(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2009-233408
(P2009-233408A)
(43)公開日　平成21年10月15日(2009.10.15)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 8/06	(2006.01)	A61B 8/06		4C601

審査請求 有　請求項の数 16　ＯＬ　（全 22 頁）

(21)出願番号　特願2009-170436 (P2009-170436)
(22)出願日　平成21年7月21日 (2009.7.21)
(62)分割の表示　特願2003-124168 (P2003-124168)の分割
原出願日　平成15年4月28日 (2003.4.28)

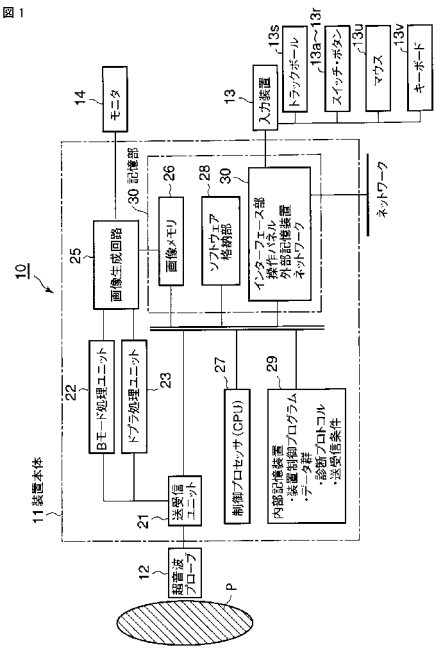
(71)出願人　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(74)代理人　100108855
弁理士　蔵田　昌俊
(74)代理人　100091351
弁理士　河野　哲
(74)代理人　100088683
弁理士　中村　誠
(74)代理人　100109830
弁理士　福原　淑弘
(74)代理人　100075672
弁理士　峰　隆司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】
【課題】微細な血管分枝レベルの診断情報を有効且つ迅速に描出する超音波診断装置を提供すること。
【解決手段】造影エコー法において、高音圧及び低音圧による超音波送信を所定のタイミングで切り替えて実行する超音波診断装置であって、低音圧送信によって得られる再環流画像をリアルタイムで動画的に、高音圧送信に切り替わる直前の低音圧送信によって得られるフラッシュ前段画像を毛細血管レベルの構造把握のために静止画的に、同時に表示するものである。また、フラッシュ前段画像の替わりに、任意のタイミングにおける低音圧送信によって得られた選択画像を表示することも可能である。
【選択図】　図１

図1



【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、第１の音圧による複数回の第１の超音波送信と、当該第１の音圧よりも強い第２の音圧による第２の超音波送信とを実行する送信ユニットと、
前記複数回の第１の超音波送信が前記第２の超音波送信の後に実行されるように、前記送信ユニットを制御する制御ユニットと、
前記第２の超音波送信から前記複数回の第１の超音波送信への切替に応答して、前記複数回の第１の超音波送信によって得られる少なくとも２フレーム分のエコー信号を用いた輝度保持演算を実行し、前記被検体の血管構造を示す第１の画像を生成する画像生成ユニットと、
前記第１の画像を表示する表示ユニットと、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
前記第１の音圧は、前記造影剤バブルを実質的に壊さずに、且つ血流の環流を画像化するための音圧であり、
前記第２の音圧は、前記造影剤バブルを実質的に崩壊させるための音圧であること、
を特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記画像生成ユニットは、前記複数回の第１の超音波送信から前記第２の超音波送信に切り替わる直前のフレームに対応する前記第１の超音波送信によって得られるエコー信号に基づいて、前記第１の画像を生成することを特徴とする請求項１又は２記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記画像生成ユニットは、前記第２の超音波送信時点から所定期間内に実行される前記複数の第１の超音波送信によって得られるエコー信号に基づいて、前記第１の画像を生成することを特徴とする請求項１又は２記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記所定期間を設定するための設定ユニットをさらに具備することを特徴とする請求項４記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記制御ユニットは、前記複数回の第１の超音波送信と少なくとも一回の前記第２の超音波送信とが交互に実行されるように前記送信ユニットを制御し、
前記画像生成ユニットは、前記少なくとも一回の前記第２の超音波送信が実行された場合には、前記輝度値保持演算を初期化し、前記初期化後に実行される前記複数回の第１の超音波送信によって得られるエコー信号に基づいて、前記第１の画像を生成すること、
を特徴とする請求項１乃至５のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【請求項７】
前記画像生成ユニットは、前記複数回の第１の超音波送信によって得られるフレーム毎のエコー信号を用いて輝度値保持演算を逐次実行することで、前記第１の画像を経時的に更新することを特徴とする請求項１乃至５のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【請求項８】
前記輝度値保持演算は、前記複数フレーム間において空間的に対応する位置同士の前記エコー信号のうち、最大値を保持して前記第１の画像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１乃至６のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【請求項９】
前記輝度値保持演算は、前記複数フレームのうち、隣接する２フレームにおいて空間的

に対応する位置での前記各エコー信号を重み付け加算することで、前記第１の画像を生成する重み付け更新演算であることを特徴とする請求項１乃至６のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記画像生成ユニットは、

前記複数回の第１の超音波送信によって得られるｍ枚のフレームのエコー信号に基づいて輝度値保持演算を実行して第１の中間画像を生成するとともに、前記複数回の第１の超音波送信によって得られるｎ枚（ｍ＜ｎ）のフレームのエコー信号に基づいて輝度値保持演算を実行して第２の中間画像を生成し、

前記第２の中間画像と前記第１の中間画像との差分画像を生成し、

前記第１の中間画像を第１の色相に、前記差分画像を第２の色相に変換し、

前記第１の色相に変換された第１の中間画像と、前記第２の色相に変換された前記差分画像とを合成することで、前記第１の画像を生成すること、

ことを特徴とする請求項１乃至９のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記輝度値保持演算を開始する基準フレームを選択するための選択ユニットをさらに具備し、

前記画像生成ユニットは、選択された基準フレームから前記輝度値保持演算を開始すること、

を特徴とする請求項１乃至１０のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記画像生成ユニットは、前記複数回の第１の超音波送信によって得られる複数フレームのエコー信号うち、任意のフレームに対応するエコー信号用いて第２の画像を生成し、

前記表示ユニットは、前記第１の画像と前記第２の画像とを同時に表示すること、

を特徴とする請求項１乃至１１のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記表示ユニットは、前記第１の画像を動画的に、前記第２の画像を静止画的に表示することを特徴とする請求項１２記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記表示ユニットは、前記第１の画像と前記第２の画像とを重畳させて表示することを特徴とする請求項１２記載の超音波診断装置。

【請求項１５】

前記表示ユニットは、前記第２の超音波送信に切り替わる直前の当該第１の超音波送信によって得られる基準フレームの各位置におけるエコー信号P_0と、前記複数回の第１の超音波送信によって得られる各フレームの各座標におけるエコー信号P_iとを比較し、$P_i / P_0 \geqq (e^{1/n} - 1) / e^{1/n}$なる関係（ｎは自然数）を満たすエコー信号$P_i$に対応する座標については、前記第１の画像において色相、彩度、明度その他の表示形態を変更させることを特徴とする請求項１乃至１４のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項１６】

前記基準フレームに対応する第１の超音波送信を実行した時刻から、前記第１の画像に関する前記輝度値保持演算に使用されたフレームのうち最も新しいフレームに対応する第１の超音波送信を実行した時刻までの経過時間Ｔを計測する時間計測ユニットをさらに具備し、

前記表示ユニットは、前記経過時間Ｔと前記自然数ｎとを積算した数値を表示すること、

を特徴とする請求項１５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比較的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可能な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の様子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、システムの規模がＸ線、ＣＴ、ＭＲＩなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していっての検査も容易に行えるなど簡便である。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、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はＸ線など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。

【０００３】

近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、造影エコー法が行われるようになってきている。この手法は、例えば、心臓および肝臓など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）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照射であっても、その機械的作用によって気泡は壊れ、結果的にスキャン面からの信号強度は低下してしまう。従って、環流の動的な様子をリアルタイムに観察するためには、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比較的低減させることが必要となってくる。この様な低音圧の超音波送信による画像化は信号／ノイズ比(Ｓ／Ｎ比)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。

【０００４】

また、上記のように造影剤気泡が崩壊するという特徴を生かし、以下のような手法が考案されている。すなわち、（ａ）低音圧照射下でスキャン断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、断面内（厳密には照射体積内）の気泡を崩壊させ、（ｃ）再び断面内に流入していく気泡の様子を観察する、という手法である。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）。

【０００５】

ところで、造影エコー法によって描出される代表的な診断画像は、大きく分けて２種類存在する。一つは比較的速く太い血管を映像化した診断画像であり、もう一つは毛細血管レベル（肝臓の例では類洞内を潅流する血流）の微小血流を映像化した診断画像である。ここで問題点となるのは、前者の血管系画像には、微細な血管分枝までの描出は困難であり、後者では、微細血管からの信号を検出してはいるものの、空間的解像度の限界で、血管分枝の描出にはならず、「領域」としての輝度上昇が確認されるだけになってしまうことである。つまり、両者の中間に存在する、微細な血管分枝の描出には至っていない。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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開平１１－１５５８５８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、微細な血管分枝レベルの診断情報を有効且つ迅速に描出する超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【０００９】

請求項１に記載の発明は、造影剤バブルが投与された被検体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、第１の音圧による複数回の第１の超音波送信と、当該第１の音圧よりも強い第２の音圧による第２の超音波送信とを実行する送信ユニットと、前記複数回の第１の超音波送信が前記第２の超音波送信の後に実行されるように、前記送信ユニットを制御する制御ユニットと、前記第２の超音波送信から前記複数回の第１の超音波送信への切替に応答して、前記複数回の第１の超音波送信によって得られる少なくとも２フレーム分のエコー信号を用いた輝度保持演算を実行し、前記被検体の血管構造を示す第１の画像を生成する画像生成ユニットと、

前記第１の画像を表示する表示ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【００１０】

以上本発明によれば、微細な血管分枝レベルの診断情報を有効且つ迅速に描出する超音波診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】図１は、本実施形態に係る超音波診断装置１０のブロック構成を示した図である。

【図２】図２は、画像生成回路２５の詳細を説明するための図である。

【図３】図３（ａ）、（ｂ）は、本超音波診断装置１０が実行する基本的なスキャンシーケンスと、当該シーケンスに従った場合の造影剤気泡の数を説明するための図である。

【図４】図４は、豊富な造影剤が流入する(比較的太い)血管を表した画像の模式図を示している。

【図５】図５は、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を示している。

【図６】図６は微小血流までを描出した血流画像の模式図を示している。

【図７】図７は、構造物（ここでは血管走行）の情報を好適に呈する画像の模式図を示している。

【図８】図８は、入力装置１３に設けられたスイッチ・ボタン等の例を示した図である。

【図９】図９は、フラッシュ前段画像Ａと再環流画像Ｂとを同時に表示したモニタ１４を示した図である。

【図１０】図１０は、入力装置１３に設けられたスイッチ・ボタン等の他の例を示した図である。

【図１１】図１１は、再環流画像Ａとフラッシュ前段画像Ｂとを重畳表示したモニタ１４を示した図である。

【図１２】図１２は、色相表示処理によって生成された２色相による重畳画像の模式図を示している。

【図１３】図１３は、色相表示処理によって生成された４色相による重畳画像を模式的に示した図である。

【図１４】図１４は、式（２）によって表される再環流後の造影剤信号変化を示したグラフである。

【図１５】図１５は、式（７）に基づいて計算したｎとV_c/V_0との関係を示した表である。

【図１６】図１６は、第１の画像生成・表示手法を利用した場合の撮影動作における処理の流れを示したフローチャートである。

【図１７】酢１３は、第２の画像生成・表示手法を利用した場合の撮影動作における処理の流れを示したフローチャートである。

【図１８】図１８は、入力装置１３に設けられたスイッチ・ボタン等の他の例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

本発明の第１実施形態及び第２実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【００１３】

（第１実施形態）

図１は、本実施形態に係る超音波診断装置１０のブロック構成を示した図である。同図に示すように、本超音波診断装置１０は、超音波プローブ１２、入力装置１３、モニタ１４、送受信ユニット２１、Ｂモード処理ユニット２２、ドプラ処理ユニット２３、画像生成回路２５、画像メモリ２６、制御プロセッサ２７、ソフトウェア格納部２８、内部記憶装置２９、インタフェース部３０を具備している。装置本体１１に内蔵される超音波送受信ユニット２１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。

【００１４】

超音波プローブ１２は、超音波送受信ユニット２１からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体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キング材等を有している。当該超音波プローブ１２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１２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、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【００１５】

入力装置１３は、装置本体１１に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ＲＯＩ）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体１１にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール１３ｓ、マウス１３ｃ、キーボード１３ｄ等を有している。

【００１６】

モニタ１４は、画像生成回路２５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。

【００１７】

送受信ユニット２１は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数ｆｒ　Ｈｚ（周期；１／ｆｒ秒）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集束し且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。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ１２に駆動パルスを印加する。

【００１８】

なお、送受信ユニット２１は、制御プロセッサ２７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リニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電気的に切り替える機構によって実現される。

【００１９】

また、送受信ユニット２１は、図示していないアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器、加算器等を

有している。アンプ回路では、プローブ１２を介して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受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。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とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【００２０】

Ｂモード処理ユニット２２は、送受信ユニット２１からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、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、画像生成回路２５に送信され、反射波の強度を輝度にて表したＢモード画像としてモニタ１４に表示される。

【００２１】

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。得られた血流情報は画像生成回路２５に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニタ１４にカラー表示される。

【００２２】

画像生成回路２５は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなど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、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成回路２５は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像生成回路２５に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【００２３】

画像生成回路２５の詳細を図２に示す。まず、信号処理回路２５ａは超音波スキャ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２５ａの出力はスキャンコンバータ２５ｂに送られると同時に、画像メモリ２６に保存される。スキャンコンバータ２５ｂは、超音波スキャンの走査線信号列から、テレビなど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。この出力は画像生成回路２５ｃへ送られ、ここでは、輝度やコントラストの調整や、空間フィルタなどの画像処理、もしくは種々の設定パラメータの文字情報や目盛などと共に合成され、ビデオ信号としてモニタ１４に出力する。かくして被検体組織形状を表す断層像が表示される。

【００２４】

画像メモリ２６は、信号処理回路２５ａから受信した画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の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、あるいは複数枚を使って動画的に再生することが可能でなる。また、画像メモリ２６は、超音波送受信ユニット２１直後の出力信号（ｒａｄｉｏ　ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ(ＲＦ)信号と呼ばれる）、送受信ユニット２１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。

【００２５】

内部記憶装置２９は、後述の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（患者ＩＤ、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、図１４に示す対応表（後述）その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ２６中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置２９のデータは、インタフェース回路３０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。

【００２６】

制御プロセッサ２７は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ２７は、内部記憶装置２９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２８上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

インタフェース部３０は、入力装置１３、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）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３０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。

【００２７】

（スキャンシーケンス）

次に、本超音波診断装置１０が実行する基本的なスキャンシーケンスについて、図３（ａ）、（ｂ）を参照しながら説明する。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において、造影剤バブルを崩壊させるための高音圧送信と、バブルをなるべく崩壊させないで診断画像取得するための低音圧送信と、二種類の音圧による送信を、交互に実行するものである。なお、本シーケンスに従う撮影に使用するのに好適な造影剤は、低音圧の超音波を送信しても破壊されずに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「次世代造影剤」と呼ばれるものである。

【００２８】

図３（ａ）は、スキャンシーケンスを説明するための図であり、横軸は時間、縦軸は送信によるバブルへの機械的作用の度合いを表している。また、各ラインは一フレームに関する超音波スキャンを、各ラインの長さは各フレームの送信音圧の機械的作用強度をそれぞれ表している。

【００２９】

すなわち、各ラインは、その縦方向の長さが長い（大きい）ほど、送信周波数を低く、あるいは送信駆動音圧を大きく、もしくはその複合として設定された送信条件に基づく一フレームについての超音波走査を表す。従って、長いライン４１は高音圧照射によるスキャン（同図での例では３フレーム分）に、短いライン４３は低音圧照射によるスキャンにそれぞれ対応する。以下、この低音圧照射によって得られる断層画像を再環流（replenishment）画像と呼ぶ。また、低音圧照射によるスキャンのうち、高音圧照射に切り替わる直前のフレームスキャン４３ａによって得られる断層画像をフラッシュ前段（pre-flash）画像と呼ぶ。

【００３０】

なお、一フレームは複数の走査線から構成されることから、一つのラインは、複数の走査線に関する数百回の送受信を象徴的に表したものとなっている。

【００３１】

また、図３（ｂ）は、図３（ａ）のシーケンスに従うスキャンを実行した場合の造影剤数の時間的変化を示した図である。なお、図３（ｂ）の横軸（経過時間）は、図３（ａ）の横軸（経過時間）と対応している。一般に造影剤気泡数は、エコー信号と正の相関があると考えられる。従って、同図に示すように、低音圧照射下では、造影剤気泡の崩壊は小さいため、スキャン断面内に流入する気泡数は次第に増加し、長時間の観察では平衡状態に達する。次に高音圧送信に切り替わると、断面内の気泡は急激に崩壊し、少なくとも１フレーム以上、好ましくは０フレーム程度の回数の照射により、気泡はほぼ完全に消滅する。そして再び低音圧送信に切り替え再環流画像を観察すれば、再環流の様子を観察することができる。この手続きを繰り返し行うことで、上記フラッシュ前段画像によって再環流現象を繰り返し観察することが可能となる。

【００３２】

（理論的背景）

微細な血管分枝を観察するために考察した結果、発明者は、微細な血管分枝に造影剤気泡が流入していく情報がとらえられる時間は、再環流開始から１秒から２秒程度であり、それ以降になると、解像できない毛管レベルの信号が支配的となってしまうことを見出した。しかし一方で、この１秒から２秒を従来の超音波診断画像として単に表示するだけでは、良好な微細血管分枝を描出できない。この理由について図４乃至図７を参照しながら説明する。なお、各図におけるハッチングは、造影された部位を象徴的に示している。

【００３３】

図４は、豊富な造影剤が流入する血管を表した画像の模式図を示している。この様に豊富な造影剤が流入するのは、比較的太い血管であり、この様な血管の構造であれば、図４の様な画像だけで把握することができる。

【００３４】

図５は、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を示している。図５の様な画像は、ある瞬間の１枚の画像だけでは気泡がまばらに存在するだけであり、血管構造は把握できない。また時間的に連続した診断画像を眺めても、連続的な流れは観察できない場合が多い。

【００３５】

また、図６は微小血流までを描出した血流画像の模式図を示している。図６の様な画像は、前述のように、空間的解像度の限界で、血管分枝の描出にはならず、「領域」としての輝度上昇が確認されるのみとなり、微細な血管分枝を識別できない。

【００３６】

本実施形態の効果の一つは、図７に象徴的に示すような、構造物（ここでは血管走行）の情報を好適に呈する画像を診断情報の一つとして提供できることである。そのため、これから述べる診断画像の生成・表示手法、診断情報抽出機能等を実行する。

【００３７】

（診断画像の生成・表示）

本超音波診断装置１０が実現する診断画像（診断に有効な画像として装置側が積極的に表示する画像）の生成・表示手法は、大きく二つに分けることができる。最初に、複数の低音圧送信に基づいて再環流画像を生成しリアルタイムで表示すると共に、当該再環流画像と同時にフラッシュ前段を表示する第１の画像生成・表示手法（First Method of image generation and image display）について説明する。

【００３８】

撮影の前段操作において、図８に示すような入力装置１３のスイッチ１３ａによって高音圧による超音波送信を行う高音圧期間（図３中T_H）が、またスイッチ１３ｂによって低音圧による超音波送信を行う低音圧期間（図３中T_L）が、任意の値に設定される。同図では、高音圧の超音波送信を０．５秒間実行し、その後低音圧の超音波送信を２．０秒間実行する例を示している。なお、T_H、T_Lの設定単位として「秒」を用いたが、これらを「フレーム数」によって設定する構成であってもよい。

【００３９】

T_H、T_Lの設定後開始スイッチ１３ｃを操作することにより、高音圧超音波送信をT_H＝０．５秒、低音圧超音波送信をT_L＝２秒ずつ繰り返す本スキャンシーケンスが開始され、実行される。本例では、当該スキャンによって得られた再環流画像が表示され、且つ高音圧送信終了から約２秒後にフラッシュ前段画像がキャプチャされモニタ１４に同時に表示されることになる。

【００４０】

図９は、フラッシュ前段画像Ａと再環流画像Ｂとを同時に表示したモニタ１４を示した図である。当該モニタ１４において、再環流画像Ｂは動画的且つリアルタイムに、フラッシュ前段画像Ａは静止画的に表示される。また、次の高音圧超音波送信又は低音圧超音波送信に切り替わると、再環流画像Ｂ又はフラッシュ前段画像Ａは逐次最新のものに更新される。従って、これにより、操作者は、再環流状況、特に毛細血管レベルの微小潅流への造影剤流入状況をリアルタイムで動画的に観察することができると共に、フラッシュ前段画像Ａによって毛細血管レベルの構造を静止画的に観察することができる。

【００４１】

以上のスキャン及び画像生成・表示は、操作者により図８に示す終了スイッチ１３ｅが操作されるまで継続される。なお、マニュアルスイッチ１３ｅを操作することで、高音圧送信と低音圧送信とを繰り返し実行しないで、高音圧送信のみを指定された時間長で単発（一回）のみ実施することも可能である。

【００４２】

次に、第２の画像生成・表示手法（Second Method of image generation and image display）について説明する。当該手法は、フラッシュ前段画像の変わりに、所望のタイミングにおける低音圧送信に関する再環流画像を診断画像として生成し、静止画的に表示するものである。以下、所望のタイミングにおける低音圧送信に関する再環流画像であって診断画像として静止画的に表示される画像を「選択画像」と呼ぶ。

【００４３】

図１１は、第２の画像生成・表示手法において利用される入力装置１３のスイッチ群を示した図である。選択時刻スイッチ１３ｆは、選択画像をキャプチャするタイミング（選択時刻t_S）を、操作者が任意に設定するためのものである。今の場合、直近の高音圧送信から低音圧送信に切り替わり、当該低音圧期間T_Lにおける一枚目の画像（基準画像）の収集を開始した時刻（基準時刻）から所定時間経過した時刻を、選択時刻t_Sとして設定するものとする。従って、図１１の例では、基準時刻から２秒後に選択画像がキャプチャされることになる。

【００４４】

また、スイッチ１３ｇは、低音圧期間T_Lを操作者が任意に指定するためのものである。当該低音圧期間T_Lについても、基準時刻からの時間であるもとする。従って、図１１の例では、基準時刻からT_L＝６秒間低音圧送信が継続して実行された後、高音圧送信に切り替わることになる。

【００４５】

なお、選択時刻t_S及び低音圧期間T_Lの設定単位として「秒」を用いたが、これらを「フレーム数」によって設定する構成であってもよい

撮影の前段操作において、図１０に示すように各時刻、時間等が設定されると、開始スイッチ１３ｃを操作することにより、高音圧超音波送信をT_H＝０．５秒、低音圧超音波送信をT_L＝６秒ずつ繰り返す本スキャンシーケンスが開始され、実行される。本例では、当該スキャンによって得られた再環流画像が表示され、且つ基準時刻から約２秒後に選択画像がキャプチャされ、モニタ１４に例えば図９の形態にて同時に表示される。さらに当該選択画像のキャプチャから、引き続き低音圧照射が６－２＝４秒間行われ、再環流の状況が再環流画像として表示される。従って、第１の画像生成・表示手法よりも長時間（６秒間）で、再環流状況をリアルタイムで、特に毛細血管レベルの微小潅流をリアルタイムで観察することができる。

【００４６】

以上のスキャン及び画像生成・表示は、操作者により図８に示す終了スイッチ１３ｅが操作されるまで継続される。

【００４７】

なお、上記第１及び第２の画像生成・表示手法に係る画像の表示形態は、図９の形態に限定する趣旨ではない。例えば、図１１に示すように、再環流画像とフラッシュ前段画像、及び再環流画像と選択画像とを重畳表示する表示形態であってもよい。この様な表示形態によれば、視認性をより向上させることができる。また何れの表示形態おいても、必要に応じて再環流画像、フラッシュ前段画像、選択画像を任意のタイミングで非表示としたり、再度表示させたりすることも可能である。

【００４８】

（診断情報抽出機能）

次に、本超音波診断装置１０が有する診断情報抽出機能について説明する。この機能によって抽出される診断情報は、本スキャンシーケンスによって得られる血流画像（毛細血管レベルを含む）と、当該血流画像から得られる血流の組織学的な物理量を含むものである。以下、血流画像の抽出、血流の組織学的な物理量の順にその抽出方法について説明する。これらの各手法は、既に述べた再環流画像の表示等に特において特に実益がある。

【００４９】

毛細血管レベルを含む好適な血流画像は、これから述べる最大値保持処理及び重み付け更新処理その他の輝度保持演算を利用することで抽出することができる。最初に、同一期

間T_Lに含まれるフレームF_1からF_nまでのｎ枚の再環流画像に対して実行する最大値保持処理について説明する。ここで、フレームF_1からF_nまでの画像に対する最大値保持処理とは、F_1からF_nまでの各フレームにおいて、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演算である。

【００５０】

すなわち、あるフレームF_i（ｉは１≦ｉ≦ｎを満たす整数）の再環流画像は、空間的に配置された輝度値P_i（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_i（ｘ）の集合からなる。P_i（ｘ，ｙ）又はP_i（ｘ）の値は「輝度」の変わりに「信号強度」、「信号振幅」、「ＲＦデータ等の生データ値」などであってもよいが、ここでは輝度値を採用するものとする。これらの各データ値は、一般的に数値が大きい方が、エコー信号レベルが高いことを意味するものである。この様な各データ値を利用して、フレームF_1からF_nに渡って空間的に対応する各フレームにおける各画素のうち、輝度値のうちの最大値を選択して新たな画像を生成する演算を行う。この演算は、次の式（１）によって表すことができる。

【００５１】

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

この最大値保持処理を再環流画像に利用する場合には、同じ低音圧期間T_Lに属する新たなフレームが収集される度に、式（１）の処理を実行し、得られた画像を再環流画像として表示すればよい。こうして得られる画像は、操作者（観察者）側からすれば、時間の経過と共に毛細血管が順次造影される様子として映し出されるように見える。

【００５２】

なお、ここで注意しなければいけない点は、最大輝度保持処理を実行する場合には、基準時刻から１～２秒程度の時間内にある画像のみを用いなければならないことである。なぜなら、仮にそれ以上の画像を含んでしまうと、例えば図３で示したように、微細構造は覆い隠され、領域としてしか造影の効果を確認できないからである。

【００５３】

また、最大値保持処理を実現するためのアルゴリズムは、上記内容に限定されない。例えば、次に述べるアルゴリズムによっても、同様の結果を得ることができる。

【００５４】

すなわち、現行断層画像フレームF_iの各座標のピクセル輝度をP_i（ｘ，ｙ）、一つ前の画像フレームピクセル輝度をP_{i-1}（ｘ，ｙ）とし、相対的な２フレームについて、以下の式によって表される画像演算処理をｉ＝２～ｎまで逐次実行する。

【００５５】

If　$P_i(x,y)>P_{i-1}(x,y)$

then　$P_i(x,y)=P_{i-1}(x,y)$

Else　$P_i(x,y)=P_{i-1}(x,y)$

当該アルゴリズムは、前段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。こうして得られる再環流画像等によっても、操作者は、時間の経過と共に毛細血管が順次造影される様子を観察することができる。

【００５６】

次に、毛細血管レベルを含む好適な血流画像の他の手法について説明する。当該手法は、同一期間T_Lに含まれるフレームF_1からF_nまでのｎ枚の再環流画像に対して重み付け更新処理を施すことによっても生成するものである。ここで、重み付け更新処理とは、次の式で表される演算である。

【００５７】

If　$P_i(x,y)>P_{i-1}(x,y)$

then　$P_i(x,y)=A*P_i(x,y)+(1-A)*P_{i-1}(x,y)$

Else　$P_i(x,y)=(A-1)*P_i(x,y)+A*P_{i-1}(x,y)$

上記Ａを１以下で１に近い値（例えば、０．９９）などに設定すると、短時間（今の場合、前段フレームとの間）においては最大値保持が行われ、長時間においては前記保持さ

れた輝度は減衰するという作用が期待できる。このような手法によって得られる再環流画像等によっても、操作者は、時間の経過と共に毛細血管が順次造影される様子を観察することができる。

【００５８】

ところで、この様な最大値保持処理等は、時間方向に最大値や更新値を投影する演算手法を採るものである。従って、当該処理が施された結果の画像をそのまま表示するだけでは、そこから有効な時間情報を取得することはできない。

【００５９】

そこで、本実施形態では、上記処理が施された再環流画像等を表示する場合に特に有効な色相表示処理を採用する。この色相表示によれば、操作者が予め指定した時間区間ごとに、異なる彩色表示を行い、最終的に表示された画像中のある輝度が、どの時間区間に属するのかが視認可能となる。以下、二つの時間区間（第１時間区間、第２時間区間）に関する場合を例に、色相表示処理の内容を説明する。

【００６０】

まず、操作者によって、低音圧期間T_Lを第１時間区間と第２時間区間とに区分する時刻が指定される。ここでは、例えば基準時刻から２秒を区分する時刻とし、これより以前を第１時間区間、以後を第２時間区間とする。

【００６１】

画像メモリ中の画像を順送りしていく過程で、現行フレームF_nが第１時間区間に存在する場合には、フレームF_1、・・・・F_n（すなわち、第１時間区間に存在する最初のフレームから現行フレームまで）に対しては、例えば最大値保持処理が施され、その結果画像Ａが生成される。

【００６２】

次に、現行フレームＦｎが第２時間区間に存在する場合には、上記画像Ａの生成と共に、フレームF_1、・・・・F_n（すなわち、第１時間区間から第２時間区間に渡って存在する最初のフレームから現行フレームまで）に対して輝度値保持演算を施し画像Ａ´を生成する。

【００６３】

次に、（画像Ａ´－画像Ａ）の差分演算処理が施され、結果画像Ｂを生成する。最後に、画像Ａを色相Ａに、結果画像Ｂを色相Ｂに色相変換を行い、これらの重畳画像を生成し、再環流画像等として図１２に示すようにモニタ１４に表示する。

【００６４】

操作者は、図１２に示す再環流画像を観察することで、色相Ａは基準時刻から２秒以内（第１時間区間）に、色相Ｂは基準時刻から２秒後（第２時間区間）に、それぞれ造影剤が流入した領域であることを迅速かつ容易に把握することができる。

【００６５】

従って、この色相表示処理によれば、最大値保持処理や重み付け更新処理等の輝度値保持演算を実行した場合であっても、時間情報を失うことなく、操作者に観察しやすい形態にて毛細血管レベルの情報を含む好適な血流画像を提供することができる。

【００６６】

以上、二つの時間区間を例とした色相表示処理を説明したが、当該手法は、言うまでもなく任意数の時間区間に対しても適用が可能である。その場合の手順は、隣接する二区間について上述した処理を施して、それぞれ異なる色相が付されたＮ枚の画像を取得する。最後に、このＮ枚の画像を重畳させた重畳画像を生成し表示すればよい。例えば、Ｎ＝４の重畳画像（４色）の場合には、図１３に示すような画像がモニタ１４に表示されることになる。

【００６７】

なお、本色相表示処理が施された画像を表示する際、図１２及び図１３に示したように、時間区間又は経過時間と色相の関係を示すカラースケールバーを同時に表示することが望ましい。

【００６８】
（組織学的物理量の算出）
次に、本スキャンシーケンスによって得られる血流画像に基づく、血流の組織学的な物理量の算出処理について説明する。
【００６９】
当該物理量の算出処理の原理は、次の通りである。すなわち、低音圧によって十分な時間T_m秒の超音波送信をした場合、図３で示したフラッシュ前段画像４３は、血流が断層面に充満した画像となり、当該画像内の信号輝度はその部位における最大値と考えられる。また、高音圧照射直後の再環流画画像内の各ピクセル輝度が、再びフラッシュ前段画像と同等まで回復するには、言うまでもなくT_m秒を要する。
【００７０】
ここで、仮に再環流画像中の各ピクセルの輝度値が、フラッシュ前段画像のＣ％（例えば５０％）となる時間であれば、この時間は当然ながらT_mよりも短い時間で与えられる。このような再環流画像中の各ピクセルの輝度値が、フラッシュ前段画像の対応するピクセルの輝度値のＣ％に達する時間を、「準回復時間T_c」と定義する。この様なＣ％に達する時間を把握して色相表示する技術は、例えば李太宝特開平１１－８９８３９によって報告されている。しかしながら、単にＣ％の数値を任意に定めるだけでは、回復時間そのものの組織学的意味が不明確であり、臨床にあまり寄与しない。
【００７１】
そこで、本実施形態では、準回復時間T_cに到達した領域を色相表示すると共に、当該準回復時間T_cから、血流の組織学的な物理量である平均通過時間T_{mtt}（断層面内を血流が通過する平均時間）を予測し提示するものである。
【００７２】
発明者は、研究の結果、再環流画像中のある臓器領域のエコー信号の時間変化を観察すると、図１４のような曲線となること見出した。この曲線は、次の式（２）で良好に近似することができる。
【数１】

$$V(t) = V_0(1 - e^{-\beta t}) \qquad (2)$$

【００７３】
ここでＶ（ｔ）は対数変換前の線形な信号強度、V_0は十分な時間が経過した後の信号強度（例えばフラッシュ前段画像の信号強度）、βは定数、tは時間である。特にβは流速（そしてその逆数1/βは通過時間）に関係し、流速が速い部分はβが大きく、遅い部分は小さくなる。
【００７４】
再環流画像の輝度上昇が上記式（２）の曲線で表されるとき、平均通過時間T_{mtt}は、1/βに等しくなる。いま、t_c秒後に信号強度がV_cとなったと仮定すると、式（２）より次の式（３）が成立する。
【数２】

$$V_c = V_0(1 - e^{-\beta t_c}) \qquad (3)$$

【００７５】
上記式（３）をβについて解くと、次の式（４）が得られる。
【数３】

$$\beta = -\frac{1}{t_c}\ln\left(1 - \frac{V_c}{V_0}\right) \qquad (4)$$

【００７６】
従って、平均通過時間T_{mtt}は、式（５）によって与えられる。

【数４】

$$T_{mtt} = \frac{1}{\beta} = -t_C \frac{1}{\ln\left(1 - \frac{V_C}{V_0}\right)} \qquad (5)$$

【００７７】

式（５）は一見複雑に見えるが、もしＶ$_c$が次の式（６）の値を取れば、Ｔ$_{mtt}$＝ｔ$_c$が成立する。

【数５】

$$V_C = V_0 \frac{e-1}{e} \fallingdotseq 0.63212 * V_0 \qquad (6)$$

【００７８】

すなわち、再環流画像がフラッシュ前段画像に比べて約０．６３倍になった基準時刻からの経過時間（Ｃ＝６３％の準回復時間Ｔ$_c$）が、当該患者に関する血流の平均通過時間を意味することになる。

【００７９】

この結果は、さらに拡張することができる。すなわち、Ｖ$_c$が次の式（７）を満たす時刻をｔ$_c$とする。

【数６】

$$V_C = V_0 \frac{e^{\frac{1}{n}} - 1}{e^{\frac{1}{n}}} \qquad (7)$$

【００８０】

このとき、平均通過時間Ｔ$_{mtt}$とｔ$_c$との間には、Ｔ$_{mtt}$＝ｔ$_c$＊ｎなる関係式が成立することになる。すなわち、本来の平均通過時間Ｔ$_{mtt}$より短い時間となる準回復時間ｔ$_c$を求め、これをｎ倍すれば、物理的な時間経過を待たずに平均通過時間Ｔ$_{mtt}$を得ることができる。なお、この拡張によれば、式（６）は、式（７）においてｎ＝１とした場合と解釈することができる。

【００８１】

図１５は、式（７）に基づいて計算したｎとＶ$_c$/Ｖ$_0$の値との関係を示した対応表である。実際の診断画像はデシベル表示されている場合が多いため、同図においては、Ｖ$_c$/Ｖ$_0$をデシベルで表した値も同時に示している。この対応表は、内部記憶装置２９に記憶されている。

【００８２】

本実施形態では、以上の理論に基づき、まずｎの所望の値を選択し、再環流画像上の各画素が当該ｎに対応するＶ$_c$/Ｖ$_0$の値に到達する時刻ｔ$_c$とを計測する。得られたｔ$_c$をｎ倍した値を平均通過時間Ｔ$_{mtt}$として操作者に提示することで、フラッシュ前段画像までの造影を待たずとも、平均通過時間Ｔ$_{mtt}$を予測するものである。

【００８３】

より具体的に説明する。まず、参照するＶ$_c$/Ｖ$_0$の値を少なくとも一つ設定する。ここでは、Ｖ$_c$/Ｖ$_0$＝０．３９（ｎ＝２）と設定されたとする。

【００８４】

次に、撮影によって得られたフラッシュ前段画像の各画素の信号強度をＰ$_0$（ｘ，ｙ）として記憶するとともに、当該フラッシュ前段画像をモニタ１４に表示する。また、再環流画像を動画的に表示しながら、フレーム毎の再環流画像の各画素の信号強度Ｐ$_i$（ｘ，ｙ）に対して、Ｐ$_i$（ｘ，ｙ）／Ｐ$_0$（ｘ，ｙ）＞０．３９が成立するか否か判定する。

P_i（ｘ，ｙ）／P_0（ｘ，ｙ）＞０．３９が成立すると判定された場合には、当該画素に新たな色調（赤）などを彩色した色相表示を実行する。また再環流画像の表示と共に、基準時刻からの経過時間T_cにｎ（今の場合、ｎ＝２）を積算したT_c＊ｎ（秒）なる数値を、平均通過時間T_{mtt}として表示する。高音圧送信及び低音圧送信を繰り返す場合には、同様の処理が繰り返される。

【００８５】

この様な手法によれば、操作者は画面上の所定の画素が彩色されたタイミングで、同時に表示されているを視認することで、当該画素に対応する被検体部位における平均通過時間T_{mtt}がT_c＊ｎ（秒）またはそれ以下であることを、容易に視認することができる。従って、操作者は平均通過時間T_{mtt}の経過を待つ必要がなく、現実の１／ｎの時間で、血流の組織学的な物理量である平均通過時間T_{mtt}を高精度で容易且つ迅速に予測することができる。

【００８６】

（一連の撮影動作）

以上述べた各機能を実行する一連の撮影動作について、図１６、図１７を参照しながら説明する。

【００８７】

最初に、第１の画像生成・表示手法を利用した場合の撮影動作について説明する。図１６は、第１の画像生成・表示手法を利用して血流画像の抽出する場合の撮影処理の流れを示したフローチャートである。まず、高音圧での送信時間を０．５秒と、低音圧での送信時間を２秒とそれぞれ設定する（ステップＳ０）。当該設定後、操作者による図８の開始スイッチ１３ｃからの指示により、高音圧送信を０．５秒、低音圧送信を２秒ずつ繰り返す本スキャンシーケンスが開始されると（ステップＳ１）、スキャン条件等が最初の高音圧送信に切り替えられ（ステップＳ２）、０．５秒間の高音圧送信が実行される（ステップＳ３）。

【００８８】

高音圧送信を０．５秒間実行すると、スキャン条件は低音圧送信に切り替わり（ステップＳ４）、これと同時に、前段で再環流画像に対して輝度値保持演算が施されている場合は、当該前段の輝度値保持演算に関する情報をリセットされる（ステップＳ５）。当該リセット後、低音圧による超音波送信と共に新たな輝度値保持演算が開始され（ステップＳ６）、２秒間実行される（ステップＳ７）。なお、ステップＳ５乃至Ｓ７の過程において、当該低音圧による超音波送信によって得られ、且つ輝度値保持演算が施された再環流画像が、リアルタイムでモニタ１４に動画的に表示される。

【００８９】

低音圧送信の開始から２秒後、フラッシュ前段画像がキャプチャされ、再環流画像と共に、静止画的にモニタ１４に表示される（ステップＳ８）。この後、同スキャンシーケンスを繰り返す場合には、再びステップＳ２乃至ステップＳ８までの処理が実行される。一方、終了スイッチ１３ｅから終了指示が入力された場合等には、本スキャンシーケンスに従う撮影を終了する。

【００９０】

以上述べた撮影処理により、輝度値保持演算によって微細な血管分枝構造が描出されたフラッシュ前段画像が、低音圧送信及び高音圧送信の繰り返しの度にモニタ１４に表示される。また、同じく低音圧送信及び高音圧送信の繰り返しの度に、再環流画像が動画的にモニタ１４に表示される。従って、操作者は、再環流画像によってリアルタイムで生体臓器の動的状態を観察できると共に、フラッシュ前段画像によって微細な血管分枝構造を静的に観察することができる。その結果、微細な血管分枝レベルの診断情報を有効且つ迅速に取得することができる。

【００９１】

なお、上記撮影においては、輝度値保持演算の替わりに又は輝度値保持演算と併用して、組織学的物理量の算出を実行することも可能である。その場合には、上記ステップＳ６

及びステップＳ７において、輝度値保持演算の替わりに又は輝度値保持演算と平行して組織学的物理量の算出を実行し、その結果を再環流画像と共にリアルタイムで表示すればよい。

【００９２】

次に、第２の画像生成・表示手法を利用した場合の撮影動作について説明する。図１７は、第２の画像生成・表示手法を利用した場合の撮影動作における処理の流れを示したフローチャートである。まず、操作者による図１０のスイッチ１３ｇにより、選択画像を取得するタイミングを基準時刻から２秒と、高音圧での送信時間を０．５秒と、低音圧での送信時間を６秒と、それぞれ設定する（ステップＳ１０）。当該設定後、開始スイッチ１３ｃからの指示により、高音圧送信を０．５秒、低音圧送信を６秒ずつ繰り返す本スキャンシーケンスが開始されると（ステップＳ１１）、スキャン条件等が最初の高音圧送信に切り替えられ（ステップＳ１２）、０．５秒間の高音圧送信が実行される（ステップＳ１３）。

【００９３】

高音圧送信を０．５秒間実行すると、スキャン条件は低音圧送信に切り替わり（ステップＳ１４）、これと同時に、前段の輝度値保持演算に関する情報をリセットされる（ステップＳ１５）。当該リセット後、低音圧による超音波送信と共に新たな輝度値保持演算が開始され（ステップＳ１６）、２秒間実行される（ステップＳ１７）。なお、ステップＳ１５乃至Ｓ１７の過程においては、再環流画像が、リアルタイムでモニタ１４に動画的に表示される。

【００９４】

低音圧送信の開始から２秒後、選択画像がキャプチャされ、再環流画像と共に、静止画的にモニタ１４に表示される（ステップＳ１８）。この後、さらに４秒間（６－２秒間）低音圧による超音波送信が継続され、これに応じた再環流画像が、リアルタイムでモニタ１４に動画的に表示される。

【００９５】

同スキャンシーケンスを繰り返す場合には、再びステップＳ１２乃至ステップＳ１９までの処理が実行される。一方、終了スイッチ１３ｅから終了指示が入力された場合等には、本スキャンシーケンスに従う撮影を終了する。

【００９６】

以上述べた撮影処理によっても、第１の画像生成・表示処理を利用した撮影と同様の効果を得ることができる。なお、上記撮影においても、輝度値保持演算の替わりに又は輝度値保持演算と併用して、組織学的物理量の算出を実行することが可能である。その場合には、上記ステップＳ１６乃至ステップＳ１９において、輝度値保持演算の替わりに又は輝度値保持演算と平行して組織学的物理量の算出を実行し、その結果を再環流画像と共にリアルタイムで表示すればよい。

【００９７】

（第２実施形態）

次に、本発明の第２実施形態について説明する。本実施形態は、画像撮影中又は撮影事後において、第１又は第２の画像生成・表示処理を実行するものである。

【００９８】

前述のように、本装置によって取得されリアルタイムに観察される超音波診断画像は、同時に画像メモリ２６に記録されている。操作者は通常、一定時間の観察を行った後、操作パネル上のフリーズボタンを入力するなどして、超音波スキャンを停止すると、画像メモリ２６中の一連の断層画像を再生することができる。この画像は静止画的にも動画的にも表示することができる。また、図１８に示すように、入力装置１３の再生ボタン１３ｒやトラックボール１３ｓなどにより、再生、停止、順送り、逆送り等の制御が任意のタイミングで可能となっている。

【００９９】

また、本実施形態に係る装置１０は、図１８に示すように、入力装置１３に既述の輝度

値保持演算、例えば最大値保持処理を有効にするか否かを指定する最大値保持ボタン１３ｊを備えている。この最大値保持ボタン１３ｊをＯＦＦにしている間は、従来どおりの超音波診断画像が１フレームずつモニタに表示される。一方、最大値保持ボタン１３ｊをＯＮにすると、その時点で表示されている断層画像フレームが「基準画像（F_1）」として登録される。その後、操作者により表示フレームがF_2、F_3、・・・・と順送りされると、画像生成回路２５は、基準画像F_1から現在表示されている断層画像フレームF_n（ｎ＞１）までの画像に対し、前述の最大値保持演算を施し、結果をモニタ１４に表示する。

【０１００】

この様な画像撮影中又は撮影事後での第１の画像生成・表示処理等は、時系列に対して逆方向の再生（すなわち、フレームの逆送り）に対しても適応可能である。例えば、断層画像フレームF_n（ｎ＞１）を表示した後に、操作者は再生画像の逆送りによりF_m（ｍ＜ｎ）を表示させた場合、画像生成回路２５は改めてF_nからF_mに向かって最大値保持処理を実行し、画像を生成すればよい。

【０１０１】

なお、画像取得時においては、呼吸や心拍などの動きの影響を受け、フレーム間の位置の対応がずれる場合がある。係る場合にそのまま最大値保持演算等を実行すると、適切な結果が得られない可能性がある。

【０１０２】

そこで、この問題を解決するために、本超音波診断装置１０は、最大値保持処理等の輝度値保持処理を適切に行うために、フレーム間の位置の対応を調整するための画像ブレ調整機能を有している。この調整は、図１８に示す微調整ボタン１３ｋを押すことで実行される。具体的な動作は、次の通りである。

【０１０３】

例えば現在F_1からからF$_n$までのフレームについて最大値保持演算が施されている場合に、微調整ボタン１３ｋを押すと、微調整モードに移行する。この微調整モードにおいて、F_1からF_{n-1}までの最大値保持画像（画像Ａ）とF_nの画像(画像Ｂ)の重畳位置とを、トラックボール１３ｓの操作等によって画像Ａと画像Ｂとの間の相殺すべきずれ量である微調整変位（ｄｘ，ｄｙ）を生成する。その後、画像Ａの座標（ｘ，ｙ）に対して、画像Ｂの（ｘ＋ｄｘ，ｙ＋ｄｙ）を割り当てることで位置の微調整を行い、再び微調整ボタン１３ｋを押すと、微調整を確定することができる。

【０１０４】

このような構成によれば、操作者は所望のタイミングで第１又は第２の画像生成・表示処理を実行することができる。また、フレーム間に位置のずれが生じている場合には、任意のタイミングで微調整を実行することで、より信頼性の高い診断情報を取得することができる。

【０１０５】

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。

【産業上の利用可能性】

【０１０６】

以上本発明によれば、微細な血管分枝レベルの診断情報を有効且つ迅速に描出する超音波診断装置を実現できる。

【符号の説明】

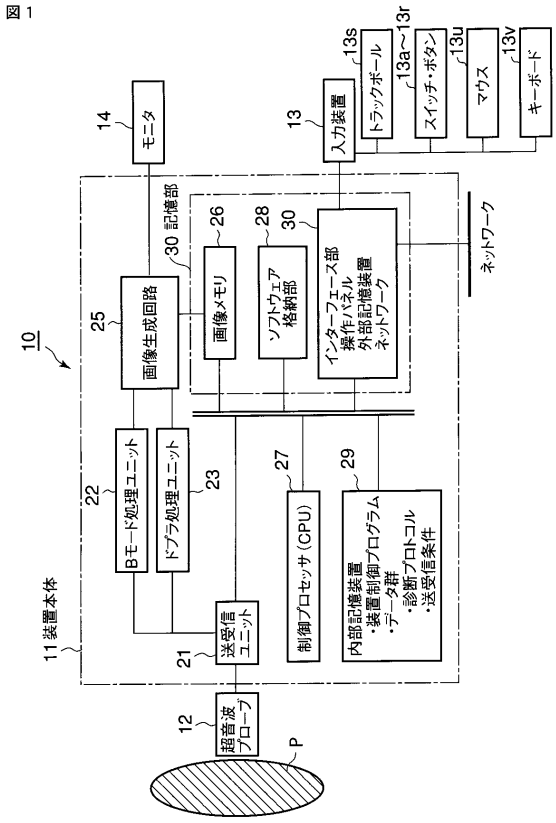
【０１０７】

１０…超音波診断装置、１１…装置本体、１２…超音波プローブ、１３…入力装置、１３ｃ…開始スイッチ、１３ｄ…終了スイッチ、１３ｅ…マニュアルスイッチ、１３ｆ…選

択時刻スイッチ、１３ｒ…ボタン、１３ｓ…トラックボール、１３ｔ…スイッチ、１３ｕ…マウス、１３ｖ…キーボード、１４…モニタ、２１…送受信ユニット、２２…Ｂモード処理ユニット、２３…ドプラ処理ユニット、２５…画像生成回路、２５ａ…信号処理回路、２５ｂ…スキャンコンバータ、２５ｃ…画像処理回路、２６…画像メモリ、２７…制御プロセッサ、２８…ソフトウェア格納部、２９…内部記憶装置、３０…インタフェース部

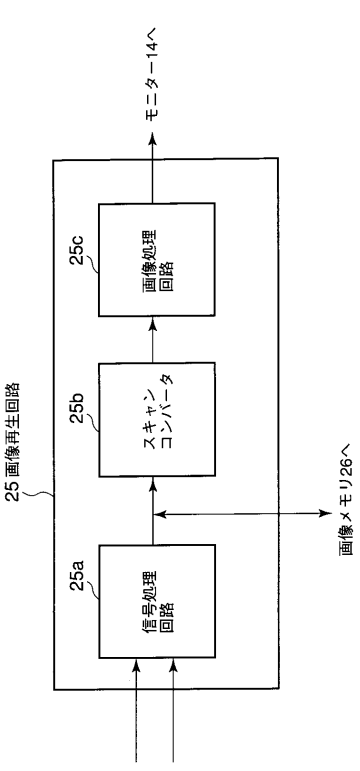
【図１】

図1



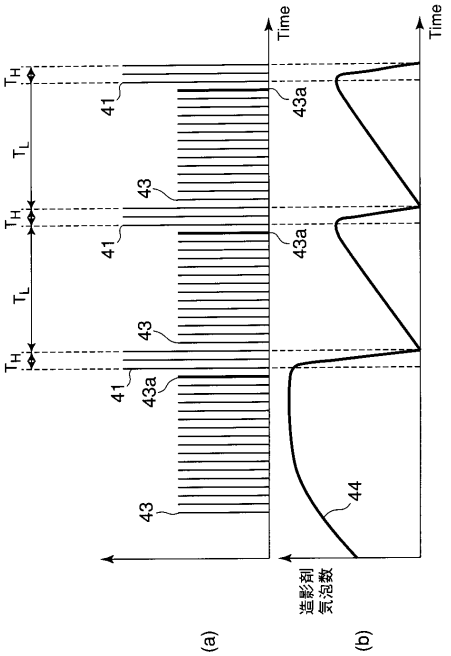
【図２】

図2



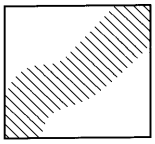
【図３】

図3



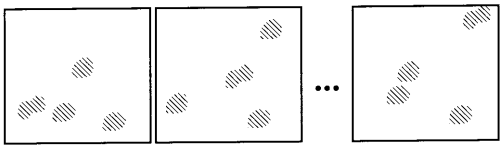
【図４】

図4



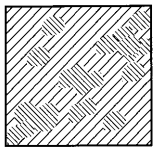
【図５】

図5



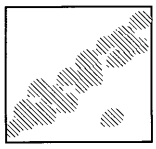
【図６】

図6



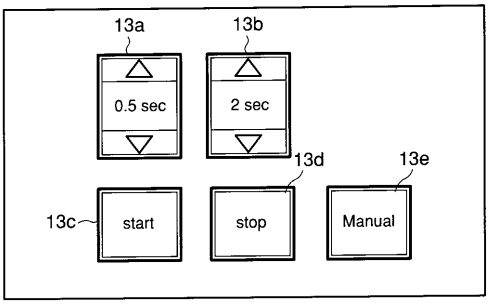
【図７】

図7



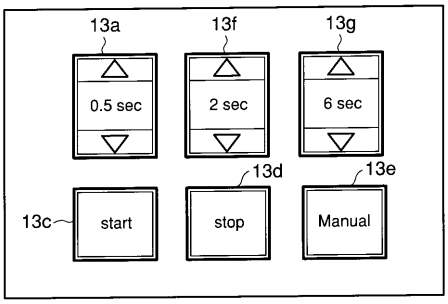
【図８】

図8



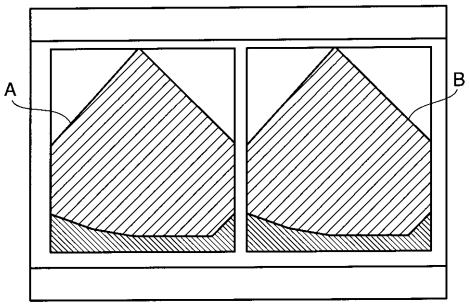
【図１０】

図10



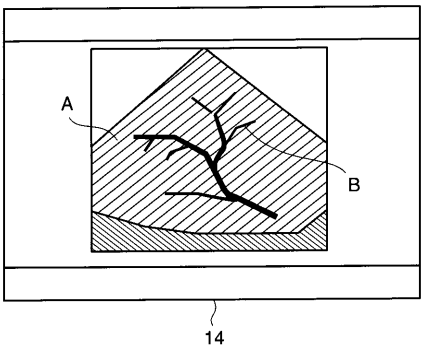
【図９】

図9



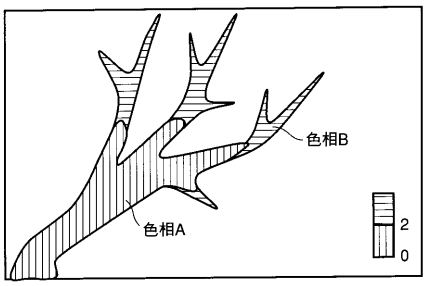
【図１１】

図11



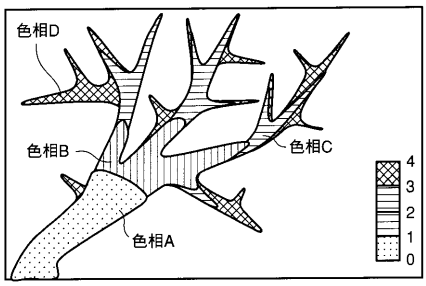
【図１２】

図 12



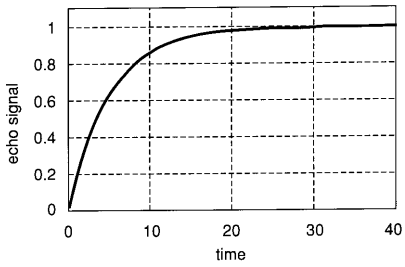
【図１３】

図 13



【図１４】

図 14



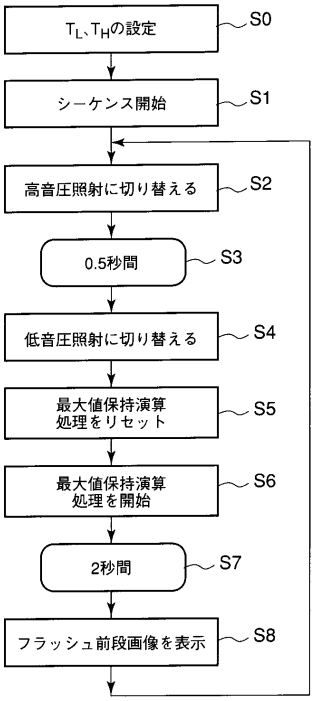
【図１５】

図 15

n	Vc／V0	デシベル
1	0.632	- 1.99
2	0.393	- 4.05
3	0.283	- 5.47
4	0.221	- 6.55
5	0.181	- 7.42
6	0.154	- 8.14
7	0.133	- 8.76
8	0.118	- 9.30

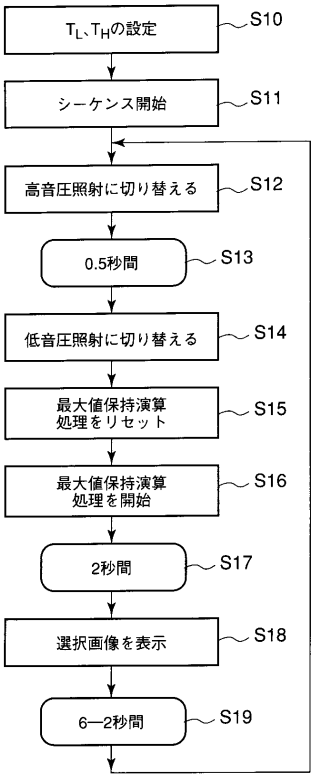
【図１６】

図 16



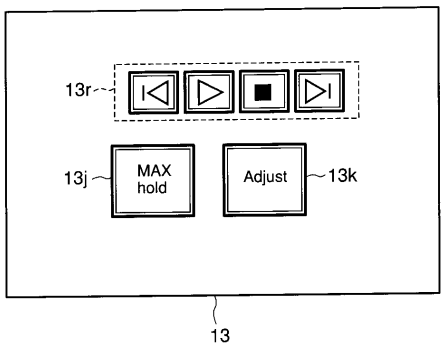
【図１７】

図 17



【図１８】

図18

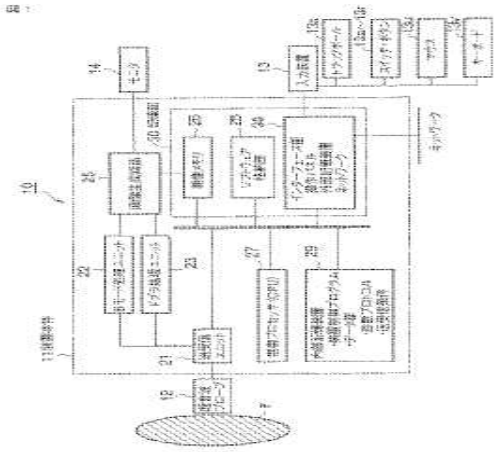


フロントページの続き

(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
(72)発明者 神山 直久
栃木県大田原市下石上字東山１３８５番の１ 株式会社東芝那須工場内

Ｆターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE06 EE09 HH05 HH16 JB36 JB40 JB45 JB50
JC19 JC21 KK02 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009233408A	公开(公告)日	2009-10-15
申请号	JP2009170436	申请日	2009-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[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/DE06 4C601/EE09 4C601/HH05 4C601/HH16 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JB50 4C601/JC19 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP4945605B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在血管分支水平上有效且迅速地描绘出微小的诊断信息的超声波诊断装置。 在作为通过在预定的定时进行切换而通过高声压和低声压执行超声传输的超声诊断装置的超声诊断装置中，通过低声压传输获得的再循环图像被实时地显示为运动图像。 同时，将紧接切换到高声压传输之前通过低声压传输获得的闪光前段图像同时显示为静止图像，以掌握毛细管级的结构。 也可以在任意时刻显示通过低声压传输获得的选择图像，而不是闪光先行图像。 [选型图]图1