

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02007/097108

発行日 平成21年7月9日 (2009.7.9)

(43) 国際公開日 平成19年8月30日 (2007.8.30)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)		
<b>A61B</b>	<b>8/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	8/00		4C601		
<b>G06T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G06T	1/00	290D	5B057		
<b>G06T</b>	<b>3/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G06T	3/00	300			
<b>G06T</b>	<b>5/20</b>	<b>(2006.01)</b>	G06T	5/20	B			

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

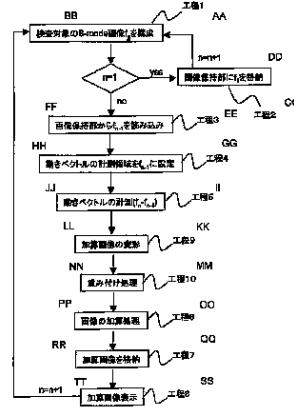
出願番号	特願2008-501627 (P2008-501627)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2006/325721	(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
(22) 国際出願日	平成18年12月25日 (2006.12.25)	(72) 発明者	吉川 秀樹 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
(31) 優先権主張番号	特願2006-44649 (P2006-44649)	(72) 発明者	東 隆 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
(32) 優先日	平成18年2月22日 (2006.2.22)	(72) 発明者	林 達也 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	4C601 BB02 DE04 DE09 EE04 JB46 JC10 JC17 JC19 JC21 JC23 JC37 KK12 KK18

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

検査対象の輪郭構造を強調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。すなわち、取り込んだ超音波画像を用いて加算処理に用いる画像間に生じた対象の動きベクトルを計測し、計測結果に基づいた変形処理を累積加算画像に対して行い、取得画像と累積加算画像とに重み係数を乗して加算処理を行なう。



- AA STEP 1
- BB FORM-B-MODE IMAGE  $I_B$  OF INSPECTION OBJECT
- CC STEP 2
- DD STORE  $I_B$  IN IMAGE HOLDING SECTION
- EE STEP 3
- FF READ IN  $I_{B-1}$  FROM IMAGE HOLDING SECTION
- GG STEP 4
- HH SET MEASUREMENT REGION OF MOTION VECTOR AT  $I_{B-1}$
- II STEP 5
- JJ MEASURE MOTION VECTOR ( $f_{11} \sim f_{1j}$ )
- KK STEP 6
- LL DEFORM ADDITION IMAGE
- MM STEP 10
- NN WEIGHTING
- OO STEP 8
- PP ADDITION OF IMAGE
- QQ STEP 7
- RR STORE ADDITION IMAGE
- SS STEP 9
- TT DISPLAY ADDITION IMAGE

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の計測領域で超音波信号を複数回送受信するための探触子と、前記探触子で受信した複数の信号に基づいて画像データを作成する画像データ生成部と、前記画像データを格納する画像データ格納部と、複数の前記画像データを加算して加算画像データを作成する加算画像作成部と、複数の前記画像データのうち少なくとも1つの画像データから前記被検体の体動情報を測定する体動情報測定部と、前記加算画像データを前記体動情報に基づいて補正することにより補正画像データを作成する画像補正部と、前記補正画像データと前記画像データのうちの少なくともいずれかに重み係数を付与して各々を加算して表示用画像データを作成する画像処理部と、前記表示用画像データに基づいて表示画像の表示を行う表示部とを有することを特徴とする画像診断装置。

10

## 【請求項 2】

被検体の計測領域で超音波信号を複数回送受信するための探触子と、前記探触子で受信した1番目の信号から n 番目の信号までの複数信号の各々に基づいて、前記複数の信号の各々に対応する画像データを作成する画像データ生成部と、前記画像データを格納する画像データ格納部と、前記 1 番目の信号から (n-1) 番目の信号までの各々に対応する画像データを加算し、加算画像データを作成する加算画像作成部と、前記加算画像データを格納する加算画像データ格納部と、前記 (n-1) 番目の信号と前記 n 番目の信号との各々に対応する画像データから、前記被検体の体動情報を測定する体動情報測定部と、前記加算画像データ格納部及び前記体動情報測定部から前記加算画像データ及び前記体動情報を各々読み出し、前記加算画像データを前記体動情報に基づいて補正することにより補正画像データを作成する画像補正部と、前記補正画像データと前記 n 番目の信号に対応する画像データとにつき、少なくともいずれかに重み係数を付与して各々を加算し、表示用画像データを作成する画像処理部と、前記表示用画像データに基づいて表示を行う表示部とを有することを特徴とする画像診断装置。

20

## 【請求項 3】

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、前記動きベクトルに基づいて前記加算画像を補正するための画像補正部と、前記加算画像と前記  $f_n$  との少なくとも一方に重み係数を乗するための重み付け部と、前記重み係数を乗した後に前記  $f_n$  および前記加算画像とを加算処理し、新たに加算画像を構成するための画像加算部と、前記加算画像を保持するための加算画像保持部と、前記画像加算部で構成した加算画像を表示するための表示部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 4】

前記計測領域設定部は前記前記  $f_{n-1}$  上に前記領域を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 5】

前記動きベクトル計測部は、前記動きベクトルの計測を最新に取得したフレームの二次元超音波画像とその1フレーム前の画像との間で行ない、前記画像補正部は前記動きベクトルの計測結果に基づいて前記加算画像を補正し、前記画像加算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前記加算画像とに一定の重み付けを乗して加算処理を行なうことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記動きベクトルの計測は取得した最新の二次元超音波画像とその1フレーム前の二次元超音波画像とで行ない、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

50

音波画像を用いて構成した加算画像を変形させ、取得画像への加算処理により、新たな加算画像を構成することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

最新の二次元超音波画像と加算画像とを加算処理する際に重み係数を設け、双方の画像に一定の重み付けをして加算処理を行なうことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

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 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

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 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

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、2 番目のフレームから  $(n-i)$  番目のフレームフレームの画像 ( $f_{n-2}$ 、 $f_{n-3}$ 、 $\dots$ 、 $f_{n-i}$ ) 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、計測した動きベクトルを保持するための動きベクトル保持部と、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、前記動きベクトルに基づいて前記加算画像を補正するための画像補正部と、前記加算画像と前記  $f_n$  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、重み係数を乗した後に前記  $f_n$  および前記加算画像とを加算処理し、新たに加算画像を構成するための画像加算部と、前記画像加算部で構成した加算画像を保持するための加算画像保持部と、前記加算画像から過去の画像を減算し、一定の枚数が加算されたリフレッシュ用加算画像を構成するための画像減算部と、前記リフレッシュ用加算画像を保持するためのリフレッシュ用加算画像保持部と、前記加算画像を表示するための表示部とを有する超音波診断装置。

【請求項 13】

前記計測領域設定部は前記前記  $f_{n-1}$  上に前記領域を設定することを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

リフレッシュを起動した際に、一定の枚数を加算した状態から加算画像を表示することを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

計測した画像間の動きベクトルを加算処理することにより、減算処理を行なう画像の変形履歴を計算し、累積加算画像から特定画像の情報のみを除くことを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

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

10

20

30

40

50

動きベクトルを計測するための動きベクトル計測部と、任意の数の画像を加算したユニット画像を保持するためのユニット画像保持部と、前記動きベクトルに基づいてユニット画像を補正するため画像補正部と、前記ユニット画像と前記 $f_n$ 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、重み係数を乗した後に前記 $f_n$ および前記ユニット画像とを加算処理し、新たに加算画像を構成するための画像加算部と、前記画像加算部で構成された加算画像を表示するための表示部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】

前記計測領域設定部は前記前記 $f_{n-1}$ 上に前記領域を設定することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記ユニット画像保持部は複数の前記ユニット画像を保持し、前記重み付け部は複数の前記ユニット画像の少なくとも一つに重み係数を乗することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記重み付け部が前記重み係数を乗することにより、過去の画像情報を除去することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記ユニット画像保持部は複数の前記ユニット画像を保持し、前記画像補正部は複数の前記ユニット画像の各々を補正することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

前記ユニット画像保持部は複数の前記ユニット画像を保持し、前記重み付け部は複数の前記ユニット画像の各々に重み係数を乗することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 22】

前記ユニット画像保持部は複数の前記ユニット画像を保持し、前記重み付け部は前記動きベクトルの計測結果に基づいて特定のユニットに対する重み係数を低く、または高く設定することを特徴とする請求項 16 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、

10

20

30

40

50

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。

【0005】

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。

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。

【0006】

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。

【0007】

【特許文献1】特許第3447150号公報

【0008】

【特許文献2】特開第2002-209898号公報

【0009】

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。

【0010】

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ず、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】

【0011】

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。

【0012】

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。

【0013】

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

10

20

30

40

50

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。

【0014】

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乗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乗される重み係数は、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

【0015】

本発明によれば、スペck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】

【0016】

【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。

40

【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。

【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( , )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( , )の調節機能とリフレッ

50

シユ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。

【図 1 0】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 1 1】実施例 2 の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 1 2】実施例 3 の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 1 3】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 1 4】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】

10

【0 0 1 7】

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】

【0 0 1 8】

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。

【0 0 1 9】

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

【0 0 2 0】

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。

【0 0 2 1】

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

【0 0 2 2】

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

【0 0 2 3】

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

50

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

10

20

30

40

50

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 $f_{n-1}$ とを用いて行なう。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 $V57$ 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51を最初の位置から動きベクトルV57だけ移動させた計測領域56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55を、画像f<sub>n</sub>及びf<sub>n-1</sub>から各々再設定する(工程6)。再設定した計測領域56及び探索領域55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V57を用いて((2×V)+V2)となる。

【0031】

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<sub>n-1</sub> 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14から重み付け部16に読み込まれて

重み係数が乗された後、画像加算部13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×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、

( , )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。

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

【0032】

(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。

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

【0033】

(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。( , ) = (0.95, 0.05), (0.90, 0.1), (0.85, 1.5), (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。値が大きい場合には(例えば =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、輪郭強調やスペッ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、値が小さい場合は(例えば =0.95)、値が大き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ッ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、( , )は初期値を( , ) = (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、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  $c$  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  $c=0$  が入力される。リフレッシュボタンは図 8 に示す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 を並べて表示するパイプレ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】

10

20

30

40

50

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ることを特徴とする。

10

20

30

40

50

## 【 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、

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

10

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、例えば、重み係数を ( 0.02, 0.03, 0.1, 0.27, 0.325, 0.35 ) と設定した場合、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。

20

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

( 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、

30

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。

40

## 【 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。

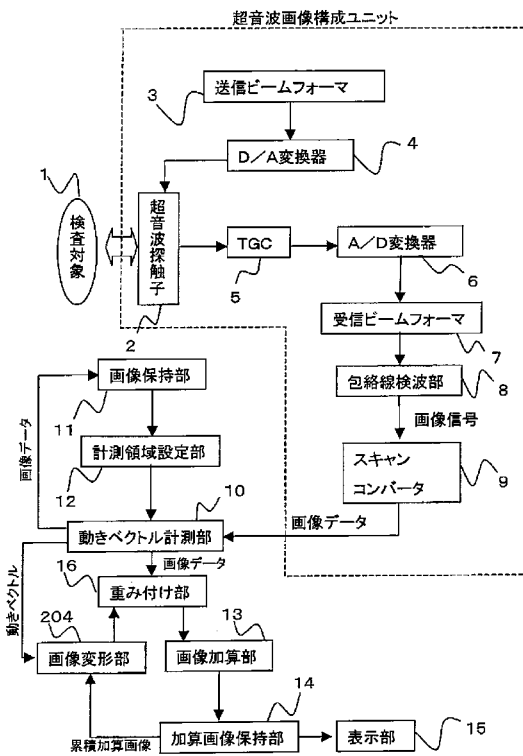
## 【 0 0 4 9 】

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

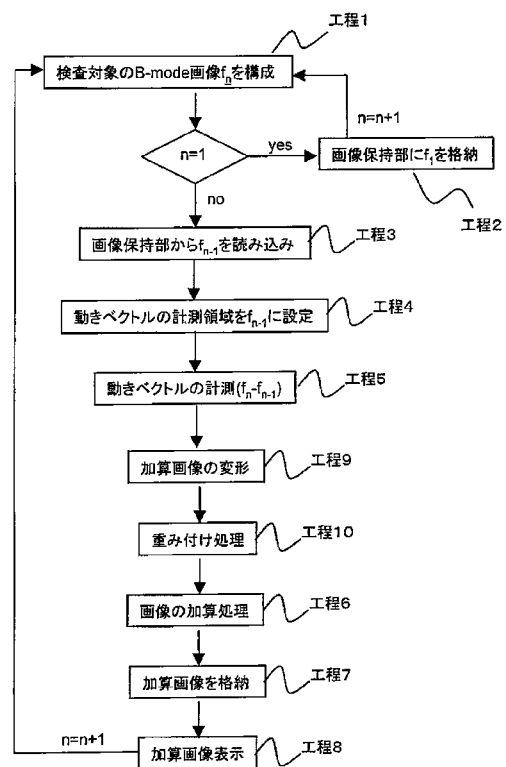
50

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。

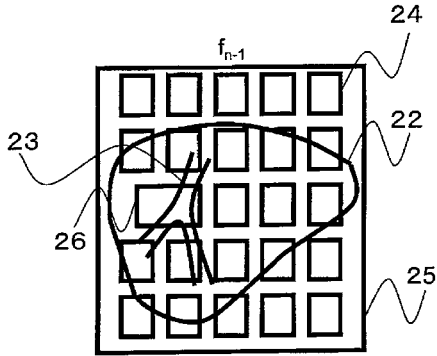
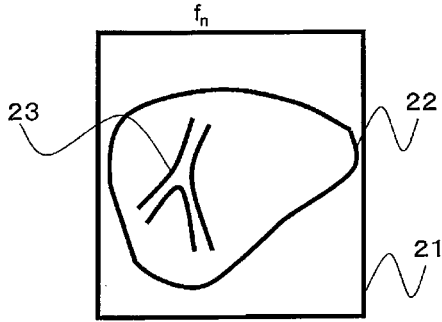
【 図 1 】



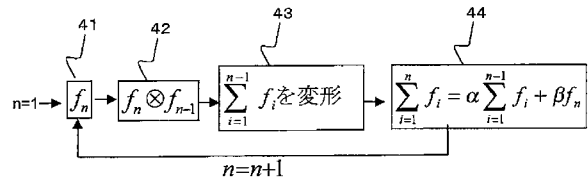
【 図 2 】



【 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。

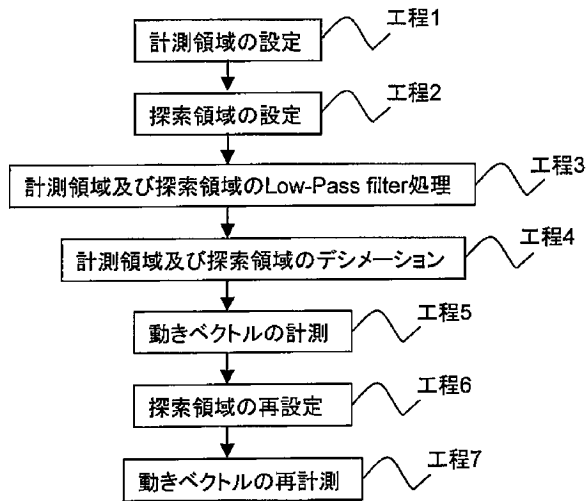
動きベクトルの計測結果を基にして加算画像を変形させる。

重み係数の設定。

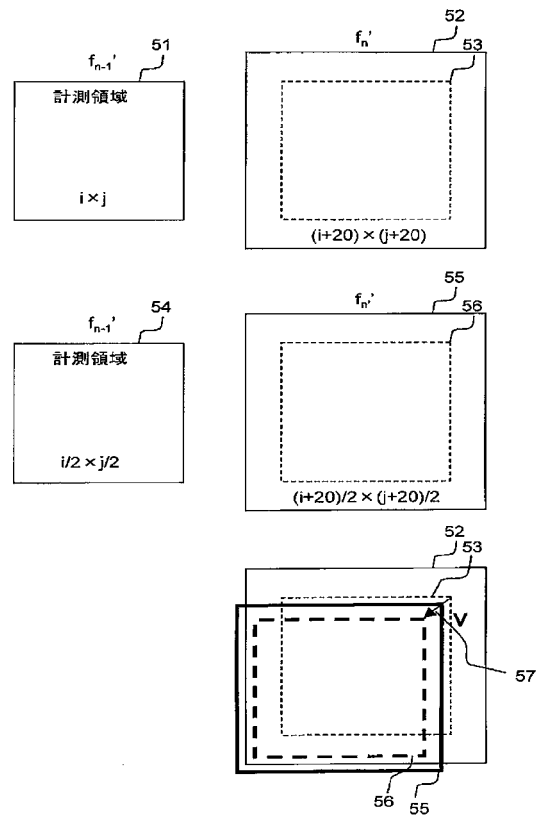
・効果

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。

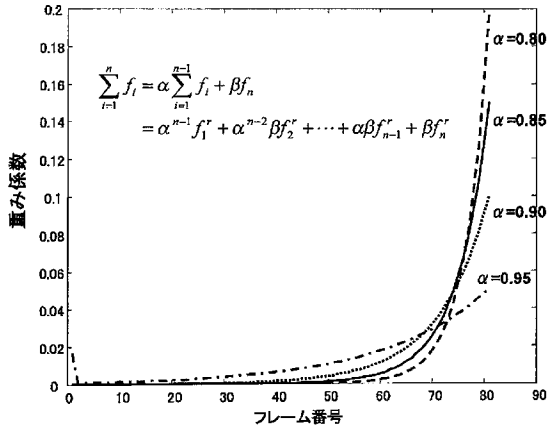
【 図 5 】



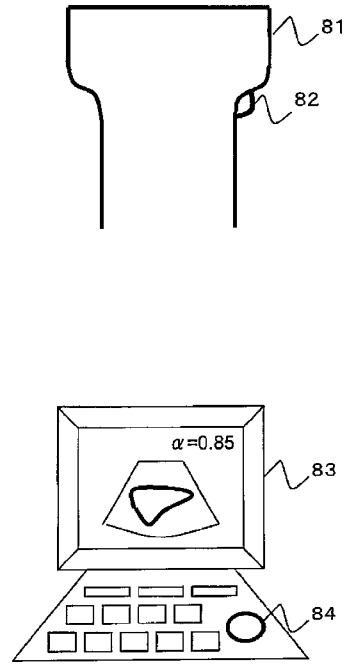
【 図 6 】



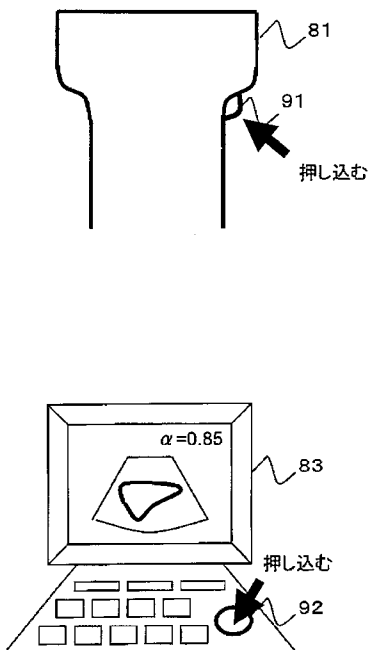
【 図 7 】



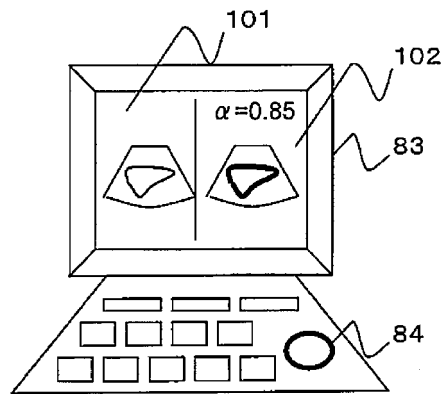
【 図 8 】



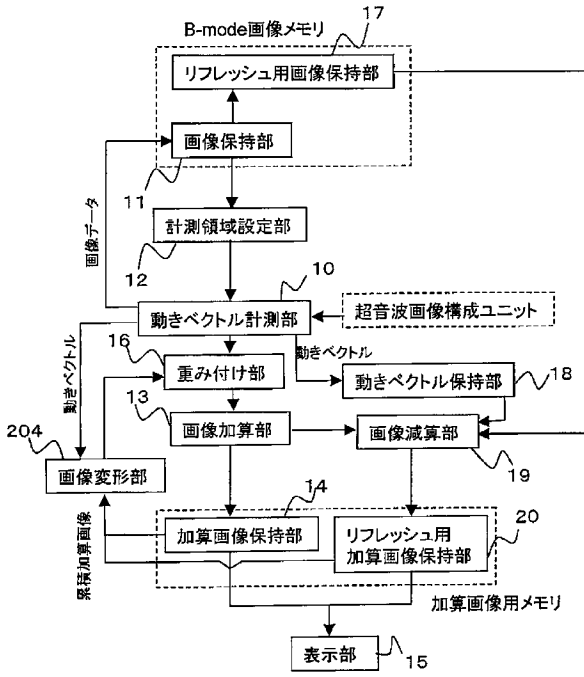
【 図 9 】



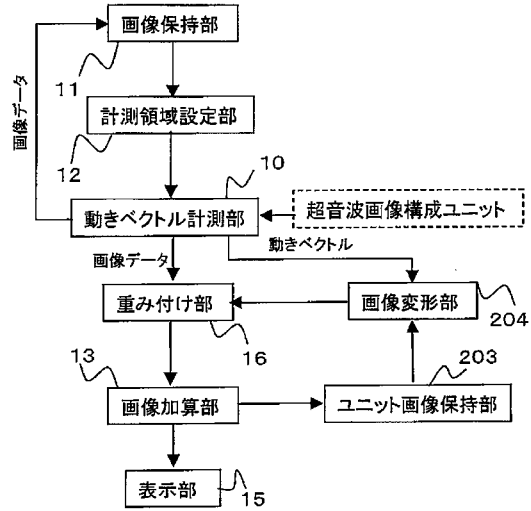
【 図 10 】



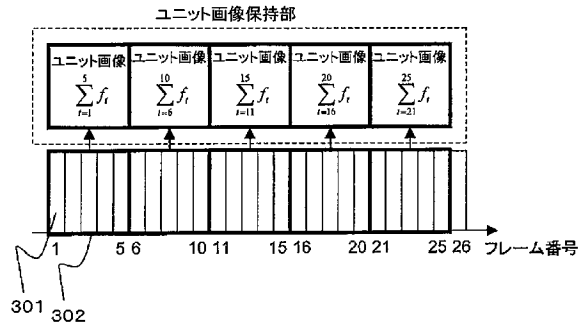
【 図 1 1 】



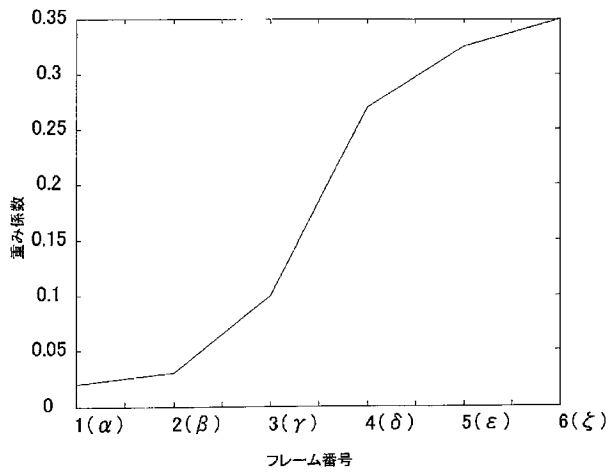
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/325721

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2005/20821 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 March, 2005 (10.03.05), Particularly, first mode for carrying out the invention & EP 1661519 A1	1-22
A	JP 8-266541 A (Hitachi Medical Corp.), 15 October, 1996 (15.10.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-22
A	JP 10-75949 A (Toshiba Corp.), 24 March, 1998 (24.03.98), Full text; all drawings (Family: none)	1-22
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 06 March, 2007 (06.03.07)	Date of mailing of the international search report 13 March, 2007 (13.03.07)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2006/325721

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	JP 2006-325686 A (Toshiba Corp.), 07 December, 2006 (07.12.06), Particularly, Par. Nos. [0022] to [0026], [0040] (Family: none)	1-22

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/325721									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2007年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2007年	日本国実用新案登録公報	1996-2007年	日本国登録実用新案公報	1994-2007年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2007年										
日本国実用新案登録公報	1996-2007年										
日本国登録実用新案公報	1994-2007年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号									
A	WO 2005/20821 A1(松下電器産業株式会社) 2005.03.10 特に、第1の実施形態参照 &EP 1661519 A1	1-22									
A	JP 8-266541 A(株式会社日立メディコ) 1996.10.15 全文、全図 (ファミリーなし)	1-22									
A	JP 10-75949 A(株式会社東芝) 1998.03.24 全文、全図 (ファミリーなし)	1-22									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行者若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 06.03.2007		国際調査報告の発送日 13.03.2007									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	<table border="1"> <tr> <td>2Q</td> <td>3101</td> </tr> </table>	2Q	3101						
2Q	3101										
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

様式PCT/ISA/210 (第2ページ) (2005年4月)

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/325721
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
P, A	JP 2006-325686 A(株式会社東芝) 2006.12.07 特に、第22-26、40段落参照 (ファミリーなし)	1-22

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

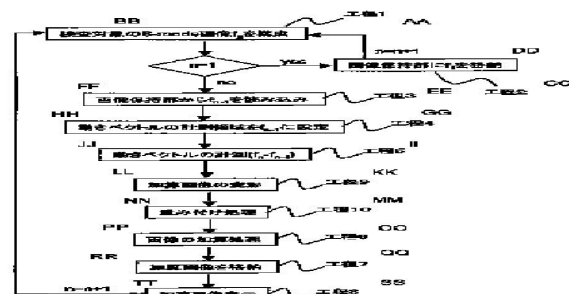
Fターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CC02 CE03  
CE08 DA07 DB02 DB09 DC22

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2007097108A1</a>	公开(公告)日	2009-07-09
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)	株式会社日立メデイコ		
[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 G06T1/00 G06T3/00 G06T5/20		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/7475 A61B8/463 A61B8/5276 G01S7/52074 G01S7/52077 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 G06T5/20.B		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE04 4C601/DE09 4C601/EE04 4C601/JB46 4C601/JC10 4C601/JC17 4C601/JC19 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CE03 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC22		
优先权	2006044649 2006-02-22 JP		
其他公开文献	JP5171610B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

显示高对比度超声图像的超声诊断设备，可增强检查对象的轮廓结构。更具体地，使用捕获的超声图像来测量在用于相加的图像之间发生的对象的运动矢量，基于该测量对累积的相加图像执行变形处理，然后通过将获取的图像和所累积的相乘来执行相加处理。通过加权系数添加图像。



AA STEP 1  
 BB FORM B-MODE IMAGE  $I_B$  OF INSPECTION OBJECT  
 CC STEP 2  
 DD STORE  $F_1$  IN IMAGE HOLDING SECTION  
 EE STEP 3  
 FF READ IN  $I_{L1}$  FROM IMAGE HOLDING SECTION  
 GG STEP 4  
 HH SET MEASUREMENT REGION OF MOTION VECTOR AT  $I_{n-1}$   
 II STEP 5  
 JJ MEASURE MOTION VECTOR  $(I_n - I_{n-1})$   
 KK STEP 6  
 LL DEFORM ADDITION IMAGE  
 MM STEP 7  
 NN WEIGHTING  
 OO STEP 8  
 PP ADDITION OF IMAGE  
 QQ STEP 9  
 RR STORE ADDITION IMAGE  
 SS STEP 8  
 TT DISPLAY ADDITION IMAGE