

(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2015-66318

(P2015-66318A)

(43) 公開日 平成27年4月13日(2015.4.13)

(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 未請求 請求項の数 16 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-205131 (P2013-205131)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成25年9月30日 (2013. 9. 30)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100080159
			弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	長瀬 雅也
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD19 EE07 EE10 JB35 JB40 JB46 JC04 JC15 LL02 LL38

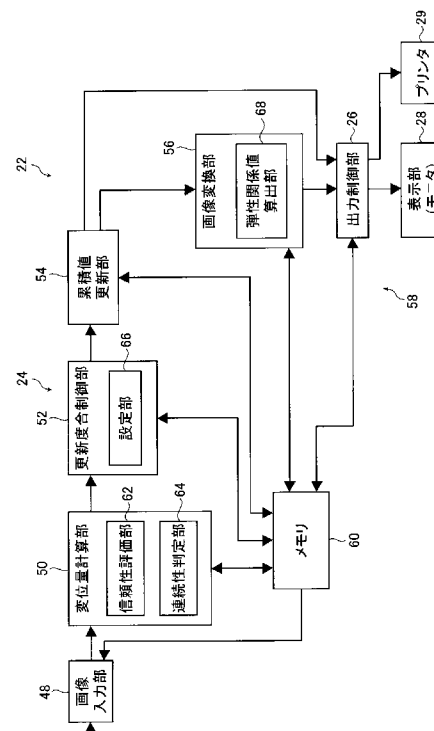
(54) 【発明の名称】 画像解析システム、画像解析方法、画像解析プログラム、及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 画像の動き変化に対する解析情報の安定性を向上させながら、しかも応答性を維持することができ、ユーザに対して自然な手順で適切な解析情報（画像）を提示することができ、その実現にあたってメモリ消費量をできる限り抑えることができる画像解析システム、方法及びプログラム、並びに超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 対象物の連続する複数の画像を入力する画像入力部と、入力された複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して対象物の位置毎の変位量を計算する変位量計算部と、計算された変位量を用いて変位量累積値を更新する累積値更新部と、更新された変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する出力部と、変位量に応じて変位量累積値の更新度を制御する更新度合制御部とを有することにより、上記課題を解決する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象物の連続する複数の画像を入力する画像入力部と、
前記画像入力部で入力された前記複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して前記対象物の位置毎の変位量を計算する変位量計算部と、
前記変位量計算部で計算された前記変位量を用いて変位量累積値を更新する累積値更新部と、
前記累積値更新部で更新された前記変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する出力部と、
前記変位量に応じて前記変位量累積値の更新度合を制御する更新度合制御部と、を有することを特徴とする画像解析システム。

10

【請求項 2】

前記更新度合制御部は、前記変位量が小さい時は前記変位量累積値の前記更新度合も小さくなるように、かつ、前記変位量が大きい時は前記変位量累積値の前記更新度合も大きくなるように制御する請求項 1 に記載の画像解析システム。

【請求項 3】

前記出力部は、
前記変位量累積値を前記出力画像に変換する第 1 画像変換部と、
前記第 1 画像変換部で変換された前記出力画像を表示する表示部と、を有する請求項 1 又は 2 に記載の画像解析システム。

20

【請求項 4】

前記変位量の第 1 閾値及び前記更新度合の下限値が設定されている時、
前記更新度合制御部は、前記変位量が前記第 1 閾値より小さい場合に前記更新度合を前記下限値に設定するものである請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム。

【請求項 5】

前記更新度合制御部は、予め、前記変位量の前記第 1 閾値及び前記更新度合の前記下限値を設定する第 1 設定部を有する請求項 4 に記載の画像解析システム。

【請求項 6】

前記変位量の第 2 閾値及び前記更新度合の上限値が設定されている時、
前記更新度合制御部は、前記変位量が前記第 2 閾値より大きい場合に前記更新度合を前記上限値に設定するものである請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム。

30

【請求項 7】

前記更新度合制御部は、予め、前記変位量の前記第 2 閾値及び前記更新度合の前記上限値を設定する第 2 設定部を有する請求項 6 に記載の画像解析システム。

【請求項 8】

前記累積値更新部は、前記変位量累積値を更新する時、同じ符号の前記変位量、又は前記変位量の絶対値を用いる請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム。

【請求項 9】

前記変位量計算部は、更に、前記変位量の信頼性を評価する信頼性評価部を有し、
前記更新度合制御部は、前記信頼性評価部によって評価された前記変位量の信頼性を前記更新度合に加味する請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム。

40

【請求項 10】

前記変位量計算部は、更に、前記隣接画像が連続的關係にあるかどうかを判定する連続性判定部を有し、

前記更新度合制御部は、前記連続性判定部による判定結果が連続的關係でなかった場合に前記変位量累積値をリセットする請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム。

【請求項 11】

前記累積値更新部は、前回更新された前記変位量累積値に第 1 係数を乗じた値と、今回計算された前記変位量に第 2 係数を乗じた値との和を、新しい変位量累積値とするもので

50

あり、

前記更新度合制御部は、前記変位量が小さい時は前記第 2 係数を前記第 1 係数に対して相対的に小さく、また、前記変位量が大きい時は前記第 2 係数を前記第 1 係数に対して相対的に大きく、前記変位量に応じて前記第 2 係数及び前記第 1 係数を制御する請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム。

【請求項 12】

前記更新度合制御部は、更に、前記変位量累積値を微分して歪み、又は弾性関係値を算出する弾性関係値算出部を有し、

前記出力部は、

前記弾性関係値算出部で算出された前記歪み又は弾性関係値を前記出力用画像に変換する第 2 画像変換部と、

前記第 2 画像変換部で変換された前記出力画像を表示する表示部と、を有する請求項 1 ～ 11 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム。

【請求項 13】

対象物の連続する複数の画像を入力する入力ステップと、

前記入力ステップで入力された前記複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して前記対象物の位置毎の変位量を計算する計算ステップと、

前記計算ステップで計算された前記変位量に応じて前記変位量累積値の更新度合を制御する制御ステップと、

前記変位量及び前記制御ステップで制御された前記変位量累積値の更新度合を用いて変位量累積値を更新する累積ステップと、

前記累積ステップで更新された前記変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する出力ステップと、を有することを特徴とする画像解析方法。

【請求項 14】

対象物の連続する複数の画像を入力する手順と、

前記入力手順で入力された前記複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して前記対象物の位置毎の変位量を計算する手順と、

前記計算手順で計算された前記変位量に応じて変位量累積値の更新度合を制御する手順と、

前記変位量及び前記制御手順で制御された前記更新度合を用いて変位量累積値を更新する手順と、

前記累積手順で更新された前記変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する手順とをコンピュータに実行させるための画像解析プログラム。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の画像解析プログラムを記録したコンピュータに読取可能な記録媒体。

【請求項 16】

請求項 1 ～ 12 のいずれか 1 項に記載の画像解析システム、又は請求項 14 に記載の画像解析プログラムを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像の動きに基づく解析情報を取得して出力する、例えば表示する画像解析システム、画像解析方法、画像解析プログラム、及び超音波診断装置、詳しくは、超音波画像等の画像の動き（変位）に基づく解析情報を取得して出力する、例えば表示する場合に、応答性を維持しながら安定性を向上させる画像解析システム、画像解析方法、画像解析方法を実行する画像解析プログラム、及び画像解析システム又は画像解析プログラムを備える超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

従来から、連続的な画像を入力し、その動きを解析して解析結果を表示することが行われている。

特に、超音波診断装置やシステム等の超音波医療機器において、エラストグラフィと呼ばれる手法がある。エラストグラフィでは、まず、生体をプローブで圧迫、揺らしながら画像を取得する。そして、取得した画像間の動き（変位）を順次計算し、変位を微分することで組織弾性に関わる種々の推定値を計算して、それらを連続的に表示している。

【0003】

しかしながら、例えば、検査技師（操作者）の手によってプローブを揺らす場合、その揺れ幅は、必ずしも一定とはならない。一方、組織弾性推定値は変位量の微分から求めるので、特に揺れ幅が小さいと組織弾性が正しく計算できないことがあるという欠点があった。

また、プローブを揺らすことで弾性画像を取得しているもので、常に手を動かしている必要があり、しかも、表示が常に変動してしまうので、なかなか落ち着いて画像を観察できないという欠点があった。

このため、これらの欠点を解消するために、従来より種々の試みがなされている（特許文献1、2及び3参照）。

【0004】

特許文献1では、上述した欠点、特に組織弾性が正しく計算できないことがあるという欠点に対処するために、被検体の対象組織の複数のRF信号フレームデータに基づいて、対象組織の各位置の歪み又は弾性率に計算して複数の弾性フレームデータを生成し、これらの弾性フレームデータから弾性画像を生成して表示する超音波診断装置において、複数の弾性フレームデータの信頼性を評価し、評価結果に応じて、複数の弾性フレームデータを加算の調整を行う技術を提案している。そして、特許文献1では、この加算調整は、複数の弾性フレーム（画像）データを加算平均する際に、信頼性の評価結果によって重み付けの係数を変えたり、弾性フレームデータのフレーム数を変えることによって行われている。

こうして、特許文献1では、信頼性の評価結果に応じて最適な弾性画像を表示することができるとしている。

【0005】

また、特許文献2には、上述した欠点に対処するために、被検体の断層部位のRF信号フレームデータを生成し、取得時刻の異なる一対のRF信号フレームデータに基づいて断層部位の計測点の組織の硬さ又は軟らかさの程度を表す弾性情報のフレームデータを生成し、生成された弾性フレームデータの各計測点の弾性情報ごとに、隣接する計測点を含めた複数の計測点の弾性情報の分布の急峻度に応じて重み付けを行い、重み付けされた複数の弾性フレームデータの弾性情報を平滑化し、平滑化された弾性フレームデータに基づいて弾性画像を生成して表示器に表示する超音波診断装置が開示されている。そして、特許文献2では、この重み付けは、弾性情報の分布の急峻度をあらかじめ定められた閾値に基づいて2値化して弾性フレームデータのノイズ領域を検出し、検出されたノイズ領域の弾性情報を除去することによって行われている。

特許文献2では、組織の変位情報以外の情報（ノイズ）を除き、生成時刻の異なる複数の弾性フレームデータを平滑化して得られる弾性画像の画質を向上させることができるとしている。

【0006】

一方、特許文献3では、上述した欠点、特に、画像の観察が難しいという欠点に対処するために、被検体の断層面の組織のRF信号フレームデータに基づいて断層面の組織の変位を計測して変位フレームデータを生成し、生成された変位フレームデータに基づいて断層面の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算して生成された弾性フレームデータに基づいて弾性画像を生成して表示する超音波診断装置において、弾性画像を複数枚記憶しておき、かつ、変位フレームデータ、弾性フレームデータ及び被検体の断層面の組織に加わる圧力の少なくとも1つに基づいて被検体の断層面の組織の適正な圧迫周期を計算し

て検出し、記憶した弾性画像から圧迫周期に基づいて適切なものを選んで表示する技術を提案している。

こうして、特許文献3では、被検体の断層面の組織の圧迫状態を考慮して診断に適した弾性画像を選別して提供することができるとしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第4898809号公報

【特許文献2】再公表WO2009/104525号公報

【特許文献3】特開2011-120614号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1に開示の技術では、信頼性もしくは変位量によって加算係数を調整して弾性画像を表示しようとしているが、微分後の弾性データに対しての平均を取るため、精度向上が難しいという課題があった。また、特許文献1の技術では、重み付けはあっても平均であるため、低ノイズを目指して平均枚数を増やすと応答性が悪くなるという課題が残った。更に、特許文献1の技術では、複数枚の弾性画像を必ず記憶しておく必要があるため、メモリ消費量が増えてしまうという課題もあった。また、特許文献1の技術では、動きがない時に弾性像を止めようとしても、平均枚数分のフレーム経過後の対応ができないという課題もあった。

【0009】

また、特許文献2に開示の技術では、基本的に、変位等の弾性情報の分布の急峻度に応じて平均する時の重み付けを変えており、重み付けは、変位等の弾性情報の分布の急峻度が大きい所をノイズとして除去することで行っているが、急峻度を使うことにより、急な動きをした（孤立）点の影響を除いて、弾性情報の中に混じったノイズを低減させるのが目的であり、直接的に弾性情報の精度向上につながらないという課題があった。また、特許文献2の技術では、特許文献1の技術と同様に、平均化するためのフレーム数を増やすと、応答性が悪くなるし、メモリ消費量が増えてしまうという課題もあった。

【0010】

一方、特許文献3に開示の技術は、ユーザに対して、いったん撮影をフリーズ（停止）させる手順と、選択されたフレームが本当に適切かどうかを確認する手順とを求めるものである。このため、特許文献3の技術では、これらの手順を圧迫動作中に並行実施するのは難しく、圧迫操作→装置操作という2段階、必要なら圧迫操作→装置操作→再圧迫操作という3段階の作業が要求されると言う課題があった。

しかも、特許文献3の技術では、選択された弾性画像が不適切な場合は、改めて別の適切なフレームを探して選択し直したり、あるいは再度エラストグラフィ撮影を必要とするという課題もあった。したがって、特許文献3の技術では、利便性を十分に改善できているとは言えないという課題があった。更に、特許文献3の技術では、複数枚の弾性画像を必ず記憶しておく必要があるため、記憶フレーム数に応じてメモリ消費量が増えてしまうという課題もあった。

【0011】

本発明は、上記従来技術の課題に鑑みて、画像の動き変化に対する解析情報の安定性を向上させながら、しかも応答性を維持することができ、また、ユーザに対して自然な手順で適切な解析情報、例えばその画像を提示することができ、さらに、その実現にあたってメモリ消費量をできる限り抑えることができる画像解析システム、画像解析方法、画像解析プログラム、及び超音波診断装置を提供することを目的としている。

即ち、本発明の第1の目的は、画像の動きに基づく解析情報を、安定的に出力する、例えば表示させる技術を提供することである。また、本発明の第2の目的は、その際、動きに対する応答性を維持する技術を提供することである。また、本発明の第3の目的は、ユ

10

20

30

40

50

ーザに対して自然な手順で適切な解析情報、例えばその画像を提示する技術を提供することである。また、本発明の第4の目的は、さらに、その実現にあたってメモリ消費量をできる限り抑える技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記第1～第4の目的を達成するために、本発明の第1の態様の画像解析システムは、対象物の連続する複数の画像を入力する画像入力部と、画像入力部で入力された複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して対象物の位置毎の変位量を計算する変位量計算部と、変位量計算部で計算された変位量を用いて変位量累積値を更新する累積値更新部と、累積値更新部で更新された変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する出力部と、変位量に応じて変位量累積値の更新度合を制御する更新度合制御部と、を有することを特徴とする。

10

【0013】

上記第1～第4の目的を達成するために、本発明の第2の態様の画像解析方法は、対象物の連続する複数の画像を入力する入力ステップと、入力ステップで入力された複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して対象物の位置毎の変位量を計算する計算ステップと、計算ステップで計算された変位量に応じて変位量累積値の更新度合を制御する制御ステップと、変位量及び制御ステップで制御された変位量累積値の更新度合を用いて変位量累積値を更新する累積ステップと、累積ステップで更新された変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する出力ステップと、を有することを特徴とする。

20

【0014】

上記第1～第4の目的を達成するために、本発明の第3の態様の画像解析プログラムは、対象物の連続する複数の画像を入力する手順と、入力手順で入力された複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して対象物の位置毎の変位量を計算する手順と、計算手順で計算された変位量に応じて変位量累積値の更新度合を制御する手順と、変位量及び制御手順で制御された更新度合を用いて変位量累積値を更新する手順と、累積手順で更新された変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する手順とをコンピュータに実行させるための画像解析プログラムである。

上記第1～第4の目的を達成するために、本発明の第4の態様の記録媒体は、上記第3の態様の画像解析プログラムを記録したコンピュータに読取可能な記録媒体である。

30

【0015】

ここで、上記各態様において、更新度合制御部は、変位量が小さい時は変位量累積値の更新度合も小さくなるように、かつ、変位量が大きい時は変位量累積値の更新度合も大きくなるように制御することが好ましい。

また、出力部は、変位量累積値を出力画像に変換する第1画像変換部と、第1画像変換部で変換された出力画像を表示する表示部と、を有することが好ましい。

また、変位量の第1閾値、及び更新度合の下限值が設定されている時、更新度合制御部は、変位量が第1閾値より小さい場合に更新度合を下限値に設定するものであることが好ましい。

40

また、更新度合制御部は、予め、変位量の第1閾値及び更新度合の下限值を設定する第1設定部を有することが好ましい。

【0016】

また、変位量の第2閾値、及び更新度合の上限値が設定されている時、更新度合制御部は、変位量が第2閾値より大きい場合に更新度合を上限値に設定するものであることが好ましい。

また、更新度合制御部は、予め、変位量の第2閾値及び更新度合の上限値を設定する第2設定部を有することが好ましい。

また、累積値更新部は、変位量累積値を更新する時、同じ符号の変位量、又は変位量の絶対値を用いることが好ましい。

50

また、変位量計算部は、更に、変位量の信頼性を評価する信頼性評価部を有し、更新度合制御部は、信頼性評価部によって評価された変位量の信頼性を記更新度合に加味することが好ましい。

また、変位量計算部は、更に、隣接画像が連続的関係にあるかどうかを判定する連続性判定部を有し、更新度合制御部は、連続性判定部による判定結果が連続的関係でなかった場合に変位量累積値をリセットすることが好ましい。

【0017】

また、累積値更新部は、前回更新された変位量累積値に第1係数を乗じた値と、今回計算された変位量に第2係数を乗じた値との和を、新しい変位量累積値とするものであり、

更新度合制御部は、変位量が小さい時は第2係数を第1係数に対して相対的に小さく、また、変位量が大きい時は第2係数を第1係数に対して相対的に大きく、変位量に応じて第2係数及び第1係数を制御することが好ましい。

また、累積値更新部は、更に、変位量を微分して歪み又は弾性関係値を算出する弾性関係値算出部を有し、出力部は、弾性関係値算出部で算出された歪み又は弾性関係値を出力用画像に変換する第2画像変換部と、第2画像変換部で変換された出力画像を表示する表示部と、を有することが好ましい。

【0018】

上記第1～第4の目的を達成するために、本発明の第5の態様の超音波診断装置は、上記第1の態様の画像解析システム、又は上記第3の態様の画像解析プログラムを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、上述の各態様及び後述の実施形態から明らかなように、変位量累積値に基づいて画像の動きを計算するので、本発明の第1の目的であった、安定的に解析情報を出力する、例えば画像を表示させる技術を提供できる。即ち、本発明では、変位量の累積に基づくので、動きがないことを理由とした未表示領域はないし、微分前の変位データを累積するので精度向上しやすい。

また、本発明によれば、その際、変位量累積値の更新度合を変位量に基づいて制御することで、本発明の第2の目的であった、動きに対する応答性を維持できる。即ち、本発明では、動きが速い時は追従速度が自動的に上がるので応答性が良い。

【0020】

また、本発明によれば、動きをゆっくりさせることで追従が遅くなり、また止めることで減衰なくそれまでの変位量累積値を保持するようになるので、本発明の第3の目的である、ユーザに対して自然な手順で適切な解析情報、例えばその画像を提示できる。即ち、本発明では、フレーム間隔は直近なので計算精度は落ちないし、動きを止める際に画像が自然に、しかも時間制限なく止まるので別操作の必要なくゆっくり観察できる。

しかも、本発明によれば、上記はいずれも、変位量累積値と最新変位量との2フレーム分の作業領域を用いれば計算できることから、本発明の第4の目的である、実現にあたってのメモリ消費量を抑える技術として提供できる。即ち、本発明では、追加的なメモリ使用量は累積フレーム画像1枚で済む。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明に係る画像解析システムを有する超音波診断装置の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

【図2】本発明に係る画像解析システムの構成の一例を概念的に示すブロック図である。

【図3】図2に示す画像解析システムで実施される画像解析方法の一例を概念的に示すフローチャートである。

【図4】図1に示す超音波診断装置において構成されるエラストグラフィシステムを模式的に説明する説明図である。

【図5】(a)、(b)及び(c)は、それぞれ図4に示すエラストグラフィシステム

10

20

30

40

50

における生体に対するプローブの状態を説明する説明図であり、(d)、(e)及び(f)は、それぞれ(a)、(b)及び(c)に対応してモニタに表示される従来の弾性画像表示の一例であり、(g)、(h)及び(i)は、それぞれ(a)、(b)及び(c)に対応してモニタに表示される本発明の弾性画像表示の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

本発明に係る画像解析システム、画像解析方法、画像解析プログラム、及び超音波診断装置を添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

図1は、本発明の超音波診断装置の構成の一実施例を概念的に示すブロック図である。

同図に示すように、超音波診断装置10は、超音波プローブ12と、超音波プローブ12に接続される送信部14及び受信部16と、A/D変換部18と、断層画像生成部20と、弾性画像生成部24と、出力制御部26と、表示部(モニタ)28と、プリンタ29と、制御部30と、操作部32と、格納部34とを有する。なお、弾性画像生成部24、出力制御部26、表示部28及びプリンタ29は、本発明に係る画像解析システム22を構成する。

【0023】

超音波プローブ12は、通常の超音波診断装置に用いられる探触子36を有する。

探触子36は、1次元又は2次元アレイ状に配列された複数の素子、即ち超音波トランスデューサを有している。これらの超音波トランスデューサは、検査対象物(以下、被検体という)の超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信部14から供給される駆動信号に従って超音波ビームを被検体に送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。本実施形態では、探触子36の複数の超音波トランスデューサの内の一組を成す所定数の超音波トランスデューサの各々は、1つの超音波ビームの各成分を発生し、一組の所定数の超音波トランスデューサは、被検体に送信する1つの超音波ビームを発生する。

【0024】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックや、PVDf(ポリフッ化ビニリデン)に代表される高分子圧電素子、PMN-PT(マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体)に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した素子、即ち振動子によって構成される。即ち、探触子36は、複数の超音波素子として複数の振動子が1次元又は2次元アレイ状に配列された振動子アレイということができる。

【0025】

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

【0026】

送信部14は、例えば、複数のパルサを含んでおり、制御部30からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、探触子36の一組の所定数の超音波トランスデューサ(以下、超音波素子という)から送信される超音波ビーム成分が1つの超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して組を成す複数の超音波素子に供給する。

【0027】

受信部16は、制御部30からの制御信号に応じて、探触子36の各超音波素子によって超音波ビームと被検体との間の相互作用によって発生された超音波エコーを被検体から受信して、受信信号、即ち超音波素子毎のアナログ素子信号を増幅して出力し、増幅されたアナログ素子信号をA/D変換部18に供給する。

A/D変換部18は、受信部16に接続され、受信部16から供給されたアナログ素子

信号を、デジタル素子データに変換する。A/D変換部18は、A/D変換されたデジタル素子データを断層画像生成部20に供給する。

【0028】

断層画像生成部20は、制御部30による制御下で、A/D変換部18から供給された素子データから音線信号（受信データ）を生成し、この音線信号から超音波画像を生成するものである。

断層画像生成部20は、整相加算部38、検波処理部40、DSC42、画像作成部44、および、画像メモリ46を有する。

【0029】

整相加算部38は、制御部30において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から1つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、素子データにそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ（RFデータ又は音線信号：超音波エコーのRF信号）が生成される。

整相加算部38は、受信データを検波処理部40に供給する。

【0030】

検波処理部40は、整相加算部38で生成された受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、あるいは、直交検波（IQ検波）を施してIQ複素数データ（以下、IQデータとする）としてS/N比を向上させて雑音を低減させた後、振幅情報に変換することにより、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像データ（Bモード振幅画像データ）を生成する。

DSC（digital scan converter）48は、検波処理部40で生成されたBモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換（ラスタ変換）する。

【0031】

画像作成部44は、DSC42から入力されるBモード画像データに階調処理等の各種の必要な画像処理を施して検査や表示等の出力に供するためのBモード画像データを作成した後、作成された検査用又は表示用Bモード画像データを表示のために出力制御部26に出力する、或いは画像メモリ46に格納する。

画像メモリ46は、画像作成部44で作成された検査用Bモード画像データを一旦格納する。画像メモリ46に格納された検査用Bモード画像データは、必要に応じて、表示部28で表示するために、又はプリンタ29からハードコピー画像を出力するために出力制御部26に読み出される。

【0032】

画像解析システム22は、被検体組織の超音波画像等の画像の動き（変位）に基づく解析情報、例えば、歪みや弾性関係値、もしくはそれらを画像化した弾性画像等の出力画像を取得して出力するためのもので、具体的には、プローブ12を被検体に押し当てたり緩めたりすることを繰り返して、被検体の組織を圧迫、弛緩することにより被検体の組織の硬さを検査し、評価するためのエラストグラフィシステム（図4参照）を構成するものである。

画像解析システム22は、弾性画像生成部24、出力制御部26、表示部28及びプリンタ29から構成される。

ここで、弾性画像生成部24は、本発明の最も特徴的な部分であって、検波処理部40でIQ（直交）検波処理されたIQデータに基づいて被検体組織の硬さ及び柔らかさを表す弾性画像等を生成するものであるが、その詳細については、後述する。

【0033】

出力制御部26、表示部28及びプリンタ29は、画像解析システム22の出力部58（図2参照）を構成するものであるが、上述したように、断層画像生成部20で生成され

10

20

30

40

50

た断層画像を表示する際にも共用される。

出力制御部 26 は、断層画像生成部 20 の画像作成部 44 によって画像処理が施された検査用 B モード画像信号に基づいて断層画像（超音波画像）を表示部 28 に表示させる、又は弾性画像生成部 24 の画像変換部 56（図 2 参照）で生成され、画像化された弾性画像を表示部 28 に表示させる。もしくは、出力制御部 26 は、断層画像及び弾性画像を重ねて或いは並べて表示部 28 に表示させても良い。

表示部 28 は、例えば、LCD 等のディスプレイやモニタ等を含んでおり、出力制御部 26 の制御の下で、超音波画像（B モード画像）又は弾性画像を、もしくは両者を重ねて或いは並べて表示する。

プリンタ 29 は、レーザプリンタやインクジェットプリンタ等を含んでおり、出力制御部 26 の制御の下で、超音波画像（B モード画像）又は後述する変位量（変位量蓄積値）や弾性画像を、もしくは両者を重ねて或いは並べてハードコピー画像として出力する。

【0034】

制御部 30 は、操作者により操作部 32 から入力された指令に基づいて超音波診断装置 10 の各部の制御を行う。

ここで、制御部 30 は、操作者によって操作部 32 を介して種々の情報、特に、断層画像生成部 20 の整相加算部 38 で用いられる遅延時間算出に必要な情報及び弾性画像生成部 24 の処理に必要な種々の情報の入力が行われた際に、操作部 32 から入力された上述の種々の情報を、必要に応じて、送信部 14、受信部 16、断層画像生成部 20、及び画像解析システム 22 の弾性画像生成部 24、並びに出力制御部 26 等の各部に供給する。

【0035】

操作部 32 は、操作者が入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

また、操作部 32 は、操作者が必要に応じて各種の情報、特に上述の遅延時間算出に用いられるプローブ 12 の探触子 36 の複数の超音波素子、被検体の検査対象領域の音速、超音波ビームの焦点位置、探触子 36 の送信開口及び受信開口等に関する情報、並びに弾性画像の生成処理に関する種々の情報等を入力操作するための入力装置を備えている。

【0036】

格納部 34 は、操作部 32 から入力された各種の情報、特に、上述のプローブ 12、音速、焦点位置、送信開口及び受信開口等に関する情報、断層画像や弾性画像の生成処理に関する情報等や、送信部 14、受信部 16、断層画像生成部 20、画像解析システム 22 の弾性画像生成部 24、及び出力制御部 26 等の制御部 30 で制御される各部の処理や動作に必要な情報、並びに、各部の処理や動作を実行させるための動作プログラムや処理プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM 等の記録媒体を用いることができる。

なお、断層画像生成部 20 の整相加算部 38、検波処理部 40、DSC 42、画像作成部 44、画像解析システム 22 の弾性画像生成部 24 の各部、及び出力制御部 26 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【実施形態 1】

【0037】

図 2 に、本発明に係る画像解析システムの実施形態 1 の構成の一例のブロック図を概念的に示す。また、図 3 に、図 2 に示す画像解析システムで実施される実施形態 1 の画像解析方法の一例のフローチャートを概念的に示す。

ここでは、本発明の画像解析システム 22、特にその弾性画像生成部 24 を、図 2 及び図 3 に基づいて詳細に説明する。

なお、図 2 に示す実施形態 1 の画像解析システム 22 は、本発明の超音波診断装置 10 内に組み込まれて、超音波画像撮影及び診断に用いられているが、本発明はこれに限定されず、本発明の超音波診断装置 10 から独立したものであっても良く、画像の動きに基づく解析情報を取得して出力するものであれば、どのようなものにも適用可能である。例え

10

20

30

40

50

ば、本発明の画像解析システムは、X戦動画撮影装置、及び光音響イメージング装置等に適用可能であり、X戦動画撮影、及び光音響イメージング等に用いることができる。

【0038】

本発明の画像解析システム22は、図1に示す超音波診断装置10内に組み込まれて、図4に示すエラストグラフィシステムを構成するものである。図2に示すように、画像解析システム22は、画像入力部48と、変位量計算部50と、更新度合制御部52と、累積値更新部54と、画像変換部56と、出力制御部26と、表示部28と、プリンタ29と、メモリ60を有する。

ここで、画像入力部48と、変位量計算部50と、更新度合制御部52と、累積値更新部54と、画像変換部56とは、弾性画像生成部24を構成し、画像変換部56と、出力制御部26と、表示部28と、プリンタ29とは、出力部58を構成する。

10

【0039】

図2に示す画像入力部48は、図3に示す画像データ入力ステップS10を実施する部分であって、被検体の対象物（検査対象物）の、好ましくは動きの異なる、連続する複数の画像を入力するものである。具体的には、画像入力部48は、画像の、好ましくは動きの異なる、連続的な画像データ（I）の中から2枚の画像（フレーム画像データA、B）を画像解析システム22内に入力するためのものである。

画像解析システム22で行われる処理は、連続的な処理であるので、最新の画像を順次入れ替える方式が望ましい。ここでは、入力された2枚の画像（フレーム画像データA、B）は、メモリ60に参照可能に格納されるのが好ましい。したがって、図3に示す画像解析方法を実施する場合、特に、画像解析プログラムによって実施する場合には、画像データ入力ステップS10は、入力画像AとBとのフレーム画像データがメモリ60に配置され、参照可能な状態になることを意味する。

20

【0040】

なお、図1に示す例のように、本発明の画像解析システム22をサブシステムとして上位システムの超音波診断装置10に組み込む場合には、好ましくは動きの異なる、画像であれば、上位システムに入力された画像や上位システムで生成された画像の一部のみを取り込み、それらを一連の「連続的な画像データ」とみなしてもよい。

なお、以下では、画像解析システム22の各部（各構成要素）で行われる処理は、対応する各ステップが行われる処理であるので、各構成要素の処理として説明し、各ステップの処理としての説明は省略する。

30

【0041】

ここで、図1に示す例では、超音波診断装置10の断層画像生成部20の検波処理部40で生成されたIQデータを、画像解析システム22の画像入力部48に入力される連続的な画像データとしているが、本発明は、これに限定されず、図1に点線で示すように、A/D変換部18でA/D変換され、断層画像生成部20に入力される素子データであっても良いし、断層画像生成部20の整相加算部38で整相加算され、検波処理部40に入力されるRFデータであっても良いし、検波処理部40から出力されたBモード画像データ、又は、画像作成部44から出力される検査用又は出力用Bモード画像データであっても良い。

40

なお、これらの、好ましくは動きの異なる、連続する画像データとしてIQデータ、素子データ、RFデータ、各種のBモード画像データが、一旦、画像解析システム22外の外部メモリや画像メモリ46に格納される場合には、連続する2枚の画像データ（A、B）を外部メモリや画像メモリ46から読み出して、画像入力部48に入力するようにしても良い。

【0042】

変位量計算部50は、図3に示す変位量計算ステップS12を実施する部分であって、画像入力部48で入力された、好ましくは動きの異なる、複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して対象物の位置毎の変位量を計算するものである。具体的には、変位量計算部50は、画像入力部48に入力された2つの画像A及びB間の変位量（変位量データf

50

）を計算するためのものである。即ち、２つの画像ＡとＢの位置合わせするというこ
 である。

画像位置合わせ方法については、特に制限的では無く、従来公知の画像位置合わせ方法
 を始めとして、種々の位置合わせ方法を用いることができる。画像位置合わせ方法として
 は、例えば、ブロックマッチング法やグラジェント法等を用いて、画像位置毎、例えば画
 素（ピクセル）毎の対応点を追跡する手法等を挙げることができる。なお、ブロックマッ
 チング法は、画像を、例えば $N \times N$ 画素からなるブロックに分け、現フレームの関心領域
 内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前フレーム
 から探索し、これらを参照して差分を求めることにより、変位量を計算する処理を行うも
 のである。これらの方法については様々な文献において周知であることから、ここでの説
 明は省略する。

なお、こうして変位量計算部５０で計算された変位量は、画像フレームに対応するピク
 セル毎の変位量を記録した変位量データ f などとしてメモリ６０に格納されるのが好まし
 い。

なお、変位量計算部５０は、信頼性評価部６２及び連続性評価部６４を設けておくのが
 好ましい。信頼性評価部６２及び連続性評価部６４については、本発明の実施形態２及び
 ３として後述する。

【００４３】

更新度合制御部５２は、図３に示す更新度合制御ステップＳ１４を実施する部分であ
 って、変位量計算部５０で計算された変位量に応じて累積値更新部５４で更新する変位量累
 積値の更新度合を制御するものである。具体的には、更新度合制御部５２は、変位量計算
 部５０で計算された変位量に応じて変位量累積値の更新度合 α を制御するためのものでは
 ある。即ち、更新度合制御部５２では、計算された変位量に応じて制御される更新度合 α
 を設定する。

更新度合制御部５２では、更新度合 α を定めるために、まず、フレーム単位の代表変位
 量 V を計算する。代表変位量 V としては、画像全体の平均をとってもよいし、画像端もし
 くは画像中央のような特定領域の平均などとしてもよい。平均ではなく、中央値などの他
 の統計量を用いても構わないのは、勿論である。

【００４４】

更新度合 α は、例えば、 t を時間（時刻）とする時、基準量を S とすると、下記式（１
 ）で表すことができる。

$$\alpha(t) = |V(t)| / S \quad \dots \dots (1)$$

ここで、基準量 S は、更新度合 $\alpha(t)$ を規格化するためのものである。本発明では、
 更新度合 $\alpha(t)$ を０～１に規格化する場合には、実験等によって、例えば、 $|V(t)|$
 $/ S$ の最大値が１となるように、又は１に近く、１を超えないように、基準量 S を設定す
 るのが好ましい。この時、同時に、基準量 S を、 $|V(t)| / S$ の最小値が、０となるよ
 うに、又は０に近く、０より小さくならないように設定するのが好ましい。

このように、更新度合 $\alpha(t)$ を設定することにより、動き（変位）が大きい時、今ま
 での変位量蓄積値に対して、最新のフレームの変位の情報、即ち変位量を重く又は大きく
 反映させることができ、動き（変位）が小さい時、今までの変位量蓄積値に対して、最新
 のフレームの変位の情報、即ち変位量を軽く即ち小さく反映させることができる。

【００４５】

ところで、被検体の組織が硬い場合や、検査技師（操作者）によるプローブ１２の揺動
 が小さい、又は停止されている場合には、ほとんど動かないので、ほとんど動きがない時
 を考慮して、更新度合 $\alpha(t)$ を、基準値 S_1 に対して、変位量蓄積値に組み入れる変位
 量の下限閾値 S_0 を設けて、更新度合 $\alpha(t)$ の下限値を０とする下記式（２）で表して
 もよい。

$$\begin{aligned} \alpha(t) &= 0 && \text{if } |V(t)| < S_0 \\ &= (|V(t)| - S_0) / S_1 && \text{if } |V(t)| \geq S_0 \quad \dots \dots (2) \end{aligned}$$

一方、動きが激しいときを考慮して、更新度合 $\alpha(t)$ を、変位量蓄積値に組み入れる

10

20

30

40

50

変位量の上限閾値 S_2 を設け、更新度合 $\alpha(t)$ の上限値を 1 とし、上限値 S_2 を基準値とする下記式 (3) で表してもよい。

$$\alpha(t) = (|V(t)|) / S_2 \quad \text{if } |V(t)| < S_2 \\ = 1 \quad \text{if } |V(t)| \geq S_2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

なお、代表変位量 V がある上限値を超えたとき、変位計算がうまくいかないことが考えられる場合には、逆に α を小さくする仕組みを組み合わせることもできる。

なお、更新度合 α の下限値及び上限値は、それぞれ 0 及び 1 に設定されているが、これに限定される訳ではない。

上述した変位量の下限閾値及び上限閾値、並びに、更新度合 α の下限値及び上限値は、更新度合制御部 52 内の設定部 66 によって設定しておくのが好ましい。なお、これらの値は、画像解析システム 22 の内部のメモリ 60、又は外部のメモリ等に格納しておき、必要に応じて設定部 66 に呼び出して設定するようにしても良いし、操作部 32 から入力するようにしても良い。

10

【0046】

あるいは、本発明においては、更に、基準値 S を動的に決定してもよい。例えば、基準値 $S(t)$ を、下記式 (4) のように設定することにより、最大変位量を基準値 S に置くことができるし、特に、更新度合 $\alpha(t)$ を下記式 (5) とすることにより、過去の最大変位量に基づく変位量を維持することができる。

$$S(t) = \max \{V(t)\} \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$\alpha(t) = 1 \quad \text{if } |V(t)| \geq S(t) \\ = 0 \quad \text{if } |V(t)| < S(t) \quad \dots\dots\dots (5)$$

20

また、上記では、更新度合 $\alpha(t)$ を画像に対して一律の値としたが、画像を複数のセグメント n (n は 2 以上の整数) に分割して、セグメント毎の更新度合 $\alpha(n, t)$ としても良いし、特に、画素毎の更新度合 $\alpha(x, y, t)$ としても良い。これらの場合、代表変位量 V をセグメントや画素毎の設定等にしても良い。

【0047】

累積値更新部 54 は、図 3 に示す累積値更新ステップ $S16$ を実施する部分であって、更新度合制御部 52 で制御された更新度合及び変位量計算部 50 で計算された変位量を用いて変位量累積値を更新するものである。具体的には、累積値更新部 54 は、更新度合制御部 52 で制御された更新度合 α 及び変位量計算部 50 で計算された変位量 f を用いて、変位量累積値 F を更新するためのものである。

30

即ち、画像のセグメント又は画素の位置を x, y 2 次元座標で表し、時間 (時刻) を t で表す時、変位量累積値を $F(x, y, t)$ で、変位量を $f(x, y, t)$ で表すことができるので、更新度合を $\alpha(t)$ で表すと、変位量累積値 $F(x, y, t)$ は、下記式 (6) に従って更新することができる。

$$F(x, y, t) = \{1 - \alpha(t)\} \cdot F(x, y, t-1) \\ + \alpha(t) \cdot |f(x, y, t)| \quad \dots\dots\dots (6)$$

ここで、 $F(x, y, t)$ は、今回更新された変位量累積値を表し、 $f(x, y, t)$ は、今回計算された変位量を表し、 $F(x, y, t-1)$ は、今回更新された変位量累積値を表す。

40

【0048】

なお、上記式 (6) において、更新度合 $\alpha(t)$ は、正規化されているので、 $F(x, y, t-1)$ と $|f(x, y, t)|$ との係数の和が 1 になるように調整されている。このため、今回計算された変位量 $f(x, y, t)$ が小さく、代表変位量 V が小さい場合、更新度合 $\alpha(t)$ も小さくなるように制御されるので、 $|f(x, y, t)|$ の係数の $\alpha(t)$ は、 $F(x, y, t-1)$ の係数の $\{1 - \alpha(t)\}$ に比べて相対的に小さくなるように更新度合制御部 52 によって制御されることになる。一方、変位量 $f(x, y, t)$ が大きく、代表変位量 V が大きい場合、更新度合 $\alpha(t)$ も大きくなるように制御されるので、 $|f(x, y, t)|$ の係数の $\alpha(t)$ は、 $F(x, y, t-1)$ の係数の $\{1 - \alpha(t)\}$ に比べて相対的に大きくなるように更新度合制御部 52 によって制御されることに

50

なる。

【0049】

なお、累積値更新部54は、上記式(6)によって変位量累積値Fを更新するものに限定されず、上記式(7)に従って、変位量累積値Fを更新しても良い。

$$F(x, y, t) = C1 \cdot F(x, y, t-1) + C2 \cdot |f(x, y, t)| \quad \dots\dots\dots (7)$$

上記式(7)において、代表変位量Vが小さい時は係数C2は係数C1に対して相対的に小さくなり、代表変位量Vが大きい時は、係数C2は係数C1に対して相対的に大きくなるように、代表変位量Vに応じて係数C1及び係数C2は更新度合制御部52によって制御されるのが好ましい。

10

【0050】

しかしながら、上記式(6)及び(7)の片側を固定して、例えば上記式(7)において、C1を1に固定して、C2を $\alpha(t)$ とすることにより、変位量累積値F(x, y, t)を、例えば、下記式(8)のようにもできる。

$$F(x, y, t) = F(x, y, t-1) + \alpha(t) \cdot |f(x, y, t)| \quad \dots\dots\dots (8)$$

本発明において、「相対的な大小」というのは、例えば、上記式(8)において、ある代表変位量Vに対する α に対して、別の大きさの異なる代表変位量Vに対する α の相対的な大きさを問題にしているものであり、必ずしも「 $\alpha > 1$ 」や「 $\alpha < 1$ 」を意味するのではないのは言うまでもない。

20

更に、変位量累積値Fの位置(画素位置等)は、フレーム毎に動くので、変位量計算部50の計算結果を参照して、上記式(6)を、下記式(9)のように表しても良い。

$$F(x, y, t) = \{1 - \alpha(t)\} \cdot F(x', y', t-1) + \alpha(t) \cdot |f(x, y, t)| \quad \dots\dots\dots (9)$$

ここで、 x' は、 x の移動前の位置を表し、 y' は、 y の移動前の位置を表す。

【0051】

ここで、本発明において更新度合制御及び変位量蓄積値更新を行う理由、即ち、上述した更新度合制御部52による更新度合制御ステップS14及び累積値更新部54による蓄積値更新ステップS16における本発明の意義について詳細に説明する。

本発明は、変位量を観測する系に対して提案するものである。

30

まず、単一時刻の観測値のS/N比を向上させる方策として、観測値を累積させることが考えられる。もっとも簡単な式は、単純な総和(積分)を取るものである。つまり、 $f(t)$ を時刻tの計測値、 $F(t)$ を時刻tの累積値とすれば、下記式(10)のようになる。

$$F(t) = F(t-1) + f(t) \quad \dots\dots\dots (10)$$

【0052】

このようにすることで、単一時刻の $f(t)$ ではなく、多数の観測結果の集大成としての $F(t)$ を扱うことでS/N比を向上させることができるようになる。

但し、上記のように $f(t)$ を単純に積算していくと、今回のように画像の動き両 $v(t)$ に対して $f(t) = v(t)$ としているときに、例えば、画像が上下に揺れるような解析において、 $F(t)$ の期待値がゼロになってかえってS/N比向上の効率が悪くなってしまう。つまり、 $f(t)$ の符号が途中で反転することで、最終的に動きの相和量がゼロ付近に収束してしまうのである。

40

【0053】

そこで、本発明では、特に、画像の動き $v(t)$ に対して、例えば、 $f(t) = |v(t)|$ (あるいは、 $f(t) = v(t)$ if $v(t) \geq 0$ 、 $f(t) = 0$ if $v(t) < 0$ などでも良い。)と置くことにより、画像の正味の動き量を見積もることにより、S/N向上の効率を維持することを提案しているのである。

しかしながら、これらの式ままでは不十分である。つまり、時間経過と共に応答性が徐々に悪くなること、特に、有限な値までしか格納できないコンピュータシステムではF(

50

t)が発散してしまう危険性があることから、観測時間がある程度以上に長くなり得る系では実用的ではない。

【0054】

このため、一般的にIIRの一種として知られている累積系では、下記式(11)のように代替することができる。

$$F(t) = (1 - \alpha) \cdot F(t-1) + \alpha \cdot f(t) \quad \dots\dots\dots (11)$$

ここで「 α 」は更新比率である。しかし、 α を静的に固定してしまうと、動的な観測の変動に対応し切れないことがあると知られている。例えば、 α を小さく設定すると出力の安定性は良化するが、代わりに応答性が悪化する。逆に、 α を大きく設定すると応答性が良化するが、安定性が悪化する。また、特に動きがないとき、 $F(t)$ は時間と共に減衰してしまう。

10

【0055】

そこで、さらに「 α 」を解析的手法によって制御する「適応フィルタ」と呼ぶ技術が存在する。すなわち、 α を時刻によって可変として下記式(12)のように改良する。

$$F(t) = \{1 - \alpha(t)\} \cdot F(t-1) + \alpha(t) \cdot f(t) \quad \dots\dots\dots (12)$$

ここで、適応フィルタの「 $\alpha(t)$ 」をいかに決めるかは様々な研究があり、例えばモデル式を当てはめて誤差を最小化するように解析的に決める手法などが知られている。

本発明は、そのような研究の一成果であって、動き解析を行う画像処理に対して、簡便に、しかも、良好な出力を示すような、上記の「適応フィルタ」の1つを提案するものである。即ち、良好な出力を期待できる大きな変動に対しては、大きな「 α 」を設定することで、安定性を損なうことなく、ユーザが期待するであろう応答性を良化させることができる。また、ユーザが応答性をむしろ期待しないであろう小さな変動に対しては、小さな「 α 」を設定することで、安定性を良化させ、しかも、 $F(t)$ の減衰を防ぐことができる。

20

【0056】

なお、前述したように、 $f(t)$ に inputsする $v(t)$ の符号を限定することで、良好な $F(t)$ を得ようというのも本発明の提案の1つである。

加えて、例えば、本実施形態で示す下記式(13)では、 $v(t) = 0$ の時、自動的に $\alpha(t) = 0$ となることも特徴である。なお、 T は、規格化のための基準値である。

$$\alpha(t) = \begin{cases} |v(t)|/T & (\text{if } |v(t)| < T) \\ 1 & (\text{if } |v(t)| \geq T) \end{cases} \quad \dots\dots\dots (13)$$

30

即ち、この時、下記式(14)のようになって、 $F(t)$ が減衰せず、直前の値を保持するようになる。

$$\begin{aligned} F(t) &= \{1 - \alpha(t)\} \cdot F(t-1) + \alpha(t) \cdot f(t) \\ &= F(t-1) \quad \dots\dots\dots (14) \end{aligned}$$

【0057】

即ち、動きを止めた場合、それまでの累積値が保存されるようになるので、例えば、外的に動きを与えながら観測を行っていた場合、外的な動きを停止させることで、画像を止めることができるようになる。つまり、外的な動きを与えて良好な画像が得た後、ゆっくりとその外的な動きを停止させることで、別途新しい動作を付与することなく、その良好な画像を落ち着いて観察できるようになるのである。したがって、本発明により、ユーザに対して自然な操作で適切な画像を簡単に得られる方法を提示したことになる。

40

なお、上記は、単純なIIRの拡張として適応フィルタの提案例を示したが、別の様々なフィルタなどに対しても、本発明の本質的構成に基づけば、「 v 」に対して画像変化を制御するような仕組みを簡単に構築することもできる。

本発明において更新度合制御部52及び更新度合制御ステップS14、並びに累積値更新部54及び蓄積値更新ステップS16は、以上のように構成される。

【0058】

続いて、出力部58を構成する画像変換部56は、図3に示す画像変換ステップS18を実施する部分であって、累積値更新部54で更新された変位量累積値を出力画像に変換

50

するものである。具体的には、画像変換部 56 は、累積値更新部 54 で更新された変位量累積値（累積値データ）F をそのまま、もしくは他の物理量に変換して画像化して、出力部 58 の表示部 28 のモニタやプリンタ 29 に出力するために、変換画像、例えば弾性画像等に変換するためのものである。

画像変換部 56 では、例えば、変位量累積値 $F(x, y, t)$ の大きい所を「赤」、小さい所を「青」となるようにスペクトルの色を変化させてカラー画像化してもよい。

また、画像変換部 56 における変換の過程として、画像変換部 56 の内部に弾性関係値算出部 68 を設けて、変位量累積値 F からいったん別の物理量を求めてもよい。例えば、同一の撮影物の変形画像であれば、弾性関係値算出部 68 において、変位量累積値 F を微分して歪みとし、組織弾性関係値にいったん変換してもよい。その後、このような弾性関係値をルックアップテーブル（LUT）などを用いて、最終的に表示すべきカラー画像に変換しても良い。

なお、弾性関係値算出部 68 は、画像変換部 56 内では無く、画像変換部 56 の前段、例えば、累積値更新部 54 の内部に設けても良い。

【0059】

出力部 58 を構成する表示部 28 は、図 3 に示す画像表示ステップ S20 を実施する部分であって、画像変換部 56 で変換された弾性画像等の出力画像を表示するものである。具体的には、表示部 28 は、画像変換部 56 で変換された弾性画像等の変換画像の画像データを出力制御部 26 を表示用画像データに変換した後、例えば、ディスプレイやモニタに表示するためのものである。

また、出力部 58 を構成するプリンタ 29 は、画像変換部 56 で変換された弾性画像等の変換画像の画像データを出力制御部 26 をハードコピー画像データに変換した後、ハードコピー画像として出力するためのものである。

弾性画像等の出力画像は、表示部 28 に表示しても良いし、プリンタ 29 から出力しても良いし、両方を行っても良い。

なお、表示部 28 及びプリンタ 29 では、弾性画像等の出力画像の画像データを数値とみなしてテキストあるいは表形式で出力しても良いし、累積値更新部 54 で更新された変位量累積値 F の数値自体を画像変換部 56 で画像化することなく、そのままテキストあるいは表形式で出力しても良い。

【0060】

メモリ 60 は、本実施形態 1 の画像解析システム 22 で用いられるデータ、及び生成されるデータ等を読み出し可能に格納しておくためのものである。メモリ 60 に格納されるデータとしては、例えば、画像入力部 48 に入力された I Q データ、R F データ、B モード画像データ、又は素子データ等の、好ましくは動きの異なる、複数の入力画像データ I、入力画像データ I から選択された、好ましくは動きの異なる、画像データ A 及び B、変位量計算部 50 で計算された変位量データ f、更新度合制御部 52 の設定部 66 に設定される設定値、例えば、変位量の上限閾値及び下限閾値、更新度合 α の上限値及び下限値、基準値 S、S1 等、累積値更新部 54 で更新された変位量累積値 F、画像変換部 56 で変換された変換画像（画像データ）、その内部の弾性関係値算出部 68 で算出された歪みや、弾性関係値、それらが画像化変換された弾性画像等、画像解析システム 22 の各部及びそこで実行される各ステップを制御するのに必要な種々の制御データ等を挙げることができる。

なお、メモリ 60 に格納された各種のデータは、必要に応じて、画像解析システム 22 の各部に読み出されるのは、勿論である。

本発明の実施形態 1 の画像解析システム 22 は、基本的に以上のように構成される。

【実施形態 2】

【0061】

実施形態 1 の画像解析システム 22 のような累積系は、以降の時間全体に影響を及ぼすため、信頼できない値は紛れ込まないようにした方が良い。

このため、本実施形態 2 においては、変位量計算部 50 内に信頼性評価部 62 を設け、

変位量計算ステップ S 1 2 における変位量計算において信頼度を評価し、信頼できない値を除外するのが好ましい。

変位量計算部 5 0（変位量計算ステップ S 1 2）の変位量計算において、例えば、ブロックマッチング法を使っている場合、各画素に対し、複数の変位量候補に対する「確からしさ」を得て、その数値が最も高いところを、変位量とする。そこで、その「確からしさ」を信頼度 R と見做して、更新度合制御部 5 2 において参照し、例えば信頼度 R がある設定された閾値より小さければ、 α を所定下限値、例えば 0 にするようにしてもよい。

また、例えば、B モード画像の場合、画素ごとの輝度は、エコー信号（R F 信号）強度に対応するので、画素ごとに、あるいは画像全体で、ある閾値より暗い画素点、又は画像の場合は更新しないようにしても良い。

【実施形態 3】

【0 0 6 2】

実施形態 1 の画像解析システム 2 2 のような累積系は、画像に連続性がある場合に有効である。

このため、本実施形態 3 においては、変位量計算部 5 0 内に連続性評価部 6 4 を設け、変位量計算ステップ S 1 2 における変位量計算において、入力された隣接画像データ A 及び B の連続性を評価し、連続性がない場合には、累積値更新部 5 4 の変位量累積値 F（ $F(x, y, t - 1)$ ）をリセットすることが好ましい。

変位量計算部 5 0（変位量計算ステップ S 1 2）の変位量計算において、例えば、実施形態 2 の信頼性評価部 6 2 で、画像全体の信頼性 R が小さい時、画像に連続性がないと判断して一旦変位量累積値 F をリセットする構成としても良い。

なお、変位量累積値 F をリセットした場合、画像をホワイトアウト又はブラックアウトさせてもよい。また、変位量累積値 F のリセット時のみだけの配慮でなく、起動時を含むリセット直後しばらく、画像をホワイトアウトやブラックアウトから徐々にフェードインさせてもよい。同じように、信頼度 R が下がったときなどに徐々にフェードアウトさせてもよい。

【実施形態 4】

【0 0 6 3】

図 2 に示す画像解析システム 2 2 を内蔵する図 1 に示す超音波診断装置 1 0 を、エラストグラフィシステムとして構成した超音波撮像装置の実施例を図 4 を参照して説明する。

図 4 に示すように、超音波診断装置 1 0 からなるエラストグラフィシステム 7 0、即ち超音波撮像装置には、超音波を送受信するためのプローブ 1 2 が付いており、これを生体 7 2 に接触させて連続的に超音波を送信し、受信信号を取得する。特に、エラストグラフィシステム 7 0 では、プローブ 1 2 を生体 7 2 に接触させて軽く上下に揺すりながら連続フレームの超音波受信信号を取得する。

こうして取得された超音波受信信号は、図 1 に示す超音波診断装置 1 0 の断層画像生成部 2 0、弾性画像生成部 2 4、及び出力制御部 2 6 からなるプロセッサ 7 4 に送られ、整相加算や直交検波などの処理を経て I Q データ（I Q 複素数データ）やそれを輝度（振幅）変換した B モード画像データに変換される。プロセッサ 7 4 の各部の処理については、図 1 に示す超音波診断装置 1 0 の説明において詳述されているので、ここでの説明は省略する。ここでは、例えば B 画像データが入力され、メモリ 6 0 に保存されており、それを処理するものとして説明する。

なお、図 4 においては、例えば、生体 7 2、プロセッサ 7 4 内の隣接するフレームのデジタル画像、及びモニタ 2 8 の薄い網点は、被検体組織の画素を示し、濃い網点は、例えば、硬い組織の画素を示すものとする。

【0 0 6 4】

ここで、本発明の画像解析システムを組み込んだ超音波撮像装置のエラストグラフィでは、上記メモリ 6 0 に保存された隣同士のフレームデータ（時刻 $T = t - 1$ と $T = t$ ）に対して、本発明の画像解析システムを組み込んだプロセッサ 7 4 が処理を実行する。

なお、本発明の画像解析システム 2 2 が行う画像解析方法の各ステップをコンピュータ

10

20

30

40

50

が実行可能な画像解析プログラムとしている場合には、プロセッサ 74 には、画像解析プログラムが格納されているものとする。

プロセッサ 74 では、弾性画像生成部 24 の変位量計算部 50（変位量計算ステップ S12）において、隣接フレームデータ同士を比較して、画像位置合わせ、即ち、生体組織部位をフレームの各画素に対応させて隣接フレーム間の対応付けを取ることで、部位ごとの変位量を計算する。

なお、ここで、求めた変位量をさらに補正してもよい。例えば、メディアンフィルタや移動平均などの様々なノイズ除去処理を施してもよいし、あるいは、例えば、圧力モデルに応じて、変位量を補正してもよい。

【0065】

ところで、従来は、ここで求めた変位量を微分するなどして、弾性関係値に変換してから様々な処理を実施していたが、本発明では、弾性画像生成部 24 の累積値更新部 54（累積値更新ステップ S16）において、得られた変位量を累積して、変位量累積値としている。このとき、例えば、弾性画像生成部 24 の更新度合制御部 52（更新度合制御ステップ S14）において、実施形態 1 で述べたような手法で、更新度合を可変させて変位量累積値を計算する。

本発明では、ここで、ノイズに左右されやすい後段微分前に変位量を累積することで、出力の S/N 比を効率的に向上できる。また、出力の質に対応する変位量に基づく適応とすることで、安定性と応答性とを両立できる。なお、変位（速度）の符号を片側に限定して積算することで、プローブの動きが上下反転したポイントにおいても良好な変位量累積値を維持することができる。

【0066】

次に、求めた変位量累積値 F を各音線上で微分し、平均値で規格化する等をすれば、部位間の相対的な組織弾性に相当するデータ（歪み）が得られる。その理由は、均一な圧迫に対して、硬い個所の変位量の微分量は相対的に小さく、軟らかい個所の変位量の微分量は相対的に大きくなるからである。なお、例えば、逆数をとったり比を取ってから対数を取るなど、弾性関係値にはいくつかの変形が考えられるが、基本的には歪みに基づく値である。

エラストグラフィでは、弾性画像生成部 24 の画像変換部 56（画像変換ステップ S18）において、最終的に上記弾性データを色相変換して、弾性データをカラー画像として扱うのが一般的である。そこで、画像表示ステップ S20 においては、メモリ 60 上に生成されたカラー画像データが表示部 28、即ちモニタ等の表示装置に転送され、視覚化された組織弾性画像が表示される。こうして、順次生成されていく弾性像の動画をモニタで確認する。

【0067】

ここで、上述した通り、図 4（a）に示すように、ユーザはプローブ 12 を生体 72 に接触させて軽く上下に揺すりながら画像を観察するのであるが、従来は、図 4（d）に示すように、モニタ 28 上に良好な観察用画像が得られたと思っても、直ぐにその観察用画像が置き換わってしまったり、或いは、図 4（b）及び（c）に示すように、プローブ 12 を停止すると、図 4（e）及び（f）に示すように、画像が徐々に減衰したり、フェードアウトしてしまうため、ユーザは、一旦装置のフリーズボタンなどを別途操作し、記憶されたフレームを呼び出して得られた画像が適切かどうかを再確認する必要があった。

【0068】

しかしながら、本発明により、図 4（a）に示すように、ユーザはプローブ 12 を揺すすることで、図 4（g）に示すように、応答性よく良好な観察用画像を得られやすくなり、しかも、所望の画像が得られた場合、図 4（b）及び（c）に示すように、プローブ 12 を停止するだけで、図 4（h）及び（i）に示すように、現在モニタ 28 に表示されている画像が維持されるようになる。この際、画像が突然止まるのではなく、プローブ 12 の動きが遅くなるに連れて、図 4（h）及び（i）に示すように、画像の変化が徐々に減少する形を取ることができる。また、画像を実際にフリーズさせているわけではなく、例え

10

20

30

40

50

ば、呼吸や拍動などに対する画像の動きはモニタ 28 に反映させることができるので、画像の止まり方が自然であると言える。

【0069】

そのため、ユーザは、装置やシステムの追加的操作の必要なく、適切な画像を自然に、かつ、ゆっくりと観察できるようになる。もちろん、然る後、フリーズボタンなどを操作することで、現在モニタに表示されている所望の画像を保存することもできる。

本発明の画像解析システムを組み込んだ超音波撮像装置のエラストグラフィシステム 70 は、基本的に以上のように構成されるが、例えば、従来方法に習熟したユーザなど、このエラストグラフィの機能を望まない場合に備え、本発明による機能や構成、即ち弾性画像生成部 24 をオン (ON) / オフ (OFF) できるようにしても良いのは言うまでもない。

10

【0070】

なお、本発明に係る画像解析方法は、図 3 に示すように、まず、画像データの入力ステップ 10 において、対象物の、好ましくは動きの異なる連続する複数の画像を入力する。

次に、変位量の計算ステップ S 12 において、入力ステップ S 10 で入力された複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して対象物の位置毎の変位量を計算する。

次に、更新度合の制御ステップ S 14 において、計算ステップ S 12 で計算された変位量に応じて、後の変位量の累積ステップ S 16 において更新される変位量累積値の更新度合を制御する。

【0071】

20

次に、変位量の累積ステップ S 16 において、計算ステップ S 12 で計算された変位量及び制御ステップ S 14 で制御された更新度合を用いて変位量累積値を更新する。

次に、出力ステップにおいて、累積ステップ S 16 で更新された変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する。

具体的には、出力ステップの画像変換ステップ S 18 においては、累積ステップ S 16 で更新された変位量累積値を変換画像に変換し、その画像表示ステップ S 20 では、画像変換ステップ S 18 で変換された変換画像をモニタ等の表示部 28 に表示する。

こうして、本発明の画像解析方法を実施することができる。

【0072】

また、上述した本発明に係る画像解析方法のアルゴリズムをプログラミング言語によって記述し、必要に応じてコンパイルし、この画像解析プログラムをメモリ (記録媒体) 等に記憶して他の情報処理手段によって実行させれば、本発明に係る画像解析システムと同様の機能を実現することができる。

30

すなわち、本発明の画像解析プログラムは、画像解析のための以下の複数の手順をコンピュータに実行させるためのプログラムであり、複数の手順は、対象物の、好ましくは連続する複数の画像を入力する手順と、入力手順で入力された複数の画像の隣接画像間の変位を順次解析して対象物の位置毎の変位量を計算する手順と、計算手順で計算された変位量に応じて変位量累積値の更新度合を制御する手順と、変位量及び制御手順で制御された更新度合を用いて変位量累積値を更新する手順と、累積手順で更新された変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する手順とを含む。

40

また、本発明は、上記画像解析プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体であっても良いことは言うまでもない。

【0073】

また、本発明の画像解析システム 22 及び超音波診断装置 10 は、メモリ 60 又は制御部 30 に付属した図示を省略したメモリに格納された画像解析プログラムによって制御される。すなわち、制御部によってメモリから画像解析プログラムが読み出され、この画像解析プログラムに従って、更新された変位量累積値をそのまま、又は出力画像もしくは他の物理量に変換して出力する機能が実行される。

なお、画像解析プログラムは、このように内蔵メモリや制御部に付属のメモリに格納されるものに限定されず、この画像解析プログラムを、例えば、CD-ROM など、本発明

50

の画像解析システム及び超音波診断装置に着脱可能に構成されるメモリ媒体（リムーバブル媒体）に記録しておき、リムーバブル媒体に対応するインターフェイスを介して本装置に読み込むように構成してもよい。

【0074】

以上、本発明の画像解析システム及びこれを組み込んだ超音波診断装置、並びに画像解析方法について詳細に説明したが、本発明は上記種々の実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

例えば、図1及び図2に示す各構成要素をハードウェアとして構成しても良いし、コンピュータ等で実行されるソフトウェアとして構成しても良い。

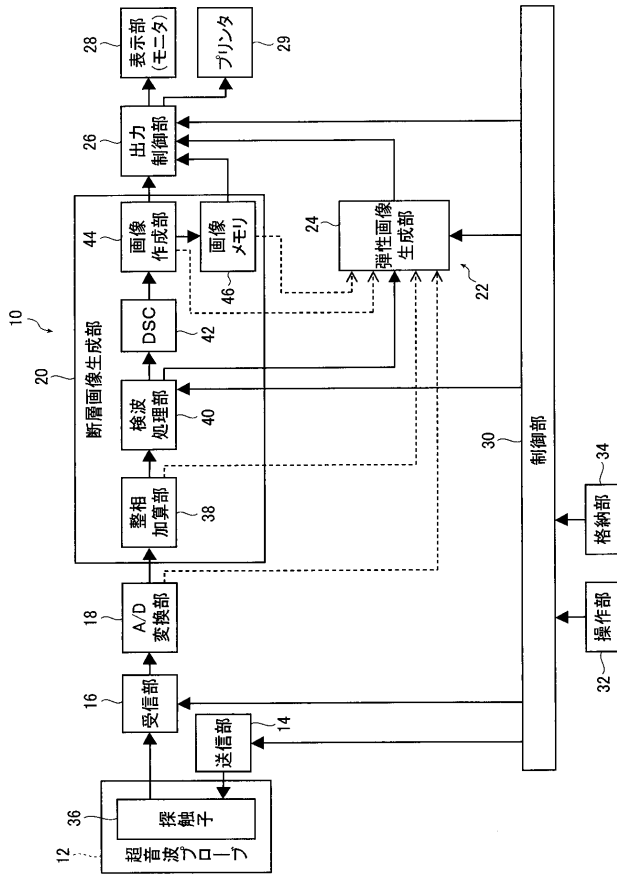
【符号の説明】

10

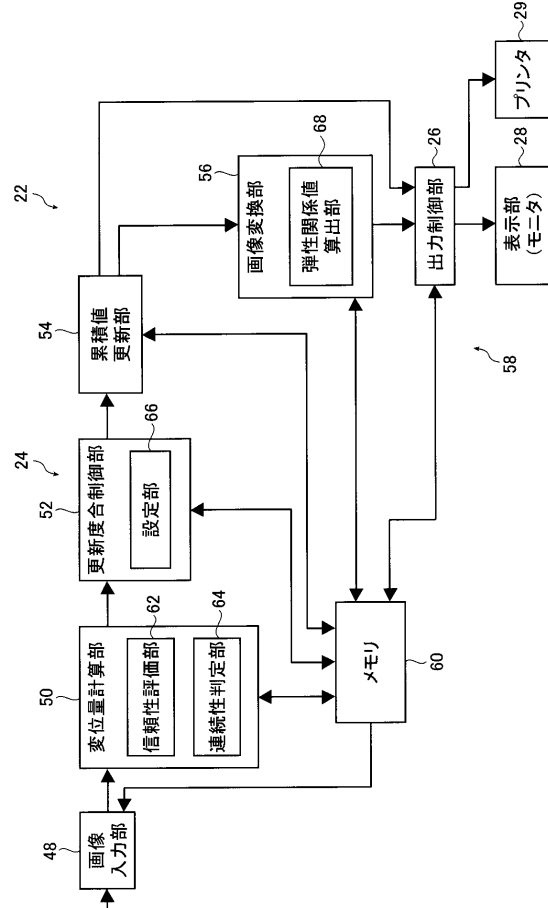
【0075】

10	超音波診断装置	
12	超音波プローブ	
14	送信部	
16	受信部	
18	A/D変換部	
20	断層画像生成部	
22	画像解析システム	
24	弾性画像生成部	
26	出力制御部	20
28	表示部（モニタ）	
29	プリンタ	
30	制御部	
32	操作部	
34	格納部	
36	探触子	
38	整相加算部	
40	検波処理部	
42	DSC	
44	画像作成部	30
46	画像メモリ	
48	画像入力部	
50	変位量計算部	
52	更新度合制御部	
54	累積値更新部	
56	画像変換部	
58	出力部	
60	メモリ	
62	信頼性評価部	
64	連続性判定部	40
66	設定部	
68	弾性関係算出部	
70	エラストグラフィシステム	
72	生体	
74	プロセッサ	

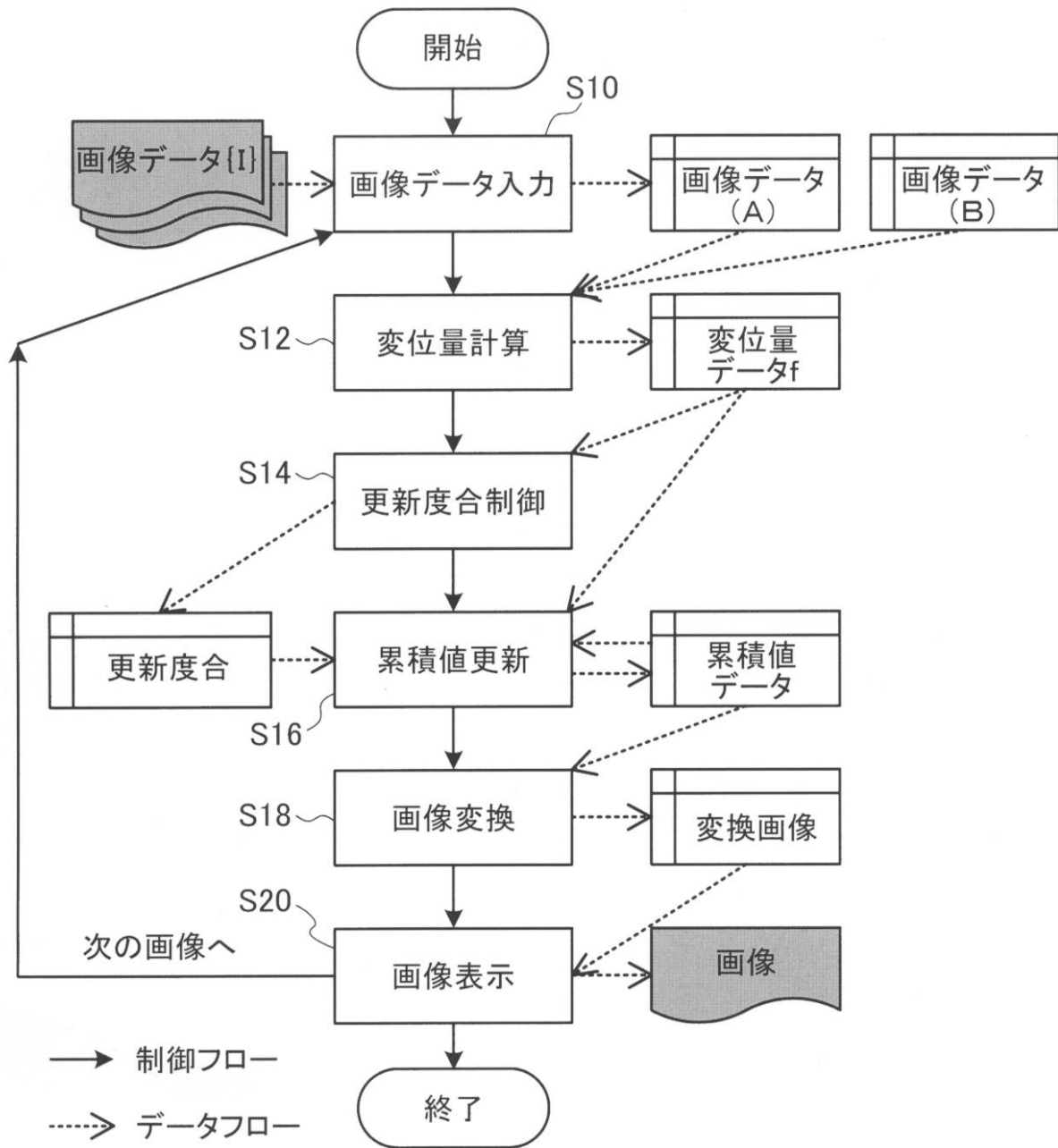
【図 1】



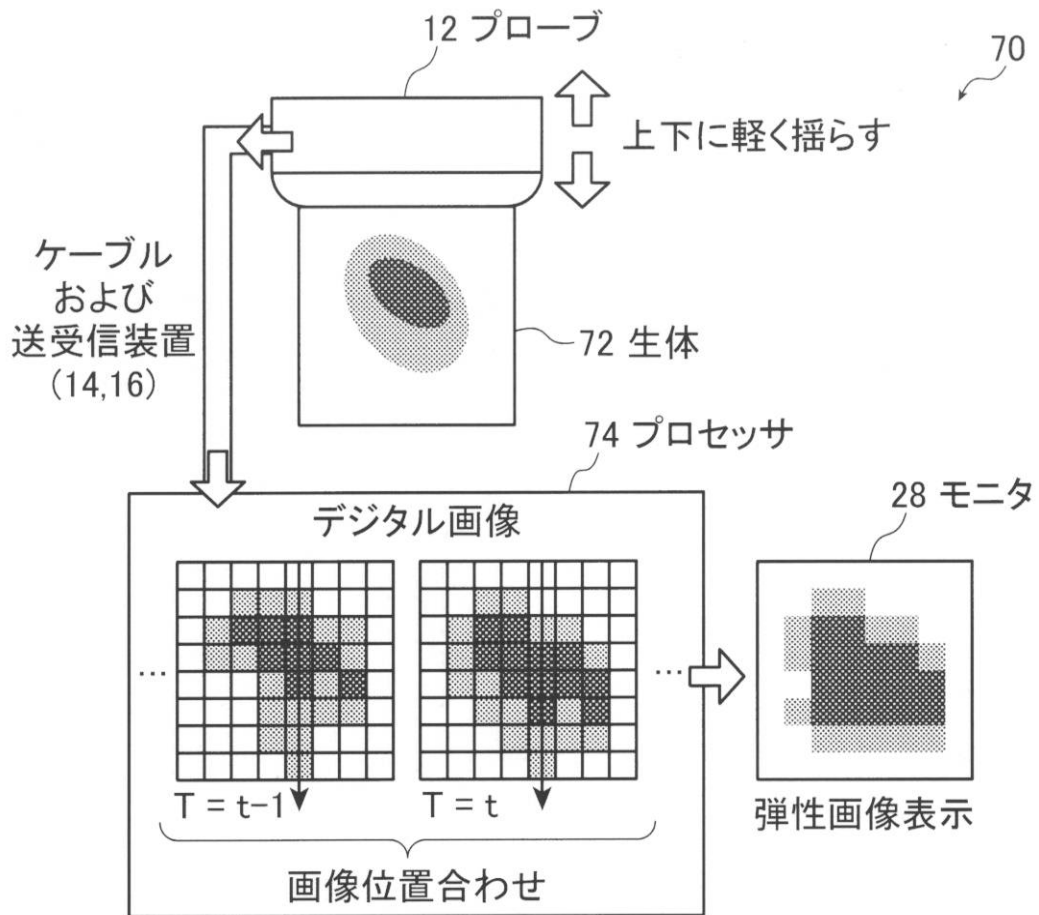
【図 2】



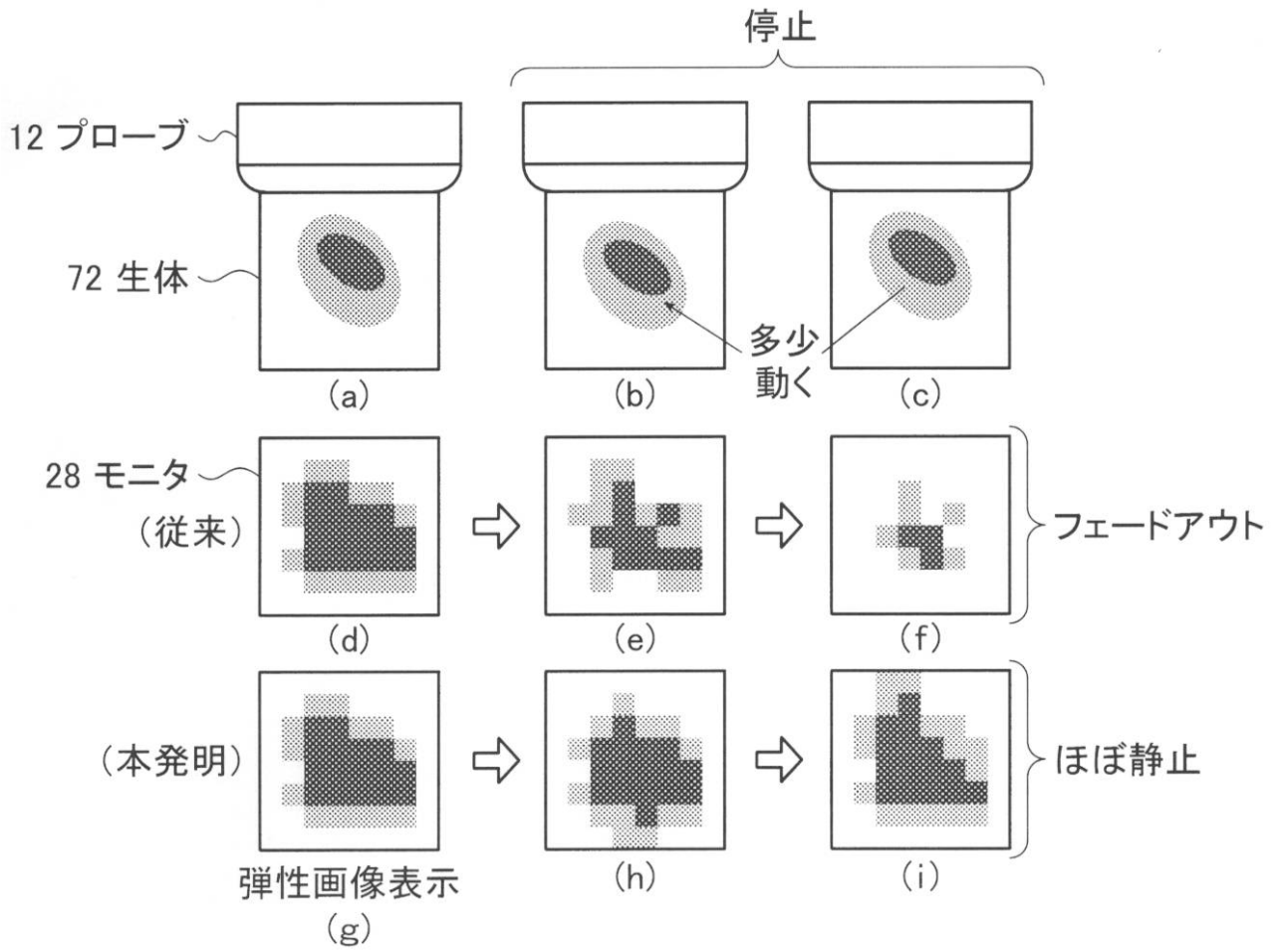
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	图像分析系统，图像分析方法，图像分析程序和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015066318A	公开(公告)日	2015-04-13
申请号	JP2013205131	申请日	2013-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	長瀬雅也		
发明人	長瀬 雅也		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE07 4C601/EE10 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JC04 4C601/JC15 4C601/LL02 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP6008814B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提高分析信息相对于图像变化的稳定性，同时保持响应速度，并以自然的方式向用户提供适当的分析信息（图像），提供一种图像分析系统，方法和程序以及超声诊断设备，能够在实现上述目的的同时尽可能地抑制存储器消耗。图像输入单元，用于输入物体的多个连续图像，以及位移量，该位移量用于顺序地计算输入图像的相邻图像之间的位移，以计算物体的每个位置的位移量。计算单元，使用所计算的位移量来更新位移量累积值的累积值更新单元，以及将更新后的位移量累积值原样或在将其转换为输出图像或另一物理量之后输出的输出单元。并且更新度控制单元根据位移量来控制位移量累积值的更新度，从而解决了上述问题。[选择图]图2

