

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4660230号
(P4660230)

(45) 発行日 平成23年3月30日(2011.3.30)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

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

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2005-67651 (P2005-67651)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成17年3月10日(2005.3.10)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2006-247122 (P2006-247122A)	(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18年9月21日(2006.9.21)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成20年3月4日(2008.3.4)	(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	100075672 弁理士 峰 隆司

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走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、

前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して超音波送信を実行する送信手段と、

前記超音波送信により得られるエコー信号に基づき、主に組織を映像化する複数フレーム分の第1の画像情報、及び主に血流を映像化する複数フレーム分の第2の画像情報を生成する生成手段と、

前記生成手段により生成された第1の画像情報のうち、 $i - 1$ フレーム目と i フレーム目との相関値から、前記 $i - 1$ フレーム目に対する前記 i フレーム目の位置補正情報を作成する作成手段と、

前記作成手段により作成された位置補正情報に基づき、前記生成手段により生成された第2の画像情報の i フレーム目を位置補正する補正手段と、

前記補正手段により位置補正された第2の画像情報の i フレーム目に基づき、前記超音波画像を表示する表示手段と、

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走査し超音波画像を取得する超

音波診断装置において、

前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して超音波送信を実行する送信手段と、

前記超音波送信により得られるエコー信号に基づき、主に組織を映像化する複数フレーム分の第1の画像情報、及び主に血流を映像化する複数フレーム分の第2の画像情報を生成する生成手段と、

前記生成手段により生成された第1、第2の画像情報を合成し、前記第1の画像情報の一部と前記第2の画像情報の一部とを含む複数フレーム分の第3の画像情報を生成する合成手段と、

前記合成手段により生成された第3の画像情報の $i - 1$ フレーム目に含まれる第1の画像情報と、前記第3の画像情報の i フレーム目に含まれる第1の画像情報との相関値から、前記 $i - 1$ フレーム目に対する前記 i フレーム目の位置補正情報を作成する作成手段と、

前記作成手段により作成された位置補正情報に基づき、前記第3の画像情報の i フレーム目を位置補正する補正手段と、

前記補正手段により位置補正された第3の画像情報の i フレーム目に基づき、前記超音波画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

前記生成手段は、前記超音波送信により取得された同一のエコー信号から、前記第1の画像情報と前記第2の画像情報とを生成することを特徴とする請求項1乃至2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記生成手段は、前記超音波送信より得られた相異なるエコー信号から前記第1の画像情報と前記第2の画像情報とを生成することを特徴とする請求項1乃至2記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記生成手段は、前記補正手段により位置補正された複数フレーム分の第2の画像情報に基づき、輝度値保持演算を逐次実行することで、輝度値保持画像情報を生成することを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記輝度値保持演算は、前記補正手段により位置補正された複数フレーム分の第2の画像情報において、空間的に対応する位置のエコー信号から最大値を選択して前記輝度値保持画像情報を生成する最大値保持演算であることを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記表示手段は、前記輝度値保持画像情報を前記超音波画像として表示することを特徴とする請求項5乃至6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記生成手段は、前記超音波送信により取得されるエコー信号に基づき周波数解析を実行して、血流速度を映像化する前記第2の画像情報を生成し、

前記補正手段は、前記作成手段により作成された位置補正情報に基づき、前記生成手段により生成された第2の画像情報の i フレーム目を位置補正し、

前記表示手段は、前記補正手段により位置補正された第2の画像情報の i フレーム目を前記超音波画像として表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記送信手段は、前記超音波プローブを介して、前記造影剤バブルを破壊する第1の音圧による第1の超音波スキャンと、前記造影剤バブルを破壊しない音圧であって、血流の環流を映像化するための第2の音圧による複数回の第2の超音波スキャンとを実行し、

10

20

30

40

50

前記生成手段は、前記複数回の第2の超音波スキャンにより得られるエコー信号に基づき、前記複数フレーム分の第2の画像情報を生成することを特徴とする請求項5乃至7記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記生成手段は、前記第1の超音波スキャンが実行された場合に、前記輝度値保持演算を初期化して、次段複数回の第2の超音波スキャンにより得られる、前記補正手段により位置補正された複数フレーム分の第2の画像情報に基づき、輝度値保持演算を逐次実行することで、前記輝度値保持画像情報を生成することを特徴とする請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記生成手段により生成される複数フレーム分の第2の画像情報から、前記輝度値保持演算を開始する基準フレームを設定するための設定手段を更に具備することを特徴とする請求項10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、毛細血管レベルの微小血流環流と毛細血管より速い血管血流の微細構造を診断情報として提示することができる超音波診断装置に関する。

【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が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ほか、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。

【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、片手で持ち運べる程度の小型なものも開発されており、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。造影エコーは、静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強して、心臓や肝臓等の検査で血流動態の評価を行うものである。造影剤の多くは、微小気泡（マイクロバブル）が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送信であっても、その機械的作用により気泡が壊れ、スキャン断面からの信号強度が低下する。

【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り画像化する等、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る。また、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。）が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。

【0006】

さらに、気泡が崩壊するという特徴を生かし、以下のような手法も考案されている。すなわち、（a）低音圧照射下でスキャン面に充満していく気泡の動態を観察し、（b）照射音圧を高音圧に切り替えてスキャン断面内（厳密には照射体積内）の気泡を崩壊させ、（c）再び照射音圧を低音圧に切り替えてスキャン断面内に流入していく気泡の様子を観察する手法である。この手法はreplenishment（再環流）法と呼ばれている（例えば、特許文献1参照。）。

【0007】

10

20

30

40

50

また、前記スキャン断面内に流入する気泡の様子を「最大値保持法」により観察する手法も考案されている。例えば、図10に示すような豊富な造影剤が流入する太い血管であれば、特に工夫することなく血管構造を把握することができるが、図11に示すような造影剤が流入し難い微細な血管であると、ある瞬間における1枚の超音波画像を見ても、気泡がまばらに存在するだけで、血管構造を把握することができない。しかしながら、「最大値保持法」を用いて複数枚の超音波画像を重畳表示すれば、各画像に存在する気泡が連なり合っ、連続した血管構造を構築することができる。

【0008】

ところが、「最大値保持法」により長時間の観察をすると、組織内の毛細血管が造影剤で満たされ、図12に示すように組織全体が真っ白な状態となるため、血管構造が把握できなくなる。

10

【0009】

そこで近年、再環流法と最大値保持法を組み合わせた、所謂「Micro Flow Imaging (以下、「MFI」とする。)法」と呼ばれる影像法が考案され(例えば、特許文献2参照。)、既に臨床超音波検査で利用されている(東芝メディカルシステムズ(株) 超音波診断装置 SSA-770A)。

【0010】

MFI法によれば、組織が造影剤で満たされたときに、高音圧照射でスキャン断面内の気泡を崩壊させるため、スキャン断面内に流入していく気泡を繰り返し描出でき、図13に示すように目的の血管構造を的確に把握することができる。

20

【0011】

しかしながら、MFI法には解決すべき課題も残っている。そのひとつに、画像取得時の断面保持が挙げられる。最大値保持演算では、各フレームが同一断面をスキャンしていることが前提である。もしスキャン断面が動いてしまうと、血管再構築の結果にブレが生じてしまう。同一のスキャン断面を保持するためには、操作者が数秒間に亘り超音波プローブを全く動かさないようにする必要があり、従来診断よりも比較的高い熟練が必要となる。また、被検体である患者としても、呼吸をピタリと止め、体位を保持しなければならないため、疲労等の負担が比較的高いものとなる。

【特許文献1】特開平11-155858号公報

【特許文献2】特開2004-321688号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、スキャン断面の動きに起因して生じる超音波画像のブレを抑制でき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】

【0013】

前記課題を解決し目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は次のように構成されている。

40

【0014】

(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走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波送信を実行する送信手段と、前記超音波送信により得られるエコー信号に基づき、主に組織を映像化する複数フレーム分の第1の画像情報、及び主に血流を映像化する複数フレーム分の第2の画像情報を生成する生成手段と、前記生成手段により生成された第1の画像情報のうち、 $i-1$ フレーム目と i フレーム目との相関値から、前記 $i-1$ フレーム目に対する前記 i フレーム目の位置補正情報を作成する作成手段と、前記作成手段により作成された位置補正情報に基づき、前記生成手段により生成された第2の画像情報の i フレーム目を位置補正す

50

る補正手段と、前記補正手段により位置補正された第2の画像情報のiフレーム目に基づき、前記超音波画像を表示する表示手段とを具備する。

【0015】

(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走査し超音波画像を取得する超音波診断装置において、前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からのエコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波送信を実行する送信手段と、前記超音波送信により得られるエコー信号に基づき、主に組織を映像化する複数フレーム分の第1の画像情報、及び主に血流を映像化する複数フレーム分の第2の画像情報を生成する生成手段と、前記生成手段により生成された第1、第2の画像情報を合成し、前記第1の画像情報の一部と前記第2の画像情報の一部とを含む複数フレーム分の第3の画像情報を生成する合成手段と、前記合成手段により生成された第3の画像情報のi-1フレーム目に含まれる第1の画像情報と、前記第3の画像情報のiフレーム目に含まれる第1の画像情報との相関値から、前記i-1フレーム目に対する前記iフレーム目の位置補正情報を作成する作成手段と、前記作成手段により作成された位置補正情報に基づき、前記第3の画像情報のiフレーム目を位置補正する補正手段と、前記補正手段により位置補正された第3の画像情報のiフレーム目に基づき、前記超音波画像を表示する表示手段とを具備する。

10

【0016】

(3) (1)乃至(2)に記載された超音波診断装置において、前記生成手段は、前記超音波送信により取得された同一のエコー信号から、前記第1の画像情報と前記第2の画像情報とを生成する。

20

【0017】

(4) (1)乃至(2)に記載された超音波診断装置において、前記生成手段は、前記超音波送信より得られた相異なるエコー信号から前記第1の画像情報と前記第2の画像情報とを生成する。

【0018】

(5) (1)乃至(4)に記載された超音波診断装置において、前記生成手段は、前記補正手段により位置補正された複数フレーム分の第2の画像情報に基づき、輝度値保持演算を逐次実行することで、輝度値保持画像情報を生成する。

30

【0019】

(6) (5)に記載された超音波診断装置において、前記輝度値保持演算は、前記補正手段により位置補正された複数フレーム分の第2の画像情報において、空間的に対応する位置のエコー信号から最大値を選択して前記輝度値保持画像情報を生成する最大値保持演算である。

【0020】

(7) (5)乃至(6)に記載された超音波診断装置において、前記表示手段は、前記輝度値保持画像情報を前記超音波画像として表示する。

【0021】

(8) (1)に記載された超音波診断装置において、前記生成手段は、前記超音波送信により取得されるエコー信号に基づき周波数解析を実行して、血流速度を映像化する前記第2の画像情報を生成し、前記補正手段は、前記作成手段により作成された位置補正情報に基づき、前記生成手段により生成された第2の画像情報のiフレーム目を位置補正し、前記表示手段は、前記補正手段により位置補正された第2の画像情報のiフレーム目を前記超音波画像として表示する。

40

【0022】

(9) (5)乃至(7)に記載された超音波診断装置において、前記送信手段は、前記超音波プローブを介して、前記造影剤バブルを破壊する第1の音圧による第1の超音波スキャンと、前記造影剤バブルを破壊しない音圧であって、血流の環流を映像化するための第2の音圧による複数回の第2の超音波スキャンとを実行し、前記生成手段は、前記複数回の第2の超音波スキャンにより得られるエコー信号に基づき、前記複数フレーム分の第2

50

の画像情報を生成する。

【 0 0 2 3 】

(1 0) (9) に記載された超音波診断装置において、前記生成手段は、前記第 1 の超音波スキャンが実行された場合に、前記輝度値保持演算を初期化して、次段複数回の第 2 の超音波スキャンにより得られる、前記補正手段により位置補正された複数フレーム分の第 2 の画像情報に基づき、輝度値保持演算を逐次実行することで、前記輝度値保持画像情報を生成する。

【 0 0 2 4 】

(1 1) (1 0) に記載された超音波診断装置において、前記生成手段により生成される複数フレーム分の第 2 の画像情報から、前記輝度値保持演算を開始する基準フレームを設定するための設定手段を更に具備する。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、スキャン断面の動きに起因して生じる超音波画像のブレを抑制することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 6 】

以下、図面を参照しながら本発明の第 1 実施形態～第 4 実施形態について説明する。

【 0 0 2 7 】

(第 1 実施形態)

20

[超音波診断装置 1 0 の構成]

まず図 1 ～図 4 を参照しながら本発明の第 1 実施形態について説明する。図 1 は本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 0 のブロック図である。図 1 に示すように、本超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニタ 1 4、送受信ユニット 2 1 (送信手段)、B モード処理ユニット 2 2、ドプラ処理ユニット 2 3、画像生成回路 2 4 (生成手段)、画像メモリ 2 5、制御プロセッサ 2 6、ソフトウェア格納部 2 7、内部記憶装置 2 8、及びインターフェース 2 9 を具備している。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、個々の構成要について説明する。

30

【 0 0 2 8 】

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き超音波を発生し、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材等を有している。当該超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波を送信すると、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。このエコー信号の振幅は、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、送信された超音波パルスが、血流や心臓壁等の表面で反射した場合のエコーは、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。

40

【 0 0 2 9 】

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 に接続され、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 に取り込むためのトラックボール 1 3 a、各種スイッチ 1 3 b (設定手段)、ボタン、マウス、及びキーボード等を有している。オペレータからの指示としては、後述する最大値保持演算を開始する基準フレームの設定等がある。

【 0 0 3 0 】

モニタ 1 4 は、画像生成回路 2 4 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 1 】

50

送受信ユニット 2 1 は、図示しないパルサ回路、遅延回路、及びトリガ発生回路等を有している。パルサ回路は、所定のレート周波数 f_r [Hz] (周期は $1/f_r$ [sec]) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、各レートパルスに対して、チャンネルごとに超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。また、トリガ発生回路は、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 に駆動パルスを印加する。

【 0 0 3 2 】

なお、送受信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 6 の指示に従って後述するスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアン

10

【 0 0 3 3 】

更に、送受信ユニット 2 1 は、図示しないアンプ回路、A/D変換器、及び加算器等を有している。アンプ回路は、超音波プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間を与えられたエコー信号を加算する。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、受信指向性と送信指向性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 4 】

20

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、法絡線検波処理等を施し、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、受信信号として画像生成回路 2 4 に送られ、各種処理がなされた後に、反射波の強度を輝度で表した Bモード画像としてモニタ 1 4 に表示される。また、Bモード処理ユニット 2 2 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を周波数ごとに分離する図示しない周波数フィルタを有している。

【 0 0 3 5 】

ドプラ処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を受け取り、そのエコー信号から速度情報を周波数解析して、ドプラ効果による血流や組織、造影剤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

30

【 0 0 3 6 】

画像生成回路 2 4 は、Bモード処理ユニット 2 2、及びドプラ処理ユニット 2 3 と共に、エコー信号に基づき各種画像データを生成する画像情報生成部 2 0 (生成手段) を構成している。また、画像生成回路 2 4 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断後に操作者が検査中に記録された画像データを呼び出すことが可能となっている。なお、この画像生成回路 2 4 は、本発明の重要なポイントであるため、その詳細については後で説明することとする。

40

【 0 0 3 7 】

画像メモリ 2 5 は、画像生成回路 2 4 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、例えば診断後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数フレーム分を使用して動的に再生することが可能である。また、画像メモリ 2 5 は、送受信ユニット 2 1 直後の出力信号 (radio frequency (RF) 信号と呼ばれる。)、送受信ユニット 2 1 通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

【 0 0 3 8 】

内部記憶装置 2 8 は、後述するスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報 (ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件

50

、その他のデータ群が保管されている。内部記憶装置 28 のデータは、インターフェース 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。

【0039】

制御プロセッサ 26 (CPU) は、情報処理装置として、本超音波診断装置 10 の装置本体 11 の動作を制御する。この制御プロセッサ 26 は、内部記憶装置 28 から後述する画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出してソフトウェア格納部 27 上に展開し、各種処理に関する演算・制御などを実行する。

【0040】

インターフェース 29 は、入力装置 13、ネットワーク、図示しない新たな外部記憶装置に関するインターフェースである。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、インターフェース 29 によってネットワークを介して他の装置に転送可能である。

10

【0041】

[画像生成回路 24 の構成]

次に本発明の重要なポイントである画像生成回路 24 について説明する。図 2 は同実施形態に係る画像生成回路 24 のブロック図である。図 2 に示すように、画像生成回路 24 は、スキャンコンバータ 24a、位置検出回路 24b、及び画像合成回路 24c を有している。スキャンコンバータ 24a は、Bモード処理ユニット 22 あるいはドプラ処理ユニット 23 から出力された超音波スキャンの走査線信号列である受信信号を、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、すなわちビデオ信号に変換する。位置検出回路 24b は、スキャンコンバータ 24a から出力されたビデオ信号に基づき、画像表示位置に関する後述する位置補正情報を生成する。画像合成回路 24c は、スキャンコンバータ 24a から出力されるビデオ信号と、位置検出回路 24b から出力される位置補正情報とに基づいて、超音波画像を生成し、この超音波画像に対して輝度やコントラストの調整、及び空間フィルタ等の画像処理を施し、もしくは種々の設定パラメータの文字情報や目盛等と合成して、モニタ 14 に出力する。

20

【0042】

[スキャンシーケンス]

図 3 は同実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャートである。被検体 P に対して超音波スキャンを逐次実行すると、超音波スキャンごとに複数の受信信号 S_1 、 S_2 、... が得られる。なお、添え字 1、2、... は、その走査線信号列が何回目の超音波スキャンで取得されたかを示すものである。すなわち、受信信号 S_i は、 i 回目の超音波スキャンで取得された受信信号である。

30

【0043】

これらの受信信号 S_1 、 S_2 、... は、Bモード処理ユニット 22 に送られ、組織からのエコー信号である基本波成分と、造影剤からのエコー信号である高調波成分とを分離するために、周波数フィルタにてフィルタリングが施される。これにより、超音波スキャンごとに、組織形状を強調した複数の組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、... と、血流成分を強調した複数の血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、... が取得される (ステップ S11)。

【0044】

これらの組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、... と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、... は、画像生成回路 24 のスキャンコンバータ 24a に送られて、超音波スキャンの走査線信号列から、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される。

40

【0045】

これにより、組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、... と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、... は、それぞれ生体内の空間的位置が正しく並べられた複数フレーム分の組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、... (第 1 の画像情報) と、複数フレーム分の血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、... (第 2 の画像情報) に変換される (ステップ S12)。なお、組織画像情報 G_{o1} 、... と血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、... は、生成されるたびに画像メモリ 25 に保存される。

【0046】

50

組織画像情報 $G o_1$ 、 $G o_2$ 、... は、位置検出回路 24 b に送られて (ステップ S 13)、連続する 2 フレーム $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ 間の位置補正情報が生成される。なお、本実施形態では、位置補正情報として、組織画像情報 $G o_{i-1}$ に対する組織画像情報 $G o_i$ のズレ幅及びズレ方向を表す移動ベクトル V_i が用いられる (ステップ S 14)。

【0047】

[移動ベクトル V_i の生成]

図 4 は同実施形態に係る移動ベクトル V_i の生成工程の概念図であり、(a) は $i-1$ フレーム目の組織画像情報 $G o_{i-1}$ を画像化したもの、(b) は i フレーム目の組織画像情報 $G o_i$ を画像化したもの、(c) は組織 T の位置が一致するように重ね合わされた組織画像情報 $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ を画像化したもの示し、(d) は生成された移動ベクトル V_i を示している。なお、図 4 中の符号 B は、血流画像情報 $G b_{i-1}$ 、 $G b_i$ 上に存在する血管構造を表している。

10

【0048】

図 4 に示すように、移動ベクトル V_i は、組織画像情報 $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ のどちらか一方を少しずつずらしながら重畳度合いを分析し、空間的一致度が最も高くなる時のズレ幅及びズレ方向から生成される。なお、空間的一致度を求めるには様々な手法があるが、例えば 2 つの組織画像情報 $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ の空間的に対応する画素の輝度差の絶対値を求める手法や、これらの相関関数を求める手法が考えられる。

【0049】

血流画像情報 $G b_i$ と移動ベクトル V_i は、画像合成回路 24 c に送られて (ステップ S 15)、移動ベクトル V_i に基づいて血流画像情報 $G b_i$ の位置補正がなされる。これにより、血流画像情報 $G b_i$ の表示位置が、その 1 フレーム前の血流画像情報 $G b_{i-1}$ の表示位置と一致し (図 4 (c) を参照。)、位置補正された補正血流画像情報 H_i が生成される (ステップ S 16)。なお、この補正血流画像情報 H_i は、生成されるたびに画像メモリ 25 に保存される。

20

【0050】

前記手続を繰り返すことにより画像メモリ 25 に n フレーム分の補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、...、 H_n が保存されたら、これらの補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、...、 H_n を使用して最大値保持演算 (輝度値保持演算) を行い、輝度値保持画像情報 I_n を生成する (ステップ S 17)。この輝度値保持画像情報 I_n は、生成されるたびに超音波画像としてモニタ 14 に表示され、診断材料として使用される (ステップ S 18)。

30

【0051】

ところで、最大値保持演算とは、補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、...、 H_n のうち、空間的に対応する画素の輝度値から最大の輝度値を選択・採用して、新たな画像を生成する演算方法である。すなわち、輝度値保持画像情報 I_n は、いわば補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、...、 H_n を重畳したものと見える。

【0052】

したがって、新しい補正血流画像情報 H_n が得られるたびに、輝度値保持画像情報 I_n が順次更新されてゆくと、モニタ 14 には、時間の経過に伴って血管に造影剤が流入してゆく様子がリアルタイムで表示される。なお、1 フレーム目の輝度値保持画像情報 I_1 と 1 フレーム目の補正血流画像情報 H_1 が同じであることは言うまでもない。また、最大値保持演算の一般的なアルゴリズムについては、後で詳細に説明する。

40

【0053】

[本実施形態による作用]

本実施形態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る組織画像情報 $G o_i$ 、 $G o_i$ の相関値に基づいて、組織画像情報 $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ 間の位置ズレを表す移動ベクトル V_i を生成し、この移動ベクトル V_i に基づいて血流画像情報 $G b_i$ を位置補正している。

【0054】

そのため、順次生成される補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、...、 H_n の表示位置が一致する

50

から、これら補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、... H_n に基づいて最大値保持演算を行っても、ブレの無い鮮明な輝度値保持画像情報 I_n を生成でき、結果として繊細な診断を行うことが可能となる。このように、本発明は、「最大値保持法」を使用する場合に特に優れた効果を発揮する。

【0055】

また、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、超音波スキャンごとに取得される1つの受信信号から、組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...とを生成している。

【0056】

そのため、組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、...と血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、...は、全く同じ瞬間の組織状態と血流状態を表すことになるから、血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} ...の位置補正を正確に行うことができる。

10

【0057】

なお、本実施形態では、組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...を1つの受信信号 S_1 、 S_2 、...から生成しているが、これに限定されるものではない。

【0058】

例えば、超音波スキャンに際し、1走査線方向に対し2回ずつ超音波送受信を実行して、1回目の受信信号から血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...を生成し、2回目の受信信号から組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...を生成するようにしてもよい。

【0059】

具体的には、1回目の超音波送信において、送信周波数を2MHz、Bモード処理ユニット22の周波数フィルタを4MHzに設定して、血流成分を強調した複数の血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...を生成する。そして、2回目の超音波送受信において、送信周波数を4MHz、Bモード処理ユニット22の周波数フィルタを4MHzに設定して、組織成分を強調した複数の組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...を生成する。

20

【0060】

ただし、本例は2回の超音波送受信から組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} ...とを生成することが本質であり、その生成方法はこれに限定されるものではない。

【0061】

(第2実施形態)

次に図5を参照しながら本発明の第2実施形態について説明する。本実施形態は、位置補正の対象として、第1実施形態に係る血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、...の代わりに、カラー/パワードブラ画像情報 G_{d1} 、 G_{d2} 、...を用いた例である。

30

【0062】

[スキャンシーケンス]

図5は本発明の第2実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャートである。被検体Pに対し超音波スキャンを繰り返し実行すると、超音波スキャンごとに複数の走査線信号列からなる受信信号 S_1 、 S_2 、...が得られる。

【0063】

これらの受信信号 S_1 、 S_2 、...は、Bモード処理ユニット22とドブラ処理ユニット23に送られ、Bモード処理ユニット22で複数の組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...が生成され、ドブラ処理ユニット23で複数のカラー/パワードブラ信号 S_{d1} 、 S_{d2} 、...が生成される(ステップS21)。

40

【0064】

組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...とカラー/パワードブラ信号 S_{d1} 、 S_{d2} 、...は、画像生成回路24のスキャンコンバータ24aで、超音波スキャンの走査線信号列から、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される。

【0065】

これにより、組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...とカラー/パワードブラ信号 S_{d1} 、 S_{d2}

50

、...は、生体内の空間的位置が正しく並べられた複数フレーム分の組織画像情報 $G o_1$ 、 $G o_2$ 、...と、複数フレーム分のカラー/パワードブラ画像情報 $G d_1$ 、 $G d_2$ 、...に変換される(ステップS22)。なお、組織画像情報 $G o_1$ 、 $G o_2$ 、...とカラー/パワードブラ画像情報 $G d_1$ 、 $G d_2$ 、...は、生成されるたびに画像メモリ25に保存される。
【0066】

組織画像情報 $G o_1$ 、 $G o_2$ 、...は、位置検出回路24bに送られて(ステップS23)、連続する2フレーム $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ 間の位置補正情報が生成される。なお、本実施形態では、位置ズレ情報として、組織画像情報 $G o_{i-1}$ に対する組織画像情報 $G o_i$ のズレ幅及びズレ方向を表現する移動ベクトル V_i が用いられる(ステップS24)。
【0067】

組織画像情報 $G o_i$ 、カラー/パワードブラ画像情報 $G d_i$ 、及び移動ベクトル V_i は、画像合成回路24cに送られ(ステップS25)、移動ベクトル V_i に基づいて組織画像情報 $G o_i$ とカラー/パワードブラ画像情報 $G d_i$ の位置補正がなされる。
【0068】

これにより、組織画像情報 $G o_i$ の表示位置、及びカラー/パワードブラ画像情報 $G d_i$ の表示位置が、それぞれ1フレーム前の組織画像情報 $G o_{i-1}$ の表示位置、及びカラー/パワードブラ画像情報 $G d_i$ の表示位置と一致し、位置補正された補正組織画像情報 $J o_i$ 、及び補正カラー/パワードブラ画像情報 K_i が生成される(ステップS26)。これら補正組織画像情報 $J o_i$ 、及び補正カラー/パワードブラ画像情報 K_i は、生成されるたびに画像メモリ25に保存され、同時に超音波画像としてモニタ14に重畳表示される(ステップS27)。
【0069】

なお、本実施形態では、補正組織画像情報 $J o_i$ と補正カラー/パワードブラ画像情報 K_i とを重畳表示しているが、補正カラー/パワードブラ画像情報 K_i のみを表示してもよい。
【0070】

[本実施形態による作用]

このように、本実施形態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る組織画像情報 $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ に基づいて、組織画像情報 $G o_{i-1}$ 、 $G o_i$ 間の位置ズレを表す移動ベクトル V_i を生成し、この移動ベクトル V_i に基づいてカラー/パワードブラ画像情報 $G d_i$ を位置補正している。
【0071】

そのため、組織画像情報 $G o_i$ と補正カラー/パワードブラ画像情報 K_i の表示位置が一致するから、これらを重畳表示したときに組織と血流との位置関係が正確にわかり、結果として繊細な診断を行うことが可能となる。
【0072】

(第3実施形態)

次に図6～図8を参照しながら本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態は、第1実施形態の変形例であり、スキャンコンバータ24aで組織画像情報 $G o_1$ 、 $G o_2$ 、...と血流画像情報 $G b_1$ 、 $G b_2$ 、...から複数フレーム分の合成画像情報 C_1 、 C_2 、...を取得して、これら合成画像情報 C_1 、 C_2 、...の補正情報を生成しようとするものである。
【0073】

[画像生成回路24Aの構成]

図6は本発明の第3実施形態に係る画像生成回路24Aのブロック図である。図6に示すように、本実施形態に係る画像生成回路24Aは、第1、第2実施形態に係る画像生成回路24と同様に、スキャンコンバータ24a、位置検出回路24b、及び画像合成回路24cを有している。ただし、本実施形態に係る画像生成回路24Aと第1実施形態に係る画像生成回路24とは信号処理の流れが異なっている。
【0074】

10

20

30

40

50

[スキャンシーケンス]

図7は同実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャートである。被検体Pに対し超音波スキャンを繰り返し実行すると、超音波スキャンごとに複数の走査線信号列からなる受信信号 S_1 、 S_2 、...が得られる。

【0075】

これらの受信信号 S_1 、 S_2 、...は、Bモード処理ユニット22に送られ、組織からのエコー信号である基本波成分と、造影剤からのエコー信号である高調波成分とを分離するために、周波数フィルタにてフィルタリングが施される。これにより、超音波スキャンごとに、組織形状を強調した複数の組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...と、血流成分を強調した複数の血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...とが取得される(ステップS31)。

10

【0076】

これらの組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...は、画像生成回路24のスキャンコンバータ24aで、超音波スキャンの走査線信号列から、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される。

【0077】

これにより、組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...は、それぞれ生体内の空間的位置が正しく並べられた複数フレーム分の複数フレーム分の組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、...と、血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、...とに変換される(ステップS32)。なお、組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、...と血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、...は、生成されるたびに画像メモリ25に保存される。ここまでは、第1実施形態と全く同様である。

20

【0078】

これより本実施形態の特徴について説明する。これらの組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、...と血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、...は、スキャンコンバータ24aで合成され、合成画像情報 C_1 、 C_2 、... (第3の画像情報)が生成される(ステップS33)。

【0079】

図8は同実施形態に係る合成画像情報 C_1 、 C_2 、...を映像化したときの概略図である。図8に示すように、合成画像情報 C_1 、 C_2 、...では、組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、...が占める組織領域 R_o と、血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、...が占める血流領域 R_b とが予め決められている。すなわち、本実施形態では、合成画像情報 C_1 、 C_2 、...の中心部分を血流領域 R_b とし、合成画像情報 C_1 、 C_2 、...の両側部分を組織領域 R_o としている。

30

【0080】

合成画像情報 C_1 、 C_2 、...は、位置検出回路24bに送られ(ステップS34)、その組織領域 R_o に基づいて、連続する2フレーム C_{i-1} 、 C_i 間の位置補正情報が生成される。なお、本実施形態では、位置補正情報として、合成画像情報 C_{i-1} の組織領域 R_o に対する合成画像情報 C_i の組織領域 R_o のズレ幅及びズレ方向を表現する移動ベクトル U_i が用いられる(ステップS35)。

【0081】

合成画像情報 C_i と移動ベクトル U_i は、画像合成回路24cに送られ(ステップS36)、移動ベクトル U_i に基づいて合成画像情報 C_i の位置補正がなされる。これにより、合成画像情報 C_i の組織領域 R_o の表示位置が、その1フレーム前の合成画像情報 C_{i-1} の組織領域 R_o の表示位置と一致する。その結果、合成画像情報 C_i の血流領域 R_b の表示位置が、その1フレーム前の合成画像情報 C_{i-1} の血流領域の表示位置と一致し、位置補正された補正合成画像情報 L_i が生成される(ステップS37)。なお、この補正合成画像情報 L_i は、生成されるたびに画像メモリ25に保存される。

40

【0082】

前記手順を繰り返すことにより画像メモリ25にnフレーム分の補正合成画像情報 L_1 、 L_2 、... L_n が保存されたら、これらの補正合成画像情報 L_1 、 L_2 、... L_n を使用して最大値保持演算を行い、輝度値保持画像情報 M_n を生成する(ステップS38)。この

50

輝度値保持画像情報 M_n は、生成されるたびに超音波画像としてモニタ 14 に出力される。これにより、モニタ 14 には、時間の経過に伴って血管に造影剤が流入してゆく様子がリアルタイムで表示される（ステップ S 39）。

【0083】

[本実施形態による作用]

超音波スキャンにより生成される組織画像情報 G_{o_1} 、 G_{o_2} 、... と、血流画像情報 G_{b_1} 、 G_{b_2} 、... とに基づいて合成画像情報 C_1 、 C_2 、... C_n を生成し、合成画像情報 C_{i-1} の組織領域 R_o と合成画像情報 C_i の組織領域 R_o の表示位置との間の位置ズレを表す移動ベクトル U_i を生成し、この移動ベクトル U_i に基づいて合成画像情報 C_i を位置補正している。

10

【0084】

これにより、順次生成される合成画像情報 C_1 、 C_2 、... C_n の表示位置が一致するから、これら合成画像情報 C_1 、 C_2 、... C_n を使用して最大値保持演算を行っても、鮮明な輝度値保持画像情報 M_n を取得することができ、結果として繊細な診断を行うことが可能となる。

【0085】

しかも、第 1 実施形態のように 2 つの画像を同期させながら補正と表示を行う必要が無くなるから、第 1 実施形態に比べて装置構成を簡略化することができる。

【0086】

(第 4 実施形態)

次に図 9 を参照しながら本発明の第 4 実施形態について説明する。本実施形態は、「再環流法」と「最大値保持法」を組み合わせた所謂「Micro Flow Imaging」に本発明を適用した例である。なお、再環流法の詳細は特許文献 1 に記載されているため、ここでは簡単に説明することにする。

20

【0087】

本実施形態では、造影剤バブルを崩壊させるための高音圧（第 1 の音圧）による高音圧スキャン（第 1 の超音波送信）と、超音波画像を取得するための、造影剤バブルをあまり壊さない低音圧（第 2 の音圧）による低音圧スキャン（第 2 の超音波送信）とを交互に実行する。

【0088】

すなわち、本実施形態では、第 1 ~ 第 3 実施形態に係る超音波スキャンを複数回に亘って実施した後、スキャン断面内の造影剤バブルを破壊するために、少なくとも 1 回以上の高音圧スキャンを実施する。

30

【0089】

なお、本実施形態では、被検体 P に投与する造影剤として、低音圧の超音波を送信しても破壊されることなくハーモニック信号を放出し、長時間の映像化が可能な所謂「次世代型造影剤」と呼ばれるものを使用している。

【0090】

[スキャンシーケンス]

図 9 は本発明の第 4 実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャートである。まず、被検体 P に対し低音圧スキャンを繰り返し実行して、低音圧スキャンごとに複数の走査線信号列からなる受信信号 P_1 、 P_2 、... を取得する（ステップ S 41）。

40

【0091】

これらの受信信号 P_1 、 P_2 、... は、B モード処理ユニット 22 に送られ、組織からのエコー信号である基本波成分と、造影剤からのエコー信号である高調波成分とを分離するために、周波数フィルタにてフィルタリングが施される。これにより、低音圧スキャンごとに、組織形状を強調した複数の組織信号 S_{o_1} 、 S_{o_2} 、... と、血流成分を強調した複数の血流信号 S_{b_1} 、 S_{b_2} 、... が取得される（ステップ S 42）。

【0092】

これらの組織信号 S_{o_1} 、 S_{o_2} 、... と血流信号 S_{b_1} 、 S_{b_2} 、... は、画像生成回路

50

24のスキヤンコンバータ24aにて、超音波スキヤンの走査線信号列から、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される。これにより、組織信号 S_{o1} 、 S_{o2} 、...と血流信号 S_{b1} 、 S_{b2} 、...は、それぞれ生体内の空間的位置が正しく並べられた組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、...と血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} 、...に変換される(ステップS43)。なお、組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} ...と血流画像情報 G_{b1} 、 G_{b2} ...は、生成されるたびに画像メモリ25に保存される。

【0093】

組織画像情報 G_{o1} 、 G_{o2} 、...は、位置検出回路24bに送られて(ステップS44)、連続する2フレーム G_{oi-1} 、 G_{oi} 間の位置補正情報が生成される。なお、本実施形態では、位置補正情報として、組織画像情報 G_{oi-1} に対する組織画像情報 G_{oi} の表示位置のズレ幅及びズレ方向を表現できる移動ベクトル V_i を用いている(ステップS45)。

【0094】

血流画像情報 G_{bi} と移動ベクトル V_i は、画像合成回路24cに送られ(ステップS46)、移動ベクトル V_i の基づいて血流画像情報 G_{bi} が位置補正される。これにより、血流画像情報 G_{bi} の表示位置が、その1フレーム前の血流画像情報 G_{bi-1} の表示位置と一致し、位置補正された補正血流画像情報 H_i が生成される(ステップS47)。なお、補正血流画像情報 H_i は、生成されるたびに画像メモリ25に保存される。

【0095】

前記手続を繰り返すことにより画像メモリ25にnフレーム分の補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、... H_n が保存されたら、これらの補正血流画像情報 H_1 、 H_2 、... H_n に基づき最大値保持演算を行い、輝度値保持画像情報 I_n を生成する(ステップS48)。この輝度値保持画像情報 I_n は、生成されるたびに超音波画像としてモニタ14に表示され、診断材料として使用される。

【0096】

ところで、低音圧スキヤンの実行回数が増加すると、組織内が造影剤バブルで充満してしまい、着目したい血管の血流状態を把握できなくなる。そこで、低音圧スキヤンの実行回数が既定回数に達した時点で高音圧スキヤンを実行し、それまで実施していた最大値保持演算を白紙状態、すなわち初期化する(ステップS49)。これにより、被検体Pの組織内に充満していた造影剤バブルが破壊され、輝度値保持画像情報 I_n から造影剤バブルが消失する。なお、高音圧スキヤンの実行、及び最大値保持演算の初期化は、スイッチ13bからの指示に基づいて開始される。

【0097】

そして、高音圧スキヤンが終了したら、再び低音圧スキヤンを実行し、補正血流画像情報 H_{n+1} 、 H_{n+2} 、... H_{2n} から輝度値保持画像情報 I_{2n} を生成する(ステップS50)。このように、低音圧スキヤンと高音圧スキヤンを交互に実行すると、モニタ14には血管に造影剤が流入していく様子が繰り返し表示され、環流状態の変化等を見ることができる。

【0098】

[本実施形態による作用]

本実施形態に係る超音波診断装置によれば、「再環流法」と「最大値保持法」を組み合わせた所謂「Micro Flow Imaging」に本発明を適用している。そのため、血管に造影剤が流入していく様子を鮮明、且つ繰り返して見ることができる。

【0099】

しかも、高音圧スキヤンにより組織内の造影剤バブルを破壊したときに、それまでの最大値保持演算を初期化するようにしている。そのため、組織内に充満する造影剤バブルに邪魔されて血管構造の把握が困難となるのを防止することができる。

【0100】

[最大値保持法]

次に一般的な最大値保持演算のアルゴリズムについて説明する。最大値保持法とは、あ

10

20

30

40

50

る画像を構成する n 枚のフレーム $F_1 \sim F_n$ において、空間的に対応する輝度値のうち、最大値 $P_{max}(x, y)$ を選択して新たな画像を生成する方法のことである。

【0101】

ちなみに、あるフレーム F_n は、空間的に配置された $P_n(x, y)$ の集合、あるいは単に一次元の輝度値の配列データ $P_n(x)$ の集合からなる。なお、 $P_n(x, y)$ または $P_n(x)$ の値としては、「輝度」の代わりに「信号強度」、「信号振幅」、「RFデータ等の生データ」等を使用してもよい。これら各データ値は、一般的に数値が大きい方が、エコー信号の信号レベルが高いことを意味する。

【0102】

最大値保持法による演算、すなわち最大値保持演算を実行する場合、前述の各データ値を使用して、 n 枚のフレーム $F_1 \sim F_n$ に亘って空間的に対応する n 個の画素から、次の数式 [1] に基づいて輝度値の最大値 $P_{max}(x, y)$ を選択する。

【0103】

$$P_{max}(x, y) = \max [P_1(x, y), \dots, P_n(x, y)] \dots [1]$$

なお、最大値保持演算を実現するためのアルゴリズムは、前記内容に限定されるものではない。例えば、現行のフレーム F_i の各座標の輝度値を $P_i(x, y)$ 、この1つ前のフレーム F_{i-1} の輝度値を $P_{i-1}(x, y)$ とし、これら2つのフレーム F_i 、 F_{i-1} を利用して次の数式 [2] に従って $i = 2 \sim n$ まで演算処理を実行してもよい。

【0104】

$$\begin{aligned} \text{If } P_i(x, y) > P_{i-1}(x, y), \\ \text{then } P_i(x, y) = P_i(x, y), \\ \text{Else } P_i(x, y) = P_{i-1}(x, y) \dots [2] \end{aligned}$$

このアルゴリズムは、直前のフレームに関わる画像と比較して大きな輝度値を有する画素のみ、その値を更新するというものである。

【0105】

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】

【0106】

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】同実施形態に係る画像生成回路のブロック図。

【図3】同実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャート。

【図4】同実施形態に係る移動ベクトルの生成工程における概念図。

【図5】本発明の第2実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャート。

【図6】本発明の第3実施形態に係る画像生成回路のブロック図。

【図7】同実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャート。

【図8】同実施形態に係る合成画像を映像化したときの概略図。

【図9】本発明の第4実施形態に係るスキャンシーケンスのフローチャート。

【図10】豊富な造影剤が流入する太い血管を表した画像の模式図。

【図11】造影剤の流れが少ない微細血管を表した複数の画像の模式図。

【図12】微小血流までを描出した画像の模式図。

【図13】血流走行の情報を好適に表した画像の模式図。

【符号の説明】

【0107】

12...超音波プローブ、13b...スイッチ(設定手段)、14...モニタ(表示手段)、20...画像情報生成部(生成手段)、21...送受信ユニット(送信手段)、24b...位置検出回路(作成手段)、24c...画像合成回路(合成手段)、 G_{o_1} 、 G_{o_2} 、... G_{o_n}

10

20

30

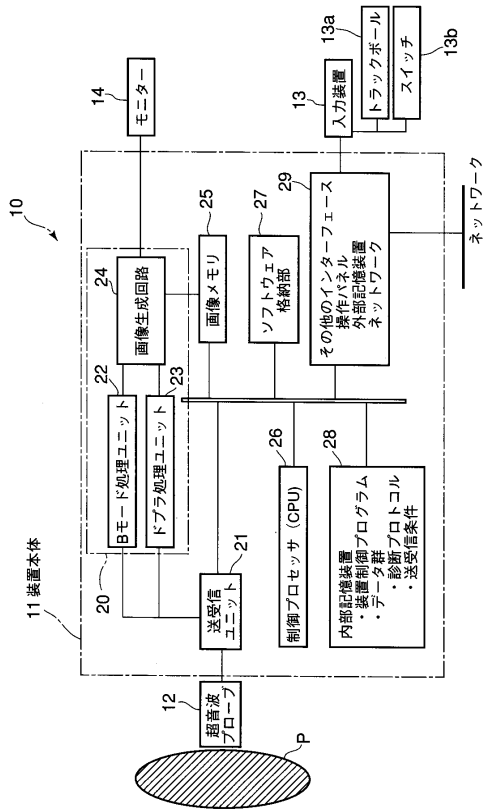
40

50

...組織画像情報(第1の画像情報)、 $G b_1$ 、 $G b_2$ 、... $G b_n$...血流画像情報(第2の画像情報)、 V_1 、 V_2 、... V_n ...移動ベクトル(位置補正情報)、 I_n ...輝度保持画像情報、 C_1 、 C_2 、... C_n ...合成画像情報(第3の画像情報)。

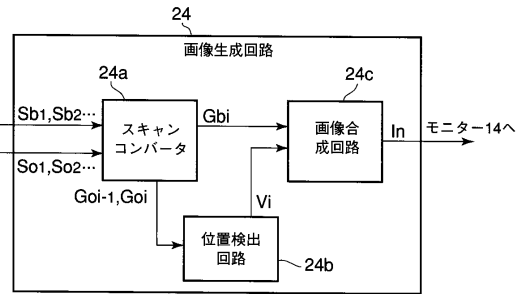
【図1】

図1



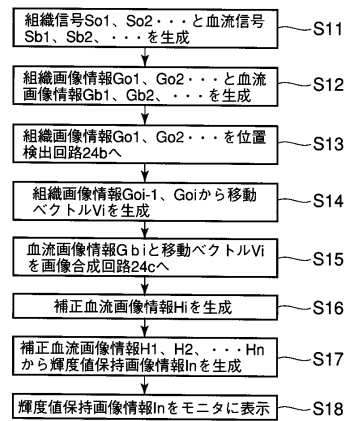
【図2】

図2



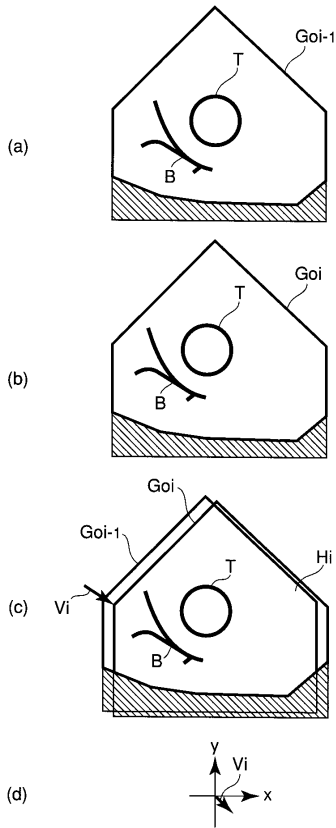
【図3】

図3



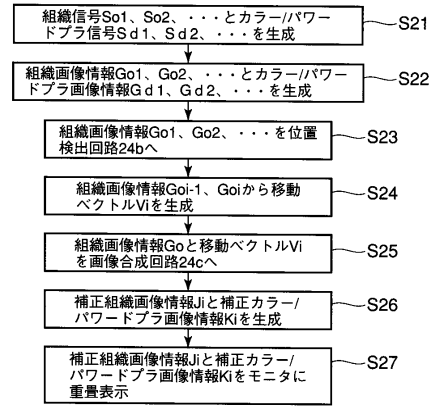
【 図 4 】

図 4



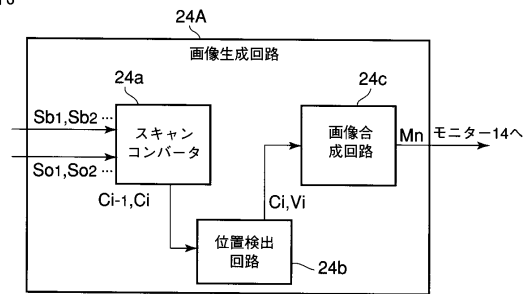
【 図 5 】

図 5



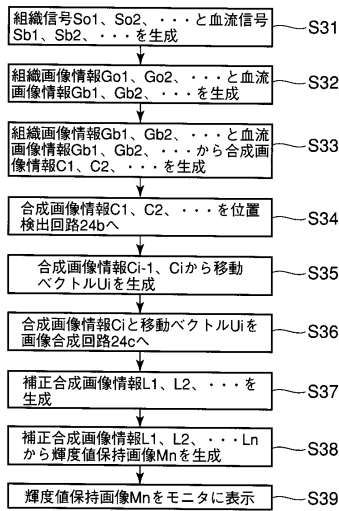
【 図 6 】

図 6



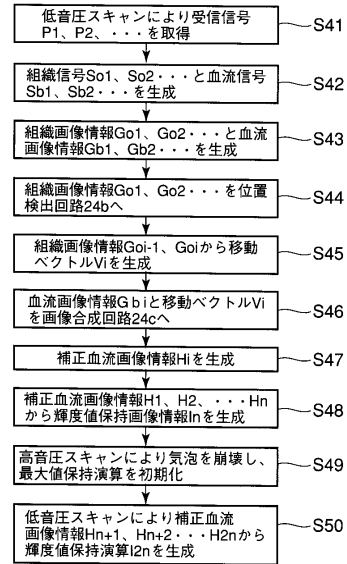
【 図 7 】

図 7



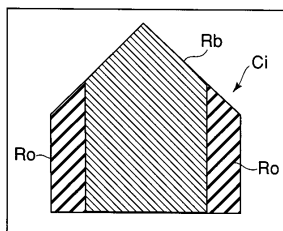
【 図 9 】

図 9



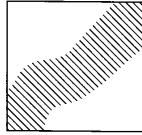
【 図 8 】

図 8



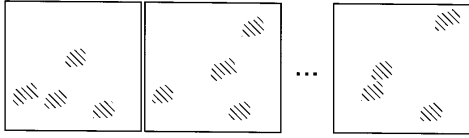
【 10 】

図 10



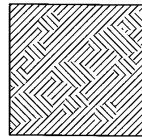
【 11 】

図 11



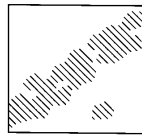
【 12 】

図 12



【 13 】

図 13



フロントページの続き

(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 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 東 治企

(56)参考文献 特開2003-230559(JP,A)

特開2001-157677(JP,A)

特開2003-210456(JP,A)

特開平08-332187(JP,A)

特開2004-321688(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4660230B2	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	JP2005067651	申请日	2005-03-10
[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/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH16 4C601/JB50 4C601/JC16 4C601/JC22 4C601/JC23		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2006247122A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够抑制由扫描横截面的移动引起的超声图像模糊的超声诊断设备。Z SOLUTION：该超声波诊断设备具有：执行超声波传输的发送/接收单元；图像信息生成部分20生成多组织图像信息Go 1和Go 2 基于通过超声波传输获得的回波信号对组织进行成像，并且多个血流图像信息Gb 1和Gb 2的帧对血流进行成像；位置检测电路24b根据相关值从组织图像信息Go i创建组织图像信息Go i的运动矢量Vi。组织图像信息Go i-1和Go i由图像信息生成部分生成；图像合成电路24c，用于校正由图像信息生成部分生成的血流图像信息Gb i的位置；显示器14显示基于通过图像合成电路校正位置而形成的校正后的血流图像信息Hi的超声波图像。Z

【 図 1 】
図 1

