

(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2006-280967
(P2006-280967A)

(43) 公開日 平成18年10月19日(2006.10.19)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2006-169881 (P2006-169881)	(71) 出願人	000121936 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
(22) 出願日	平成18年6月20日(2006.6.20)	(72) 発明者	生方 敬一郎 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127 号 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内
(62) 分割の表示 原出願日	特願平9-353267の分割 平成9年12月22日(1997.12.22)	(72) 発明者	季 太宝 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127 号 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内
		F ターム(参考)	4C601 BB02 DD03 DE06 EE11 EE22 JC18 JC20 KK02 KK12 KK17 KK18

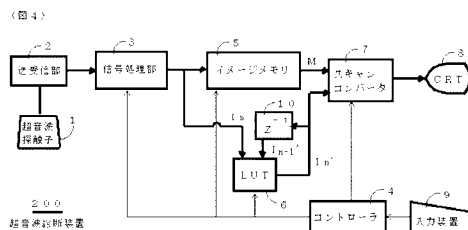
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 造影剤である気泡が音圧で破壊されても、造影剤による変化を持続的に見ることが出来る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 音線データに基づく画像データを第1の入力データとしその第1の入力データと第2の入力データとの差分画像データを出力する差分画像データ出力手段6、その差分画像データ出力手段が1データ前に出力した前記差分画像データを記憶し前記第2の入力データとして前記差分画像データ出力手段に入力する差分画像データ記憶手段10、前記差分画像データに対応する部分とイメージメモリ5に記憶した画像データに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成する画像作成手段7、前記合成画像を表示する表示手段8等を具備する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子と、その超音波探触子を駆動して被検体を超音波で走査し音線データを取得する送受信手段と、1画像分の音線データに基づく画像データを生成する信号処理手段と、前記画像データの一方を記憶するイメージ記憶手段と、前記画像データを第1の入力データとしその第1の入力データと第2の入力データとの差分画像データを出力する差分画像データ出力手段と、その差分画像データ出力手段が1データ前に出力した前記差分画像データを記憶し前記第2の入力データとして前記差分画像データ出力手段に入力する差分画像データ記憶手段と、前記差分画像データに対応する差分画像を作成するか又は前記差分画像データに対応する部分と前記イメージメモリに記憶した画像データに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成する画像作成手段と、前記差分画像または前記合成画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波探触子と、その超音波探触子を駆動して被検体を超音波で走査し音線データを取得する送受信手段と、1画像分の音線データに基づく画像データを生成する信号処理手段と、前記画像データの一方を記憶するイメージ記憶手段と、前記画像データを第1の入力データとしその第1の入力データと第2の入力データの倍のデータとの差分画像データを出力する差分画像データ出力手段と、その差分画像データ出力手段が1データ前に出力した前記差分画像データを記憶し前記第2の入力データとして前記差分画像データ出力手段に入力する差分画像データ記憶手段と、前記差分画像データに対応する差分画像を作成するか又は前記差分画像データに対応する部分と前記イメージメモリに記憶した画像データに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成する画像作成手段と、前記差分画像または前記合成画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像表示方法および超音波診断装置に関し、更に詳しくは、造影効果を視認可能とするための差分画像を表示しうる超音波画像表示方法および超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、造影剤の入る前の被検体の画像を超音波診断装置により撮影し、次に造影剤として気泡を被検体内に注入した後の被検体の画像を超音波診断装置により撮影し、2つの画像の差分画像を血管造影用サブトラクション装置により算出し、その差分画像を見て診断を行うことが行われている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

従来技術には、次の問題点がある。

40

(1) 血管造影用サブトラクション装置で得られる差分画像で見えるのは造影剤による変化があった血流部分だけであり、変化のない組織部分は見えないため、変化のあった部位を正確に同定できない。

(2) 送信する超音波の音圧が強いと、造影剤である気泡が音圧で破壊されるため、差分画像上で変化が見えるのは1回の撮影の直後だけであり、それ以降は変化がなくなってしまうため、変化が見えなくなってしまう。

(3) 従来は超音波診断装置は差分画像を表示する機能がなかったため、上記のように血管造影用サブトラクション装置を付加する必要があり、設備負担が大きくなる。

【0004】

そこで、本発明の第1の目的は、造影剤による変化があった血流部分および変化のない

50

組織部分の両方を見ることが出来る超音波画像表示方法および超音波診断装置を提供することにある。

また、本発明の第2の目的は、造影剤である気泡が音圧で破壊されても、造影剤による変化を持続的に見ることが出来る超音波画像表示方法および超音波診断装置を提供することにある。

さらに、本発明の第3の目的は、血管造影用サブトラクション装置を付加しなくても差分画像を表示しうる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

第1の観点では、本発明は、超音波により被検体を走査し画像データを得ることを繰り返して複数の画像データを取得し、それら複数の画像データ中の一つをマスク画像データとし、そのマスク画像データと他の画像データの差分画像データを作成し、その差分画像データに対応する部分と前記マスク画像データに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成し表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

10

上記第1の観点による超音波画像表示方法では、造影剤が入る前の画像データをマスク画像データとした場合、造影剤が入る前の画像データにその画像データと造影剤が入った後の画像データとの差分画像が合成された画像が作成され表示されるため、造影剤による変化があった血流部分および変化のない組織部分の両方を見ることが出来るようになり、変化のあった部位を正確に同定できるようになる。

【0006】

20

第2の観点では、本発明は、超音波により被検体を走査し画像データI1を得ると共にそれを差分画像データI1'として記憶し、次に超音波により被検体を走査し画像データInを得ると共に前記差分画像データIn-1'との差分画像データIn'を求めて記憶することをn=2, 3, ...について繰り返し、前記差分画像データIn'に対応する差分画像を作成し表示するか、又は、前記差分画像データIn'に対応する部分と前記画像データI1~In中の一つに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成し表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

前述した第1の観点による超音波画像表示方法では、送信する超音波の音圧が強いと、造影剤である気泡が音圧で破壊されるため、差分画像上で変化が見えるのは1回の撮影の直後だけであり、それから後、造影剤である気泡を含んだ血液が新たに補填されるまでの間は、変化が見えなくなってしまう。

30

しかるに、上記第2の観点による超音波画像表示方法では、新たな画像データと1データ前の差分画像との差分画像を新たな差分画像とするため、造影剤による変化が差分画像上に一度現われると、それが数データに渡って差分画像上に現われ続ける。従って、造影剤である気泡が音圧で破壊されても、造影剤による変化を持続的に見ることが出来る。

【0007】

第3の観点では、本発明は、超音波により被検体を走査し画像データI1を得ると共にそれを差分画像データI1'として記憶し、次に超音波により被検体を走査し画像データInを得ると共に前記差分画像データIn-1'の倍のデータとの差分画像データIn'を求めて記憶することをn=2, 3, ...について繰り返し、前記差分画像データIn'に対応する差分画像を作成し表示するか、又は、前記差分画像データIn'に対応する部分と前記画像データI1~In中の一つに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成し表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

40

上記第3の観点による超音波画像表示方法は、先述の第2の観点による超音波画像表示方法と基本的に同じであるが、荷重係数であるの値を調整することにより、造影剤による変化が差分画像上に現われ続ける期間を調整することが出来るようになる。一般には、の値を大きくすれば前記期間は長くなり、の値を小さくすれば前記期間は短くなる。

【0008】

第4の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を駆動して被検体を超音波で走査し音線データを取得する送受信手段と、1画像分の音線データに基づく画像デ

50

ータを生成する信号処理手段と、前記画像データを記憶するイメージ記憶手段と、記憶している複数の画像データ中の一つをマスク画像データとしそのマスク画像データと他の画像データの差分画像データを作成する差分画像データ作成手段と、前記差分画像データに対応する部分と前記マスク画像データに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成する画像作成手段と、前記合成画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第4の観点による超音波診断装置では、前記第1の観点による超音波画像表示方法を好適に実施でき、血管造影用サブトラクション装置を付加しなくても差分画像を表示できるようになる。

【0009】

10

第5の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を駆動して被検体を超音波で走査し音線データを取得する送受信手段と、1画像分の音線データに基づく画像データを生成する信号処理手段と、前記画像データの一つを記憶するイメージ記憶手段と、前記画像データを第1の入力データとしその第1の入力データと第2の入力データとの差分画像データを出力する差分画像データ出力手段と、その差分画像データ出力手段が1データ前に出力した前記差分画像データを記憶し前記第2の入力データとして前記差分画像データ出力手段に入力する差分画像データ記憶手段と、前記差分画像データに対応する差分画像を作成するか又は前記差分画像データに対応する部分と前記イメージメモリに記憶した画像データに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成する画像作成手段と、前記差分画像または前記合成画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

上記第5の観点による超音波診断装置では、前記第2の観点による超音波画像表示方法を好適に実施でき、血管造影用サブトラクション装置を付加しなくても差分画像を表示できるようになる。

【0010】

第6の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子を駆動して被検体を超音波で走査し音線データを取得する送受信手段と、1画像分の音線データに基づく画像データを生成する信号処理手段と、前記画像データの一つを記憶するイメージ記憶手段と、前記画像データを第1の入力データとしその第1の入力データと第2の入力データの倍のデータとの差分画像データを出力する差分画像データ出力手段と、その差分画像データ出力手段が1データ前に出力した前記差分画像データを記憶し前記第2の入力データとして前記差分画像データ出力手段に入力する差分画像データ記憶手段と、前記差分画像データに対応する差分画像を作成するか又は前記差分画像データに対応する部分と前記イメージメモリに記憶した画像データに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成する画像作成手段と、前記差分画像または前記合成画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

上記第6の観点による超音波診断装置では、前記第3の観点による超音波画像表示方法を好適に実施でき、血管造影用サブトラクション装置を付加しなくても差分画像を表示できるようになる。

【0011】

40

なお、以上における画像データは、1画像分の音線データの集合であるか、又は、1画像分の音線データを変換して作成した表示用データであるか、のいずれであってもよい。

【発明の効果】

【0012】

本発明の超音波画像表示方法および超音波診断装置によれば、次の効果が得られる。

(1) 造影剤による変化があった血流部分および変化のない組織部分の両方を見ることが出来るようになり、変化のあった部位を正確に同定できる。

(2) 造影剤である気泡が音圧で破壊されても、造影剤による変化を持続的に見ることが出来る。

(3) 血管造影用サブトラクション装置を付加しなくても、差分画像を表示できる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図に示す本発明の実施の形態により本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0014】

- 第1の実施形態 -

図1は、本発明の第1の実施形態の超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置100は、超音波探触子1と、その超音波探触子1を駆動して被検体を超音波で走査し音線データを取得する送受信部2と、1画像分の音線データに基づく画像データ(Bモード, Color Flow Mappingモード, Power Dopplar Imagingモードのいずれの画像データでもよい)を生成する信号処理部3と、前記画像データを記憶するイメージメモリ5と、記憶している複数の画像データ中の一つをマスク画像データMとしそのマスク画像データMと他の画像データRの差分画像データ(R-M)を作成するルックアップテーブル6と、前記差分画像データ(R-M)に対応する部分と前記マスク画像データMに対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成するスキャンコンバータ7と、前記合成画像を表示する表示装置8と、全体の処理を制御するコントローラ4と、指示などを操作者が入力するための入力装置9とを具備している。

10

【0015】

図2は、上記超音波診断装置100における造影モード処理を示すフロー図である。

ステップR1では、造影剤が入る前から造影剤が入ってくるまでの間、超音波(造影剤である気泡が破壊されないような音圧とする)により被検体を走査し画像データを得ることを繰り返し、複数の画像データを得て、イメージメモリ5に格納する。

20

ステップR2では、イメージメモリ5に格納した画像データのモノクロ画像をCRT8に表示し、造影剤が入る前のモノクロ画像の一つを操作者が入力装置9で指定することにより、そのモノクロ画像に対応する画像データをマスク画像データMとする。

ステップR3では、「静止」か「正順」か「逆順」かを操作者が入力装置9で指定する。

ステップR4では、「静止」が指定されたならステップR5へ進み、「正順」が指定されたならステップR7へ進み、「逆順」が指定されたならステップR8へ進む。

【0016】

30

ステップR5では、イメージメモリ5に格納した画像データのモノクロ画像をCRT8に表示し、造影剤が入った後のモノクロ画像の一つを操作者が入力装置9で指定することにより、そのモノクロ画像に対応する画像データを造影画像データRとする。

ステップR6では、造影画像データRをイメージメモリ5から読み出し、ステップR9へ進む。

【0017】

ステップR7では、全画像データをイメージメモリ5から時系列順に読み出し、読み出した順に造影画像データRとし、ステップR9へ進む。

【0018】

ステップR8では、全造影画像データRをイメージメモリ5から時系列と逆順に読み出し、読み出した順に造影画像データRとし、ステップR9へ進む。

40

【0019】

ステップR9では、イメージメモリ5から読み出した造影画像データRから前記マスク画像データMを減算し、差分画像データを作成する。

ステップR10では、スキャンコンバータ7で前記マスク画像データMのモノクロ画像と前記差分画像データのカラー画像とを作成し合成する。そして、その合成画像を、CRT8に表示する。「静止」の場合は合成画像は静止画像になるが、「正順」か「逆順」の場合は合成画像はシネ画像となる。

【0020】

図3は、造影画像データRと、マスク画像データMと、ルックアップテーブル6と、差

50

分画像データ (R - M) の関係を示す模式図である。

ルックアップテーブル 6 は、メモリであり、造影画像データ R とマスク画像データ M の対応する画素の値の組合せをアドレスとし、そのアドレスに書かれている値を出力データとする。その出力データが、前記差分画像データ (R - M) の対応する画素の値となる。

【0021】

上記第 1 の実施形態の超音波診断装置 100 によれば、造影剤が入る前の画像データ M のモノクロ画像に、その画像データ M と造影剤が入った後の画像データ R との差分画像 (R - M) のカラー画像が合成された合成画像が作成され、表示されるため、造影剤による変化があった血流部分および変化のない組織部分の両方を見ることが出来るようになり、変化のあった部位を正確に同定できるようになる。また、血管造影用サブトラクション装置を付加しなくても、差分画像 (R - M) を表示できるようになる。

10

【0022】

- 第 2 の実施形態 -

図 4 は、本発明の第 2 の実施形態の超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置 200 は、超音波探触子 1 と、その超音波探触子 1 を駆動して被検体を超音波で走査し音線データを取得する送受信部 2 と、1 画像分の音線データに基づく画像データ I1 ~ In (Bモード, Color Flow Mapping モード, Power Dopplar Imaging モードのいずれの画像データでもよい) を生成する信号処理部 3 と、前記画像データ I1 ~ In の一つを記憶するイメージメモリ 5 と、前記画像データ I1 ~ In を第 1 の入力データとしその第 1 の入力データと第 2 の入力データ In-1' の倍のデータとの差分画像データ In' を出力するルックアップテーブル 6 と、そのルックアップテーブル 6 が 1 データ前に出力した前記差分画像データ In' を記憶し前記第 2 の入力データ In-1' として前記ルックアップテーブル 6 に入力する差分画像データメモリ 10 と、前記差分画像データ In' に対応する差分画像を作成するか又は前記差分画像データ In' に対応する部分と前記イメージメモリ 5 に記憶した画像データ M に対応する部分とを識別可能な表示態様で含む合成画像を作成するスキャンコンバータ 7 と、前記差分画像または前記合成画像を表示する表示装置 8 と、全体の処理を制御するコントローラ 4 と、指示や前記荷重係数などを操作者が入力するための入力装置 9 とを具備している。

20

【0023】

図 5 は、画像データ I1 ~ In と、第 2 の入力データ In-1' と、差分画像データ In' の関係を示す例示図である。

30

画像データ I1 ~ I4 までは造影剤が入っていない値 " 2 " である。画像データ I5 は造影剤の効果による値 " 20 " である。しかし、超音波の音圧により、造影剤である気泡が破壊されるため、画像データ I6 以降は造影剤が入っていない値 " 2 " となる。

第 2 の入力データ In-1' の初期値は " 0 " になっている。以後、第 2 の入力データ In-1' の値は、1 データ前の差分画像データ In' の値になる。

差分画像データ In' の値は、

$$I_{n'} = | I_n - \cdot I_{n-1'} | \\ = 1$$

になっている。

40

【0024】

図 6 は、1 データ前の差分画像データ In' の値を第 2 の入力データとせずに、画像データ I1 を第 2 の入力データとした場合の画像データ I1 ~ In と、第 2 の入力データ I1 と、差分画像データ In' の関係を示す例示図である。

画像データ I1 ~ I4 までは造影剤が入っていない値 " 2 " である。画像データ I5 は造影剤の効果による値 " 20 " である。しかし、超音波の音圧により、造影剤である気泡が破壊されるため、画像データ I6 以降は造影剤が入っていない値 " 2 " となる。

第 2 の入力データ I1 の値は " 2 " で一定である。

差分画像データ In' の値は、

$$I_{n'} = | I_n - \cdot I_1 |$$

50

= 1

になっている。

【0025】

図5と図6とを比較すれば判るように、図5では造影剤による変化が差分画像上に一度現われると、それが数データに渡って現われ続ける。すなわち、造影剤である気泡が音圧で破壊されても、造影剤による変化を持続的に見ることが出来る。一方、図6では造影剤による変化が差分画像上に一度だけ現われるが、それ以後は消えてしまう。すなわち、造影剤である気泡が音圧で破壊されるため、造影剤による変化を持続的に見ることが出来ない。

【0026】

図7は、画像データ $I_1 \sim I_n$ と、第2の入力データ $I_{n-1'}$ と、差分画像データ $I_{n'}$ の関係を示す別の例示図である。

画像データ $I_1 \sim I_4$ までは造影剤が入っていない値“0”である。画像データ I_5 は造影剤の効果による値“20”である。しかし、超音波の音圧により、造影剤である気泡が破壊されるため、画像データ I_6 以降は造影剤が入っていない値“0”となる。

第2の入力データ $I_{n-1'}$ の値は、1データ前の差分画像データ $I_{n'}$ の値になる。

差分画像データ $I_{n'}$ の値は、

$$I_{n'} = |I_n - \cdot I_{n-1'}| \\ = 0.9$$

になっている。

【0027】

図8は、画像データ $I_1 \sim I_n$ と、第2の入力データ $I_{n-1'}$ と、差分画像データ $I_{n'}$ の関係を示す更に別の例示図である。

画像データ $I_1 \sim I_4$ までは造影剤が入っていない値“0”である。画像データ I_5 は造影剤の効果による値“20”である。しかし、超音波の音圧により、造影剤である気泡が破壊されるため、画像データ I_6 以降は造影剤が入っていない値“0”となる。

第2の入力データ $I_{n-1'}$ の値は、1データ前の差分画像データ $I_{n'}$ の値になる。

差分画像データ $I_{n'}$ の値は、

$$I_{n'} = |I_n - \cdot I_{n-1'}| \\ = 1.0$$

になっている。

【0028】

図7と図8とを比較すれば判るように、荷重係数の値が比較的小さいと造影剤による変化が現われ続ける期間が比較的短くなり、荷重係数の値が比較的大きいと造影剤による変化が現われ続ける期間が比較的長くなる。

【0029】

上記第2の実施形態の超音波診断装置200によれば、造影剤による変化があった血流部分および変化のない組織部分の両方を見ることが出来るようになり、変化のあった部位を正確に同定できるようになる。また、造影剤である気泡が音圧で破壊されても、造影剤による変化を持続的に見ることが出来る。さらに、血管造影用サブトラクション装置を付加しなくても、差分画像を表示できるようになる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置の構成図である。

【図2】図1の超音波診断装置の造影モード処理の動作を示すフロー図である。

【図3】造影画像データとマスク画像データとルックアップテーブルと差分画像データの関係を示す模式図である。

【図4】本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の構成図である。

【図5】画像データと第2の入力データと差分画像データの関係の例示図である。

【図6】画像データと第2の入力データと差分画像データの関係を示す別の例示図である

10

20

30

40

50

。

【図7】画像データと第2の入力データと差分画像データの関係を示す更に別の例示図である。

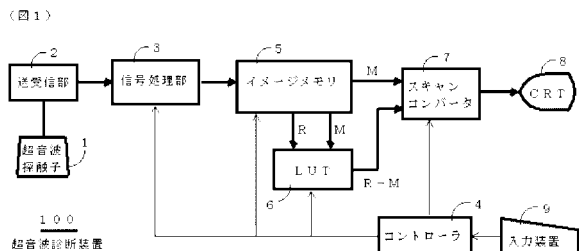
【図8】画像データと第2の入力データと差分画像データの関係を示す更にまた別の例示図である。

【符号の説明】

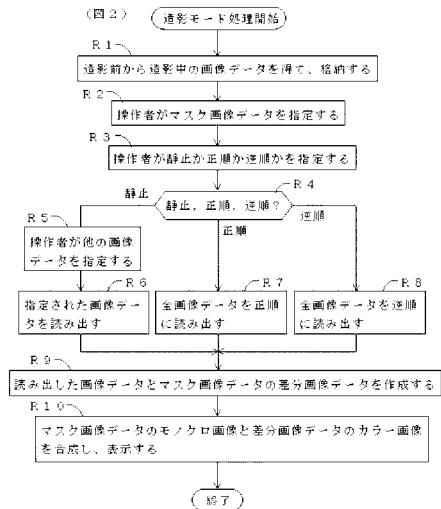
【0031】

- 100, 200 超音波診断装置
- 1 超音波探触子
- 2 送受信部
- 3 信号処理部
- 4 コントローラ
- 5 イメージメモリ
- 6 ルックアップテーブル
- 7 スキャンコンバータ
- 8 表示装置
- 9 入力装置
- 10 差分画像データメモリ

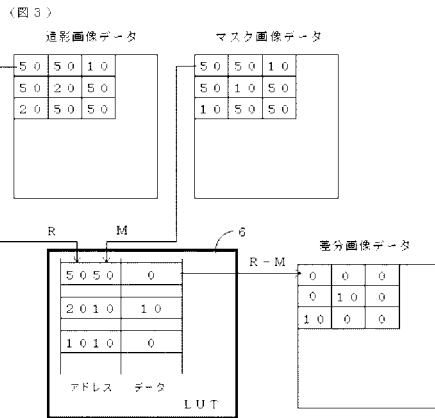
【図1】



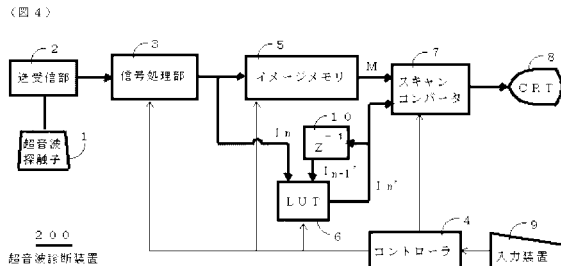
【図2】



【図3】



【図4】



【 図 5 】

(图 5) 時間 →

n	1	2	3	4	5	6	7	8
I_n	2	2	2	2	20	2	2	2
I_{n-1}'	0	2	0	2	0	20	18	16
I_n'	2	0	2	0	20	18	16	14

$I_n' = | I_n - I_{n-1}' |$

【 图 8 】

(图 8) 時間 →

I_n		0	20	0	0	0	0	0
I_{n-1}'		0	0	20	20	20	20	20
I_n'		0	20	20	20	20	20	20

$I_n' = | I_n - 1.0 \cdot I_{n-1}' |$

【 图 6 】

(图 6) 時間 →

n	1	2	3	4	5	6	7	8
I_n	2	2	2	2	20	2	2	2
I_1	2	2	2	2	2	2	2	2
I_n'	0	0	0	0	18	0	0	0

$I_n' = | I_n - I_1 |$

【 图 7 】

(图 7) 時間 →

I_n		0	20	0	0	0	0	0
I_{n-1}'		0	0	20	18	16	14	12
I_n'		0	20	18	16	14	12	10

$I_n' = | I_n - 0.9 \cdot I_{n-1}' |$

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006280967A	公开(公告)日	2006-10-19
申请号	JP2006169881	申请日	2006-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	生方敬一郎 李太宝		
发明人	生方 敬一郎 李 太宝		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JC18 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，即使作为造影剂的气泡被声压破坏，也能够连续观察造影剂的变化。解决方案：该超声波诊断装置包括：差分图像数据输出装置6，用于基于声线数据作为第一输入数据获取图像数据，并输出第一输入数据和第二输入数据之间的差分图像数据；差分图像数据存储装置10，用于存储差分图像数据输出装置之前一个数据输出的差分图像数据，并将其作为第二输入数据输入到差分图像数据输出装置；图像生成装置7，用于在判别显示模式下生成包括与差分图像数据相对应的部分和与存储在图像存储器5中的图像数据相对应的部分的合成图像；以及用于显示合成图像的显示装置8。

