

(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2017-38837

(P2017-38837A)

(43) 公開日 平成29年2月23日(2017.2.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-163479 (P2015-163479)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成27年8月21日 (2015. 8. 21)		コニカミノルタ株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
		(74) 代理人	100105050
			弁理士 鷲田 公一
		(74) 代理人	100155620
			弁理士 木曾 孝
		(72) 発明者	色摩 譲
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
			ニカミノルタ株式会社内
		(72) 発明者	高木 一也
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
			ニカミノルタ株式会社内

最終頁に続く

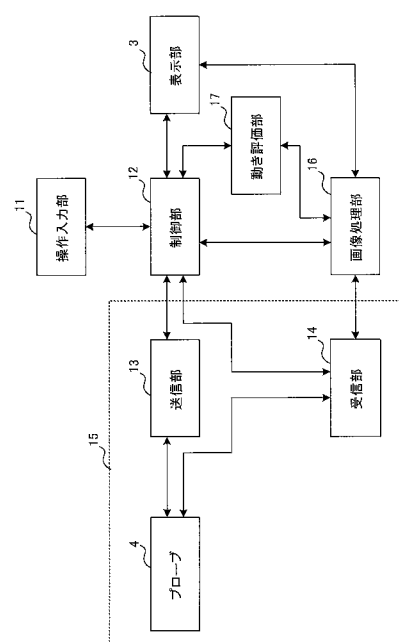
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置、超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波画像における動体の動き評価の信頼性を向上させることができる超音波画像診断装置、超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラムを提供する。

【解決手段】 超音波画像診断装置は、被検体への超音波の送信と被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返す超音波送受信部15と、被検体の体内状態を表す複数の超音波画像を、被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて生成する画像処理部16と、生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行う動き評価部17と、を有し、動き評価部17は、動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する間隔設定部を有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体への超音波の送信と前記被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返す行う超音波送受信部と、

前記被検体の体内状態を表す複数の超音波画像を、前記被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて生成する画像処理部と、

生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行う動き評価部と、
を有し、

前記動き評価部は、前記動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する間隔設定部を有する、

超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記動き評価部は、

設定されたフレーム枚数の間隔を有する一対の超音波画像間の変動を表す変動画像を生成する変動画像生成部をさらに有する、

請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記動き評価部は、

設定されたフレーム枚数の間隔をそれぞれ有する複数対の超音波画像から生成された複数の変動画像を統合することにより、前記複数対の超音波画像を含む超音波画像群の動き評価値を有する動き評価値画像を生成する動き評価値画像生成部と、

生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値から前記動体の動き評価値を抽出する動き評価値抽出部と、

抽出された動き評価値を含む情報を出力する動き評価結果出力部と、

を有する、

請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記動き評価値画像生成部は、前記複数の差分画像における変動値の積又は和を求めることにより、前記第 1 の差分画像と前記第 2 の差分画像とを統合する、

請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記動き評価部は、

生成された動き評価値画像又は抽出された動き評価値を表す動体抽出画像を、生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値の分布又は総和に基づいて補正する画像補正部をさらに有する、

請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記動き評価値抽出部は、

生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値のうち、閾値との比較結果が所定基準を満たすものを、前記動体の動き評価値として抽出する、閾値処理と、

生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値画像に対して、生成された動き評価値画像に対応する超音波画像の輝度値に基づく重み付けをした値を、前記動体の動き評価値として抽出する、重み付け処理と、

の少なくとも一方を実行する、

請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記画像処理部は、

出力された情報に含まれる抽出された動き評価値に応じて表示輝度を上げること又は表示色を濃くすることにより前記動体を強調した超音波画像を表示部に表示させる、

10

20

30

40

50

請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

生成された複数の超音波画像のフレームレートは、前記超音波送受信部の超音波送信深度、前記超音波送受信部のプローブタイプ、前記画像処理部の超音波画像生成におけるコンパウンド数、又は前記画像処理部の超音波画像生成における高調波に基づく画像化の有無に応じて変動する、

請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

被検体への超音波の送信と前記被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返し行う超音波送受信部と、

前記被検体の体内状態を表す複数の超音波画像を、前記被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて生成する画像処理部と、

生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行う動き評価部と、

を有する超音波画像診断装置において実行される超音波画像処理方法であって、

前記動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する、

超音波画像処理方法。

【請求項 10】

被検体への超音波の送信と前記被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返し行う超音波送受信部と、

前記被検体の体内状態を表す複数の超音波画像を、前記被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて生成する画像処理部と、

生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行う動き評価部と、

を有する超音波画像診断装置のコンピュータに、

前記動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する間隔設定機能を実現させるための超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置、超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断において、被検体の体表面に超音波プローブを当てて体内の超音波画像を撮像するとき、体内の撮像領域に溜まった体液を排出したりその領域に薬液を注入したりするために穿刺を行うことがある。その際、体内の穿刺針と臓器との位置関係の確認が、画面に表示された超音波画像を使用して行われる。

【0003】

従来、表示画像中の穿刺針が鮮明となるように超音波画像を処理することが提案されている。例えば、特許文献 1 に記載された従来の超音波診断装置は、装置内に蓄積された B モード超音波断層画像フレームデータ群において、時間方向に隣接した関係をもつ 2 つの B モード超音波断層画像フレームデータ間の変動画像を生成し、この変動画像データを現在得られた超音波断層画像フレームデータに加算することにより、穿刺針の視認性を向上させた B モード超音波画像表示を行う。

【0004】

なお、超音波画像においては、穿刺針に限らず例えば心臓など体内で動く物が被写体となることが多い。また、それ自体が体内で動いていない物が観察対象物の場合でも、プローブを走査することによりその観察対象物の位置が相対的に移動することもある。そのため、生成する画像の中の観察対象物の位置変化を特定しやすい超音波画像が求められてい

10

20

30

40

50

る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2001-269339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、超音波画像のフレームレートは装置動作設定等の要因によって変動し得るものであるが、フレームレートが変動すると、上記従来技術において変動画像生成に用いられる2つの互いに隣接するBモード超音波画像フレームデータの時間間隔も変動することとなる。フレームデータの時間間隔が短い場合と長い場合とでは、動体の移動速度が同じであっても移動距離が相違するため、対比画像において表現される対比結果つまり変動が相違することとなる。この変動が例えば差分により表現されるとして、この差分が例えば表示画像上での動体の強調表示に反映されたとすると、表示画像上での動体の強調度合いが、差分の大きさに応じて変化することとなる。言い換えれば、実際には動体が同じ動き方をしているにもかかわらず、装置動作設定等の要因次第で強調度合いが変化することとなる。よって、超音波画像における動体の動き評価の信頼性向上に一定の限界があった。

【0007】

本発明は、超音波画像における動体の動き評価の信頼性を向上させることができる超音波画像診断装置、超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラム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】

本発明に係る超音波画像診断装置は、
被検体への超音波の送信と前記被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返し行う超音波送受信部と、

前記被検体の体内状態を表す複数の超音波画像を、前記被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて生成する画像処理部と、

生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行う動き評価部と、
を有し、

前記動き評価部は、前記動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する間隔設定部を有する。

【0009】

本発明に係る超音波画像処理方法は、

被検体への超音波の送信と前記被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返し行う超音波送受信部と、

前記被検体の体内状態を表す複数の超音波画像を、前記被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて生成する画像処理部と、

生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行う動き評価部と、

を有する超音波画像診断装置において実行される超音波画像処理方法であって、

前記動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する。

【0010】

本発明に係る超音波画像処理プログラムは、

被検体への超音波の送信と前記被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返し行う超音波送受信部と、

前記被検体の体内状態を表す複数の超音波画像を、前記被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて生成する画像処理部と、

生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行う動き評価部と、
を有する超音波画像診断装置のコンピュータに、

前記動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する間隔設定機能を実現させる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、超音波画像間の変動画像の生成間隔を超音波画像のフレームレートに基づいてフレーム枚数単位で可変に設定することにより、変動画像の生成時間間隔、つまり変動画像を得るために対比される超音波画像の時間間隔を安定化させ、超音波画像における動体の動き評価結果に対するフレームレート変動の影響を抑制することができるため、超音波画像における動体の動き評価の信頼性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の一実施の形態に係る超音波画像診断装置の外観を示す斜視図である。

【図2】本実施の形態に係る超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図3】本実施の形態における動き評価部の概略構成を示すブロック図である。

【図4】本実施の形態における動き評価部によるフレーム枚数の間隔を「1」とした場合の差分画像と動き評価値画像の生成を模式的に示した図である。

【図5】本実施の形態における動き評価部によるフレーム枚数の間隔を「1」とした場合における実際の差分画像と動き評価値画像を示す図である。

【図6】本実施の形態における動き評価部によるフレーム枚数の間隔を「2」とした場合の差分画像と動き評価値画像の生成を模式的に示した図である。

【図7】本実施の形態における動き評価部によるフレーム枚数の間隔を「3」とした場合の差分画像と動き評価値画像の生成を模式的に示した図である。

【図8】本実施の形態における動き評価値抽出部による動体の動き評価値抽出処理前後の動き評価値画像の一例を示した図である。

【図9】本実施の形態における動き評価値画像生成部により生成される動き評価値画像の一例を示す図である。

【図10】本実施の形態における画像処理部による表示強調処理を模式的に示した図である。

【図11】本実施の形態に係る超音波画像診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。

図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波画像診断装置1の外観を示す斜視図である。また、図2は、本実施の形態に係る超音波画像診断装置1の概略構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施の形態に係る超音波画像診断装置1は、装置本体2と、表示部3と、3種類のプローブ（探触子）4a、4b、4c（以下、まとめて“4”と言う）と、操作入力部11とを備えている。表示部3は、例えば液晶パネルを用いたディスプレイであり、主に超音波画像の表示に用いられる。プローブ4は、例えば、ビーム方向が垂直となる電子リニア型のプローブ、ビーム方向が放射状となるコンベックス型のプローブ、及び、コンベックス型と同様にビーム方向が放射状となる電子セクタ型のプローブといった、3種類のプローブを組み合わせたものである。電子リニア型のプローブは主に甲状腺・血管の検査に用いられる。また、コンベックス型は主に腹部の検査に用いられる。また、電子セクタ型は主に心臓の検査に用いられる。操作入力部11は、超音波画像診断装置1を操作する医師又は検査技師が操作可能な操作ボタン、トラックボール、キーボード等の入力デバイスを用いて構成され、表示部3に表示させる文字・記号の入力や、後述する制御部12に対する各種コマンドの入力を行う。

【0014】

図2に示すように、超音波画像診断装置1は、上述した表示部3、プローブ4及び操作入力部11の他に、いずれも装置本体2に内蔵された制御部12、送信部13、受信部14、画像処理部16及び動き評価部17を備える。制御部12は、不図示のCPU（Central Processing Unit）、ROM（Read Only Memory）及びRAM（Random Access Memory）を用いて構成される。ROMにはCPUが実行するプログラムが記憶されている。RAMはCPUの動作において使用される。なお、CPUの代わりにDSP（Digital Signal Processor）等のプロセッサを用いてもよい。制御部12は、超音波画像診断装置1の各部の動作制御を全体的に統括するための信号処理、他の各部との間のデータの入出力処理、データの演算処理及びデータの記憶処理を行う。制御部12は、操作入力部11より10

【0015】

プローブ4、送信部13及び受信部14の組合せは、超音波送受信部15を構成する。超音波送受信部15は、制御部12の制御下で、被検体への超音波の送信と被検体からの超音波エコーの受信とを繰り返し行い、被検体から順次受信した超音波エコーを画像処理部16へ出力する。画像処理部16は、不図示のDSP、キャッシュ又はRAM（Random Access Memory）を用いて構成される。画像処理部16は、制御部12の制御の下で、被検体から順次受信した超音波エコーに基づいて、被検体の体内状態を示す複数のBモード超音波画像（以下、単に“超音波画像”という）を生成する。画像処理部16は、生成した20

【0016】

動き評価部17は、不図示のCPU、ROM及びRAMを用いて構成される。ROMにはCPUを制御するプログラムが記憶されている。RAMはCPUの動作において使用される。なお、CPUの代わりにDSP等のプロセッサを用いてもよい。動き評価部17は、制御部12より強調モードが設定された場合にのみ動作する。動き評価部17は、制御部12の制御の下で、画像処理部16で生成された複数の超音波画像における動体の動き評価を行い、動体の動き評価値を含む情報を出力する。30

【0017】

図3は、本実施の形態に係る超音波画像診断装置1の動き評価部17の一例を示す概略構成を示すブロック図である。同図において、動き評価部17は、間隔設定部171、差分画像生成部172、動き評価値画像生成部173、動き評価値抽出部174、画像補正部175及び動き評価結果出力部176を備える。

【0018】

間隔設定部171は、動き評価のために対比すべき超音波画像間の間隔を、画像処理部16で生成された複数の超音波画像のフレームレートに基づいて、フレーム枚数単位で可変に設定する。ここで、超音波画像のフレームレートは、以下に列記する装置動作設定等の要因によって変動する。40

【0019】

(1) スキャン深度

例えば、超音波診断の最中に超音波画像撮像のスキャン深度が変更される場合には、最深部の超音波エコー信号を得るための所要時間の増大に伴って超音波送信間隔が長くなることで、超音波画像の各フレームの撮像所要時間が増大し、その結果、超音波断層画像フレームデータ群の入力時間間隔は長くなり、超音波画像の表示フレームレートが低くなる50

。

【0020】

(2) プローブタイプ (プローブの振動素子数)

また、超音波プローブの振動素子数に関しても、振動素子数が多いほど、必要な超音波送受信繰り返し回数が増大するため、超音波画像の各フレームの撮像所要時間が増大し、超音波画像の表示フレームレートが低くなることがある。本実施の形態の超音波画像診断装置1に備えられた3種類のプローブ4は、形式が相違することで振動素子数も相違する場合がある。よって、超音波診断に用いるプローブを替えると、それに伴って超音波画像のフレームレートが変わる場合がある。

【0021】

10

(3) コンパウンド数

さらに、複数方向からの超音波ビームにより得られる複数の超音波画像を合成してノイズやアーチファクトを低減した1つの超音波画像を得る空間コンパウンド処理におけるコンパウンド数に関しても、コンパウンド数が大きいほど、組み合わせられる画像数が増大することから、画像超音波画像の撮像所要時間が増大する。よって、コンパウンド数の増大は、超音波画像の表示フレームレート低下につながる場合がある。これについて別の観点では、同一方向の超音波ビームにより得られる画像群の入力時間間隔が長くなることから、同一方向の画像群の入力フレームレートが低くなる場合があるとも言える。

【0022】

(4) 超音波画像撮像における高調波に基づく画像化の有無

20

高調波に基づいて画像化を行うか (ハーモニックイメージング) 否か (ファンダメンタルイメージング) によってもフレームレートが異なる。より具体的には、ハーモニックイメージングは、ファンダメンタルイメージングよりも表示フレームレートが低くなることがある。

【0023】

上述したように、フレームレートが変わると、比較される2つの超音波画像フレームデータの時間間隔が変わることとなる。フレームデータの時間間隔が短い場合と長い場合とでは、動体の移動速度が同じであっても移動距離が相違するため、変動画像において表現される対比結果つまり変動が相違することとなる。この変動が差分によって表現されるとして、この差分が例えば表示画像上での動体の強調表示に反映されるとすると、表示画像上での動体の強調度合いが、差分の大きさに応じて変化することとなる。そこで、本実施の形態では、間隔設定部171において、超音波画像のフレームレート、或いはそのフレームレートの変動に影響する上述のような情報 (以下、これらを総称して「フレームレート情報」と言う) に基づいて、超音波画像の変動画像 (例えば、複数の超音波画像の対比結果としてそれら超音波画像間の差分を表す画像である差分画像) の生成間隔をフレーム枚数単位で可変に設定する。

30

【0024】

ここで、超音波画像間の変動値は、上で例示した差分のほかに、相関値や、動きベクトルの絶対値などであっても良い。本実施の形態では、変動画像として差分画像を生成する場合を例にとって説明するが、これは一例であり、差分とは異なる種類の変動値を示す変動画像を生成しても良い。即ち、以下詳述する差分画像生成部172は、本発明の変動画像生成部の一例である。

40

【0025】

差分画像生成部172は、間隔設定部171で設定されたフレーム枚数の間隔を有する一対の超音波画像間の差分を表す差分画像を生成する。動き評価値画像生成部173は、間隔設定部171で設定されたフレーム枚数の間隔をそれぞれ有する複数対の超音波画像間の差分を表す複数の差分画像を統合することにより、これら複数対の超音波画像を含む超音波画像群の動き評価値を有する動き評価値画像を生成する。

【0026】

図4は、フレーム枚数の間隔を「1」とした場合 (即ち間隔設定部171が超音波画像

50

間の間隔を「1」に設定した場合)における差分画像IDと動き評価値画像IMの生成を模式的に示した図である。同図に示すように、フレーム枚数間隔を「1」とした場合、差分画像生成部172は、超音波画像 I_t (t は初期値が0であり、新規の超音波画像の生成に伴って「1」ずつインクリメントされる変数)と超音波画像 I_{t-1} とからなる第1の一对の超音波画像から第1の差分画像ID1を生成する。差分画像生成部172は、超音波画像 I_{t-1} と超音波画像 I_{t-2} とからなる第2の一对の超音波画像から第2の差分画像ID2を生成する。ここで、超音波画像 I_t は最新の超音波画像、超音波画像 I_{t-1} は超音波画像 I_t から見て1フレーム前の超音波画像、超音波画像 I_{t-2} は超音波画像 I_t から見て2フレーム前の超音波画像である。第1の差分画像ID1と第2の差分画像ID2が生成されると、動き評価値画像生成部173は、生成された第1の差分画像ID1と第2の差分画像ID2とから第1の一对の超音波画像 I_t , I_{t-1} と第2の一对の超音波画像 I_{t-1} , I_{t-2} とを含む超音波画像群の動き評価値を有する動き評価値画像IM1を生成する。

【0027】

動き評価値画像生成部173は、第1の差分画像ID1における差分と第2の差分画像ID2における差分との積又は和を求めることにより、第1の差分画像ID1と第2の差分画像ID2とを統合する。第1の差分画像ID1における差分と第2の差分画像ID2における差分との積をとる場合は、和をとる場合に比べて、動体の瞬間的な動きに対する感度が高く、また、ノイズの影響を低減することができる利点がある。一方、第1の差分画像ID1における差分と第2の差分画像ID2における差分との和をとる場合は、動体の連続的な動きに対する感度が高いという利点がある。第1の差分画像ID1における差分と第2の差分画像ID2における差分との積をとるか、和をとるかは、操作入力部11にて任意に選択できるようになっている。

【0028】

なお、図5は、フレーム枚数間隔を「1」とした場合における実際の差分画像IDと動き評価値画像IMを示す図である。同図において、複数の超音波画像 I_t , I_{t-1} , I_{t-2} 、差分画像ID1, ID2及び動き評価値画像IM1のそれぞれには動体(ここでは穿刺針)300、並びに動体300に対応する差分表示物300a及び動き評価値表示物300bが映っているが、特に動き評価値画像IM1に示される動き評価値表示物300bは鮮明である。

【0029】

図6は、フレーム枚数間隔を「2」とした場合(即ち間隔設定部171が超音波画像間隔を「2」に設定した場合)における差分画像IDと動き評価値画像IMの生成を模式的に示した図である。同図に示すように、フレーム枚数間隔を「2」とした場合、差分画像生成部172は、現在フレームの超音波画像 I_t と2フレーム前の超音波画像 I_{t-2} とからなる第1の一对の超音波画像から第1の差分画像ID1を生成する。また、差分画像生成部172は、超音波画像 I_{t-1} と超音波画像 I_{t-3} とからなる第2の一对の超音波画像から第2の差分画像ID2を生成する。第1の差分画像ID1と第2の差分画像ID2が生成されると、動き評価値画像生成部173は、第1の差分画像ID1と第2の差分画像ID2とから第1の一对の超音波画像 I_t , I_{t-2} と第2の一对の超音波画像 I_{t-1} , I_{t-3} とを含む超音波画像群の動き評価値を有する動き評価値画像IM1を生成する。このときも、第1の差分画像ID1における差分と第2の差分画像ID2における差分との積又は和を求めることにより、第1の差分画像ID1と第2の差分画像ID2とを統合する。

【0030】

図7は、フレーム枚数間隔を「3」とした場合(即ち間隔設定部171が超音波画像間隔を「3」に設定した場合)における差分画像IDと動き評価値画像IMの生成を模式的に示した図である。同図に示すように、フレーム枚数間隔を「3」とした場合、差分画像生成部172は、現在フレームの超音波画像 I_t と3フレーム前の超音波画像 I_{t-3} とからなる第1の一对の超音波画像から第1の差分画像ID1を生成する。また、差分

画像生成部 172 は、超音波画像 I_{t-1} と超音波画像 I_{t-4} とからなる第 2 の一対の超音波画像から第 2 の差分画像 $ID2$ を生成する。第 1 の差分画像 $ID1$ と第 2 の差分画像 $ID2$ が生成されると、動き評価値画像生成部 173 は、第 1 の差分画像 $ID1$ と第 2 の差分画像 $ID2$ とから第 1 の一対の超音波画像 I_t 、 I_{t-3} と第 2 の一対の超音波画像 I_{t-1} 、 I_{t-4} とを含む超音波画像群の動き評価値を有する動き評価値画像 $IM1$ を生成する。このときも、第 1 の差分画像 $ID1$ における差分と第 2 の差分画像 $ID2$ における差分との積又は和を求めることにより、第 1 の差分画像 $ID1$ と第 2 の差分画像 $ID2$ とを統合する。

【0031】

図 4、6、7 を対比すると、差分画像を得るために対比される超音波画像の間隔の広狭が変動している。言うまでもないが、図 4 の例に示すフレーム枚数間隔「1」が最も狭い一方、図 7 の例に示すフレーム枚数間隔「3」は最も広く、図 4 の例に示すフレーム枚数間隔の 3 倍である。したがって、例えばフレームレートが変動して、変動後のフレームレートが変動前のフレームレートの 3 倍になったときには、フレーム枚数間隔の設定を「1」から「3」に切り替えることで、差分画像を得るために対比される超音波画像の間隔が、実時間では不変となる。このように、フレームレートが高くなるほど差分画像生成のフレーム枚数間隔を広くすることにより、言い換えれば、フレームレートが低くなるほど差分画像生成のフレーム枚数間隔を狭くすることにより、実時間での差分画像の生成間隔を安定化させることができる。

【0032】

図 3 に戻り、動き評価値抽出部 174 は、動き評価値画像生成部 173 で生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値から動体の動き評価値を抽出する。即ち、動き評価値抽出部 174 は、動き評価値画像生成部 173 で生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値から動体の動き評価値を抽出する。図 8 は、動き評価値抽出部 174 による動体の動き評価値抽出処理前後の動き評価値画像 IM の一例を示した図である。同図の左側は動体の動き評価値抽出処理前の動き評価値画像 IM であり、同図の右側は動体の動き評価値抽出処理後の動き評価値画像 IM' である。動体の動き評価値抽出処理前の動き評価値画像 IM には多数の動き評価値 200 が含まれており、その中から動体の動き評価値 200 が抽出されることで、動き評価値画像 IM' のようになる。

【0033】

ここで、動体の動き評価値 200 の抽出処理の一例として、閾値処理について説明する。閾値処理とは、生成された動き評価値画像 IM に含まれる動き評価値 200 のうち、閾値との比較結果が所定基準を満たす（例えば、閾値よりも大きい）ものを、動体の動き評価値 200 として抽出する処理である。

【0034】

なお、動き評価値画像 IM に含まれる動き評価値 200 から動体の動き評価値を抽出する方法として、上述した閾値処理以外に重み付け処理もある。重み付け処理とは、生成された動き評価値画像 IM に含まれる動き評価値 200 に対して、当該動き評価値画像 IM のベースとなっている超音波画像群の輝度値に基づく重み付けをした値を、動体の動き評価値 200 として抽出する処理である。以下説明する具体例では、3 つの超音波画像（例えば図 5 に示す例における超音波画像 I_t 、 I_{t-1} 、 I_{t-2} ）を基に動き評価値画像（例えば図 5 に示す例において超音波画像 I_t 、 I_{t-1} 、 I_{t-2} から導出される動き評価値画像 $IM1$ ）から動体の動き評価値 200 を抽出する場合を想定する。

【0035】

まず、3 つの超音波画像間で互いに、全てのピクセルの輝度値が比較され、最も高い値を有する輝度値（最大輝度値）が各ピクセルについて選択される。このようにして各ピクセルについて選択された最大輝度値が、重み付け処理において重み付け係数として用いられることとなる。即ち、動き評価値画像 IM における各動き評価値 200 に対して、それぞれ対応するピクセルにおける最大輝度値を乗算することによって、各動き評価値 200 の重み付けが行われる。

【0036】

なお、動体の動き評価値抽出処理としては、閾値処理及び重み付け処理のいずれか一方を行ってもよいし、両方を行ってもよい。この選択は、操作入力部11にて任意に行えるようにするとよい。以上説明した動体の動き評価値抽出処理は、例えば、超音波画像において顕著に高い輝度値を有することが多い、穿刺針の先端位置を検出するための処理として好適である。以下の説明では、上記抽出処理を施された後の動き評価値画像IM'を「動体抽出画像IM'」と言う。

【0037】

図3に戻り、画像補正部175は、動き評価値抽出部174で得られた動体抽出画像IM'を、動き評価値画像生成部173で生成された動き評価値画像IMに含まれる動き評価値200の分布又は総和に基づいて補正する。

10

【0038】

図9は、動き評価値200が多数発生した動体抽出画像IM'の一例を示す図である。例えば使用中のプローブ4（使用プローブ）が動かされると、生成される超音波画像全体に輝度変化が生じ、場合によっては、図示するように動体抽出画像IM'の画像全体に亘って多数の動き評価値200が発生することがある。しかしながら、本来発生すべき動き評価値は体内の動体の動きに起因するもののみであり、したがって、使用プローブの動きに起因するものは、ノイズとして除去されることが好ましい。そこで、画像補正部175は、画像全体の動き評価値200に対して一律に、動体抽出画像IM'における動き評価値200の分布又は総和に応じた補正係数を掛けて、全ての動き評価値200の値を小さくする。このようにして動体抽出画像IM'を補正することにより、使用プローブの動きが表示画像全体の画質に与える影響を軽減できるようになる。この場合、動き評価値200の総和が大きいほど小さい補正係数が用いられる。また、動き評価値200の分布が大きいほど小さい補正係数が用いられる。

20

【0039】

なお、動き評価値200の分布に基づく補正と動き評価値200の総和に基づく補正とを両方とも行うようにしてもよい。この場合、これらの補正を互いに独立に行うようにしてもよいし、動き評価値200の分布及び総和を双方考慮した1つの補正係数を用いて補正を行うようにしてもよい。以下の説明では、上記補正処理を施された後の動体抽出画像IM'を「動体抽出画像IM''」という。

30

【0040】

また、補正処理は、動き評価値画像生成部173で生成された動き評価値画像IMに対して行ってもよい。つまり、動き評価値抽出部174による処理と画像補正部175による処理を逆にしてもよい。逆にした場合、画像補正部175は、動き評価値画像生成部173で生成された動き評価値画像IMを、その動き評価値画像IMに含まれる動き評価値200の分布又は総和に基づいて補正する。

【0041】

超音波画像診断装置1が画像補正部175を備えている場合、観察対象物そのものが動く動体であるときに、プローブ4の動きによる変動を補正することができる点で、有利である。一方で、プローブ4の動きによって観察対象物の相対移動を生じさせ、これを検出することが意図される場合、画像補正部175の構成は不要である。即ち、画像補正部175の構成は必ずしも必須の構成ではなく、省略可能な場合もある。

40

【0042】

動き評価結果出力部176は、動き評価値抽出部174で抽出された動き評価値200を含む情報を画像処理部16へ出力する。本実施の形態では、動き評価値抽出部174で抽出された動き評価値を含む情報は、動体抽出画像IM''である。

【0043】

画像処理部16は、最新の超音波画像 I_t とその超音波画像 I_t を含む超音波画像群から導出された動体抽出画像IM''とを加算することにより、超音波画像 I_t において動体が強調されてその視認性が向上した強調画像 I'_t （図10参照）を生成する（表示強

50

調処理)。加算による強調の方法としては、例えば二通りある。1つは、動体抽出画像 $I_{M'}$ に含まれる動き評価値 200 に応じて超音波画像 I_t の該当部分の表示輝度を上げる、という方法である。もう1つは、超音波画像 I_t の表示色とは異なる色(例えば超音波画像 I_t がモノクロ画像とすると、青色)を動体強調用の表示色として割り当てておき、超音波画像 I_t におけるその動体表示色を、動体抽出画像 $I_{M'}$ に含まれる動き評価値 200 に応じて濃くする、という方法である。画像処理部 16 は、このようにして得た強調画像 I'_t を表示部 3 に表示する。

【0044】

以上、超音波画像診断装置 1 の構成について説明した。

【0045】

なお、超音波画像診断装置 1 が備える制御部 12、送信部 13、受信部 14、画像処理部 16 及び動き評価部 17 (間隔設定部 171、差分画像生成部 172、動き評価値画像生成部 173、動き評価値抽出部 174、画像補正部 175 及び動き評価結果出力部 176) の各機能ブロックについて、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えば LSI であり、LSI は集積度の違いにより、IC、システム LSI、スーパー LSI、ウルトラ LSI と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は LSI に限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、FPGA (Field Programmable Gate Array) や LSI 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上の ROM などの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

【0046】

次いで、本実施の形態に係る超音波画像診断装置 1 の動作について説明する。図 11 は、本実施の形態に係る超音波画像診断装置 1 の動作を説明するためのフローチャートである。同図において、画像処理部 16 は、受信部 14 が順次受信した超音波エコーを読み込み、超音波エコーに基づいて被検体の体内情報を表す超音波画像を生成する (ステップ S10)。画像処理部 16 は、生成した超音波画像を一時的に保存する。制御部 12 は、超音波画像を生成している最中に強調モードがオンになっているかどうか判定し (ステップ S11)、強調モードがオンになっていないと判定されると (即ち、ステップ S11 で「NO」)、画像処理部 16 は、超音波画像をそのまま表示部 3 に表示する (ステップ S12)。そして、処理フローは後述するステップ S20 に進む。

【0047】

なお、強調モードのオンオフ設定は、操作入力部 11 での操作入力によって行われるが、強調モードをオンに設定する操作入力があったとしても、超音波画像のフレーム枚数が基準枚数に達するまでは強調モードはオンにならないようにしてもよい。ここで、フレーム枚数の基準枚数とは、強調表示を実行するに十分な超音波画像のフレーム枚数である。例えば、本実施の形態において図 4、6、7 で例示したように、フレーム枚数間隔が最大「3」まで設定可能な場合、強調表示を実行するに十分な超音波画像のフレーム枚数は 5 枚であるため、保存された超音波画像のフレーム枚数が 5 枚に達するまでは、強調モードはオンにならないようにすることもできる。

【0048】

強調モードがオンになっていると判定されると (即ち、ステップ S11 で「YES」)、動き評価部 17 は、画像処理部 16 に一時的に保存されている超音波画像を画像処理部 16 から読み込むと共に、フレームレート情報を取得する (ステップ S13)。動き評価部 17 は、フレームレート情報を取得した後、取得したフレームレート情報に基づいて差分間隔 (つまり上述したフレーム枚数間隔) を設定する (ステップ S14)。フレームレート情報取得及び差分間隔設定は、動き評価部 17 の間隔設定部 171 で行われる。

【0049】

動き評価部 17 は、差分間隔を設定した後、差分画像を生成する（ステップ S 15）。即ち、動き評価部 17 は、設定したフレーム枚数間隔を有する一対の超音波画像間の差分を表す差分画像を生成する。差分画像の生成は、動き評価部 17 の差分画像生成部 172 で行われる。動き評価部 17 は、差分画像を生成した後、動き評価値画像を生成する（ステップ S 16）。動き評価値画像の生成は、動き評価部 17 の動き評価値画像生成部 173 で行われる。動き評価部 17 は、動き評価値画像を生成した後、生成した動き評価値画像に含まれる動き評価値から動体の動き評価値を抽出する（ステップ S 17）。動体の動き評価値の抽出は、動き評価部 17 の動き評価値抽出部 174 で行われる。

【0050】

動き評価部 17 は、動体の動き評価値の抽出を行った後、抽出した動体の動き評価値を表す動体抽出画像の補正を行う（ステップ S 18）。動体抽出画像の補正は、動き評価部 17 の画像補正部 175 で行われる。動体抽出画像の補正が行われた後、その動体抽出画像が画像処理部 16 に出力され、画像処理部 16 は、強調画像の生成及び表示を行う（ステップ S 19）。即ち、画像処理部 16 は、補正後の動体抽出画像を最新の超音波画像に加算することで動体の視認性が向上した超音波画像（強調画像）を得て、この強調画像を表示部 3 に表示させる。画像処理部 16 が強調画像の表示を行うと、制御部 12 が処理を継続するかどうか判定し、処理を継続すると判定されると（即ち、ステップ S 20 で「YES」）、処理フローはステップ S 10 に戻り、処理を継続しないと判定されると（即ち、ステップ S 20 で「NO」）、処理フローを終える。処理を継続するか否かの判定は、例えば、撮像（つまり超音波画像の生成）を停止させるフリーズボタン（不図示）が押下されたか否かに基づいて行うことができる。

【0051】

このように構成した本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、超音波画像の差分画像の生成間隔を超音波画像のフレームレート情報に基づいてフレーム枚数単位で可変に設定するようにしたので、差分画像の生成時間間隔、つまり差分画像を得るために比較される超音波画像の時間間隔を安定化させ、超音波画像における動体 300 の動き評価結果に対するフレームレート変動の影響を抑制することができる。これにより、超音波画像における動体 300 の動き評価の信頼性の向上が図れる。

【0052】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、設定されたフレーム枚数の間隔をそれぞれ有する複数対の超音波画像から生成した複数の変動画像を統合することにより、複数対の超音波画像を含む超音波画像群の動き評価値を有する動き評価値画像を生成し、生成した動き評価値画像に含まれる動き評価値から動体 300 の動き評価値を抽出し、抽出した動き評価値を含む情報を出力する。即ち、複数の変動画像を統合した動き評価画像を取得するので、動体 300 の存在或いはその動きをより強調した情報を出力することができる。

【0053】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、複数の変動画像における変動値の積を求めることにより、複数の変動画像を統合するので、動体 300 の瞬間的な動きに対する感度を高くできる。

【0054】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、複数の変動画像における変動値の和を求めることにより、複数の変動画像を統合するので、動体 300 の連続的な動きをもれなく捉えることができる。

【0055】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、生成した動き評価値画像又は抽出した動き評価値を表す動体抽出画像を、生成した動き評価値画像に含まれる動き評価値の分布又は総和に基づいて補正するので、特にプローブを動かしながら撮像する場合においては、そのプローブの動きによる画質への影響を軽減することができる。

【0056】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値のうち、閾値との比較結果が所定基準を満たすものを、動体 300 の動き評価値として抽出する、抽出処理と、生成された動き評価値画像に含まれる動き評価値に対して、生成された動き評価値画像に対応する超音波画像の輝度値に基づく重み付けをした値を、動体 300 の動き評価値として抽出する、重み付け処理と、の少なくとも一方を実行するので、動体 300 の動き評価値を正確に抽出することができる。

【0057】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、出力した情報に含まれる抽出した動き評価値に応じて表示輝度を上げ又は表示色を濃くすることにより動体 300 を強調した超音波画像を表示部 3 に表示するので、表示画像において動体 300 の視認性を向上できる。

10

【0058】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 において、生成された複数の超音波画像のフレームレートは、超音波送受信部 15 の超音波送信深度、超音波送受信部 15 のプローブタイプ、画像処理部 16 の超音波画像生成におけるコンパウンド数、又は画像処理部 16 の超音波画像生成における高調波に基づいた画像化の有無に応じて変動するので、これらの要因に応じて適度に変動画像の生成間隔を調整することができる。

【0059】

なお、上記実施の形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の一例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。すなわち、本発明はその要旨、またはその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

20

【0060】

例えば、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 においては、動き評価結果を表示画像上での動体 300 の強調表示に活用するようにしたが、ユーザ（医師や検査技師）への動体 300 についての通知は、必ずしも表示によるものに限定されず、音声等によることもあり得る。

【0061】

また、ユーザへの情報通知に活用する以外に、動き評価結果を超音波の送信制御にも活用し得る。例えば、穿刺針の超音波反射特性を踏まえた超音波送信の強度や深度、方向等のパラメータの制御を、動き評価結果に基づいて行うようにしてもよい。

30

【0062】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 においては、超音波画像群から生成された複数の差分画像の統合により動き評価値画像を生成して、これを原画像（例えば、最新の超音波画像）に加算するようにしたが、差分画像の統合を行わずに個々の差分画像をそのまま動き評価値画像として使用することも可能である。つまり、動き評価値画像生成部 173 の構成は、必ずしも必須ではなく、省略可能である。

【0063】

また、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 においては、画像処理部 16 と動き評価部 17 をそれぞれ別体としたが、動き評価部 17 を画像処理部 16 に含ませるようにしても構わない。このようにすることで、画像処理部 16 と動き評価部 17 それぞれで使用していた CPU 等の半導体素子の削減が可能となり、コストダウンが図れる。

40

【符号の説明】

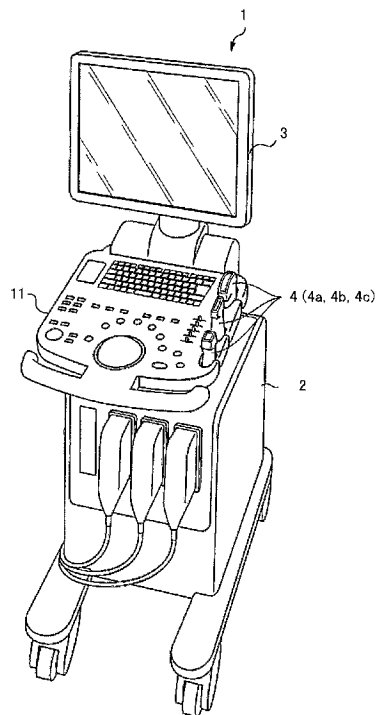
【0064】

- 1 超音波画像診断装置
- 2 装置本体
- 3 表示部
- 4、4a、4b、4c プローブ
- 11 操作入力部
- 12 制御部

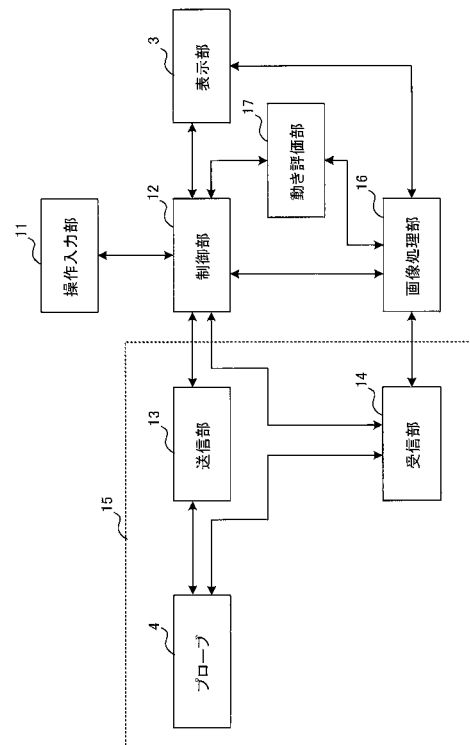
50

- 1 3 送信部
- 1 4 受信部
- 1 5 超音波送受信部
- 1 6 画像処理部
- 1 7 動き評価部
- 1 7 1 間隔設定部
- 1 7 2 差分画像生成部
- 1 7 3 動き評価画像生成部
- 1 7 4 動き評価値抽出部
- 1 7 5 画像補正部
- 1 7 6 動き評価結果出力部
- 2 0 0 動き評価値
- 3 0 0 動体

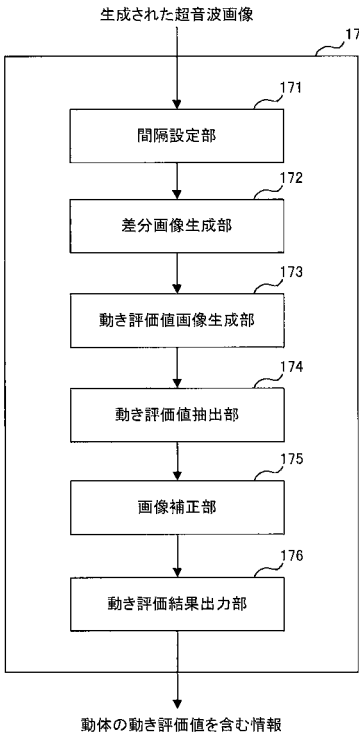
【図 1】



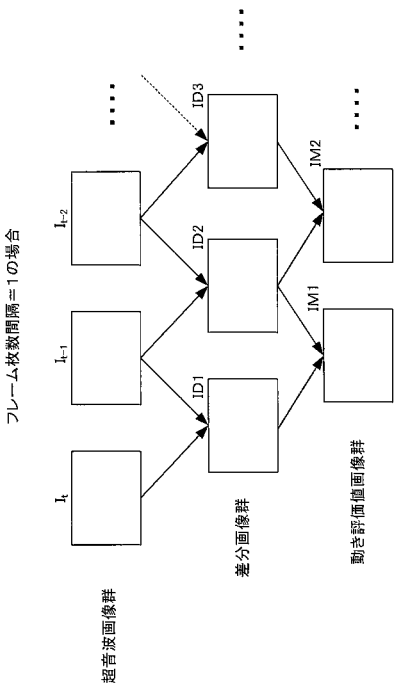
【図 2】



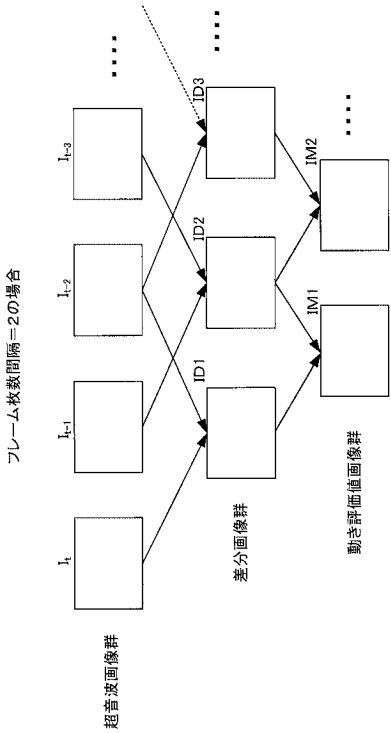
【図 3】



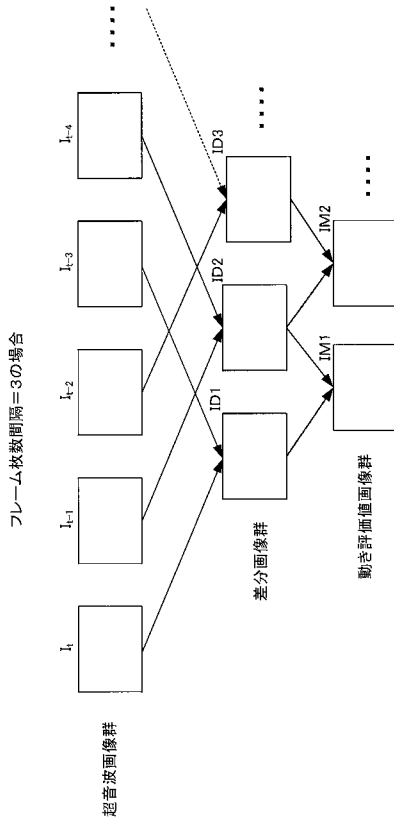
【図 4】



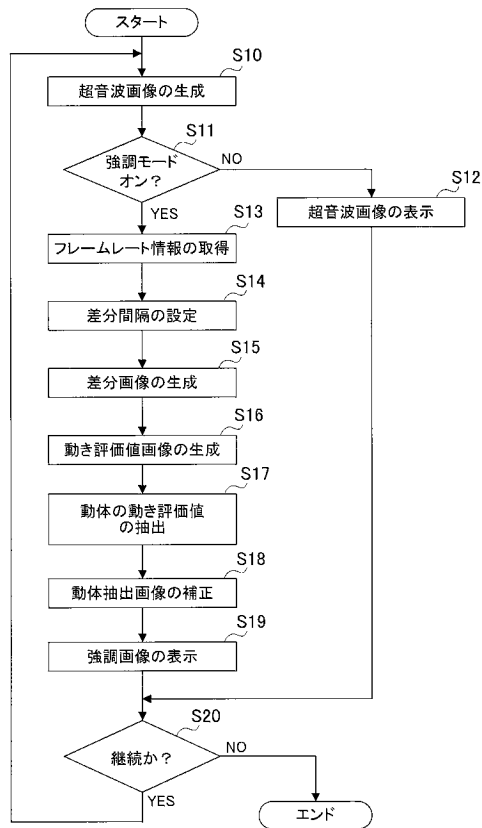
【図 6】



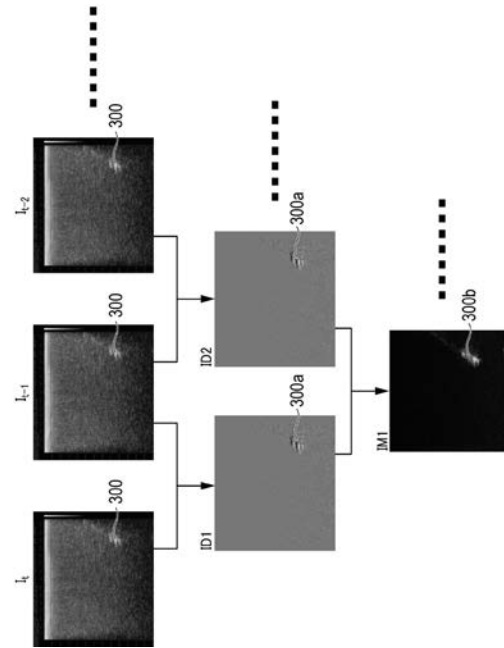
【図 7】



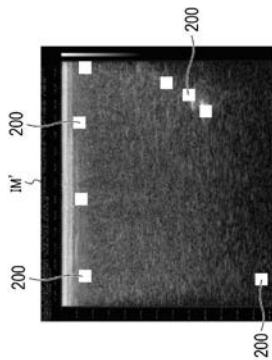
【図 11】



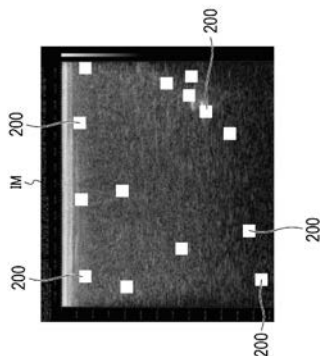
【図 5】



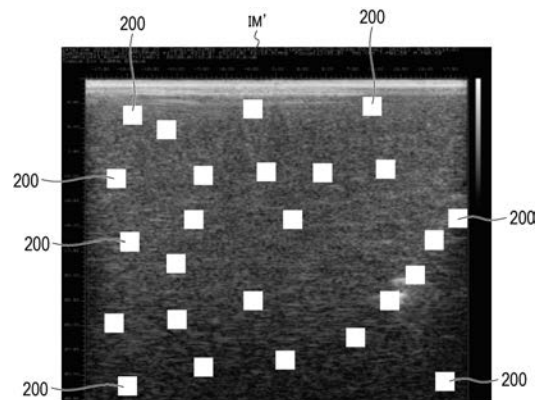
【図 8】



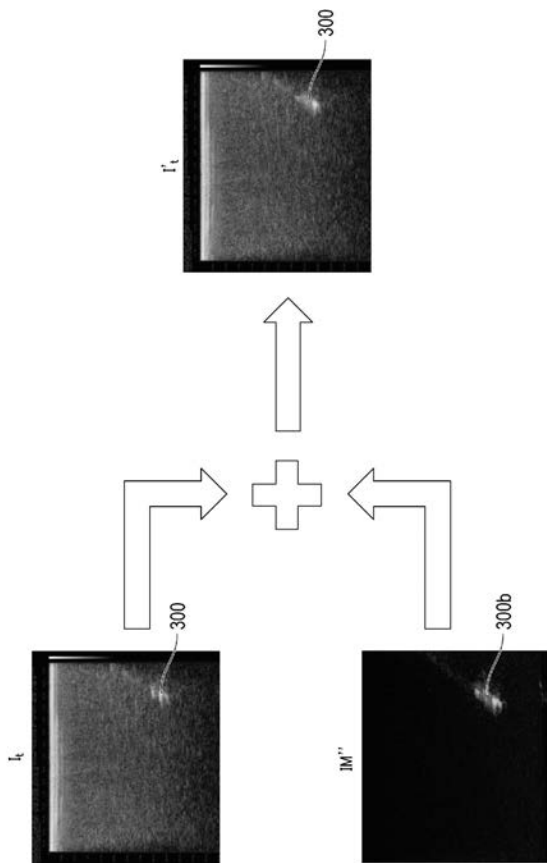
動体の動き評価値
抽出処理



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 武田 義浩

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 EE10 GB04 JC18 JC20 KK03

专利名称(译)	超声图像诊断装置，超声图像处理方法和超声图像处理程序		
公开(公告)号	JP2017038837A	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2015163479	申请日	2015-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	色摩讓 高木一也 武田義浩		
发明人	色摩 讓 高木 一也 武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5276 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/08.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/JC18 4C601/JC20 4C601/KK03		
代理人(译)	木曾隆		
其他公开文献	JP2017038837A5 JP6705134B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够提高超声波图像中的移动体的运动估计的可靠性的超声波诊断成像装置，超声波图像处理方法和超声波图像处理程序。超声波图像诊断装置包括超声波收发器单元（15），用于向对象重复发射超声波并接受来自对象的超声波回波，多个超声波换能器用于基于从对象顺序接收的超声回波生成声图像的图像处理单元16和用于在生成的多个超声图像中执行运动体的运动估计的运动评估单元17，评估单元17具有间隔设置单元，该间隔设置单元基于以帧数为单位的所生成的多个超声图像的帧速率来可变地设置要比较的超声图像之间的间隔以用于运动评估。The

