

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4511679号  
(P4511679)

(45) 発行日 平成22年7月28日(2010.7.28)

(24) 登録日 平成22年5月14日(2010.5.14)

(51) Int.CI.

F 1

<b>A61B</b>	<b>8/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	8/06
<b>A61B</b>	<b>8/08</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	8/08
<b>G06T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 06 T	1/00 290 D

請求項の数 4 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2000-83395 (P2000-83395)

(22) 出願日 平成12年3月24日 (2000.3.24)

(65) 公開番号 特開2001-269341 (P2001-269341A)

(43) 公開日 平成13年10月2日 (2001.10.2)

審査請求日 平成18年12月5日 (2006.12.5)

(73) 特許権者 000121936

G E ヘルスケア・ジャパン株式会社

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127

(74) 代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

(72) 発明者 橋本 浩

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127

ジーイー横河メディカルシステム株式会

社内

審査官 後藤 順也

(56) 参考文献 特開平08-182680 (JP, A)

特開平05-317311 (JP, A)

特開平07-079981 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波画像生成方法、超音波画像生成装置および超音波診断装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

時系列的に生成された複数の超音波画像を記憶する超音波画像記憶手段と、前記超音波画像の画素値の変化速度の分散を求める演算手段と、前記変化速度の分散を画素値に反映させた変化速度分散超音波画像を生成する変化速度分散超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波画像生成装置。

## 【請求項 2】

前記時系列的に生成された複数の超音波画像の画素値の変化速度の最高値を求める演算手段と、前記変化速度の最高値を画素値に反映させた最高変化速度超音波画像を生成する最高変化速度超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする請求項1に記載の超音波画像生成装置。

10

## 【請求項 3】

前記時系列的に生成された複数の超音波画像の画素値の変化速度の最低値を求める演算手段と、前記変化速度の最低値を画素値に反映させた最低変化速度超音波画像を生成する最低変化速度超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波画像生成装置。

## 【請求項 4】

超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、請求項1から請求項3の少なくとも1つの超音波画像生成装置とを具備したことを特徴とす

20

る超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波画像生成方法、超音波画像生成装置および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、画像全体で、造影剤の流入流出の様子を観察できる超音波画像を生成する超音波画像生成方法、超音波画像生成装置および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

造影剤の流入流出の様子を観察するための従来技術として、TIC (Time Intensity Curve ; タイムインテンシティカーブ) が知られている。

TICによる診断は、次のように行われている。

(1) 被検体を超音波診断装置で走査し、Bモード画像を表示し、図19に示すように、関心領域ROI1, ROI2, ROI3を設定する。

(2) 造影剤を被検体内に注入する。

(3) 超音波診断装置は、時系列的にBモード画像を次々に生成し、前記関心領域ROI1, ROI2, ROI3についての平均輝度の時間的变化を、図20に示すようにグラフ化し、並べて表示する。

(4) 医師や技師は、上記TICのグラフから各関心領域ROI1, ROI2, ROI3についての造影剤の流入流出の差を認識し、腫瘍の鑑別などを行う。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

上記TICでは、例えば一つの関心領域を健康部位に設置し、別の関心領域を病変部位に設置するように、関心領域を適正に設定する必要があり、操作者の負担が大きい問題点がある。

そこで、本発明の目的は、操作者が関心領域を設定しなくても画像診断を適正に行えるよう、画像全体で、造影剤の流入流出の様子を観察できる超音波画像を生成する超音波画像生成方法、超音波画像生成装置および超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の画素値の変化速度を、対応する画素値に反映させた変化速度超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第1の観点による超音波画像生成方法では、前記変化速度超音波画像の各画素の色や輝度を比較することで、同一時刻における造影剤の流入速度・流出速度の各画素間の差を認識できるから、腫瘍の鑑別などを行うことが出来る。そして、関心領域を設定する必要がないから、操作者の負担を軽減できる。

【0005】

第2の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の画素値の変化速度の最高値を、対応する画素の画素値に反映させた最高変化速度超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第2の観点による超音波画像生成方法では、前記最高変化速度超音波画像の各画素の色や輝度を比較することで、ある期間における造影剤の流入速度の最大値の各画素間の差を認識できるから、腫瘍の鑑別などを行うことが出来る。そして、関心領域を設定する必要がないから、操作者の負担を軽減できる。

【0006】

第3の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の画素値の変化速度の最低値を、対応する画素の画素値に反映させた最低変化速度超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第3の観点による超音波画像生成方法では、前記最低変化速度超音波画像の各画素の

10

20

30

40

50

色や輝度を比較することで、ある期間における造影剤の流出速度の最大値の各画素間の差を認識できるから、腫瘍の鑑別などを行うことが出来る。そして、関心領域を設定する必要がないから、操作者の負担を軽減できる。

#### 【0007】

第4の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の画素値の変化速度の分散を、対応する画素の画素値に反映させた変化速度分散超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法。

上記第4の観点による超音波画像生成方法では、前記変化速度分散超音波画像の各画素の色や輝度を比較することで、ある期間における造影剤の流入速度・流出速度のばらつきの各画素間の差を認識できるから、腫瘍の鑑別などを行うことが出来る。そして、関心領域を設定する必要がないから、操作者の負担を軽減できる。10

#### 【0008】

第5の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の画素値の最大値を、対応する画素の画素値に反映させた最大値超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第5の観点による超音波画像生成方法では、前記最大値超音波画像の各画素の色や輝度を比較することで、ある期間における造影剤の流入量の各画素間の差を認識できるから、腫瘍の鑑別などを行うことが出来る。そして、関心領域を設定する必要がないから、操作者の負担を軽減できる。

#### 【0009】

上記第6の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の各画素の画素値が最大値に到達するまでの時間を反映させた到達時間超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

上記第6の観点による超音波画像生成方法では、前記到達時間超音波画像の各画素の色や輝度を比較することで、造影剤の流入量が最大に至るまでの時間の各画素間の差を認識できるから、腫瘍の鑑別などを行うことが出来る。そして、関心領域を設定する必要がないから、操作者の負担を軽減できる。20

#### 【0010】

第7の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像を記憶する超音波画像記憶手段と、前記超音波画像の画素値の変化速度を求める演算手段と、前記変化速度を画素値に反映させた変化速度超音波画像を生成する変化速度超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波画像生成装置を提供する。30

上記第7の観点による超音波画像生成装置では、前記第1の観点による超音波画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0011】

第8の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像を記憶する超音波画像記憶手段と、前記超音波画像の画素値の変化速度の最高値を求める演算手段と、前記変化速度の最高値を画素値に反映させた最高変化速度超音波画像を生成する最高変化速度超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波画像生成装置を提供する。

上記第8の観点による超音波画像生成装置では、前記第2の観点による超音波画像生成方法を好適に実施できる。40

#### 【0012】

第9の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像を記憶する超音波画像記憶手段と、前記超音波画像の画素値の変化速度の最低値を求める演算手段と、前記変化速度の最低値を画素値に反映させた最低変化速度超音波画像を生成する最低変化速度超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波画像生成装置を提供する。

上記第9の観点による超音波画像生成装置では、前記第3の観点による超音波画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0013】

第10の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像を記憶する超音波50

画像記憶手段と、前記超音波画像の画素値の変化速度の分散を求める演算手段と、前記変化速度の分散を画素値に反映させた変化速度分散超音波画像を生成する変化速度分散超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波画像生成装置を提供する。

上記第10の観点による超音波画像生成装置では、前記第4の観点による超音波画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0014】

第11の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の各画素の画素値の最大値を保持する最大値保持手段と、前記最大値を画素値に反映させた最大値超音波画像を生成する最大値超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波画像生成装置を提供する。

10

上記第11の観点による超音波画像生成装置では、前記第5の観点による超音波画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0015】

第12の観点では、本発明は、時系列的に生成された複数の超音波画像の各画素の画素値が最大値に至るまでの時間を求める到達時間取得手段と、前記時間差を反映させた到達時間超音波画像を生成する到達時間超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波画像生成装置を提供する。

上記第12の観点による超音波画像生成装置では、前記第6の観点による超音波画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0016】

第13の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子から超音波を送信しそれに対応する受信信号を得る送受信手段と、前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記第7の観点から第12の観点の少なくとも1つの超音波画像生成装置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13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生成方法から前記第6の観点による超音波画像生成方法の少なくとも1つを好適に実施できる。

#### 【0017】

なお、前記変化速度超音波画像、前記最高変化速度超音波画像、前記最低変化速度超音波画像、前記変化速度分散超音波画像、前記最高値超音波画像または前記到達時間超音波画像の画素の一つを、前記時系列的に生成された超音波画像の画素の一つに対応させてもよい（一対一の対応）。あるいは、前記変化速度超音波画像、前記最高変化速度超音波画像、前記最低変化速度超音波画像、前記変化速度分散超音波画像、前記最高値超音波画像または前記到達時間超音波画像の画素の一つを、前記時系列的に生成された超音波画像の画素の複数（例えば、一対一で対応する点およびその周囲8点）に対応させてもよい（一対複数の対応）。あるいは、前記変化速度超音波画像、前記最高変化速度超音波画像、前記最低変化速度超音波画像、前記変化速度分散超音波画像、前記最高値超音波画像または前記到達時間超音波画像の画素の複数を、前記時系列的に生成された超音波画像の画素の複数に対応させてもよい（複数対複数の対応。この場合、画像全体をカバーするように区画した複数のブロック内の画素のグループ同士の対応となる）。あるいは、前記変化速度超音波画像、前記最高変化速度超音波画像、前記最低変化速度超音波画像、前記変化速度分散超音波画像、前記最高値超音波画像または前記到達時間超音波画像の画素の複数を、前記時系列的に生成された超音波画像の画素の一つに対応させてもよい（複数対一の対応。この場合、画像全体をカバーするように区画した複数のブロック内の複数の画素と代表画素の対応となる）。

30

#### 【0018】

また、前記時系列的に生成された複数の超音波画像は、画面に表示可能な画素値と座標とを各画素が有している表示画像に限らず、その表示画像に容易に変換可能なデータであってもよい。例えば、1フレームを形成する多数の音線の受信信号にかかるデータであってもよい。

#### 【0019】

40

50

### 【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

#### 【0020】

##### - 第1の実施形態 -

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる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、被検体内に超音波を送信しそれに対応するエコーを受信し受信信号を出力する送受信部2と、前記受信信号からBモードデータを生成するBモード処理部3と、前記Bモードデータから最新の超音波画像を生成するDSC(Digital Scan Converter)4と、前記最新の超音波画像より1フレーム前の超音波画像(直前の超音波画像)を出力するフレームメモリ5と、最新の超音波画像の輝度 $S_i(x,y)$ と直前の超音波画像の輝度 $S_{i-1}(x,y)$ の差分 $V_i(x,y)$ を算出する差分演算部6と、前記差分 $V_i(x,y)$ に応じて輝度および表示色を決めた画素からなる変化速度超音波画像G1を生成する変化速度超音波画像生成部7と、前記最新の超音波画像や前記変化速度超音波画像G1を表示するCRT8とを具備して構成されている。なお、(x,y)は、画素の座標を表す。

#### 【0021】

図2は、図1の超音波診断装置100による変化速度超音波画像生成処理を示すフロー図である。なお、この処理の開始の直前から直後の間に、被検体内に造影剤を注入する。

ステップST1では、フレーム番号カウンタ $i$ を“1”に初期化する。

#### 【0022】

ステップST2では、超音波探触子1～DSC4により被検体を走査し、最新の超音波画像を生成する。

ステップST3では、フレーム番号カウンタ $i = 1$ ならばステップST4へ進み、フレーム番号カウンタ $i = 2$ ならばステップST6へ進む。

#### 【0023】

ステップST4では、最新の超音波画像をフレームメモリ5に記憶する。前の超音波画像が既に記憶されていれば、上書きする。

ステップST5では、フレーム番号カウンタ $i$ を“1”だけインクリメントする。そして、上記ステップST2に戻る。

#### 【0024】

ステップST6では、差分演算部6は、最新の超音波画像の輝度 $S_i(x,y)$ と直前の超音波画像の輝度 $S_{i-1}(x,y)$ の差分 $V_i(x,y)$ を、

$$V_i(x,y) = S_i(x,y) - S_{i-1}(x,y)$$

により、算出する。

この差分 $V_i(x,y)$ の絶対値は、輝度の変化速度すなわち造影剤の流入速度または流出速度を表す。また、差分 $V_i(x,y)$ の符号は、正が輝度の増加すなわち造影剤の流入を表し、負が輝度の減少すなわち造影剤の流出を表す。

#### 【0025】

ステップST7では、変化速度超音波画像生成部7は、前記差分値 $V_i(x,y)$ に応じて画素の輝度および表示色を決めた変化速度超音波画像G1を生成する。例えば、前記差分 $V_i(x,y)$ の絶対値が大きいほど高輝度とし、符号が正なら表示色を赤色とし、符号が負なら表示色を青色とする。

ステップST8では、操作者が終了を指示したら処理を終了し、そうでないなら上記ステップST4に戻る。

#### 【0026】

次に、図3～図8を参照して、変化速度超音波画像G1の表示例について説明する。

説明の都合上、図3に示すように、血液の流入・流出特性の異なる第1領域A～第4領域Dが存在するものとする。また、第1領域A～第4領域Dは、図4に示すようなTIC特性a～dを持つものとする。

10

20

30

40

50

## 【0027】

図5は、図4のTIC特性a～dに基づく差分および画素値（輝度，表示色）との対応を示す模式図である。

## 【0028】

図6は、図5の時刻t1における変化速度超音波画像G1(t1)の模式図である。

第1領域Aは暗い赤に見え、第2領域Bはやや明るい赤に見え、第3領域Cは明るい赤に見え、第4領域Dは黒に見える。よって、第1領域A～第3領域Cに流入しており、第3領域Cへの流入速度が最も大きいことが判る。

## 【0029】

図7は、図5の時刻t2における変化速度超音波画像G1(t2)の模式図である。

10

第1領域Aは暗い青に見え、第2領域Bはやや明るい青に見え、第3領域Cは明るい青に見え、第4領域Dは黒に見える。よって、第1領域A～第3領域Cから流出しており、第3領域Cからの流出速度が最も大きいことが判る。

## 【0030】

図8は、図5の時刻t3における変化速度超音波画像G1(t3)の模式図である。

第1領域Aおよび第2領域Bは暗い赤に見え、第3領域Cは暗い青に見え、第4領域Dは黒に見える。よって、第1領域Aおよび第2領域Bには再び流入しており、第3領域Cからは依然として流出していることが判る。

## 【0031】

以上の第1の実施形態にかかる超音波診断装置100によれば、変化速度超音波画像G1の各画素の輝度および表示色から造影剤の流入・流出の全体状況を一目で把握できる。また、操作者が関心領域を設定する必要がなくなる。

20

## 【0032】

## - 第2の実施形態 -

図9は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。なお、前記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100と同じ構成要素には同じ参照番号を付している。

この超音波診断装置200は、超音波探触子1と、送受信部2と、Bモード処理部3と、DSC4と、フレームメモリ5と、差分演算部6と、差分 $V_i(x,y)$ の最高値max\_  $V_i(x,y)$ をホールドする差分最高値ホールド部26と、前記差分最高値max\_  $V_i(x,y)$ に応じて輝度および表示色を決めた画素からなる最高変化速度超音波画像G2を生成する最高変化速度超音波画像生成部27と、CRT8とを具備して構成されている。

30

## 【0033】

図10は、図9の超音波診断装置200による最高変化速度超音波画像生成処理を示すフロー図である。なお、この処理の開始の直前から直後の間に、被検体内に造影剤を注入する。

ステップST1～ST5およびST8は、図2のフロー図で説明した通りである。

ステップST26では、差分最高値ホールド部26は、差分 $V_i(x,y)$ の最高値max\_  $V_i(x,y)$ をホールドする。

ステップST27では、最高変化速度超音波画像生成部27は、前記差分最高値max\_  $V_i(x,y)$ に応じて画素の輝度および表示色を決めた最高変化速度超音波画像G2を生成する。

40

## 【0034】

以上の第2の実施形態にかかる超音波診断装置200によれば、図6に示す変化速度超音波画像G1(t1)が最高変化速度超音波画像G2として時刻t1以降も表示され続けることになる。この最高変化速度超音波画像G2の各画素の輝度および表示色から造影剤の最大流入速度の全体状況を一目で把握できる。また、操作者が関心領域を設定する必要がなくなる。

## 【0035】

## - 第3の実施形態 -

50

図11は、本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。なお、前記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100と同じ構成要素には同じ参照番号を付している。

この超音波診断装置300は、超音波探触子1と、送受信部2と、Bモード処理部3と、DSC4と、フレームメモリ5と、差分演算部6と、差分 $V_i(x,y)$ の最低値 $\min_{V_i}(x,y)$ をホールドする差分最低値ホールド部36と、前記差分最低値 $\min_{V_i}(x,y)$ に応じて輝度および表示色を決めた画素からなる最低変化速度超音波画像G3を生成する最低変化速度超音波画像生成部37と、CRT8とを具備して構成されている。

#### 【0036】

図12は、図11の超音波診断装置300による最低変化速度超音波画像生成処理を示すフロー図である。なお、この処理の開始の直前から直後の間に、被検体内に造影剤を注入する。

10

ステップST1～ST5およびST8は、図2のフロー図で説明した通りである。

ステップST36では、差分最低値ホールド部36は、差分 $V_i(x,y)$ の最低値 $\min_{V_i}(x,y)$ をホールドする。

ステップST37では、最低変化速度超音波画像生成部37は、前記差分最低値 $\min_{V_i}(x,y)$ に応じて画素の輝度および表示色を決めた最低変化速度超音波画像G3を生成する。

#### 【0037】

以上の第3の実施形態にかかる超音波診断装置300によれば、図7に示す変化速度超音波画像G1(t2)が最低変化速度超音波画像G3として時刻t2以降も表示され続けることになる。この最低変化速度超音波画像G3の各画素の輝度および表示色から造影剤の最大流出速度の全体状況を一目で把握できる。また、操作者が関心領域を設定する必要がなくなる。

20

#### 【0038】

##### - 第4の実施形態 -

図13は、本発明の第4の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。なお、前記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100と同じ構成要素には同じ参照番号を付している。

この超音波診断装置400は、超音波探触子1と、送受信部2と、Bモード処理部3と、DSC4と、フレームメモリ5と、差分演算部6と、変化速度超音波画像生成部7と、生成された一連の変化速度超音波画像G1を記憶する変化速度超音波画像メモリ45と、一連の変化速度超音波画像G1の対応する画素の輝度の分散 $(x,y)$ を算出する分散演算部46と、前記分散 $(x,y)$ に応じて輝度および表示色を決めた画素からなる変化速度分散超音波画像G4を生成する変化速度分散超音波画像生成部47と、CRT8とを具備して構成されている。

30

#### 【0039】

図14は、図13の超音波診断装置400により生成された変化速度分散超音波画像G4の例示図である。

第1領域A～第4領域Dに図5に示すような差分特性があり、分散が大きいほど輝度を上げ且つ表示色は緑にするものとすれば、第1領域Aは暗い緑色に見え、第2領域Bはやや明るい緑色に見え、第3領域Cは明るい緑色に見え、第4領域Dは黒色に見える。

40

#### 【0040】

以上の第4の実施形態にかかる超音波診断装置400によれば、変化速度分散超音波画像G4の各画素の輝度から造影剤の流入速度・流出速度の振れの全体状況を一目で把握できる。また、操作者が関心領域を設定する必要がなくなる。

#### 【0041】

##### - 第5の実施形態 -

図15は、本発明の第5の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。なお、前記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100と同じ構成要素には同じ参照番号を付

50

している。

この超音波診断装置 500 は、超音波探触子 1 と、送受信部 2 と、B モード処理部 3 と、DSC4 と、生成された一連の超音波画像の対応する画素の最大輝度を保持する最大輝度ホールド部 56 と、前記最大輝度をその輝度とする画素からなる最大値超音波画像 G5 を生成する最大値超音波画像生成部 57 と、CRT8 とを具備して構成されている。

#### 【0042】

図16は、図15の超音波診断装置500により生成された最大値超音波画像G5の例示図である。

第1領域A～第4領域Dが図4に示すようなTIC特性を持ち、表示色を橙色とすれば、第1領域Aは最大輝度Iaの橙色に見え、第2領域Bは最大輝度Ibの橙色に見え、第3領域Cは最大輝度Icの橙色に見え、第4領域Dは黒色に見える。

10

#### 【0043】

以上の第5の実施形態にかかる超音波診断装置500によれば、最大値超音波画像G5の各画素の輝度から造影剤の流入量の最大値の全体状況を一目で把握できる。また、操作者が関心領域を設定する必要がなくなる。

#### 【0044】

##### - 第6の実施形態 -

図17は、本発明の第6の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。なお、前記第5の実施形態にかかる超音波診断装置500と同じ構成要素には同じ参照番号を付している。

20

この超音波診断装置600は、超音波探触子1と、送受信部2と、Bモード処理部3と、DSC4と、最大輝度ホールド部56と、最大値超音波画像生成部57と、操作者が時間測定の開始を指示した時刻から前記最大輝度ホールド部56が最大輝度を最新に保持した時刻までの時間を測定する最大輝度到達時間測定部66と、前記測定した時間に応じた輝度を持つ画素からなる到達時間超音波画像G6を生成する到達時間超音波画像生成部67と、CRT8とを具備して構成されている。

#### 【0045】

図18は、図17の超音波診断装置600により生成された到達時間超音波画像G6の例示図である。

30

第1領域A～第4領域Dが図4に示すようなTIC特性を持ち、表示色を黄色とすれば、第1領域Aは到達時間Taに応じた輝度の黄色に見え、第2領域Bは到達時間Tbに応じた輝度の黄色に見え、第3領域Cは到達時間Tcに応じた輝度の黄色に見え、第4領域Dは黒色に見える。

#### 【0046】

以上の第6の実施形態にかかる超音波診断装置600によれば、到達時間超音波画像G6の各画素の輝度から造影剤の流入量が最大値に至るまでの時間の全体状況を一目で把握できる。また、操作者が関心領域を設定する必要がなくなる。

#### 【0047】

##### - 他の実施形態 -

上記第1～第6の実施形態では、各超音波画像の各画素の画素値の差分や最大値や到達時間を求めたが、各画素の画素値ではなく、着目画素およびその周囲8点の画素の平均値を当該着目画素の画素値とみなしてその差分や最大値や到達時間を求めるようにしてもよい。この場合、分解能は低下するが、耐雑音性を向上できる。

40

#### 【0048】

また、上記第1～第6の実施形態では、DSC4で生成した超音波画像を元に差分や最大値や到達時間を求めたが、Bモード処理部3が出力するBモードデータを元に差分や最大値や到達時間を求めてよい。

#### 【0049】

##### 【発明の効果】

本発明の超音波画像生成方法、超音波画像生成装置および超音波診断装置によれば、造影

50

剤の流入流出の様子を画像全体で観察できるようになる。また、操作者が関心領域をいちいち設定する必要がなくなる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 2】第 1 の実施形態にかかる変化速度超音波画像生成処理を示すフロー図である。

【図 3】血液の流入・流出特性の異なる領域のモデル図である。

【図 4】図 3 の各領域の T I C 特性図である。

【図 5】図 4 の T I C 特性に基づく差分特性図である。

【図 6】時刻 t<sub>1</sub>における変化速度超音波画像の例示図である。

【図 7】時刻 t<sub>2</sub>における変化速度超音波画像の例示図である。

10

【図 8】時刻 t<sub>3</sub>における変化速度超音波画像の例示図である。

【図 9】第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 10】第 2 の実施形態にかかる最高変化速度超音波画像生成処理を示すフロー図である。

【図 11】第 3 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 12】第 3 の実施形態にかかる最低変化速度超音波画像生成処理を示すフロー図である。

【図 13】第 4 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 14】変化速度分散超音波画像の例示図である。

20

【図 15】第 5 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 16】最高値超音波画像の例示図である。

【図 17】第 6 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 18】到達時間超音波画像の例示図である。

【図 19】従来の超音波診断装置において操作者が設定した関心領域を示す説明図である。

。

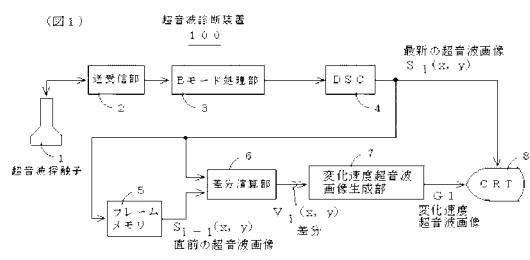
【図 20】図 19 の各関心領域の T I C 特性図である。

【符号の説明】

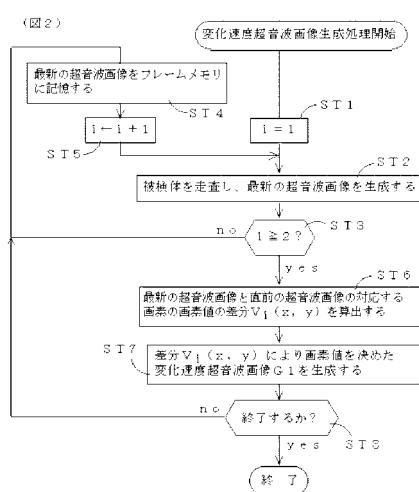
1	超音波探触子	
2	送受信部	
3	モード処理部	30
4	D S C	
5	フレームメモリ	
6	差分演算部	
7	変化速度超音波画像生成部	
8	C R T	
2 6	差分最高値ホールド部	
2 7	最高変化速度超音波画像生成部	
3 6	差分最低値ホールド部	
3 7	最低変化速度超音波画像生成部	
4 5	変化速度超音波画像メモリ	40
4 6	分散演算部	
4 7	変化速度分散超音波画像生成部	
5 6	最大輝度ホールド部	
5 7	最大値超音波画像生成部	
6 6	最大輝度到達時間測定部	
6 7	到達時間超音波画像生成部	
1 0 0	超音波診断装置	
2 0 0	超音波診断装置	
3 0 0	超音波診断装置	
4 0 0	超音波診断装置	50

500 超音波診断装置  
600 超音波診断装置

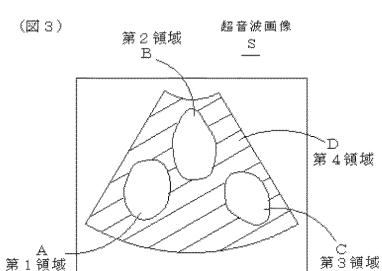
【図1】



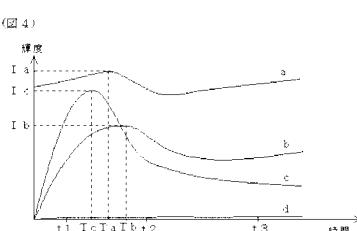
【図2】



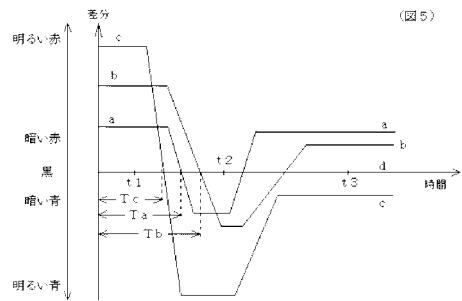
【図3】



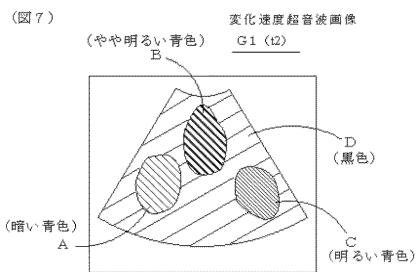
【図4】



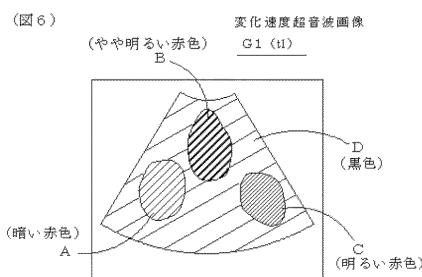
【図 5】



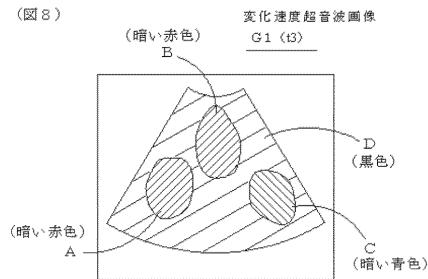
【図 7】



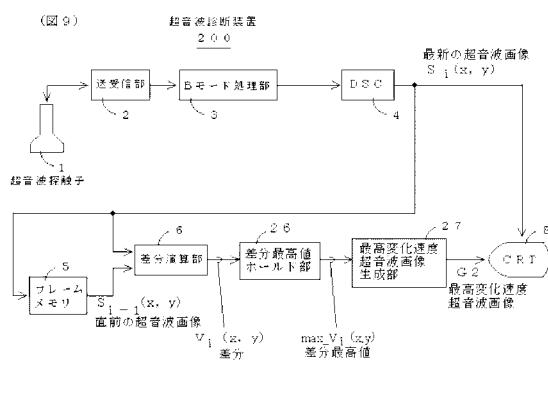
【図 6】



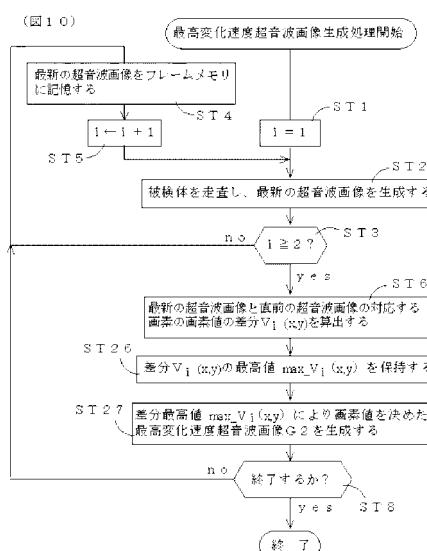
【図 8】



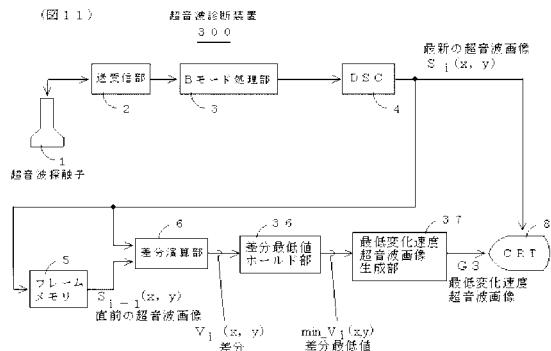
【図 9】



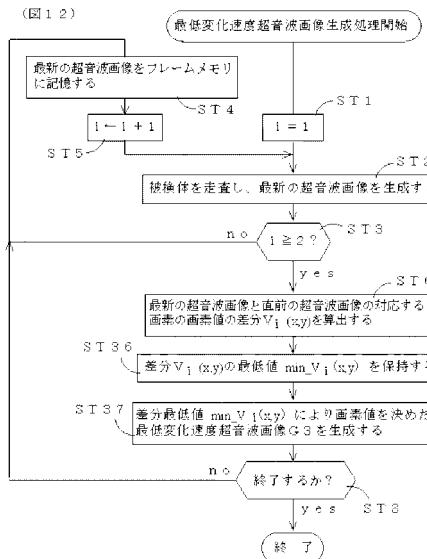
【図 10】



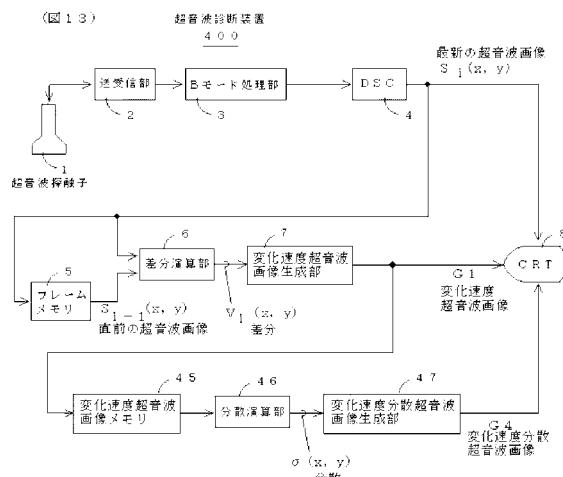
【図11】



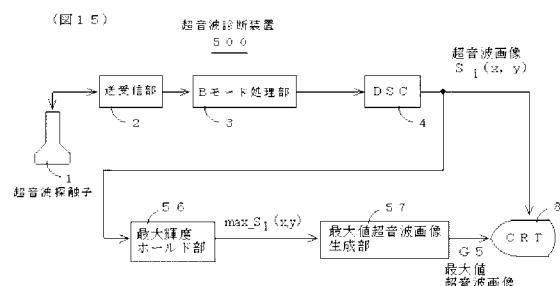
【図12】



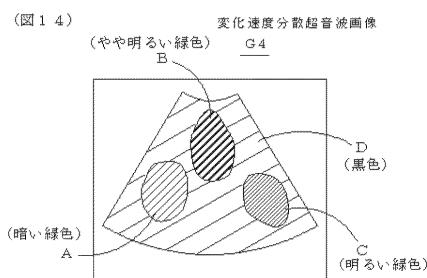
【図13】



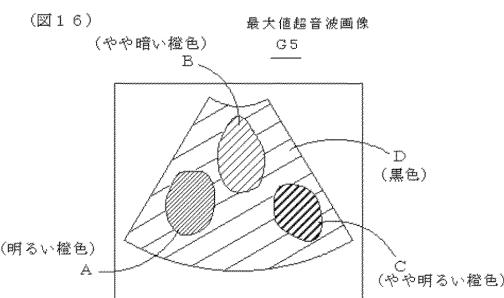
【図15】



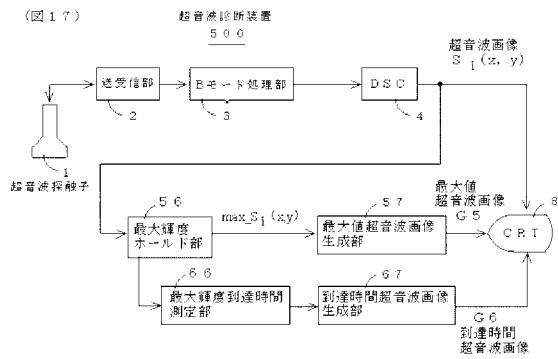
【図14】



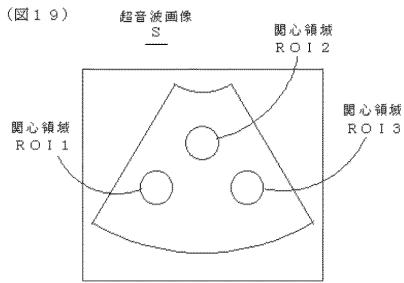
【図16】



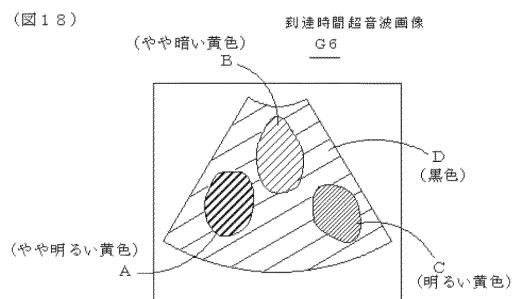
【図17】



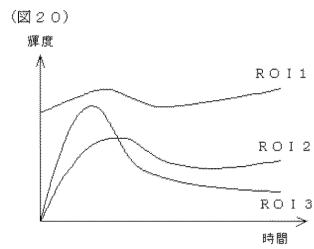
【図19】



【図18】



【図20】



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

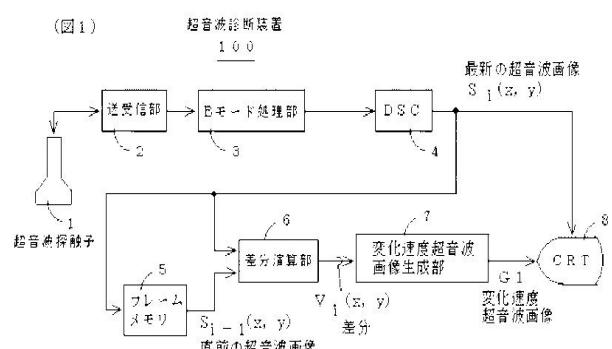
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波图像生成方法，超声波图像生成装置以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4511679B2</a>	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	JP2000083395	申请日	2000-03-24
[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		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗集团日本		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G06T1/00		
F1分类号	A61B8/06 A61B8/08 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-Term分类号	4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD06 4C301/EE13 4C301/JC12 4C301/JC13 4C301/KK02 4C601/DD03 4C601/DD26 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE11 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK12 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE14 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/CH20 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC22 5B057/DC32		
其他公开文献	JP2001269341A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：观察整个图像中造影剂的流入或流出状态，而不需要操作员设置相关区域。解决方案：超声波探头100包括超声探头1，用于将超声波发射到对象中并输出对应于该波的接收信号的发送/接收部件2，用于从接收信号生成B模式数据的B模式处理器3，用于从B模式数据产生超声图像的DSC 4，用于存储和输出直接在前的超声图像的帧存储器5，用于输出最新超声图像和直接在前的超声图像之间的差的差算术部分6变换速度超声波图像生成部分7和CRT8，用于生成具有根据该差异确定的亮度和显示颜色的变化速度超声波图像G1。

【図1】



【図2】