

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02006/025364

発行日 平成20年5月8日(2008.5.8)

(43) 国際公開日 平成18年3月9日(2006.3.9)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F1

A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 41 頁)

出願番号	特願2006-532705 (P2006-532705)	(71) 出願人	000005821 松下電器産業株式会社
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/015728		大阪府門真市大字門真1006番地
(22) 国際出願日	平成17年8月30日(2005.8.30)	(74) 代理人	100101683 弁理士 奥田 誠司
(31) 優先権主張番号	特願2004-253884 (P2004-253884)	(72) 発明者	鈴木 隆夫 大阪府門真市大字門真1006番地 松下 電器産業株式会社内
(32) 優先日	平成16年9月1日(2004.9.1)	(72) 発明者	萩原 尚 大阪府門真市大字門真1006番地 松下 電器産業株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	加藤 真 大阪府門真市大字門真1006番地 松下 電器産業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、被検体の組織へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、前記超音波が前記生体の組織において反射することにより得られる反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する複数のフィルタと、前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出する複数の位相検出部と、前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力する組織追跡部とを備える。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の組織へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、
前記超音波が前記生体の組織において反射することにより得られる反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する複数のフィルタと、
前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出する複数の位相検出部と、
前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力する組織追跡部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数のフィルタは、第 1 の中心周波数を有する第 1 のフィルタと、前記第 1 の中心周波数よりも高い第 2 の中心周波数を有する第 2 のフィルタとを含み、
前記組織追跡部は、前記第 1 のフィルタを通過した信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力する粗追跡部と、前記第 2 のフィルタを通過した信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力する詳細追跡部とを含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記組織追跡部は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を求める複数の追跡部と、前記複数の追跡部から得られる複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得る演算部とを含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記演算部は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数の信号成分の少なくとも 1 つの振幅を求める振幅演算部をさらに備え、
前記組織追跡部は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記送信部は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも 1 つを強調した超音波が得られるよう、超音波探触子を駆動する送信信号を生成する請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記追跡情報から前記被検体の性状特性を求める特性計算部をさらに備える請求項 1 から 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 1 のフィルタは、前記超音波の基本波成分を透過させる帯域を有し、前記第 2 のフィルタは前記超音波の n 次高調波成分 ($n \geq 2$ の整数) を透過させる帯域を有する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、
超音波探触子を用いて超音波を送受信することにより、被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成するステップ (A) と、
前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出するステップ (B) と、
前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出するステップ (C) と、
前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ (D) と、
を包含する超音波診断装置の制御方法。

50

【請求項 10】

前記ステップ (B) は、第 1 の中心周波数を有する信号成分と第 1 の中心周波数よりも高い第 2 の中心周波数を有する信号成分とを抽出し、

前記ステップ (D) は、

前記第 1 の中心周波数を有する信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力するステップ (D1) と、

前記第 2 の中心周波数を有する信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力するステップ (D2) と、

を含む請求項 9 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 11】

前記ステップ (D) は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ (D1) と、

前記複数の追跡部から得られる複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得るステップ (D2) と、

を含む請求項 9 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 12】

前記ステップ (D2) は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する請求項 11 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 13】

前記ステップ (C) とステップ (D) との間において、前記複数の信号成分の少なくとも 1 つの振幅を求めるステップ (E)

をさらに包含し、

前記ステップ (D) は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める請求項 9 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 14】

前記ステップ (A) は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも 1 つを強調した超音波を被検体に送信する請求項 9 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 15】

前記追跡情報から前記被検体の性状特性を求めるステップ (F)

をさらに包含する請求項 9 から 13 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 16】

前記第 1 の中心周波数を有する信号成分は、前記超音波の基本波成分を含み、前記第 2 の中心周波数を有する信号成分は前記超音波の n 次高調波成分 ($n \geq 2$ の整数) を含む請求項 9 に記載の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】

本発明は、被検体組織の動きを追跡することにより、組織の性状特性を求める超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体を非侵襲的に検査する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の構造を断層画像として得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。

【0003】

これに対し、近年、エコー信号の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織の歪みや弾性率、粘性率などの物理的 (性状) 特性を求めることが試みられている。

【0004】

10

20

30

40

50

特許文献 1 は、一定間隔で送受信された超音波のエコー信号の位相差を用いて、被検体の局所領域の瞬間的な移動量を求め、移動量を加算していくことによって、被検体組織を高精度に追跡する方法を開示している。図 162 を用いて、特許文献 1 に開示された被検体組織の追跡方法を説明する。被検体の同一個所に向けて T の間隔で超音波パルスを送信し、得られたエコー信号を電気信号に変換した受信信号をそれぞれ $y(t)$ 、 $y(t + T)$ とする。t は送信時刻を 0 とした受信時間である。探触子からある距離 x_1 に位置する計測点から得られるエコー信号とその受信時刻 t_1 との間には、音速を C とすると、下記式 (1) の関係が成り立つ。

【0005】

$$t_1 = x_1 / (C / 2) \quad \dots (1)$$

10

【0006】

このとき $y(t_1)$ と $y(t_1 + T)$ との間の位相差を ϕ 、検波周波数を f とすると、この期間 T における計測点の移動量 Δx は、以下の式 (2) で表される。

【0007】

$$\Delta x = -C \cdot \phi / 4 \pi f \quad \dots (2)$$

【0008】

式 (2) から求められる移動量 Δx を元の計測点位置 x_1 に加算することにより、計測点の T 後の位置 x_1' は以下の式 (3) によって求められる。

【0009】

$$x_1' = x_1 + \Delta x \quad \dots (3)$$

20

【0010】

この演算を繰り返すことによって、被検体内の計測点の位置を追跡していくことができる。

【0011】

特許文献 2 は、特許文献 1 の方法をさらに発展させ、被検体組織、特に動脈血管壁の弾性率を求める方法を開示している。この方法によれば、まず、図 17 に示すように、探触子 101 から被検体 230 の血管 222 へ向けて超音波を送信し、血管 222 の血管壁上に設定した計測点 A および B からのエコー信号を特許文献 1 の方法により解析することにより、計測点 A および B の動きを追跡する。図 18 は、計測点 A および B の追跡波形 TA および TB を示している。また、心電波形 ECG も合わせて示している。

30

【0012】

図 18 に示すように、追跡波形 TA および TB は心電波形 ECG に一致した周期性を有している。これは、心臓の心拍周期に一致して、動脈が拡張および収縮することを示している。具体的には、心電波形 ECG 中に R 波と呼ばれる大きなピークが見られる際、心臓の収縮が開始し、心臓の収縮によって、動脈中に血液が押し出され、血圧が上昇する。この血圧によって急激に血管壁が広げられる。したがって、心電波形 ECG に R 波が現れた後、動脈が急激に拡張し、追跡波形 TA および TB も急激に立ち上がる。その後、心臓はゆっくり拡張するので、動脈がゆっくり収縮し、追跡波形 TA および TB も徐々に元に戻る。このような動きを動脈は繰り返している。

【0013】

40

追跡波形 TA および TB の差は計測点 AB 間の厚さ変化波形 W となる。厚さ変化波形 W の最大変化量を ΔW とし、計測点 AB 間の初期化時 (心拡張末期) の基準厚さを W_s とすると、計測点 AB 間の最大歪み量 ϵ は以下の式 (4) で求められる。

【0014】

$$\epsilon = \Delta W / W_s \quad \dots (4)$$

【0015】

この歪みは血管壁に加わる血圧差によるものであるから、このときの血圧差を P とすると、計測点 AB 間の弾性率 E_r は以下の式で表される。

【0016】

$$E_r = P / \epsilon = P \cdot W_s / \Delta W \quad \dots (5)$$

50

【 0 0 1 7 】

したがって、弾性率 E_r を断層画像上の複数点に対して計測することにより、弾性率の分布画像が得られる。図 17 に示すように、血管 222 の血管壁中に粥腫 220 が生じている場合、粥腫 220 とその周りの血管壁組織とでは弾性率が異なる。したがって、弾性率の分布画像が得られれば粥腫の性状、特に易破裂性などの診断に重要な情報が得られる。

【特許文献 1】特開平 10 - 5226 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 229078 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【 0 0 1 8 】

しかしながら、従来技術による被検体組織の追跡方法によれば、送受信間隔 T の間における被検体組織の移動量が、超音波の波長の半波長を超える場合、エリアシングにより、移動量を正確に求めることができないという問題がある。また、上述の方法により、数マイクロオーダーの計測が可能となるにつれて、ノイズの影響が相対的に大きくなり、正確な計測を行うためには、できるだけノイズの影響を低減する必要がある。

【 0 0 1 9 】

本発明はこのような従来技術の課題の少なくとも 1 つを解決し、被検体組織の動きを精度よく追跡し、正確な性状特性を求めることが可能な超音診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 0 】

本発明の超音波診断装置は、被検体の組織へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、前記超音波が前記生体の組織において反射することにより得られる反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する複数のフィルタと、前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出する複数の位相検出部と、前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力する組織追跡部とを備える。

【 0 0 2 1 】

ある好ましい実施形態において、前記複数のフィルタは、第 1 の中心周波数を有する第 1 のフィルタと、前記第 1 の中心周波数よりも高い第 2 の中心周波数を有する第 2 のフィルタとを含み、前記組織追跡部は、前記第 1 のフィルタを通過した信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力する粗追跡部と、前記第 2 のフィルタを通過した信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力する詳細追跡部とを含む。

30

【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記組織追跡部は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を求める複数の追跡部と、前記複数の追跡部から得られる複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得る演算部とを含む。

【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する。

40

【 0 0 2 4 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記複数の信号成分の少なくとも 1 つの振幅を求める振幅演算部をさらに備え、前記組織追跡部は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める。

【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記送信部は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも 1 つを強調した超音波が得られるよう、超音波探触子を駆動する送信信号を生成する。

50

【0026】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記追跡情報から前記被検体の性状特性を求める特性計算部をさらに備える。

【0027】

ある好ましい実施形態において、前記第1のフィルタは、前記超音波の基本波成分を透過させる帯域を有し、前記第2のフィルタは前記超音波の n 次高調波成分(n 2の整数)を透過させる帯域を有する。

【0028】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、超音波探触子を用いて超音波を送受信することにより、被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成するステップ(A)、前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出するステップ(B)と、前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出するステップ(C)と、前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ(D)とを包含する。

10

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(B)は、第1の中心周波数を有する信号成分と第1の中心周波数よりも高い第2の中心周波数を有する信号成分とを抽出し、前記ステップ(D)は、前記第1の中心周波数を有する信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力するステップ(D1)と、前記第2の中心周波数を有する信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力するステップ(D2)とを含む。

20

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D)は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ(D1)と、前記複数の追跡部から得られる複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得るステップ(D2)とを含む。

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D2)は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する。

【0032】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記ステップ(C)とステップ(D)との間において、前記複数の信号成分の少なくとも1つの振幅を求めるステップ(E)をさらに包含し、前記ステップ(D)は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める。

30

【0033】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(A)は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも1つを強調した超音波を被検体に送信する。

【0034】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記追跡情報から前記被検体の性状特性を求めるステップ(F)をさらに包含する。

40

【0035】

ある好ましい実施形態において、前記第1の中心周波数を有する信号成分は、前記超音波の基本波成分を含み、前記第2の中心周波数を有する信号成分は前記超音波の n 次高調波成分(n 2の整数)を含む。

【発明の効果】

【0036】

本発明によれば、フィルタを用いて受信信号から異なる周波数帯域の信号成分を複数抽出し、これらの信号成分をそれぞれ解析することにより、周波数に依存する特徴をそれぞれの信号成分から得ることができる。したがって、この特徴を適切に利用することにより、測定精度を向上させることができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明における超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図である。

【図2】従来の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

【図3】従来の他の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

【図4】図1の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

【図5】図1の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

10

【図6】図1の超音波診断装置のモニタに表示される画面の一例を示す図である。

【図7】図1の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す他の図である。

【図8】図1の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す他の図である。

【図9】本発明における超音波診断装置の第2の実施形態を示すブロック図である。

【図10】図9の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

【図11】本発明における超音波診断装置の第3の実施形態を示すブロック図である。

【図12】図11の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

20

【図13】図11の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

【図14】本発明における超音波診断装置の第4の実施形態を示すブロック図である。

【図15】図14の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

【図16】超音波エコー信号の位相差から組織の追跡を行う方法を説明する図である。

【図17】血管壁の弾性率を求める様子を示す模式図である。

【図18】血管壁から得られる追跡波形を用いて歪み量を求める方法を説明する図である。

【符号の説明】

【0038】

100 制御部

30

101 探触子

102 送信部

103 受信部

104 断層画像処理部

106 画像合成部

107 モニタ

113 A、113 B、113 X バンドパスフィルタ

114 A、114 B、114 X 位相検出部

115 組織粗追跡部

116 組織詳細追跡部

40

117 組織特性計算部

118 振幅演算部

119 組織詳細追跡部

121 A、121 B、121 X、 組織追跡部

122 演算部

123 演算部

171、172、173、174 組織追跡部

200 断層画像

201 組織特性画像

202 断層画像用反射強度スケール

50

203 組織特性画像スケール

204 生体信号波形

301、302、303、304 超音波診断装置

【発明を実施するための最良の形態】

【0039】

(第1の実施形態)

図1は、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置301は、送信部102と、受信部103と、断層画像処理部104と、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bと、位相検出部114Aおよび114Bと、組織追跡部171と、組織特性計算部117と、画像合成部106とを備えている。また、これら構成要素を制御するための制御部100を備えている。図示していないが、制御部100には、キーボードやトラックボール、スイッチ、ボタン、キーといった入力手段や、LCDディスプレイなどの出力手段も接続されている。制御部100は、ASICやFPGA、DSP、CPU、メモリなどを含み、超音波診断装置301を制御するための各ステップを実行するためのプログラムが記録されるとともに、必要に応じてプログラムが読み出され、実行される。

10

【0040】

送信部102は、制御部100の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子101を駆動する高圧信号を発生する。探触子101は、送信部102で発生した送信信号を超音波に変換して被検体に送信するとともに、被検体内部から反射してきた超音波エコーを検出し、電気信号に変換する。探触子101内には複数の圧電変換素子が配置され、使用する圧電変換素子の選択および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングや電圧を個々に変化させることによって送受信する超音波の走査線位置、偏向角およびフォーカスを制御する。

20

【0041】

受信部103は、受信信号を増幅するとともに、各圧電変換素子で受信された信号に適切な遅延を加えて加算することで定められた位置(フォーカス)または方向(偏向角)からの超音波のみを検出(ビームフォーミング)する。

【0042】

断層画像処理部104は、フィルタ、検波器、対数増幅器、走査変換器などからなり、受信信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。

30

【0043】

バンドパスフィルタ113Aおよび113Bは、互いに異なる通過帯域を有し、受信部から出力される受信信号から、それぞれの通過帯域の信号成分を抽出する。バンドパスフィルタ113Aおよび113Bの通過帯域の中心周波数を f_1 および f_2 とすると、 f_1 および f_2 は、 $f_1 < f_2$ の関係を満たしている。したがって、バンドパスフィルタ113Aを通過することによって得られた信号は受信信号中の低周波成分を含み、バンドパスフィルタ113Bを通過することによって得られた信号は受信信号中の高周波成分を含む。

【0044】

以下において詳細に説明するように、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bを用いて、受信信号から異なる周波数帯域の信号成分を複数抽出し、これらの信号成分をそれぞれ解析することにより、周波数に依存する特徴をそれぞれの信号成分から得ることができる。したがって、この特徴を適切に利用することにより、測定精度を向上させることができる。

40

【0045】

位相検出部114Aおよび114Bは、具体的には直交検波器などであり、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bによって帯域が制限された受信信号の信号成分の位相を検出する。

【0046】

50

組織追跡部 171 は、組織粗追跡部 115 および組織詳細追跡部 116 を含み、位相検出部 114A および 114B によって検出された信号成分の位相から式(2)および式(3)を利用して、被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力する。具体的には、位相検出部 114A によって検出された信号成分の位相から組織粗追跡部 115 は、式(2)および式(3)を利用して追跡情報を求める。この追跡情報は、以下で説明するように受信信号中の低周波数成分に基づいて得られているため、分解能の低い粗追跡情報である。追跡情報には、計測点における受信信号の位相変化、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形が含まれる。

【0047】

組織詳細追跡部 116 は、位相検出部 114B によって検出された信号成分の位相および組織粗追跡部 115 から得られる粗追跡情報から、式(2)および式(3)を利用して各組織の詳細な追跡情報を求め、出力する。

10

【0048】

組織特性計算部 117 は、詳細な追跡情報を組織追跡部 171 から受け取り、組織性状を表すパラメータ、例えば歪み率、歪み量、弾性率、粘性率などを算出し、数値や2次元分布画像、音声などとして出力する。弾性率や粘性率を求める場合には、組織特性計算部 117 は、被検体の組織に運動変化を与えた応力に関する情報を外部から受け取る。被検体の組織が動脈血管壁である場合には、最高血圧値および最低血圧値を血圧計などから受け取り、式(5)を用いて算出する。

【0049】

画像合成部 106 は、断層画像処理部 104 から得られる断層画像と、組織特性計算部から得られる組織特性を表す画像や数値、さらにその他の数値パラメータなどを合成し、モニタ 107 に表示する。超音波診断装置 301 はこのための専用のモニタ 107 をさらに備えていてもよいし、モニタ 107 には、一般的な、コンピュータ用のディスプレイを用いてもよい。

20

【0050】

次に、本発明の要部であるバンドパスフィルタ 113A および 113B と、位相検出部 114A および 114B、組織追跡部 171 の動作を詳細に説明する。

【0051】

図2および図3は、従来の超音波診断装置において用いられているバンドパスフィルタの周波数特性および受信信号の周波数特性を模式的に示している。図2に示すように、従来の超音波診断装置では、受信信号の基本波成分の中心周波数付近(または送信周波数付近)をフィルタにより選択的に抽出し、抽出した信号成分の位相を使用して、式(2)および式(3)の演算により被検体組織の動きを追跡していた。また、被検体に向けて超音波を送信した場合、超音波による被検体組織の振動に非線形性が見られ、反射波に高調波成分が含まれることが知られている。図3に示すように、この高調波成分を検出するために、フィルタの通過帯域を送信周波数の2倍に設定し、被検体組織により発生した2次高調波成分を取り出し、その位相を使用して、式(2)および式(3)の演算により被検体組織の動きを追跡することが知られている。

30

【0052】

検出する超音波の周波数が高くなれば分解能も高くなるため、被検体組織を追跡する精度を向上させることができる。しかし、周波数が高くなるにつれてエリアシングの影響を受けやすく、速い動きに対応できない。つまり、エリアシングにより、受信信号の位相を一義的に決定できなくなる。たとえば、位相検出部 114B によって $\pi/2$ という位相が検出された場合、この位相が本当に $\pi/2$ であるのか、本当は $3\pi/2$ であるのにエリアシングによって $\pi/2$ と検出されたのかを判別できない。このように追跡精度と移動速度に対する追従性とはトレードオフの関係にある。

40

【0053】

図4は、本発明による超音波診断装置 301 において用いているバンドパスフィルタ 113A および 113B の周波数特性および受信信号の周波数特性を模式的に示している。

50

受信信号中の基本波成分のみを抽出するように、バンドパスフィルタ 1 1 3 A の通過帯域の中心周波数 f_1 は、基本波成分の中心周波数に一致しており、基本波成分のみを含むように帯域幅も設定されている。また、受信信号中の 2 次高調波成分のみを抽出するように、バンドパスフィルタ 1 1 3 B の通過帯域の中心周波数 f_2 が受信信号の 2 次高調波成分の中心周波数に一致しており、2 次高調波成分のみを含むように帯域幅も設定されている。受信信号中の 2 次高調波成分は、被検体組織の非線形特性により発生したものであってもよいし、送信部 1 0 3 が送信する超音波にあらかじめ含まれていてもよい。例えば、パルス波形の送信波を用いれば、送信波中に高調波を発生させることができ、受信信号中の 2 次高調波成分が含まれる。

【 0 0 5 4 】

位相検出部 1 1 4 A は受信信号中の基本波成分を位相検波する。組織粗追跡部 1 1 5 は、検波した位相から、式 (2) および式 (3) を利用して受信信号中の基本波成分の位相変化、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形など含む追跡情報を求める。基本波成分の周波数ではエリアシングは生じず、被検体組織の移動速度が大きくても正しく組織移動を検出できる。このため、これらの追跡情報は、周波数で定まる分解能に依存した誤差を含むものの、正しい測定結果となる。

【 0 0 5 5 】

位相検出部 1 1 4 B は受信信号中の 2 次高調波成分を位相検波する。組織詳細追跡部 1 1 6 は、検波した位相から式 (2) および式 (3) を利用して、受信信号中の基本波成分の位相変化、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形など含む追跡情報を求める。この際、2 次高調波成分は高い周波数を有しているため、上述したようにエリアシングの影響が生じる可能性がある。このエリアシングの影響を排除するために、組織詳細追跡部 1 1 6 は、組織粗追跡部 1 1 5 から追跡情報を受け取る。受け取った追跡情報は、分解能は高くないものの正確な値であるので、エリアシングにより 2 次高調波成分の位相が特定できない場合であっても、組織粗追跡部 1 1 5 から受け取る追跡情報から、2 次高調波成分の正しい位相を決定することができる。続いて、式 (2) および式 (3) を利用して、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形など含む追跡情報を求める。

【 0 0 5 6 】

具体的に数値例を挙げて説明する。音速を 1540 m/s 、基本周波数を 5 MHz 、2 次高調波を 10 MHz とする。被検体に設定した計測点の移動量が $26 \mu\text{m}$ である場合、基本周波数でも 2 次高調波でもエリアシングは発生しない。このため、基本波では位相が $-2/3$ と検出され、この位相を用いて式 (2) より、移動量 $26 \mu\text{m}$ を所定の大きさの誤差を含むものの算出できる。2 次高調波では位相は $-2/3$ と検出され、同様に式 (2) より、移動量 $26 \mu\text{m}$ を少ない誤差で算出できる。

【 0 0 5 7 】

一方、被検体に設定した計測点の移動量が $52 \mu\text{m}$ である場合、基本ではエリアシングが発生しないが、2 次高調波ではエリアシングが発生する。このため、基本波では位相が $-2/3$ と検出され、この位相を用いて式 (2) より、移動量 $52 \mu\text{m}$ を所定の大きさの誤差を含むものの算出できる。しかし、2 次高調波では位相が本来 $-4/3$ と検出されるべきであるのに、 $2/3$ と検出されてしまう。これによって、式 (2) より、移動量が $-26 \mu\text{m}$ と算出されてしまう。

【 0 0 5 8 】

このような場合、本発明によれば、まず、組織粗追跡部 1 1 5 が基本波を計測し、移動量は $52 \mu\text{m}$ 程度であると求める。組織詳細追跡部 1 1 6 は、移動量が $52 \mu\text{m}$ 程度であるという追跡情報を組織粗追跡部 1 1 5 から受け取る。したがって、位相検出部 1 1 4 B によって検出した位相は、 $2/3$ ではなく $-4/3$ であると判断し、この位相を用いて、移動量 $52 \mu\text{m}$ を少ない誤差で算出することができる。基本波成分に比べて高い周波数である 2 次高調波成分を用いているため、組織詳細追跡部 1 1 6 における演算は分解能および精度が高い。したがって、組織詳細追跡部 1 1 6 において求められる追跡情報は高い精度を有している。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

また、被検体組織の非線形現象により発生した高調波成分を用いた場合には、サイドローブや多重エコーといったアーチファクトの影響を低減できるという効果もある。

【 0 0 6 0 】

図5は、超音波診断装置301の制御方法を示すフローチャートである。超音波診断装置301は図1を参照して説明したように、制御部100が、各部を制御することによって計測を行う。具体的には、まず送信部102が探触子101を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子101を用いて、受信部103が受信する。これにより受信部103は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する(ステップS501)。

10

【 0 0 6 1 】

バンドパスフィルタ113Aおよび113Bは、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する(ステップS502)。具体的には、基本波成分と2次高調波成分を抽出する。抽出された信号成分の位相は、位相検出部114Aおよび114Bによってそれぞれ検出される(ステップS503)。位相検出部114Aによって検出した信号成分の位相から組織粗追跡部115は被検体組織の追跡情報を算出する(ステップS504)。

【 0 0 6 2 】

組織詳細追跡部116は、組織粗追跡部115から得られる追跡情報に基づいて、位相検出部114Bによって検出した信号成分の位相から被検体組織の詳細な追跡情報を算出する(ステップS505)。組織特性計算部117は、被検体組織の詳細な追跡情報から組織の性状特性を算出する(ステップS506)。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。図6はモニタ107に表示される画面の一例であって、血管壁の弾性率を計測した結果の一例を示している。図6において、モニタ上には、断層画像処理部104により得られた血管壁のモノクロ断層画像200に重畳して、対応する部位の弾性率の分布を表す二次元弾性率画像201がカラーで表示される。二次元弾性率画像201は、血管壁の前壁210および後壁211が含まれるように観察領域が設定される。

20

【 0 0 6 3 】

超音波送受信時は、モノクロ断層画像200は従来の超音波診断装置同様に数10フレーム/秒ごとに更新表示される。一方、弾性率画像201は1心拍に1回更新表示される。モノクロ断層画像200は、反射強度に応じたモノクロ諧調で表示されており、反射強度を示すスケール202が合わせて示されている。また、弾性率画像201は、弾性率の値に応じた色調で表示されており、弾性率の値を示すスケール203が合わせて示される。また、モノクロ断層画像200の下方には、心電波形などの生体信号波形204が示されている。

30

【 0 0 6 4 】

図6は、後壁211に粥腫220が生成している様子を模式的に表している。本実施形態の超音波診断装置301によれば、上述したように被検体の組織の位置を高い精度で追跡できるため、弾性率も高い精度で求めることができる。したがって、血管壁に生成した粥腫220の弾性率分布を得ることができ、粥腫220の性状、特に易破裂性などの診断に重要な情報が高い精度で得ることができる。このように本実施形態の超音波診断装置によれば、フィルタを用いて受信信号から基本波成分の信号と2次高調波成分の信号とを抽出する。基本波成分の信号を組織粗追跡部により解析することによって、被検体組織の移動速度が大きくても、エリアシングの影響を受けることなく、正しい追跡情報を得ることができる。また、組織詳細追跡部は、2次高調波成分の信号を解析する。この際、エリアシングが生じる場合であっても、組織粗追跡部の追跡情報を利用することにより、正しく追跡情報を求めることができる。したがって、本実施形態の超音波診断装置によれば、移動速度が速い被検体組織を高い精度で追跡することが可能となる。これにより、たとえば、動脈血管の血管壁の弾性率分布を高い精度で測定することが可能となる。

40

50

【 0 0 6 5 】

なお、本実施形態では、受信信号の基本波成分と2次高調波成分を抽出するバンドパスフィルタ113Aおよび113Bを用いたが、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bは他の通過帯域特性を備えていてもよい。たとえば図7に示すように、バンドパスフィルタ113Aは、受信信号の基本波成分のうちのやや低い周波数成分を抽出し、バンドパスフィルタ113Bは受信信号の基本波成分のうちのやや高い周波数成分を抽出してもよい。低い周波数成分は、基本波の低い周波数成分に限るものではなく、被検体組織の非線形特性により発生した低調波成分でもよいし、送信する超音波にあらかじめ含めておいてもよい。

【 0 0 6 6 】

この場合においても、上述と同様、組織粗追跡部115が低い周波数成分を式(2)および式(3)を用いて解析し、粗追跡情報を得る。次いで組織詳細追跡部119は、粗追跡情報を利用して高い周波数成分を同様に解析し、被検体組織の動きを詳細に追跡する。これにより、図2に示す従来のフィルタを用いて計測を行う場合に比べて、低い周波数成分を用いることによって従来よりも速い被検体組織の動きに追従することができ、高い周波数成分を用いることにより精度の高い追跡を行なうことができる。

【 0 0 6 7 】

また、図8に示すように、バンドパスフィルタ113Aは受信信号の基本波成分のうちのやや低い周波数成分をやや狭い帯域で抽出し、バンドパスフィルタ113Bは受信信号の基本波成分全体を抽出してもよい。バンドパスフィルタ113Bの帯域は、バンドパスフィルタ113Aの通過帯域と一部重複しているがバンドパスフィルタ113Aよりも通過帯域が広い。このため、バンドパスフィルタ113Aに比べて、相対的に高周波成分を抽出するといえる。このような周波数特性を有するバンドパスフィルタ113Aおよび113Bを用いても、図2に示す従来のフィルタを用いて計測を行う場合に比べて、低い周波数成分を用いることによって、従来よりも速い被検体組織の動きに追従することができ、高い周波数成分を用いることにより精度の高い追跡を行なうことができる。また、高い周波数成分の帯域が広いため、分解能が高い。

【 0 0 6 8 】

なお、本実施形態では、2つのバンドパスフィルタを用い、受信信号から2つの異なる周波数帯域の信号成分を抽出しているが、抽出する信号成分は2つには限られず、3つ以上の信号成分を抽出してもよい。また、バンドパスフィルタが抽出する複数の信号成分は、周波数帯域が完全に一致していなければよく、一部が重複していてもよい。より受信信号の低い周波数成分を用いることによって、より速い被検体組織の動きにも追従することができる。また、受信信号のより高い周波数成分を用いることによってより精度の高い追跡を行なうことができる。

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態では、2次高調波成分を抽出しているが、3次以上のn次高調波(nは3以上の整数)を抽出し、追跡情報を求めてもよい。さらに、バンドパスフィルタが抽出する信号成分の少なくとも1つが所定の大きさの振幅で検出できるように、バンドパスフィルタが抽出する信号成分の少なくとも1つを強調した送信信号を用いてもよい。

【 0 0 7 0 】

(第2の実施形態)

図9は、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を示すブロック図である。図9に示すように、超音波診断装置302は、振幅演算部118を備えている点で、第1の実施形態の超音波診断装置301と異なる。

【 0 0 7 1 】

振幅演算部118は、バンドパスフィルタ113Bによって抽出された受信信号の2次高調波成分の振幅を演算する。振幅が所定の閾値以下である場合には、そのことを示す信号を生成し、組織詳細追跡部119へ出力する。組織詳細追跡部119は振幅演算部118から信号を受け取った場合、2次高調波成分を用いて追跡情報を求めることはせず、組

10

20

30

40

50

織粗追跡部 115 から得られた追跡情報をそのまま出力する。

【0072】

受信信号あるいは受信信号から抽出した信号成分の振幅が小さい場合、ノイズの影響を大きく受け、SN比が小さくなっている。このため、このような信号を用いて位相を検出して、精度が低く正しい計測が行えない。

【0073】

本実施形態では、このような場合には、受信信号あるいは受信信号から抽出した信号成分から追跡情報を求めないことにより、追跡の精度が低下するのを防止する。

【0074】

図10は、超音波診断装置302の制御方法を説明するフローチャートである。図9および図10を参照して超音波診断装置302の制御方法を説明する。まず送信部102が探触子101を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子101を用いて、受信部103が受信する。これにより受信部103は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する(ステップS511)。

10

【0075】

バンドパスフィルタ113Aおよび113Bは、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する(ステップS512)。抽出された信号成分の位相が、位相検出部114Aおよび114Bによって、それぞれ検出される(ステップS513)。位相検出部114Aによって検出した信号成分の位相から組織粗追跡部115は被検体組織の追跡情報を算出する(ステップS514)。

20

【0076】

振幅演算部118は、バンドパスフィルタ113Bによって抽出された信号成分の振幅を算出する(ステップS514)。振幅が所定の閾値以上である場合(ステップS516)には、組織詳細追跡部119は、組織粗追跡部115から得られる追跡情報に基づいて、位相検出部114Bによって検出した信号成分の位相から被検体組織の詳細な追跡情報を算出する(ステップS517)。一方、振幅が所定の閾値よりも小さい場合(ステップS516)には、組織詳細追跡部116は、バンドパスフィルタ113Bによって抽出された信号成分を利用することなく、組織粗追跡部115から得られる追跡情報を出力する。

【0077】

組織特性計算部117は、組織詳細追跡部116から得られる追跡情報から組織の性状特性を算出する(ステップS518)。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。

30

【0078】

(第3の実施形態)

図11は、本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を示すブロック図である。図11に示すように超音波診断装置303は、複数のバンドパスフィルタ113A~113X、複数の位相検出部114A~114Xおよび組織追跡部173を備えている点で第1の実施形態の超音波診断装置301とは異なっている。

【0079】

バンドパスフィルタ113A~113Xは、受信信号から互いに異なる帯域を有する信号成分をそれぞれ抽出する。位相検出部114A~114Xは、異なる帯域を有する信号成分をそれぞれ位相検波する。

40

【0080】

組織追跡部173は、組織追跡部121A~121Xと演算部122とを含む。組織追跡部121A~121Xは、式(2)および式(3)を利用して、検波された位相からそれぞれ被検体組織の追跡情報を求める。ノイズがない場合には、組織追跡部121A~121Xにより得られた追跡情報は同じとなるはずであるが、ノイズがある場合には周波数帯域ごとにノイズ量が異なり、それによって追跡波形に誤差が生じる。

【0081】

50

演算部 1 2 2 は各組織追跡部 1 2 1 A ~ 1 2 1 X から得られた追跡情報をもとに、ノイズが低減された追跡情報を生成する。具体的には、各組織追跡部 1 2 1 A ~ 1 2 1 X から得られた追跡情報に対し、単純平均処理または重み付け平均処理を行い、平均化された追跡情報を出力する。重み付け平均は、たとえば、送信波形または受信波形の中心周波数付近の帯域は大きな重み付けを行い、そこから離れるにしたがって小さくするなどすればよい。あるいは、各組織追跡部 1 2 1 A ~ 1 2 1 X から得られた追跡情報のうち、値が離れている追跡情報を除外して平均処理を行ってもよい。

【 0 0 8 2 】

図 1 2 は、バンドパスフィルタを 3 つ用いる場合における通過帯域特性および受信信号の周波数特性の一例を示している。このように多くの周波数帯域を使用して追跡を行ない、平均処理を行なうことで、ノイズの影響を減少させることができ、精度良い追跡を行なうことができる。また、受信信号に重畳しているノイズは、受信信号の全帯域にわたって均等に影響を及ぼしているわけではない。受信信号から異なる周波数帯域の信号成分を複数抽出した場合、ノイズの影響を強く受けている信号成分とノイズ影響が少ない信号成分が存在する。ノイズの影響を強く受けている信号成分は、他の信号成分と比べて追跡情報がかげ離れていると考えられるため、そのような信号成分を除外して平均を行うことによって、よりノイズの影響を低減し、精度の高い追跡を行うことができる。

10

【 0 0 8 3 】

また、バンドパスフィルタ 1 1 3 A ~ 1 1 3 X の通過帯域として、受信信号から低周波成分を抽出し、抽出した信号成分を用いて追跡を行えばより速い被検体組織の動きにも追従できるようになる。受信信号から高周波数成分を抽出すれば、精度良い追跡を行なうことができる。

20

【 0 0 8 4 】

図 1 3 は、超音波診断装置 3 0 3 の制御方法を示すフローチャートである。図 1 1 および図 1 3 を参照して、超音波診断装置 3 0 3 の制御方法を説明する。まず送信部 1 0 2 が探触子 1 0 1 を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子 1 0 1 を用いて、受信部 1 0 3 が受信する。これにより受信部 1 0 3 は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する（ステップ S 5 2 1）。

【 0 0 8 5 】

バンドパスフィルタ 1 1 3 A ~ 1 1 3 X は、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する（ステップ S 5 2 2）。抽出された信号成分の位相が、位相検出部 1 1 4 A ~ 1 1 4 X によって、それぞれ検出される（ステップ S 5 2 3）。組織追跡部 1 2 1 A ~ 1 2 1 X は、検出した位相を用いてそれぞれ追跡情報を求める（ステップ S 5 2 4）。

30

【 0 0 8 6 】

演算部 1 2 3 は、各組織追跡部 1 2 1 A ~ 1 2 1 X から得られた追跡情報を平均する（ステップ S 5 2 5）。組織特性計算部 1 1 7 は演算部 1 2 2 から得られる追跡情報から組織の性状特性を算出する（ステップ S 5 2 6）。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。

【 0 0 8 7 】

（第 4 の実施形態）

図 1 4 は、本発明による超音波診断装置の第 4 の実施形態を示すブロック図である。図 1 4 に示すように、超音波診断装置 3 0 4 は、振幅演算部 1 1 8 A ~ 1 1 8 X を備えている点で、第 3 の実施形態の超音波診断装置 3 0 3 と異なる。

40

【 0 0 8 8 】

振幅演算部 1 1 8 A ~ 1 1 8 X のそれぞれは、バンドパスフィルタ 1 1 3 A ~ 1 1 3 X によって受信信号から抽出された信号成分の振幅を演算する。振幅が所定の閾値以下である場合には、そのことを示す信号を生成し、演算部 1 2 3 へ出力する。演算部 1 2 3 は振幅演算部 1 1 8 A ~ 1 1 8 X のいずれかから信号を受け取った場合、対応する信号成分から得られた追跡情報を平均演算から除外し、残りの追跡情報の平均を求める。第 3 の実施

50

形態で説明したように、種々の平均化方法を用いることができる。また、振幅に応じて重み付け平均をおこなってもよい。

【0089】

受信信号から抽出した信号成分の振幅が小さい場合、ノイズの影響を大きく受け、SN比が小さくなっている。このため、このような信号を用いて得られた追跡情報の位相を検出しても、精度が低く正しい計測が行えない。本実施形態では、このような場合には、受信信号あるいは受信信号から抽出した信号成分から追跡情報を求めないことにより、追跡の精度が低下するのを防止する。

【0090】

図15は、超音波診断装置304の制御方法を示すフローチャートである。図14および図15を参照して、超音波診断装置303の制御方法を説明する。まず送信部102が探触子101を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子101を用いて、受信部103が受信する。これにより受信部103は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する(ステップS531)。

10

【0091】

バンドパスフィルタ113A~113Xは、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する(ステップS532)。抽出された信号成分の位相が、位相検出部114A~114Xによって、それぞれ検出される(ステップS533)。組織追跡部121A~121Xは、検出した位相を用いてそれぞれ追跡情報を求める(ステップS534)。さらに振幅演算部118A~118Xは各信号成分の振幅を検出する(ステップS535)。

20

【0092】

演算部122は、各組織追跡部121A~121Xから得られた追跡情報を平均する(ステップS536)。このとき振幅演算部118A~118Xから各信号成分の振幅の値を受け取って、振幅が所定の閾値よりも小さい場合には、その信号成分から求められた追跡情報は、平均を行う演算に利用しないようにする。

組織特性計算部117は演算部123から得られる追跡情報から組織の性状特性を算出する(ステップ537)。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。

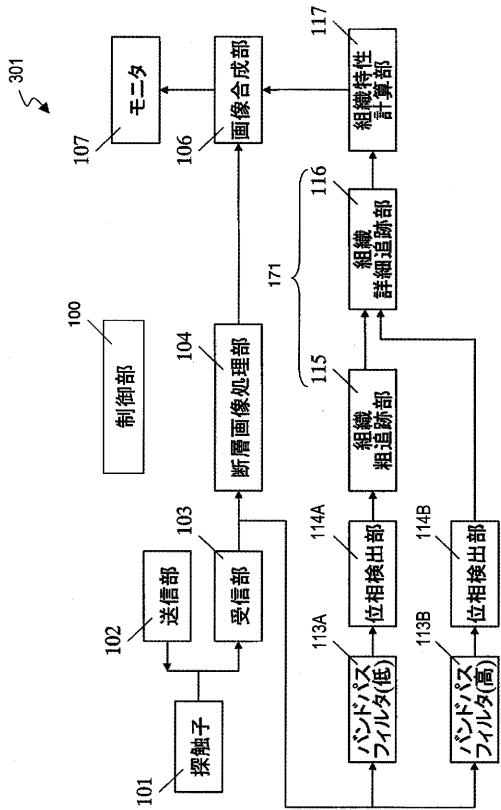
【産業上の利用可能性】

30

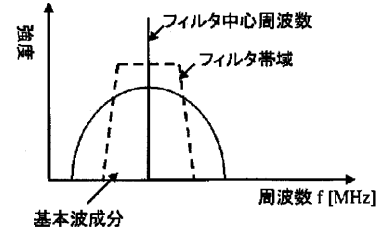
【0093】

本発明は、被検体組織の動きを追跡する超音波診断装置に好適に用いられる。特に、本発明は、組織の性状特性、たとえば、生体の動脈血管の血管壁の弾性率を求める超音波診断装置に好適に用いられる。

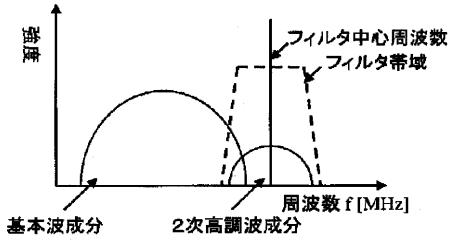
【 図 1 】



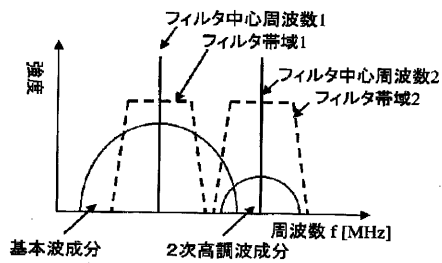
【 図 2 】



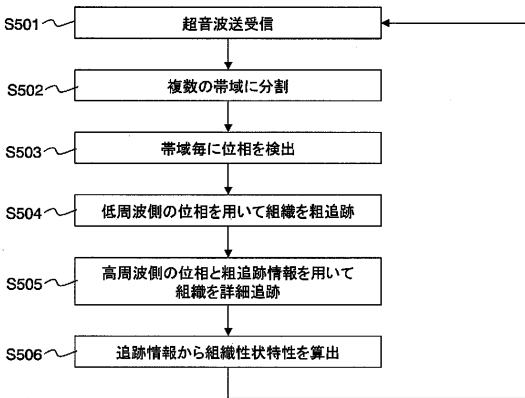
【 図 3 】



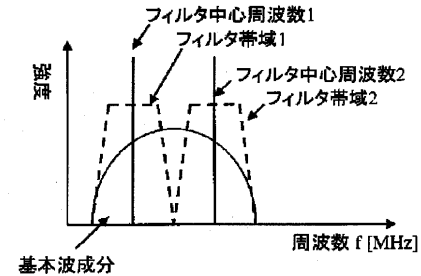
【 図 4 】



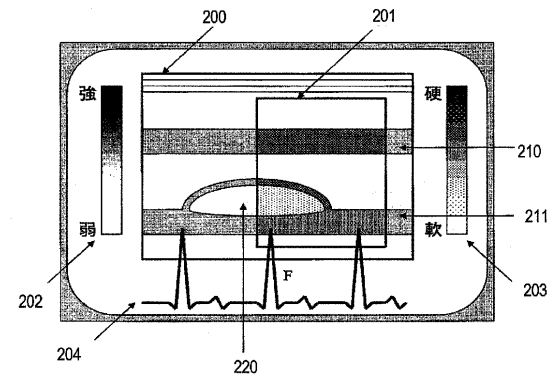
【 図 5 】



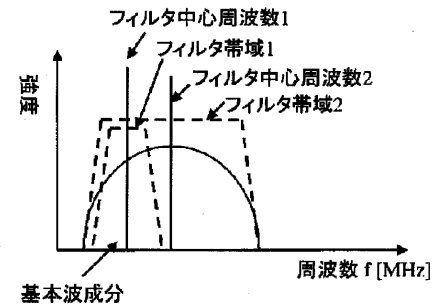
【 図 7 】



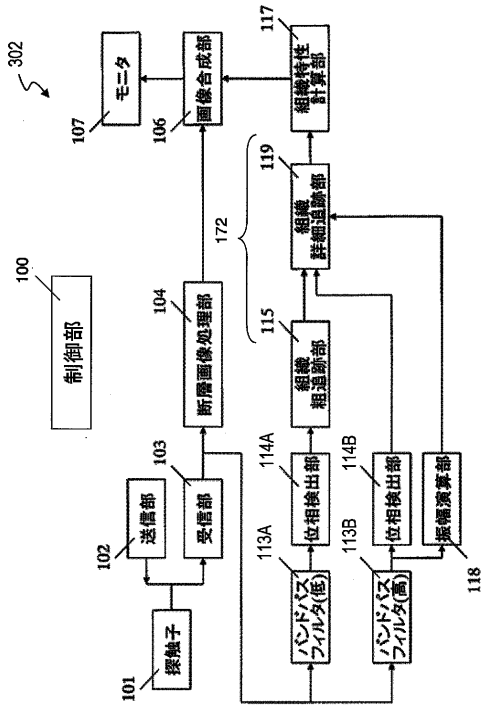
【 図 6 】



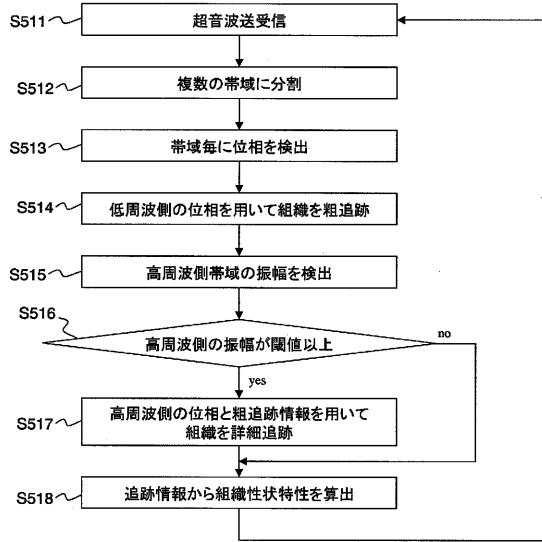
【 図 8 】



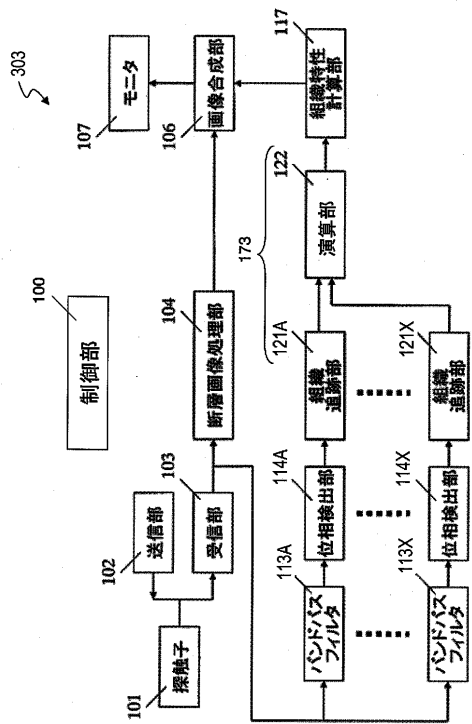
【図9】



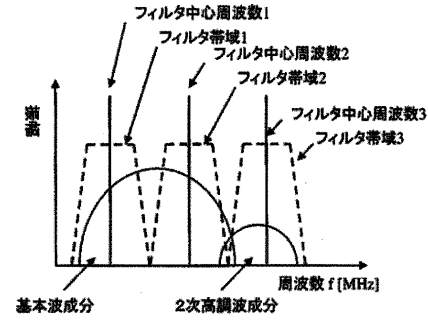
【図10】



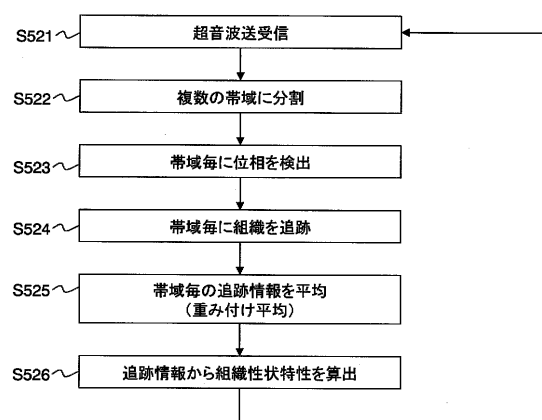
【図11】



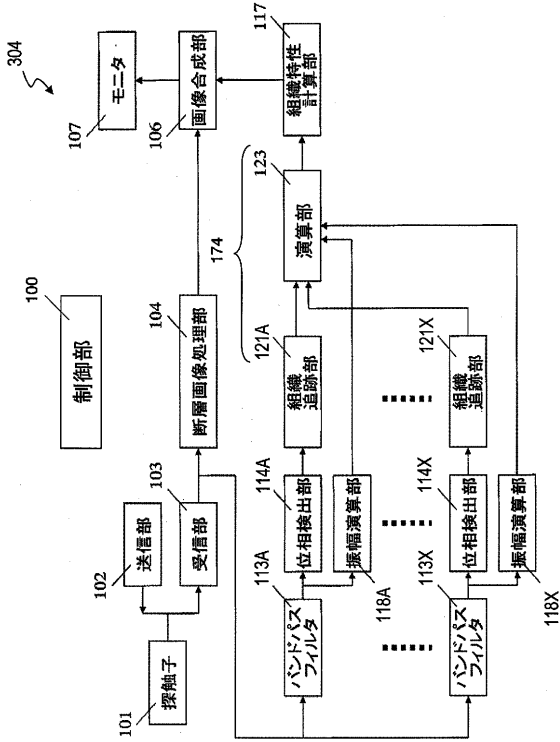
【図12】



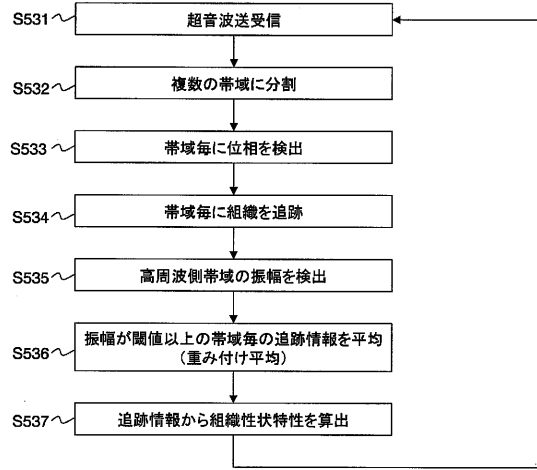
【図13】



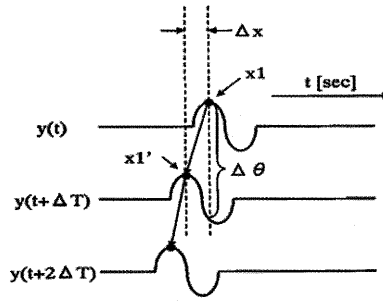
【 図 1 4 】



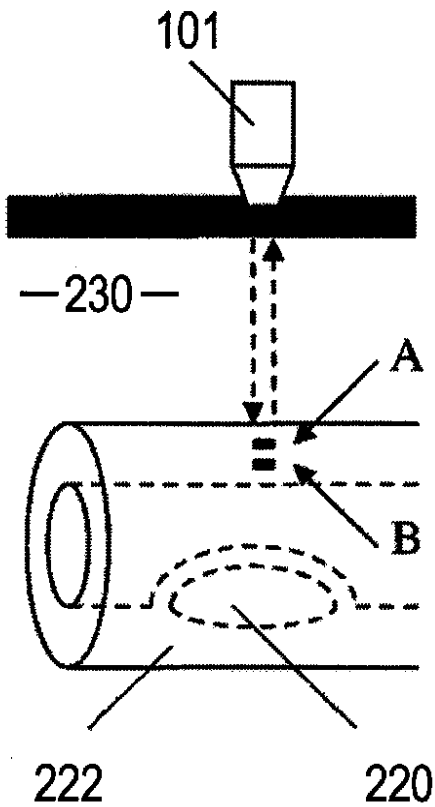
【 図 1 5 】



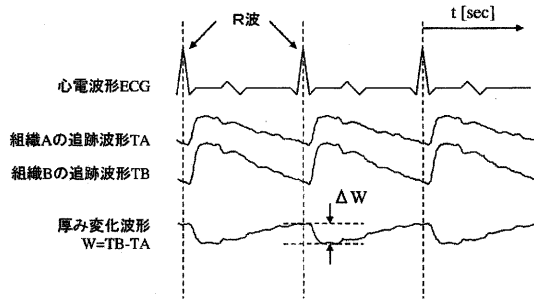
【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【手続補正書】

【提出日】平成19年2月8日(2007.2.8)

【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】

被検体の組織へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、
前記超音波が前記生体の組織において反射することにより得られる反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する複数のフィルタと、
前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出する複数の位相検出部と、
前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力する組織追跡部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項2】

前記複数のフィルタは、第1の中心周波数を有する第1のフィルタと、前記第1の中心周波数よりも高い第2の中心周波数を有する第2のフィルタとを含み、
前記組織追跡部は、前記第1のフィルタを通過した信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力する粗追跡部と、前記第2のフィルタを通過した信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力する詳細追跡部とを含む請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記組織追跡部は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を求める複数の追跡部と、前記複数の追跡部から得られる複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得る演算部とを含む請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記演算部は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記複数の信号成分の少なくとも1つの振幅を求める振幅演算部をさらに備え、
前記組織追跡部は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める請求項1から4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記送信部は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも1つを強調した超音波が得られるよう、超音波探触子を駆動する送信信号を生成する請求項1から5のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記追跡情報から前記被検体の性状特性を求める特性計算部をさらに備える請求項1から6のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記第1のフィルタは、前記超音波の基本波成分を透過させる帯域を有し、前記第2のフィルタは前記超音波の n 次高調波成分($n \geq 2$ の整数)を透過させる帯域を有する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、
超音波探触子を用いて超音波を送受信することにより、被検体の組織において反射する

反射波による受信信号を生成するステップ(A)と、
前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出するステップ(B)と、
前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出するステップ(C)と、
前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ(D)と、
を包含する超音波診断装置の制御方法。

【請求項10】

前記ステップ(B)は、第1の中心周波数を有する信号成分と第1の中心周波数よりも高い第2の中心周波数を有する信号成分とを抽出し、
前記ステップ(D)は、
前記第1の中心周波数を有する信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力するステップ(D1)と、
前記第2の中心周波数を有する信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力するステップ(D2)と、
を含む請求項9に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項11】

前記ステップ(D)は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ(D1)と、
前記複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得るステップ(D2)と、
を含む請求項9に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項12】

前記ステップ(D2)は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する請求項11に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項13】

前記ステップ(C)とステップ(D)との間において、前記複数の信号成分の少なくとも1つの振幅を求めるステップ(E)

をさらに包含し、

前記ステップ(D)は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める請求項9に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項14】

前記ステップ(A)は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも1つを強調した超音波を被検体に送信する請求項9に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項15】

前記追跡情報から前記被検体の性状特性を求めるステップ(F)
をさらに包含する請求項9から13のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項16】

前記第1の中心周波数を有する信号成分は、前記超音波の基本波成分を含み、前記第2の中心周波数を有する信号成分は前記超音波のn次高調波成分(n=2の整数)を含む請求項9に記載の超音波診断装置の制御方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体組織の動きを追跡することにより、組織の性状特性を求める超音波診

断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体を非侵襲的に検査する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の構造を断層画像として得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。

【0003】

これに対し、近年、エコー信号の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織の歪みや弾性率、粘性率などの物理的（性状）特性を求めることが試みられている。

【0004】

特許文献1は、一定間隔で送受信された超音波のエコー信号の位相差を用いて、被検体の局所領域の瞬間的な移動量を求め、移動量を加算していくことによって、被検体組織を高精度に追跡する方法を開示している。図16を用いて、特許文献1に開示された被検体組織の追跡方法を説明する。被検体の同一個所に向けてTの間隔で超音波パルスを送信し、得られたエコー信号を電気信号に変換した受信信号をそれぞれ $y(t)$ 、 $y(t+T)$ とする。tは送信時刻を0とした受信時間である。探触子からある距離 x_1 に位置する計測点から得られるエコー信号とその受信時刻 t_1 の間には、音速をCとすると、下記式(1)の関係が成り立つ。

【0005】

$$t_1 = x_1 / (C / 2) \quad \dots (1)$$

【0006】

このとき $y(t_1)$ と $y(t_1 + T)$ との間の位相差を $\Delta\phi$ 、検波周波数をfとすると、この期間Tにおける計測点の移動量 Δx は、以下の式(2)で表される。

【0007】

$$\Delta x = -C \cdot \Delta\phi / 4 \pi f \quad \dots (2)$$

【0008】

式(2)から求められる移動量 Δx を元の計測点位置 x_1 に加算することにより、計測点のT後の位置 x_1' は以下の式(3)によって求められる。

【0009】

$$x_1' = x_1 + \Delta x \quad \dots (3)$$

【0010】

この演算を繰り返すことによって、被検体内の計測点の位置を追跡していくことができる。

【0011】

特許文献2は、特許文献1の方法をさらに発展させ、被検体組織、特に動脈血管壁の弾性率を求める方法を開示している。この方法によれば、まず、図17に示すように、探触子101から被検体230の血管222へ向けて超音波を送信し、血管222の血管壁上に設定した計測点AおよびBからのエコー信号を特許文献1の方法により解析することにより、計測点AおよびBの動きを追跡する。図18は、計測点AおよびBの追跡波形TAおよびTBを示している。また、心電波形ECGも合わせて示している。

【0012】

図18に示すように、追跡波形TAおよびTBは心電波形ECGに一致した周期性を有している。これは、心臓の心拍周期に一致して、動脈が拡張および収縮することを示している。具体的には、心電波形ECG中にR波と呼ばれる大きなピークが見られる際、心臓の収縮が開始し、心臓の収縮によって、動脈中に血液が押し出され、血圧が上昇する。この血圧によって急激に血管壁が広げられる。したがって、心電波形ECGにR波が現れた後、動脈が急激に拡張し、追跡波形TAおよびTBも急激に立ち上がる。その後、心臓はゆっくり拡張するので、動脈がゆっくり収縮し、追跡波形TAおよびTBも徐々に元に戻

る。このような動きを動脈は繰り返している。

【0013】

追跡波形 T A および T B の差は計測点 A B 間の厚さ変化波形 W となる。厚さ変化波形 W の最大変化量を W とし、計測点 A B 間の初期化時（心拡張末期）の基準厚さを W s とすると、計測点 A B 間の最大歪み量 は以下の式（4）で求められる。

【0014】

$$= W / W s \quad \cdot \cdot \cdot \quad (4)$$

【0015】

この歪みは血管壁に加わる血圧差によるものであるから、このときの血圧差を P とすると、計測点 A B 間の弾性率 E r は以下の式で表される。

【0016】

$$E r = P / = P \cdot W s / W \quad \cdot \cdot \cdot \quad (5)$$

【0017】

したがって、弾性率 E r を断層画像上の複数点に対して計測することにより、弾性率の分布画像が得られる。図 17 に示すように、血管 222 の血管壁中に粥腫 220 が生じている場合、粥腫 220 とその周りの血管壁組織とでは弾性率が異なる。したがって、弾性率の分布画像が得られれば粥腫の性状、特に易破裂性などの診断に重要な情報が得られる。

【特許文献 1】特開平 10 - 5226 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 229078 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

しかしながら、従来技術による被検体組織の追跡方法によれば、送受信間隔 T の間における被検体組織の移動量が、超音波の波長の半波長を超える場合、エリアシングにより、移動量を正確に求めることができないという問題がある。また、上述の方法により、数マイクロオーダーの計測が可能となるにつれて、ノイズの影響が相対的に大きくなり、正確な計測を行うためには、できるだけノイズの影響を低減する必要がある。

【0019】

本発明はこのような従来技術の課題の少なくとも 1 つを解決し、被検体組織の動きを精度よく追跡し、正確な性状特性を求めることが可能な超音診断装置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】

【0020】

本発明の超音波診断装置は、被検体の組織へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、前記超音波が前記生体の組織において反射することにより得られる反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する複数のフィルタと、前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出する複数の位相検出部と、前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力する組織追跡部とを備える。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記複数のフィルタは、第 1 の中心周波数を有する第 1 のフィルタと、前記第 1 の中心周波数よりも高い第 2 の中心周波数を有する第 2 のフィルタとを含み、前記組織追跡部は、前記第 1 のフィルタを通過した信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力する粗追跡部と、前記第 2 のフィルタを通過した信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力する詳細追跡部とを含む。

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記組織追跡部は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を求める複数の追跡部と、前記複数の追跡部から得られ

る複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得る演算部とを含む。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する。

【0024】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記複数の信号成分の少なくとも1つの振幅を求める振幅演算部をさらに備え、前記組織追跡部は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める。

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記送信部は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも1つを強調した超音波が得られるよう、超音波探触子を駆動する送信信号を生成する。

【0026】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記追跡情報から前記被検体の性状特性を求める特性計算部をさらに備える。

【0027】

ある好ましい実施形態において、前記第1のフィルタは、前記超音波の基本波成分を透過させる帯域を有し、前記第2のフィルタは前記超音波の n 次高調波成分(n 2の整数)を透過させる帯域を有する。

【0028】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、超音波探触子を用いて超音波を送受信することにより、被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成するステップ(A)、前記受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出するステップ(B)と、前記複数の信号成分の位相をそれぞれ検出するステップ(C)と、前記複数の位相から被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ(D)とを包含する。

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(B)は、第1の中心周波数を有する信号成分と第1の中心周波数よりも高い第2の中心周波数を有する信号成分とを抽出し、前記ステップ(D)は、前記第1の中心周波数を有する信号成分の位相から前記被検体の各組織の動きを追跡し、粗追跡情報を出力するステップ(D1)と、前記第2の中心周波数を有する信号成分の位相および前記粗追跡情報から前記被検体の各組織の前記追跡情報を出力するステップ(D2)とを含む。

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D)は、前記複数の位相からそれぞれ被検体組織の動きを追跡し、追跡情報を出力するステップ(D1)と、前記複数の追跡情報に基づいて、ノイズが低減された追跡情報を得るステップ(D2)とを含む。

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D2)は、前記複数の追跡情報の単純平均または重み付け平均の少なくともいずれかを実行する。

【0032】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記ステップ(C)とステップ(D)との間において、前記複数の信号成分の少なくとも1つの振幅を求めるステップ(E)をさらに包含し、前記ステップ(D)は、前記振幅が所定の値以下であるときは、振幅を求めた信号成分を用いずに前記追跡情報を求める。

【0033】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(A)は、前記複数のフィルタの帯域のうち少なくとも1つを強調した超音波を被検体に送信する。

【0034】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記追跡情報から前記被検体の性状特性

を求めるステップ(F)をさらに包含する。

【0035】

ある好ましい実施形態において、前記第1の中心周波数を有する信号成分は、前記超音波の基本波成分を含み、前記第2の中心周波数を有する信号成分は前記超音波の n 次高調波成分($n \geq 2$ の整数)を含む。

【発明の効果】

【0036】

本発明によれば、フィルタを用いて受信信号から異なる周波数帯域の信号成分を複数抽出し、これらの信号成分をそれぞれ解析することにより、周波数に依存する特徴をそれぞれの信号成分から得ることができる。したがって、この特徴を適切に利用することにより、測定精度を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

(第1の実施形態)

図1は、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置301は、送信部102と、受信部103と、断層画像処理部104と、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bと、位相検出部114Aおよび114Bと、組織追跡部171と、組織特性計算部117と、画像合成部106とを備えている。また、これら構成要素を制御するための制御部100を備えている。図示していないが、制御部100には、キーボードやトラックボール、スイッチ、ボタン、キーといった入力手段や、LCDディスプレイなどの出力手段も接続されている。制御部100は、ASICやFPGA、DSP、CPU、メモリなどを含み、超音波診断装置301を制御するための各ステップを実行するためのプログラムが記録されるとともに、必要に応じてプログラムが読み出され、実行される。

【0038】

送信部102は、制御部100の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子101を駆動する高圧信号を発生する。探触子101は、送信部102で発生した送信信号を超音波に変換して被検体に送信するとともに、被検体内部から反射してきた超音波エコーを検出し、電気信号に変換する。探触子101内には複数の圧電変換素子が配置され、使用する圧電変換素子の選択および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングや電圧を個々に変化させることによって送受信する超音波の走査線位置、偏向角およびフォーカスを制御する。

【0039】

受信部103は、受信信号を増幅するとともに、各圧電変換素子で受信された信号に適切な遅延を加えて加算することで定められた位置(フォーカス)または方向(偏向角)からの超音波のみを検出(ビームフォーミング)する。

【0040】

断層画像処理部104は、フィルタ、検波器、対数増幅器、走査変換器などからなり、受信信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化する。

【0041】

バンドパスフィルタ113Aおよび113Bは、互いに異なる通過帯域を有し、受信部から出力される受信信号から、それぞれの通過帯域の信号成分を抽出する。バンドパスフィルタ113Aおよび113Bの通過帯域の中心周波数を f_1 および f_2 とすると、 f_1 および f_2 は、 $f_1 < f_2$ の関係を満たしている。したがって、バンドパスフィルタ113Aを通過することによって得られた信号は受信信号中の低周波成分を含み、バンドパスフィルタ113Bを通過することによって得られた信号は受信信号中の高周波成分を含む。

【0042】

以下において詳細に説明するように、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bを用いて、受信信号から異なる周波数帯域の信号成分を複数抽出し、これらの信号成分をそれ

ぞれ解析することにより、周波数に依存する特徴をそれぞれの信号成分から得ることができる。したがって、この特徴を適切に利用することにより、測定精度を向上させることができる。

【0043】

位相検出部114Aおよび114Bは、具体的には直交検波器などであり、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bによって帯域が制限された受信信号の信号成分の位相を検出する。

【0044】

組織追跡部171は、組織粗追跡部115および組織詳細追跡部116を含み、位相検出部114Aおよび114Bによって検出された信号成分の位相から式(2)および式(3)を利用して、被検体の各組織の動きを追跡し、追跡情報を出力する。具体的には、位相検出部114Aによって検出された信号成分の位相から組織粗追跡部115は、式(2)および式(3)を利用して追跡情報を求める。この追跡情報は、以下で説明するように受信信号中の低周波数成分に基づいて得られているため、分解能の低い粗追跡情報である。追跡情報には、計測点における受信信号の位相変化、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形が含まれる。

【0045】

組織詳細追跡部116は、位相検出部114Bによって検出された信号成分の位相および組織粗追跡部115から得られる粗追跡情報から、式(2)および式(3)を利用して各組織の詳細な追跡情報を求め、出力する。

【0046】

組織特性計算部117は、詳細な追跡情報を組織追跡部171から受け取り、組織性状を表すパラメータ、例えば歪み率、歪み量、弾性率、粘性率などを算出し、数値や2次元分布画像、音声などとして出力する。弾性率や粘性率を求める場合には、組織特性計算部117は、被検体の組織に運動変化を与えた応力に関する情報を外部から受け取る。被検体の組織が動脈血管壁である場合には、最高血圧値および最低血圧値を血圧計などから受け取り、式(5)を用いて算出する。

【0047】

画像合成部106は、断層画像処理部104から得られる断層画像と、組織特性計算部から得られる組織特性を表す画像や数値、さらにその他の数値パラメータなどを合成し、モニタ107に表示する。超音波診断装置301はこのための専用のモニタ107をさらに備えていてもよいし、モニタ107には、一般的な、コンピュータ用のディスプレイを用いてもよい。

【0048】

次に、本発明の要部であるバンドパスフィルタ113Aおよび113Bと、位相検出部114Aおよび114B、組織追跡部171の動作を詳細に説明する。

【0049】

図2および図3は、従来の超音波診断装置において用いられているバンドパスフィルタの周波数特性および受信信号の周波数特性を模式的に示している。図2に示すように、従来の超音波診断装置では、受信信号の基本波成分の中心周波数付近(または送信周波数付近)をフィルタにより選択的に抽出し、抽出した信号成分の位相を使用して、式(2)および式(3)の演算により被検体組織の動きを追跡していた。また、被検体に向けて超音波を送信した場合、超音波による被検体組織の振動に非線形性が見られ、反射波に高調波成分が含まれることが知られている。図3に示すように、この高調波成分を検出するために、フィルタの通過帯域を送信周波数の2倍に設定し、被検体組織により発生した2次高調波成分を取り出し、その位相を使用して、式(2)および式(3)の演算により被検体組織の動きを追跡することが知られている。

【0050】

検出する超音波の周波数が高くなれば分解能も高くなるため、被検体組織を追跡する精度を向上させることができる。しかし、周波数が高くなるにつれてエリアシングの影響を

受けやすく、速い動きに対応できない。つまり、エリアシングにより、受信信号の位相を一義的に決定できなくなる。たとえば、位相検出部 114B によって $-\pi/2$ という位相が検出された場合、この位相が本当に $-\pi/2$ であるのか、本当は $3\pi/2$ であるのにエリアシングによって $-\pi/2$ と検出されたのかを判別できない。このように追跡精度と移動速度に対する追従性とはトレードオフの関係にある。

【0051】

図4は、本発明による超音波診断装置301において用いているバンドパスフィルタ113Aおよび113Bの周波数特性および受信信号の周波数特性を模式的に示している。受信信号中の基本波成分のみを抽出するように、バンドパスフィルタ113Aの通過帯域の中心周波数 f_1 は、基本波成分の中心周波数に一致しており、基本波成分のみを含むように帯域幅も設定されている。また、受信信号中の2次高調波成分のみを抽出するように、バンドパスフィルタ113Bの通過帯域の中心周波数 f_2 が受信信号の2次高調波成分の中心周波数に一致しており、2次高調波成分のみを含むように帯域幅も設定されている。受信信号中の2次高調波成分は、被検体組織の非線形特性により発生したものであってもよいし、送信部103が送信する超音波にあらかじめ含まれていてもよい。例えば、パルス波形の送信波を用いれば、送信波中に高調波を発生させることができ、受信信号中の2次高調波成分が含まれる。

【0052】

位相検出部114Aは受信信号中の基本波成分を位相検波する。組織粗追跡部115は、検波した位相から、式(2)および式(3)を利用して受信信号中の基本波成分の位相変化、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形など含む追跡情報を求める。基本波成分の周波数ではエリアシングは生じず、被検体組織の移動速度が大きくても正しく組織移動を検出できる。このため、これらの追跡情報は、周波数で定まる分解能に依存した誤差を含むものの、正しい測定結果となる。

【0053】

位相検出部114Bは受信信号中の2次高調波成分を位相検波する。組織詳細追跡部116は、検波した位相から式(2)および式(3)を利用して、受信信号中の基本波成分の位相変化、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形など含む追跡情報を求める。この際、2次高調波成分は高い周波数を有しているため、上述したようにエリアシングの影響が生じる可能性がある。このエリアシングの影響を排除するために、組織詳細追跡部116は、組織粗追跡部115から追跡情報を受け取る。受け取った追跡情報は、分解能は高くないものの正確な値であるので、エリアシングにより2次高調波成分の位相が特定できない場合であっても、組織粗追跡部115から受け取る追跡情報から、2次高調波成分の正しい位相を決定することができる。続いて、式(2)および式(3)を利用して、計測点の移動量および位置変化を示す追跡波形など含む追跡情報を求める。

【0054】

具体的に数値例を挙げて説明する。音速を 1540 m/s 、基本周波数を 5 MHz 、2次高調波を 10 MHz とする。被検体に設定した計測点の移動量が $26\text{ }\mu\text{m}$ である場合、基本周波数でも2次高調波でもエリアシングは発生しない。このため、基本波では位相が $-\pi/3$ と検出され、この位相を用いて式(2)より、移動量 $26\text{ }\mu\text{m}$ を所定の大きさの誤差を含むものの算出できる。2次高調波では位相は $-2\pi/3$ と検出され、同様に式(2)より、移動量 $26\text{ }\mu\text{m}$ を少ない誤差で算出できる。

【0055】

一方、被検体に設定した計測点の移動量が $52\text{ }\mu\text{m}$ である場合、基本ではエリアシングが発生しないが、2次高調波ではエリアシングが発生する。このため、基本波では位相が $-2\pi/3$ と検出され、この位相を用いて式(2)より、移動量 $52\text{ }\mu\text{m}$ を所定の大きさの誤差を含むものの算出できる。しかし、2次高調波では位相が本来 $-4\pi/3$ と検出されるべきであるのに、 $2\pi/3$ と検出されてしまう。これによって、式(2)より、移動量が $-26\text{ }\mu\text{m}$ と算出されてしまう。

【0056】

このような場合、本発明によれば、まず、組織粗追跡部 115 が基本波を計測し、移動量は $52\ \mu\text{m}$ 程度であると求める。組織詳細追跡部 116 は、移動量が $52\ \mu\text{m}$ 程度であるという追跡情報を組織粗追跡部 115 から受け取る。したがって、位相検出部 114 B によって検出した位相は、 $2/3$ ではなく $-4/3$ であると判断し、この位相を用いて、移動量 $52\ \mu\text{m}$ を少ない誤差で算出することができる。基本波成分に比べて高い周波数である 2 次高調波成分を用いているため、組織詳細追跡部 116 における演算は分解能および精度が高い。したがって、組織詳細追跡部 116 において求められる追跡情報は高い精度を有している。

【0057】

また、被検体組織の非線形現象により発生した高調波成分を用いた場合には、サイドローブや多重エコーといったアーチファクトの影響を低減できるという効果もある。

【0058】

図 5 は、超音波診断装置 301 の制御方法を示すフローチャートである。超音波診断装置 301 は図 1 を参照して説明したように、制御部 100 が、各部を制御することによって計測を行う。具体的には、まず送信部 102 が探触子 101 を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子 101 を用いて、受信部 103 が受信する。これにより受信部 103 は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する（ステップ S501）。

【0059】

バンドパスフィルタ 113 A および 113 B は、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する（ステップ S502）。具体的には、基本波成分と 2 次高調波成分を抽出する。抽出された信号成分の位相は、位相検出部 114 A および 114 B によってそれぞれ検出される（ステップ S503）。位相検出部 114 A によって検出した信号成分の位相から組織粗追跡部 115 は被検体組織の追跡情報を算出する（ステップ S504）。

【0060】

組織詳細追跡部 116 は、組織粗追跡部 115 から得られる追跡情報に基づいて、位相検出部 114 B によって検出した信号成分の位相から被検体組織の詳細な追跡情報を算出する（ステップ S505）。組織特性計算部 117 は、被検体組織の詳細な追跡情報から組織の性状特性を算出する（ステップ S506）。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。図 6 はモニタ 107 に表示される画面の一例であって、血管壁の弾性率を計測した結果の一例を示している。図 6 において、モニタ上には、断層画像処理部 104 により得られた血管壁のモノクロ断層画像 200 に重畳して、対応する部位の弾性率の分布を表す二次元弾性率画像 201 がカラーで表示される。二次元弾性率画像 201 は、血管壁の前壁 210 および後壁 211 が含まれるように観察領域が設定される。

【0061】

超音波送受信時は、モノクロ断層画像 200 は従来の超音波診断装置同様に数 10 フレーム/秒ごとに更新表示される。一方、弾性率画像 201 は 1 心拍に 1 回更新表示される。モノクロ断層画像 200 は、反射強度に応じたモノクロ諧調で表示されており、反射強度を示すスケール 202 が合わせて示されている。また、弾性率画像 201 は、弾性率の値に応じた色調で表示されており、弾性率の値を示すスケール 203 が合わせて示される。また、モノクロ断層画像 200 の下方には、心電波形などの生体信号波形 204 が示されている。

【0062】

図 6 は、後壁 211 に粥腫 220 が生成している様子を模式的に表している。本実施形態の超音波診断装置 301 によれば、上述したように被検体の組織の位置を高い精度で追跡できるため、弾性率も高い精度で求めることができる。したがって、血管壁に生成した粥腫 220 の弾性率分布を得ることができ、粥腫 220 の性状、特に易破裂性などの診断に重要な情報が高い精度で得ることができる。このように本実施形態の超音波診断装置に

よれば、フィルタを用いて受信信号から基本波成分の信号と2次高調波成分の信号とを抽出する。基本波成分の信号を組織粗追跡部により解析することによって、被検体組織の移動速度が大きくても、エリアシングの影響を受けることなく、正しい追跡情報を得ることができる。また、組織詳細追跡部は、2次高調波成分の信号を解析する。この際、エリアシングが生じる場合であっても、組織粗追跡部の追跡情報を利用することにより、正しく追跡情報を求めることができる。したがって、本実施形態の超音波診断装置によれば、移動速度が速い被検体組織を高い精度で追跡することが可能となる。これにより、たとえば、動脈血管の血管壁の弾性率分布を高い精度で測定することが可能となる。

【0063】

なお、本実施形態では、受信信号の基本波成分と2次高調波成分を抽出するバンドパスフィルタ113Aおよび113Bを用いたが、バンドパスフィルタ113Aおよび113Bは他の通過帯域特性を備えていてもよい。たとえば図7に示すように、バンドパスフィルタ113Aは、受信信号の基本波成分のうちのやや低い周波数成分を抽出し、バンドパスフィルタ113Bは受信信号の基本波成分のうちのやや高い周波数成分を抽出してもよい。低い周波数成分は、基本波の低い周波数成分に限るものではなく、被検体組織の非線形特性により発生した低調波成分でもよいし、送信する超音波にあらかじめ含めておいてもよい。

【0064】

この場合においても、上述と同様、組織粗追跡部115が低い周波数成分を式(2)および式(3)を用いて解析し、粗追跡情報を得る。次いで組織詳細追跡部119は、粗追跡情報を利用して高い周波数成分を同様に解析し、被検体組織の動きを詳細に追跡する。これにより、図2に示す従来のフィルタを用いて計測を行う場合に比べて、低い周波数成分を用いることによって従来よりも速い被検体組織の動きに追従することができ、高い周波数成分を用いることにより精度の高い追跡を行なうことができる。

【0065】

また、図8に示すように、バンドパスフィルタ113Aは受信信号の基本波成分のうちのやや低い周波数成分をやや狭い帯域で抽出し、バンドパスフィルタ113Bは受信信号の基本波成分全体を抽出してもよい。バンドパスフィルタ113Bの帯域は、バンドパスフィルタ113Aの通過帯域と一部重複しているがバンドパスフィルタ113Aよりも通過帯域が広い。このため、バンドパスフィルタ113Aに比べて、相対的に高周波成分を抽出するといえる。このような周波数特性を有するバンドパスフィルタ113Aおよび113Bを用いても、図2に示す従来のフィルタを用いて計測を行う場合に比べて、低い周波数成分を用いることによって、従来よりも速い被検体組織の動きに追従することができ、高い周波数成分を用いることにより精度の高い追跡を行なうことができる。また、高い周波数成分の帯域が広いため、分解能が高い。

【0066】

なお、本実施形態では、2つのバンドパスフィルタを用い、受信信号から2つの異なる周波数帯域の信号成分を抽出しているが、抽出する信号成分は2つには限られず、3つ以上の信号成分を抽出してもよい。また、バンドパスフィルタが抽出する複数の信号成分は、周波数帯域が完全に一致していなければよく、一部が重複していてもよい。より受信信号の低い周波数成分を用いることによって、より速い被検体組織の動きにも追従することができる。また、受信信号のより高い周波数成分を用いることによってより精度の高い追跡を行なうことができる。

【0067】

また、本実施形態では、2次高調波成分を抽出しているが、3次以上の n 次高調波(n は3以上の整数)を抽出し、追跡情報を求めてもよい。さらに、バンドパスフィルタが抽出する信号成分の少なくとも1つが所定の大きさの振幅で検出できるように、バンドパスフィルタが抽出する信号成分の少なくとも1つを強調した送信信号を用いてもよい。

【0068】

(第2の実施形態)

図9は、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を示すブロック図である。図9に示すように、超音波診断装置302は、振幅演算部118を備えている点で、第1の実施形態の超音波診断装置301と異なる。

【0069】

振幅演算部118は、バンドパスフィルタ113Bによって抽出された受信信号の2次高調波成分の振幅を演算する。振幅が所定の閾値以下である場合には、そのことを示す信号を生成し、組織詳細追跡部119へ出力する。組織詳細追跡部119は振幅演算部118から信号を受け取った場合、2次高調波成分を用いて追跡情報を求めることはせず、組織粗追跡部115から得られた追跡情報をそのまま出力する。

【0070】

受信信号あるいは受信信号から抽出した信号成分の振幅が小さい場合、ノイズの影響を大きく受け、SN比が小さくなっている。このため、このような信号を用いて位相を検出しても、精度が低く正しい計測が行えない。

【0071】

本実施形態では、このような場合には、受信信号あるいは受信信号から抽出した信号成分から追跡情報を求めないことにより、追跡の精度が低下するのを防止する。

【0072】

図10は、超音波診断装置302の制御方法を説明するフローチャートである。図9および図10を参照して超音波診断装置302の制御方法を説明する。まず送信部102が探触子101を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子101を用いて、受信部103が受信する。これにより受信部103は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する(ステップS511)。

【0073】

バンドパスフィルタ113Aおよび113Bは、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する(ステップS512)。抽出された信号成分の位相が、位相検出部114Aおよび114Bによって、それぞれ検出される(ステップS513)。位相検出部114Aによって検出した信号成分の位相から組織粗追跡部115は被検体組織の追跡情報を算出する(ステップS514)。

【0074】

振幅演算部118は、バンドパスフィルタ113Bによって抽出された信号成分の振幅を算出する(ステップS514)。振幅が所定の閾値以上である場合(ステップS516)には、組織詳細追跡部119は、組織粗追跡部115から得られる追跡情報に基づいて、位相検出部114Bによって検出した信号成分の位相から被検体組織の詳細な追跡情報を算出する(ステップS517)。一方、振幅が所定の閾値よりも小さい場合(ステップS516)には、組織詳細追跡部116は、バンドパスフィルタ113Bによって抽出された信号成分を利用することなく、組織粗追跡部115から得られる追跡情報を出力する。

【0075】

組織特性計算部117は、組織詳細追跡部116から得られる追跡情報から組織の性状特性を算出する(ステップS518)。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。

【0076】

(第3の実施形態)

図11は、本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を示すブロック図である。図11に示すように超音波診断装置303は、複数のバンドパスフィルタ113A~113X、複数の位相検出部114A~114Xおよび組織追跡部173を備えている点で第1の実施形態の超音波診断装置301とは異なっている。

【0077】

バンドパスフィルタ113A~113Xは、受信信号から互いに異なる帯域を有する信号成分をそれぞれ抽出する。位相検出部114A~114Xは、異なる帯域を有する信号

成分をそれぞれ位相検波する。

【0078】

組織追跡部173は、組織追跡部121A～121Xと演算部122とを含む。組織追跡部121A～121Xは、式(2)および式(3)を利用して、検波された位相からそれぞれ被検体組織の追跡情報を求める。ノイズがない場合には、組織追跡部121A～121Xにより得られた追跡情報は同じとなるはずであるが、ノイズがある場合には周波数帯域ごとにノイズ量が異なり、それによって追跡波形に誤差が生じる。

【0079】

演算部122は各組織追跡部121A～121Xから得られた追跡情報をもとに、ノイズが低減された追跡情報を生成する。具体的には、各組織追跡部121A～121Xから得られた追跡情報に対し、単純平均処理または重み付け平均処理を行い、平均化された追跡情報を出力する。重み付け平均は、たとえば、送信波形または受信波形の中心周波数付近の帯域は大きな重み付けを行い、そこから離れるにしたがって小さくするなどすればよい。あるいは、各組織追跡部121A～121Xから得られた追跡情報のうち、値が離れている追跡情報を除外して平均処理を行ってもよい。

【0080】

図12は、バンドパスフィルタを3つ用いる場合における通過帯域特性および受信信号の周波数特性の一例を示している。このように多くの周波数帯域を使用して追跡を行ない、平均処理を行なうことで、ノイズの影響を減少させることができ、精度良い追跡を行なうことができる。また、受信信号に重畳しているノイズは、受信信号の全帯域にわたって均等に影響を及ぼしているわけではない。受信信号から異なる周波数帯域の信号成分を複数抽出した場合、ノイズの影響を強く受けている信号成分とノイズ影響が少ない信号成分が存在する。ノイズの影響を強く受けている信号成分は、他の信号成分と比べて追跡情報がかけ離れていると考えられるため、そのような信号成分を除外して平均を行うことによって、よりノイズの影響を低減し、精度の高い追跡を行うことができる。

【0081】

また、バンドパスフィルタ113A～113Xの通過帯域として、受信信号から低周波成分を抽出し、抽出した信号成分を用いて追跡を行えばより速い被検体組織の動きにも追従できるようになる。受信信号から高周波数成分を抽出すれば、精度良い追跡を行なうことができる。

【0082】

図13は、超音波診断装置303の制御方法を示すフローチャートである。図11および図13を参照して、超音波診断装置303の制御方法を説明する。まず送信部102が探触子101を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子101を用いて、受信部103が受信する。これにより受信部103は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する(ステップS521)。

【0083】

バンドパスフィルタ113A～113Xは、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する(ステップS522)。抽出された信号成分の位相が、位相検出部114A～114Xによって、それぞれ検出される(ステップS523)。組織追跡部121A～121Xは、検出した位相を用いてそれぞれ追跡情報を求める(ステップS524)。

【0084】

演算部122は、各組織追跡部121A～121Xから得られた追跡情報を平均する(ステップS525)。組織特性計算部117は演算部122から得られる追跡情報から組織の性状特性を算出する(ステップS526)。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。

【0085】

(第4の実施形態)

図14は、本発明による超音波診断装置の第4の実施形態を示すブロック図である。図

14に示すように、超音波診断装置304は、振幅演算部118A～118Xを備えている点で、第3の実施形態の超音波診断装置303と異なる。

【0086】

振幅演算部118A～118Xのそれぞれは、バンドパスフィルタ113A～113Xによって受信信号から抽出された信号成分の振幅を演算する。振幅が所定の閾値以下である場合には、そのことを示す信号を生成し、演算部123へ出力する。演算部123は振幅演算部118A～118Xのいずれかから信号を受け取った場合、対応する信号成分から得られた追跡情報を平均演算から除外し、残りの追跡情報の平均を求める。第3の実施形態で説明したように、種々の平均化方法を用いることができる。また、振幅に応じて重み付け平均をおこなってもよい。

【0087】

受信信号から抽出した信号成分の振幅が小さい場合、ノイズの影響を大きく受け、SN比が小さくなっている。このため、このような信号を用いて得られた追跡情報の位相を検出しても、精度が低く正しい計測が行えない。本実施形態では、このような場合には、受信信号あるいは受信信号から抽出した信号成分から追跡情報を求めないことにより、追跡の精度が低下するのを防止する。

【0088】

図15は、超音波診断装置304の制御方法を示すフローチャートである。図14および図15を参照して、超音波診断装置304の制御方法を説明する。まず送信部102が探触子101を駆動することにより、超音波を被検体へ送信し、被検体から得られた反射を探触子101を用いて、受信部103が受信する。これにより受信部103は被検体の組織において反射する反射波による受信信号を生成する(ステップS531)。

【0089】

バンドパスフィルタ113A～113Xは、受信信号から、互いに異なる帯域を有する複数の信号成分をそれぞれ抽出する(ステップS532)。抽出された信号成分の位相が、位相検出部114A～114Xによって、それぞれ検出される(ステップS533)。組織追跡部121A～121Xは、検出した位相を用いてそれぞれ追跡情報を求める(ステップS534)。さらに振幅演算部118A～118Xは各信号成分の振幅を検出する(ステップS535)。

【0090】

演算部123は、各組織追跡部121A～121Xから得られた追跡情報を平均する(ステップS536)。このとき振幅演算部118A～118Xから各信号成分の振幅の値を受け取って、振幅が所定の閾値よりも小さい場合には、その信号成分から求められた追跡情報は、平均を行う演算に利用しないようにする。

【0091】

組織特性計算部117は演算部123から得られる追跡情報から組織の性状特性を算出する(ステップS537)。この手順を繰り返すことによって、被検体の各組織の位置を逐次追跡することができる。

【産業上の利用可能性】

【0092】

本発明は、被検体組織の動きを追跡する超音波診断装置に好適に用いられる。特に、本発明は、組織の性状特性、たとえば、生体の動脈血管の血管壁の弾性率を求める超音波診断装置に好適に用いられる。

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本発明における超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図である。

【図2】従来の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

【図3】従来の他の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

【図 4】図 1 の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

【図 5】図 1 の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

【図 6】図 1 の超音波診断装置のモニタに表示される画面の一例を示す図である。

【図 7】図 1 の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す他の図である。

【図 8】図 1 の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す他の図である。

【図 9】本発明における超音波診断装置の第 2 の実施形態を示すブロック図である。

【図 10】図 9 の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

【図 11】本発明における超音波診断装置の第 3 の実施形態を示すブロック図である。

【図 12】図 11 の超音波診断装置における受信信号の周波数特性とフィルタの周波数特性とを模式的に示す図である。

【図 13】図 11 の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

【図 14】本発明における超音波診断装置の第 4 の実施形態を示すブロック図である。

【図 15】図 14 の超音波診断装置の制御方法を説明するフローチャートである。

【図 16】超音波エコー信号の位相差から組織の追跡を行う方法を説明する図である。

【図 17】血管壁の弾性率を求める様子を示す模式図である。

【図 18】血管壁から得られる追跡波形を用いて歪み量を求める方法を説明する図である。

【符号の説明】

【0094】

- 100 制御部
- 101 探触子
- 102 送信部
- 103 受信部
- 104 断層画像処理部
- 106 画像合成部
- 107 モニタ
- 113 A、113 B、113 X バンドパスフィルタ
- 114 A、114 B、114 X 位相検出部
- 115 組織粗追跡部
- 116 組織詳細追跡部
- 117 組織特性計算部
- 118 振幅演算部
- 119 組織詳細追跡部
- 121 A、121 B、121 X、 組織追跡部
- 122 演算部
- 123 演算部
- 171、172、173、174 組織追跡部
- 200 断層画像
- 201 組織特性画像
- 202 断層画像用反射強度スケール
- 203 組織特性画像スケール
- 204 生体信号波形
- 301、302、303、304 超音波診断装置

【手続補正 3】

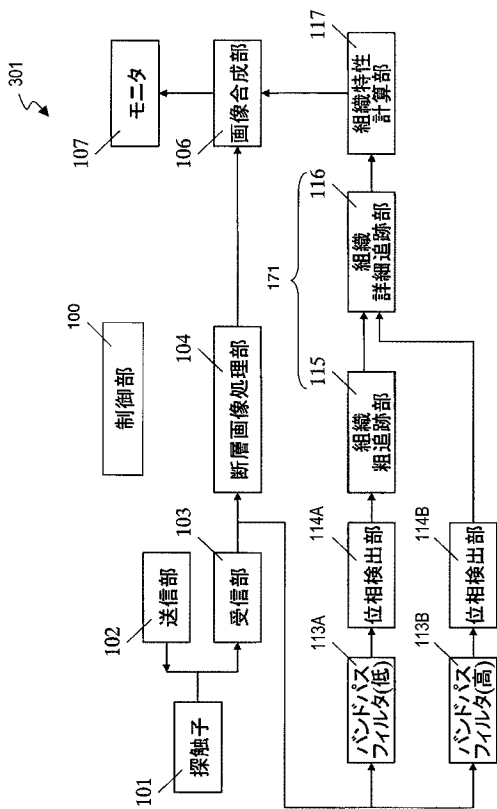
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

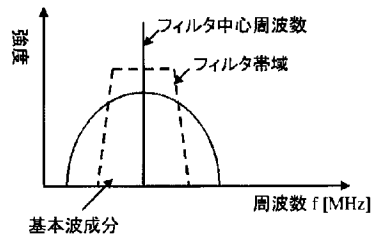
【補正方法】変更

【補正の内容】

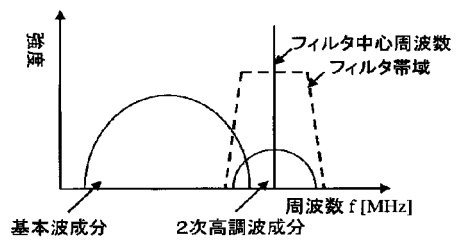
【図1】



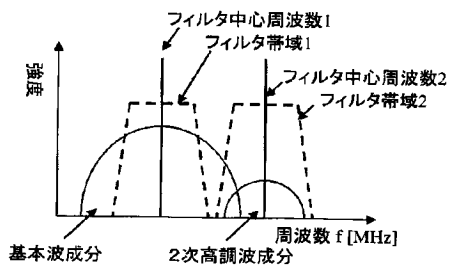
【図2】



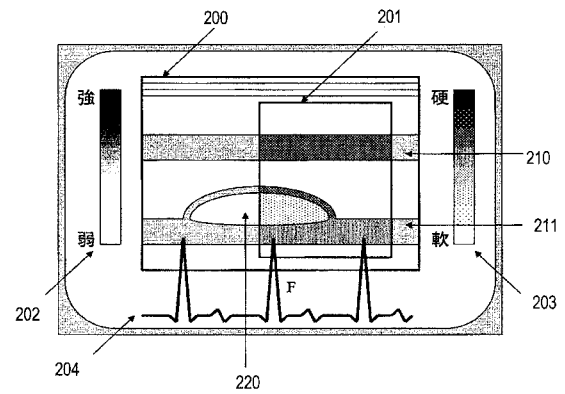
【図3】



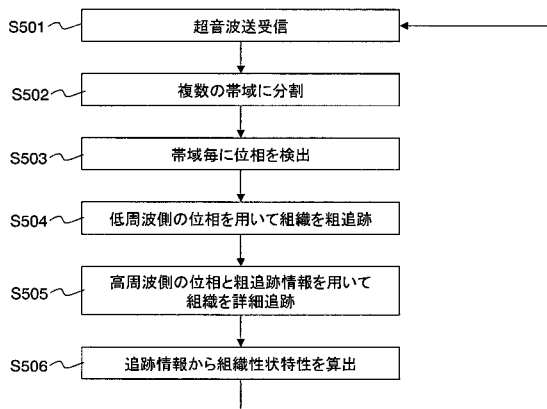
【 図 4 】



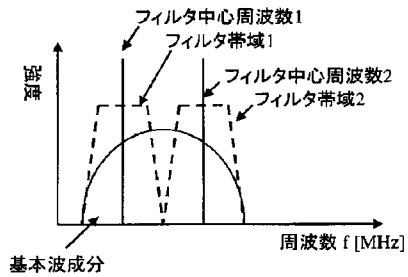
【 図 6 】



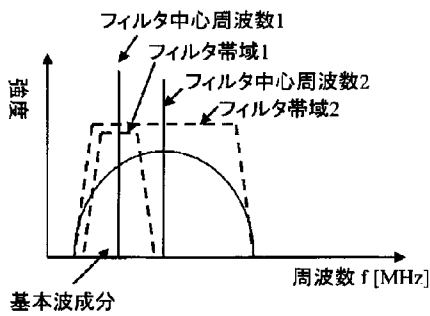
【 図 5 】



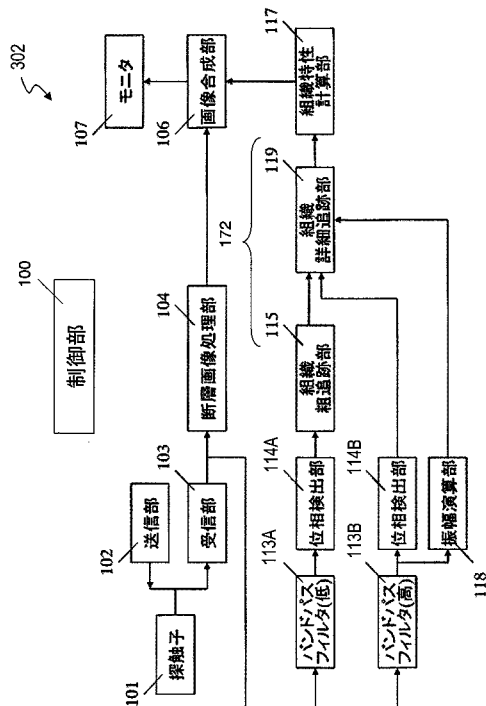
【 図 7 】



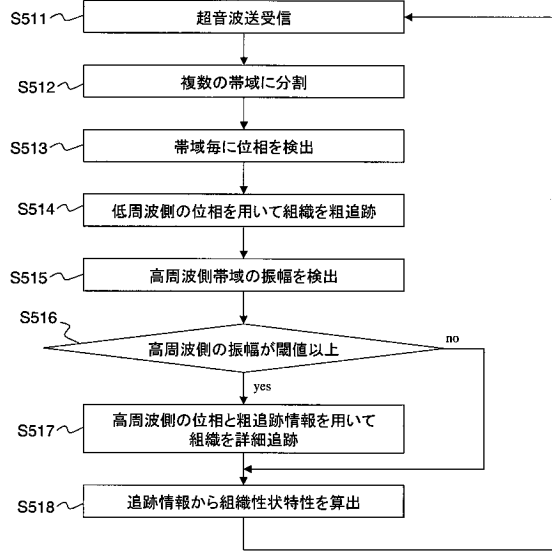
【 図 8 】



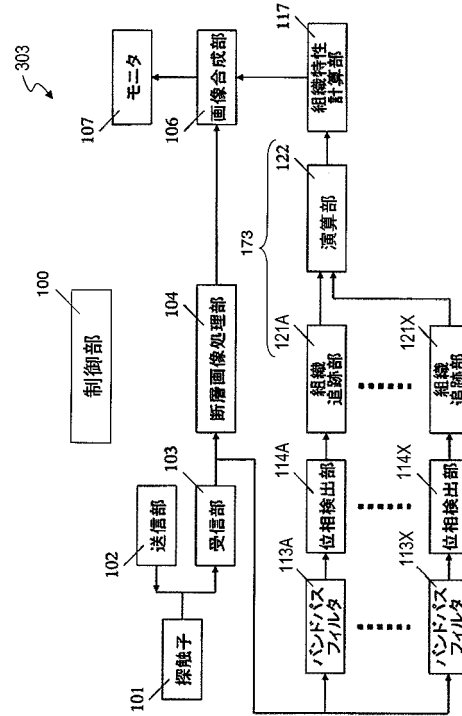
【 図 9 】



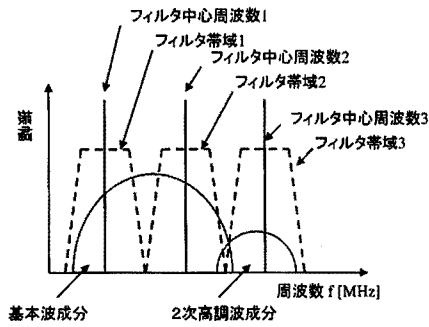
【図10】



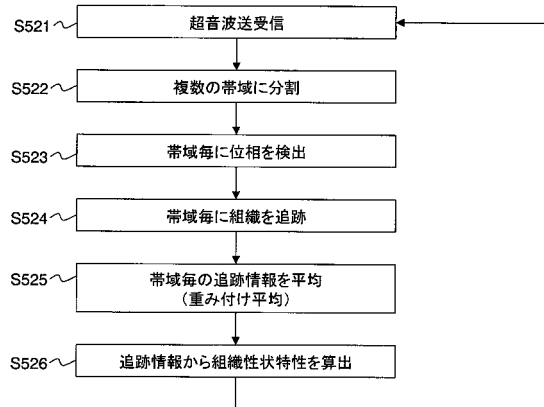
【図11】



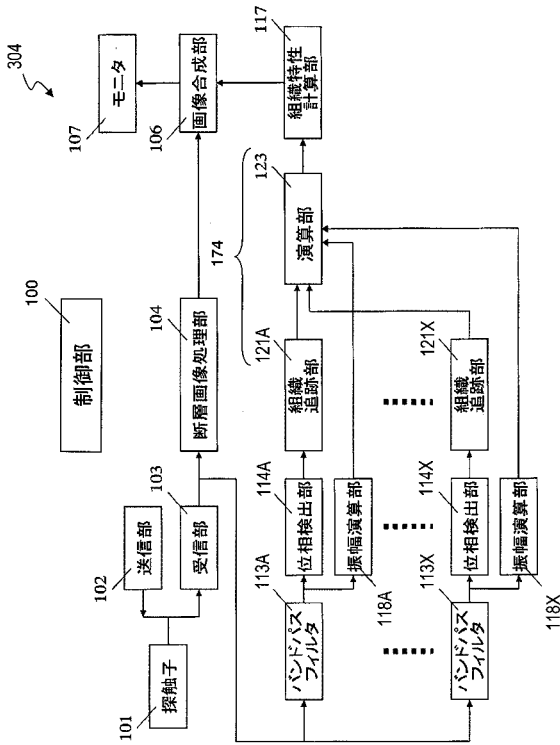
【図12】



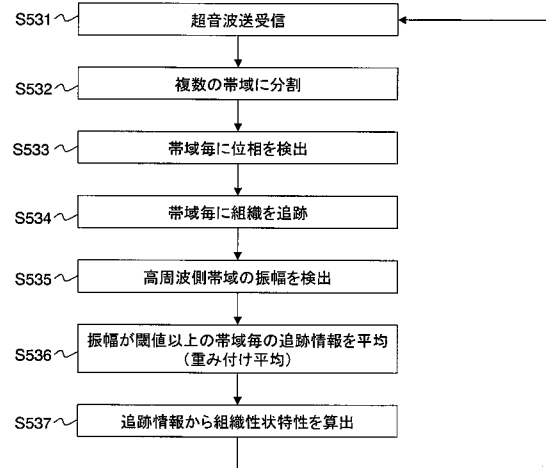
【図13】



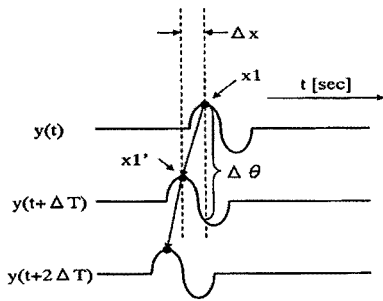
【 図 1 4 】



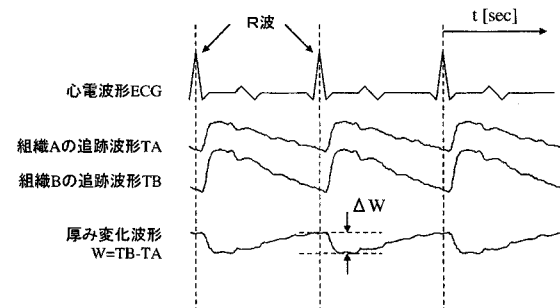
【 図 1 5 】



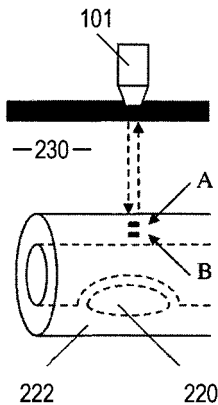
【 図 1 6 】



【 図 1 8 】



【 図 1 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/015728

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08 (2006.01)		
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 1996-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) TCHUSHI WEB, JMEDPlus (JOIS)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Takeshi SHIINA et al., "Fukugo Jiko Sokanho ni yoru Jitsujikan Tissue Elasticity Imaging, Journal of Medical Ultrasonics, 15 February, 1999 (15.02.99), Vol.26, No.2, pages 57 to 66	1-16
A	JP 2002-301071 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 15 October, 2002 (15.10.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2002-165796 A (Toshiba Corp.), 11 June, 2002 (11.06.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
<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	"T"
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	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
"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)	"X"
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	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
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"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 07 November, 2005 (07.11.05)	Date of mailing of the international search report 22 November, 2005 (22.11.05)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/015728

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-033352 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 04 February, 2003 (04.02.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2001-070305 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 21 March, 2001 (21.03.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-16

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 5 / 0 1 5 7 2 8									
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)											
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. A61B8/08 (2006.01)											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2005年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2005年	日本国実用新案登録公報	1996-2005年	日本国登録実用新案公報	1994-2005年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2005年										
日本国実用新案登録公報	1996-2005年										
日本国登録実用新案公報	1994-2005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) 医中誌 WEB, JMEDPlus (JQIS)											
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 請求の範囲の番号									
A	椎名毅他, 複合自己相関法による実時間 Tissue Elasticity Imaging, 超音波医学, 1999.02.15, 第26巻, 第2号, 第57-66頁	1-16									
A	JP 2002-301071 A (富士写真フイルム株式会社) 2002.10.15 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16									
A	JP 2002-165796 A (株式会社東芝) 2002.06.11 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 07.11.2005		国際調査報告の発送日 22.11.2005									
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) 後藤 順也	2Q 3101								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3290									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/015728

C (続き) 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 請求の範囲の番号
A	JP 2003-033352 A(松下電器産業株式会社) 2003.02.04 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 2001-070305 A(松下電器産業株式会社) 2001.03.21 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 DD19 DE09 DE13 EE09 FF08 JB24 JB31 JB36 JB48 KK02
KK24

(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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2006025364A1	公开(公告)日	2008-05-08
申请号	JP2006532705	申请日	2005-08-30
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	鈴木隆夫 萩原尚 加藤真		
发明人	鈴木 隆夫 萩原 尚 加藤 真		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/02007 A61B8/0858 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52026 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52087 G01S15/8954		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE09 4C601/DE13 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2004253884 2004-09-01 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声波诊断装置包括：发送部分，用于驱动向对象组织发送超声波的超声波探头；接收部，其通过超声波探头接收由生物体的组织反射的超声波产生的反射波，生成接收信号；多个滤波器，用于从接收信号中提取属于相互不同的频带的多个信号分量；多个相位检测部分，用于检测多个信号分量的各个相位；以及组织跟踪部分，用于基于相位跟踪受试者组织的运动，从而输出跟踪信息。

【图4】

