並ぶように表されることで Mモード画像信号となり、画像処理部 25B を経て表示制御部

50

6 に出力され、表示制御部 6 により M モード画像が表示部 7 に表示される。

【 0 0 5 8 】

弾性指標演算処理部 5 の位相差演算部 2 6 において、複素データ生成部 3 で生成された第 1 の複素データおよび第 2 の複素データの位相情報を用いて、式 ( 1 ) により、第 1 の位相差 1 および第 2 の位相差 2 が演算される。折り返し回数決定部 3 0 が、位相差演算部 2 6 により演算された第 2 の位相差に基づき、式 ( 2 ) ~ ( 4 ) を用いて、第 1 の位相差の折り返し回数 N を決定する。折り返し回数決定部 3 0 が決定した折り返し回数 N と第 2 の位相差 2 に基づいて、位相差補正部 2 7 が第 1 の位相差 1 を補正する。

【 0 0 5 9 】

図 1 4 は、第 1 の中心周波数 C 1 により得られた第 1 の複素データの位相情報を用いて、位相差演算部 2 6 が演算したフレーム間の第 1 の位相差 1 の例を示しており、横軸にフレーム、縦軸に位相差を示している。この第 1 の複素データが、高周波域の第 1 の中心周波数 C 1 により得られたものであることから、図 1 4 に示されるように、第 1 の位相差 1 に折り返し A i が生じている。

一方、図 1 5 は、第 2 の中心周波数 C 2 により得られた第 2 の複素データの位相情報を用いて、位相差演算部 2 6 が演算したフレーム間の第 2 の位相差 2 の例を示している。この第 2 の複素データが、第 1 の中心周波数 C 1 よりも低い第 2 の中心周波数 C 2 により得られたものであることから、折り返しノイズに対してロバストネスが高く、図 1 5 に示されるように、第 2 の位相差 2 には、図 1 4 に示したような折り返し A i が生じていない。

図 1 6 は、折り返し回数決定部 3 0 が式 ( 2 ) ~ ( 4 ) を用いて、図 1 4 に示した第 1 の位相差 1 の折り返し回数 N を決定し、位相差補正部 2 7 が折り返し回数 N および図 1 5 に示した第 2 の位相差 2 を用いて第 1 の位相差 1 を補正した例を示している。補正前の波形 R において折り返しが生じているが、位相差補正部 2 7 により補正された波形 D においては折り返しが解消されている。

【 0 0 6 0 】

変位量演算部 2 8 が、位相差補正部 2 7 により補正された第 1 の位相差 1 を用いて、式 ( 5 )、( 6 ) により、測定対象組織の変位量を演算し、この変位量を用いて弾性指標演算部 3 1 が測定対象組織の弾性指標を演算する。そして、図 1 7 A および図 1 7 B に示されるように、演算された測定対象組織の変位量に応じて変化する測定対象組織の動き、および、演算された弾性指標を M モード画像と共に表示することができる。図 1 7 A および図 1 7 B の M モード画像において横軸方向に描かれている白い線が、測定対象組織の動きをトラッキングした軌跡を示しており、M モード画像の下側に描かれたグラフが、測定対象組織の速度、弾性指標である径変化量およびストレインを示している。

折り返しが生じた第 1 の位相差 1 を補正せずに M モード画像を生成すると、図 1 7 A に示されるように、M モード画像上に折り返し A i が生じ、演算された測定対象組織の変位量に誤差が生じることで、測定対象組織の動きを正確にトラッキングすることが困難となり、また、測定対象組織の径変化量およびストレインなどの弾性指標を正確に演算することが困難となる。一方、上述したように、位相差補正部 2 7 が第 1 の位相差 1 を補正することで、図 1 7 B に示されるように、フレームレートを上げたり、M モード画像の解像度を下げたりすることなく、測定対象組織の動きを精度良くトラッキングでき、また、測定対象組織の弾性指標を精度良く演算することができる。

【 0 0 6 1 】

なお、操作者が操作部 1 4 を操作することにより、B モード画像、M モード画像を表示部 7 に併せて表示することができ、また、図 1 7 A および図 1 7 B に示したように、測定対象組織の弾性指標を併せて表示することもできる。

【 0 0 6 2 】

また、第 2 の複素データを生成する際に、測定対象組織の代表点、例えば、血管壁の深さ中央点、血管の内腔 ~ 内膜境界深さの点などの 1 点、または、複数点を定め、この代表点における第 2 の複素データの第 2 の位相差 2 を用いて、第 1 の位相差 1 を補正する

10

20

30

40

50

ことができる。

測定対象組織が血管の場合、血管壁の中央辺りを代表点として演算した第2の位相差 $\phi_2$ を用い、血管壁の全領域における第1の位相差 $\phi_1$ を補正し、この血管の変位量 $x$ を演算することができる。測定対象組織が動脈壁の場合、厚み変化(ひずみ)は、並進運動の $1/10$ 以下であり、測定対象組織の位相の変化は並進運動が寄与する分がほとんどである。この並進運動は、測定対象組織の深さ方向の変化が少なく、折り返しが生じる回数 $n$ の決定に用いられる第2の位相差 $\phi_2$ は、このような代表点における複素データのみを用いて演算することができる。

このように、測定対象組織の代表点において、検波処理、位相差の演算をすることで、測定対象組織の全体について演算する場合と比較して、計算量を50%程度削減することができる。

【0063】

実施の形態2

上記の実施の形態1では、送受信部2の送受信制御部10が1種類のパルス信号を用いて超音波ビームの送受信を行っていたが、互いに反転した第1のパルス信号および第2のパルス信号を用いてパルスインバージョン法による超音波ビームの送受信を行うことができる。

実施の形態2では、第1のパルス信号に対応する受信データと第2のパルス信号に対応する受信データの和信号を第1の中心周波数 $C_1$ 、第1の遮断周波数 $F_1$ で直交検波することで第1の複素データを演算し、第1のパルス信号に対応する受信データと第2のパルス信号に対応する受信データの差信号を第2の中心周波数 $C_2$ 、第2の遮断周波数 $F_2$ で直交検波することで第2の複素データを演算する。

【0064】

このようなパルスインバージョン法を用いることで、帯域幅が広く且つ距離分解能が高い非線形の高調波が得られる、歪みは音圧の2乗に比例するため方位分解能が高くなることからサイドローブアーチファクトを抑えられる、高調波は伝搬距離が長くなるほど蓄積されることから体表に蓄積するエコーを抑えられる、という利点を得られる。従って、さらに高精度且つノイズの影響を抑えて測定対象組織の変位量の演算をすることが可能となる。

【0065】

また、パルスインバージョン法を用いると、第1のパルス信号および第2のパルス信号を送信することから、フレームレートが半減する。さらに、従来の方法、すなわち、低周波の超音波パルスと高周波の超音波パルスをそれぞれ送信すると、パルスインバージョン法に対してさらにフレームレートが半減し、フレームレートが $1/4$ となってしまう。

しかしながら、上述のように、第1の中心周波数 $C_1$ および第2の中心周波数 $C_2$ を用いて直交検波することで、パルスインバージョン法によりフレームレートが半減するが、これよりさらにフレームレートが低下することを抑制することができる。

【符号の説明】

【0066】

1 超音波プローブ、1A アレイトランスデューサ、2 送受信部、3 複素データ生成部、4A Bモード処理部、4B Mモード処理部、5 弾性指標演算処理部、6 表示制御部、7 表示部、8 送信部、9 受信部、10 送受信制御部、11 装置制御部、12 プローブ種類検知部、13 直交検波条件メモリ、14 操作部、15 格納部、16 増幅部、17 A/D変換部、18 ビームフォーマ、19 直交検波部、20 第1複素データメモリ、21 第2複素データメモリ、22A, 22B 振幅演算部、23A, 23B 信号処理部、24A, 24B DSC、25A, 25B 画像処理部、26 位相差演算部、27 位相差補正部、28 変位量演算部、30 折り返し回数決定部、31 弾性指標演算部、P, E 周波数帯域、 $C_1$  第1の中心周波数、 $C_2$  第2の中心周波数、 $F_1$  第1の遮断周波数、 $F_2$  第2の遮断周波数、 $\phi_1$  第1の位相差、 $\phi_2$  第2の位相差、 $\phi_0$  仮の第1の位相差、 $\phi$  位相、A 境界領域、S 切

10

20

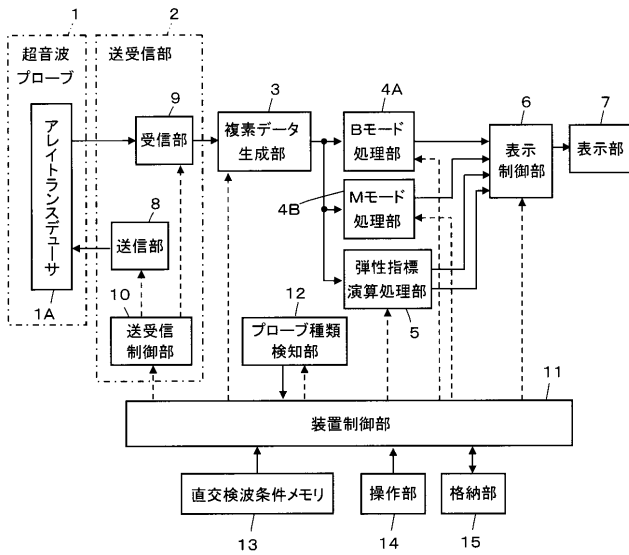
30

40

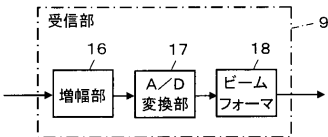
50

れ目、A i 折り返し、D , R 波形、N 折り返し回数。

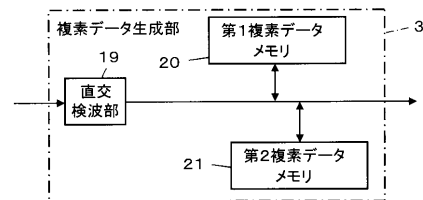
【 図 1 】



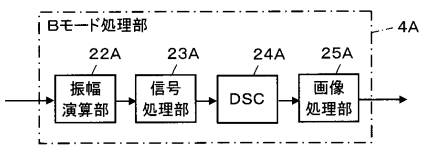
【 図 2 】



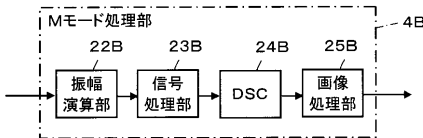
【 図 3 】



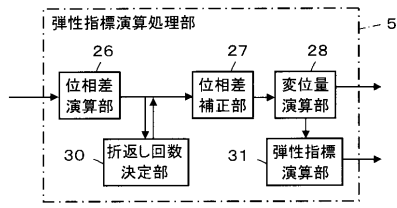
【 図 4 A 】



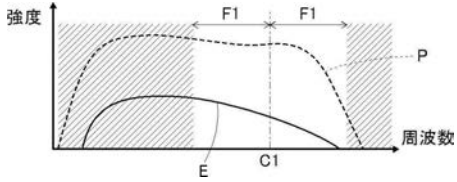
【 図 4 B 】



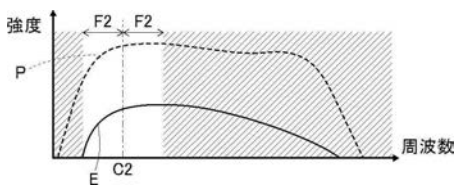
【 図 5 】



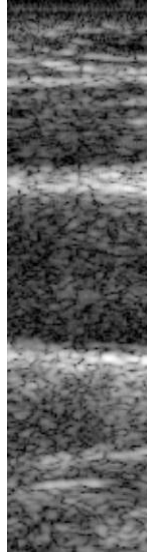
【 図 6 】



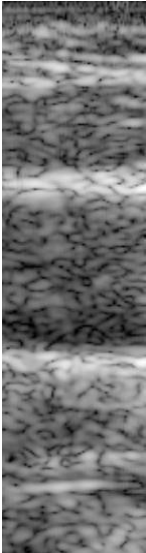
【 図 7 】



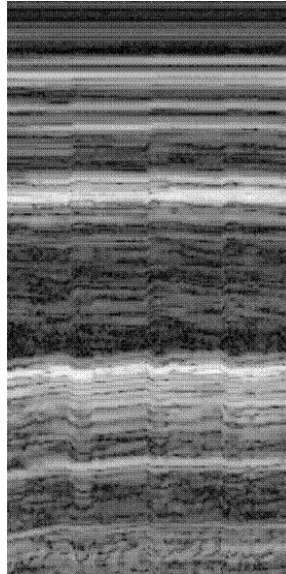
【 図 8 A 】



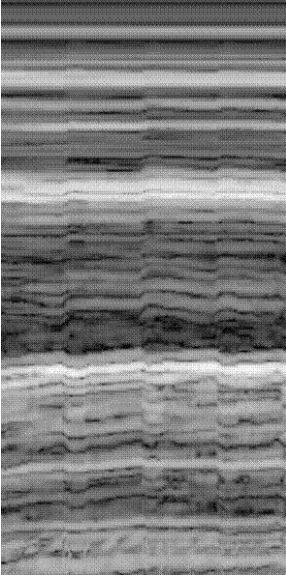
【 図 8 B 】



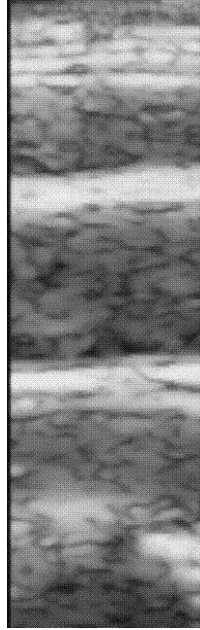
【 図 9 A 】



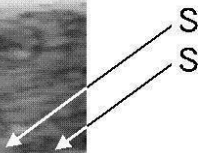
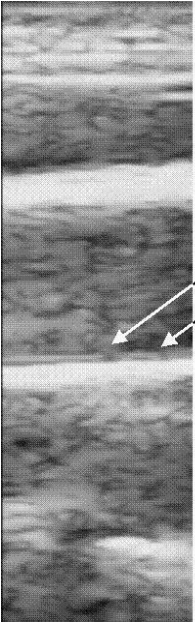
【 図 9 B 】



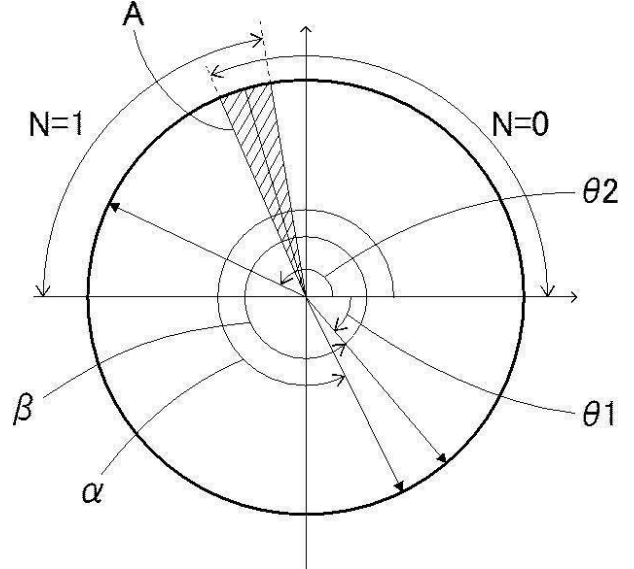
【 図 1 0 A 】



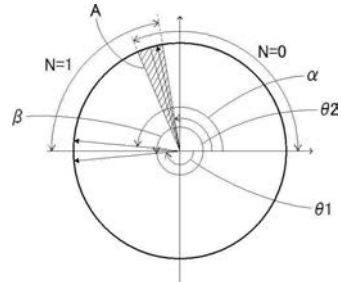
【 図 1 0 B 】



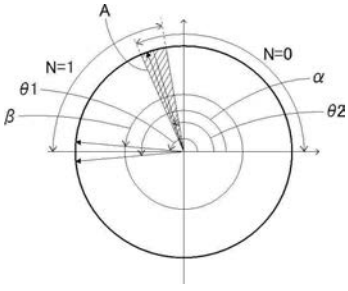
【 図 1 1 】



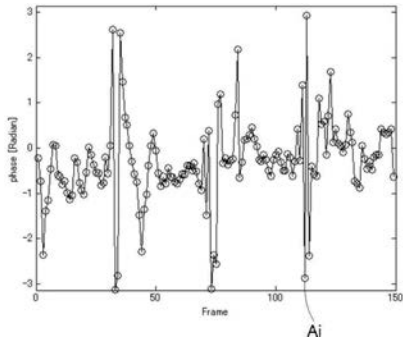
【 図 1 2 】



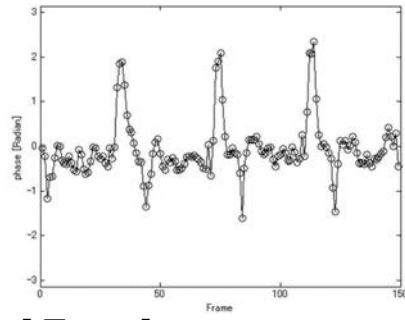
【 図 1 3 】



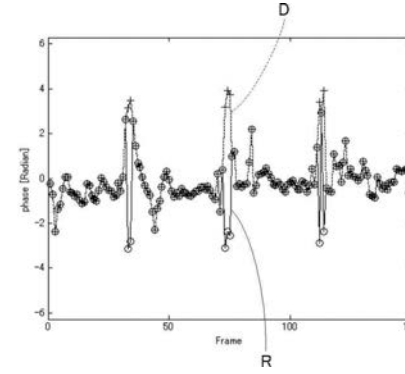
【 図 1 4 】



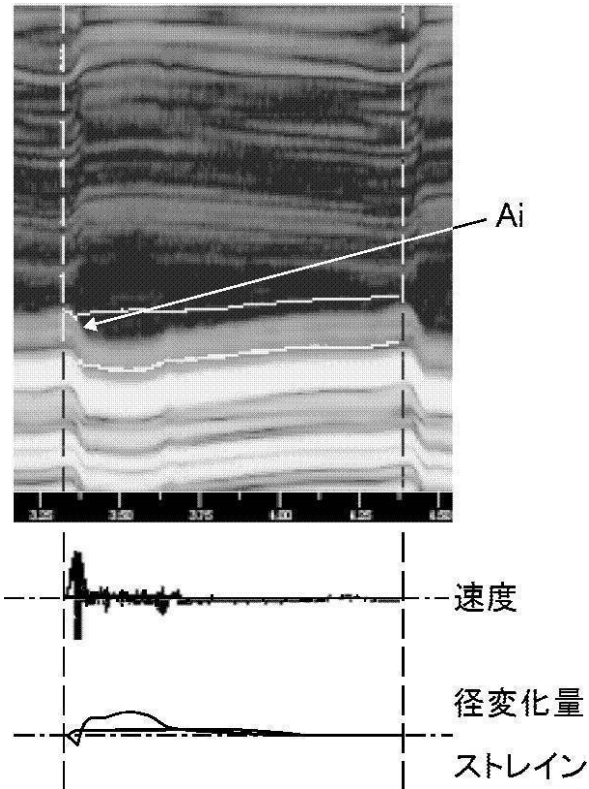
【 図 1 5 】



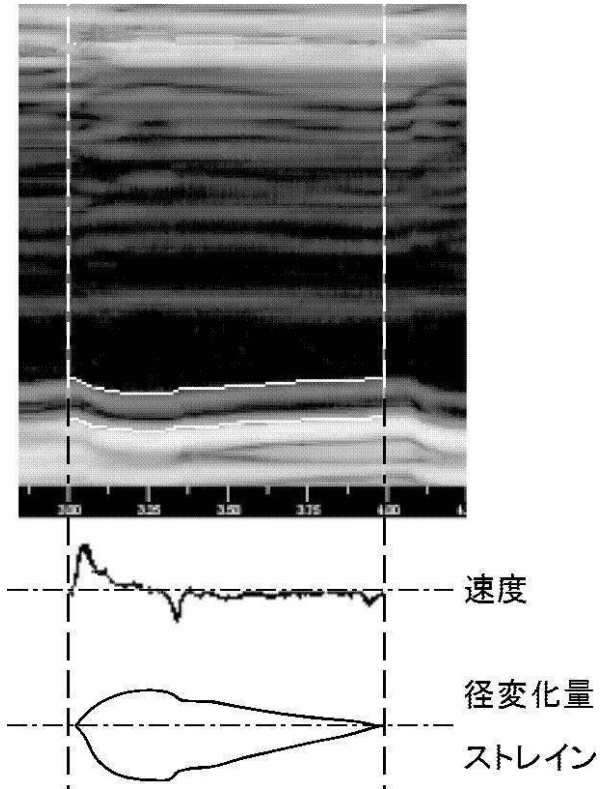
【 図 1 6 】



【 図 1 7 A 】



【 図 1 7 B 】



【手続補正書】

【提出日】平成30年4月13日(2018.4.13)

【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】

超音波プローブと、

前記超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する送受信部と、

前記送受信部で生成された前記受信データを第1の中心周波数および第1の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第1の複素データを生成し且つ前記受信データと同一のデータを前記第1の中心周波数より低い第2の中心周波数および第2の遮断周波数を用いて直交検波して第2の複素データを生成する複素データ生成部と、

前記第1の複素データおよび前記第2の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いてBモード画像を生成するBモード処理部と、

前記第1の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第1の位相差を演算し且つ前記第2の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第2の位相差を演算する位相差演算部と、

前記第2の位相差に基づいて前記第1の位相差の折り返し回数を決定する折り返し回数決定部と、

前記第2の位相差および前記第1の位相差の折り返し回数を用いて前記第1の位相差を補正する位相差補正部と、

補正された前記第1の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算する変位量演算部と

を備え、

前記折り返し回数決定部は、

前記第2の位相差の正負を判定し、

前記第1の中心周波数をC1、前記第2の中心周波数をC2としてC1/C2の整数部分を折り返し回数の候補の最大値とし、

前記第2の位相差が正である場合、前記第2の位相差を2、折り返し回数の候補をn、任意の値である調整値をW1、W2として、

$$\frac{x(C2/C1) \times (2n+1) + W1}{2} > \frac{x(C2/C1) \times (2n-1) - W2}{2}$$

を満たす少なくとも1つの折り返し回数の候補を求め、

前記第2の位相差が負である場合、

$$\frac{x(C2/C1) \times (2n+1) - W1}{2} < \frac{x(C2/C1) \times (2n-1) + W2}{2}$$

を満たす少なくとも1つの折り返し回数の候補を求め、

複数の折り返し回数の候補が求められた場合、前記第1の位相差を1として、

$$\text{評価関数 } e(n) = \left| 1 + 2n - (C1/C2) \times 2 \right|$$

の値が最小となるnを前記第1の位相差の折り返し回数Nとして決定する超音波診断装置

。

【請求項2】

前記第1の遮断周波数が、前記第2の遮断周波数より高い請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記位相差補正部は、被検体の測定対象組織の代表点における第2の複素データの位相情報のみから演算された第2の位相差を用いて前記第1の位相差を補正する請求項1または2に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記送受信部は、互いに位相が反転した第 1 のパルス信号および第 2 のパルス信号を用いてパルスインバージョン法により超音波ビームの送受信を行い、

前記複素データ生成部は、前記第 1 のパルス信号に対応する受信データと前記第 2 のパルス信号に対応する受信データの和信号から前記第 1 の複素データを生成し、且つ、前記第 1 のパルス信号に対応する受信データと前記第 2 のパルス信号に対応する受信データの差信号から前記第 2 の複素データを生成する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

予め、複数の前記超音波プローブ毎に設定された第 1 の中心周波数条件、第 2 の中心周波数条件、第 1 の遮断周波数条件および第 2 の遮断周波数条件からなる複数の直交検波条件を保存した直交検波条件メモリと、

前記直交検波メモリに保存された前記複数の直交検波条件から前記超音波プローブに応じた前記直交検波条件を選択し且つ前記直交検波条件に基づいて複素データの生成が行われるように前記複素データ生成部を制御する装置制御部とを備えた請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

被検体の測定対象組織の前記変位量を用いて、測定対象組織の弾性指標を演算する弾性指標演算部をさらに有する請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

超音波プローブと、

前記超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する送受信部と、

前記送受信部で生成された前記受信データを第 1 の中心周波数および第 1 の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第 1 の複素データを生成し且つ前記受信データと同一のデータを前記第 1 の中心周波数より低い第 2 の中心周波数および第 2 の遮断周波数を用いて直交検波して第 2 の複素データを生成する複素データ生成部と、

前記第 1 の複素データおよび前記第 2 の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いて B モード画像を生成する B モード処理部と、

前記第 1 の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第 1 の位相差を演算し且つ前記第 2 の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第 2 の位相差を演算する位相差演算部と、

被検体の測定対象組織の代表点における前記第 2 の複素データの位相情報のみから前記位相差演算部により演算された前記第 2 の位相差を用いて前記第 1 の位相差を補正する位相差補正部と、

補正された前記第 1 の位相差を用いて前記被検体の測定対象組織の変位量を演算する変位量演算部と

を備える超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記第 1 の遮断周波数が、前記第 2 の遮断周波数より高い請求項 7 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記第 2 の位相差に基づいて、前記第 1 の位相差の折り返し回数を決定する折り返し回数決定部をさらに備えた請求項 7 または 8 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記折り返し回数決定部は前記第 1 の中心周波数、前記第 2 の中心周波数、前記第 1 の遮断周波数および前記第 2 の遮断周波数に基づいて少なくとも 1 つの折り返し回数の候補を求め、前記少なくとも 1 つの折り返し回数の候補から前記第 1 の位相差の折り返し回数を決定する請求項 9 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

前記送受信部は、互いに位相が反転した第 1 のパルス信号および第 2 のパルス信号を用いてパルスインバージョン法により超音波ビームの送受信を行い、

前記複素データ生成部は、前記第 1 のパルス信号に対応する受信データと前記第 2 のパルス信号に対応する受信データの和信号から前記第 1 の複素データを生成し、且つ、前記第 1 のパルス信号に対応する受信データと前記第 2 のパルス信号に対応する受信データの差信号から前記第 2 の複素データを生成する請求項 7 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

予め、複数の前記超音波プローブ毎に設定された第 1 の中心周波数条件、第 2 の中心周波数条件、第 1 の遮断周波数条件および第 2 の遮断周波数条件からなる複数の直交検波条件を保存した直交検波条件メモリと、

前記直交検波メモリに保存された前記複数の直交検波条件から前記超音波プローブに応じた前記直交検波条件を選択し且つ前記直交検波条件に基づいて複素データの生成が行われるように前記複素データ生成部を制御する装置制御部とを備えた請求項 7 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

被検体の測定対象組織の前記変位量を用いて、測定対象組織の弾性指標を演算する弾性指標演算部をさらに有する請求項 7 ~ 12 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

超音波診断装置の制御方法であって、

超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する工程と、

前記受信データを第 1 の中心周波数および第 1 の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第 1 の複素データを生成し且つ前記受信データと同一のデータを前記第 1 の中心周波数より低い第 2 の中心周波数および第 2 の遮断周波数を用いて直交検波して第 2 の複素データを生成する工程と、

前記第 1 の複素データおよび前記第 2 の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いて B モード画像を生成する工程と、

前記第 1 の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第 1 の位相差を演算し且つ前記第 2 の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第 2 の位相差を演算する工程と、

前記第 2 の位相差に基づいて前記第 1 の位相差の折り返し回数を決定する工程と、

前記第 2 の位相差および前記第 1 の位相差の折り返し回数を用いて前記第 1 の位相差を補正する工程と、

補正された前記第 1 の位相差を用いて被検体の測定対象組織の変位量を演算する工程とを含み、

前記第 1 の位相差の折り返し回数を決定する工程は、

前記第 2 の位相差の正負を判定し、

前記第 1 の中心周波数を C 1、前記第 2 の中心周波数を C 2 として C 1 / C 2 の整数部分を折り返し回数の候補の最大値とし、

前記第 2 の位相差が正である場合、前記第 2 の位相差を 2、折り返し回数の候補を n、任意の値である調整値を W 1、W 2 として、

$$\times (C2/C1) \times (2n+1)+W1 > 2 \quad \times (C2/C1) \times (2n-1)-W2$$
  
を満たす少なくとも 1 つの折り返し回数の候補を求め、

前記第 2 の位相差が負である場合、

$$\times (C2/C1) \times (2n+1)-W1 \quad 2 < \quad \times (C2/C1) \times (2n-1)+W2$$
  
を満たす少なくとも 1 つの折り返し回数の候補を求め、

複数の折り返し回数の候補が求められた場合、前記第 1 の位相差を 1 として、

評価関数 
$$e(n) = \left| 1 + 2 \quad n - (C1 / C2) \times 2 \right|$$

の値が最小となる n を前記第 1 の位相差の折り返し回数 N として決定する超音波診断装置の制御方法。

## 【請求項 15】

超音波診断装置の制御方法であって、

超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を処理して受信データを生成する工程と、

前記受信データを第1の中心周波数および第1の遮断周波数を用いて直交検波して振幅情報と位相情報を含む第1の複素データを生成し且つ前記受信データと同一のデータを前記第1の中心周波数より低い第2の中心周波数および第2の遮断周波数を用いて直交検波して第2の複素データを生成する工程と、

前記第1の複素データおよび前記第2の複素データの少なくともいずれか一方の振幅情報を用いてBモード画像を生成する工程と、

前記第1の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第1の位相差を演算し且つ前記第2の複素データの位相情報を用いてフレーム間の第2の位相差を演算する工程と、

被検体の測定対象組織の代表点における前記第2の複素データの位相情報のみから演算された前記第2の位相差を用いて前記第1の位相差を補正する工程と、

補正された前記第1の位相差を用いて前記被検体の測定対象組織の変位量を演算する工程と

を含む超音波診断装置の制御方法。

## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2016/081733
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/08(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> 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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2006/025364 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 09 March 2006 (09.03.2006), fig. 1 to 5; paragraphs [0043] to [0045], [0057] to [0058] & US 2007/0213614 A1 fig. 1 to 5; paragraphs [0080] to [0082], [0094] to [0095]	1-2, 9-10 1-10
Y	JP 2003-325520 A (Aloka Co., Ltd.), 18 November 2003 (18.11.2003), abstract; paragraphs [0053] to [0054] (Family: none)	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 04 January 2017 (04.01.17)		Date of mailing of the international search report 17 January 2017 (17.01.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2016/081733

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 5-200024 A (Aloka Co., Ltd.), 10 August 1993 (10.08.1993), abstract (Family: none)	1-10
Y	JP 7-51270 A (Hitachi Medical Corp.), 28 February 1995 (28.02.1995), paragraphs [0021] to [0022]; fig. 5 (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 1 7 3 3	
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 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017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	WO 2006/025364 A1 (松下電器産業株式会社) 2006.03.09	1-2,9-10	
Y	図1-5, [0043] - [0045], [0057] - [0058] & US 2007/0213614 A1, 図1-5, [0080] - [0082], [0094] - [0095]	1-10	
Y	JP 2003-325520 A (アロカ株式会社) 2003.11.18 要約, [0053] - [0054] (ファミリーなし)	1-10	
Y	JP 5-200024 A (アロカ株式会社) 1993.08.10 要約 (ファミリーなし)	1-10	
☑ 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、一般的な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 04.01.2017		国際調査報告の発送日 17.01.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 右▲高▼ 孝幸	2U 9808
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 1 7 3 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
Y	JP 7-51270 A (株式会社日立メディコ) 1995.02.28 [0021] - [0022]、図 5 (ファミリーなし)	1-10

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA

(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)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2017077916A1</a>	公开(公告)日	2018-08-09
申请号	JP2017548722	申请日	2016-10-26
[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	宫地幸哉		
发明人	宫地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/485 A61B8/54 G01S7/52026 G01S7/52039 G01S7/52042 G01S7/52077 G01S15/8915 G01S15/8986		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/JB24 4C601/JB26 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB51 4C601/KK13		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2015215611 2015-11-02 JP		
其他公开文献	JP6494784B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波诊断装置包括：超声波探头；发送/接收单元，其发送/接收从超声波探头到被检体的超声波束，处理从超声波探头输出的接收信号，并生成接收数据。使用第一中心频率和第一截止频率对由单元生成的接收数据进行正交检测，以生成包括幅度信息和相位信息的第一复数数据，并且通过第一数据生成与接收数据相同的数据。复数数据生成单元，其使用比中心频率低的第二中心频率和第二截止频率执行正交检测，以生成第二复数数据，第一复数数据和第二复数数据 B模式处理单元，其使用振幅信息中的至少一个来生成B模式图像，并使用第一复数数据和第二复数数据的相位信息来计算帧之间的第一相位差。相位差计算单元使用相位差校正单元计算帧之间的第二相位差，该相位差校正单元使用第二相位差校正第一相位差，并校正第一相位差。以及位移量计算器，用于计算对象的测量目标组织的位移量。

