

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5002119号
(P5002119)

(45) 発行日 平成24年8月15日(2012.8.15)

(24) 登録日 平成24年5月25日(2012.5.25)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-142177 (P2004-142177)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成16年5月12日(2004.5.12)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2005-323657 (P2005-323657A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成17年11月24日(2005.11.24)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成19年5月2日(2007.5.2)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(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	100084618 弁理士 村松 貞男

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】

造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を超音波で繰り返し走査して超音波診断画像を繰り返し取得する超音波診断装置において、

前記被検体に対して超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段が受信したエコー信号に基づいて、時間的に連続する超音波診断画像を繰り返し生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により超音波診断画像が所定枚数生成されると前記所定枚数の前記超音波診断画像から各画素毎の最小画素値からなる最小値画像を生成し、新たな超音波診断画像が生成されるごとに前記新たな超音波診断画像を含めて前記所定枚数の超音波診断画像から新たな最小値画像を次々と繰り返し生成するとともに、最小値画像が生成されるごとに、それまでに得られた全ての最小値画像から各画素毎の最大値画素からなる最大値画像を順次生成する画像処理手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を超音波で繰り返し走査して超音波診断画像を繰り返し取得する超音波診断装置において、

前記被検体に対して超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段が受信したエコー信号に基づいて、時間的に連続する超音波診断

画像を繰り返し生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により超音波診断画像が所定枚数生成されると前記所定枚数の前記超音波診断画像から各画素毎の平均画素からなる平均値画像を生成し、新たな超音波診断画像が生成されるごとに前記新たな超音波診断画像を含めて前記所定枚数の超音波診断画像から新たな平均値画像を次々と繰り返し生成するとともに、平均値画像が生成されるごとに、それまでに得られた全ての平均値画像から各画素毎の最大値画素からなる最大値画像を順次生成する画像処理手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記最小値画像と前記最大値画像とを同時に表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記平均値画像と前記最大値画像とを同時に表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする請求項 2 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、超音波造影剤を用いて行う造影エコー法において、微小血流還流を診断情報として提示する超音波診断装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きをリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行える他、X線、CT、MRI等の診断機器に比べてシステムの規模が小さく、ベッドサイドに移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。

20

【0003】

また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものとしては、片手で持ち運べる程度のものが開発されており、またX線等のように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0004】

近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、造影エコーが行われるようになってきている。この手法は、例えば心臓や肝臓等の検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。造影剤の多くは微小気泡（マイクロバブル）を反射源として機能するものである。気泡というデリケートな基材の性質上、通常の診断レベルの超音波照射であっても、その機械的作用によって気泡が壊れ、結果的にスキャン面からの信号強度は低下してしまう。

30

【0005】

したがって、還流の動的な様子をリアルタイムで観察するためには、低音圧の超音波送信によって画像化する等、スキャンによる気泡の崩壊を低減させることが必要となってくる。しかしながら、このような低音圧の超音波送信による画像化は、信号/ノイズ比（以下、「S/N比」と称する。）も低下してしまうため、それを補うための種々の信号処理法も考案されている。

40

【0006】

また、超音波造影剤を用いると、超音波ドプラ法と比べても非常に微細な血管構造が映像化できる。このレベルの血流情報は、血管の短絡、再生結節の進行度など、びまん性肝疾患、あるいは肝ガンの鑑別診断に重要な情報となると言われている。

【0007】

ところで、前記微細血管構造を映像化する場合、その映像法として、複数の超音波断面画像を使用し、空間的に対応する画素の中から最大輝度値を採用する、いわゆる最大値保持演算を用いることがある（例えば、非特許文献 1 参照。）。

【0008】

50

図 8 は従来の最大値保持演算を説明するための概念図である。

【 0 0 0 9 】

すなわち、図 8 (a) に示すように、各超音波断層画像 1 0 0 に表示された造影剤からの信号 4 0 0 が疎らであったとしても、最大値保持演算を行うことで、複数の超音波断層画像 1 0 0 が重畳され、診断画像 2 0 0 上に造影剤の信号 4 0 0 により血管構造 5 0 0 が表示される。

【非特許文献 1】The Eighth European Symposium on Ultrasound Contrast Imaging to be held on January 23 - 24, 2003 Rotterdam The Netherlands.

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、最大値保持演算を用いる場合、S/N比が低下する低音圧送信下で行わなければならない、図 8 (b) に示すように、もし各超音波断層画像 1 0 0 に僅かにでも装置由来のホワイトノイズ 3 0 0 が混入していると、これらの超音波断層画像 1 0 0 が重畳され、ホワイトノイズ 3 0 0 が蓄積し、診断画像 2 0 0 が不明瞭になってしまうことがある。

【 0 0 1 1 】

本発明は、前記事情を鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、微細な血管分岐レベルの診断情報を有効に抽出する超音波診断装置及び画像診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明のある局面は、造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を超音波で繰り返し走査して超音波診断画像を繰り返し取得する超音波診断装置において、前記被検体に対して超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段が受信したエコー信号に基づいて、時間的に連続する超音波診断画像を繰り返し生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により前記超音波診断画像が生成されるごとに前記所定枚数の超音波診断画像から各画素毎の最小画素値からなる最小値画像を繰り返し生成するとともに、前記最小値画像が生成されるごとに所定枚数の前記最小値画像から各画素毎の最大値画素からなる最大値画像を繰り返し生成する画像処理手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、微細な血管分岐レベルの診断情報を有効に抽出できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 4 】

以下、図面を参照しながら本発明を実施するための最良の形態を説明する。

【 0 0 2 5 】

まず、図 1 ~ 図 3 を用いて本発明の第 1 の実施の形態を説明する。

40

【 0 0 2 6 】

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

【 0 0 2 7 】

図 1 に示すように、この超音波診断装置は、超音波プローブ 1 2 (超音波送受信手段)、入力装置 1 3、モニタ 1 4、送受信ユニット 2 1、Bモード処理ユニット 2 2 (走査線情報生成手段)、ドプラ処理ユニット 2 3、画像生成回路 2 4 (画像処理手段)、制御プロセッサ 2 6、画像メモリ 2 7 (記憶手段)、内部記憶装置 2 8、インタフェース部 2 9 を有している。

50

【 0 0 2 8 】

装置本体 1 1 に内蔵される送受信ユニット 2 1 等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【 0 0 2 9 】

超音波プローブ 1 2 は、送受信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づいて超音波を発生し、被検体 P からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材等を有している。

【 0 0 3 0 】

当該超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 2 に受信される。このエコー信号は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信超音波が、移動している血液や心臓壁等の表面で反射した場合、そのエコー信号はドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して周波数偏移を受ける。

【 0 0 3 1 】

入力装置 1 3 は装置本体 1 1 に接続されており、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (R O I) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 に取り込むための各種スイッチ 1 3 a、ボタン 1 3 b、トラックボール 1 3 c、マウス 1 3 d、キーボード 1 3 e 等を有している。

【 0 0 3 2 】

モニタ 1 4 は、画像生成回路 2 4 (詳細は後述) からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や血流情報を画像として表示する。

【 0 0 3 3 】

送受信ユニット 2 1 は、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定の周波数 f_r [Hz] (周期 : $1 / f_r$ [s]) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し、かつ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路では、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 2 に駆動パルスが印加される。

【 0 0 3 4 】

なお、送受信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 6 の指示に従ってスキャンシーケンス (詳細は後述) を実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更する機能を有している。なお、送信駆動電圧の変更については、瞬時にその値を切り換えられるリニアアンプ型の発信回路、または複数の電源ユニットを電氣的に切り換える機構によって実現される。

【 0 0 3 5 】

また、送受信ユニット 2 1 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ 1 2 から取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器では、増幅されたエコー信号に対して、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器では、遅延時間が与えられたエコー信号の加算処理が行われる。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、前記受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【 0 0 3 6 】

B モード処理ユニット 2 2 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理等を施して、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成回路 2 4 に送信され、反射波の強度を輝度にして表現する B モード画像としてモニタ 1 4 に表示される。

【 0 0 3 7 】

10

20

30

40

50

ドプラ処理ユニット 23 は、送受信ユニット 21 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流、組織、造影剤等のエコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成回路 24 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、及びこれらの組み合わせ画像としてモニタ 14 にカラーで表示される。

【0038】

画像生成回路 24 は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換して診断画像を生成する。また、画像生成回路 24 は、本発明による画像処理等、種々の演算を行うことが可能となっている。なお、当該画像生成回路 24 に入る以前のデータは「生データ」と呼ばれることがある。

10

【0039】

次に、画像生成回路 24 の詳細を説明する。

【0040】

図 2 は同実施の形態に係る画像生成回路 24 の構成を示すブロック図である。

【0041】

図 2 に示すように、この画像生成回路 24 は、信号処理回路 24 a (走査線処理手段)、スキヤンコンバータ 24 b、画像処理回路 24 c (画像処理手段)、及び画像データバッファ 24 d (記憶手段)を有している。

【0042】

信号処理回路 24 a は、超音波スキヤンの走査線信号列のレベルで、画質を決定するようなフィルタリングを行う。信号処理回路 24 a の出力は、スキヤンコンバータ 24 b に送られると同時に、画像メモリ 27 に保存される。このスキヤンコンバータ 24 b は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。

20

【0043】

スキヤンコンバータ 24 b の出力は、第 1 の画像データとして一旦画像データバッファ 24 d に保存される。このため、超音波スキヤンを繰り返せば、画像データバッファ 24 d には複数の第 1 の画像データが保存される。

【0044】

なお、信号処理回路 24 a とスキヤンコンバータ 24 b は、第 1 の画像データを生成するための画像生成部 24 f (画像生成手段)を構成している。

30

【0045】

画像処理回路 24 c は、画像データバッファ 24 d に保存された複数の第 1 の画像データを用いて診断画像を生成し、種々の設定パラメータの文字情報や目盛などと合成する。画像処理回路 24 c の出力は、モニタ 14 に出力されると同時に、画像メモリ 27 に保存される。かくして、モニタ 14 には、被検体組織形状を表す断層像が表示される。

【0046】

本発明で重要なのは、スキヤンコンバータ 24 b の出力である第 1 の画像データを画像データバッファ 24 d に一旦保存し、画像データバッファ 24 d に複数の第 1 の画像データが貯まるのを待って、これらの第 1 の画像データを用いて診断画像を生成する点である。この機能の詳細は (スキヤンシーケンス) にて説明する。

40

【0047】

画像メモリ 27 は、信号処理回路 24 a から受信した画像データを格納する記憶メモリからなる。この画像データは、例えば診断後にオペレータが呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。なお、この画像メモリ 27 と画像データバッファ 24 d との違いは、画像メモリ 27 に保存された画像データはオペレータが呼び出すことができるが、画像データバッファ 24 d に保存された画像データはオペレータが呼び出すことができない点である。

【0048】

内部記憶装置 28 は、スキヤンシーケンス (詳細は後述)、画像生成、表示処理を実行

50

する制御プログラム、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、及び送受信条件等を保管している。

【0049】

また、内部記憶装置28は、必要に応じて画像メモリ27中の画像データの保管等にも使用される。内部記憶装置28のデータは、インタフェース部29を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0050】

制御プロセッサ26は、情報処理装置としての機能を持ち、本超音波診断装置の装置本体11の動作を制御する制御手段である。

【0051】

インタフェース部29は、入力装置13、ネットワーク、及び新たな外部記憶装置（図示しない）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部29によりネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0052】

（スキャンシーケンス）

次に、本超音波診断装置が実行する画像処理プロトコルを説明する。

【0053】

図3は同実施の形態に係る画像処理を説明するための概念図である。

【0054】

なお、本スキャンシーケンスは、造影剤を利用したコントラストエコーであって、低音圧送信を行うことにより、造影剤バブルをなるべく崩壊させずに診断画像を取得するものである。

【0055】

図3に示すように、超音波スキャンを繰り返すことにより画像データバッファ24dにm枚の第1の画像データF1、F2、... Fm（オリジナル画像）が保存されたら、これらの第1の画像データF1、F2、... Fmを用いて最小値保持演算を行い、1枚目の第2の画像データG1（第1の超音波診断画像）を生成する。

【0056】

なお、この最小値保持演算とは、第1の画像データF1、F2、... Fmの空間的に対応する画素の輝度値を比較し、最小の輝度値を採用する画像処理の手法である。

【0057】

最小値保持演算を用いれば、造影剤バブルのように第1の画像データF1、F2、... Fmに共通して存在する輝度は保持されて第2の画像データG1に現れるが、ホワイトノイズ（不要な信号）のように時間・空間的にランダムに発生する輝度は、発生していないときの輝度値に引きずられて消失し、第2の画像データG1から除去される。

【0058】

次に、新たに超音波スキャンを行うことにより画像データバッファ24dにm枚の第1の画像データFm+1、Fm+2、... F2mが保存されたら、これらの第1の画像データFm+1、Fm+2、... F2mを用いて前記同様に最小値保持演算を行い、2枚目の第2の画像データG2を生成する。

【0059】

そして、前記手順を繰り返すことにより次々と生成される第2の画像データG1、G2...は、その度に画像メモリ27に保存されていく。

【0060】

ところで、血流中の造影剤バブルには動きがあるため、第1の画像データF1、F2、...の生成レート（以下、「フレームレート」と称する。）が遅い場合には、最小値保持演算により第2の画像データG1、G2、...から輝度が消失してしまう恐れがある。そのため、本手法を実施する場合には、通常よりも早いフレームレートを利用することが望ましい。

10

20

30

40

50

【0061】

たとえば、発明者の検討結果によると、通常20 [Hz]程度のフレームレートで観察できる乳癌等では、走査深度が4 [cm]程度の場合、フレームレートを最大80 [Hz]程度まで上げることが可能である。

【0062】

そこで、80 [Hz]のフレームレートで4枚の第1の画像データF1～F4を生成し、これら第1の画像データF1～F4を用いて第2の画像データG1を生成すれば、見かけのフレームレート(すなわち第2の画像データG1、G2、...のフレームレート)を20 [Hz]程度にすることができる。

【0063】

しかしながら、この方法だと、n枚の第2の画像データG1、G2、...Gnを得るのに、m×n枚の第1の画像データF1、F2、...Fm×nが必要となり、実際のフレームレート(すなわち第1の画像データF1、F2、...のフレームレート)がかなり上昇してしまう。

【0064】

実際のフレームレートを上昇させない処理としては、新たな超音波スキャンにより第1の画像データFm+1が得られた時点で、それ以前に得られたm枚の第1の画像データF2、F3、...Fm+1を用いて第2の画像データG2を生成する方法がある。

【0065】

この方法なら、n枚の第2の画像データG1、G2、...Gnを得るのには、m+n-1枚の第1の画像データF1、F2、...Fm+n-1があれば足りるから、mの選び方によっては、第1の画像データF1、F2、...と略同じフレームレートで第2の画像データG1、G2、...を得ることができる。

【0066】

また、別の処理としては、第1の画像データF1、F2、...Fmの空間的に対応する画素を用いて平均値演算を行い、第2の画像データG1、G2、...を生成する方法もある。

【0067】

なお、この平均値演算とは、第1の画像データF1、F2、...の空間的に対応する画素の輝度値を平均し、その平均の輝度値を採用する画像処理法である。この方法を用いても、時間・空間的にランダムに発生するホワイトノイズは、定在するバブルの信号輝度に比べてかなり低減されるから、不要なノイズの存在しない第2の画像データG1、G2、...を得ることができる。

【0068】

前記手続を繰り返すことにより画像メモリ27にn枚の第2の画像データG1、G2、...Gnが保存されたら、これらの第2の画像データG1、G2、...Gnを用いて最大値保持演算を行い、第3の画像データHn(第2の超音波診断画像)を生成する。この第3の画像データHnは、生成されるたびに診断画像としてモニタ14に表示され、診断の材料として使用される。

【0069】

なお、この最大値保持演算とは、第2の画像データG1、G2、...Gnの空間的に対応する画素の輝度値を比較し、最大の輝度値を採用する画像処理の手法である。

【0070】

第3の画像データHnをモニタ14に表示する場合、最初に1枚目の第2の画像データG1が生成された段階では、この第2の画像データG1を用いて最大値保持演算を行い、1枚目の第3の画像データH1を生成する。

【0071】

なお、1枚目の第3の画像データH1と1枚目の第2の画像データG1が同じものであることは言うまでもない。そして、2枚目の第2の画像データG2が生成されたら、その時点で第2の画像データG1、G2を用いて最大値保持演算を行い、2枚目の第3の画像データH2を生成する。

10

20

30

40

50

【0072】

すなわち、新しい第2の画像データG_nが得られるたびに、それまでに得られた全ての第2の画像データG₁、G₂、...G_nを用いて最大値保持演算を行うことで、第3の画像データH_nを順次更新していく。これにより、モニタ14には、被検体内の動きがリアルタイムで表示される。

【0073】

なお、第1の画像データF₁、F₂、...と第2の画像データG₁、G₂、...は、生成されるたびに画像メモリ27に保存される。そのため、オペレータがオリジナル画像を見たい場合には、入力装置13のボタン13b等からの指示で、第1の画像データF₁、F₂、...や、第2の画像データG₁、G₂、...をモニタ14に表示することも可能である。

10

【0074】

前記構成の超音波診断装置によれば、超音波スキャンにより得られた複数枚の第1の画像データを画像データバッファ24dに一旦保存し、この画像データバッファ24dに保存されたm枚の第1の画像データを用いて最小値保持演算を行っている。

【0075】

そのため、得られる複数枚の第2の画像データには、ホワイトノイズ等の不要な信号が存在しないから、これらの第2の画像データを用いて最大値保持演算を行っても、生成される第3の画像データに前述の不要な信号が現れることがない。これより、モニタ14には極めて鮮明な診断画像が表示され、微細な血管分岐レベルの診断情報を有効に抽出することができる。

20

【0076】

次に、図4と図5を用いて同実施の形態の変形例を説明する。

【0077】

図4は同実施の形態の変形例に係る画像生成回路24Aの構成を示すブロック図、図5は、同変形例に係る画像処理を説明するための概念図である。

【0078】

本変形例の超音波診断装置は、第1の実施の形態とほぼ同じシステム構成を有している。第1の実施の形態と異なる点は、図4に示すように、画像データバッファ24d(図2にのみ図示)の機能を画像メモリ27に実行させる点である。

【0079】

すなわち、図5に示すように、本実施の形態では、超音波スキャンにより得られた複数枚の第1の画像データF₁、F₂、...は、画像データバッファ24dに保存されるのではなく、画像メモリ27に保存される。そして、前記最小値演算は、この画像メモリ27に保存されたm枚の第1の画像データF₁、F₂、...F_mを呼び出して行われる。

30

【0080】

前記変形例に係る超音波診断装置によれば、超音波スキャンにより生成された複数枚の第1の画像データを画像メモリ27に保存し、この画像メモリ27からm枚の第1の画像データを取り出して前記最小値保持演算を行っている。

【0081】

そのため、生成される第2の画像データには、ホワイトノイズ等の不要な信号が存在しないから、これら第2の画像データを用いて最大値保持演算を行っても、生成される第3の画像データに前述のような不要な信号が現れることがない。これより、モニタ14には、極めて鮮明な診断画像が表示され、微細な血管分岐レベルの診断情報を有効に抽出することができる。

40

【0082】

次に、図6と図7を参照しながら本発明の第2の実施の形態を説明する。なお、ここでは第1の実施の形態と同様の構成、作用については、その説明を省略する。

【0083】

図6は本発明の第2の実施の形態に係る画像生成回路24Bの構成を示すブロック図である。

50

【0084】

図6に示すように、本実施の形態に係る画像生成回路24Bは、前記画像データバッファ24dの代わりに、ラインバッファ24eを備えている。このラインバッファ24eは、信号処理回路24aから出力される、ビデオ信号に変換される前の画像データを一時的に保存するものである。

【0085】

(スキャンシーケンス)

次に、本超音波診断装置が実行する画像処理プロトコルを説明する。

【0086】

図7は同実施の形態に係る画像処理を説明するための概念図である。

10

【0087】

図7に示すように、一方向に超音波を送受信することで得られた受信信号は、信号処理回路24aに送られ、一走査線の輝度値を示す第1の時系列信号S1(第1の走査線信号列)となる。そして、同一方向に超音波の送受信を繰り返すことで、前記走査線の輝度値を示す複数の第1の時系列信号S2、S3...を生成する。これらの第1の時系列信号S1、S2...は、ラインバッファ24eに一時的に保存される。

【0088】

ラインバッファ24eにm個の第1の時系列信号S1、S2、...Smが保存されたら、これらの第1の時系列信号S1、S2、...Smを用いて、信号処理回路24aで最小値保持演算を行い、1個目の第2の時系列信号T1(第2の走査線信号列)を生成する。

20

【0089】

このように最小値保持演算を用いれば、造影剤バブルからの信号のように第1の時系列信号S1、S2、...Smに共通して存在する輝度は保持されて第2の時系列信号T1に残るが、ホワイトノイズのように時間・空間的にランダムに発生する輝度は、発生していないときの輝度値に引きずられて、第2の時系列信号T1から除去される。

【0090】

次に、前記一方向とは異なる方向に超音波の送受信を繰り返して、第1の時系列信号Sm+1、Sm+2...を生成する。そして、ラインバッファ24eにm個の第1の時系列信号Sm+1、Sm+2、...Sm+2mが保存されたら、これらの第1の時系列信号Sm+1、Sm+2、...Sm+2mを用いて、信号処理回路24aで最小値保持演算を行い、2個目の第2の時系列信号T2を生成する。

30

【0091】

そして、前記手順を繰り返すことにより、k個の第2の時系列信号T1、T2、...Tkが生成されたら、これらの第2の時系列信号T1、T2、...Tkに基づいて、1枚目の第2の画像データG1を生成する。なお、生成された第2の画像データG1は、画像メモリ27に保存される。

【0092】

この一連の手順を繰り返し、画像メモリ27にn枚の第2の画像データG1、G2、...Gnが保存されたら、これらの第2の画像データG1、G2、...Gnを用いて、画像処理回路24cで最大値保持演算を行い、第3の画像データHnを生成する。この第3の画像データHnは、生成されるたびに診断画像としてモニタ14に表示され、診断の材料として使用される。これにより、モニタ14には、被検体内の動きがリアルタイム表示で得られる。

40

【0093】

なお、第2の画像データG1、G2、...は、生成されるたびに画像メモリ27に保存されているため、オペレータがオリジナル画像を見たい場合には、入力装置13のボタン13b等からの指示により、第2の画像データG1、G2、...をモニタ14に表示することも可能である。

【0094】

前記第2の実施の形態に係る超音波診断装置によれば、超音波スキャンを行うときに、

50

各々の方向に対して超音波を複数回送受信し、複数の第1の時系列信号を生成している。そして、これらの第1の時系列信号を用いて最小値保持演算を行い、第2の時系列信号を生成している。

【0095】

そのため、このような手続を繰り返して得られる複数の第2の時系列信号には、ホワイトノイズ等の不要な信号が存在しないから、これら第2の時系列信号をビデオ信号に変換した後で最大値保持演算を行っても、生成される第3の画像データには前述の不要な信号が現れることがない。これより、モニタ14には極めて鮮明な診断画像が表示され、微細な血管分岐レベルの診断情報を有効に抽出できる。

【0096】

すなわち、本実施の形態のように、ビデオ信号に変換される前の第1の時系列信号の段階で最小値保持演算を行うことで、ホワイトノイズ等の不要な信号を除去するようにしてもよい。

【0097】

以上、第1、第2の実施の形態では、超音波診断装置について説明してきたが、本発明は超音波診断装置に限定されるものではなく、最大値保持演算を行う画像処理手法であれば、どんなものにも適用することができる。

【0098】

なお、本発明は、前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、前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、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0099】

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

【図2】同実施の形態に係る画像生成回路の構成を示すブロック図。

【図3】同実施の形態に係る画像処理を説明するための概念図。

【図4】同実施の形態の変形例に係る画像生成回路の構成を示すブロック図。

【図5】同変形例に係る画像処理を説明するための概念図。

【図6】本発明の第2の実施の形態に係る画像生成回路の構成を示すブロック図。

【図7】同実施の形態に係る画像処理を説明するための概念図。

【図8】従来の最大値保持演算を説明するための概念図。

【符号の説明】

【0100】

1 2 ... 超音波プローブ（超音波送受信手段）、2 2 ... Bモード処理ユニット（走査線情報生成手段）、2 4 a ... 信号処理回路（走査線処理手段）、2 4 c ... 画像処理回路（画像処理手段）、2 4 d ... 画像データバッファ（記憶手段）、2 4 f ... 画像生成部（画像生成手段）、2 7 ... 画像メモリ、P ... 被検体、F ... 第1の画像データ（オリジナル画像）、G ... 第2の画像データ（第1の超音波診断画像）、H ... 第3の画像データ（第2の超音波診断画像）、S ... 第1の時系列信号（第1の走査線信号列）、T ... 第2の時系列信号（第2の走査線信号列）。

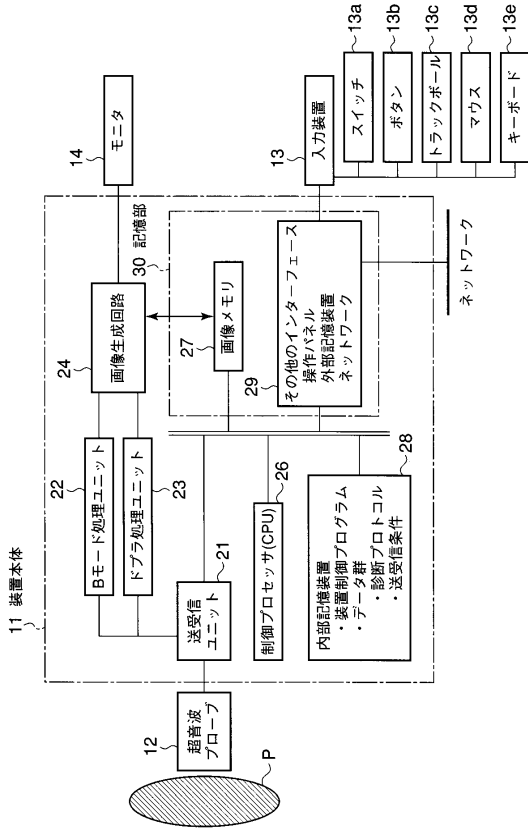
10

20

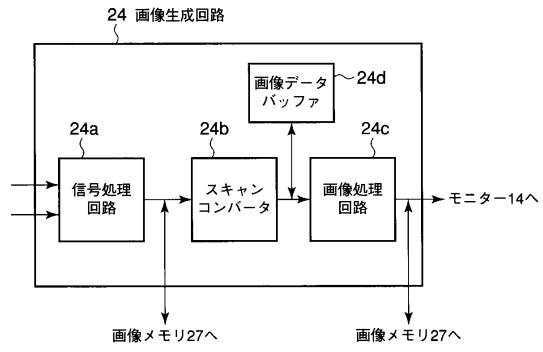
30

40

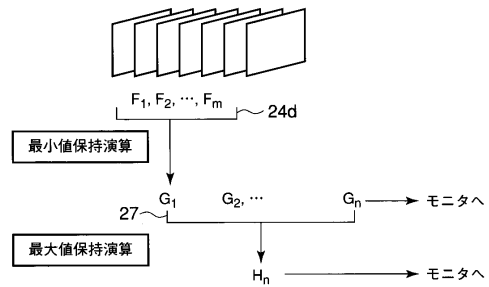
【図1】



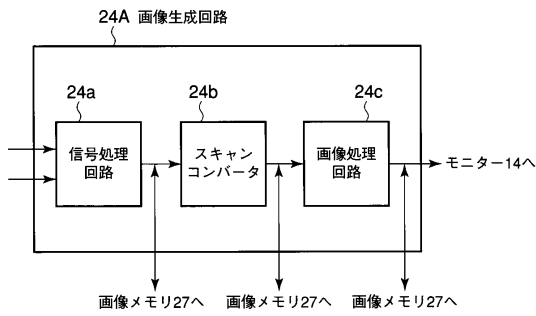
【図2】



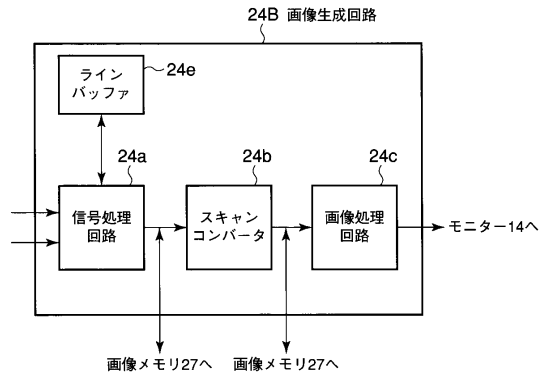
【図3】



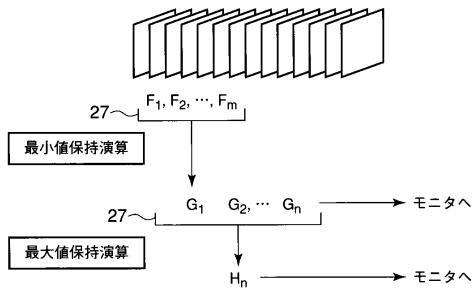
【図4】



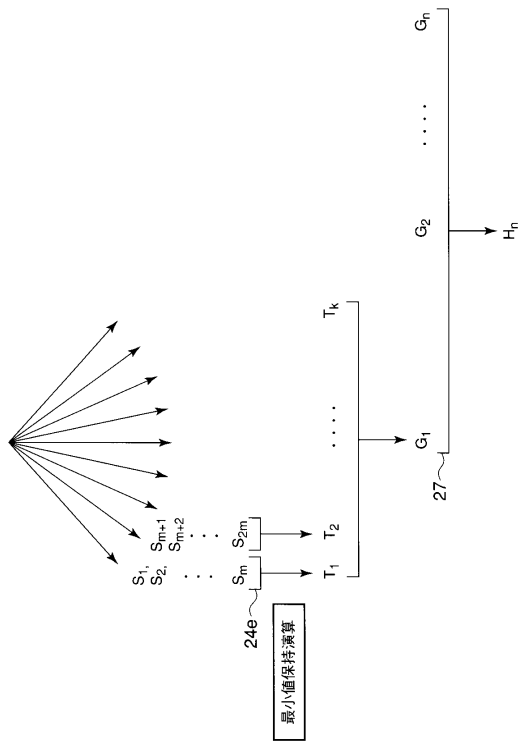
【図6】



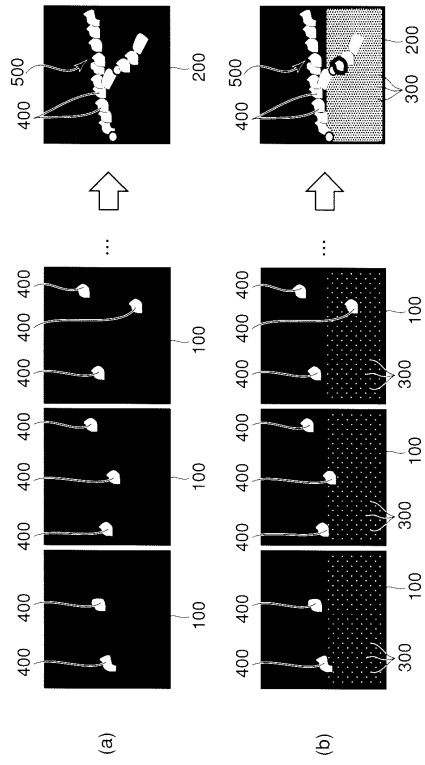
【図5】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平07-079974(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5002119B2	公开(公告)日	2012-08-15
申请号	JP2004142177	申请日	2004-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC16 4C601/JC17 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/LL02 4C601/LL04		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2005323657A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于有效地提取精细血管分支水平的诊断信息。发送超声波到被检体P，用于从所述超声波接收的回波信号的超声波探头12，根据上述回波信号，所述第一多个接收的超声波探头12用于生成图像数据F，由图像生成部24f中所产生的多个第一图像数据中的图像生成器24F，使用至少两个片材，其特征在于，在每个所述第一图像数据的用于除去白噪声，以产生多个第二图像数据G和在所述第二图像数据执行存在不想要的信号去除处理所述多个，具有至少两片，空间它执行采用来自对应于所述像素中的最大强度值的最大值保持操作，包括图像处理电路24C，用于产生第三图像数据H。点域

【 图 1 】

