

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5171610号
(P5171610)

(45) 発行日 平成25年3月27日(2013.3.27)

(24) 登録日 平成25年1月11日(2013.1.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-501627 (P2008-501627)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成18年12月25日(2006.12.25)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2006/325721		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02007/097108	(74) 代理人	100098017
(87) 国際公開日	平成19年8月30日(2007.8.30)		弁理士 吉岡 宏嗣
審査請求日	平成20年7月1日(2008.7.1)	(72) 発明者	吉川 秀樹
(31) 優先権主張番号	特願2006-44649 (P2006-44649)		東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
(32) 優先日	平成18年2月22日(2006.2.22)	(72) 発明者	東 隆
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
		(72) 発明者	林 達也
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
		審査官	五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象に対して超音波を送受信するための超音波探触子を含むユニットと、 $(n-1)$ 番目のフレームの二次元超音波画像である f_{n-1} を保持するための画像保持部と、前記検査対象の動きベクトルを計測するための少なくとも1つの領域を設定するための計測領域設定部と、前記 f_{n-1} と n 番目のフレームの二次元超音波画像である f_n とから前記検査対象の動きベクトルを計測するための動きベクトル計測部と、1番目のフレームの二次元超音波画像である f_1 から前記 f_{n-1} までの複数の二次元超音波画像を加算して累積加算画像を作成する加算画像作成部と、前記加算画像作成部で作成された前記累積加算画像を保持するための加算画像保持部と、前記動きベクトルに基づいて前記累積加算画像を補正するための画像補正部と、前記画像補正部で補正された前記累積加算画像と前記 f_n との少なくとも一方に重み係数を乗算して処理する重み付け部と、前記加算画像保持部に保持された前記累積加算画像を表示するための表示部とを有し、前記加算画像作成部は、前記重み付け部で処理された前記 f_n および前記累積加算画像を加算して新たな累積加算画像を作成して前記加算画像保持部に保持させ、

前記動きベクトル計測部は、最新に取得したフレームの二次元超音波画像 f_n とその1フレーム前の二次元超音波画像 f_{n-1} との間で動きベクトルを計測し、

前記画像補正部は、計測した動きベクトルに基づいて1フレーム前までの二次元超音波画像である前記 f_1 から前記 f_{n-1} までを用いて構成した前記累積加算画像を補正し、前記加算画像作成部は補正された前記累積加算画像と前記最新に取得したフレームの二次元超

10

20

音波画像を加算処理して新たな前記累積加算画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記計測領域設定部は前記 f_{n-1} 上に前記領域を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記加算画像作成部は、前記最新に取得したフレームの二次元超音波画像と補正された前記累積加算画像との双方に一定の重み付けを乗算して加算処理を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記重み付け部は最新に取得したフレームの二次元超音波画像と前記累積加算画像との双方の画像に一定の重み付け処理をし、前記加算画像作成部は重み付けされた前記双方の画像を加算処理して新たな前記累積加算画像を構成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記動きベクトルの計測精度を示す相関値に応じて、前記重み係数が自動的に調節されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記重み係数を変更するためのダイヤルをさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示部は前記ダイヤルによって変更された前記重み係数の値を表示することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記加算画像への重み係数を 0 にするための消去手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、スペckルノイズを低減し、高コントラスト超音波画像を表示する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、患部を非侵襲に実時間で撮像できるため、外来における初期診断や胎児診断、治療のモニタリングツールとして広く利用されている。近年ではポータブルタイプの超音波診断装置の開発も進み、病院内外問わず、患者の元に装置を持っていく救急処置も可能になっている。また、装置の小型に加えて、超音波診断装置は操作が容易であるため、患者宅と病院とのネットワーク整備を進めることにより、患者本人が装置を操作しながら画像を病院に転送し、遠隔的に診断するという在宅医療の形態も将来的に期待される。

【0003】

超音波画像は撮像時間が短く実時間画像表示が可能な反面、ノイズレベルに対する組織構造を示す信号強度 (S/N 比) が低く、画像の判別が困難な場合がある。したがって診断の精度向上や医者と患者の情報共有を進めるためには、より客観的な情報を示す判り易い画像表示技術が期待されている。

【0004】

超音波画像には、スペckルと呼ばれる斑点の模様があり、画像の判読を難しくする一つの要因となっている。このスペckルを軽減し、高画質の超音波画像を表示する技術として、空間コンパウンド法がある。超音波二次元画像 (B-mode 画像) 上のスペckルは、検査対象の内部に散在する微小散乱体からの反射信号が互いに干渉して生じる、空間的に

10

20

30

40

50

定在した信号であり、その空間周波数は検査対象の構造を示す信号に比べて低い。そのため、撮像面をスペックルの大きさと同程度にスライス方向に移動させると、画像上においてスペックルがランダムに変化する一方で、検査対象の構造には大きな変化が生じない。このようにスライス方向に僅かに異なる位置で取得した画像同士を加算処理すると、検査対象の構造からの信号は加算毎に強調されるのに対し、ランダムに変化するスペックルの信号は平滑化されていく。その結果、スペックルと構造とのS/N比が向上し、高いコントラストを呈した画像が構成される。

【 0 0 0 5 】

複数の画像を加算処理し、特定の情報を抽出する技術は複数報告されており、その中のいくつかを以下に説明する。

10

特許文献 1 の技術では、血流画像（CFM:Color Flow Mapping）を複数枚メモリに保持し、表示される全画像から加算処理に用いるフレームを術者が選択して除き、残った画像を加算処理して画像を構成している。

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 に記載の技術は、少量の造影剤投与で安定に効率よく造影剤からの信号を受信し、血管の分布を明瞭に画像化する技術に関するものである。血管情報を画像化するには血流内を流れる造影剤を超音波により圧壊させ、その際に生じる強い非線形信号を受信して画像を構成する。造影剤を圧壊させるには強い超音波強度が必要なため、送波信号の集束領域とそれ以外の領域とでS/Nが大きく異なり、造影剤画像の深さ方向にむらができる課題があった。この課題に対して、特許文献 2 に記載の技術は、送波信号の集束領域を深さ方向に多段階に変えてマルチショット画像群と呼ばれる複数の画像を構成し、それら画像を加算処理する。また、マルチショット画像群の各フレームの特定領域に重み付けをしてから加算処理する。

20

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特許第3447150号公報

【 0 0 0 8 】

【特許文献 2】特開第2002-209898号公報

【 0 0 0 9 】

複数枚の画像を加算もしくは減算処理して特定の情報を強調した画像を構成し、リアルタイムで表示するには、被検体の位置ずれ、処理時間の増大、メモリの増加といった問題が生じる。

30

【 0 0 1 0 】

特許文献 1 に記載の技術は、検査対象の位置ずれを考慮していないため動きを伴う検査対象への適用が困難であり、また加算処理に用いる画像を術者が選定するため、リアルタイム表示も困難である。特許文献 2 に記載の技術は、加算するフレーム全てを一旦メモリに保持しなければならない、表示する一枚の加算処理画像を構成するためには、加算処理に用いるフレーム数以上のメモリが必要である問題がある。

【発明の開示】

【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、スペックルを低減した高コントラスト超音波画像を表示する超音波診断装置を提供することにある。

40

【 0 0 1 2 】

本発明は時間変化する情報を抽出することを目的とする。本発明は、重み付けを累積加算画像に対して行い、それにより時間変化する情報の抽出量を術者が制御などして利用する。

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置では、取り込んだB-mode画像とその直前に取得したB-mode画像との間に生じる検査対象の動きベクトル（体動の情報）を計測し、計測した動きベクトルに基づく画像変形処理を行ないながら、重み係数を乗した画像の加算処理を行ない、検査対象の輪郭構造を強調した画像を表示する。

50

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の超音波診断装置の代表的な構成例について列挙する。

(1) 検査対象に対して照射する超音波を送受信するための超音波探触子と、受波信号から検査対象の断層像を示すB-mode画像を構成するための超音波画像構成ユニットと、1フレーム前のB-mode画像 f_{n-1} を保持するための画像保持部と、 f_{n-1} 画像上に検査対象の動きベクトルを計測するための少なくとも1つの領域を設定するための計測領域設定部と、 f_{n-1} と f_n の間に生じる検査対象の動きベクトルを計測するための動きベクトル計測部と、 f_1 から f_{n-1} を用いて構成される累積加算画像を作成する加算画像作成部と、前記動きベクトルの計測結果に基づいて、 f_1 から f_{n-1} を用いて構成される累積加算画像を変形(補正)させる画像変形(補正)部と、取得画像および累積加算画像との少なくともいずれかに重み係数を乗するための重み付け部と、累積画像と取得画像とを加算処理をするための画像加算部と、次に取り込まれる f_{n+1} への加算処理に用いるために前記画像加算部で構成した累積加算画像を保持するための加算画像保持部と、前記累積加算画像を表示するための表示部とを有する。以下、加算画像を変形させるとは、加算画像を動きベクトルに基づいて補正することを含むものとする。

10

(2) 前記(1)の超音波診断装置において、動きベクトルの計測は取得したB-mode画像 f_n とその1フレーム前のB-mode画像 f_{n-1} の間で行ない、加算処理は取得したB-mode画像 f_n を基準画像とし、

1フレーム前までのB-mode画像により構成された累積加算画像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ を変形させて行なうことを特徴とする。

20

(3) 前記(1)の超音波診断装置において、取得画像及び累積加算画像に重み係数を乗した加算処理を行ない、新たな加算画像を構成することを特徴とする。

(4) 前記(1)の超音波診断装置において、取得画像及び累積加算画像に乘される重み係数は術者が自由に変更できることを特徴とする。

(5) 前記(1)の超音波診断装置において、取得画像及び累積加算画像に乘される重み係数は、動きベクトルの計測の際に算出される相関値により自動的に調整され、例えば検査対象の動きが大きい場合には、取得画像に対する重み係数が0となることを特徴とする。

30

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、スペックルノイズを低減し、組織の輪郭構造を強調した高コントラスト画像の構成が可能であり、視認性の高い超音波画像を表示できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図1】本発明の実施例1の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】実施例1の超音波診断装置において、B-mode画像の取り込みから累積加算画像の表示に至る処理を説明するフローチャート。

【図3】実施例1の超音波診断装置において、動きベクトルの計測手法を説明する図。

【図4】実施例1の超音波診断装置において、取得画像と前フレームまでの累積加算画像とを用いて、新たな累積加算画像を構成するための画像処理を説明する図。

40

【図5】実施例1の超音波診断装置において、動きベクトルの計測を高速処理するための処理を説明するフローチャート。

【図6】実施例1の超音波診断装置において、動きベクトルの計測手法を説明する図。

【図7】実施例1の超音波診断装置において、累積加算画像を構成する各フレームの重み係数を示す図。

【図8】実施例1の超音波診断装置において、重み係数(α , β)を調節するためのダイヤルを備えた探触子または超音波診断機の例を示す図。

【図9】実施例1の超音波診断装置において、重み係数(α , β)の調節機能とリフレッシュ機能とを備えたダイヤル兼ボタンを備えた探触子または超音波診断機の例を示す図。

50

【図 10】実施例 1 の超音波診断装置において、B-mode 画像と加算画像とを並べて表示するパイプライン表示の形態の一例を示す図。

【図 11】実施例 2 の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 12】実施例 3 の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 13】実施例 3 の超音波診断装置において、5 枚の画像で構成されるユニット画像を説明する図。

【図 14】実施例 3 の超音波診断装置において、5 枚のユニット画像および 1 枚の画像に対する重み係数を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

10

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

【実施例 1】

【0018】

図 1 は、本発明の一実施例になる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0019】

本実施例の超音波診断装置では、検査対象への超音波送受信により超音波二次元画像（以下、B-mode 画像）を構成し、前記 B-mode 画像上に検査対象の動きベクトルを計測するための領域を設定し、取り込んだ B-mode 画像とその 1 フレーム前の画像間に生じる動きベクトルを前記計測領域毎に計測し、前記動きベクトルに基づいて累積加算画像を変形（補正）し、前記累積加算画像に重み係数を乗して取り込んだ B-mode 画像に加算し、新たな累積加算画像を構成して実時間で表示部に表示する。

20

【0020】

まず、超音波画像構成ユニットにおける B-mode 画像の構成から、位置補正を加えた画像加算処理を行なった加算画像の表示に至るまでの装置構成について、図 1 のブロック図を用いて説明する。

【0021】

超音波探触子（以下、探触子）2 は複数の圧電素子が平行に並べられた構造をもつ。送信ビームフォーマ 3 から D/A 変換器 4 を経由して、各圧電素子にアナログ送波信号が送られ、検査対象 1 に向けて超音波を照射する。各圧電素子から送信される超音波は、送信ビームフォーマ 3 によって電子的に遅延が掛けられており、所定の深度で集束する。送波信号は、検査対象 1 内で反射され、再び探触子の各圧電素子で受信される。各圧電素子で受信した反射エコーは、TGC（Time Gain Control）部 5 で、送波の到達深度によって変わる減衰分を補正された後、A/D 変換器 6 でデジタル信号に変換され、受信ビームフォーマ 7 に送られる。

30

【0022】

受信ビームフォーマ 7 では、焦点位置から各圧電素子までの距離に応じた遅延時間を掛けて加算結果が出力される。この集束超音波を二次元走査させることで、検査対象 1 の二次元的な反射エコー分布が得られる。受信ビームフォーマ 7 からは実部と虚部に分けられた RF 信号が出力され、包絡線検波部 8 と計測領域設定部 11 に送られる。包絡線検波部 8 に送られた信号は、ビデオ信号に変換された後、スキャンコンバータ 9 で走査線間の補間が加えられ、二次元画像データである B-mode 画像が構成される。

40

【0023】

構成された B-mode 画像は動きベクトル計測部 10 に送られる。ここで、画像保持部 11 に動きベクトル計測部 10 に取り込まれた B-mode 画像よりも 1 フレーム前の B-mode 画像が保持されている。構成された B-mode 画像が 1 フレーム目である場合は、動きベクトル計測部 10 では処理されずに通過して画像保持部 11 に入力される。画像保持部 11 に保持されている B-mode 画像は、計測領域設定部 12 において動きベクトルを計測するための計測領域が、構造に応じた最適な大きさに設定される。計測領域が設定された B-mode 画像は、動きベクトル計測部 10 に送られる。動きベクトル計測部 10 では、計測領域設定部 12 からの B-mode 画像とスキャンコンバータ 9 から送られる B-mode 画像とを用いて、前記計測

50

領域内の動きベクトルが計測される。動きベクトルの計測手法は、相互相関演算または最小二乗法である。画像変形部 13 では、前記動きベクトル計測部 10 で計測された動きベクトルに基づいて、加算画像保持部 14 から読み出された累積加算画像が変形される。重み付け部 16 では取得画像および累積加算画像に重み係数が乗され、画像加算部 13 にて取得画像と累積加算画像とが加算される。画像加算部 13 で構成された累積加算画像は加算画像保持部 14 に一旦格納された後、表示部 15 にて表示される。加算画像保持部 14 に格納された累積加算画像は、次の加算処理の際に重み付け部 16 を経て画像加算部 13 に送られる。

【0024】

次に、図 2 のフローチャートに従って、B-mode 画像の取得から累積加算画像の表示に至るまでの工程の詳細を説明する。また、図 4 は画像処理の流れを示すブロック図である。

【0025】

まず、工程 1 で B-mode 画像 f_n を構成する。 f_n が最初の画像 ($n=1$) の時は、 f_n は画像保持部 11 に格納され (工程 2)、次の B-mode 画像が取り込まれる (図 4-41)。 $f_n (n>1)$ が動きベクトル計測部に送られるのと同時に、画像保存部 11 に格納されている 1 フレーム前の画像 f_{n-1} が読み込まれ (工程 3)、動きベクトルを計測するための領域が設定される (工程 4)。続いて、 f_n 及び f_{n-1} を用いて、両画像間に生じた動きベクトルが、設定した計測領域毎に計測される (工程 5、図 4-42)。

次に、加算画像保持部 14 から $(n-1)$ フレームまでの累積加算画像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ が読み込まれ、

工程 5 で計測された動きベクトルに基づいて変形処理が為される (工程 9、図 4-43)。変形処理が為された累積加算画像は一定の重み係数を乗する重み付け処理をする (工程 10)。

変形処理及び重み付け処理が為された累積加算画像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ は、

画像加算部 13 にて f_n を基準にした加算処理が為される (工程 6、図 4-44)。

構成された新たな累積加算画像 $\sum_{i=1}^n f_i$ は、

加算画像保持部 14 に格納された後 (工程 7)、表示部 15 に表示される (工程 8)。

【0026】

工程 4 の計測領域の設定手法について図 3 を用いて説明する。

本発明では、B-mode 画像 (f_{n-1}) 25 に計測領域 24 を複数個設定し、各計測領域において、最も整合が取れる領域を、取得した B-mode 画像 (f_n) 21 から相互相関演算または最小二乗法により探索する。一つ一つの計測領域内での動きは変形を伴わない剛体運動と見なし、各計測領域で求めた個々の動きベクトルを組み合わせることで、変形を含む検査対象全体の動きを計測する。計測領域を B-mode 画像 (f_{n-1}) 25 に設定するのは、後に説明する重み係数を用いた加算処理に用いる領域を、一定にするためである。重み係数は加算画像に対して大きく設定される。一方、計測領域を取得画像 (f_n) 21 に設定すると、加算画像から抽出される領域が、加算領域とスペックルを含む非加算領域を含む。そのため、この領域を加算処理すると、重み係数によってスペックルが強調され、アーチファクトとなってしまう。

【0027】

計測に用いる信号成分は、大別して検査対象の輪郭構造や組織間の境界といった低周波成分と、検査対象に散在する微小散乱体により散乱した超音波が互いに干渉してなる高周波成分のスペックルがある。本発明では、両者を区別せず、画像全体に計測領域を設定し

10

20

30

40

50

て移動量を計算する。B-mode画像を用いて画像間に生じる動きを計測する上で、高周波成分であるスペックルは、動きベクトルの計測精度を向上させるだけでなく、特徴的な構造を持たない組織の実質部位における動きの計測を可能にさせる。計測領域の大きさは、B-mode画像の最小構成要素であるスペックルよりも大きい必要があり、スペックルサイズの約2倍から3倍の大きさに設定する。肝臓や腎臓の腹部組織では、約 $5 \times 5 \text{ mm}^2$ の計測領域を設定する。

【0028】

計測領域の設定に関しては、組織の部分毎に異なる大きさの計測領域を設定する手法も考えられる。動きベクトルの計測分解能を高くするには、計測領域を小さくする必要があるが、その場合は必然的に領域数が多くなり、計測に要する処理時間が長くなる。したがって、組織の輪郭といった特徴的な構造を含む計測領域は、他の領域と区別して当該領域内の空間周波数に応じて大きく設定する。例えば、図3の中で、肝臓組織22、肝臓組織内の血管構造23を含む画像25の中に計測領域を設定する場合、血管構造を含む計測領域26の大きさは、特徴的な構造物を含まない周囲の計測領域24より大きく設定する。また、組織の境界を含む計測領域や変形が大きい計測領域では、周辺の領域よりも相関値が低く、組織の動きベクトルの計測が困難になる。したがって、相関値が低い計測領域では、計測領域をスペックルサイズの2倍を越えない程度に小さく再設定する手法も考えられる。

【0029】

次に、工程5及び工程6の動きベクトルの計測から画像加算処理に関する具体的な手法について、図5及び図6を用いて説明する。動きベクトルの計測は、取り込んだ画像 f_n と1フレーム前の画像 f_{n-1} を用いて行なう。動きベクトルの計測に関する処理の流れを、図5に示すフローチャートを用いて説明する。まず、画像 f_{n-1} に動きベクトルを計測するための計測領域を、前述した手法を用いて設定する(工程1)。実際には画面全体を覆う形で複数の計測領域が設定されるが、ここではその中の一つの計測領域51に着目し、その大きさを (i, j) とする。次に、計測領域 $f_{n-1}' 51$ と最も整合する領域を探索するための探索領域 $f_n' 52$ を f_n 上に設定する(工程2)。探索領域 $f_n' 52$ の大きさは検査対象の動く速さとフレームレートを考慮して可能な限り小さく設定する。フレームレート20-30(frames/sec)で、呼吸の影響を受ける肝臓の場合、計測領域 $f_{n-1}' 51$ を中心に周囲10ピクセル広い領域 $(i+20, j+20)$ の設定で動きベクトルの計測が可能である。次に、計測領域 $f_{n-1}' 51$ 及び探索領域 $f_n' 52$ に対してLow-Pass Filterを適用し(工程3)、1ピクセル間隔で画素を間引くデシメーション処理を行なう(工程4)。Low-Pass Filter処理は、その後に続くデシメーション処理による画素間のエイリアシングを抑制するための処理であり、デシメーション処理により領域探索に要する処理時間を約4倍の短縮が可能である。デシメーション処理の具体的な方法について図6を用いて説明する。デシメーション処理後の探索領域 $f_n' 55$ 内で、同じくデシメーション処理後の計測領域 $f_{n-1}' 54$ を1ピクセルずつ走査させ、以下の(式1)または(式2)で定義される相関値 c が最小値となる位置を探索し、動きベクトル $V 57$ を計測する(工程5)。

$$c = \sum_{k=1}^{20} \sum_{l=1}^{20} \left[\{f_n'(k, l) - f_{n-1}'(k, l)\}^2 \right] \quad (\text{式 1})$$

$$c = \sum_{k=1}^{20} \sum_{l=1}^{20} \left[|f_n'(k, l) - f_{n-1}'(k, l)| \right] \quad (\text{式 2})$$

【0030】

なお、(式2)の $||$ は絶対値を表す。デシメーション処理後の画像を用いた動きベクト

10

20

30

40

50

ルの計測には、 ± 1 ピクセル分の誤差が伴う。この誤差を解消するため、計測領域 5 1 を最初の位置から動きベクトルV5 7だけ移動させた計測領域 5 6と、その位置の周囲 1 - 2ピクセル広い領域をもつ探索領域 5 5を、画像 f_n 及び f_{n-1} から各々再設定する(工程 6)。再設定した計測領域 5 6及び探索領域 5 5を用いて、工程 5と同様の手法により動きベクトルV2を再計測する(工程 7)。以上の処理により、結果的に加算処理の際に補正すべき動きベクトルは、動きベクトルV5 7を用いて $((2 \times V) + V2)$ となる。

【 0 0 3 1 】

加算処理は、取得画像に対して、その 1 フレーム前までの画像を用いて構成された累積加算画像を変形させて加算する処理である。加算処理の際に基準となるのは取得画像であるため、

累積加算画像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ と画像 f_{n-1} の組織の位置関係は同じになる。

動きベクトルの計測が終わると、 $(n-1)$ フレームまでの

累積加算画像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ が加算画像保持部 1 4 から重み付け部 1 6 に読み込まれて

重み係数が乗された後、画像加算部 1 3 に入力され、動きベクトル計測部で計測された動きベクトル $((2 \times V) + V2)$ を用いた変形処理がなされる。

変形処理が為された累積加算画像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ に対しての重み付けは、

(α, β) の重み係数を用いた(式 3)に示す処理形式でなされ、新たな累積加算画像が構成される。

$$\sum_{i=1}^n f_i = \alpha \sum_{i=1}^{n-1} f_i + \beta f_n \quad (\alpha + \beta = 1) \quad (\text{式 3})$$

【 0 0 3 2 】

(式 3)を展開し、累積加算画像を構成する各フレームの係数を示すと(式 4)になる。

$$\sum_{i=1}^n f_i = \alpha^{n-1} f_1 + \alpha^{n-2} \beta f_2 + \dots + \alpha \beta f_{n-1} + \beta f_n \quad (\text{式 4})$$

【 0 0 3 3 】

(式 4)に従って求まる各フレームの重み係数は加算効果を判断する上で重要なパラメータとなる。 $(\alpha, \beta) = (0.95, 0.05), (0.90, 0.1), (0.85, 0.15), (0.8, 0.2)$ 、 $n=80$ の時の各フレームの重み係数を図 7 に示す。 α 値が小さい場合には(例えば $\alpha=0.80$)、重み係数は70 - 80フレームにかけて急速に大きくなるため、輪郭強調やスペクル除去といった加算効果は低い。しかし、70フレーム以前のフレームに関しては重み係数は非常に低いため、過去に生じた計測誤差の残存は少なくなる。一方、 α 値が大きい場合は(例えば $\alpha=0.95$)、 α 値が小さい場合に比べてグラフは水平に近づき、各フレームの重み係数は同等になる。多くのフレームが累積加算画像に影響を与えるため、加算効果は大きい、過去の 1 フレームで生じた計測誤差が後の累積加算画像に残存することになる。最適な輪郭強調やスペクル除去の程度は術者又は検査対象によって異なる。したがって、 (α, β) は初期値を $(\alpha, \beta) = (0.85, 0.15)$ として、術者が自由に変更できるようになっている。この初期値は術者が自由に変更できる。操作中の α 値の変更の仕方は、

10

20

30

40

50

図 8 に示すように、探触子 8 1 に付属するダイヤル 8 2 または診断機 8 3 に設置されたダイヤル 8 4 を回転させる方法が考えられる。その際、診断機の画面上には、その時の α 値が表示される。なお、上記重み係数は、累積加算画像及び取得画像の双方に重み係数を乗して加算効果を調節することを目的としており、(式 3) に示す形に限定されるものではなく、重み係数の数や乗数を係数として用いるといった様々な係数の形を含む。

【0034】

累積加算画像に対する重みを制御し、誤差の残存を制御する方法は、いくつか考えられる。第一の方法は、術者が手動でダイヤルを調整する方法である。関心領域を探索するために探触子を大きく動かす際には、 α 値を低く設定して通常の B-mode 画像に近い画像を表示し、関心領域を精査する時に α 値を高くする。また、誤差の残存を消去したい時も、一時的に α 値を低くすることで計測誤差によるアーチファクトを低減させることができる。第二の方法は、計測する動きベクトルの大きさに応じて自動的に α 値を制御する方法である。(式 1)、(式 2) の c が予め設定する閾値よりも大きい場合には、自動的に α が低くなり誤差の残存が低減される。つまり第一の方法を自動化した方法である。第三の方法は診断機または探触子に、加算画像をメモリから消去させ、再度 1 フレーム目から加算処理を行なうためのリフレッシュボタン(消去ボタン)を設ける方法である。これにより術者は任意に誤差の残存を 0 にすることができる。リフレッシュボタンが押されると、加算処理の際に $\alpha=0$ が入力される。リフレッシュボタンは図 8 に示す α 値を変更するためのダイヤルと別に設けても良いが、装置の複雑化や利便性を考えると、図 9 に示すように α 値を変更するために探触子 8 1 または診断機 8 3 に備えられたダイヤル 9 1 またはダイヤル 9 2 を押し込むことで画像がリフレッシュされる形態が最も操作しやすい。リフレッシュボタンにより 1 フレーム目から加算処理をすると、スペックルが急に顕著になり、術者によっては観察しにくいことも考えられる。したがって、リフレッシュボタンによる α 値は、術者が自由に設定できるものとする。

【0035】

画像の表示形態は、加算画像を画面全体に表示する形態の他に、図 10 に示すように B-mode 画像 10 1 と加算画像 10 2 を並べて表示するバイプレーン表示も可能である。また、上記実施例の説明では超音波画像として B-mode 画像を用いたが、実施例 1 に記す超音波診断機は用いる画像を特定せず、高調波成分を選択的に画像化した THI (Tissue Harmonic Image) 画像や血流を画像化した CFM (Color Flow Mapping) 画像を用いてもよい。

【実施例 2】

【0036】

本発明の第二の実施例について説明する。第二の実施例は、第一の実施例に示す動き計測及び加算処理をしている際に、別のメモリで一定枚数で構成される加算画像を構成し、術者がリフレッシュ機能を使用した時に、一定枚数の加算状態から累積加算画像の表示が可能な特徴を持つ。

【0037】

装置構成を図 11 に示すブロック図を用いて説明する。B-mode 画像の構成、動きベクトルの計測、画像の加算処理といった加算画像の構成に至る処理は実施例 1 と同じである。第二の実施例では、図 1 に示した第一の実施例の装置構成に加えて、リフレッシュ用画像保持部 17、動きベクトル保持部 18、画像減算部 19、リフレッシュ用加算画像保持部 20 を有している。

【0038】

リフレッシュ用加算画像を構成するフレーム数は搭載可能なメモリ数によるが、ここでは 5 枚を例として説明する。

【0039】

実施例 1 と同様に画像保持部 11 には、取り込まれた最新の画像よりも 1 フレーム前の画像が動きベクトル計測用として保持されているが、実施例 2 では、さらに 2 フレームから 5 フレーム前の計 4 枚の画像がリフレッシュ用画像保持部 17 に記憶されている。

【0040】

画像の取り込みが開始され、動きベクトルの計測及び加算処理が進み、

画像加算部 13 にて 5 フレームの累積加算画像 $\sum_{i=1}^5 f_i$ が構成されると、

画像減算部 19 を素通りしてリフレッシュ用加算画像保持部 20 に記憶される。尚、動きベクトル計測部 10 で計測される各画像の動きベクトル計測結果は、動きベクトル保持部 18 に記憶されている。また、この段階で B-mode 画像メモリに格納されている画像データは、画像保持部 11 には f_5 、リフレッシュ用画像保持部 17 には f_4 、 f_3 、 f_2 、 f_1 が格納されている。

【0041】

次に、新たに画像 f_6 が動きベクトル計測部 10 を経て画像加算部 13 に取り込まれ、

累積加算画像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ が構成されると、前記累積加算画像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ は

加算画像保持部 14 に記憶されると同時に、画像減算部 19 に入力される。この時、リフレッシュ用画像保持部 17 では画像保持部 11 から画像 f_5 が入力されると同時に、画像 f_1 を画像減算部 19 に出力する。画像減算部 19 では、

加算画像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ から画像 f_1 を差し引く減算処理がなされる。

減算するのは画像 f_1 そのものではなく、画像 f_1 が加算処理されてから画像 f_6 が加算されるまでに、画像 f_1 に対してなされた変形処理を含めた画像 f_1 の情報である。動きベクトル保持部 18 に記憶されているのは、画像間に生じた位置ずれの情報であるため、これらを加算すると特定の画像に対してなされた変形の履歴となる。したがって、画像 f_2 から画像 f_6 に対して動きベクトル計測部 10 で計測された動きベクトルを全て加算し、その加算結果に基づいて画像 f_1 を変形させると、

加算画像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ に含まれる画像 f_1 の状態が構成される。

変形画像 f_1 を累積加算画像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ から減算すると、

2 フレームから 6 フレームの計 5 枚で構成されるリフレッシュ用の

加算画像 $\sum_{i=2}^6 f_i$ が構成される。加算画像 $\sum_{i=2}^6 f_i$ はリフレッシュ用加算画像保持部 20

に記憶される。次の過程で減算処理されるのは画像 f_2 であるため、画像 f_1 と画像 f_2 の間で求めた動きベクトルは動きベクトル保持部 18 から消去される。

【0042】

以上の工程により、リフレッシュ用加算画像保持部 20 には、常に取得画像から 5 フレームの加算画像が保持されている。そしてリフレッシュ機能が作動すると、加算画像保持部 14 に保持されている累積加算画像の代わりにリフレッシュ用加算画像が表示部 15 に表示され、新たな累積加算画像として加算画像保持部 14 に保持される。

【実施例 3】

【0043】

本発明の第三の実施例について説明する。第三の実施例は、取り込んだ画像を累積加算してなる加算画像を複数のユニットに分割してユニット画像を構成し、各ユニット画像に対して重み係数を付けることで、加算効果が高かつ誤差の残存が低い加算画像を表示す

10

20

30

40

50

ることを特徴とする。

【 0 0 4 4 】

装置構成を図 1 2 に示す。術者が予め設定する加算枚数を 3 0 枚、ユニットを構成する画像枚数を 5 枚として、以下に処理工程について説明する。

【 0 0 4 5 】

超音波画像構成ユニットから入力された画像 f_n 、及びその 1 フレーム前の画像 f_{n-1} を用いて動きベクトルを計測する工程は実施例 1 及び実施例 2 に記載の工程と同じである。但し、実施例 3 においては、画像加算部 1 3 で 5 枚分の加算画像が構成されると、ユニット画像としてユニット画像保持部 2 0 3 に記憶される。つまり、例えば 2 6 フレーム目の画像 f_{26} の加算処理を終えた時点では、ユニット画像保持部 2 0 3 には、

$$\sum_{i=1}^5 f_i, \sum_{i=6}^{10} f_i, \sum_{i=11}^{15} f_i, \sum_{i=16}^{20} f_i, \sum_{i=21}^{25} f_i \text{ の計 5 枚のユニット画像が}$$

保持されている (図 1 3) 。

【 0 0 4 6 】

画像 f_{26} が画像加算部 1 3 に入力されると、ユニット画像保持部 2 0 3 に記憶されている 5 枚のユニット画像は画像変形部 2 0 4 に取り込まれ、動きベクトル計測部 1 0 で計測された動きベクトルに基づく変形処理がなされる。変形処理がなされた画像は重み付け部 1 6 に入力され、取得画像 f_{26} と共に重み係数が乗され、画像加算部 1 3 にて (式 5) に示す加算処理が行われる。加算処理は 5 枚のユニット画像及び取り込まれた f_{26} の各々に所定の重み係数を乗して行なわれる。例えば、加算画像に対する各ユニット画像の重み係数の分布は図 1 4 のグラフになる。

$$\sum_{i=1}^{26} f_i = \alpha \sum_{i=1}^5 f_i + \beta \sum_{i=6}^{10} f_i + \gamma \sum_{i=11}^{15} f_i + \delta \sum_{i=16}^{20} f_i + \varepsilon \sum_{i=21}^{25} f_i + \zeta f_{26} \quad (\alpha + \beta + \gamma + \delta + \varepsilon + \zeta = 1)$$

(式 5)

【 0 0 4 7 】

3 1 フレーム目の画像 f_{31} が取り込まれると、

新たに構成されるユニット画像 $\sum_{i=26}^{30} f_i$ がユニット画像保持部 2 0 3 に記憶

されると共に、既存のユニット画像 $\sum_{i=1}^5 f_i$ は消去され、

次の加算処理はユニット画像 $\sum_{i=6}^{10} f_i$ からなされる。

加算処理に用いられた各ユニット画像は、画像加算部 1 3 にて変形処理がなされた状態で再びユニット画像保持部 2 0 3 に記憶される。

【 0 0 4 8 】

以上に説明したように、各ユニットに重み係数を乗することにより、加算効果を維持したまま、誤差の残存を自動的に低減することができる。また、動きベクトルの計測結果に応じて、例えば計測誤差が大きなユニットに対する重み係数を低くするなど、特定のユニットに対する重み係数を自動的に制御することも可能である。

【 0 0 4 9 】

実施例の説明では加算枚数を 3 0 枚、ユニットを構成する画像枚数を 5 枚として説明したが、実施例 1 に記したように検査対象の動きの大きさに応じて重み係数を調整することで、加算効果や誤差の残存を自由に制御することができる。また、ユニットを構成する画

10

20

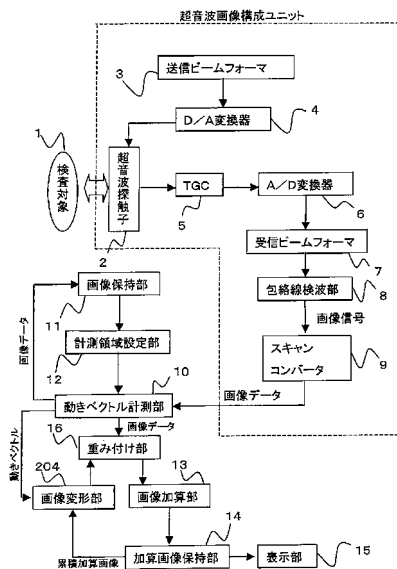
30

40

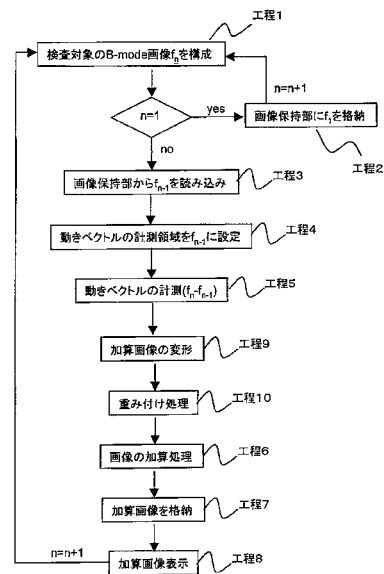
50

像枚数を少なくすることで、重み係数をフレーム単位で制御することが可能になり、加算効果をより自由に制御できるだけでなく、誤差が大きい特定のフレームを加算処理から外すことも可能になる。

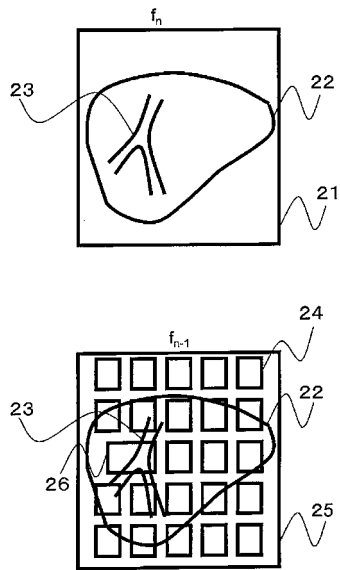
【圖 1】



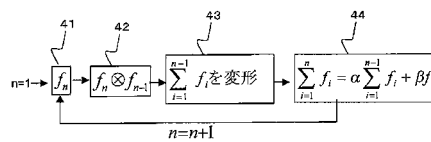
【圖 2】



【図 3】



【図 4】



少ないメモリでかつ高速に加算画像を表示する技術。

・特徴

動きベクトルの計測は、二枚のフレーム間で行なう。

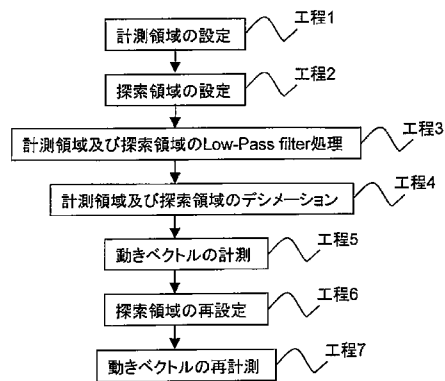
動きベクトルの計測結果を基にして加算画像を変形させる。

重み係数の設定。

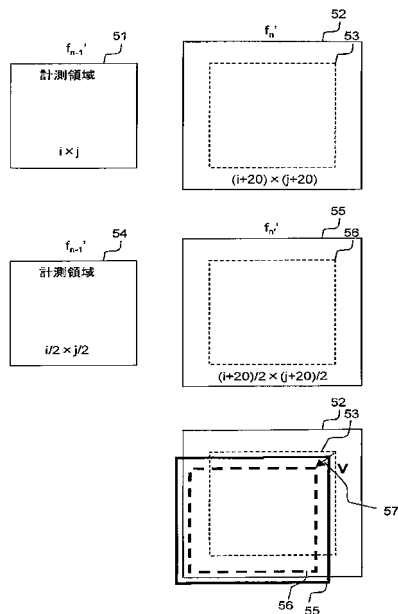
・効果

重み付けによって、一定のフレーム以前のアーチファクトを自動的に除去する。

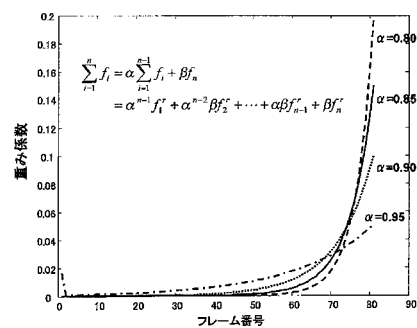
【図 5】



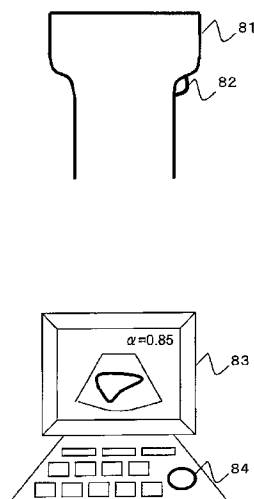
【図 6】



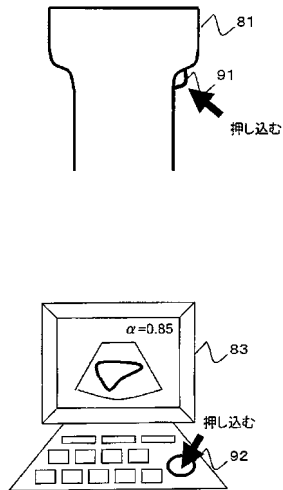
【図 7】



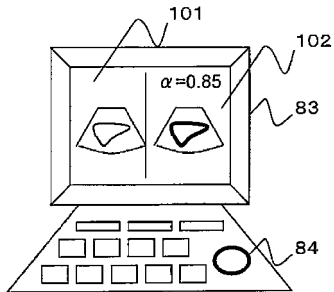
【図 8】



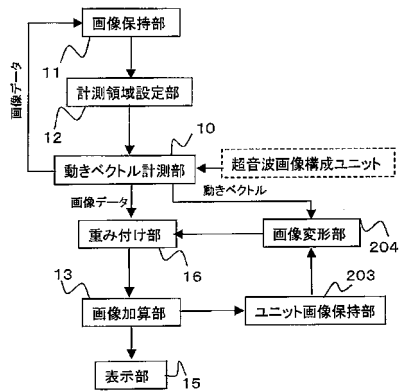
【図 9】



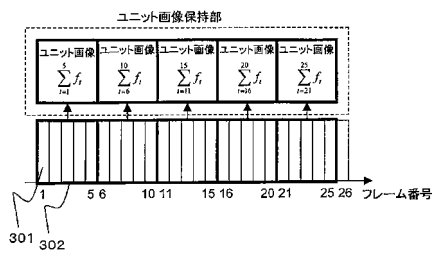
【図 10】



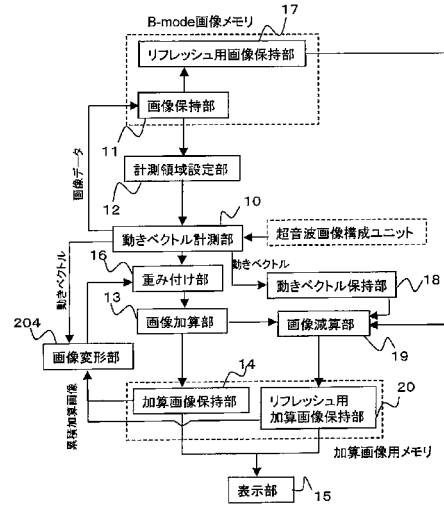
【図 12】



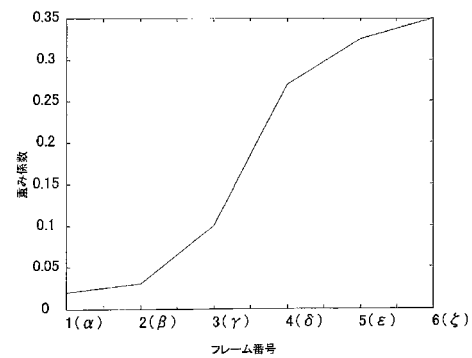
【図 13】



【図 11】



【図 14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 5 - 2 2 0 1 3 8 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 5 / 0 2 0 8 2 1 (W O , A 1)
特開平 1 0 - 0 7 5 9 4 9 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 2 5 6 8 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 0 9 8 9 8 (J P , A)
特許第 3 4 4 7 1 5 0 (J P , B 2)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5171610B2	公开(公告)日	2013-03-27
申请号	JP2008501627	申请日	2006-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	吉川 秀樹 東 隆 林 達也		
发明人	吉川 秀樹 東 隆 林 達也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/7475 A61B8/463 A61B8/5276 G01S7/52074 G01S7/52077 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	2006044649 2006-02-22 JP		
其他公开文献	JPWO2007097108A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其显示高对比度超声波图像，其中强调了被检查对象的轮廓结构。也就是说，使用捕获的超声图像测量在用于相加处理的图像之间生成的对象的运动矢量，对累积相加图像执行基于测量结果的变形处理，以及获取的图像和累积相加图像。乘以加权因子以执行加法处理。

5。デシメーション処理の具体的な方法について図6を用いて説明
処理後の探索領域 f_n' 5 5 内で、同じくデシメーション処理後の計測
7セルずつ走査させ、以下の(式1)または(式2)で定義される
5位置を探索し、動きベクトル V_{57} を計測する(工程5)。

$$E = \sum_{k=1}^{20} \sum_{l=1}^{20} \left[\{f_n'(k,l) - f_{n-1}'(k,l)\}^2 \right] \quad (\text{式1})$$

$$C = \sum_{k=1}^{20} \sum_{l=1}^{20} [|f_n'(k,l) - f_{n-1}'(k,l)|] \quad (\text{式2})$$

【030】

3、(式2)の $||$ は絶対値を表す。デシメーション処理後の画像