

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5956375号  
(P5956375)

(45) 発行日 平成28年7月27日(2016.7.27)

(24) 登録日 平成28年6月24日(2016.6.24)

(51) Int.Cl. F1  
A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/14

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2013-71825 (P2013-71825)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成25年3月29日 (2013.3.29)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-195512 (P2014-195512A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年10月16日 (2014.10.16)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成27年4月2日 (2015.4.2)		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	野口 雅史
			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

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】

超音波探触子から被検体内の対象に向けて超音波ビームの送受信を行い、前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて超音波画像を順次生成すると共に生成された所定の画像フレームに対して過去の画像フレームに基づく画像処理を施す超音波診断装置であって、

前記受信信号に基づいて超音波画像をフレーム毎に順次生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成された所定の画像フレームの輝度値から過去の画像フレームの輝度値を差し引いて画素毎に輝度値の差分を算出し、前記輝度値の差分に応じて前記過去の画像フレームに対する前記所定の画像フレームの重みをそれぞれ設定して、前記所定の画像フレームと前記過去の画像フレームを重み付け加算するフレーム関連処理部とを備え、

前記フレーム関連処理部は、前記輝度値の差分が予め定められた負の閾値より小さくなるほど、または、前記輝度値の差分が予め定められた正の閾値より大きくなるほど前記所定の画像フレームの重みが大きくなるように、前記負の閾値より小さな領域と前記正の閾値より大きな領域において前記所定の画像フレームの重みを直線的に変化させ、且つ、その変化の傾きの絶対値を前記負の閾値より小さな領域と前記正の閾値より大きな領域において互いに同じ値とし、

前記負の閾値の絶対値が前記正の閾値の絶対値と比較して小さいことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記フレーム相関処理部は、前記正の閾値より大きな領域において、前記過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制しつつ同一対象の輝度値を均一に保つように、前記所定の画像フレームの重みを変化させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記フレーム相関処理部は、前記負の閾値より小さな領域において、前記過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制するように、前記所定の画像フレームの重みを変化させる請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記フレーム相関処理部は、前記正の閾値と前記負の閾値の間の領域において、前記所定の画像フレームの重みを、ノイズを抑制するような値で一定に保つ請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記過去の画像フレームは、前記所定の画像フレームとフレーム相関処理する前段階において、前記過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム相関処理が施された画像フレームである請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記過去の画像フレームは、前記所定の画像フレームとフレーム相関処理する前段階において、前記過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム相関処理が施されていない画像フレームである請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記過去の画像フレームは、前記所定の画像フレームとフレーム相関処理する前段階において、前記過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム相関処理が施された画像フレームと、前記過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム相関処理が施されていない画像フレームとを含む請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波診断装置に係り、特に、超音波画像にフレーム相関処理を施す超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。通常、この種の超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを超音波探触子で受信して、その受信信号を電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

**【0003】**

一般に、超音波画像を生成する際には、ノイズを低減すると共に画像を滑らかにするために、フレーム相関処理が行われている。例えば、IIRフィルタ (Infinite Impulse Response Filter) や FIRフィルタ (Finite Impulse Response Filter) などを用いて、現在の画像フレームに対して過去の画像フレームを重み付け加算することによりフレーム相関処理が行われる。

ここで、超音波画像の画像フレーム間で対象が変位している場合、例えば、操作者が超音波探触子を移動させている場合や、心臓などの動きを有する対象を観察する場合には、現在の画像フレームと過去の画像フレームとの間で対象が異なる位置に存在するため、フレーム相関処理を施した超音波画像にブレが生じるといった問題があった。図 7 に、画像フレーム間で対象が変位している超音波画像にフレーム相関処理を施した一例を示す。このように、超音波画像の全体にブレが生じ、特に、血管内腔 S などの低輝度な組織では、

10

20

30

40

50

過去の画像フレームにおいて血管壁Wなどの高輝度な組織が存在していた部分Pにブレが顕著に表れてしまう。

【0004】

そこで、例えば、特許文献1には、画像フレーム間における対象の変位に起因したブレを抑制しつつフレーム相関処理を行う超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置では、図8に示すように、現在の画像フレームと過去の画像フレームとの輝度値の差Iを画素毎に算出し、その輝度値の差Iの絶対値が予め定められた閾値Tよりも大きい部分については、画像フレーム間における対象の変位に起因した輝度の変化であると判断して、現在の画像フレームの重み $w$ を急激に正側に大きく変化させる。一方、輝度値の差Iの絶対値が閾値Tよりも小さい部分については、ノイズに起因した輝度値の変化であると判断して、過去の画像フレームに基づいた通常の平滑化処理が施される。これにより、過去の画像フレームとの間で対象の変位が生じている部分には現在の画像フレームの輝度を大きく反映させると共に、ノイズが生じている部分には過去の画像フレームとの間で平滑化処理が施されるため、図9に示すように、超音波画像のブレを抑制しつつノイズが除去された超音波画像を生成することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2002-34984号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、画像フレーム間の輝度値の差Iにおいて正負の符号が考慮されていないため、図9のように血管壁Wの周囲に血管壁Wと同等の輝度値を有する甲状腺Gなどの組織が存在する場合に、輝度値の差Iが負になる部分については明瞭な超音波画像を生成することができるものの、輝度値の差Iが正になる部分において輝度が不均一になる部分Rが生じてしまうといった問題があった。

【0007】

すなわち、血管壁Wや甲状腺Gが存在していた位置に血管内腔Sが移動した場合（輝度値の差Iが負になる場合）には、輝度値の差Iの絶対値はいずれも閾値Tより大きくなるため、フレーム相関処理では現在の画像フレームにおける血管内腔Sの輝度が一様に大きく反映される。これにより、血管内腔Sにおける画像のブレを抑制することができる。

一方、図10に示すように、血管内腔Sと甲状腺Gの両者が存在していた部分にわたって血管壁Wが移動した場合（輝度値の差Iが正になる場合）には、血管壁Wと血管内腔Sとの輝度値の差は大きいのに対し、血管壁Wと甲状腺Gとの輝度値の差は小さいため、血管壁Wの輝度値との差分を算出すると、輝度値の差Iの絶対値が閾値Tより大きい部分Waと閾値Tより小さい部分Wbがそれぞれ表れることになる。このため、血管内腔Sが位置していた部分Waについては現在の画像フレームにおける血管壁Wの輝度が大きく反映されるのに対し、甲状腺Gが位置していた部分Wbについては過去の画像フレームとの間で平滑化処理が施されるため、フレーム相関処理後の超音波画像には、血管壁Wの輝度値が不均一な部分R、いわゆるぎらつきが発生してしまう。

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、超音波画像のブレを抑制しつつ同一組織の輝度値をほぼ均一に保つことができる超音波診断装置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】

【0009】

この発明に係る超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内の対象に向けて超音波ビームの送受信を行い、超音波探触子から出力される受信信号に基づいて超音波画像を順次

10

20

30

40

50

生成すると共に生成された所定の画像フレームに対して過去の画像フレームに基づく画像処理を施す超音波診断装置であって、受信信号に基づいて超音波画像をフレーム毎に順次生成する画像生成部と、画像生成部で生成された所定の画像フレームの輝度値から過去の画像フレームの輝度値を差し引いて画素毎に輝度値の差分を算出し、輝度値の差分に応じて過去の画像フレームに対する所定の画像フレームの重みをそれぞれ設定して、所定の画像フレームと過去の画像フレームを重み付け加算するフレーム関連処理部とを備え、フレーム関連処理部は、輝度値の差分が予め定められた負の閾値より小さくなるほど、または、輝度値の差分が予め定められた正の閾値より大きくなるほど所定の画像フレームの重みが大きくなるように、負の閾値より小さな領域と正の閾値より大きな領域において所定の画像フレームの重みを直線的に変化させ、且つ、その変化の傾きの絶対値を負の閾値より小さな領域と正の閾値より大きな領域において互いに同じ値とし、負の閾値の絶対値が正の閾値の絶対値と比較して小さいものである。

10

**【0011】**

また、フレーム関連処理部は、正の閾値より大きな領域において、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制しつつ同一対象の輝度値を均一に保つように、所定の画像フレームの重みを変化させるのが好ましい。また、フレーム関連処理部は、負の閾値より小さな領域において、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制するように、所定の画像フレームの重みを変化させるのが好ましい。

さらに、フレーム関連処理部は、正の閾値と負の閾値の間の領域において、所定の画像フレームの重みを、ノイズを抑制するような値で一定に保つのが好ましい。

20

**【0013】**

また、過去の画像フレームは、所定の画像フレームとフレーム関連処理する前段階において、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム関連処理を施された画像フレームを用いることができる。また、過去の画像フレームは、所定の画像フレームとフレーム関連処理する前段階において、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム関連処理が施されていない画像フレームを用いることもできる。

また、過去の画像フレームは、所定の画像フレームとフレーム関連処理する前段階において、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム関連処理が施された画像フレームと、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム関連処理が施されていない画像フレームとを含むこともできる。

30

**【発明の効果】****【0015】**

この発明によれば、所定の画像フレームと過去の画像フレームの輝度値の差分に応じて所定の画像フレームの重みを設定する際に所定の画像フレームの重みの原点からの変化量を負の閾値より小さな領域と比べて正の閾値より大きな領域において小さくするので、超音波画像のブレを抑制しつつ同一組織の輝度値をほぼ均一に保つことが可能となる。

**【図面の簡単な説明】****【0016】**

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

40

【図2】輝度値の差分に対する現在の画像フレームの重みと過去の画像フレームの重みの分布を示すグラフである。

【図3】画像フレーム間で血管壁が変位する様子を示す図である。

【図4】実施の形態1に係る超音波診断装置を用いて超音波画像にフレーム関連処理を施した実施例を示す図である。

【図5】実施の形態1の変形例に係る超音波診断装置において用いられる、輝度値の差分に対する現在の画像フレームの重みと過去の画像フレームの重みの分布を示すグラフである。

【図6】実施の形態2に係る超音波診断装置において用いられる、輝度値の差分に対する現在の画像フレームの重みと過去の画像フレームの重みの分布を示すグラフである。

50

【図7】従来例において、フレーム相関処理を施した超音波画像を示す図である。

【図8】従来例において、輝度値の差分に対する現在の画像フレームの重みと過去の画像フレームの重みの分布を示すグラフである。

【図9】図8に示す重みの分布に従ってフレーム相関処理を施した超音波画像を示す図である。

【図10】画像フレーム間で血管壁が変位する様子を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態1

図1に、実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波探触子1を備え、この超音波探触子1に送信回路2と受信回路3がそれぞれ接続されている。受信回路3には信号処理部4が接続され、この信号処理部4にDSC(Digital Scan Converter)5、画像処理部6、フレーム相関処理部7、表示制御部8および表示部9が順次接続されている。そして、信号処理部4、DSC5および画像処理部6により、画像生成部10が形成されている。

また、受信回路3と信号処理部4には受信データメモリ11が接続されると共に、画像処理部6とフレーム相関処理部7には画像メモリ12が接続されている。さらに、送信回路2、受信回路3、信号処理部4、DSC5、画像処理部6、フレーム相関処理部7および表示制御部8には制御部13が接続され、この制御部13に操作部14と格納部15がそれぞれ接続されている。

【0018】

超音波探触子1は、複数のトランスデューサ素子が1次元又は2次元に配列されたアレイトランスデューサを有している。これらのトランスデューサ素子は、それぞれ送信回路2から供給される駆動信号に従って超音波を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。各トランスデューサ素子は、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振動子によって構成される。

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波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。

【0019】

送信回路2は、例えば、複数のパルサを含んでおり、制御部13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、超音波探触子1のアレイトランスデューサから送信される超音波が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アレイトランスデューサに供給する。

受信回路3は、超音波探触子1のアレイトランスデューサから得られた受信信号を増幅してA/D変換した後、制御部13からの制御信号に応じて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、各受信信号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、超音波探触子1で受信した超音波エコーの焦点が絞り込まれたサンプルデータ(音線信号)が生成される。

【0020】

信号処理部4は、受信回路3で生成されたサンプルデータに対し、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、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像データを生成する。

10

20

30

40

50

D S C 5 は、信号処理部 4 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。

画像処理部 6 は、D S C 5 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た後、B モード画像データをフレーム関連処理部 7 に出力すると共に B モード画像データをフレーム毎に画像メモリ 1 2 に格納する。

フレーム関連処理部 7 は、画像メモリ 1 2 に格納された過去の画像フレームの B モード画像データを読み出して、現在の画像フレームの輝度値から過去の画像フレームの輝度値を差し引いて画素毎に輝度値の差分を算出する。そして、算出された輝度値の差分に応じて過去の画像フレームに対する現在の画像フレームの重みを画素毎に設定し、現在の画像フレームと過去の画像フレームを重み付け加算することにより、フレーム関連処理を施した B モード画像データを生成する。

10

#### 【 0 0 2 1 】

表示制御部 8 は、フレーム関連処理部 7 から入力された B モード画像データに基づいて、表示部 9 に超音波診断画像を表示させる。

表示部 9 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 8 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

#### 【 0 0 2 2 】

操作部 1 4 は、操作者が入力操作を行うためのもので、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。

格納部 1 5 は、動作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、M O、M T、R A M、C D - R O M、D V D - R O M、S D カード、C F カード、U S B メモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

20

#### 【 0 0 2 3 】

制御部 1 3 は、操作者により操作部 1 4 から入力された各種の指令信号等に基づいて、超音波診断装置内の各部の制御を行うものである。

なお、信号処理部 4、D S C 5、画像処理部 6、フレーム関連処理部 7 および表示制御部 8 は、C P U と、C P U 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。

#### 【 0 0 2 4 】

次に、フレーム関連処理部 7 において超音波画像に施されるフレーム関連処理について詳細に説明する。

30

フレーム関連処理は、現在の画像フレームを過去の画像フレームとの相関に基づいて平滑化処理することにより、フレーム間で不均一に発生する熱雑音などのノイズを低減するために行われ、例えば、現在の画像フレームと 1 つ前の過去の画像フレームとの間でフレーム関連処理を施して超音波画像（相関処理画像）P を生成する場合には、 $P = \alpha \times F_n + \beta \times F_{n-1}$  で表すことができる。なお、 $F_n$  は現在の画像フレーム、 $F_{n-1}$  は 1 つ前の画像フレームをそれぞれ示している。また、 $\alpha$  および  $\beta$  はそれぞれ相関係数（重み）を示し、 $\alpha + \beta = 1$  で表すことができる。

#### 【 0 0 2 5 】

ここで、相関係数  $\alpha$  および  $\beta$  の値は、図 2 に示すように、現在の画像フレームの輝度値から過去の画像フレームの輝度値を差し引いて画素毎に算出された輝度値の差分  $I$  に応じて変化されるものである。具体的には、輝度値の差分  $I$  に対して、正の側と負の側にそれぞれ正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  が予め定められている。この正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  は、フレーム関連処理の目的に応じて定められるもので、例えば、熱雑音などのノイズに起因した輝度値の変化を示す領域と、過去の画像フレームからの対象の変位に起因した輝度値の変化を示す領域との境界部分に定めることができる。すなわち、ノイズに起因して生じた輝度値の差は、正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  で挟まれた領域  $L_1$  に含まれ、対象の変位に起因して生じた輝度値の差は、正の閾値  $T_1$  より大きな領域  $L_2$  と負の閾値  $T_2$  より小さな領域  $L_3$  にそれぞれ含まれることになる。ここでは、正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  は、絶対値が同じ値となるように定められているものとする。

40

50

## 【 0 0 2 6 】

フレーム相関処理部 7 は、正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  の間の領域  $L_1$  においては、現在の画像フレームの重み  $W$  と過去の画像フレームの重み  $W'$  を、ノイズを抑制するような形で一定に保っている。これにより、輝度値の差分  $I$  が領域  $L_1$  に位置する画素については、過去の画像フレームの輝度値に基づく平滑化処理が施され、ノイズを除去することができる。

## 【 0 0 2 7 】

一方、フレーム相関処理部 7 は、輝度値の差分  $I$  が正の閾値  $T_1$  より大きな領域  $L_2$  と、負の閾値  $T_2$  より小さな領域  $L_3$  において、輝度値の差分  $I$  が負の閾値  $T_2$  より小さくなるほど現在の画像フレームの重み  $W$  が急激に大きくなるように直線的に変化させると共に、輝度の差分  $I$  が正の閾値  $T_1$  より大きくなるほど現在の画像フレームの重み  $W$  が大きくなるように直線的に変化させる。この時、現在の画像フレームの重み  $W$  を変化させる傾きは、負の閾値  $T_2$  より小さな領域  $L_3$  と比べて、正の閾値  $T_1$  より大きな領域  $L_2$  において穏やかとなるように設定されている。すなわち、現在の画像フレームの重み  $W$  の原点  $O$  からの変化量は、負の閾値  $T_2$  より小さな領域  $L_3$  と比べて、正の閾値  $T_1$  より大きな領域  $L_2$  において小さくなるように設定されている。ここで、原点  $O$  は、輝度値の差  $I$  の座標軸と重み  $W$  および  $W'$  の座標軸が互いにゼロを示す点である。

## 【 0 0 2 8 】

ここで、フレーム相関処理部 7 は、負の閾値  $T_2$  より小さな領域  $L_3$  において、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制するように、現在の画像フレームの重み  $W$  を急激に大きくなるように変化させている。なお、領域  $L_3$  における重み  $W$  の変化量（傾き）と重み  $W'$  の変化量は、画像フレーム間における対象の移動速度、すなわちフレームレートや被検体内における対象の移動速度などに基づいて設定することができる。

また、フレーム相関処理部 7 は、正の閾値  $T_1$  より大きな領域  $L_2$  において、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制しつつ同一対象の輝度を均一に保つように、現在の画像フレームの重み  $W$  を領域  $L_3$  に対して緩やかに変化させている。なお、領域  $L_2$  における重み  $W$  の変化量と重み  $W'$  の変化量は、画像フレーム間における対象の移動速度および超音波画像における輝度の分布などに基づいて設定することができる。

## 【 0 0 2 9 】

なお、正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  は、ノイズに起因した輝度値の変化を示す領域と、過去の画像フレームからの対象の変位に起因した輝度値の変化を示す領域とを明確に分ける境界部分に設定する必要はなく、ノイズに起因した輝度値の変化を示す領域内、あるいは、過去の画像フレームからの対象の変位に起因した輝度値の変化を示す領域内にある程度侵すように定めてもよい。例えば、甲状腺  $G$  が存在していた位置に血管壁  $W$  が移動した際に生じる輝度値の差  $I$  は領域  $L_1$  内に存在し、且つ、血管内腔  $S$  が存在していた位置に血管壁  $W$  が移動した際に生じる輝度値の差  $I$  は領域  $L_2$  に存在するように、正の閾値  $T_1$  を定めることができる。

## 【 0 0 3 0 】

次に、この実施の形態 1 の動作について説明する。

まず、送信回路 2 からの駆動信号に従って、超音波探触子 1 から被検体内の対象に向けて超音波ビームが発せられる。超音波ビームは、被検体内を伝搬して被検体内の対象により超音波エコーとして反射され、この超音波エコーが超音波探触子 1 で受信される。超音波エコーが超音波探触子 1 で受信されると、超音波探触子 1 から受信信号が受信回路 3 に出力され、受信回路 3 は入力された受信信号に基づいてサンプルデータを生成する。続いて、サンプルデータが画像生成部 10 に出力されて、画像生成部 10 がサンプルデータに基づいて画像データを順次生成する。そして、生成された画像データは、画像処理部 10 により画像メモリ 12 にフレーム毎に格納されると共にフレーム相関処理部 7 に出力される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

フレーム相関処理部 7 は、画像メモリ 1 2 に格納された画像データを読み出し、現在の画像フレームの輝度値から過去の画像フレームの輝度値を差し引いた輝度値の差分  $I$  を画素毎に算出する。そして、算出された輝度値の差分  $I$  に応じて現在の画像フレームの重み  $W$  と過去の画像フレームの重み  $W'$  をそれぞれ設定して、現在の画像フレームと過去の画像フレームを重み付け加算することにより、超音波画像にフレーム相関処理を施す。

例えば、過去の画像フレームと現在の画像フレームとの間で対象がほとんど変位していない部分、あるいは、図 3 に示すように甲状腺 G が存在していた位置に同様の輝度値を有する血管壁 W が移動した部分 R 1 など、現在の画像フレームと過去の画像フレームとの間で輝度値の差  $I$  が小さい部分（例えば、輝度値の差  $I$  が  $-20\text{ dB}$  から  $20\text{ dB}$  の範囲内となる部分）については、正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  の間の領域  $L_1$  で設定された重み  $W$  および  $W'$  によりフレーム相関処理が施される。これにより、画像フレーム間で発生したノイズを除くことができる。

10

## 【 0 0 3 2 】

また、現在の画像フレームと過去の画像フレームとの間で輝度値の差  $I$  が負の閾値  $T_2$  より小さな領域  $L_3$  に含まれる部分、例えば、高輝度な甲状腺 G が存在していた位置に低輝度な血管内腔 S が移動した部分 R 2、あるいは、高輝度な血管壁 W が存在していた位置に低輝度な血管内腔 S が移動した部分 R 3 など（例えば、輝度値の差  $I$  が  $-20\text{ dB}$  より小さい部分）は、領域  $L_3$  において設定された重み  $W$  および  $W'$  によりフレーム相関処理が施される。このとき、領域  $L_3$  では、重み  $W$  が急激に大きく変化されると共に重み  $W'$  が急激に小さく変化されているため、現在の画像フレームの輝度が大きく反映される。すなわち、血管内腔 S などの低輝度な部分が移動した画素については、その血管内腔 S の輝度がそのまま反映される。このため、フレーム相関処理後の血管内腔 S の輝度が、過去の画像フレームの甲状腺 G や血管壁 W の輝度で損なわれることはなく、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる画像のブレを抑制することができる。

20

## 【 0 0 3 3 】

さらに、現在の画像フレームと過去の画像フレームとの間で輝度値の差  $I$  が正の閾値  $T_1$  より大きな領域  $L_2$  に含まれる部分、例えば、血管内腔 S が存在していた位置に血管壁 W が移動した部分 R 4、あるいは、血管内腔 S が存在していた位置に甲状腺 G が移動した部分 R 5 など（例えば、輝度値の差  $I$  が  $20\text{ dB}$  より大きい部分）は、領域  $L_2$  において設定された重み  $W$  および  $W'$  によりフレーム相関処理が施される。このとき、領域  $L_2$  では、領域  $L_3$  と比べて、重み  $W$  が正側に緩やかに変化されると共に重み  $W'$  が負側に緩やかに変化されているため、過去の画像フレームにおいて互いに異なる輝度を有する部分、例えば低輝度な血管内腔 S と高輝度な甲状腺 G をある程度等しい重み  $W$  で反映することができる。このため、血管内腔 S と甲状腺 G が存在していた部位にわたって高輝度な血管壁 W が移動した場合でも、血管壁 W を全体的にある程度等しい重み  $W$  でフレーム相関処理することができ、高輝度な同一対象の輝度を均一に保つことができる。また、血管壁 W などの高輝度な部分は画像のブレが発生しにくいいため、領域  $L_2$  のように重み  $W$  および  $W'$  の変化量を緩やかに設定しても十分にブレを除くことができる。

30

## 【 0 0 3 4 】

このようにして、フレーム相関処理が施された超音波画像は、フレーム相関処理部 7 から表示制御部 8 に出力され、表示部 9 に表示される。

本実施の形態によれば、現在の画像フレームと過去の画像フレームの輝度値の差分に応じた重み  $W$  で画素毎にフレーム相関処理を行うため、ノイズを除去すると共に、超音波画像のブレを抑制しつつ同一対象の輝度を均一に保つことができる。このため、例えば、操作者が超音波探触子を移動させている場合でも、超音波画像全体のブレを抑制しつつ、血管壁 W や甲状腺 G における輝度を一定に保つことができ、超音波画像の観察が輝度のぎらつきによって阻害されるのを抑制することができる。

40

## 【 0 0 3 5 】

実際に、図 2 に示したグラフに従って、フレーム相関処理を施した実施例を図 4 に示す

50

。図 8 に示したグラフに従って、フレーム相関処理を施した図 9 の比較例では、血管壁 W において輝度が不均一な領域 R が生じているのに対し、図 4 の実施例では、その領域 R の輝度が均一化されており、血管壁 W の輝度が全体的にほぼ一定に保たれていることがわかる。また、図 4 では、画像フレーム間における対象の変位に起因して生じる画像のブレが抑制されており、特に、血管内腔 S ではブレがほとんど観察されない。さらに、熱雑音などに起因するノイズも除去されていることがわかる。このことから、本発明により、ノイズを除去すると共に、画像のブレを抑制しつつ同一対象の輝度を均一に保つことができた。

#### 【 0 0 3 6 】

なお、上記の実施の形態では、正の閾値  $T_1$  と負の閾値  $T_2$  を絶対値が同じ値となるように設定すると共に現在の画像フレームの重み  $W$  を変化させる傾きを領域  $L_3$  に比べて領域  $L_2$  において緩やかになるように設定したが、現在の画像フレームの重み  $W$  の原点  $O$  からの変化量が領域  $L_3$  に比べて領域  $L_2$  において小さければよく、これに限られるものではない。

例えば、図 5 に示すように、正の閾値  $T_1$  に対して負の閾値  $T_2$  を原点  $O$  に近づけると共に、領域  $L_2$  と領域  $L_3$  における重み  $W$  および  $W'$  を同じ変化量（傾き）で変化させることができる。このように、負の閾値  $T_2$  を原点  $O$  に近づけることにより、重み  $W$  および  $W'$  を変化させる開始位置を領域  $L_2$  と比べて領域  $L_3$  において原点  $O$  に近い位置に設定することができる。このため、領域  $L_2$  と領域  $L_3$  において重み  $W$  および  $W'$  を同じ変化量で変化させても、重み  $W$  および  $W'$  の原点  $O$  からの変化量は、領域  $L_3$  に比べて領域  $L_2$  において小さくすることができ、上記の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

#### 【 0 0 3 7 】

また、上記の実施の形態では、現在の画像フレームと 1 つ前の過去の画像フレームとの間でフレーム相関処理を施したが、現在の画像フレームとの間でフレーム相関処理を施すことができればよく、これに限られるものではない。例えば、現在の画像フレームと複数の過去の画像フレームとの間でフレーム相関処理を施すことができる。また、現在の画像フレームと、数フレーム離れた過去の画像フレーム（例えば、3 つ前の過去の画像フレーム）との間でフレーム相関処理を施すこともできる。

#### 【 0 0 3 8 】

また、過去の画像フレームとしては、現在の画像フレームとフレーム相関処理する前段階において、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間で既にフレーム相関処理が施されているものを用いることができ、例えば IIR フィルタを用いて現在の画像フレームとの間でフレーム相関処理を行うことができる。また、過去の画像フレームは、現在の画像フレームとフレーム相関処理する前段階において、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム相関処理が施されていないものを用いることができ、例えば FIR フィルタを用いて現在の画像フレームとの間でフレーム相関処理を行うことができる。さらに、過去の画像フレームは、現在の画像フレームとフレーム相関処理する前段階において、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム相関処理が施された画像フレームと、過去の画像フレームより以前の画像フレームとの間でフレーム相関処理が施されていない画像フレームの両者を含むものを用いることもできる。

また、現在の画像フレームとしては、画像メモリ 12 に格納された所定の画像フレームを用いることができ、この所定の画像フレームより以前の画像フレームが過去の画像フレームとして用いられる。

#### 【 0 0 3 9 】

また、上記の実施の形態では、フレーム相関処理部 7 は、領域  $L_2$  および  $L_3$  において、現在の画像フレームの重み  $W$  を直線的に変化させていたが、輝度値の差分  $I$  が負の閾値  $T_2$  より小さくなるほど重み  $W$  を大きく変化させると共に輝度値の差分  $I$  が正の閾値  $T_1$  より大きくなるほど重み  $W$  を大きく変化させ、且つ、重み  $W$  の原点  $O$  からの変化量を領域  $L_3$  と比べて領域  $L_2$  において小さくできればよく、これに限られるものではない。例えば、重み  $W$  を段階的に大きく変化させてもよく、重み  $W$  を曲線的に大きく変化させて

10

20

30

40

50

もよい。

【0040】

実施の形態2

実施の形態1では、同一対象の輝度を均一に保つために、現在の画像フレームの重みの原点0からの変化量が領域L3と比べて領域L2において小さくなるように重みを変化させていたが、重みの原点0からの変化量が領域L3と比べて領域L2において大きくなるように重みを変化させることにより、同一対象の輝度を高めて強調することもできる。

これにより、心臓などの動きの速い組織を観察する超音波画像において、ノイズを除去すると共に、弁や心壁などの高輝度な部分のブレを抑制しつつその位置を明瞭に観察することができる。

10

【0041】

例えば、図6に示すように、正の閾値T1と負の閾値T2が絶対値が同じ値となるようにそれぞれ定められ、現在の画像フレームの重みと過去の画像フレームの重みが、正の閾値T1と負の閾値T2の間の領域L1において、ノイズを抑制するような値で一定に保たれている。これにより、輝度値の差分Iが領域L1に位置する画素については、過去の画像フレームの輝度値に基づいて平滑化処理を施して、ノイズを除くことができる。

【0042】

また、輝度値の差分Iが正の閾値T1より大きな領域L2と、負の閾値T2より小さな領域L3において、輝度値の差分Iが負の閾値T2より小さくなるほど現在の画像フレームの重みが大きくなるように直線的に変化させると共に、輝度の差分Iが正の閾値T1より大きくなるほど現在の画像フレームの重みが急激に大きくなるように直線的に変化させる。この時、現在の画像フレームの重みを変化させる傾きは、領域L3と比べて領域L2において急になるように設定されている。すなわち、現在の画像フレームの重みの原点0からの変化量は、領域L3と比べて領域L2において大きくなるように設定されている。

20

【0043】

ここで、負の閾値T2より小さな領域L3では、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制するように、現在の画像フレームの重みを大きく変化させている。これにより、例えば、心壁などの高輝度な部分が存在していた位置に、心臓の内腔などの低輝度な部分が移動した画素については、現在の画像フレームの輝度を大きく反映させることができ、フレーム相関処理後の低輝度な部分が、過去の画像フレームの高輝度な部分に損なわれず、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる画像のブレを抑制することができる。

30

【0044】

また、正の閾値T1より大きな領域L2では、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる超音波画像のブレを抑制しつつ同一対象の輝度を強調するように、現在の画像フレームの重みを領域L3に対して急激に大きく変化させている。これにより、例えば、心臓の内腔などの低輝度な部分が存在していた位置に、弁や心壁などの高輝度な部分が移動した場合でも、その画素について現在の画像フレームの輝度(弁や心壁などの輝度)を大きく反映させることができ、フレーム相関処理後の高輝度な部分は、過去の画像フレームの低輝度な部分との間でほとんど平滑化されず、その輝度を保つことができる。これにより、過去の画像フレームからの対象の変位に起因して生じる画像のブレを抑制しつつその対象を強調することができる。

40

【0045】

本実施の形態によれば、現在の画像フレームと過去の画像フレームの輝度値の差分に応じた重みで画素毎にフレーム相関処理を行うことにより、ノイズを除去すると共に、超音波画像のブレを抑制しつつ同一対象を強調することができる。このため、例えば、心臓などの動きが速い組織を観察する場合でも、心臓の内腔に発生するブレを抑制しつつ、弁や心壁の輝度を強調することができ、動きの速い組織を詳細に観察することができる。

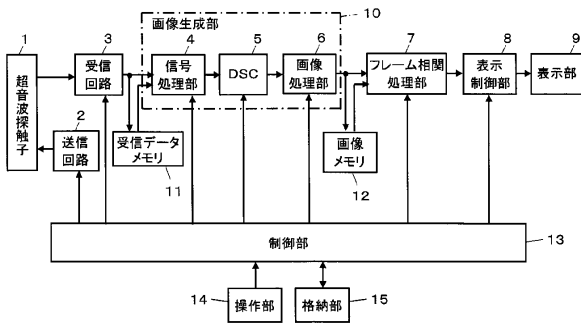
50

【符号の説明】

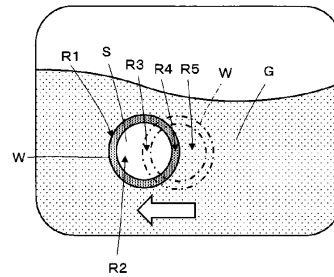
【0046】

1 超音波探触子、2 送信回路、3 受信回路、4 信号処理部、5 DSC、6 画像処理部、7 フレーム相関処理部、8 表示制御部、9 表示部、10 画像生成部、11 受信データメモリ、12 画像メモリ、13 制御部、14 操作部、15 格納部、  
 現在の画像フレームの重み、 過去の画像フレームの重み、 I 輝度値の差分、T1 正の閾値、T2 負の閾値、L1~L3 領域、W 血管壁、S 血管内腔、G 甲状腺。

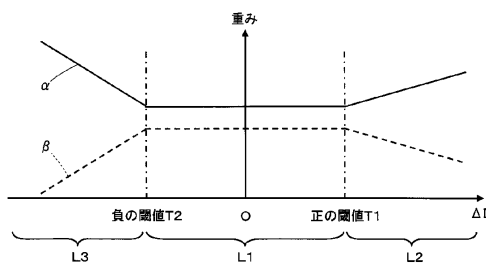
【図1】



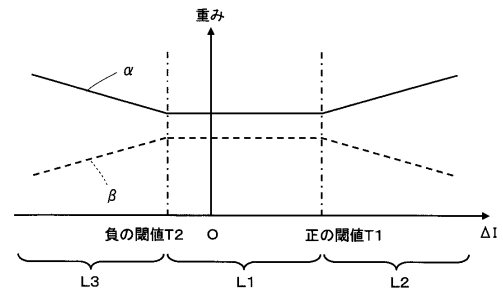
【図3】



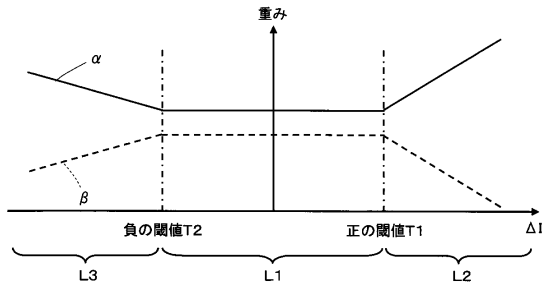
【図2】



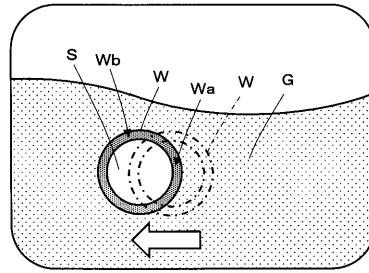
【図5】



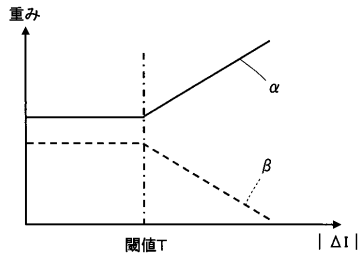
【図6】



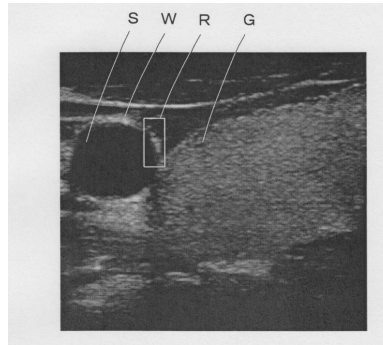
【図10】



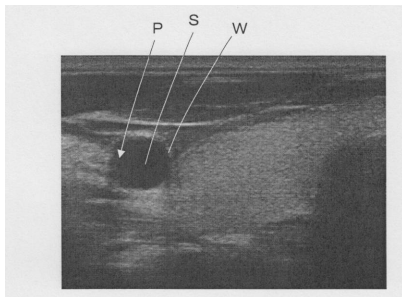
【図8】



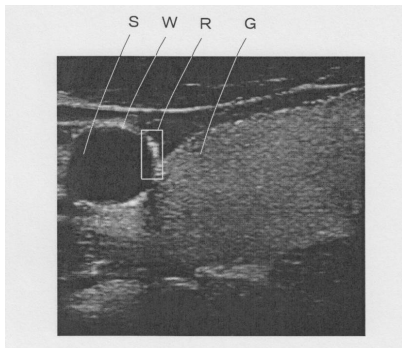
【図4】



【図7】



【図9】



---

フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平10 - 286256 (JP, A)  
特開2002 - 034984 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8 / 14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5956375B2</a>	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	JP2013071825	申请日	2013-03-29
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口雅史		
发明人	野口 雅史		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/JB53 4C601/JC11 4C601/JC17 4C601/JC18		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2014195512A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

的超声波诊断装置可以为同一组织，同时抑制超声图像的模糊被保持基本均匀的亮度的值。帧相关处理部7计算从由图像生成部10生成规定的图像帧的亮度值的亮度值的差 $\Delta I$ 减去先前图像帧的亮度值到每个像素时，亮度值够差 $\Delta I$ 是小于负阈值 $T2$ 预定或大大改变权重 $\alpha$ 规定的图像帧作为差的亮度值的 $\Delta I$ 变得比预先设定的正阈值 $T1$ 大的小，并且，给定从权重 $\alpha$ 的图像帧的原点的变化量来设置权重 $\alpha$ 的预定图像帧的相比，小区域 $L3$ 大于负的阈值 $T2$ 是在正阈值 $T1$ 大面积 $L1$ 下，将预定的对图像帧和过去图像帧进行加权和添加。点域1

【图2】

