

(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2020-25566
(P2020-25566A)

(43) 公開日 令和2年2月20日(2020.2.20)

(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

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 22 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2018-149937 (P2018-149937) | (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 |
| (22) 出願日 | 平成30年8月9日(2018.8.9) | (74) 代理人 | 110001210 特許業務法人Y K I 国際特許事務所 |
| | | (72) 発明者 | 前田 俊徳 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 DD07 DD09 DD15 EE11 JB34 JB41 JB45 JC16 JC23 JC37 KK20 |

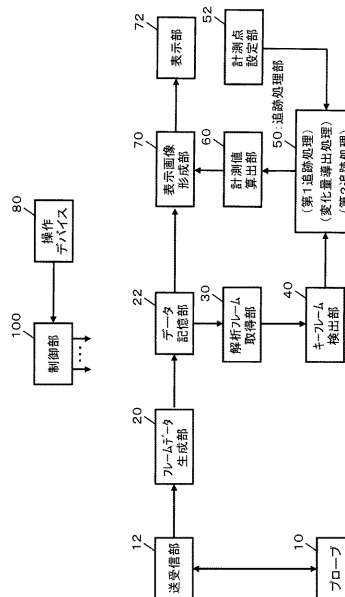
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、プログラムおよび超音波診断装置の動作方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波を送受して得られた複数時相のフレームデータ内で空間的に固定された各注目座標における時間的な変化がわかるようにする。

【解決手段】 追跡処理部50は、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を導出する。また、追跡処理部50は、各注目部位の近傍にある各注目座標の時間的な変化量に基づいて、各注目部位の空間的な移動量を導出する。さらに、追跡処理部50は、追跡期間内の複数時相に亘って各時相ごとに各注目部位の空間的な移動量を導出し、各時相ごとに導出される移動量に基づいて、追跡期間内で各注目部位の動きを追跡する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受することにより得られた複数時相のフレームデータを処理対象とし、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を導出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記複数時相のうちの特定の時相のフレームデータ内に 1 つ以上の注目部位を設定し、前記複数の注目座標のうちの 1 つ以上の注目座標における時間的な変化量に基づいて前記各注目部位の空間的な移動量を導出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記複数時相のうちの処理の対象となる対象期間内のフレームデータに基づく時相間の相関演算により前記各注目座標ごとに相関値の分布を生成し、前記各注目座標ごとに得られる相関値の分布に基づいて当該各注目座標における時間的な変化量を導出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記各注目座標ごとに前記対象期間内の複数時相に亘って各時相ごとに得られる相関値の分布に対して時間軸方向の動的計画法を適用することにより、前記各注目座標における時間的な変化量を導出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

超音波を送受することにより収集された前記複数時相のフレームデータの中から、特徴的な時相に対応した複数のキーフレームを検出する検出部と、

前記複数のキーフレームに含まれる 2 つのキーフレームのうちの一方に対応した時相から他方に対応した時相までの複数時相のフレームデータを次々に処理対象とし、前記各注目座標に対応した固定的な位置における組織の時間的な変化量を導出する処理部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記複数時相のうちの特定の時相のフレームデータ内に 1 つ以上の注目部位を設定する設定部をさらに有し、

前記処理部は、前記複数の注目座標のうちの 1 つ以上の注目座標における時間的な変化量に基づいて前記各注目部位の空間的な移動量を導出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記処理部は、追跡の対象となる追跡期間内の複数時相に亘って各時相ごとに前記各注目部位の空間的な移動量を導出し、各時相ごとに導出される移動量に基づいて、前記追跡期間内の複数時相に亘って前記各注目部位の動きを追跡する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 5 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記処理部は、処理の対象となる対象期間内のフレームデータに基づく時相間の相関演算により前記各注目座標ごとに相関値の分布を示す相関値マップを生成し、前記各注目座

10

20

30

40

50

標ごとに前記対象期間内の複数時相に亘って各時相ごとに得られる相関値マップに対して時間軸方向の動的計画法を適用することにより、前記各注目座標における時間的な変化量を導出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、

前記処理部は、前記各注目座標ごとに得られる相関値マップに対して空間方向のパラボラフィッティングを適用して前記各注目座標における時間的な変化量を導出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 6 または 7 に記載の超音波診断装置において、

前記各注目部位の空間的な移動量の大きさと方向を示したベクトル表示画像を生成して表示する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

超音波を送受することにより得られた複数時相のフレームデータを処理対象とし、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を導出する機能、

を実現させるプログラム。

【請求項 12】

超音波診断装置が実行する動作方法であって、

複数時相のフレームデータの時相範囲を示す時相範囲バーと、当該時相範囲バーが示す時相範囲内の基準時相に対応した位置を示す基準時相バーと、を含む選択画像を表示し、

前記選択画像を表示して基準時相が選択された後に、基準時相のフレームデータ内に設定される 1 つ以上の注目部位に対応した位置を示すカーソルを含む設定画像を表示し、

前記設定画像を表示して 1 つ以上の注目部位の位置が設定された後に、前記各注目部位に関する解析処理により得られた解析結果を示す解析結果画像を表示する、

ことを特徴とする超音波診断装置の動作方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、プログラムおよび超音波診断装置の動作方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体内における組織等の診断のために利用されており、例えば胎児などの診断において重要な役割を担っている。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、胎児の心臓に関する計測点の動きを追跡する超音波診断装置が記載されている。その特許文献 1 には、計測点とその補助点からなる複数の追跡点について各追跡点ごとに追跡処理を実行し、複数の追跡点から得られる複数の追跡結果を利用した動的計画法により、計測点の動きを追跡する処理が記載されている。

【0004】

なお、例えば特許文献 2 に記載されるように、血管壁に付着したプラークの診断に利用される超音波診断装置や、例えば特許文献 3 に記載されるように、心筋繊維の方向に対する心筋の動きを表示する超音波診断装置なども知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 5 9 1 8 3 2 5 号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特許第5999935号公報

【特許文献3】特開2015-91299号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、超音波を送受して得られたデータに基づく超音波画像内には、スペックルパターンが発生することが知られている。そのスペックルパターンが超音波画像内における注目部位の追跡処理に悪影響を及ぼす場合がある。例えば、超音波画像内における注目部位の動きを画像のパターンマッチング処理などにより追跡しようとする、注目部位のスペックルパターンと偶然に類似するスペックルパターンに対応した他の部位の位置を注目部位の移動先として誤認識してしまう可能性がある。

10

【0007】

そのため、特許文献1では、計測点の動きを追跡するにあたり、計測点とその補助点からなる複数の追跡点について各追跡点ごとに追跡処理を実行している。そして、複数の追跡点から得られる複数の追跡結果を利用して計測点の動きを追跡するという画期的な処理により、スペックルパターンに伴う悪影響を低減または回避して、計測点に関する追跡の精度を向上させている。

【0008】

特許文献1に記載される処理では、各追跡点の追跡結果を得るにあたり、各追跡点の空間的な動きに関する評価値マップを利用している。つまり、特許文献1に記載される処理では、移動する各追跡点の空間的な動き（空間的な変化）に着目している。

20

【0009】

これに対し、本発明においては、追跡処理の原理を根本から見直し、空間的に固定された位置での時間的な変化に着目した。なお、空間的に固定された位置での時間的な変化は追跡処理以外の様々な処理への適用が期待される。

【0010】

本発明は、超音波を送受して得られた複数時相のフレームデータ内で空間的に固定された各注目座標における時間的な変化がわかるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の具体例の一つは、超音波を送受することにより得られた複数時相のフレームデータを処理対象とし、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を導出することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明の具体例の一つにより、超音波を送受して得られた複数時相のフレームデータ内で空間的に固定された各注目座標における時間的な変化がわかる。例えば、1つ以上の注目座標における時間的な変化量に基づいて1つ以上の注目部位の空間的な移動量を導出することにより、その空間的な移動量の精度を向上させてもよい。また、例えば、各注目座標における時間的な変化量を導出するにあたり時間軸方向の動的計画法を利用することにより、各注目座標における時間的な変化量が最適化されてもよい。また、例えば、各注目座標における時間的な変化量を導出するにあたり空間方向のパラボラフィッティングを利用することにより、各注目座標における時間的な変化量の精度を向上させてもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の具体例を示す図である。

【図2】図1の超音波診断装置を利用した診断の具体例を説明するための図である。

【図3】図1の超音波診断装置が実行する解析処理の具体例を示す図である。

【図4】心拍波形の具体例を示す図である。

50

【図 5】図 1 の超音波診断装置が実行する追跡処理の具体例を示す図である。

【図 6】第 1 追跡処理の具体例を示す図である。

【図 7】標準化処理の具体例を示す図である。

【図 8】第 2 追跡処理の具体例を示す図である。

【図 9】格子点解析処理の具体例を示す図である。

【図 10】複数の格子点の具体例を示す図である。

【図 11】相関値マップの具体例を示す図である。

【図 12】経路最適化処理の具体例を示す図である。

【図 13】動的計画法のフォワードトレースの具体例を示す図である。

【図 14】DP マップの具体例を示す図である。

10

【図 15】動的計画法のバックトレースの具体例を示す図である。

【図 16】パラボラフィッティングの具体例を示す図である。

【図 17】計測点の移動量の導出例を示す図である。

【図 18】ベクトル表示画像の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

まず、実施形態の概要を説明する。実施形態に係る超音波診断装置は、超音波を送受することにより得られた複数時相のフレームデータを処理対象とし、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を導出する。

20

【0015】

各注目座標は空間的に固定されているので、例えば診断対象となる組織に空間的な動き（移動と運動の少なくとも一方を含む）があれば、空間的に固定された各注目座標に対して組織が相対的に動くことになり、各注目座標に対応する組織部分が時間的に変化する。

【0016】

そこで、実施形態に係る超音波診断装置は、各注目座標における時間的な変化量として例えば各注目座標に対応した固定的な位置における組織の時間的な変化量を導出してよい。例えば、各注目座標に対応する組織部分がどの方向にどの程度の速さで動こうとしているのかなどを示す変化量が導出されてよい。

【0017】

30

なお、各注目座標における時間的な変化量は、数値などのスカラー量でもよいし、大きさと向きをもつベクトル量でもよい。例えば、二次元の領域に対応したフレームデータであれば各注目座標における時間的な変化量として二次元のベクトル量が導出されてもよいし、三次元の領域に対応したフレームデータであれば（複数のフレームデータが三次元の領域を構成するのであれば）各注目座標における時間的な変化量として三次元のベクトル量が導出されてもよい。

【0018】

また、実施形態に係る超音波診断装置は、各注目座標における時間的な変化量を導出するにあたり、例えば、時間軸方向に動的計画法を適用することにより、各注目座標において最適化された変化量を導出してよい。ここで、「最適化」とは、時間軸方向に関連を持った変化を行うこと（連続する時相でまったく異なる方向に突然変化しないこと）であり、「最適化された変化量を導出する」とは、時間軸方向に関連を持った変化を行う変化量を導出する（連続する時相でまったく異なる方向に突然変化しない変化量を導出すること）ことである。また、実施形態に係る超音波診断装置は、例えば、空間方向にパラボラフィッティングを適用することにより、ピクセル単位（例えば整数）よりも小さな単位（例えば小数）で、各注目座標における変化量を導出してよい。

40

【0019】

また、実施形態に係る超音波診断装置は、複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を利用して様々な処理を実行してもよい。例えば、複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を示す表示画像が形成されて表示されてもよい。また、複数の注

50

目座標の各注目座標における時間的な変化量から、例えば、診断対象となる組織の性状などを示す情報が生成されてもよい。

【 0 0 2 0 】

また、実施形態に係る超音波診断装置は、複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を利用して、例えば、注目部位の空間的な移動量を導出してよいし、空間的に移動する注目部位の追跡処理を実行してもよい。また、注目部位の空間的な移動量を示す表示画像が形成されて表示されてもよい。

【 0 0 2 1 】

実施形態に係る超音波診断装置の概要は以上のとおりである。次に、実施形態に係る超音波診断装置の具体例を図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 2 】

図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置の具体例を示す図である。図 1 に例示する超音波診断装置は、符号を付して図示する構成要素を備えている。

【 0 0 2 3 】

プローブ 1 0 は、診断対象を含む診断領域に超音波を送受する超音波探触子である。プローブ 1 0 は超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部 1 2 により送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断領域から超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部 1 2 へ出力され、送受信部 1 2 が受信ビームを形成して受信信号（エコーデータ）を得る。なお、超音波の送受において送信開口合成等の技術が利用されてもよい。また、プローブ 1 0 は、三次元の診断領域内で超音波を立体的に送受する三次元超音波探触子でもよいし、二次元の診断領域内で超音波を平面的に送受する二次元超音波探触子でもよい。

【 0 0 2 4 】

送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子に送信信号を出力し、送信ビームを形成するように複数の振動素子を制御する送信ビームフォーマとしての機能を備えている。また、送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子から得られる信号に基づいて、受信ビームを形成して受信信号（エコーデータ）を得る受信ビームフォーマとしての機能を備えている。送受信部 1 2 は、例えば、電気電子回路（送受信回路）を利用して実現することができる。また、その実現において、必要に応じて A S I C や F P G A などのハードウェアが利用されてもよい。

【 0 0 2 5 】

フレームデータ生成部 2 0 は、送受信部 1 2 から得られる受信信号（エコーデータ）に基づいて、超音波画像のフレームデータを生成する。フレームデータ生成部 2 0 は、受信信号に対して、必要に応じて、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行うことにより、例えば、診断対象を含んだ断層画像（Bモード画像）のフレームデータを複数時相に亘って各時相ごとに形成する。なお、超音波が立体的に送受されて三次元の診断領域から受信信号が収集されている場合には、三次元の診断領域を空間的に構成する複数のフレームデータが生成されてもよい。

【 0 0 2 6 】

データ記憶部 2 2 は、フレームデータ生成部 2 0 によって生成されたフレームデータを記憶する。データ記憶部 2 2 は、例えば、半導体メモリやハードディスクドライブ等の記憶デバイスを利用して実現することができる。

【 0 0 2 7 】

解析フレーム取得部 3 0 は、データ記憶部 2 2 に記憶された複数のフレームデータの中から解析の対象となる複数のフレームデータを取得する。また、キーフレーム検出部 4 0 は、解析の対象となる複数のフレームデータの中から、特徴的な時相に対応した複数のキーフレームを検出する。また、計測点設定部 5 2 は、複数時相のうち特定の時相のフレームデータ内に 1 つ以上の注目部位を設定する。

【 0 0 2 8 】

追跡処理部 5 0 は、診断対象となる組織内の 1 つ以上の注目部位を対象とする追跡処理

10

20

30

40

50

を実行する。追跡処理部 50 は、例えば、複数のキーフレームを処理対象として注目部位を追跡する第 1 追跡処理（キーフレーム追跡）を実行する。

【0029】

また、追跡処理部 50 は、例えば、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を導出する。追跡処理部 50 は、例えば、2 つのキーフレームのうち一方の時相から他方の時相までの複数時相のフレームデータを次々に処理対象とし、各注目座標に対応した固定的な位置における組織の時間的な変化量を導出してよい。

【0030】

また、追跡処理部 50 は、例えば、各注目部位の近傍にある各注目座標の時間的な変化量に基づいて、各注目部位の空間的な移動量を導出してよい。さらに、追跡処理部 50 は、追跡期間内の複数時相に亘って各時相ごとに各注目部位の空間的な移動量を導出し、各時相ごとに導出される移動量に基づいて、追跡期間内で各注目部位の動きを追跡する第 2 追跡処理を実行してもよい。

【0031】

計測値算出部 60 は、診断対象となる組織内の各注目部位の追跡結果に基づいて、診断対象となる組織に関する計測値を算出する。表示画像形成部 70 は、表示部 72 に表示される表示画像を形成する。表示画像形成部 70 は、例えば、計測値算出部 60 において算出された計測値を示す表示画像を形成する。また、表示画像形成部 70 は、例えば、データ記憶部 22 から得られるフレームデータに対応した超音波画像を示す表示画像を形成してもよい。

【0032】

なお、フレームデータ生成部 20 と解析フレーム取得部 30 とキーフレーム検出部 40 と追跡処理部 50 と計測点設定部 52 と計測値算出部 60 と表示画像形成部 70 は、各々が、例えばプロセッサ等のハードウェアとそのプロセッサ等の動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。その実現において、必要に応じて ASIC や FPGA などのハードウェアが利用されてもよい。

【0033】

表示部 72 は表示画像形成部 70 によって形成された表示画像を表示する。表示部 72 は、例えば、液晶ディスプレイや有機 EL（エレクトロルミネッセンス）ディスプレイ等の表示デバイスを利用して実現することができる。

【0034】

制御部 100 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 100 による制御には、操作デバイス 80 を介してユーザから受け付けられる指示も反映される。制御部 100 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、その CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。操作デバイス 80 は、例えばマウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。

【0035】

また、図 1 に示す具体例の超音波診断装置は、例えば 1 台以上のコンピュータを利用して実現されてもよい。そのコンピュータは、CPU 等の演算デバイス、メモリやハードディスク等の記憶デバイス、インターネット等の通信回線を利用する通信デバイス、光ディスクや半導体メモリやカードメモリ等の記憶媒体からデータを読み取りデータを書き込むデバイス、ディスプレイ等の表示デバイス、ユーザから操作を受け付ける操作デバイス等のハードウェア資源を備えている。

【0036】

そして、例えば、図 1 に例示する超音波診断装置が備える符号を付した複数部分のうちの少なくとも一部の機能に対応したプログラム（ソフトウェア）がコンピュータに読み込まれてメモリ等に記憶され、そのコンピュータが備えるハードウェア資源と読み込まれたソフトウェアとの協働により、図 1 に例示する超音波診断装置の少なくとも一部の機能が

10

20

30

40

50

コンピュータにより実現される。そのプログラムは、例えば、インターネット等の通信回線を介してコンピュータ（超音波診断装置）に提供されてもよいし、光ディスクや半導体メモリやカードメモリ等の記憶媒体に記憶されてコンピュータ（超音波診断装置）に提供されてもよい。

【 0 0 3 7 】

図 1 に例示する超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 に例示する超音波診断装置によって実現される処理の具体例について説明する。なお、図 1 に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【 0 0 3 8 】

図 2 は、図 1 の超音波診断装置を利用した診断の具体例を説明するための図である。図 2 には、診断対象の具体例の一つである胎児の心臓に関する診断において、表示画像形成部 7 0 が形成して表示部 7 2 に表示される表示画像の具体例が図示されている。

10

【 0 0 3 9 】

胎児の心臓に関する診断において、医師や検査技師などのユーザは、例えば、妊婦（母体）の体表（例えば腹部）にプローブ 1 0 の送受波面を接触させ、胎児の心臓に関する超音波画像（断層画像）が表示部 7 2 に映し出されるように、プローブ 1 0 の位置や向きを調整する。そして、所望の断層画像が得られる状態で、胎児の心臓に関する複数時相のフレームデータが収集される。図 2（ 1 ）に例示する画像は、フレームデータの収集が終了した際の表示画像の具体例であり、胎児の心臓の断層像を映し出している。収集された複数時相のフレームデータはデータ記憶部 2 2 に記憶される。

20

【 0 0 4 0 】

フレームデータが収集されると計測画面が起動される。図 2（ 2 ）に例示する画像は、計測画面（例えば起動直後）を映し出した表示画像の具体例である。図 2（ 2 ）に例示する具体例において、計測画面に映し出される胎児の心臓に関する断層像の中には、計測点を指定するためのカーソルが表示され、さらに断層像の下側に時相バーが表示される。例えば、収集された複数時相のフレームデータに対応した時相の範囲を左右方向に示す時相バーが表示される。

【 0 0 4 1 】

続いて、医師や検査技師などのユーザにより基準時相が選択される。図 2（ 3 ）に例示する画像は、基準時相を選択する際に利用される表示画像の具体例である。例えば、図 2（ 3 ）に例示する具体例のように、時相バーが示す時相範囲内の基準時相に対応した位置に基準時相バーが表示される。例えば、ユーザが操作デバイス 8 0 を操作して基準時相バーを左右に移動させることにより、基準時相バーの位置に対応した時相のフレームデータに基づく断層像が表示される。医師や検査技師などのユーザは、例えば、基準時相バーを左右に移動させつつ断層像を確認して、所望の断層像が得られる基準時相を選択する。例えば、胎児の心臓の拡張期または拡張期に近い時相に基準時相が設定される。

30

【 0 0 4 2 】

基準時相が選択されると、医師や検査技師などのユーザにより計測点が設定される。図 2（ 4 ）に例示する画像は、計測点を設定する際に利用される表示画像の具体例である。図 1 に示す具体例の超音波診断装置は、例えば胎児の心臓に係る各種の計測機能を備えている。その計測機能の具体例の一つが左室内径短縮率（ F S : Fractional Shortening ）の計測（ F S 計測）である。 F S 計測においては胎児の心臓（例えば左室）に対して 2 つの計測点が設定される。例えば、 2 つの計測点の各々が心臓の内膜面（心臓壁と内腔の境界面）に設定される。医師や検査技師などのユーザは、操作デバイス 8 0 を操作して F S 計測を行いたい 2 箇所の位置を指定する。そして、例えばユーザから指定された位置に計測点設定部 5 2 が計測点を設定する。これにより、例えば基準時相の断層像に対して 2 つの計測点が設定される。例えば、一方の計測点が設定されてから他方の計測点が設定される。

40

【 0 0 4 3 】

2 つの計測点が設定されると解析処理が実行される。図 2（ 5 ）に例示する画像は、解

50

析処理の実行中に表示部 7 2 に表示される表示画像の具体例である。例えば、図 2 (5) に示す具体例のように、解析処理の進行状況を示す表示態様 (処理の経過を示すバーなど) が表示されてもよい。

【 0 0 4 4 】

そして、解析処理が終了すると、その解析処理の結果が表示される。図 2 (6) に例示する画像は、F S 計測の解析結果を示す表示画像の具体例である。例えば、図 2 (6) に示す具体例のように、F S 計測の解析結果として得られる F S 計測値が数値 (x x . x %) などで表示される。また、複数時相に亘って変化する 2 つの計測点間の距離を示す波形などが表示されてもよい。

【 0 0 4 5 】

図 3 は、図 1 の超音波診断装置が実行する解析処理の具体例を示す図 (フローチャート) である。例えば、図 2 に例示した診断の具体例において、2 つの計測点が設定されると (例えば 2 つ目の計測点が設定されたことをトリガとして)、図 3 に例示する解析処理が開始される。

【 0 0 4 6 】

まず、解析フレームが取得される (S 3 0 1)。解析フレーム取得部 3 0 は、データ記憶部 2 2 に記憶された複数のフレームデータの中から解析の対象となる複数のフレームデータを取得する。解析フレーム取得部 3 0 は、例えば、医師や検査技師などのユーザにより選択された基準時相を含む予め定められた期間内にある複数のフレームデータを解析の対象として取得する。例えば、基準時相を中心として予め設定された秒数だけ前から後までの期間に含まれる複数のフレームデータが解析の対象として選択されてもよい。

【 0 0 4 7 】

次に、キーフレームが検出される (S 3 0 2)。キーフレーム検出部 4 0 は、解析の対象となる複数のフレームデータの中から、特徴的な時相に対応した複数のキーフレームを検出する。キーフレーム検出部 4 0 は、例えば、胎児の心臓に関する診断において、解析の対象となる複数のフレームデータに基づいて得られる胎児の心拍波形を利用して、特徴的な時相として、拡張期と収縮期に対応したピーク時相を検出する。

【 0 0 4 8 】

図 4 は、心拍波形の具体例を示す図である。図 4 には横軸を時間軸 (複数時相の軸) とし、縦軸に振幅である平均輝度を示した心拍波形が図示されている。

【 0 0 4 9 】

図 4 の心拍波形を得るにあたり、まず、フレームデータに基づく断層画像内において胎児の心臓に対して関心領域が設定される。例えば、操作デバイス 8 0 を介して入力されるユーザ操作に応じて関心領域が設定される。医師や検査技師などのユーザは、例えば、表示部 7 2 に映し出される断層画像を見ながら、胎児の心臓 (特に心臓壁) が含まれるように、操作デバイス 8 0 を操作して関心領域の位置や大きさを設定する。なお、例えば F S 計測に利用される 2 つの計測点のうち的一方を中心とする関心領域が設定されてもよい。また、図 1 の超音波診断装置が、断層画像内の画像状態を解析して胎児の心臓に関心領域を設定してもよい。

【 0 0 5 0 】

関心領域は、例えば胎児の心臓の動きが検出され易い箇所を設定される。具体的には、例えば、比較的高い輝度となる胎児の心臓部分が含まれるように、ユーザが関心領域の位置や大きさを指定する。また、図 1 の超音波診断装置が、例えば二値化処理等の画像解析処理により、比較的高い輝度となる胎児の心臓部分を判定し、関心領域の位置や大きさを決定してもよい。なお、胎児の心臓の動きが検出され易い他の箇所に関心領域が設定されてもよい。

【 0 0 5 1 】

関心領域が設定されると、キーフレーム検出部 4 0 は、関心領域内の画像データ (フレームデータ) に基づいて胎児の心拍波形を生成する。キーフレーム検出部 4 0 は、例えば関心領域内の画像データに基づいてその関心領域内における平均輝度 (輝度値の平均) を

10

20

30

40

50

算出し、解析の対象となる複数のフレームデータを処理対象として、複数時相に亘って各時相ごとに平均輝度を算出することにより、図4に示す心拍波形を生成する。

【0052】

胎児の心臓は周期的に拡張収縮運動するため、平均輝度が拡張収縮運動に伴って変化して、例えば図4に示す具体例のような心拍波形が得られる。例えば、心臓壁が含まれるように関心領域が設定されていると、心臓の収縮に伴って関心領域内における心筋の割合が高くなるため平均輝度が大きくなり、心臓の拡張に伴って関心領域内における心腔の割合が高くなるため平均輝度が小さくなる。これにより、図4に示す具体例のように、平均輝度を周期的に変化させ、周期的に拡張末期ED（拡張期に対応したピーク時相）と収縮末期ES（収縮期に対応したピーク時相）を繰り返す心拍波形が得られる。

10

【0053】

そして、キーフレーム検出部40は、解析の対象となる複数のフレームデータの中から例えば拡張末期EDの時相に対応した複数のフレームを複数のキーフレームとして検出する。なお、キーフレーム検出部40は、例えば、収縮末期ESの時相に対応した複数のフレームを複数のキーフレームとして検出してもよいし、拡張末期EDと収縮末期ESの両方の時相に対応した複数のフレームを複数のキーフレームとして検出してもよい。

【0054】

図3に戻り、複数のキーフレームが検出されると、診断対象となる組織内の1つ以上の注目部位を対象とする追跡処理が実行される。例えば、追跡処理部50が、第1追跡処理(S303)と第2追跡処理(S304)を実行する。なお、第2追跡処理では、追跡処理部50が、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の各注目座標における時間的な変化量を導出する。

20

【0055】

そして、計測値が算出される(S305)。計測値算出部60は、例えば、追跡処理部50による注目部位の追跡結果に基づいて計測値を算出する。例えば、胎児の心臓に関する左室内径短縮率(FS)の計測(FS計測)であれば、胎児の心臓に対して設定された2つの計測点の追跡結果から、特許文献1(特許第5918325号公報)に記載されるFS値が算出されてもよい。計測値が算出されると図3に例示する解析処理が終了する。

【0056】

図5は、図1の超音波診断装置が実行する追跡処理の具体例を示す図である。図5には胎児の心臓に関する診断において実行される追跡処理の概要が例示されている。胎児の心臓に関する診断では、2つの計測点の各々を注目部位とする追跡処理が実行される。

30

【0057】

追跡処理部50は、複数のキーフレームを処理対象として注目部位を追跡する第1追跡処理を実行する。追跡処理部50は、例えば、拡張期(拡張末期ED)の時相に対応した複数のフレームデータを処理対象として2つの計測点の各々を注目部位とする追跡処理を実行する。

【0058】

また、追跡処理部50は、隣接する一方のキーフレームから他方のキーフレームまでの追跡期間内で各注目部位の動きを追跡する第2追跡処理を実行する。追跡処理部50は、例えば、拡張期の時相からその拡張期に隣接する拡張期の時相までの期間内にある複数のフレームデータを処理対象として2つの計測点の各々を注目部位とする追跡処理を実行する。

40

【0059】

なお、第2追跡処理では、時間軸の順方向に処理を進める追跡処理と時間軸の逆方向に処理を進める追跡処理が実行されてもよい。追跡処理部50は、例えば、隣接する2つの拡張期のうちの早い時相(時相の値が小さい方)の拡張期に対応したフレームデータから処理を開始して、遅い時相(時相の値が大きい方)の拡張期に対応したフレームデータまで、時間軸の順方向に処理を進める順方向の追跡処理を実行する。また、追跡処理部50は、例えば、隣接する2つの拡張期のうちの遅い時相(時相の値が大きい方)の拡張期に

50

対応したフレームデータから処理を開始して、早い時相（時相の値が小さい方）の拡張期に対応したフレームデータまで、時間軸の逆方向に処理を進める逆方向の追跡処理を実行する。そして、追跡処理部50は、例えば、順方向の追跡処理で得られた追跡結果と逆方向の追跡処理で得られた追跡結果に基づいて、第2追跡処理の追跡結果を得るようにしてもよい。

【0060】

図5に例示する第1追跡処理と第2追跡処理の概要は以上のとおりである。以下に第1追跡処理と第2追跡処理の具体例について説明する。

【0061】

図6は、第1追跡処理の具体例を示す図（フローチャート）である。図6には、図3のS303のステップで実行される第1追跡処理の具体例が図示されている。例えば、図3のS302で実行されるキーフレームの検出処理が終了したことをトリガとして、図6に例示する第1追跡処理が開始される。

10

【0062】

図6に例示する第1追跡処理が開始されると、まず、基準時相のフレームが取得される（S601）。追跡処理部50は、例えば解析の対象となる複数のフレームデータ（図3のS301で取得されるフレームデータ）の中から、ユーザが選択した基準時相に対応したフレームデータを取得する。なお、基準時相に対応したフレームデータ内には、計測点設定部52により計測点が設定されている。例えばFS計測であれば、基準時相のフレームデータ内で胎児の心臓に対して2つの計測点が設定されている。

20

【0063】

次に、拡張期のフレームが取得される（S602）。追跡処理部50は、例えば、解析の対象となる複数のフレームデータの中から、キーフレーム検出部40が検出した拡張期（拡張末期ED）の時相に対応したフレームデータを取得する。

【0064】

続いて、追跡処理が実行される（S603）。追跡処理部50は、S601で取得した基準時相に対応したフレームデータと、S602で取得した拡張期の時相に対応したフレームデータを処理対象として、2つの計測点の各々の基準時相からの移動先を探索する。

【0065】

S602とS603のステップは、解析の対象となる複数のフレームデータに含まれる全ての拡張期（拡張末期ED）を対象として実行され、全ての拡張期を対象とした処理が終了したことが確認されると（S604）、図6に例示する第1追跡処理が終了する。

30

【0066】

第1追跡処理では、例えば、基準時相に対応したフレームデータ内に2つの計測点の各々に対応したテンプレートが設定され、拡張期の時相に対応したフレームデータ内で2つの計測点の各々に対応したテンプレートに類似する位置を相関演算で探索する処理（テンプレートマッチング）が実行される。これにより、基準時相に対応したフレームデータ内にある2つの計測点に関する、拡張期の時相に対応したフレームデータ内での移動先の位置（座標）が導出される。

【0067】

なお、第1追跡処理において、特許文献1に記載される複数の補助点を利用した追跡処理が実行されてもよい。例えば、基準時相に対応したフレームデータ内で、2つの計測点の一方である計測点Aに対応した複数の補助点（a1～a4）が設定され、2つの計測点の他方である計測点Bに対応した複数の補助点（b1～b4）が設定される。そして、計測点Aと複数の補助点（a1～a4）を追跡点とする追跡処理が実行され、複数の追跡点から得られる複数の追跡結果を利用して計測点Aの動きが追跡されてもよい。また、計測点Bと複数の補助点（b1～b4）を追跡点とする追跡が実行され、複数の追跡点から得られる複数の追跡結果を利用して計測点Bの動きが追跡されてもよい。

40

【0068】

また、第1追跡処理では、基準時相に対応したフレームデータと拡張期の時相に対応し

50

たフレームデータとの間で、輝度差を低減するための標準化処理を実行してもよい。

【0069】

図7は、標準化処理の具体例を示す図である。第1追跡処理では、互いに時間的に離れた基準時相と拡張期の時相を処理対象としているため、例えば超音波の送受で発生するシャドウなどの影響により、基準時相に対応したフレームデータと拡張期の時相に対応したフレームデータとの間で、比較的大きな輝度差が生じる可能性がある。そこで、その輝度差を低減またはキャンセルするために、図7に例示する標準化処理が実行される。

【0070】

図7に示す標準化処理の具体例では、例えば、基準時相に対応したフレームデータに設定されるテンプレート内の輝度と、拡張期の時相に対応したフレームデータ内のテンプレートTに対応した領域Tkの輝度の差を低減またはキャンセルしてから、テンプレートTと領域Tkとの間で相関演算が実行される。例えば、テンプレートT内の輝度の平均値と領域Tk内の輝度の平均値の差が0（ゼロ）となるように、テンプレートT内と領域Tk内の少なくとも一方の輝度値が補正される。

【0071】

標準化処理を実行することにより、輝度差に伴う追跡処理の不安定さが低減または解消され、安定した第1追跡処理が実現される。

【0072】

図8は、第2追跡処理の具体例を示す図（フローチャート）である。図8には、図3のS304のステップで実行される第2追跡処理の具体例が図示されている。例えば、図3のS303のステップで実行される第1追跡処理が終了したことをトリガとして、図8に例示する第2追跡処理が開始される。

【0073】

図8に例示する第2追跡処理が開始されると、まず、拡張期間の全フレームが取得される（S801）。追跡処理部50は、例えば、解析の対象となる複数のフレームデータの中から、隣り合う2つの拡張期（拡張末期ED）の一方に対応した時相から他方に対応した時相までの複数時相のフレームデータを取得する。

【0074】

次にダウンサンプリング処理が実行される（S802）。追跡処理部50は、例えば、S801で取得した複数時相のフレームデータに対してダウンサンプリング処理を実行して、各時相のフレームデータに対応した画素数を低減する。これにより、後段の処理（例えばS803からS805までの処理）の負荷が低減され、後段における処理速度が向上する。なお、ダウンサンプリング処理は省略することもできる。

【0075】

続いて、格子点解析処理（S803）と経路最適化処理（S804）が実行され、これらの処理の結果に基づいて移動量が導出される（S805）。S801からS805までの処理は、解析の対象となる複数のフレームデータに含まれる全ての拡張期間（隣り合う2つの拡張期の全ての組み合わせ）を対象として実行され、全ての拡張期間を対象とした処理が終了したことが確認されると（S806）、図8に例示する第2追跡処理が終了する。

【0076】

図9は、格子点解析処理の具体例を示す図（フローチャート）である。図9には、図8のS803のステップで実行される格子点解析処理の具体例が図示されている。例えば、図8のS802のステップで実行されるダウンサンプリング処理が終了したことをトリガとして、図9に例示する格子点解析処理が開始される。

【0077】

図9に例示する格子点解析処理が開始されると、まず、格子点の設定が実行される（S901）。追跡処理部50は、例えば、複数時相に亘ってフレームデータ内で空間的に固定された複数の注目座標の具体例として複数の格子点を設定する。

【0078】

10

20

30

40

50

図10は、複数の格子点の具体例を示す図である。図10には、フレームデータに対して設定された複数の格子点(P)の具体例が図示されている。図10に示す具体例において、複数の格子点は、例えば、X軸方向とY軸方向のそれぞれの方向に一定の間隔で設定されている。例えば、フレームデータを構成する複数画素(複数データ)の各画素(各データ)の位置に各格子点が設定されてもよい。

【0079】

なお、図10には、フレームデータが矩形である具体例を示しているが、複数の格子点はフレームデータの形状に応じた配列とされてもよい。例えば、フレームデータが矩形とは異なる形状の場合にも、フレームデータを構成する複数画素(複数データ)の各画素(各データ)の位置に各格子点が設定されてもよい。

【0080】

図9に戻り、複数の格子点が設定されると、連続する2フレームが取得される(S902)。追跡処理部50は、例えば、S801(図8)で取得した複数時相のフレームデータの中で、連続する2つの時相に対応した2つのフレームデータを取得する。

【0081】

続いて、相関値の算出が実行される(S903)。追跡処理部50は、例えば、S902で取得した2つのフレームデータに基づく時相間の相関演算により、各格子点ごとに相関値の分布を示す相関値マップを生成する。

【0082】

相関値の算出(相関値マップの生成)は、全格子点についての算出が終了するまで繰り返し実行される(S904)。また、S902からS904までの処理は、S801(図8)で取得した複数時相のフレームデータに含まれる連続する2つの時相に対応したフレームデータの全てを対象として実行され、全てのフレームデータを対象とした処理が終了したことが確認されると(S905)、図9に例示する格子点解析処理が終了する。

【0083】

図11は、相関値マップの具体例を示す図である。図11には、図9に例示する格子点解析処理により得られる相関値マップの具体例として、座標(x, y)の位置にある格子点(x, y)についての相関値マップが例示されている。

【0084】

図11に示す具体例において、時相tの相関値マップは、例えば、時相t-1と時相tに対応した2つのフレームデータに基づいて導出される。例えば、時相t-1のフレームデータ内における格子点(x, y)に対応したデータ(例えば格子点(x, y)を中心とする所定範囲内の複数データ)と、時相tのフレームデータ内における格子点(x, y)を中心とする複数の格子点に対応したデータ(例えば各格子点を中心とする所定範囲内の複数データ)に基づく相関演算により、時相tの相関値マップが生成される。

【0085】

例えば、時相t-1のフレームデータ内の格子点(x, y)に対応したデータと、時相tのフレームデータ内の格子点(x+1, y)に対応したデータの相関値が「1」であれば、図11に示す具体例のように、時相tの相関値マップ内の格子点(x+1, y)に対応した相関値が「1」となる。

【0086】

また、図11に示す具体例において、時相t+1の相関値マップは、例えば、時相tと時相t+1に対応した2つのフレームデータに基づいて導出され、時相t+2の相関値マップは、例えば、時相t+1と時相t+2に対応した2つのフレームデータに基づいて導出される。

【0087】

なお、時相tの相関値マップが例えば時相tと時相t+1に対応した2つのフレームデータに基づいて導出され、時相t+1の相関値マップが例えば時相t+1と時相t+2に対応した2つのフレームデータに基づいて導出され、時相t+2の相関値マップが例えば時相t+2と時相t+3に対応した2つのフレームデータに基づいて導出されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 8 】

図 1 1 に示す具体例では、相関値として S S D (Sum of Squared Difference) を利用しており、S S D の値が小さいほど類似性が高いことを示している。なお、相関値マップを得るにあたり、S S D 以外の相関値が利用されてもよいし、類似性が高いほど値が大きくなる相関値が利用されてもよい。

【 0 0 8 9 】

また、図 1 1 に示す具体例では、格子点 (x , y) を中心とする 2 5 個の格子点に対応した大きさの相関値マップを例示したが、相関値マップの大きさ (格子点の範囲) は、図 1 1 に例示する具体例に限定されない。例えば、2 5 個以下の格子点に対応した大きさの相関値マップが生成されてもよいし、2 5 個以上の格子点に対応した大きさの相関値マップが生成されてもよい。

10

【 0 0 9 0 】

図 1 2 は、経路最適化処理の具体例を示す図 (フローチャート) である。図 1 2 には、図 8 の S 8 0 4 のステップで実行される経路最適化処理の具体例が図示されている。例えば、図 8 の S 8 0 3 のステップで実行される格子点解析処理が終了したことをトリガとして、図 1 2 に例示する経路最適化処理が開始される。

【 0 0 9 1 】

図 1 2 に例示する経路最適化処理が開始されると、まず、計測点の位置が取得される (S 1 2 0 1) 。追跡処理部 5 0 は、例えば、S 8 0 1 (図 8) で取得された複数のフレームデータに含まれる 2 つの拡張期 (拡張末期 E D) に対応したフレームデータ内における計測点の位置 (座標値) を取得する。拡張期に対応したフレームデータ内における計測点は、第 1 追跡処理 (図 5 , 図 6 参照) により既に追跡されている。例えば F S 計測であれば、胎児の心臓に関する 2 つの計測点の座標値を追跡処理部 5 0 が取得する。なお、計測点が複数の場合には、各計測点ごとに、以下に説明する S 1 2 0 2 から S 1 2 0 7 までの処理が実行される。

20

【 0 0 9 2 】

計測点の位置が取得されると計測点の周囲にある格子点が決定される (S 1 2 0 2) 。追跡処理部 5 0 は、例えば、各計測点の周囲にある複数の格子点を選択する。例えば、各計測点を取り囲む 4 つの格子点を選択されてもよい。

【 0 0 9 3 】

次に最適化処理が済んでいるか否かが確認される (S 1 2 0 3) 。追跡処理部 5 0 は、例えば、S 1 2 0 2 で決定した複数の格子点の全てについて、最適化処理が済んでいるか否かを確認する。

30

【 0 0 9 4 】

そして、最適化処理が済んでいない格子点が一つでもあれば、S 1 2 0 4 と S 1 2 0 5 の処理が実行される。つまり、相関値マップが取得され (S 1 2 0 4) 、動的計画法による最適化処理が実行される (S 1 2 0 5) 。その後、格子点の変化量が導出される (S 1 2 0 6) 。これに対し、S 1 2 0 2 で決定した複数の格子点の全てについて既に最適化処理が済んでいれば、S 1 2 0 4 と S 1 2 0 5 の処理が省略され、格子点の変化量が導出される (S 1 2 0 6) 。

40

【 0 0 9 5 】

図 1 3 から図 1 5 は動的計画法による最適化処理の具体例を説明するための図である。追跡処理部 5 0 は、例えば、格子点解析処理で生成された相関値マップに対して動的計画法を適用する。

【 0 0 9 6 】

図 1 3 は、動的計画法のフォワードトレースの具体例を示す図である。図 1 3 に示す S S D マップは、図 9 に例示する格子点解析処理により得られる相関値マップの具体例であり、座標 (x , y) の位置にある格子点 (x , y) についての相関値マップ (図 1 1) である。

【 0 0 9 7 】

50

相関値マップ内には、例えばノイズなどの影響により特異的な類似位置が存在する場合がある。例えば、図13に示す具体例において、時相 t の相関値マップで、格子点 (x, y) の本来の変化先が座標 $(x+1, y)$ である場合に、座標 $(x+1, y)$ の相関値「1」よりも座標 $(x-1, y-1)$ の相関値「0」の方が小さくなる場合がある。この場合に、時相 t の相関値マップのみで格子点 (x, y) の変化先を決定しようとする、本来の変化先である座標 $(x+1, y)$ ではなく、例えばノイズなどの影響により特異的に発生した類似位置である座標 $(x-1, y-1)$ を、格子点 (x, y) の変化先であると誤認識してしまう可能性がある。

【0098】

こうした誤認識を解消（または極力低減）するために、追跡処理部50は、複数時相の相関値マップに対して時間軸方向の動的計画法を適用する。追跡処理部50は、まず、複数時相の相関値マップに対してフォワードトレースを実行して複数時相のDPマップを生成する。例えば、次式に基づいて、時相 n の相関値マップSSDMap (x,y,n) から時相 n のDPマップDPMap (x,y,n) が生成される。

【0099】

$$\langle \text{数1} \rangle \text{DPMap}(x,y,n) = \text{SSDMap}(x,y,n) + \text{Min}\{\text{DPMap}(x+i,y+j,n-1)\}$$

但し、DPMap $(x,y,0)=\text{SSDMap}(x,y,0)$

【0100】

図13には、数1式において「 $-1 \leq i \leq 1$ 」「 $-1 \leq j \leq 1$ 」とした場合の具体例が示されている。図13に示す具体例において、時相 t からフォワードトレースを開始すると、まず、時相 t の相関値マップがそのままコピーされて時相 t のDPマップとして利用される。フォワードトレースでは1時相前のDPマップの近傍エリアから最小値が探索されて相関値マップの値に加算される。

【0101】

例えば、時相 $t+1$ の相関値マップの座標 $(x-2, y+2)$ の相関値「63」に対して、1時相前である時相 t のDPマップにおける座標 $(x-2, y+2)$ の近傍エリア（破線の矩形で示す $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1$ の範囲）から最小値である8が探索され、相関値「63」に加算される。そして、その加算値「63+8」が時相 $t+1$ のDPマップにおける座標 $(x-2, y+2)$ の値となる。

【0102】

また、例えば、時相 $t+1$ の相関値マップの座標 $(x+1, y-1)$ の相関値「6」に対して、1時相前である時相 t のDPマップにおける座標 $(x+1, y-1)$ の近傍エリア（鎖線の矩形で示す $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1$ の範囲）から最小値である1が探索され、相関値「6」に加算される。そして、その加算値「6+1」が時相 $t+1$ のDPマップにおける座標 $(x+1, y-1)$ の値となる。

【0103】

追跡処理部50は、相関値マップに含まれる全座標、つまりDPマップに含まれる全座標を対象として、処理の対象となる全時相に亘って、例えば数1式に基づくフォワードトレースを実行する。これにより、例えば、図14に示す具体例のDPマップが得られる。

【0104】

図14は、DPマップの具体例を示す図である。図14には、図13の相関値マップを対象としたフォワードトレースによって得られる時相 t から時相 $t+2$ までのDPマップが示されている。フォワードトレースにより複数時相のDPマップが得られると、それら複数時相のDPマップを利用してバックトレースが実行される。

【0105】

図15は、動的計画法のバックトレースの具体例を示す図である。図15に示すDPマップは、図13の相関値マップを対象としたフォワードトレースによって得られる時相 t から時相 $t+2$ までのDPマップであり、図14に示したDPマップである。

【0106】

バックトレースは、最後に生成された最終時相のDPマップから開始される。バックト

10

20

30

40

50

レースでは、まず、最終時相のDPマップ内で最小値が探索され、次に、最終時相から1時相前のDPマップの近傍エリア内で最小値が探索される。さらに、そのDPマップよりも1時相前のDPマップの近傍エリア内で最小値が探索され、最初に生成されたDPマップまで最小値の探索が実行される。つまり、フォワードトレースと比較して時間軸の逆方向にバックトレースが実行される。

【0107】

図15に示す具体例では、最後に生成された時相 $t+2$ のDPマップからバックトレースが開始される。追跡処理部50は、まず、時相 $t+2$ のDPマップ内で最小値を探索することにより、探索結果として座標 $(x, y+1)$ を得る。次に、追跡処理部50は、1時相前である時相 $t+1$ のDPマップにおける座標 $(x, y+1)$ の近傍エリア(破線の矩形で示す $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1$ の範囲)で最小値を探索することにより、探索結果として座標 $(x+1, y+1)$ を得る。追跡処理部50は、さらに1時相前である時相 t のDPマップにおける座標 $(x+1, y+1)$ の近傍エリア(破線の矩形で示す $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1$ の範囲)で最小値を探索し、探索結果として座標 $(x+1, y)$ を得る。

10

【0108】

こうして、バックトレースによって得られた座標が相関値マップに対応した格子点の変化先とされる。例えば、図15に示す具体例では、時相 t のDPマップで得られた座標 $(x+1, y)$ が時相 t における格子点 (x, y) の変化先とされ、時相 $t+1$ のDPマップで得られた座標 $(x+1, y+1)$ が時相 $t+1$ における格子点 (x, y) の変化先とされ、時相 $t+2$ のDPマップで得られた座標 $(x, y+1)$ が時相 $t+2$ における格子点 (x, y) の変化先とされる。

20

【0109】

図13から図15に例示する具体例を利用して説明したように、追跡処理部50は、複数時相の相関値マップに対して時間軸方向の動的計画法を適用する。これにより、変化先の誤認識を解消(または極力低減)することができる。

【0110】

例えば、図13に例示する時相 t の相関値マップのみで格子点 (x, y) の変化先を決定しようとする、類似位置である座標 $(x-1, y-1)$ が格子点 (x, y) の変化先であると誤認識してしまう可能性がある。これに対し、時間軸方向の動的計画法を適用することにより、図15に例示するように、時相 t における格子点 (x, y) の変位先として、本来の変化先である座標 $(x+1, y)$ が特定される。

30

【0111】

こうして、時間軸方向の動的計画法を適用することにより格子点の変化先が特定されると、その格子点の変化量が導出される(図12のS1206)。追跡処理部50は、例えば、格子点からその格子点の変化先までの座標の変化をその格子点の変化量とする。例えば、格子点の位置を起点としてその格子点の変化先の位置を終点とするベクトル量がその格子点の変化量とされてもよい。なお、格子点の変化量を導出する際に、空間方向のパラボラフィッティングが利用されてもよい。

【0112】

図16は、パラボラフィッティングの具体例を示す図である。図16には、相関値の最小地点(最小値に対応した座標)を決定する際に、パラボラフィッティングを適用した具体例が例示されている。

40

【0113】

図16に示す具体例では、座標 $n-1, n, n+1$ の中で座標 n の相関値(SSD)が最小である。そのため、パラボラフィッティングを適用せずに、相関値の最小地点を選べると、座標 n が最小地点となる。

【0114】

これに対し、座標 n の近傍で空間方向(座標方向)のパラボラフィッティングを適用すると、例えば座標 $n-1, n, n+1$ の相関値(SSD)に基づくパラボラフィッティン

50

グを利用すると、座標 n から僅かにずれた位置に相関値の最小地点があることを検出することができる。例えば、図 16 に示す具体例であれば、座標 $n - 1$, n , $n + 1$ のそれぞれに対応した相関値 I_{n-1} , I_n , I_{n+1} に基づく算出式により、相関値の最小地点の座標 n' が算出される。

【0115】

追跡処理部 50 は、例えば、相関値マップに対して空間方向のパラボラフィッティングを適用して各格子点の変化量を導出してよい。例えば、図 15 に示す時相 t の相関値マップ内で、格子点 (x, y) の変化先として特定された座標 $(x + 1, y)$ とその近傍の座標に対応した相関値を利用した二次元のパラボラフィッティングにより、相関値の最小地点（最小値に対応した座標）が特定され、格子点 (x, y) からその最小地点までの座標の変化を格子点 (x, y) の変化量としてもよい。

10

【0116】

パラボラフィッティングを利用しなければ、整数単位の座標から得られる整数単位の変化量となるが、パラボラフィッティングを利用することにより、整数単位よりも小さい小数単位で変化量を得ることが可能になる。

【0117】

図 12 に戻り、格子点の変化量が導出されると計測点の移動量が導出される（S1207）。追跡処理部 50 は、例えば、S1202 で選択した各計測点の周囲にある複数の格子点の変化量に基づいてその計測点の移動量を導出する。

【0118】

図 17 は、計測点の移動量の導出例を示す図である。図 17 には、計測点 A の周囲にある複数の格子点として、計測点 A を取り囲む 4 つの格子点 P1 ~ P4 が選択されている場合に、4 つの格子点 P1 ~ P4 の変化量から計測点 A の移動量を導出する具体例が図示されている。

20

【0119】

例えば、4 つの格子点 P1 ~ P4 の変化量（ベクトル量）を、各格子点 P1 ~ P4 から計測点 A までの距離 $r_1 \sim r_4$ に応じて重み付け加算することにより、計測点 A の移動量（ベクトル量）が算出される。

【0120】

図 12 に戻り、S1201 から S1207 までの処理は、S801（図 8）で取得した複数時相のフレームデータに含まれる全てのフレームデータを対象として実行され、全てのフレームデータを対象とした処理が終了したことが確認されると（S1208）、図 12 に例示する経路最適化処理が終了する。これにより、S801（図 8）で取得した複数時相のフレームデータについて、各時相ごとに計測点の移動量が導出され、複数時相に亘って計測点の移動先が追跡される。

30

【0121】

なお、第 2 追跡処理では、時間軸の順方向に処理を進める追跡処理と時間軸の逆方向に処理を進める追跡処理が実行されてもよい。

【0122】

順方向の処理において、追跡処理部 50 は、例えば、図 11 に例示する相関値マップを時相 t , 時相 $t + 1$, 時相 $t + 2$ の順に生成し、図 13 に例示するフォワードトレースを時相 t , 時相 $t + 1$, 時相 $t + 2$ の順に進め、図 15 に例示するバックトレースを時相 $t + 2$, $t + 1$, t の順に進める。そして、追跡処理部 50 は、時相 t , 時相 $t + 1$, 時相 $t + 2$ の順に各計測点の移動量を導出して各計測点の移動先を追跡する。

40

【0123】

これに対し、逆方向の処理では、追跡処理部 50 は、例えば、図 11 に例示する相関値マップを時相 $t + 2$, $t + 1$, t の順に生成し、図 13 に例示するフォワードトレースを時相 $t + 2$, $t + 1$, t の順に進め、図 15 に例示するバックトレースを時相 t , 時相 $t + 1$, 時相 $t + 2$ の順に進める。そして、追跡処理部 50 は、時相 $t + 2$, $t + 1$, t の順に各計測点の移動量を導出して各計測点の移動先を追跡する。

50

【 0 1 2 4 】

これにより、隣り合う2つの拡張期（拡張末期ED）の間で、順方向の処理結果として一方の拡張期から他方の拡張期に向かう各計測点の追跡結果が得られ、逆方向の処理結果として他方の拡張期から一方の拡張期に向かう各計測点の追跡結果が得られる。

【 0 1 2 5 】

そして、追跡処理部50は、時間軸の順方向の処理により得られた追跡結果と、時間軸の逆方向の処理により得られた追跡結果を合成して、最終的な追跡結果を得るようにしてもよい。

【 0 1 2 6 】

なお、順方向の追跡結果と逆方向の追跡結果を合成する際に、特許文献1に記載される処理（特許文献1の図6等参照）が利用されてもよい。例えば、一方の拡張時を起点として他方の拡張期へ向かう順方向の追跡結果と、他方の拡張期を起点として一方の拡張期へ向かう逆方向の追跡結果を、起点となる時相からの時間的距離に応じた割合で重みづけ加算することにより、合成された追跡結果を得るようにしてもよい。

10

【 0 1 2 7 】

例えば、以上に説明した具体例により各計測点の移動先が追跡される。例えば、FS計測であれば、胎児の心臓に対して設定された2つの計測点の移動先が追跡され、その追跡結果に基づいて得られるFS計測値や、複数時相に亘って変化する2つの計測点間の距離を示す波形などの解析結果が表示部72に表示される（図2（6）参照）。

【 0 1 2 8 】

また、以上に説明した追跡処理の具体例により、例えば、1つ以上の注目部位の空間的な移動量が複数時相に亘って導出され、その移動量の大きさと方向を示したベクトル表示画像が生成されてもよい。

20

【 0 1 2 9 】

図18は、ベクトル表示画像の具体例を示す図である。図18には、表示画像形成部70が形成して表示部72に表示されるベクトル表示画像の具体例が図示されている。図18には、複数の注目部位の各々に対応した移動量（ベクトル量）を矢印で示したベクトル表示画像が例示されている。例えば、矢印の長さや矢印の大きさにより移動量の大きさが表現され、矢印の向きが移動量の向きに対応付けられる。もちろん、矢印以外の表示態様により、移動量の大きさと方向を示すようにしてもよい。

30

【 0 1 3 0 】

また、例えば、心臓（成人の心臓を含む）や血管などの動き（移動と運動の少なくとも一方を含む）を伴う診断対象に関する複数の注目部位についての移動量を追跡処理部50が導出し、その診断対象に関する複数の注目部位の移動量を示すベクトル表示画像を表示画像形成部70が形成し、そのベクトル表示画像を表示部72が表示してもよい。

【 0 1 3 1 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

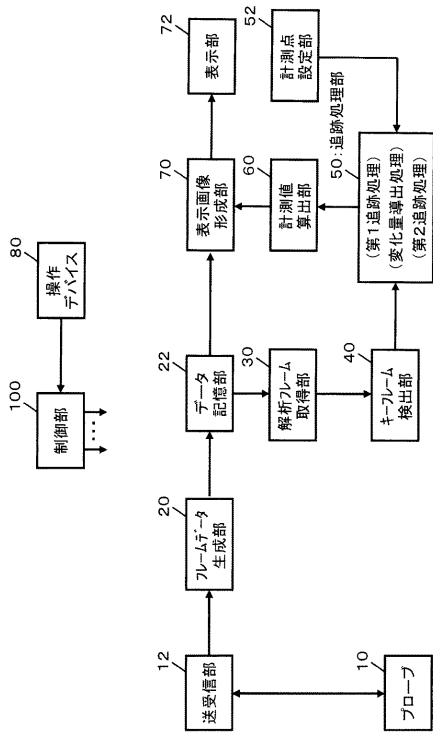
【 符号の説明 】

40

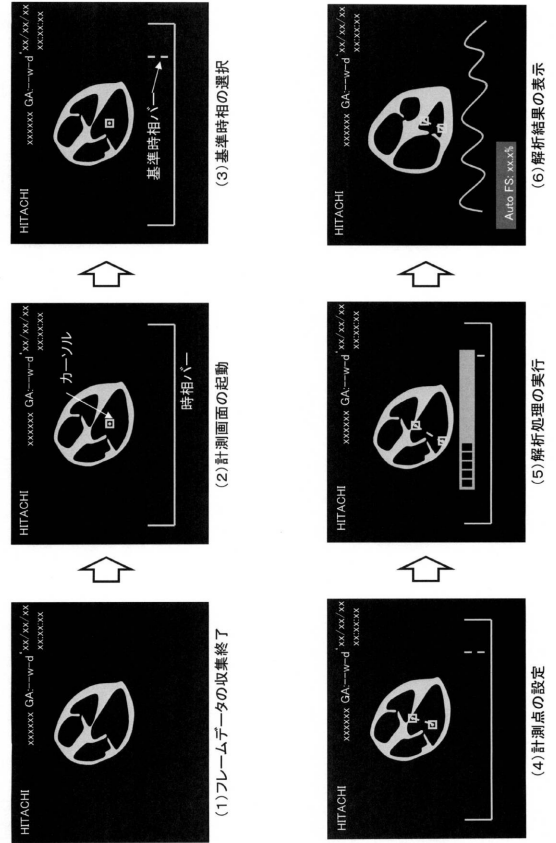
【 0 1 3 2 】

10 プローブ、12 送受信部、20 フレームデータ生成部、22 データ記憶部、30 解析フレーム取得部、40 キーフレーム検出部、50 追跡処理部、52 計測点設定部、60 計測値算出部、70 表示画像形成部、72 表示部、80 操作デバイス、100 制御部。

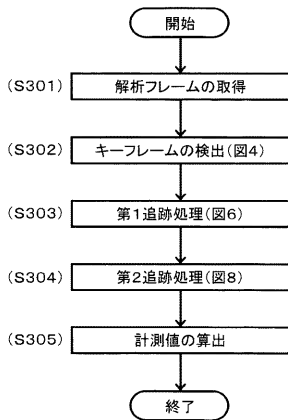
【図1】



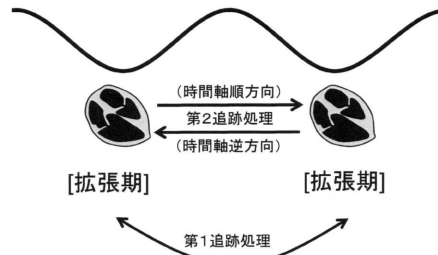
【図2】



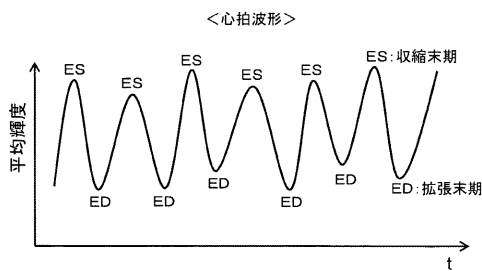
【図3】



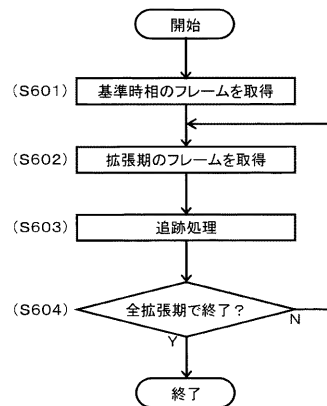
【図5】



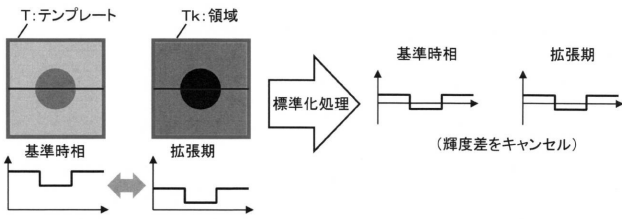
【図4】



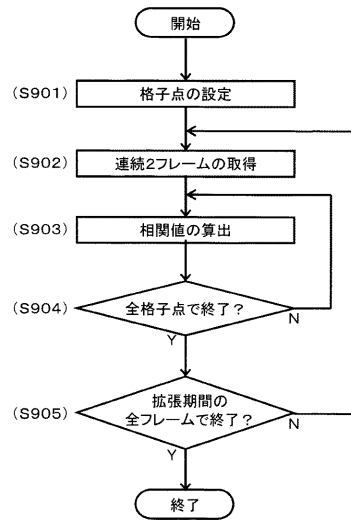
【図6】



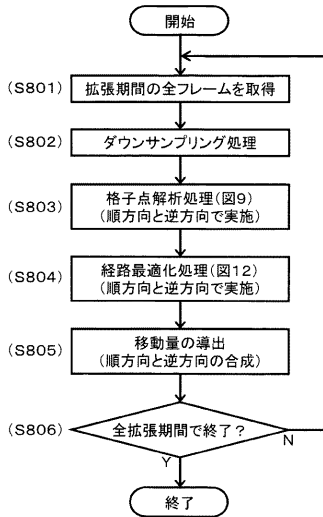
【図7】



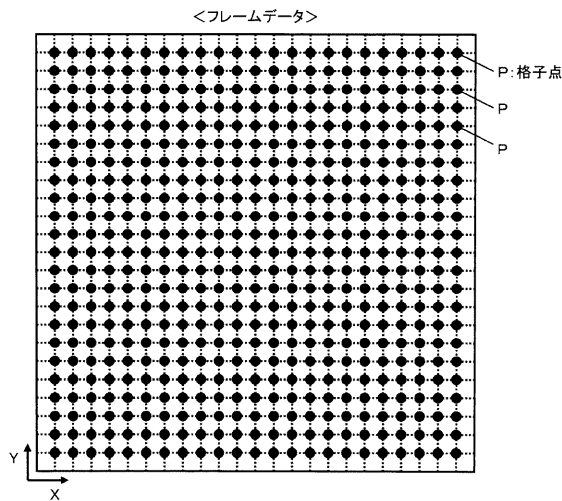
【図9】



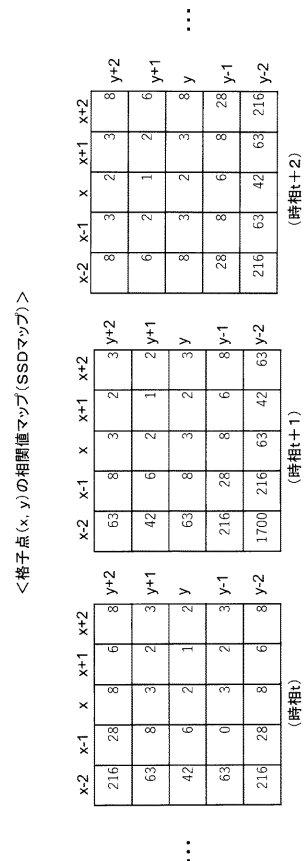
【図8】



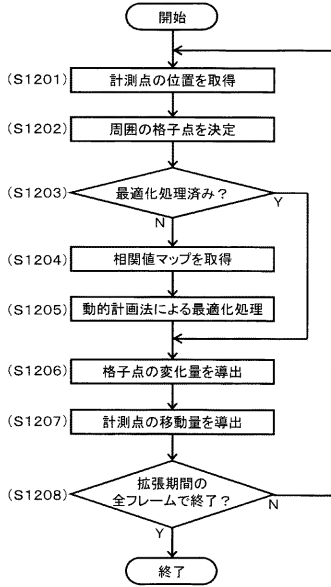
【図10】



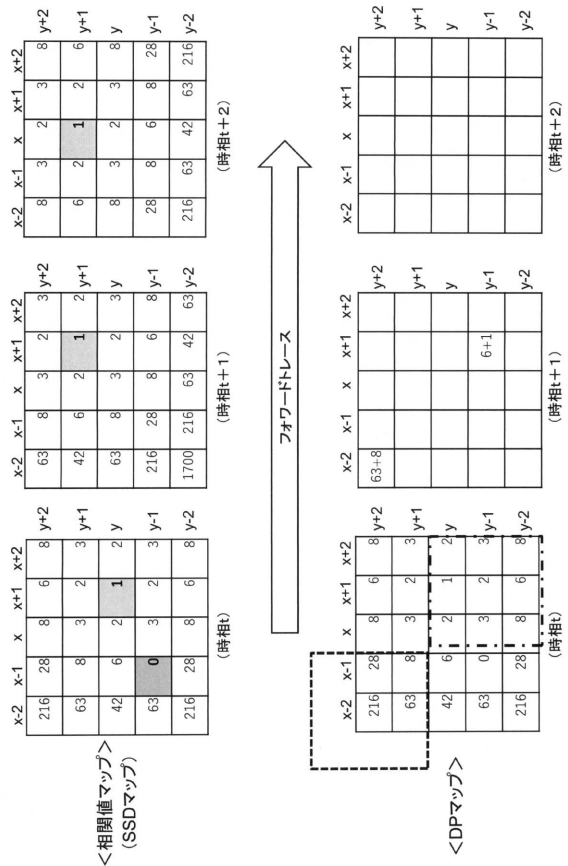
【図11】



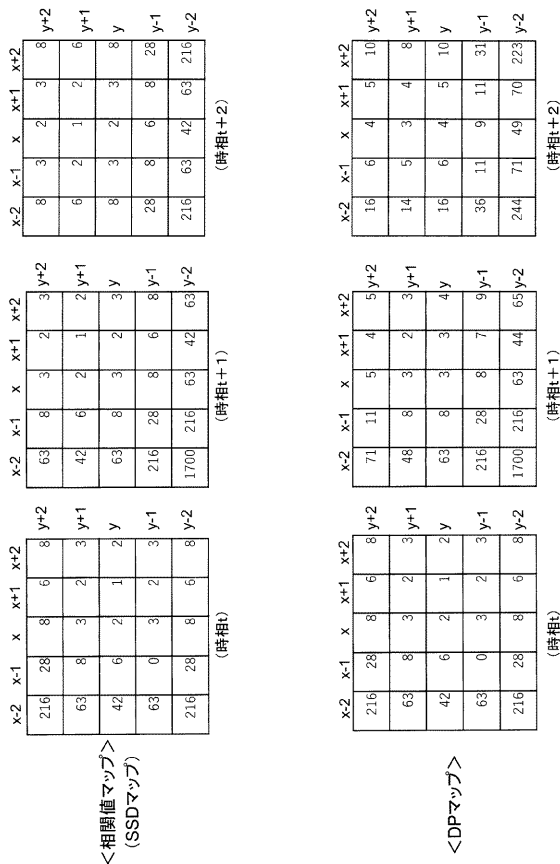
【 図 1 2 】



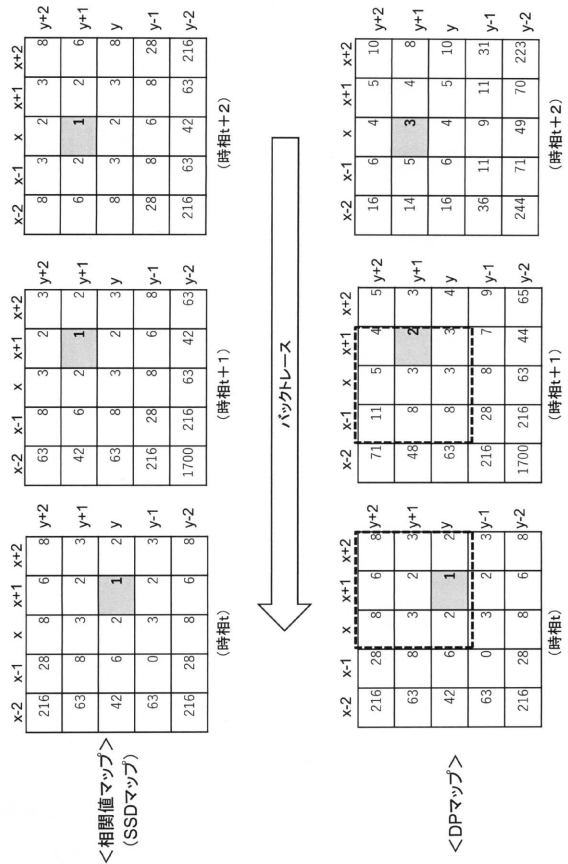
【 図 1 3 】



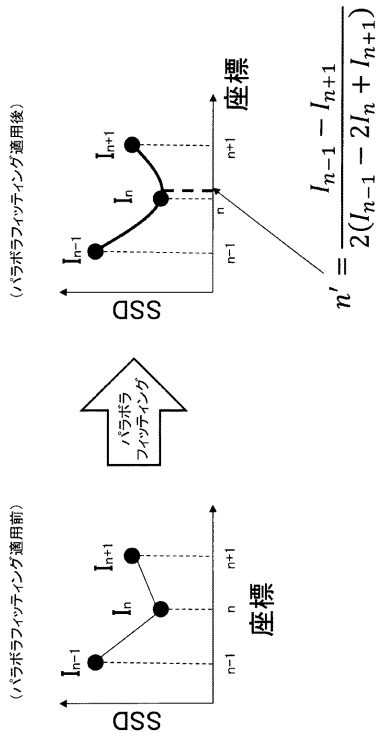
【 図 1 4 】



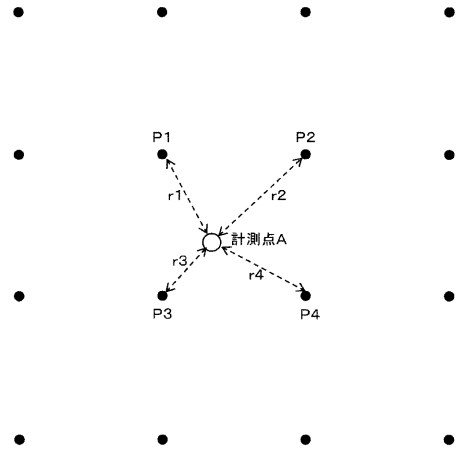
【 図 1 5 】



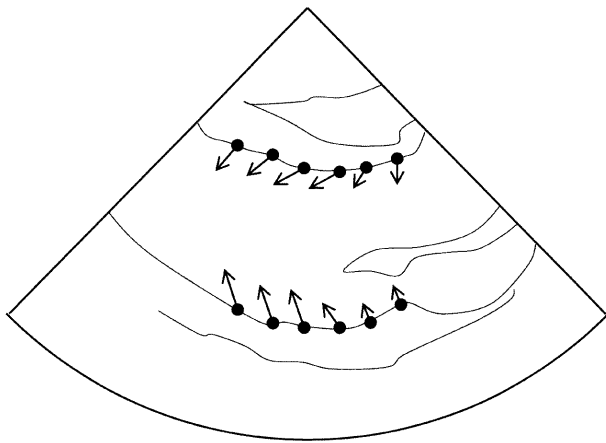
【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备，程序和操作超声诊断设备的方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2020025566A | 公开(公告)日 | 2020-02-20 |
| 申请号 | JP2018149937 | 申请日 | 2018-08-09 |
| [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 | 前田俊徳 | | |
| 发明人 | 前田 俊徳 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| CPC分类号 | A61B8/42 A61B8/5223 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/5207 G06T7/246 G06T2207/10132 G06T2207/30048 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/469 G06T7/215 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK20 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：了解通过发送和接收超声波获得的多个时间阶段的帧数据中每个感兴趣的空间固定坐标中的时间变化。跟踪处理单元（50）在多个时间阶段上导出空间上固定在帧数据中的多个关注坐标中的每一个的时间变化量。跟踪处理单元50还基于在每个关注部位附近的每个关注坐标的时间变化量来得出每个关注部位的空间移动量。此外，跟踪处理单元50在跟踪时段内的多个时间段内，针对每个时间段，导出每个关注站点的空间移动量，并且基于针对每个时间段所得出的移动量，在跟踪期间内跟踪每个关注站点的移动。[选择图]图1

