

(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2009-50389

(P2009-50389A)

(43) 公開日 平成21年3月12日(2009.3.12)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/08テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 31 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-218745 (P2007-218745)
(22) 出願日 平成19年8月24日 (2007.8.24)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像表示方法及びその装置並びに超音波画像表示プログラム

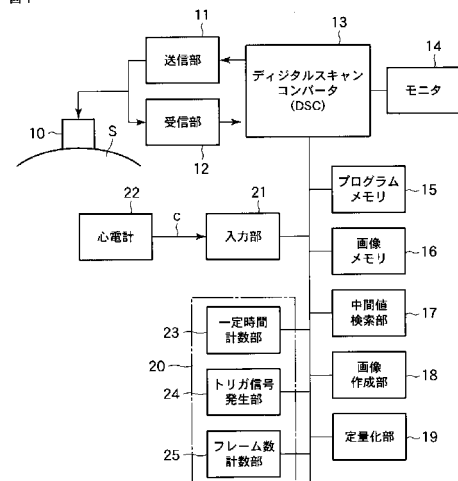
(57) 【要約】

【課題】スペックルノイズの影響を最小限にして超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を精度高く定量化できることを可能にすること。

【解決手段】中間値検索部17により超音波造影画像の複数のフレーム中の各画素値から中間値を順次検索し、これら検索された中間値から画像作成部18によって超音波画像データを作成し、定量化部19によって超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化したTICをモニタ14に表示する。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤を注入した被検体に超音波を放射し、前記被検体からの反射波を受波して前記被検体内における前記造影剤の動態を表わす超音波画像の動画を表示する超音波画像表示方法において、

任意の期間内における前記超音波画像の複数のフレーム中の各画素値から中間値を順次検索し、これら検索された前記中間値から超音波画像データを作成して表示する、ことを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 2】

前記超音波画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像表示方法。

10

【請求項 3】

前記中間値は、時間的に連続する複数の前記フレームから検索されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示方法。

【請求項 4】

前記中間値は、時間的に離散する複数の前記フレームから検索されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示方法。

【請求項 5】

前記中間値は、少なくとも 3 フレームの前記各画素値から検索することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示方法。

20

【請求項 6】

前記被検体は、周期的に収縮運動を行い、

前記任意の期間は、前記被検体の前記収縮運動の繰り返し周期毎にそれぞれ設定されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示方法。

【請求項 7】

前記任意の期間は、前記被検体の前記収縮運動が同一位相のときに設定されることを特徴とする請求項 6 記載の超音波画像表示方法。

【請求項 8】

前記被検体の前記収縮運動に応じた同期信号を発生し、

前記同期信号に従ってトリガ信号を発生し、前記被検体の前記収縮運動が同一位相のときに前記任意の期間を設定する、ことを特徴とする請求項 7 記載の超音波画像表示方法。

30

【請求項 9】

前記被検体の前記収縮運動に応じた同期信号を発生し、

前記同期信号に従って前記超音波画像の前記フレーム数から前記被検体の前記収縮運動が同一位相になるときに前記任意の期間を設定する、ことを特徴とする請求項 7 記載の超音波画像表示方法。

【請求項 10】

前記被検体の前記収縮運動に応じた心電図同期信号を発生し、

前記心電図同期信号に現れる各 R 波を起点として予め設定された時間の経過、前記各 R 波間の所定割合の時間の経過時におけるトリガ信号の発生、又は前記超音波画像の前記フレーム数の計数のいずれかを行って前記任意の期間を設定する、ことを特徴とする請求項 7 記載の超音波画像表示方法。

40

【請求項 11】

前記超音波画像の複数の前記フレーム中においてそれぞれ互いに隣接する複数の画素の値から中間の各第 1 の画素値を検索し、

次に、前記検索された前記各フレーム毎の前記各第 1 の中間画素値からさらに中間の第 2 の画素値を検索し、

この検索された前記第 2 の中間画素値から前記超音波画像データを作成する、ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示方法。

50

【請求項 1 2】

前記超音波画像の各フレーム毎に互いに隣接する複数の画素値から中間の第 1 の画素値を検索し、

次に、前記各フレーム毎に前記互いに隣接する前記複数の画素値を全て前記第 1 の中間画素値に代え、

次に、前記任意の期間内における前記超音波画像の前記各フレーム中の前記各第 1 の中間画素値を順次検索し、これら検索された前記各第 1 の中間画素値の中から中間に在る前記第 2 の中間画素値を検索し、この第 2 の中間画素値から前記超音波画像データを作成する、

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示方法。

10

【請求項 1 3】

前記中間値から成る前記超音波画像データは、前記フレームを予め設定された条件の下で入れ替えることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示方法。

【請求項 1 4】

前記超音波画像データの前記フレームの入れ替えは、前記造影剤を前記被検体に注入しての造影剤検査においてフラッシュエコー法により前記超音波画像データを取るときに行うことを特徴とする請求項 1 3 記載の超音波画像表示方法。

【請求項 1 5】

造影剤を注入した被検体に超音波を放射し、前記被検体からの反射波を受波して前記被検体内における前記造影剤の動態を表わす超音波画像の動画を表示する超音波画像表示装置において、

20

任意の期間内における前記超音波画像の複数のフレーム中の各画素値から中間値を順次検索する中間値検索部と、

表示部と、

前記中間値検索部により検索された前記中間値から超音波画像データを作成して前記表示部に表示する画像作成部と、

を具備することを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 1 6】

前記超音波画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化して前記表示部に表示する定量化部を備えたことを特徴とする請求項 1 5 記載の超音波画像表示装置。

30

【請求項 1 7】

前記中間値検索部は、時間的に連続する複数の前記フレームから前記中間値を検索することを特徴とする請求項 1 5 又は 1 6 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 1 8】

前記中間値検索部は、時間的に離散する複数の前記フレームから前記中間値を検索することを特徴とする請求項 1 5 又は 1 6 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 1 9】

前記中間値検索部は、少なくとも 3 フレームの前記各画素値の中間値を検索することを特徴とする請求項 1 5 又は 1 6 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 2 0】

40

前記被検体は、周期的に収縮運動を行い、

前記中間値検索部は、前記被検体の前記収縮運動の繰り返し周期毎にそれぞれ前記任意の期間を設定することを特徴とする請求項 1 5 又は 1 6 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 2 1】

前記中間値検索部は、前記被検体の前記収縮運動が同一位相となるときに前記任意の期間を設定することを特徴とする請求項 1 9 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 2 2】

前記被検体の前記収縮運動に応じた同期信号を発生する同期信号発生部を有し、

前記中間値検索部は、前記同期信号発生部により発生した前記同期信号に従ってトリガ信号を発生し、前記被検体の前記収縮運動が同一位相となるときに前記任意の期間を設定

50

する、

ことを特徴とする請求項 20 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 23】

前記被検体の前記収縮運動に応じた同期信号を発生する同期信号発生部を有し、

前記中間値検索部は、前記同期信号発生部により発生した前記同期信号に従って前記超音波画像の前記フレーム数から前記被検体の前記収縮運動が同一位相となるとときに前記任意の期間を設定する、

ことを特徴とする請求項 20 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 24】

前記同期信号発生部は、前記収縮運動に応じた心電図同期信号を発生する心電計を有することを特徴とする請求項 22 又は 23 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 25】

前記同期信号発生部は、前記収縮運動に応じた心電図同期信号を発生する心電計を有し、

前記中間値検索部は、前記心電図同期信号に現れる各 R 波を起点として予め設定された時間の経過、前記各 R 波間の所定割合の時間の経過時におけるトリガ信号の発生、又は前記超音波画像の前記フレーム数の計数のいずれかを行って前記任意の期間を設定する、ことを特徴とする請求項 21 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 26】

前記中間値検索部は、前記超音波画像の複数の前記フレーム中においてそれぞれ互いに隣接する複数の画素の値から中間の各第 1 の画素値を検索し、当該検索された前記各フレーム毎の前記各第 1 の中間画素値からさらに中間となる前記第 2 の中間画素値を検索し、

前記画像作成部は、前記中間値検索部により検索された前記第 2 の中間画素値から前記超音波画像データを作成する、

ことを特徴とする請求項 15 又は 16 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 27】

前記中間値検索部は、前記超音波画像の各フレーム毎に互いに隣接する複数の画素値から中間の第 1 の画素値を検索し、前記各フレーム毎に前記互いに隣接する前記複数の画素値を全て前記第 1 の中間画素値に代え、前記任意の期間内における前記超音波画像の前記各フレーム中の前記各第 1 の中間画素値を順次検索し、これら検索された前記各第 1 の中間画素値の中から中間に在る第 2 の中間画素値を検索し、

前記画像作成部は、前記中間値検索部により前記任意の期間内に検索された前記各第 2 の中間画素値から前記超音波画像データを作成する、

ことを特徴とする請求項 15 又は 16 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 28】

前記画像作成部は、前記中間値から成る前記超音波画像データの前記フレームを予め設定された条件の下で入れ替えることを特徴とする請求項 15 又は 16 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 29】

前記造影剤を前記被検体に注入しての造影剤検査においてフラッシュエコー法により前記超音波画像データを取る場合、前記超音波画像データの前記フレームを入れ替えることを特徴とする請求項 28 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 30】

造影剤を注入した被検体に超音波を放射し、前記被検体からの反射波を受波して前記被検体内における前記造影剤の動態を表わす超音波画像の動画を表示する超音波画像表示プログラムにおいて、

任意の期間内における前記超音波画像の複数のフレーム中の各画素値の中間値を順次検索させ、これら検索された前記中間値から成る超音波画像データを求めさせる、

ことを特徴とする超音波画像表示プログラム。

【請求項 31】

10

20

30

40

50

前記超音波画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化して表示させることを特徴とする請求項30記載の超音波画像表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば心臓や肝臓等の被検体に造影剤を注入したときの被検体内における造影剤の動態を表わす超音波画像を定量化して表示する超音波画像表示方法及びその装置並びに超音波画像表示プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

10

超音波診断装置は、例えば心臓や肝臓等の被検体に超音波造影剤を注入し、被検体に対して超音波プローブから超音波を放射してその反射波を受波し、被検体内における超音波造影剤の動態を表わす超音波画像の動画を作成してモニタに表示する。読影医は、モニタに表示される被検体内における超音波造影剤の動態から血流の流れる状態を判断し、心臓や肝臓等の被検体における例えば心筋梗塞等の病変を診断する。

【0003】

このような超音波造影剤を用いた動画像に対する画像化技術には、各種文献が存在する。このうち超音波造影剤を注入したときの超音波造影剤の染色の時間的変化を解析して定量化する技術（TIC：Time Intensity Curve）がある。かかる定量化する技術としては、例えば特許文献1がある。超音波造影剤を注入したときの超音波画像（以下、超音波造影画像と称する）は、鮮影度を時間的な変化として捉えることで、臨床的意義が生じる。しかるに、TICによって超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化をグラフ化し、カーブフィッティングによって画像輝度値の時間的変化を定量的に捉えることが行われている。

20

【0004】

図11は超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を定量化したTICの表示例を示す。TICの表示画面1には、超音波造影画像の表示画面2が並べて表示されている。画像輝度値の時間的変化を定量化した結果は、スペックルノイズの影響を受けて細かくかつ大きく上下に変動している。スペックルノイズは、超音波診断装置の画像に見られ、心臓や肝臓等の被検体において実際の粒子形状とは正確に対応しない斑点状の画像である。このため、カーブフィッティングの結果は、スペックルノイズ成分に大きく依存したものとなる。

30

【0005】

超音波造影画像の画像輝度値がスペックルノイズの影響を受けて細かくかつ大きく上下に変動していると、この超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を正確にカーブフィッティングすることが不可能になる。すなわち、カーブフィッティングは、コンピュータの演算処理によって求めているが、コンピュータは、画像輝度値が細かくかつ大きく上下に変動していると、この変動を捉えて正確にカーブフィッティングすることが出来ない。

【0006】

40

超音波造影検査時に撮影した超音波造影画像では、スペックルノイズによって超音波造影剤の染色の欠損を見るときに障害になる。このため、超音波造影画像の読影を困難にするだけでなく、間違った読影をするおそれがある。超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を定量化するに必要な事柄は、評価者又はソフトウェアの操作者によって結果が異なるという所謂客観性の無さを排除することである。図11に示すTICによって得られた定量化の結果は、スペックルノイズの影響を受けて細かくかつ大きく上下に変動してしまい、客観性に欠けている。

【特許文献1】Quantification of Myocardial Blood Flow With Ultrasound-Induced Destruction of Microbubbles Administered as a Contrast Venous Infusion、Kevin Wei、Circulation、1998;97:473-483

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、スペックルノイズの影響を最小限にして超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を精度高く定量化できることを可能とする超音波画像表示方法及びその装置並びに超音波画像表示プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の請求項１に記載の超音波画像表示方法は、造影剤を注入した被検体に超音波を放射し、被検体からの反射波を受波して被検体内における造影剤の動態を表わす超音波画像の動画を表示する超音波画像表示方法において、任意の期間内における超音波画像の複数のフレーム中の各画素値から中間値を順次検索し、これら検索された中間値から超音波画像データを作成して表示する。

10

【0009】

本発明の請求項１５に記載の超音波画像表示装置は、造影剤を注入した被検体に超音波を放射し、被検体からの反射波を受波して被検体内における造影剤の動態を表わす超音波画像の動画を表示する超音波画像表示装置において、任意の期間内における超音波画像の複数のフレーム中の各画素値から中間値を順次検索する中間値検索部と、表示部と、中間値検索部により検索された中間値から超音波画像データを作成して表示部に表示する画像作成部とを具備する。

20

【0010】

本発明の請求項３０に記載の超音波画像表示プログラムは、造影剤を注入した被検体に超音波を放射し、被検体からの反射波を受波して被検体内における造影剤の動態を表わす超音波画像の動画を表示する超音波画像表示プログラムにおいて、任意の期間内における超音波画像の複数のフレーム中の各画素値の中間値を順次検索させ、これら検索された中間値から成る超音波画像データを求めさせる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、スペックルノイズの影響を最小限にして超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を精度高く定量化できることを可能とする超音波画像表示方法及びその装置並びに超音波画像表示プログラムを提供できる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の一実施の形態について図面を参照して説明する。

図１は超音波診断装置に適用される超音波画像表示装置の構成図を示す。超音波プローブ１０には、送信部１１と受信部１２とが接続されている。超音波プローブ１０は、複数の圧電振動子を備える。超音波プローブ１０は、送信部１１からの駆動信号に基づいて各圧電振動子から超音波パルスを発生し、被検体Ｓからの反射波を受信して電気信号に変換する。従って、超音波プローブ１０は、例えば被検体Ｓ内に超音波パルスを送信する。被検体Ｓ内に送信された超音波パルスは、被検体Ｓ内の体内組織や血流等の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射し、反射波として超音波プローブ１０に入射する。超音波プローブ１０は、反射波を受信して電気信号に変換出力する。送信部１１は、超音波プローブ１０の各圧縮振動子に駆動信号を送出し、超音波パルスを発生させる。受信部１２は、超音波プローブ１０からの電気信号を増幅して出力する。

40

【0013】

画像処理部１３は、コンピュータの処理によって、送信部１１に駆動信号を送出すると共に、受信部１２から出力される電気信号をデジタル変換し、画像化処理を行って複数のフレームから成る超音波画像データを作成し、被検体内の超音波画像の動画をモニタ１４に表示する。一方、超音波造影検査時、画像処理部１３は、被検体Ｓ内に超音波造影剤を注入したときの超音波造影画像データを作成し、被検体Ｓ内における超音波造影剤の動態を表わす超音波画像の動画をモニタ１４に表示する。

50

【 0 0 1 4 】

画像処理部 1 3 は、以下の機能を有する。画像処理部 1 3 は、プログラムメモリ 1 5 と、画像メモリ 1 6 とを備える。プログラムメモリ 1 5 には、超音波画像表示プログラムが記憶されている。この超音波画像表示プログラムは、超音波造影剤を注入した被検体 S に超音波を放射させ、被検体 S からの反射波を受波して被検体 S 内における超音波造影剤の動態を表わす超音波画像の動画をモニタ 1 4 に表示させるもので、任意の期間内における超音波造影画像データの複数のフレーム中の各画素値の中間値を順次検索させ、これら検索された中間値から成る超音波造影画像データを求めさせる。超音波画像表示プログラムは、超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化、すなわち超音波造影剤を注入したときの超音波造影剤の染影の時間的変化を解析して定量化する T I C の結果をモニタ 1 4 に表示させる。

10

【 0 0 1 5 】

画像メモリ 1 6 には、画像処理部 1 3 により作成された複数のフレームから成る超音波画像データと、超音波造影検査時に画像処理部 1 3 により作成された複数のフレームから成る超音波造影画像データとが記憶される。

【 0 0 1 6 】

画像処理部 1 3 は、中間値検索部 1 7 と、画像作成部 1 8 と、定量化部 1 9 と、同位相検出手段 2 0 とを備える。又、画像処理部 1 3 には、入力部 2 1 を介して心電計 2 2 が接続されている。中間値検索部 1 7 は、超音波造影検査時、任意の期間内における超音波造影画像データの各フレームを画像メモリ 1 6 から読み出し、これら超音波造影画像データの各フレーム中の各画素値から中間値を順次検索する。この場合、中間値検索部 1 7 は、時間的に連続する複数のフレーム、例えば 3 フレームから中間値を検索する。なお、中間値検索部 1 7 は、時間的に離散する複数のフレームから中間値を検索してもよい。画像作成部 1 8 は、中間値検索部 1 7 により検索された中間値から超音波造影画像データを作成してモニタ 1 4 に表示する。

20

【 0 0 1 7 】

ここで、中間値検索部 1 7 及び画像作成部 1 8 について具体的に説明する。図 2 は超音波造影画像データの時間的に連続する各フレーム f_1 、 f_2 、...、 f_n を示す。中間値検索部 1 7 は、例えば図 3 に示すように時間的に連続する 3 つのフレーム f_1 、 f_2 、 f_3 における同一座標の各画素 g_1 、 g_2 、 g_3 の各画素値から中間画素値を検索する。例えばフレーム f_1 の画素 g_1 の画素値が「5」、フレーム f_2 の画素 g_2 の画素値が「3」、フレーム f_1 の画素 g_3 の画素値が「1」であれば、中間値検索部 1 7 は、各画素値「5」「3」「1」から中間に在る画素値「3」を中間画素値として検索する。各画素値「5」「20」「1」であれば、中間値検索部 1 7 は、各画素値「5」「20」「1」から中間に在る中間画素値「5」を検索する。以下、同様に、中間値検索部 1 7 は、時間的に連続する 3 つのフレーム f_2 、 f_3 、 f_4 における同一座標の全ての画素値から中間画素値を検索し、次に 3 つのフレーム f_3 、 f_4 、 f_5 の各画素値から中間画素値を検索し、最終的に 3 つのフレーム f_{n-2} 、 f_{n-1} 、 f_n の各画素値から中間画素値を検索する。中間値検索部 1 7 は、各画素値の中間に在る画素値を検索するもで、中間値フィルタとも称する。

30

40

【 0 0 1 8 】

画像作成部 1 8 は、中間値検索部 1 7 により検索された時間的に連続する各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 の各画素値の中間値から超音波造影画像データの 1 フレーム F_1 を作成する。以下同様に、画像作成部 1 8 は、各フレーム f_2 、 f_3 、 f_4 の各画素値の中間値から超音波造影画像データのフレーム F_2 を作成し、各フレーム f_3 、 f_4 、 f_5 の各画素値の中間値から超音波造影画像データのフレーム F_3 を順次作成する。画像作成部 1 8 は、順次作成した各フレーム F_1 、 F_2 、 F_3 、...、 F_m から超音波造影画像データを作成して動画としてモニタ 1 4 に表示する。

【 0 0 1 9 】

次に、中間値検索部 1 7 による中間値の検索方法について説明する。

50

上記中間値の検索方法は、図3に示すように3つのフレーム f_1 、 f_2 、 f_3 における同一座標の各画素 g_1 、 g_2 、 g_3 の各画素値から中間画素値を検索しているが、次の検索方法によって中間値を検索してもよい。例えば、中間値検索部17は、図4に示すように超音波造影画像データの例えば各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 にそれぞれ例えば 3×3 画素のマトリックスMを設定する。このマトリックスMは、図5に示すように注目画素 a_1 と、この注目画素 a_1 の周辺に互いに隣接する各周辺画素 $a_2 \sim a_9$ から成る。

【0020】

中間値検索部17は、超音波画像データの各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 に設定したマトリックスM内の各画素 $a_1 \sim a_9$ の9つの画素値の中間に在る画素値（以下、第1の中間画素値と称する）を検索する。例えばフレーム f_1 に設定したマトリックスM内の各画素 $a_1 \sim a_9$ の各画素値が「5」「6」「4」「19」「14」「7」「8」「2」「3」であれば、中間値検索部17は、画素値「6」を第1の中間画素値として検索する。中間値検索部17は、フレーム f_1 の全ての画素に対してマトリックスMを設定して第1の中間画素値を検索する。同様に、中間値検索部17は、各フレーム $f_2 \sim f_n$ の全ての画素に対してマトリックスMを設定してそれぞれ第1の中間画素値を検索する。

10

【0021】

次に、中間値検索部17は、当該検索された各フレーム $f_1 \sim f_n$ の各第1の中間画素値からさらに中間となる第2の中間画素値を検索する。例えば図6に示すようにフレーム f_1 にマトリックスMを設定したときの第1の中間画素値が「6」であり、フレーム f_2 にマトリックスMを設定したときの第1の中間画素値が「8」であり、フレーム f_3 にマトリックスMを設定したときの第1の中間画素値が「7」であれば、中間値検索部17は、各第1の中間画素値「6」「8」「7」からさらに中間となる画素値「7」を第2の中間画素値として検索する。

20

従って、画像作成部18は、中間値検索部17により検索された第2の中間画素値から超音波造影画像データの各フレームを順次作成し、これらフレームから超音波造影画像データを作成して動画としてモニタ14に表示する。

【0022】

次に、中間値検索部17による中間値の別の検索方法について説明する。

中間値検索部17は、上記検索方法と同様に、図4に示すように超音波造影画像データの例えば各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 にそれぞれ例えば 3×3 画素のマトリックスMを設定する。中間値検索部17は、超音波造影画像データの各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 に設定したマトリックスM内の各画素 $a_1 \sim a_9$ の9つの画素値の中間に在る第1の中間画素値を検索する。

30

【0023】

次に、中間値検索部17は、各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 毎にマトリックスM内の全ての画素 $a_1 \sim a_9$ の画素値の全てを第1の中間画素値に代える。例えばフレーム f_1 にマトリックスMを設定したときの第1の中間画素値が「6」であれば、中間値検索部17は、図7に示すようにマトリックスM内の全ての画素 $a_1 \sim a_9$ の画素値を全て第1の中間画素値である「6」に代える。同様に、フレーム f_2 にマトリックスMを設定したときの第1の中間画素値が「8」であれば、中間値検索部17は、マトリックスM内の全ての画素 $a_1 \sim a_9$ の画素値を全て第1の中間画素値である「8」に代える。フレーム f_3 にマトリックスMを設定したときの第1の中間画素値が「7」であれば、中間値検索部17は、マトリックスM内の全ての画素 $a_1 \sim a_9$ の画素値を全て第1の中間画素値である「7」に代える。

40

【0024】

次に、中間値検索部17は、3つのフレーム f_1 、 f_2 、 f_3 からそれぞれ検索された各第1の中間画素値「6」「8」「7」の中から中間に在る第2の中間画素値、ここでは第2の中間画素値「7」を検索する。

【0025】

上記中間値検索部17の中間値の検索方法は、各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 毎にマトリ

50

ックスM内の全ての画素 $a_1 \sim a_9$ の画素値の全てを第1の中間画素値に代えるので、超音波造影画像データの各フレーム $f_1, f_2, \dots, f_n$ において画素を間引きして中間値を検索することが可能になる。例えば図5に示す 3×3 画素のマトリックスMを設定すれば、超音波造影画像データ上に3画素ずつ移動してマトリックスMを設定できる。

従って、画像作成部18は、中間値検索部17により検索された第2の中間画素値から超音波造影画像データの各フレームを順次作成し、これらフレームから超音波造影画像データを作成して動画としてモニタ14に表示する。

【0026】

定量化部19は、画像作成部18により作成された超音波造影画像データ、例えば図2に示す各フレーム $F_1, F_2, F_3, \dots, F_m$ から成る超音波造影画像データや、図6又は図7に示す第2の中間画素値から成る超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化、すなわちTICによって超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化をグラフ化し、カーブフィッティングによって画像輝度値の時間的変化を定量的に捉える。

【0027】

一方、超音波造影検査時、例えば心臓や肝臓等の繰り返し運動する被検体Sの超音波造影画像データを取得し、超音波造影剤の注入による超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化をグラフ化し、カーブフィッティングによって画像輝度値の時間的変化を定量的に捉えるには、超音波造影画像データから被検体Sの心拍動の同一心時相の各フレームを読み出す必要がある。

【0028】

被検体Sの心拍動の同一心時相の各フレームを読み出すために中間値検索部17は、超音波造影検査時、任意の期間を設定するが、ここで、任意の期間の設定について具体的に説明する。心電計22は、被検体Sにおける心臓の心拍動に応じた心電図同期信号Cを発生する。心電図同期信号Cは、図8に示すようにピークの1つであるR波形を含む。

【0029】

同位相検出手段20は、心電計22から出力される心電図同期信号Cに現れるR ($R_1, R_2, R_3, \dots$) 波形に同期して被検体Sにおける心臓の心拍動が同一心時相となり、かつ心臓の心拍動の繰り返し周期毎に任意の期間を設定する。同位相検出手段20は、一定時間計数部23と、トリガ信号発生部24と、フレーム数計数部25とを有する。

【0030】

一定時間計数部23は、心電図同期信号Cに現れる各R波を起点として予め設定された時間tの経過、例えば時間t (= 200 msec) の経過内を任意の期間として設定する。

トリガ信号発生部24は、心電図同期信号Cに現れる各R波の間 ($R - R$) の時間間隔を計測し、 $R - R$ 間の所定割合の時間の経過時、例えば $R - R$ 間の20%の時間の経過時にトリガ信号を発生し、R波が現れた時からトリガ信号発生時までを任意の期間として設定する。

フレーム数計数部25は、心電図同期信号Cに現れる各R波を起点として超音波造影画像データの各フレーム $f_1, f_2, \dots, f_n$ の数を計数し、このフレーム数が一定の値、例えば6フレーム数に達するまでの期間を任意の期間として設定する。

しかるに、同位相検出手段20は、一定時間計数部23と、トリガ信号発生部24と、フレーム数計数部25とのうちいずれか1つにより任意の期間を設定する。

【0031】

従って、中間値検索部17は、一定時間計数部23、トリガ信号発生部24又はフレーム数計数部25により設定された任意の期間から超音波造影画像データにおける同一心時相の各フレーム $f_1, f_2, \dots, f_n$ を画像メモリ16から読み出す。例えば、図8に示すように心電図同期信号Cに現れるR波形、例えば R_1 波形、 R_2 波形、 R_3 波形等に同期して超音波造影画像データの各フレーム $f_1, f_2, \dots, f_n$ がそれぞれ画像メモリ16に記憶されると、 R_1 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_1 とが同一心時相になる。同様に、 R_1 波形を起点とするフレーム f_2 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_2 と、 R_3 波形を起点と

10

20

30

40

50

するフレーム f_2 とともに心時相になる。これにより、中間値検索部 17 は、画像メモリ 16 に記憶されている超音波造影画像データ中の例えば R_1 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_1 とを読み出し、これら 3 枚のフレーム f_1 に対して上記説明した各中間値の検索方法を適用して中間画素値又は第 2 の中間画素値を検索する。

【0032】

次に、上記の如く構成された装置による T I C の表示動作について説明する。

超音波造影検査時、被検体 S に超音波造影剤が注入される。この超音波造影剤は、被検体 S 内の血管内に流れる。超音波プローブ 10 は、送信部 11 からの駆動信号に基づいて各圧電振動子から超音波パルスが発生する。被検体 S 内に送信された超音波パルスは、被検体 S 内の体内組織や血流、超音波造影剤等で反射し、反射波として超音波プローブ 10 に入射する。超音波プローブ 10 の受信部 12 は、反射波を受信して電気信号に変換し、この電気信号を増幅出力する。

10

【0033】

画像処理部 13 は、受信部 12 から出力される電気信号をデジタル変換し、画像化処理を行って複数のフレームから成る超音波造影画像データを作成し、被検体 S 内における超音波造影剤の動態を表わす超音波造影画像の動画をモニタ 14 に表示する。これと共に画像処理部 13 は、超音波造影画像データを画像メモリ 16 に記憶する。

【0034】

ここで、被検体 S が例えば静止状態にある臓器等であれば、中間値検索部 17 は、例えば図 3 に示すように時間的に連続する 3 つのフレーム f_1 、 f_2 、 f_3 を画像メモリ 16 から読み出す。中間値検索部 17 は、各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 おける同一座標の各画素 g_1 、 g_2 、 g_3 の各画素値から中間画素値を検索する。例えばフレーム f_1 の画素 g_1 の画素値が「5」、フレーム f_2 の画素 g_2 の画素値が「3」、フレーム f_1 の画素 g_3 の画素値が「1」であれば、中間値検索部 17 は、各画素値「5」「3」「1」から中間に在る画素値「3」を中間画素値として検索する。以下同様に、中間値検索部 17 は、時間的に連続する 3 つのフレーム f_2 、 f_3 、 f_4 等の最終的な 3 つのフレーム f_{n-2} 、 f_{n-1} 、 f_n においてそれぞれ中間画素値を検索する。

20

【0035】

次に、画像作成部 18 は、中間値検索部 17 により検索された各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 乃至各フレーム f_{n-2} 、 f_{n-1} 、 f_n の各画素値の中間値から超音波造影画像データの各フレーム F_1 、 F_2 、 F_3 、...、 F_m を順次作成し、これらフレーム F_1 、 F_2 、 F_3 、...、 F_m から成る超音波造影画像データを動画としてモニタ 14 に表示する。なお、画像作成部 18 は、フレーム F_1 、 F_2 、 F_3 、...、 F_m から成る超音波造影画像データを画像メモリ 16 に記憶する。

30

【0036】

なお、中間値検索部 17 による中間値の検索方法は、次の通り行っても良い。例えば、中間値検索部 17 は、図 4 に示すように超音波造影画像データの例えば各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 にそれぞれ例えば 3×3 画素のマトリックス M を設定し、これらマトリックス M 内の各画素 $a_1 \sim a_9$ の 9 つの画素値の中間に在る第 1 の中間画素値を検索する。例えばフレーム f_1 に設定したマトリックス M 内の各画素 $a_1 \sim a_9$ の各画素値が「5」「6」「4」「19」「14」「7」「8」「2」「3」であれば、中間値検索部 17 は、画素値「6」を第 1 の中間画素値として検索する。次に、中間値検索部 17 は、当該検索された各フレーム $f_1 \sim f_n$ 毎の各第 1 の中間画素値からさらに中間となる第 2 の中間画素値を検索する。例えば図 6 に示すようにフレーム f_1 の第 1 の中間画素値が「6」であり、フレーム f_2 の第 1 の中間画素値が「8」であり、フレーム f_3 の第 1 の中間画素値が「7」であれば、中間値検索部 17 は、画素値「7」を第 2 の中間画素値として検索する。しかるに、画像作成部 18 は、中間値検索部 17 により検索された第 2 の中間画素値から超音波造影画像データの各フレームを順次作成し、これらフレームから超音波造影画像データを作成して動画としてモニタ 14 に表示する。

40

50

【 0 0 3 7 】

別の検索方法として中間値検索部 17 は、図 4 に示すように例えば超音波造影画像データの各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 に 3×3 画素のマトリックス M を設定し、これらマトリックス M 内の各画素 $a_1 \sim a_9$ の 9 つの画素値の中間に在る第 1 の中間画素値を検索する。次に、中間値検索部 17 は、各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 毎にマトリックス M 内の全ての画素 $a_1 \sim a_9$ の画素値の全てを第 1 の中間画素値に代え、次に、各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 からそれぞれ検索された各第 1 の中間画素値「6」「8」「7」の中から中間に在る第 2 の中間画素値、ここでは第 2 の中間画素値「7」を検索する。

【 0 0 3 8 】

しかるに、画像作成部 18 は、中間値検索部 17 により検索された第 2 の中間画素値から超音波造影画像データの各フレームを順次作成し、これらフレームから超音波造影画像データを作成して動画としてモニタ 14 に表示する。

【 0 0 3 9 】

次に、定量化部 19 は、画像メモリ 16 に記憶されている超音波造影画像データ、例えば図 2 に示す各フレーム F_1 、 F_2 、 F_3 、...、 F_m から成る超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化、すなわち T I C の手法によって超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化をグラフ化し、カーブフィッティングによって画像輝度値の時間的変化を定量的に捉え、この超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化のグラフをモニタ 14 に表示する。図 9 は超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を定量化した T I C の表示例を示す。T I C の表示画面 1 に表示されている T I C は、スペckルノイズの影響が最小限に抑えられ、細かくかつ大きく上下に変動することは無く、超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を正確にカーブフィッティングできる。

【 0 0 4 0 】

T I C においてスペckルノイズの影響を最小限に抑えられるのは、中間値検索部 17 によって例えば 3 つのフレーム f_1 、 f_2 、 f_3 における同一座標の各画素 g_1 、 g_2 、 g_3 の各画素値から中間画素値を検索することによる。例えば各画素値「5」「20」「1」があり、このうち画素値「20」がスペckルノイズに拠るものとする、これら画素値「5」「20」「1」の中間値を検索することにより、画素値「20」は、検索されることはなく、必ず排除される。各画素値「20」「1」「8」でも中間値を検索することにより画素値「20」は検索されない。従って、スペckルノイズに相当する画素値は、検索されることが無く、T I C においてスペckルノイズの影響を最小限に抑えられる。

なお、超音波造影画像の表示画面 2 は、例えば静止状態にある臓器等の被検体 S 内に注入される超音波造影剤 G の動態を表示する。

【 0 0 4 1 】

一方、被検体 S が例えば心臓やこの心臓の心拍運動に応じて繰り返し往復移動する肝臓等の臓器であれば、この被検体 S に超音波造影剤が注入される。心電計 22 は、被検体 S における心臓の心拍動に応じた心電図同期信号 C を発生する。

同位相検出手段 20 は、図 8 に示すように心電計 22 から出力される心電図同期信号 C に現れる R 波形に同期して被検体 S における心臓の心拍動が同一心時相となり、かつ心臓の心拍動の繰り返し周期毎に任意の期間を設定する。例えば、一定時間計数部 23 は、心電図同期信号 C に現れる各 R 波を起点として予め設定された時間 t の経過、例えば時間 t ($= 200 \text{ msec}$) の経過内を任意の期間として設定する。トリガ信号発生部 24 は、心電図同期信号 C に現れる各 R 波の間 ($R - R$) の時間間隔を計測し、 $R - R$ 間の所定割合の時間の経過時、例えば $R - R$ 間の 20 % の時間の経過時にトリガ信号を発生し、R 波が現れた時からトリガ信号発生時までを任意の期間として設定する。フレーム数計数部 25 は、心電図同期信号 C に現れる各 R 波を起点として超音波造影画像データの各フレーム f_1 、 f_2 、...、 f_n の数を計数し、このフレーム数が一定の値、例えば 6 フレーム数に達するまでの期間を任意の期間として設定する。しかるに、同位相検出手段 20 は、一定時間計数部 23 と、トリガ信号発生部 24 と、フレーム数計数部 25 とのうちいずれか 1 つに

10

20

30

40

50

より任意の期間を設定する。

【 0 0 4 2 】

中間値検索部 17 は、一定時間計数部 23、トリガ信号発生部 24 又はフレーム数計数部 25 により設定された任意の期間から超音波造影画像データにおける同一心時相の各フレーム f_1 、 f_2 、...、 f_n を画像メモリ 16 から読み出す。例えば、中間値検索部 17 は、図 8 に示すように同一心時相になる R_1 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_1 とを読み出すと共に、 R_1 波形を起点とするフレーム f_2 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_2 と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_2 となどを読み出す。

【 0 0 4 3 】

次に、中間値検索部 17 は、超音波造影検査時、例えば同一心時相になる R_1 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_1 との各画素値から中間値を検索し、 R_1 波形を起点とするフレーム f_2 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_2 と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_2 の各画素値から中間値を検索する。

【 0 0 4 4 】

次に、中間値検索部 17 は、同一心時相になる R_1 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_1 と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_1 おける同一座標の各画素の各画素値から中間画素値を検索する。以下同様に、中間値検索部 17 は、同一心時相になる R_1 波形を起点とするフレーム f_2 、 f_3 、... と、 R_2 波形を起点とするフレーム f_2 、 f_3 、... と、 R_3 波形を起点とするフレーム f_2 、 f_3 、... とにおいてそれぞれ同一座標の各画素の各画素値から中間画素値を検索する。

なお、中間値検索部 17 による中間値の検索方法は、上記説明と同様に別の検索方法によって行っても良い。別の検索方法の説明は、上記説明と重複するのでここでは省略する。

【 0 0 4 5 】

次に、画像作成部 18 は、中間値検索部 17 により検索された各中間画素値から超音波造影画像データの各フレームを順次作成し、これらフレームから成る超音波造影画像データを動画としてモニタ 14 に表示する。なお、画像作成部 18 は、各フレームから成る超音波造影画像データを画像メモリ 16 に記憶する。

【 0 0 4 6 】

次に、定量化部 19 は、画像メモリ 16 に記憶されている超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化、すなわち T I C の手法によって超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化をグラフ化し、カーブフィッティングによって画像輝度値の時間的変化を定量的に捉え、この超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化のグラフをモニタ 14 に表示する。モニタ 14 における T I C の表示画面 1 に表示される T I C は、図 9 に示す T I C と同様、スペックルノイズの影響が最小限に抑えられ、細かくかつ大きく上下に変動することは無く、例えば心臓やこの心臓の心拍運動に応じて繰り返し往復移動する肝臓等の被検体 S の超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を正確にカーブフィッティングできる。

【 0 0 4 7 】

このように上記一実施の形態によれば、超音波造影画像の複数のフレーム中の各画素値から中間値を順次検索し、これら検索された中間値から超音波画像データを作成し、この超音波造影画像データの画像輝度値の時間的変化を定量化して T I C を表示する。これにより、スペックルノイズに相当する画素値を検索されること無く、T I C においてスペックルノイズの影響を最小限に抑えられ、細かくかつ大きく上下に変動することは無く、超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を正確にカーブフィッティングできる。従って、超音波造影検査時、読影医は、スペックルノイズの影響を受けず、モニタに表示される被検体 S 内における超音波造影剤の動態から血流の流れる状態を判断し、心臓や肝臓等の被検体 S における例えば心筋梗塞等の病変を診断できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

被検体 S が例えば心臓やこの心臓の心拍運動に応じて繰り返し往復移動する肝臓等の臓器であれば、心臓の心拍動に応じた心電図同期信号 C に基づいて例えば一定時間計数部 23、トリガ信号発生部 24 又はフレーム数計数部 25 により設定された任意の期間から超音波造影画像データにおける同一心時相の各フレーム f_1 、 f_2 、...、 f_n 等を読み出すので、心臓の心拍運動の影響を受けずに、心臓又は肝臓等の被検体 S があたかも一定の心時相で静止しているかの状態の超音波造影画像データを作成できる。これにより、超音波造影画像の表示画面 2 には、一定の心時相で静止しているかの状態の超音波造影画像データを表示し、かつ T I C の表示画面 1 には、同超音波造影画像データに対する T I C を表示できる。

10

【 0 0 4 9 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

例えば、中間値検索部 17 は、中間値を検索するのに図 5 に示すような 3×3 画素のマトリックス M を設定しているが、 $n \times n$ (n : 整数) 画素のマトリックスを用いても良い。

画像作成部 18 は、中間値検索部 17 により検索された時間的に連続する例えば各フレーム f_1 、 f_2 、 f_3 の各画素値の中間値から超音波造影画像データの 1 フレーム F_1 を作成しているが、これに限らず、時間的に離散する複数のフレームに入れ替えて、これらフレームの各画素値の中間値から超音波造影画像データのフレームを作成してもよい。例えば超音波造影検査時、心臓の心拍動に応じた心電図同期信号 C に基づいて同一心時相の時間的に離散する各フレーム f_1 、 f_2 、...、 f_n 等を読み出すことがこれに当たる。特に、超音波造影検査時において、フラッシュエコー法により超音波造影画像データを取る場合、同一心時相にするために心電図同期信号 C に基づく所定のインターバル間隔で各フレームを読み出すことに有効である。

20

【 0 0 5 0 】

上記一実施の形態では、超音波造影画像データにおける同一心時相の各フレーム f_1 、 f_2 、...、 f_n 等を読み出すことで、心臓又は肝臓等の被検体 S があたかも一定の心時相で静止しているかの状態の超音波造影画像データを作成しているが、これに限らず、例えば図 10 に示すようにモニタ 14 a に表示される超音波造影画像データ上に 2 つの関心領域 (R O I) 26、27 を設定する。なお、モニタ 14 a 上で被検体 S は、複数本の曲線を重ねて表示しているが、これは心臓の心拍運動に応じて移動する被検体 S を示す。

30

次に、各 R O I 26、27 内の各スペックルパターンの変化を検出する。

次に、各スペックルパターンの変化から超音波造影画像データの各フレームにおける被検体 S の画像の移動距離を求め、この移動距離に基づいて被検体 S の画像がモニタ 14 a 上の同一表示位置になるように各フレームの被検体 S の画像の位置を制御する。これにより、心臓又は肝臓等の被検体 S は、図 10 に示すようにモニタ 14 b に表示されるようにあたかも静止しているかの状態の動き補正されて表示される。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 1 】

【図 1】本発明に係る超音波画像表示装置の一実施の形態を示す構成図。

【図 2】同装置により取得された超音波造影画像データの各フレームを示す模式図。

【図 3】同装置の中間値検索部による中間値の検索方法を示す模式図。

【図 4】同装置の中間値検索部により超音波造影画像データに設定するマトリックスを示す模式図。

【図 5】同装置の中間値検索部で用いるマトリックスを示す模式図。

【図 6】同装置の中間値検索部による第 2 の中間画素値の検索方法を示す模式図。

50

【図 7】同装置の中間値検索部による中間値の別の検索方法を示す模式図。

【図 8】同装置の中間値検索部による超音波造影検査時における超音波造影画像データの各フレームを読み出す任意の期間の設定を説明するための図。

【図 9】同装置により得られた超音波造影画像の画像輝度値の時間的変化を定量化した T I C の表示例を示す図。

【図 10】同装置による被検体の動き補正を説明するための図。

【図 11】従来の T I C によって得られた超音波造影画像における画像輝度値の時間的変化のカーブフィッティングの一例を示す図。

【符号の説明】

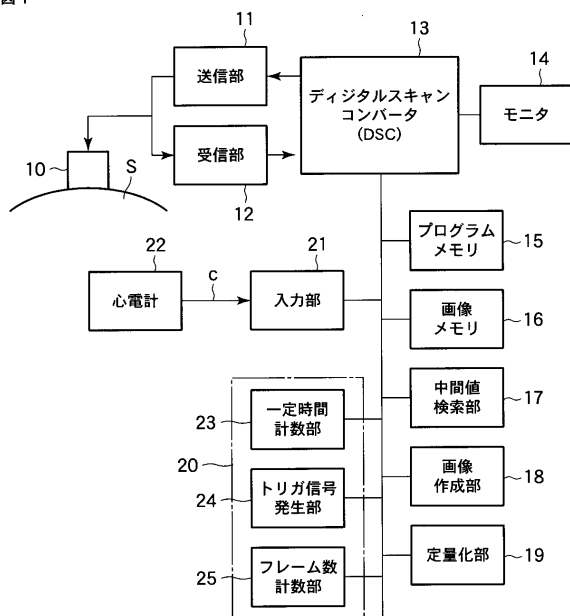
【 0 0 5 2 】

S : 被検体、10 : 超音波プローブ、11 : 送信部、12 : 受信部、13 : 画像処理部、14 : モニタ、15 : プログラムメモリ、16 : 画像メモリ、17 : 中間値検索部、18 : 画像作成部、19 : 定量化部、20 : 同位相検出手段、21 : 入力部、22 : 心電計、23 : 一定時間計数部、24 : トリガ信号発生部、25 : フレーム数計数部。

10

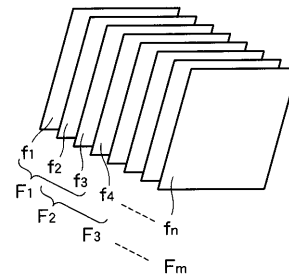
【図 1】

図 1



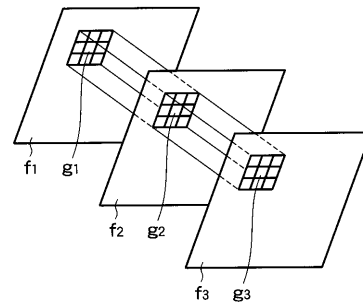
【図 2】

図 2



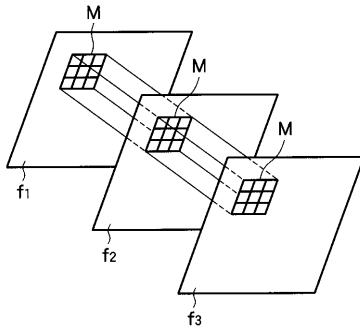
【図 3】

図 3



【図 4】

図 4



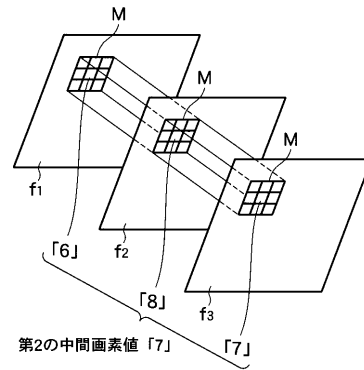
【図 5】

図 5

M		
a_7	a_5	a_2
a_8	a_1	a_3
a_9	a_6	a_4

【図 6】

図 6



【図 7】

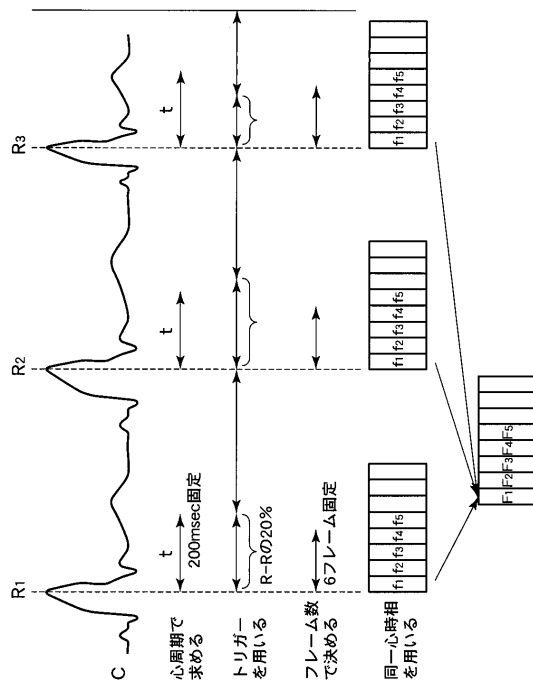
図 7

f_1			f_2			f_3		
6	6	6	8	8	8	7	7	7
6	6	6	8	8	8	7	7	7
6	6	6	8	8	8	7	7	7

「7」 第2の中間画素値

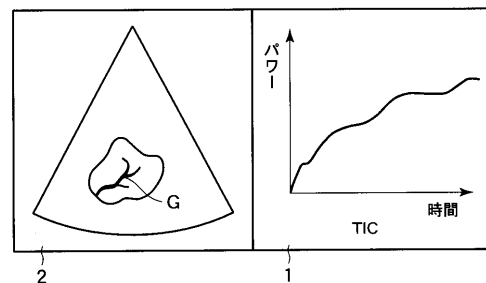
【図 8】

図 8



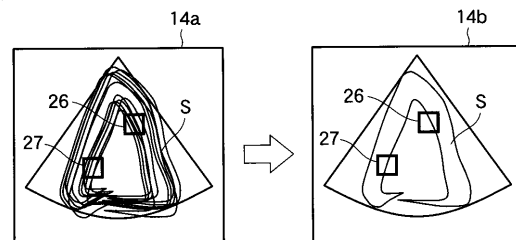
【図 9】

図 9



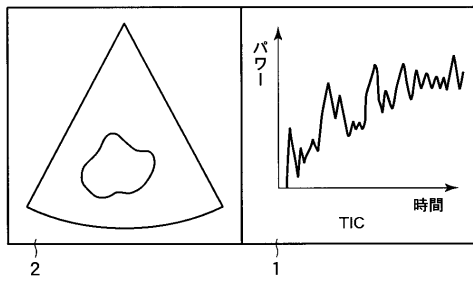
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 中内 章一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD15 DE06 DE11 EE04 FF08 JB28 JB36 JC06 JC37

KK12 LL04

专利名称(译)	超声波图像显示方法及其装置和超声波图像显示程序		
公开(公告)号	JP2009050389A	公开(公告)日	2009-03-12
申请号	JP2007218745	申请日	2007-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	中内章一 川岸哲也		
发明人	中内 章一 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/JB28 4C601/JB36 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/LL04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5179801B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过最小化斑点噪声的影响，可以高精度地量化超声对比图像的图像亮度值的时间变化。 解决方案：中间值搜索单元17从超声对比图像的多个帧中的像素值中顺序搜索中间值，图像创建单元18从搜索到的中间值中创建超声图像数据。在监视器14上显示通过量化单元19量化超声对比图像数据的图像亮度值的时间变化的TIC。[选型图]图1

