

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-141380

(P2019-141380A)

(43) 公開日 令和1年8月29日(2019.8.29)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2018-29558 (P2018-29558)
(22) 出願日 平成30年2月22日(2018.2.22)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110000350
ポレール特許業務法人
(72) 発明者 清水 一力
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(72) 発明者 田中 智彦
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DD15 EE09 JB45 JB47
JC11 JC16 JC37 KK02 KK20
KK31 KK36

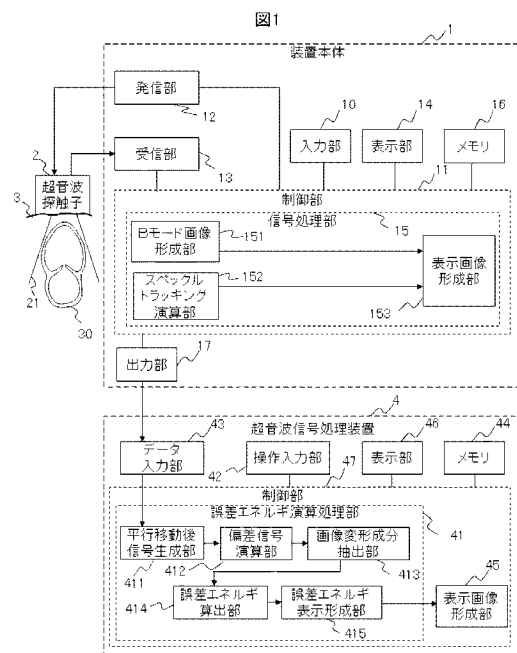
(54) 【発明の名称】 超音波信号処理装置、超音波診断装置および超音波信号演算処理方法

(57) 【要約】

【課題】サブピクセル追跡で算出された速度ベクトルの信頼性を評価できる超音波信号処理装置、超音波診断装置および超音波信号演算処理方法を提供する。

【解決手段】検査対象により反射されたエコー信号を取得するエコー信号取得部と、前記エコー信号を用いて速度ベクトルを算出する速度ベクトル算出部と、前記エコー信号を近似的に平行移動させた平行移動後信号を生成する平行移動後信号生成部と、前記平行移動後信号と前記エコー信号との偏差から画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分を抽出する画像変形成分抽出部と、前記画像変形成分から前記速度ベクトルの誤差エネルギーを算出する誤差エネルギー算出部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査対象により反射されたエコー信号を取得するエコー信号取得部と、
前記エコー信号を用いて速度ベクトルを算出する速度ベクトル算出部と、
前記エコー信号を近似的に平行移動させた平行移動後信号を生成する平行移動後信号生成部と、

前記平行移動後信号と前記エコー信号との偏差信号から画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分を抽出する画像変形成分抽出部と、

前記画像変形成分から前記速度ベクトルの誤差エネルギーを算出する誤差エネルギー算出部と、を備えることを特徴とする超音波信号処理装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記画像変形成分抽出部は、真の平行移動と近似的な平行移動との乖離による誤差である乖離誤差成分を前記偏差信号から取り除くことにより、前記画像変形成分を抽出することを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記画像変形成分抽出部は、第一時相のエコー信号を第二時相まで近似的に平行移動させた平行移動信号と、第二時相のエコー信号との偏差信号と、

第一の時相のエコー信号を近似的に平行移動の往復をさせた平行移動信号と、第一の時相のエコー信号との偏差信号とを用いて、前記乖離誤差成分を取り除くことを特徴とする超音波信号処理装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記画像変形成分抽出部は、第一時相のエコー信号を第二時相まで近似的に平行移動させた平行移動信号と、第二時相のエコー信号との偏差信号と、

第二時相のエコー信号を第一時相まで近似的に平行移動させた平行移動信号と、第一時相のエコー信号との偏差信号とを用いて、前記乖離誤差成分を取り除くことを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記誤差エネルギーの表示形式を設定する誤差エネルギー表示形成部をさらに備えることを特徴とする超音波信号処理装置。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記誤差エネルギー表示形成部は、前記誤差エネルギーの値に応じて、前記速度ベクトルを表す矢印の色や濃淡を設定することを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記誤差エネルギー表示形成部は、撮像範囲全体または所定の範囲における前記速度ベクトルの群の誤差エネルギーの統計値を含む表示形式を設定することを特徴とする超音波信号処理装置。

40

【請求項 8】

請求項 5 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記誤差エネルギー表示形成部は、撮像範囲全体または所定の範囲における前記速度ベクトルの群の誤差エネルギーの統計値が所定の要件を満たすか否かに応じて、フレーム画像を表示するか否かを設定することを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記誤差エネルギー算出部は、前記画像変形成分の絶対値または 2 乗値を所定の範囲で加

50

算した加算値を用いて前記誤差エネルギーを算出することを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記誤差エネルギー算出部は、前記エコー信号を用いて前記加算値を規格化することにより前記誤差エネルギーを算出することを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記平行移動後信号生成部は、前記エコー信号の空間微分値を用いた 1 次線形近似により前記平行移動後信号を算出することを特徴とする超音波信号処理装置。

10

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波信号処理装置であって、

前記平行移動後信号生成部は、前記エコー信号にフィッティングさせる連続関数を平行移動させた関数を解析的に求めることにより前記平行移動後信号を算出することを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波信号処理装置を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波診断装置であって、

前記誤差エネルギーまたは前記誤差エネルギーの統計値に基づいて、超音波の送受信条件を調整することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 15】

検査対象により反射されたエコー信号を取得するエコー信号取得ステップと、

前記エコー信号を用いて速度ベクトルを算出する速度ベクトル算出ステップと、

前記エコー信号を近似的に平行移動させた平行移動後信号を生成する平行移動後信号生成ステップと、

前記平行移動後信号と前記エコー信号の偏差から画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分を抽出する画像変形成分抽出ステップと、

前記画像変形成分から前記速度ベクトルの誤差エネルギーを算出する誤差エネルギー算出ステップと、を備えることを特徴とする超音波信号演算処理方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用の超音波信号処理装置に関し、特に体組織の動きの速度ベクトルを求めた結果の信頼性を評価する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

先進国における主要な死因の一つである心血管疾患の重症度の判定や治療判断の際に、心筋の動きや血流などの体組織の動きが速度ベクトル分布として計測される。速度ベクトル分布を超音波診断装置で計測する方法の一つにスペックルトラッキング法がある。スペックルトラッキング法とは、体組織中の散乱体で反射された超音波の散乱像であるスペックルをパターンマッチングにより時相間で追跡する方法であり、移動ベクトルと時相間の時間間隔から速度ベクトルが算出される。なお速度の検出分解能を向上させるために、超音波画像の 1 ピクセル以下の単位でパターンマッチングするサブピクセル追跡も行われる。

40

【0003】

スペックルトラッキング法では移動の前後でスペックルのパターンが変形しないことを前提とする。しかし、様々な原因によりスペックルのパターンが変形しスペックルの追跡が困難になる場合がある。

【0004】

50

非特許文献1には、移動の前後で変形するスペックルのパターンから心筋運動の速度ベクトルを算出することが開示されている。具体的には、サブピクセル追跡アルゴリズムであるKanade-Lucas-Tomasi法（以下、KLT法という）に画像のアフィン変換（幾何変換）を組み合わせることにより、スペックルが大きく移動し変形した場合でも速度ベクトルが算出されることを開示している。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Chi Young Ahn, “Robust Myocardial Motion Tracking for Echocardiography: Variational Framework Integrating Local-to-Global Deformation” Computational and Mathematical Methods in Medicine, Vol. 2013, Article ID 974027, 14 pages, 2013.

10

【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、非特許文献1ではスペックルの変形を考慮したサブピクセル追跡により速度ベクトルが算出されるものの、算出された速度ベクトルの信頼性については言及されていない。特に、KLT法などのサブピクセル追跡アルゴリズムで算出された速度ベクトルには、スペックルの移動に起因する成分と、スペックルの変形に起因する成分が含まれ、これら二つの成分を分けなければ速度ベクトルの信頼性の評価が困難である。速度ベクトルの信頼性が不明であれば心血管疾患の重症度の判定や治療判断を適切に行うことは困難になる。

20

【0007】

そこで本発明は、サブピクセル追跡で算出された速度ベクトルの信頼性を評価できる超音波信号処理装置、超音波診断装置および超音波信号演算処理方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために本発明は、検査対象から取得したエコー信号と、エコー信号を近似的に平行移動させた平行移動後信号との偏差信号からスペックル等の画像の変形による信号値の変化成分を抽出し、抽出した変化成分から速度ベクトルの誤差エネルギーを算出して評価することを特徴とする。

30

【0009】

より具体的には、検査対象により反射されたエコー信号を取得するエコー信号取得部と、前記エコー信号を用いて速度ベクトルを算出する速度ベクトル算出部と、前記エコー信号を近似的に平行移動させた平行移動後信号を生成する平行移動後信号生成部と、前記平行移動後信号と前記エコー信号との偏差信号から画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分を抽出する画像変形成分抽出部と、前記画像変形成分から前記速度ベクトルの誤差エネルギーを算出する誤差エネルギー算出部と、を備えることを特徴とする超音波信号処理装置である。

40

【0010】

また本発明は、前記超音波信号処理装置を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

また本発明は、検査対象により反射されたエコー信号を取得するエコー信号取得ステップと、前記エコー信号を用いて速度ベクトルを算出する速度ベクトル算出ステップと、前記エコー信号を近似的に平行移動させた平行移動後信号を生成する平行移動後信号生成ステップと、前記平行移動後信号と前記エコー信号との偏差信号から画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分を抽出する画像変形成分抽出ステップと、前記画像変形成分から前記速度ベクトルの誤差エネルギーを算出する誤差エネルギー算出ステップと、を備

50

えることを特徴とする超音波信号演算処理方法である。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、サブピクセル追跡で算出された速度ベクトルの信頼性を評価できる超音波信号処理装置、超音波診断装置および超音波信号演算処理方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】実施例1における超音波信号処理装置を含む速度ベクトル計測システムの一構成例を示すブロック図。

10

【図2】実施例1の誤差エネルギー演算処理部の計算処理フローの一例を示す図。

【図3】速度ベクトルの表示例を示す図。

【図4】KLT法の概念を示す図。

【図5】スペックルのパターンの変形により速度ベクトルの演算に誤差を生じる例を示す図。

【図6】例示した演算結果が一致することを示す図。

【図7】移動ベクトルの誤差の2乗値と誤差エネルギーの算出値の一例を示す図。

【図8】速度ベクトル毎の誤差エネルギーの表示の一例を示す図。

【図9】速度ベクトル毎の誤差エネルギーの表示の他の例を示す図。

20

【図10】所定の範囲における誤差エネルギーの平均値や最大値の表示の一例を示す図。

【図11】実施例2における誤差エネルギー算出機能を組み込んだ超音波診断装置の一構成例を示すブロック図。

【図12】実施例2における誤差エネルギーの算出結果に基づく超音波送受信条件の調整機能の計算処理フローの一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の実施例を図面に従い説明する。

【実施例1】

【0015】

図1は、実施例1の誤差エネルギー算出機能を有する超音波信号処理装置を含む速度ベクトル計測システムの一構成例を示すブロック図である。

30

【0016】

超音波診断装置1は超音波探触子2を制御しながら超音波画像を生成するものであり、入力部10、制御部11、超音波信号を発信する発信部12、エコー信号を受信する受信部13、表示部14、信号処理部15、メモリ16、出力部17を備えている。

【0017】

信号処理部15は、超音波診断装置1によって取得されたエコー信号に基づき、トラッキング演算によって速度ベクトルを算出する。すなわち、画像の一部を時相間で追跡することにより得られる移動ベクトルと、時相間の時間間隔とから速度ベクトルが算出される。特に、体組織中の散乱体である心筋細胞の微細構造や血液中の赤血球で反射された超音波の散乱像であるスペックルを時相間で追跡する演算をスペックルトラッキング演算と呼ぶ。

40

【0018】

算出された速度ベクトルは、例えば図3に示すように、表示部14に表示される。出力部17は、エコー信号や、信号処理部15の処理結果を外部に出力する。その際、出力は逐次的に行われてもよいし、メモリ16に蓄えられたものが纏めて出力されてもよい。超音波信号処理装置4は、出力部17の出力を受け取り、エコー信号に基づいて、スペックル等の画像の変形による速度ベクトルの誤差エネルギーを算出する。ただし、速度ベクトルを算出する演算は、超音波信号処理装置4が行ってもよい。超音波信号処理装置4の演算処理結果を超音波信号処理装置4の表示部46が表示してもよいし、演算処理結果を超音

50

波診断装置 1 に出力して超音波診断装置 1 の表示部 1 4 が表示してもよい。

【0019】

超音波探触子 2 は、被検者の生体 3 に接し、発信部 1 2 で生成された信号に従って生体 3 内の心血管 3 0 に対し超音波を照射し、受信部 1 3 は撮像範囲 2 1 からの心血管 3 0 のエコー信号を受信する。超音波探触子 2 は、スキャン方式に応じて連続波あるいはパルス波を発生し、2 次元的な断面像あるいは 3 次元的な立体像を撮像する。

【0020】

超音波診断装置 1 の各構成要素の機能を説明する。入力部 1 0 は、超音波診断装置 1 を操作する医師や技師等の操作者が制御部 1 1 に対し超音波診断装置 1 の動作条件を設定するキーボードやポインティングデバイスを備える。また検査に心電図等の外部機器からの情報を利用する場合、入力部 1 0 は外部機器からの情報を取り込む機能も備える。

10

【0021】

制御部 1 1 は、入力部 1 0 によって設定された超音波診断装置 1 の動作条件に基づき発信部 1 2、受信部 1 3、表示部 1 4 および信号処理部 1 5 を制御するもので、例えばコンピュータシステムの CPU (Central Processing Unit) に構築することができる。

【0022】

発信部 1 2 は、所定の周波数の信号を発生する発振器を備え、超音波探触子 2 に駆動信号を送る。受信部 1 3 は、図示していないが、受信回路やサンプリング周波数が通常 1 0 MHz から 5 0 MHz の A/D (Analog-to-Digital) コンバーターを含み、そのほかに、超音波探触子 2 によって受信されたエコー信号に対し整相加算、検波、増幅などの信号処理を行う。ただし、A/D コンバーターは受信部 1 3 の代わりに信号処理部 1 5 の前段に備えられてもよく、その場合は整相加算、検波、増幅などの信号処理を信号処理部 1 5 が行う。また、受信部 1 3 は、図示していないが、超音波探触子 2 の受信素子毎、あるいは素子を束ねた開口部毎のエコー信号を一時的に保存する受信データメモリを有してもよい。

20

【0023】

信号処理部 1 5 は、例えば CPU が実行するソフトウェアにより、B モード画像と呼ばれる断層画像などの超音波画像の形成や、その他超音波診断に用いられる種々の加工データの算出を行う B モード画像形成部 1 5 1 と表示画像形成部 1 5 3 を備える。また信号処理部 1 5 は、スペックルトラッキング演算により速度ベクトルを算出するスペックルトラッキング演算部 1 5 2 を備えてもよい。表示画像形成部 1 5 3 は、B モード画像形成部 1 5 1 やスペックルトラッキング演算部 1 5 2 の処理結果から、操作者に提示するための画像を形成する。なお、信号処理部 1 5 の構成要素の一部又は全部の機能は、制御部 1 1 を構成するものと同じの CPU、あるいは異なる CPU で実行されるソフトウェアで実現する他、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) や FPGA (Field-Programmable Gate Array)、GPU (Graphics Processing Unit) 等のハードウェアで実現してもよい。

30

【0024】

メモリ 1 6 は、エコー信号、信号処理部 1 5 での演算に必要な情報、例えば操作者が入力部 1 0 により指示した情報等や、信号処理部 1 5 の処理結果、例えば B モード画像、速度ベクトル分布の表示画像等を記憶する。またメモリ 1 6 は、超音波信号処理装置 4 の演算処理結果、例えば誤差エネルギー等を記憶してもよい。

40

【0025】

出力部 1 7 は、エコー信号や、信号処理部 1 5 の処理結果を外部に出力する。出力様式は、ケーブル等により超音波信号処理装置 4 に直接伝送する様式でもよいし、ポータブルハードディスクや USB メモリ等の外部記憶媒体に書き込んで受け渡す様式でもよい。

【0026】

超音波信号処理装置 4 は、超音波診断装置 1 の出力情報を受け取り、エコー信号に基づいて、スペックル等の画像の変形による速度ベクトルの誤差エネルギーを算出する。誤差エネルギーを算出する演算処理は、誤差エネルギー演算処理部 4 1 で行われる。誤差エネルギー演

50

算処理部 4 1 は、主要な要素として、平行移動後信号生成部 4 1 1 と、偏差信号演算部 4 1 2 と、画像変形成分抽出部 4 1 3 と、誤差エネルギー算出部 4 1 4 と、誤差エネルギー表示形成部 4 1 5 を有する。

【0027】

平行移動後信号生成部 4 1 1 では、エコー信号を近似的に平行移動させた平行移動後信号が生成される。偏差信号演算部 4 1 2 では、平行移動後信号とエコー信号との偏差信号が算出される。画像変形成分抽出部 4 1 3 では、偏差信号からスペックル等の画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分が抽出される。誤差エネルギー算出部 4 1 4 では、画像変形成分から誤差エネルギーが算出される。誤差エネルギー表示形成部 4 1 5 では、算出された誤差エネルギーを操作者に分かりやすい表示形式に変換する処理がなされる。各部の詳細は後述する。

10

【0028】

誤差エネルギー演算処理部 4 1 は、これらの要素をプログラムとして有し、CPU がプログラムを読み込んで実行することにより、後述する機能を実現する。ただし、プログラムの実行は、ASIC や FPGA、GPU 等の他のハードウェアで実現してもよい。

【0029】

また、超音波信号処理装置 4 は、操作入力部 4 2、データ入力部 4 3、メモリ 4 4、表示画像形成部 4 5、表示部 4 6、制御部 4 7 を備える。操作入力部 4 2 は、操作者の操作を受け付けるキーボードやポインティングデバイスなどである。データ入力部 4 3 は、超音波診断装置 1 の出力を受け取る。メモリ 4 4 は、受け取ったデータや演算処理結果を蓄える。表示画像形成部 4 5 は、演算処理結果や超音波診断装置 1 の出力結果から、操作者に提示するための画像を形成する。ただし、超音波信号処理装置 4 は、専用装置である必要はなくメモリ上に展開されたプログラムと CPU 等のハードウェアとの協働によって処理を実行する計算機であってもよい。

20

【0030】

誤差エネルギー演算処理部 4 1 の主要な要素の詳細について説明する。

【0031】

平行移動後信号生成部 4 1 1 は、超音波診断装置 1 が取得したエコー信号から、エコー信号が所定の時間、所定の速度で平行移動することで生じるエコー信号である平行移動後信号を近似的に算出する。所定の時間は、例えばスペックルトラッキング演算のパターンマッチングで比較される二つの信号の時相間の時間とし、所定の速度は、例えばスペックルトラッキング演算で得られた速度ベクトルとする。また、近似的な平行移動の演算の最も基本的な方法は、スペックルトラッキング演算での前提としている平行移動の近似式とし、例えば KLT 法を用いる場合は 1 次線形近似とする。1 次線形近似を用いることにより、高速演算が可能となる。ただし、近似的な平行移動の演算には、他の方法を適用してもよい。例えば、離散的に取得される信号を連続関数でフィッティングし、そのフィッティング関数を平行移動した関数を解析的に求めることで算出してもよい。連続関数でフィッティングすることにより、演算精度の向上が図れる。

30

【0032】

偏差信号演算部 4 1 2 は、平行移動後信号と、エコー信号との比較から、近似的平行移動によって生じるエコー信号の変化を偏差信号として算出する。比較される信号の組み合わせは、後述する計算処理フローにより何通りかを取り得る。

40

【0033】

画像変形成分抽出部 4 1 3 は、偏差信号や平行移動後信号、エコー信号などを用いることにより、偏差信号からスペックル等の画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分を抽出する。その際、用いられる信号の組み合わせは、後述する計算処理フローにより何通りかを取り得る。

【0034】

誤差エネルギー算出部 4 1 4 は、画像変形成分、偏差信号、平行移動後信号、エコー信号などを用いることにより、スペックル等の画像の変形による速度ベクトルの誤差エネルギー

50

を算出する。

【 0 0 3 5 】

誤差エネルギー表示形成部 4 1 5 は、誤差エネルギーの算出結果を、操作者に分かりやすい表示形式に適宜、変換する。取り得る形式については、後述の計算処理フローで述べる。

【 0 0 3 6 】

以上説明した装置の構成を踏まえ、誤差エネルギー演算処理部 4 1 の動作の実施形態の一例を、図 2 に示す計算処理フローを参照して説明する。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 1

平行移動後信号生成部 4 1 1 は、データ入力部 4 3 から超音波診断装置 1 の出力情報を受け取った後、所定の時相のエコー信号に対し、エコー信号が所定の時間、所定の速度で平行移動することで生じる平行移動後信号を近似的に算出する。ここでは、スペックルトラッキング演算に K L T 法を用いる場合を例に、エコー信号 $F(x)$ を 1 次線形近似により h 平行移動した後の信号を生成する際の式を数 1 に示す。右肩のコンマは空間微分を表す。ただし、以降では簡単のため、空間座標系を一次元として記述するが、実際の演算では二次元、または三次元の空間座標系の信号で同様の演算を行っており、 h は移動ベクトルを表す。

【 0 0 3 8 】

【 数 1 】

$$F_{+h}(x) = F(x) - h F'(x) \quad \dots (1)$$

【 0 0 3 9 】

ここで K L T 法は、図 4 に示すように、所定の時相 1 のエコー信号 $F(x)$ を近似的に h 平行移動させた信号 $F(x - h)$ と、所定の時相 2 のエコー信号 $G(x)$ との偏差信号が最小となるような移動ベクトル h を求める演算方法である。その際、 $F(x)$ の近似的な平行移動は数 1 で仮定され、 $F(x - h)$ と $G(x)$ との偏差信号はエネルギー $E(h)$ として数 2 で定義される。

【 0 0 4 0 】

【 数 2 】

$$E(h) = \sum_x \left[\{F(x) - h F'(x)\} - G(x) \right]^2 \quad \dots (2)$$

【 0 0 4 1 】

移動ベクトル h が真の移動ベクトル h_0 に等しいとき、偏差信号のエネルギー $E(h)$ は最小値をとり、 $E(h)$ の空間微分が 0 に等しくなる。すなわち、数 3 が成立する。

【 0 0 4 2 】

【 数 3 】

$$\left. \frac{dE}{dh} \right|_{h_0} = \sum_x 2 \left[-F'(x) \{F(x) - G(x)\} + h_0 F'(x)^2 \right] = 0 \quad \dots (3)$$

【 0 0 4 3 】

数 3 を変形することにより数 4 が得られる。

【 0 0 4 4 】

【 数 4 】

$$h_0 = \frac{\sum_x F'(x) [F(x) - G(x)]}{\sum_x F'(x)^2} \quad \dots (4)$$

【 0 0 4 5 】

K L T 法の演算では、数 4 を用いて速度ベクトルを算出しており、演算の前提としてエコー信号 $F(x)$ が平行移動をすると仮定している。また、 $G(x)$ を近似的に $-h$ 平行移動させた信号 $G(x+h)$ と $F(x)$ との偏差信号のエネルギーから得られる数 5 で速度ベクトルを算出しても良い。

【 0 0 4 6 】

【 数 5 】

$$h_0 = \frac{\sum_x G'(x) [F(x) - G(x)]}{\sum_x G'(x)^2} \quad \dots (5) \quad 10$$

【 0 0 4 7 】

数 5 では、エコー信号 $G(x)$ は信号 $G(x+h)$ が平行移動してきたものであると仮定している。あるいは、スペックル等の画像が移動する前後の信号 $F(x)$ と $G(x)$ の影響が均等に現れるように、数 6 を用いてもよい。

【 0 0 4 8 】

【 数 6 】

$$h_0 = \frac{\sum_x \left[\frac{F'(x) + G'(x)}{2} \right] [F(x) - G(x)]}{\sum_x \left[\frac{F'(x) + G'(x)}{2} \right]^2} \quad \dots (6) \quad 20$$

【 0 0 4 9 】

数 6 によれば、信号に含まれるランダムなノイズの影響を低減できる。以降では、最も基本的な数 4 を用いる場合を例に説明する。

【 0 0 5 0 】

ところで超音波撮像では、送信ビーム内の音圧むらやアーチファクト、信号伝達における電気ノイズなどの原因により、移動の前後でスペックルのパターンが変形し、信号が変形する。ここでは、特に影響が大きい要因として送信ビーム内の音圧むらについて述べる。送信ビーム内の音圧むらは、座標毎に異なる音圧を与える。そのため、移動の前後では散乱体が受ける音圧が変化し、各散乱体における超音波散乱の強さも変化する。その結果、全ての散乱体が様に平行移動したとしても、図 5 に示すようにスペックルのパターンが変形し、数 4 の演算結果にはスペックルのパターンの変形による誤差が生じる。また、数 4 は数 1 で近似した平行移動に基づいているため、真の平行移動の前提との間に乖離があり、数 4 の演算結果には乖離による誤差も生じる。

【 0 0 5 1 】

したがって、移動の前後での信号値の変化は、純粹にスペックルの移動に起因する信号値の変化に、スペックルのパターンの変形による誤差と、真の平行移動と近似した平行移動との乖離による誤差を加えたものになる。いま、抽出したいのは、スペックルのパターンの変形による誤差である。そこで、後述の処理においてスペックルのパターンの変形による誤差と、真の平行移動と近似した平行移動との乖離による誤差とを分離して抽出するために、平行移動後信号生成部 4 1 1 では一つまたは複数の平行移動後信号を算出する。例えば、数 1、数 7、数 8、数 9 に示す平行移動後信号を算出する。ただし、これらの平行移動後信号の全てを演算する必要はなく、後述の偏差信号演算部 4 1 2 または画像変形成分抽出部 4 1 3 で使用される信号を演算すればよい。

【 0 0 5 2 】

【数 7】

$$G_{-h}(x) = G(x) + h G'(x) \quad \dots (7)$$

【0 0 5 3】

【数 8】

$$F_{\pm h}(x) = F_{+h}(x) + h F'_{+h}(x) = F(x) - h^2 F''(x) \quad \dots (8)$$

【0 0 5 4】

【数 9】

$$G_{\pm h}(x) = G_{-h}(x) - h G'_{-h}(x) = G(x) - h^2 G''(x) \quad \dots (9)$$

【0 0 5 5】

数 7 に示す平行移動後信号は、所定の時相 2 のエコー信号 $G(x)$ を所定の時間遡って $-h$ 平行移動させた信号を求めたものである。数 8 に示す平行移動後信号は、所定の時相 1 のエコー信号 $F(x)$ を h 平行移動させた後に再び $-h$ 平行移動させた信号を求めたものである。数 9 に示す平行移動後信号は、所定の時相 2 のエコー信号 $G(x)$ を $-h$ 平行移動させた後に再び h 平行移動させた信号を求めたものである。逆方向の平行移動を 2 回行った後の信号は、平行移動が正しく行われていれば元の信号と全く同じものとなるはずであるが、実際には近似的な平行移動を行っているために元の信号と異なるものとなる。

【0 0 5 6】

ステップ S 2

偏差信号演算部 4 1 2 は、平行移動後信号生成部 4 1 1 から平行移動後信号を受け取った後、平行移動後信号とエコー信号との差分を偏差信号として算出する。算出される偏差信号の例を数 1 0、数 1 1、数 1 2、数 1 3 に示す。ただし、これらの偏差信号の全てを演算する必要は無く、後述の画像変形成分抽出部 4 1 3 で使用される信号を演算すればよい。

【0 0 5 7】

【数 1 0】

$$e_F(x) = F_{+h}(x) - G(x) = F(x) - h F'(x) - G(x) \quad \dots (10)$$

【0 0 5 8】

【数 1 1】

$$e_G(x) = G_{-h}(x) - F(x) = G(x) + h G'(x) - F(x) \quad \dots (11)$$

【0 0 5 9】

【数 1 2】

$$e_{F2}(x) = F_{\pm h}(x) - F(x) = -h^2 F''(x) \quad \dots (12)$$

【0 0 6 0】

【数 1 3】

$$e_{G2}(x) = G_{\pm h}(x) - G(x) = -h^2 G''(x) \quad \dots (13)$$

【0 0 6 1】

数 1 0 に示す偏差信号 $e_F(x)$ は、所定の時相 1 のエコー信号 $F(x)$ を所定の時相 2 まで時間を進めて平行移動した信号と、所定の時相 2 における実際の信号 $G(x)$ との偏差である。数 1 1 に示す偏差信号 $e_G(x)$ は、所定の時相 2 のエコー信号 $G(x)$ を所定の時相 1 まで時間を遡って平行移動した信号と、所定の時相 1 における実際の信号 $F(x)$ との偏差である。数 1 2 に示す偏差信号 $e_{F2}(x)$ は、所定の時相 1 のエコー信号 $F(x)$ を所定の移動ベクトル h と $-h$ で平行移動の往復をした信号と、元信号 $F(x)$ との偏差である。数 1 3 に示す偏差信号 $e_{G2}(x)$ は、所定の時相 2 のエコー信号 $G(x)$ を所定の移動ベクトル h と $-h$ で平行移動の往復をした信号と、元信号 $G(x)$ との偏差である。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 3

画像変形成分抽出部 4 1 3 は、偏差信号演算部 4 1 2 から偏差信号を受け取った後、偏差信号や平行移動後信号、エコー信号などを用いることにより、偏差信号からスペックル等の画像の変形による信号値の変化成分である画像変形成分を抽出する。偏差信号のうち、数 1 0 や数 1 1 に示したような、異なる座標に移動させた信号と、元信号と異なる時相のエコー信号との偏差は、スペックルのパターンの変形による誤差である画像変形成分と、真の平行移動と近似した平行移動との乖離による誤差である乖離誤差成分とを含んでいる。このとき、乖離誤差成分は移動ベクトルの方向に依らず一定であるが、画像変形成分は移動ベクトルの方向が反対になることで正負が反転する。また、数 1 2 や数 1 3 に示したような、近似平行移動で往復させた信号と、元信号との偏差は、乖離誤差成分のみを 2 回分含んでいる。したがって、例えば、数 1 4、数 1 5、数 1 6 に示す演算により、偏差信号から乖離誤差成分を取り除いて画像変形成分 e_l を抽出することができる。

【 0 0 6 3 】

【数 1 4】

$$e_l(x) = e_F(x) - \frac{e_{F2}(x)}{2} \quad \dots(14)$$

【 0 0 6 4 】

【数 1 5】

$$e_l(x) = -e_G(x) + \frac{e_{G2}(x)}{2} \quad \dots(15)$$

【 0 0 6 5 】

【数 1 6】

$$e_l(x) = \frac{e_F(x) - e_G(x)}{2} \quad \dots(16)$$

【 0 0 6 6 】

数 1 0 と数 1 1 の組み合わせた演算である数 1 6 で画像変形成分 e_l を抽出できることは、図 6 に示すように数 1 4、数 1 5、数 1 6 の演算結果が一致していることで確認できる。ただし図 6 は、送信ビームの中心から徐々に移動する散乱体群が作るスペックルのパターンを超音波シミュレータによって形成し、数 1 4、数 1 5、数 1 6 で求めた画像変形成分 e_l を速度ベクトル演算と同じピクセル群で加算演算した結果である。また、演算結果の一致度が高く 3 本のグラフを判別できないため、図 6 では数 1 5 の結果に + 1、数 1 6 の結果に + 2 のオフセットを与えている。

【 0 0 6 7 】

数 1 4 は信号 $F(x)$ の平行移動を仮定した速度ベクトル算出、K L T 演算でいえば数 4 を用いる場合における画像変形成分の抽出に適している。数 1 5 は信号 $G(x)$ の平行移動を仮定した速度ベクトル算出、K L T 演算でいえば数 5 を用いる場合における画像変形成分の抽出に適している。数 1 6 は信号 $F(x)$ と $G(x)$ の両方の影響が均等に現れる速度ベクトル算

出、KLT演算でいえば数6を用いる場合における画像変形成分の抽出に適している。したがって、操作者が何を重視するかに応じて、数14ないし数16のいずれかを選択して画像変形成分を抽出すればよい。例えば、演算のリアルタイム性を重視する場合は、 $F(x)$ が $G(x)$ のいずれかのみでの平行移動を仮定した演算モード、すなわち数14か数15を用いることが好ましい。また、速度ベクトルの計算精度を重視する場合は、 $F(x)$ と $G(x)$ の両方の影響が均等に現れる演算モード、すなわち数16を用いることが好ましい。具体的には、リアルタイム性と計算精度とのいずれを重視するかを操作画面で操作者に選択させ、操作者の選択に応じて数14ないし数16のいずれを用いるかを決定すればよい。

【0068】

ステップS4

誤差エネルギー算出部414は、画像変形成分抽出部413から画像変形成分を受け取った後、画像変形成分や偏差信号、平行移動後信号、エコー信号などを用いることにより、スペックル等の画像の変形による誤差エネルギーを算出する。その際、ピクセル毎に得られるこれらの成分を所定の範囲で加算した加算値を用いることにより、局所的に生じる突発的な異常信号成分の影響を低減し、安定した計算値を得ることができる。誤差エネルギーの定義には、画像変形成分をそのまま用いてもよいし、その絶対値を用いてもよい。また、2乗してパワーとして扱ったり、絶対値または2乗値を対数化してスケールを変えたりするなどの処理を行ってもよい。また、元々弱い信号では、スペックルのわずかな変形が大きな誤差要因となるので、エコー信号の強度で規格化してもよい。例えば数17に示すように、画像変形成分 e_t を2乗してパワーとしたものを、速度ベクトルの演算と同じピクセル群で加算し、さらにエコー信号 $F(x)$ を2乗した値で規格化したものを誤差エネルギー E_t と定義する。

【0069】

【数17】

$$E_t = \frac{\sum_x [e_t(x)]^2}{\sum_x [F(x)]^2} \quad \dots (17)$$

【0070】

散乱体群が作るスペックルのパターンを超音波シミュレータによって形成し、散乱体群の中心を送信ビームの中心から徐々に移動させた場合の、数17の定義に基づくスペックルの変形による誤差エネルギー E_t の変化を図7に示す。図7には、移動ベクトルの誤差（真の移動ベクトルとの差のノルムで、誤差100%を1とした値）の2乗を計算した値と、数18で定義される、真の平行移動と近似した平行移動との乖離による誤差エネルギー E_m を併せて示す。

【0071】

【数18】

$$E_m = \frac{\sum_x \left[\frac{e_F(x) + e_G(x)}{2} \right]^2}{\sum_x [F(x)]^2} \quad \dots (18)$$

【0072】

スペックル等の画像の変形による誤差エネルギー E_t は、移動ベクトルの誤差の2乗に追従して変化している。一方、真の平行移動と近似した平行移動との乖離による誤差エネルギー E_m は、移動ベクトルの誤差の2乗とは無関係に変動している。また、真の平行移動と近似した平行移動との乖離による誤差エネルギー E_m は、スペックルの変形による誤差エネルギー E_t の数倍大きく、除外しなければ移動ベクトルの誤差と相関した誤差エネルギーが得られない。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 5

誤差エネルギー表示形成部 4 1 5 は、誤差エネルギー算出部 4 1 4 から誤差エネルギーの算出結果を受け取った後、誤差エネルギーの算出結果を操作者に分かりやすい表示形式に適宜変換する。例えば図 8 に示すように、速度ベクトルの 2 次元的空間分布を B モード画像に重ねて表示し、速度ベクトルを表す矢印の長さを速度ベクトルの絶対値に対応させ、矢印の色や濃淡を誤差エネルギーの値に応じて設定してもよい。すなわち、信頼性が高い速度ベクトルを濃色で強調表示しても良い。また誤差エネルギーに閾値を設け、図 9 に示すように、誤差エネルギーが閾値よりも大きい速度ベクトル、すなわち信頼性の低い速度ベクトルを表示しないようにしてもよい。図 8 や図 9 の表示形式によれば、算出された個々の速度ベクトルの信頼性を操作者に提示できる。さらに図 10 に示すように、操作者が指定する関心範囲 3 1 または撮像範囲 2 1 全体における速度ベクトルの群の誤差エネルギーの平均値や最大値などの統計値を示してもよい。図 10 の表示形式によれば、表示されたフレーム画像での速度ベクトルの群の信頼性を操作者に提示できる。また、関心範囲 3 1 などの所定の範囲における速度ベクトルの群の誤差エネルギーの統計値が閾値を上回るなどの要件を満たしたフレーム画像を、自動的に除外、または抽出して表示してもよい。

10

【 実施例 2 】

【 0 0 7 4 】

図 1 1 は、実施例 1 における超音波信号処理装置 4 を、超音波診断装置 1 に組み込んだ場合の一構成例を示すブロック図である。

20

【 0 0 7 5 】

超音波診断装置 1 の役割と構成は実施例 1 と同様であり、さらに信号処理部 1 5 が誤差エネルギー演算処理部 4 1 を内包している。誤差エネルギー演算処理部 4 1 は、実施例 1 と同様に、平行移動後信号生成部 4 1 1 と、偏差信号演算部 4 1 2 と、画像変形成分抽出部 4 1 3 と、誤差エネルギー算出部 4 1 4 と、誤差エネルギー表示形成部 4 1 5 を含む。信号処理部 1 5 は、これらの要素をプログラムとして有し、C P U がプログラムを読み込んで実行することにより、機能を実現する。ただし、誤差エネルギー演算処理部 4 1 の役割の一部または全部を担う C P U は、信号処理部 1 5 の基本的な役割を担う C P U と別でもよい。

【 0 0 7 6 】

超音波信号処理装置 4 を超音波診断装置 1 に組み込むことにより、被検者の傍で超音波撮像しながら速度ベクトルを算出できるので、リアルタイムで誤差エネルギー算出結果の確認が可能となる。また超音波信号処理装置 4 と超音波診断装置 1 が個別に存在する場合に比べ、装置間のデータ通信の点で有利になる。医療現場では生命維持に関わる電子機器の動作不良を避けるために装置間での無線通信の使用には制約があるので、ケーブル等の有線接続や外部記憶媒体、例えばポータブルハードディスクや U S B メモリ等の使用により、装置間でのデータ通信を行う。そこで超音波信号処理装置 4 を超音波診断装置 1 へ組み込むことにより装置間のデータ通信が不要となり、超音波診断装置 1 の機動性を生かすことができる。

30

【 0 0 7 7 】

信号処理部 1 5 が誤差エネルギー演算処理部 4 1 の役割を兼ねる場合の動作の実施形態も、実施例 1 で示した誤差エネルギー演算処理部 4 1 の計算処理フローと基本的に同じである。また、超音波信号処理装置 4 の超音波診断装置 1 への組み込みにより、誤差エネルギーの算出結果に基づいて、超音波診断装置 1 の動作を制御することも可能となる。ここでは、誤差エネルギーの算出結果に基づいて超音波の送受信条件を自動で調整する超音波診断装置 1 の計算処理フローを図 1 2 に示す。

40

【 0 0 7 8 】

ステップ S 1 からステップ S 4 については、実施例 1 の計算処理フローと同様である。実施例 1 との違いとして、ステップ S 4 の後でステップ S 7 が実施される。ただし、ステップ S 7 は、ステップ S 5 と同時に実施されてもよいし、ステップ S 5 の後で実施されてもよい。

50

ステップ S 7

制御部 11 は、誤差エネルギー算出部 414 から誤差エネルギーの算出結果を受け取った後、誤差エネルギーの算出結果に基づき超音波の送受信条件を調整する。ここで、超音波の送受信条件とは、例えば、送信ビームの収束・拡散状態や音圧分布、パルス繰り返し周波数、速度ベクトル演算に用いる受信領域や受信ビーム数、送受信シーケンスなどを示す。これらの送受信条件は、スペックルトラッキングによる速度ベクトルの計測精度に影響を与える要素である。

【0079】

超音波の送受信条件を調整する方法の一例を説明する。まず、試行する送受信条件の組み合わせを予めいくつか用意する。次に、用意された各組み合わせについて、個々の速度ベクトルの誤差エネルギーや、所定の範囲における速度ベクトルの群の誤差エネルギーの統計値、例えば平均値や最大値などを算出する。そして、算出結果に基づいて送受信条件の組み合わせを決定する。その際、予め用意した組み合わせの中から、例えば所定の範囲における誤差エネルギーの平均値が最小となるなど所定の条件を満たす組み合わせを選択してもよいし、試行の結果を元に例えば重回帰分析などを行うことによって、新たに組み合わせを構築してもよい。

10

【0080】

また、超音波の送受信条件を調整する方法の他の例は、各送受信条件を変化させながら、個々の速度ベクトルの誤差エネルギーや誤差エネルギーの統計値を算出し、所定の条件を満たす送信条件の組合せを動的に探索する方法である。例えば、所定の範囲における速度ベクトルの群の誤差エネルギーの平均値が最小となる送信条件の組合せを、各送受信条件を変化させながら動的に探索する。その際、探索を効率的に行うために、予め特定しておいた、各送受信条件が速度ベクトルの計測誤差や誤差エネルギーに与える影響についての知見に基づき、探索の方向性、例えばパラメータをどのように変化させるかを決定してもよい。

20

【符号の説明】

【0081】

- 1・・・超音波診断装置
- 10・・・入力部
- 11・・・制御部
- 12・・・発信部
- 13・・・受信部
- 14・・・表示部
- 15・・・信号処理部
- 151・・・Bモード画像形成部
- 152・・・スペックルトラッキング演算部
- 153・・・表示画像形成部
- 16・・・メモリ
- 17・・・出力部
- 2・・・超音波探触子
- 21・・・撮像範囲
- 3・・・生体
- 30・・・心血管
- 31・・・関心範囲
- 4・・・超音波信号処理装置
- 41・・・誤差エネルギー演算処理部
- 411・・・平行移動後信号生成部
- 412・・・偏差信号演算部
- 413・・・画像変形成分抽出部
- 414・・・誤差エネルギー算出部
- 415・・・誤差エネルギー表示形成部

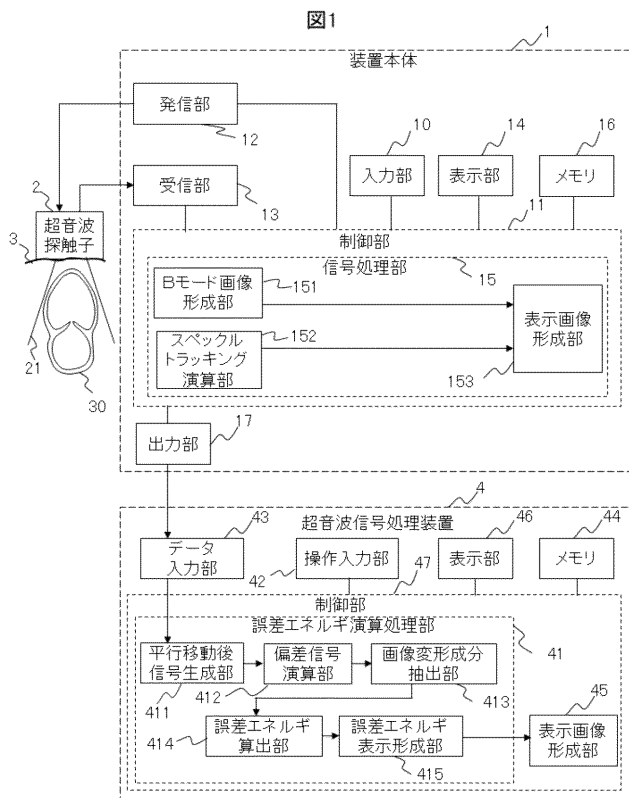
30

40

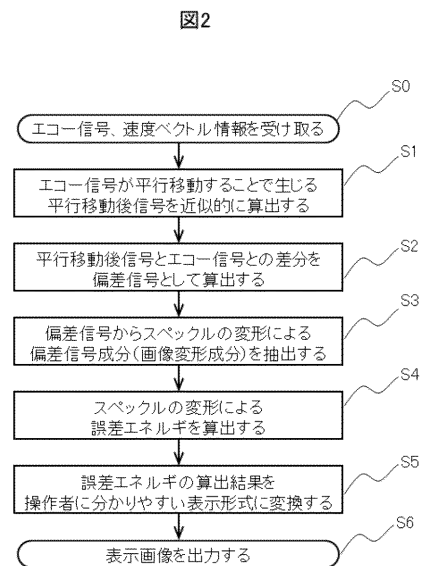
50

- 4 2 . . . 操作入力部
4 3 . . . データ入力部
4 4 . . . メモリ
4 5 . . . 表示画像形成部
4 6 . . . 表示部
4 7 . . . 制御部

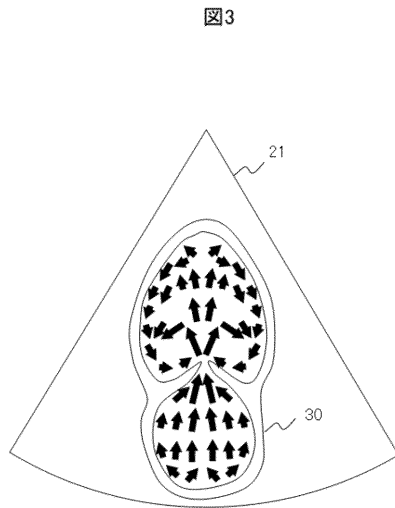
【 圖 1 】



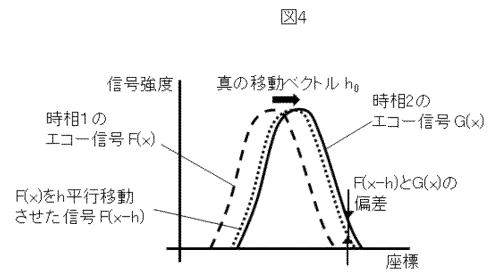
【 図 2 】



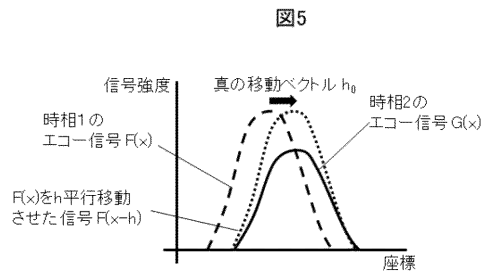
【 図 3 】



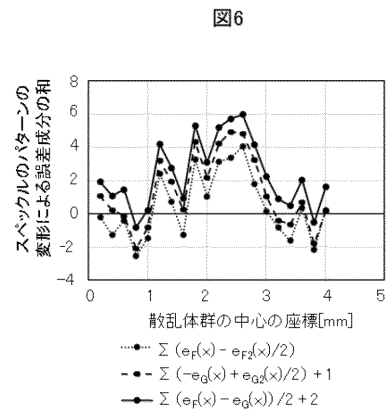
【 図 4 】



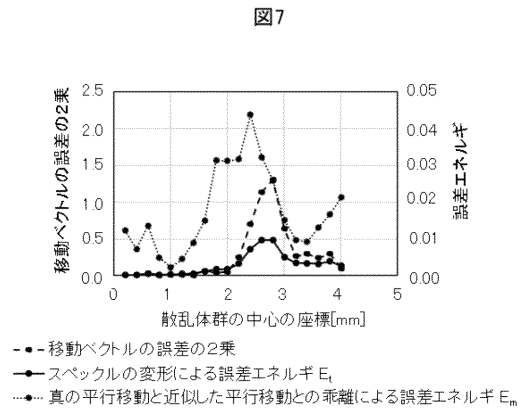
【 図 5 】



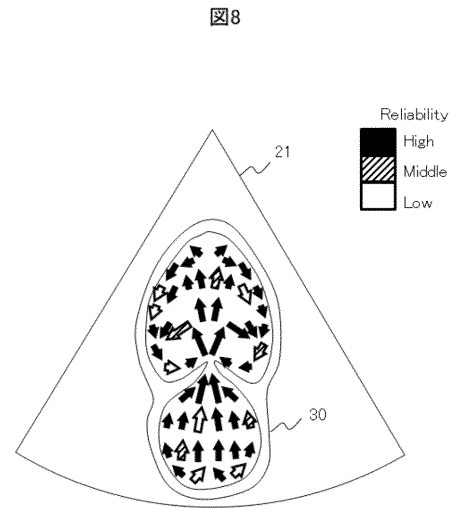
【 図 6 】



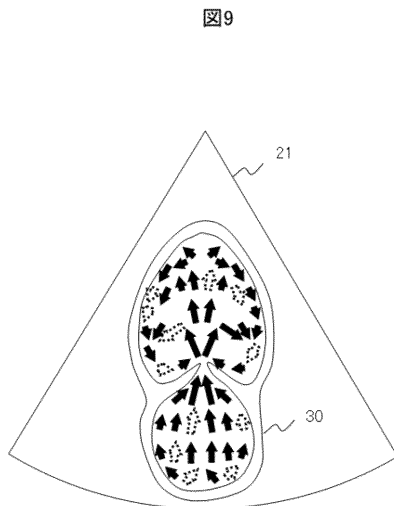
【 図 7 】



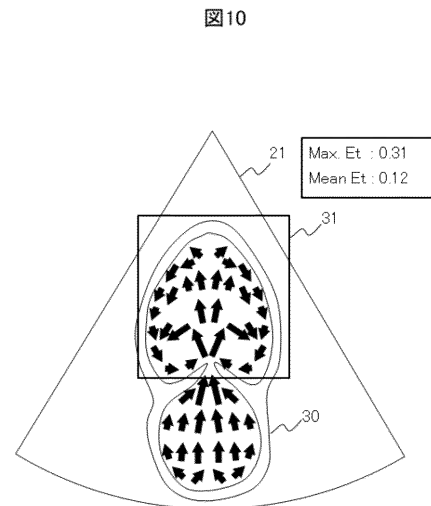
【 図 8 】



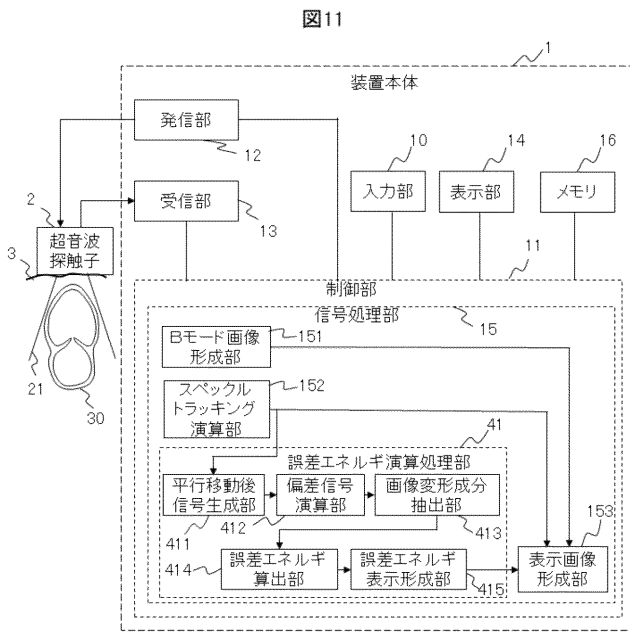
【 図 9 】



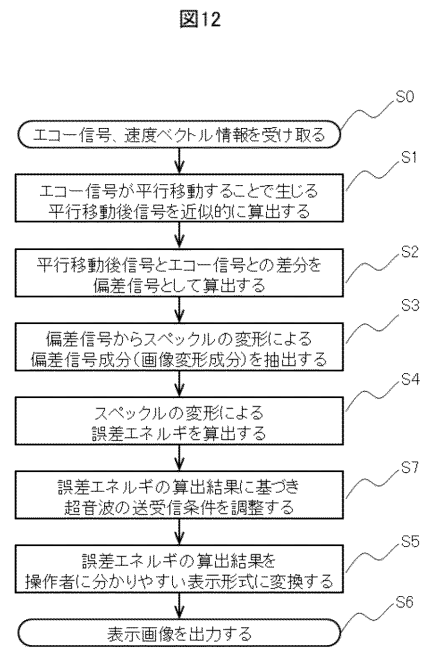
【 図 10 】



【図 1 1】



【図 1 2】



专利名称(译)	超声波信号处理器，超声波诊断装置和超声波信号算术处理方法		
公开(公告)号	JP2019141380A	公开(公告)日	2019-08-29
申请号	JP2018029558	申请日	2018-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	清水一力 田中智彦		
发明人	清水 一力 田中 智彦		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK20 4C601/KK31 4C601/KK36		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种超声信号处理器，超声诊断设备和超声信号算术处理方法，其各自允许评估在子像素跟踪中计算出的速度矢量的可靠性。解决方案：超声信号处理器包括：回波信号获取部分，其获取回波从检查对象反射的信号；速度矢量计算部使用回波信号计算速度矢量；平行后位移信号产生部分产生通过近似平行地移动回声信号而获得的平行后位移信号；图像变形成分提取部基于平行后位移信号和回波信号之间的偏差，提取通过图像的变形而成为信号值的变化成分的图像变形成分。误差能量计算部分根据图像变形分量计算速度矢量的误差能量。选图：图

1

