

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4612325号
(P4612325)

(45) 発行日 平成23年1月12日(2011.1.12)

(24) 登録日 平成22年10月22日(2010.10.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-115821 (P2004-115821)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年4月9日(2004.4.9)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2005-296254 (P2005-296254A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成17年10月27日(2005.10.27)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成19年4月9日(2007.4.9)		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
		(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】

供給される第1の駆動信号に基づいて、被検者の循環器系の第1の診断対象に対して超音波を送信し、当該第1の診断対象からの反射波を受信して第1のエコー信号を発生する第1の超音波プローブと、

前記第1の超音波プローブとは異なるプローブであって、供給される第2の駆動信号に基づいて、前記第1の診断対象よりも血流の上流側であって前記第1の診断対象とは異なる第1の部位に対して超音波を送信し、当該第1の部位に流入する造影剤に起因する反射波を受信して第2のエコー信号を発生する第2の超音波プローブと、

前記第2のエコー信号に基づいて前記第1の部位に造影剤が流入した基準時刻を検出しトリガ信号を発生する造影剤検出手段と、

第1のシーケンスに従って前記第1の駆動信号を発生して前記第1の超音波プローブに供給し、且つ第2のシーケンスに従って前記第2の駆動信号を発生して前記第2の超音波プローブに供給する第1の駆動信号発生手段と、

前記第1の部位と前記第1の診断対象との位置関係に応じて決定される第1の遅延時間に関する情報を記憶する記憶手段と、

所定のタイミングで前記第2の駆動信号が前記第2の超音波プローブに供給されるように前記第1の駆動信号発生手段を制御し、且つ前記トリガ信号に応答して、前記基準時刻から前記第1の遅延時間経過したタイミングで前記第1の駆動信号が前記第1の超音波プローブに供給されるように、前記第1の駆動信号発生手段を制御する制御手段と、

10

20

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記造影剤検出手段は、前記第 2 のエコー信号を用いて生成される流速スペクトラムに基づいて、前記第 1 の部位に造影剤が流入した前記基準時刻を検出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 3】

前記制御手段は、前記トリガ信号に応答して、前記基準時刻から前記第 1 の遅延時間経過したタイミングで、前記第 2 の超音波プローブへの前記第 2 の駆動信号の供給から前記第 1 の超音波プローブへの前記第 1 の駆動信号の供給に切り換わるように、前記第 1 の駆動信号発生手段を制御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。

10

【請求項 4】

供給される第 3 の駆動信号に基づいて前記被検者に対して超音波を送信し、当該被検者からの反射波を受信して第 3 のエコー信号を発生するプローブであって、前記第 1 の診断対象とは異なる第 2 の診断対象に関する超音波画像を収集するための少なくとも一つの第 3 の超音波プローブをさらに具備し、

前記記憶手段は、前記所第 1 の部位と前記第 2 の診断対象との位置関係に応じて決定される第 2 の遅延時間を記憶し、

前記制御手段は、前記トリガ信号に応答して、前記基準時刻から前記第 2 の遅延時間経過した時刻に、前記第 3 の駆動信号が前記第 3 の超音波プローブに供給されるように、前記第 1 の駆動信号発生手段を制御すること、

20

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

供給される第 3 の駆動信号に基づいて前記被検者に対して超音波を送信し、当該被検者からの反射波を受信して第 3 のエコー信号を発生するプローブであって、前記第 1 の診断対象とは異なる第 2 の診断対象に関する超音波画像を収集するための少なくとも一つの第 3 の超音波プローブと、

第 3 の駆動信号を第 3 のシーケンスに従って発生し前記第 3 の超音波プローブに供給する第 2 の駆動信号発生手段と、

をさらに具備し、

前記記憶手段は、前記所第 1 の部位と前記第 2 の診断対象との位置関係に応じて決定される第 2 の遅延時間を記憶し、

30

前記制御手段は、前記トリガ信号に応答して、前記基準時刻から前記第 2 の遅延時間経過した時刻に、前記第 3 の駆動信号が前記第 3 の超音波プローブに供給されるように、前記第 2 の駆動信号発生手段を制御すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記記憶手段に記憶された前記第 1 の遅延時間に関する情報を変更する変更手段をさらに具備し、

前記制御手段は、変更後の前記第 1 の遅延時間に関する情報に基づいて、前記制御を実行すること、

40

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】

前記記憶手段に記憶された前記第 2 の遅延時間に関する情報を変更する変更手段をさらに具備し、

前記制御手段は、変更後の前記第 2 の遅延時間に関する情報に基づいて、前記制御を実行すること、

を特徴とする請求項 4 又は 5 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、超音波造影剤を使用するコントラストエコー診断において、効率よく肝臓その他の臓器の動脈優位像、門脈優位像等を効率的に描出可能とする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。

【0003】

この超音波画像診断装置においては、種々の撮影法による生体情報の映像化が可能である。例えばコントラストエコー法は、被検者の血管内に微小気泡（マイクロバブル）等からなる超音波造影剤を投与することで、超音波散乱エコーの増強を図るものである。この様な撮影法においては、造影剤が流入してくるタイミングに合わせて超音波走査を行うことで、撮影対象部位が次第に染影する様子を画像化することが可能である。例えば、現在広く使用されている超音波造影剤を使用して肝臓の超音波画像を取得する場合には、造影剤は、30秒～60秒で肝動脈から肝臓に流入し、その後全身を回って肝門脈から肝臓に流入し、4～5分以上で肝臓実質へと蓄積される。造影剤入流状況に応じたこれらの時相は、それぞれ動脈相（動脈優位相）、門脈相（門脈優位相）、実質相（実質優位相）と呼ばれる。従って、これらの時相開始に合わせて超音波走査を行うことにより、撮影対象が次第に染影する様子を画像化することができる。

【0004】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、動脈相等に合わせて実行する超音波走査のタイミングは、マニュアル操作によって実行されている。従って、医師等の操作者は、自身の感覚に頼って超音波走査を開始しなければならず、各時相において好適な診断画像を取得できない場合がある。また、動脈相等のタイミングは個体差が大きく、患者毎に好適なタイミングを把握するのは、十分な経験を必要とする。これらは、経験の浅い医師等にとって特に大きな問題である。

【0005】

また、超音波走査開始タイミングを誤り、再度撮り直しを余儀なくされる場合には、再度造影剤を注入することになり、被検者にとってはさらなる肉体負担ばかりか経済的負担も発生することになる。

【特許文献1】特開平7-194588号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、コントラストエコーにおいて、造影剤が撮影対象に流入するタイミングを個体差に関わらず正確に把握し、各時相において好適な診断画像を撮影可能な超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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。

【0008】

請求項1に記載の発明は、供給される第1の駆動信号に基づいて、被検者の循環器系の第1の診断対象に対して超音波を送信し、当該第1の診断対象からの反射波を受信して第1のエコー信号を発生する第1の超音波プローブと、前記第1の超音波プローブとは異なるプローブであって、供給される第2の駆動信号に基づいて、前記第1の診断対象よりも血流の上流側であって前記第1の診断対象とは異なる第1の部位に対して超音波を送信し、当該第1の部位に流入する造影剤に起因する反射波を受信して第2のエコー信号を発生する第2の超音波プローブと、前記第2のエコー信号に基づいて前記第1の部位に造影剤

10

20

30

40

50

が流入した基準時刻を検出し、前記トリガ信号を発生する造影剤検出手段と、第1のシーケンスに従って前記第1の駆動信号を発生して前記第1の超音波プローブに供給し、且つ第2のシーケンスに従って前記第2の駆動信号を発生して前記第2の超音波プローブに供給する第1の駆動信号発生手段と、前記第1の部位と前記第1の診断対象との位置関係に応じて決定される第1の遅延時間に関する情報を記憶する記憶手段と、所定のタイミングで前記第2の駆動信号が前記第2の超音波プローブに供給されるように、且つ前記トリガ信号に応答して、前記基準時刻から前記第1の遅延時間経過したタイミングで前記第1の駆動信号が前記第1の超音波プローブに供給されるように、前記第1の駆動信号発生手段を制御する制御手段と、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】

10

【0010】

以上本発明によれば、コントラストエコーにおいて、造影剤が撮影対象に流入するタイミングを個体差に関わらず正確に把握し、各時相において好適な診断画像を撮影可能な超音波診断装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、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。

【0012】

20

(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A、超音波プローブB、切替スイッチ20、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、制御プロセッサ27、モニタリング部28、内部記憶装置29、記憶部30、モニタ31、入力装置32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。

【0013】

30

超音波プローブA及び超音波プローブB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、被検者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。超音波プローブA及び超音波プローブBから被検者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A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。

40

【0014】

なお、超音波プローブAは、診断対象に対して超音波走査を実行し診断画像を取得するためのものである。一方、超音波プローブBは、後述する造影剤検出を実行するために、診断対象よりも血流の上流側の所定部位（例えば、心臓、頸動脈等）に対して超音波走査を実行し、得られる反射波のスペクトラムを取得するためのものである。

【0015】

切替スイッチ20は、送受信ユニット21と各超音波プローブとの信号のやりとりの経路を制御するスイッチである。すなわち、切替スイッチ20は、診断対象に対して超音波走査を実行し診断画像を取得する場合には、送受信ユニット21と超音波プローブAとが接続されるように、電気経路を切り替える。一方、切替スイッチ20は、後述する造影剤

50

検出を実行する場合には、送受信ユニット 21 と超音波プローブ B とか接続されるように、電気経路を切り替える。切替スイッチ 20 が超音波プローブ B 側から超音波プローブ A 側に電気経路を切り替えるタイミングは、モニタリング部 28 が発生する造影剤検出トリガ信号（後述）を基準として実行される。

【0016】

なお、以下の説明において、制御プロセッサ 27 による制御の下、当該超音波診断装置 10 が診断対象に対して超音波走査を実行し診断画像を取得する動作状態にある場合を「診断画像取得モード」と呼び、一方、当該超音波診断装置 10 が造影剤検出を行う動作状態にある場合を「造影剤検出モード」と呼ぶことにする。

【0017】

送受信ユニット 21 は、診断画像取得モードの場合には、画像取得用のスキャンシーケンスに従う駆動パルスを発生し、これをプローブ A に印加し、プローブ A から受け取ったエコー信号に対して所定の信号処理を施す。一方、送受信ユニット 21 は、造影剤検出モードの場合には、造影剤検出用のスキャンシーケンスに従う駆動パルスを発生し、これをプローブ B に印加し、プローブ B から受け取ったエコー信号に対して所定の信号処理を施す。

【0018】

より具体的な構成は、次のようである。すなわち、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 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 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駆動パルスを発生する。

【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 A 又はプローブ B 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、診断画像取得モードの場合には、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 31 に表示される。一方、造影剤検出モードの場合にはモニタリング 28 に送信され、造影剤流入タイミングの監視情報として使用される。

【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、診断画像取得モードの場合には画像生成回路 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 31 にカラー表示される。一方、造影剤検出モードの場合にはモニタリング 28 に送信され、造影剤流入タイミングの監視情報として使用される。

【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、

10

20

30

40

50

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】

より具体的には、画像生成回路 25 は、信号処理回路、スキャンコンバータを有している（それぞれ図示せず）。信号処理回路は、B モード処理ユニット 22 等から信号を受け取り、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。信号処理回路の出力はスキャンコンバータに送られると同時に、記憶部 30 内の画像メモリ 301 に保存される。スキャンコンバータは、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 31 に出力する。かくして被検者組織形状を表す断層像が表示される。

10

【0024】

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 302 上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0025】

モニタリング部 28 は、造影剤検出モードにおいて、ドブラ処理ユニット 23（又は B モード処理ユニット 22）から受け取った信号をモニタリングし、診断対象よりも血流の上流側の所定部位に造影剤が流入したか否かを判定する。モニタリング部 28 は、所定部位に造影剤が流入したと判定した場合には、当該流入タイミングを知らせるためのトリガ信号を発生し、制御プロセッサ 27 に送り出す。

20

【0026】

なお、モニタリング部 28 がモニタリングするエコー信号は、その時系列的な強度変化を把握できるものであれば、どのような撮影モードで取得されたものであってもよい。例えば、A モード又は B モードによって撮影し得られるエコー信号を用いる場合には、モニタリング部 28 は、当該エコー信号の振幅強度をモニタリングし、当該振幅強度が所定の閾値を越えたときには、その時刻において造影剤の流入が開始したと判定する。また、ドブラモードによって撮影し得られるエコー信号を用いる場合には、モニタリング部 28 は、ドブラ処理ユニット 23 によって FFT（Fast Fourier Transform）解析された流速スペクトラムを受け取り、その大きさ（パワー）をモニタリングする。当該スペクトラムの大きさが所定の閾値を越えたときには、その時刻において造影剤の流入が開始したと判定する。

30

【0027】

なお、モニタリング部 28 は、画像生成回路 25 等において TIC（Time Intensity Curve）が生成される場合には、この TIC を用いて上記モニタリングを実行してもよい。

【0028】

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、その他のデータ群が記憶されている。また、必要に応じて、画像メモリ 301 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、インタフェース部 303 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。

40

【0029】

また、内部記憶装置 30 は、遅延時間 T に関する情報群を記憶している。ここで、遅延時間 T とは、造影剤検出モードにおいてモニタリング部 28 が発生するトリガ信号を基準として、当該トリガ信号発生から診断画像取得用の超音波走査を開始するまでの時間（すなわち、トリガ信号発生からプローブ A に駆動信号が供給されるまでの時間）を意味する。また、遅延時間 T に関する情報群とは、造影剤検出位置と診断対象位置との関係毎に定義された複数の遅延時間 T の値である。この遅延時間 T に関する情報については、後述す

50

る造影剤検出機能の説明において、さらに詳しく説明する。

【0030】

記憶部30は、本装置によって取得された画像、ネットワーク等を経由して取得した画像、本装置が所定の動作を実行するためのソフトウェア等を格納するものであり、画像メモリ301、ソフトウェア格納部302、インタフェース部303を有している。

【0031】

画像メモリ301は、画像生成回路25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的に再生することが可能でなる。また、画像メモリ301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。

10

【0032】

インタフェース部303は、入力装置32、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303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。

【0033】

モニタ31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。

20

【0034】

入力装置32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にとりこむためのトラックボール321、各種スイッチ・ボタン322、マウス323、キーボード324等を有している。

【0035】

(造影剤検出機能)

次に、本超音波診断装置10が具備する造影剤検出機能について説明する。この機能は、診断対象よりも血流の上流側の所定部位における造影剤流入を検出し、当該検出のタイミングを基準として診断対象の超音波走査開始タイミングを図ることで、造影剤が診断対象に流入する様子を好適に画像化するための機能である。

30

【0036】

図1に示す超音波プローブB、送受信ユニット21、ドブラ処理ユニット23(又はBモード処理ユニット22)、モニタリング部28、制御プロセッサ27は、造影剤検出モードにおいて有機的に連関し、造影剤検出器として動作する。

【0037】

なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、図2に示すように診断対象を肝臓とし、当該肝臓よりも血流の上流側のモニタリング部位を頸動脈とする場合を例として説明する。また、モニタリングには、ドブラ法によって得られる信号を利用するものとする。

40

【0038】

まず、装置が造影剤検出モードとして動作する状態において、造影剤注入が開始される。送受信ユニット21は、制御プロセッサ27による制御のもと、所定のスキャンシーケンスに従って駆動パルスを連続的に発生し、切替スイッチ20を介してプローブBに印加する。超音波プローブBは、印加された駆動パルスに従って、頸動脈に対して超音波を送信する。なお、このときのスキャンシーケンスは、受信信号のスペクトラムが連続的に検出できるものであれば、どのようなものであってもよい。

【0039】

超音波プローブBによって受信された反射波は、送受信ユニット21、ドブラ処理ユニット23において所定の処理を受け、モニタリング部28に逐次送り出される。モニタリ

50

ング部 28 は、ドプラ処理ユニット 23 から受け取った受信信号のスペクトラムを監視し、当該スペクトラムが所定の閾値以上になった場合には、トリガ信号を制御プロセッサ 27 に送り出す。

【0040】

従って、本超音波診断装置 10 は、このトリガ信号の発生により、モニタリング部位（今の場合、頸動脈）への造影剤流入タイミングを検出することができる。

【0041】

なお、図 1 においては、装置の小型化及び低コスト化の観点から、診断画像取得用の送受信ユニット 21、B モード処理ユニット 22、ドプラ処理ユニット 23（これらをまとめて、「画像収集系」と呼ぶ。）本スキャンを実行する例を示した。

10

【0042】

しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、例えば図 3 に示すように、画像収集系とは別に、造影剤検出専用の送受信ユニット 40、信号処理部 41（例えば、B モード処理ユニット 22 やドプラ処理ユニット 23 の機能を有するもの）を設ける構成であってもよい。係る構成であれば、造影剤検出モードと診断画像取得モードとを並行させることも可能である。

【0043】

（造影剤検出機能を用いた撮影手法）

次に、本超音波診断装置 10 によって実現される、造影剤検出機能を用いた撮影手法について説明する。

20

【0044】

図 4 は、肝臓及びその周辺の血管構造を模式的に示した図である。同図において、50 は腹部大動脈、51 は腹腔動脈、52 は固有肝動脈、53 は総肝動脈、54 は脾動脈、55 は胃十二指腸動脈、56 は右肝動脈、57 は中肝動脈、58 は左肝動脈、60 は門脈、61 は上腸間膜静脈、62 は脾静脈、70 は下大静脈、71 は右肝静脈、72 は中肝静脈、73 は左肝静脈をそれぞれ示している。

【0045】

一般に、肝臓は、肝動脈と門脈（消化管や脾臓から集まる静脈血）との二重支配（二重血行支配）を受けている。係る血流構造から、造影剤を使用して肝臓の超音波画像を取得する場合、造影剤は、大動脈から固有肝動脈を経由して肝臓に流入し、その後肝静脈より流出して全身を回った後、門脈から再び肝臓に流入し、最後に肝組織内に浸透していく。従って、コントラストエコー法によって肝臓の超音波画像を取得する場合には、画像において動脈によって流入した造影剤の影響が支配的となる動脈相（動脈優位相）、画像において門脈によって流入した造影剤が支配的となる門脈相（門脈優位相）、画像において肝組織内に浸透していく造影剤が支配的となる実質相（実質優位相）の三つの時相において、良好な診断画像を取得することができる。従って、実際の超音波走査は、各時相の開始直前から終了直後まで実行されることが好ましい。

30

【0046】

ところで、一般に、心臓、肺等の循環系の臓器における血流速度は、個体差があることが知られている。一方、血管内を流れる血流の速度についてはあまり個体差はなく、身体中の血管の位置によっておよそ一律に決定することができる。従って、血管内を流れる血液のみを対象とした場合、血管の上流側における所定の位置をバブルが通過した時刻を把握すれば、下流側にある特定の位置をバブルが通過するタイミングは、高い精度で把握することができる。また、太い血管からほぼ同じ形態で枝分かれする第 1 の血管と第 2 の血管が存在する場合、上流側の所定の位置から一定量下流側に下った第 1 の血管の特定位置にバブルが存在する場合には、第 2 の血管においても、上流側の所定の位置から同じ距離だけ下流側に下った位置にバブルが存在すると推定することができる。

40

【0047】

図 5 は、心臓及び心臓から延びた動脈系の一部を模式的に示した図である。同図において、80 は心臓、81 は大動脈弓、82 は腹部大動脈、83 は右鎖骨下動脈、84 は右総

50

頸動脈、８５は左総頸動脈、８６は左鎖骨下動脈をそれぞれ示している。

【００４８】

例えば、左総頸動脈８５の位置Ｐ１においてバブル流入のモニタリングを行い、所定の時刻においてバブル流入が検出されたとする。係る場合には、心臓８０からＰ１までの距離とほぼ同じ距離だけ離れた腹部大動脈８２の位置Ｐ２においても、略同じ時刻において造影剤が流入していると推定することができる。

【００４９】

従って、左総頸動脈８５の位置Ｐ１での造影剤流入の検出に応答してトリガ発生をさせ、当該トリガ発生から所定の遅延時間Ｔ１だけ遅延させて本スキャンを開始させ、予め設定された一定時間実行する。これにより、腹部大動脈８２から肝臓に流入する造影剤が支配的となる動脈優位像を好適に撮影することができる。

10

【００５０】

また、動脈相における動脈優位像が観察されると、造影剤は次第に肝静脈を経由して肝臓から流出し、全身を経て再び門脈から肝臓に流入することになる。この門脈から肝臓に流入する造影剤が支配的となる門脈相は、医学的見地から、動脈相の開始から２０～３０秒後に開始すると推定できる。従って、制御プロセッサ２７は、動脈相における本スキャン開始時刻から２０～３０秒後に門脈優位像を観察するための本スキャンを開始させ、予め設定された一定時間実行する。これにより、門脈優位像を好適に撮影することができる。

【００５１】

20

さらに、門脈優位像が観察されると、造影剤は時間の経過と共に肝組織に浸透していくことになる。この肝組織に浸透した造影剤が支配的となる肝組織相は、医学的見地から、動脈相の開始から４～５分後に開始すると推定できる。従って、制御プロセッサ２７は、動脈相における本スキャン開始時刻から４～５分後に実質像を観察するための本スキャンを開始させ、予め設定された一定時間実行する。これにより、実質像を好適に撮影することができる。

【００５２】

（画像取得タイミングの標準化）

造影剤検出によるトリガ信号から動脈相に関する画像を観察するための本スキャン発生までの遅延時間をＴ１とすると、このＴ１は、モニタリング部位と画像収集する位置との位置関係によって決定される。この遅延時間Ｔ１が決定されると、上述した様に、門脈相での本スキャン開始タイミング及び肝組織相での本スキャン開始タイミングも医学的見地から自動的に決定することができる。

30

【００５３】

従って、モニタリング部位と診断対象との位置関係毎に遅延時間Ｔ１に関する情報を予め決定しておくことで、コントラストエコーにおける画像取得タイミングを、標準化（基準化）することができる。

【００５４】

そのため本超音波診断装置１０は、図６に示すような予め決定された遅延時間Ｔ１に関する情報を、モニタリング部位と診断対象との位置関係毎に内部記憶装置２９内に具備する構成となっている。

40

【００５５】

なお、遅延時間Ｔは、原則として、個体差の大きい心臓、肺を経由せず、血管のみを経由する血流を対象として、スキャンを撮影部位に流入するタイミングに合わせるために決定されている。既述の如く、一般的には、血管のみを経由する血流は、個体（患者）が代わった場合であっても、大きく変化しない。従って、基本的には、初期設定された部位毎の遅延時間Ｔで好適な画像撮影ができると考えられる。

【００５６】

しかしながら、場合によっては個体差が発生したり、また、体格、造影剤の種類等に応じて微調整や新規登録を希望する場合がある。

50

【 0 0 5 7 】

係る場合、本超音波診断装置 1 0 によれば、入力装置 2 1 等からの所定の操作により、新たな遅延時間 T に関する情報を登録し、また、既存の遅延時間 T に関する情報の変更を行うことができる。登録・変更された遅延時間 T に関する情報は、内部記憶装置 2 9 に格納される。操作者は、所望する遅延時間 T に関する情報を内部記憶装置 2 9 から読み出し、設定することで、モニタリング部位における造影剤検出をトリガとして、所望のタイミングで診断画像収集を開始させることが可能となる。

【 0 0 5 8 】

また、各種造影剤に適応可能なように超音波送信出力を制御し、M I (Mechanical index) 値も自由に設定することも可能である。

10

【 0 0 5 9 】

以上、造影剤検出機能、当該機能を用いた撮影手法、画像取得タイミングの標準化について、診断対象を肝臓とし、当該肝臓よりも血流の上流側のモニタリング部位を頸動脈とする場合を例として説明した。

【 0 0 6 0 】

しかしながら、診断対象は肝臓に限られず、脾臓、腎臓、甲状腺、乳腺等の表在臓器等を診断対象とし、その病変を診断する場合にも実益がある。

【 0 0 6 1 】

また、モニタリング部位についても頸動脈に限定されず、例えば左心房、左心室、大動脈弁口等の左心系、頭部、大腿動脈等の四肢に存在する動脈において造影剤の流入タイミングをモニタリングする構成であってもよい。特に、モニタリング部位を左心系にした場合には、モニタリング部位を頸動脈とした場合に比して遅延時間 T を長く確保することが可能となる。また、モニタリング部位を大腿動脈とした場合には、門脈相以下の時相における好適な本スキャンタイミングの把握に実益がある。これらの場合には、各モニタリング部位と診断対象との位置関係に応じて、内部記憶装置 2 9 内に格納されている遅延時間に関する情報が選択され、使用されることになる。

20

【 0 0 6 2 】

(撮影動作)

次に、コントラストエコーにおける、造影剤検査を含む本超音波診断装置 1 0 の撮影動作に、図 7 を参照しながら説明する。

30

【 0 0 6 3 】

図 7 は、本超音波診断装置 1 0 の撮影動作において実行される各処理の流れを示したフローチャートを示している。同図に示すように、まず B モード撮影等によって、超音波プローブ A の位置決め (走査面の決定) を行い (ステップ S 1)、次いで経静脈的に造影剤が注入さる (ステップ S 2)。

【 0 0 6 4 】

造影剤が注入されると、頸動脈において造影剤検出機能により造影剤の流入タイミングを検出するためのモニタリングを実行する (ステップ S 3)。当該頸動脈において造影剤流入が検出された場合には、モニタリング部 2 8 は、トリガ信号を発生する (ステップ S 4)。

40

【 0 0 6 5 】

次に、制御プロセッサ 2 7 は、トリガ信号の発生に応答して、当該トリガ信号発生時刻から遅延時間 T 1 a 後に動脈相の撮影が開始され (ステップ S 5)、予め設定された時間 T W 1 だけ実行されように、送受信ユニット 2 1 を制御する。

【 0 0 6 6 】

次に、当該トリガ信号発生時刻から遅延時間 T 1 b 後に、門脈相の撮影が実行され (ステップ S 5)、予め設定された時間 T W 2 だけ実行されように、送受信ユニット 2 1 を制御する。その後、当該トリガ信号発生時刻から遅延時間 T 1 c 後に、肝組織相の撮影が実行され (ステップ S 5)、予め設定された時間 T W 3 だけ実行されように、送受信ユニット 2 1 を制御する。

50

【 0 0 6 7 】

なお、各時相における撮影時間（観察時間）は、任意に設定することが可能である。また、各時相における撮影手法も、例えば動脈相、門脈相の早期相では連続送信を行い、実質相である肝組織相では間歇送信を実行する等、所望のものを設定することができる。

【 0 0 6 8 】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 6 9 】

本超音波診断装置によれば、モニタリング部位での造影剤検出タイミングをトリガとして、肝臓に関して動脈相、門脈相、肝組織相の各時相における超音波走査を開始する。従って、超音波診断でのコントラストエコーにおいて、従来では操作者の主観によって決定されていた画像取得タイミングを標準化することができる。その結果、操作者の経験に関わらず、目的とする撮影対象（病変）が造影されるまでの時間に個体差がある場合であっても、常に最適な造影効果を観察可能な画像を取得することができる。また、操作者の作業上の負担、及び患者の肉体的負担や経済的負担を軽減させることができる。

【 0 0 7 0 】

また、各時相に関する遅延時間、各時相における撮影時間、各時相における撮影手法についても、自由に変更、設定したり、新規登録することができる。従って、操作者は、自身の所望の形態や患者に合わせて自由にカスタマイズすることができ、超音波診断の自由度を広げることができる。

【 0 0 7 1 】

（第2の実施形態）

次に、第2の実施形態について説明する。本第2の実施形態は、頸動脈における造影剤流入タイミングを基準として、複数の診断対象での撮影開始タイミングを制御するものである。

【 0 0 7 2 】

図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示した図である。同図と図1とを比較した場合、二以上の診断部位での超音波走査を実行するため、超音波プローブC、超音波プローブDがさらに設けられている。超音波プローブC、超音波プローブDは、それぞれ超音波プローブAとは異なる所定の診断部位に当接され、異なったタイミングで駆動される。

【 0 0 7 3 】

図9は、人体の血管構造を概略化した模式図であり、第2の実施形態に係る撮影手法を説明するための図である。造影剤は位置Pにおいて静脈内に注入され、造影剤の流入状況は位置Bにて超音波プローブBを使用したモニタリングされる。また、位置Aにて超音波プローブAを、位置Cにて超音波プローブCを、位置Dにて超音波プローブDをそれぞれ使用して、診断画像の収集が実行されるものとする。従って、造影剤の流入は上流側から順番に検出されることになるため、係る設定では位置（D→）B→A→C→Dの順に検出されることになる。

【 0 0 7 4 】

送受信ユニット21は、診断画像取得モードの場合には、画像取得用のスキャンシーケンスに従う駆動パルスを発生し、これをプローブA、C、Dのいずれかに印加し、またプローブA、C、Dのいずれかから受け取ったエコー信号に対して所定の信号処理を施す。一方、送受信ユニット21は、造影剤検出モードの場合には、造影剤検出用のスキャンシーケンスに従う駆動パルスを発生し、これをプローブBに印加し、各プローブから受け取ったエコー信号に対して所定の信号処理を施す。

【 0 0 7 5 】

切替スイッチ20は、診断対象に対して超音波走査を実行し診断画像を取得する場合には、送受信ユニット21と超音波プローブA、C、Dのいずれかが接続されるように、電気経路を切り替える。一方、切替スイッチ20は、造影剤検出を実行する場合には、送受信ユニット21と超音波プローブBとが接続されるように、電気経路を切り替える。

【0076】

内部記憶装置30は、モニタリング部位の位置と診断対象の位置との関係毎に定義された遅延時間Tの値を含む情報を有している。すなわち、内部記憶装置30は、診断対象の位置A、C、D毎に定義された各遅延時間TA、TC、TDを有している。

【0077】

図10は、本実施形態に係る位置Bでの造影剤流入をトリガ信号とした各位置での撮影開始タイミングを示した図である。同図に示すように、制御プロセッサ27は、各診断対象の位置A、C、Dにおいて、モニタリング部28のトリガ信号発生タイミングから各遅延時間TA、TC、TDだけ送らせたタイミングでそれぞれの超音波プローブA、C、Dが駆動されるように、送受信ユニット21を制御する。

10

【0078】

(撮影動作)

次に、コントラストエコーにおける、造影剤検査を含む本超音波診断装置10の撮影動作に、図10を参照しながら説明する。

【0079】

図11は、第2の実施形態に係る超音波診断装置10の撮影動作において実行される各処理の流れを示したフローチャートを示している。同図に示すステップS1'～ステップS4'は、図7に示したステップS1～ステップS4と同様の内容である。

【0080】

次に、制御プロセッサ27は、トリガ信号の発生にตอบสนองして、当該トリガ信号発生時刻から遅延時間TA後に位置Aにおける撮影が開始され(ステップS5')、予め設定された時間TWCだけ実行されように、送受信ユニット21を制御する。

20

【0081】

次に、当該トリガ信号発生時刻から遅延時間TC後に、位置Cにおける撮影が実行され(ステップS6')、予め設定された時間TWCだけ実行されように、送受信ユニット21を制御する。その後、当該トリガ信号発生時刻から遅延時間TD後に、位置Dにおける撮影が実行され(ステップS7')、予め設定された時間TWDだけ実行されように、送受信ユニット21を制御する。

【0082】

なお、各診断位置における撮影時間(観察時間)は、任意に設定することが可能である。また、各診断位置における撮影手法も、例えば位置A、位置Cにおいては連続送信を行い、位置Dにおいては間歇送信を実行する等、所望のものを設定することができる。また、各種造影剤に適応可能なように、MI値も自由に設定することができる。

30

【0083】

以上述べた構成によれば、第1の実施形態で述べた効果に加えて、複数の診断部位を撮影する場合であっても、各部位において標準化されたタイミングに基づいて超音波走査を開始することができる。その結果、造影剤が流入するタイミングを適切にとらえることができ、目的とする撮影対象(病変)が造影されるまでの時間に個体差がある場合であっても、常に最適な造影効果を観察可能な画像を取得することができる。また、操作者の作業上の負担、及び患者の肉体的負担や経済的負担を軽減させることができる。

40

【0084】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置10においても、図2に示した例と同様に、超音波プローブB、C、Dのそれぞれ、又は少なくとも二つ以上に対応させた造影剤検出専用の送受信ユニット40、信号処理部41を設ける構成であってもよい。係る構成であれば、造影剤検出モードと診断画像取得モードとを並行させることも可能である。

【0085】

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。例えば、上記各実施形態については、次のような変形例を挙げることができる。

【0086】

50

(1) 上記各実施形態においては、本超音波診断装置の一部の機能を利用して、造影剤検出器とする構成であった。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、本超音波診断装置とは別体の(或いは外付けの) 造影剤検出器を使用する構成であってもよい。この場合、例えば、パルスオキシメータ、バブルセンサ、心音センサ、血流音の変化を計測する装置、その他の血流中の造影剤の動向を把握することができる他の装置を造影剤検出器として利用することができる。

【 0 0 8 7 】

(2) 上記各実施形態においては、肝臓等を好適なタイミングで各時相の画像を把握する例を説明した。しかしながら、本超音波診断装置の使用形態は、この例に限定されず、例えば、体内循環動態の把握にも応用可能であり、シャント(短絡) の有無の検索等にも使用することができる。

10

【 0 0 8 8 】

(3) 上記第 1 の実施形態では造影剤流入検出位置を一箇所とし、診断画像の取得位置を一箇所とした。また、上記第 2 の実施形態では造影剤流入検出位置を一箇所とし、診断画像の取得位置を複数箇所とした。しかしながら、これらの例に限定されず、造影剤流入検出及び診断画像の取得をとともに複数箇所で行う構成であってもよい。すなわち、一つの診断画像の取得位置の上流側に一つの造影剤流入検出位置を設定し、直近上流側の検出位置における造影剤流入検出タイミングを基準として、各撮影位置における診断画像取得タイミングを制御する構成であってもよい。

【 0 0 8 9 】

20

係る構成によれば、診断画像の取得位置を複数箇所となった場合であっても、撮影タイミングが直近上流側の検出位置における造影剤流入検出タイミングを基準として制御される。従って、より好適なタイミングで診断画像を撮影することが可能となる。

【 0 0 9 0 】

なお、このような構成においても、各造影剤検出を行う各プローブ、及び各診断画像の撮影を行う各プローブのそれぞれ、又は少なくとも二つ以上に対応させた造影剤検出専用の送受信ユニット 4 0、信号処理部 4 1 を設ける構成であってもよい。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。

30

【産業上の利用可能性】

【 0 0 9 1 】

以上本発明によれば、コントラストエコーにおいて、造影剤が撮影対象に流入するタイミングを個体差に関わらず正確に把握し、各時相において好適な診断画像を撮影可能な超音波診断装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 2 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 のブロック構成を示した図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 を用いた撮影法を説明するための図である。

40

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の変形例のブロック構成を示した図である。

【図 4】図 4 は、肝臓及びその周辺の血管構造を模式的に示した図である。

【図 5】図 5 は、心臓及び心臓から延びた動脈系を模式的に示した図である。

【図 6】図 6 は、内部記憶装置 2 9 内に格納されている、モニタリング部位と診断対象との位置関係毎の遅延時間 T に関する情報を示した図である。

【図 7】図 7 は、本超音波診断装置 1 0 の撮影動作において実行される各処理の流れを示したフローチャートを示している。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 のブロック構成を示した図で

50

ある。

【図 9】図 9 は、人体の血管構造を概略化した模式図であり、第 2 の実施形態に係る撮影手法を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態に係る位置 B での造影剤流入をトリガ信号とした各位置での撮影開始タイミングを示した図である。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 10 の撮影動作において実行される各処理の流れを示したフローチャートを示している。

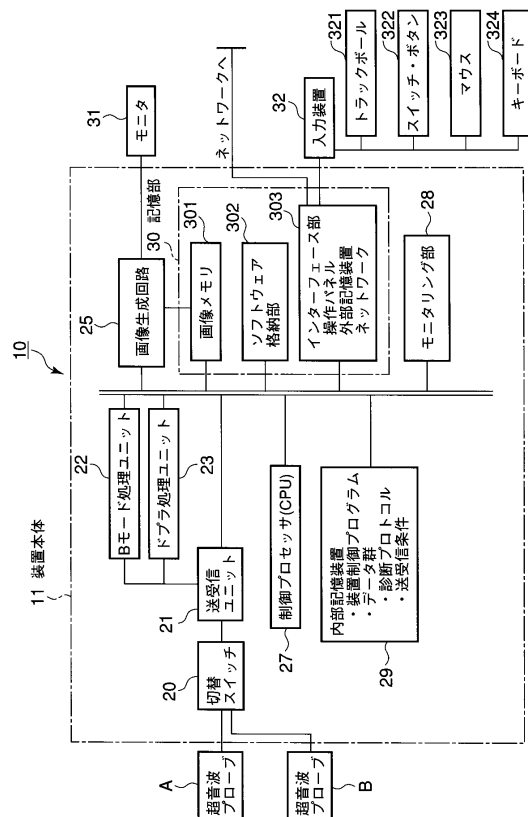
【符号の説明】

【0093】

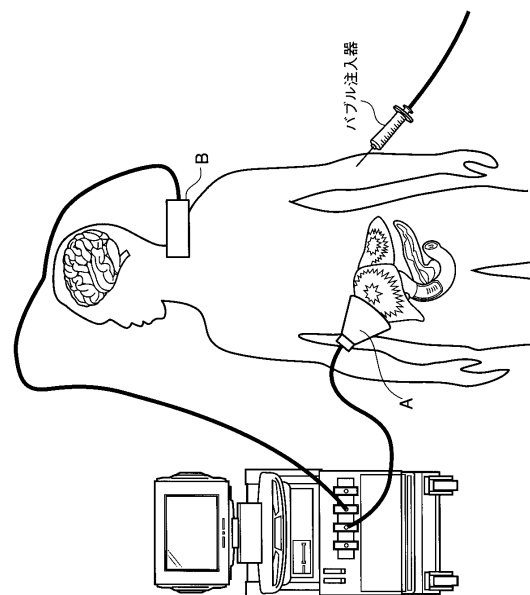
10 本超音波診断装置、11 装置本体、20 切替スイッチ、21 送受信ユニット、22 B
モード処理ユニット、23 ドプラ処理ユニット、25 画像生成回路、27 制御プロセッサ
、28 モニタリング部、29 内部記憶装置、30 記憶部、31 モニタ、32 入力装置、3
01 画像メモリ、302 ソフトウェア格納部、303 インターフェース部、A、B、C、D
超音波プローブ

10

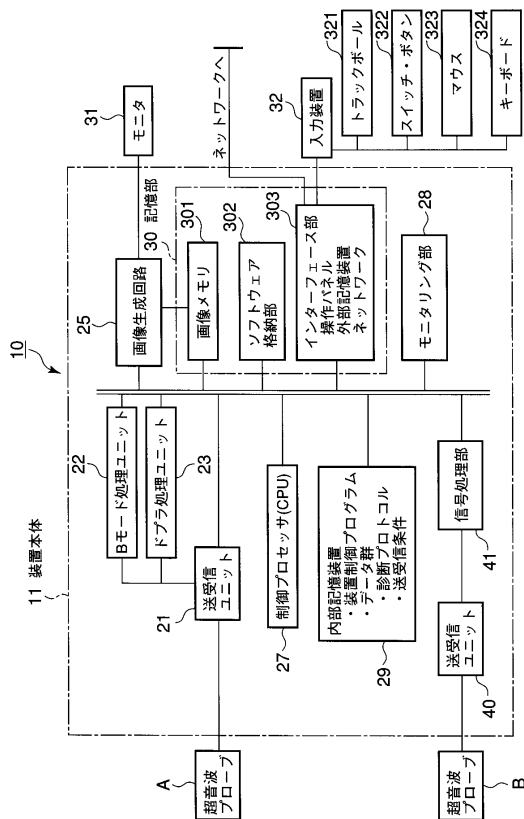
【図 1】



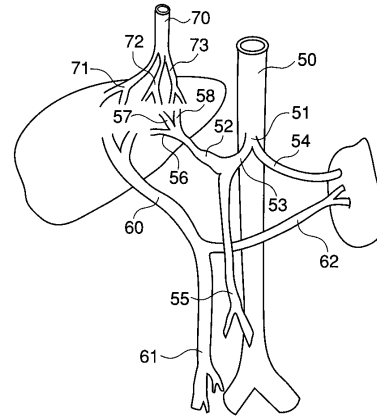
【図 2】



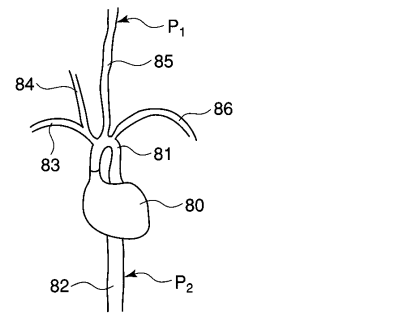
【 図 3 】



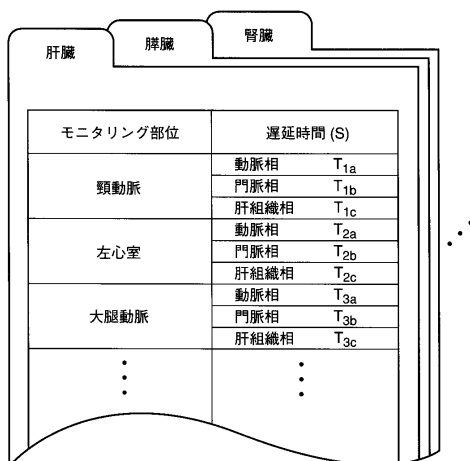
【 図 4 】



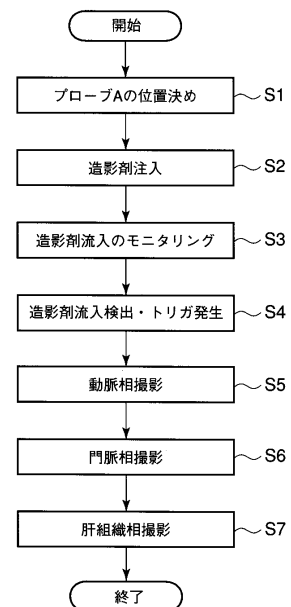
【 図 5 】



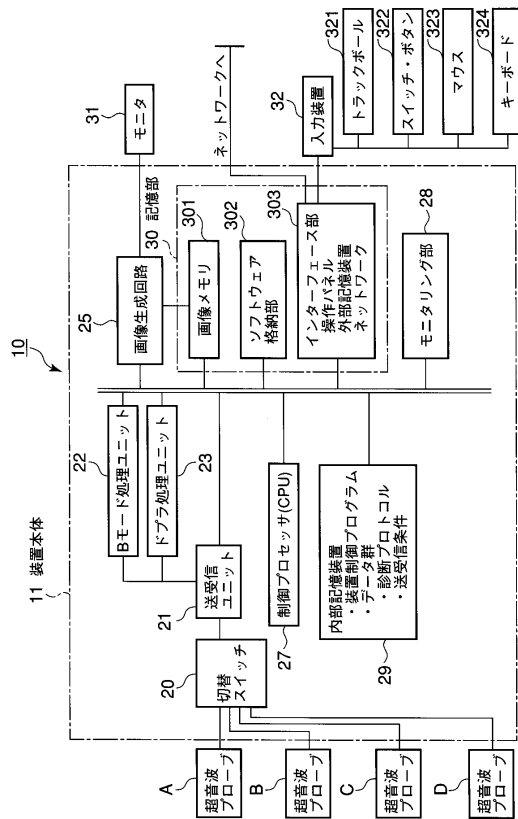
【 図 6 】



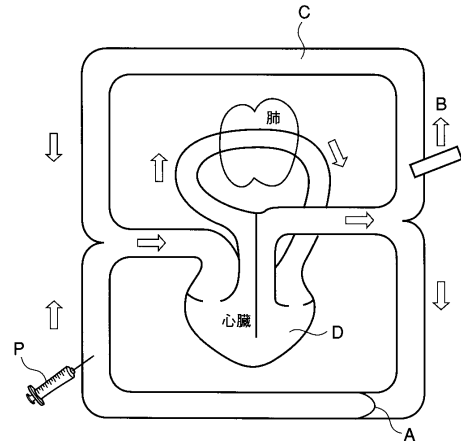
【圖 7】



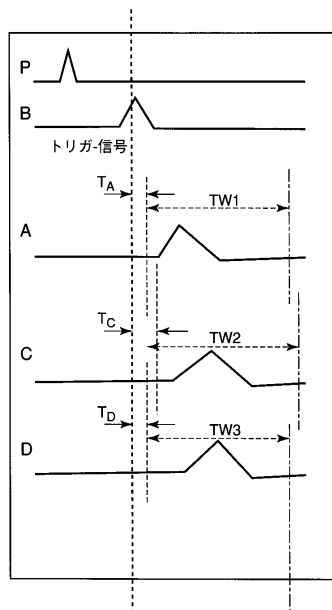
【図 8】



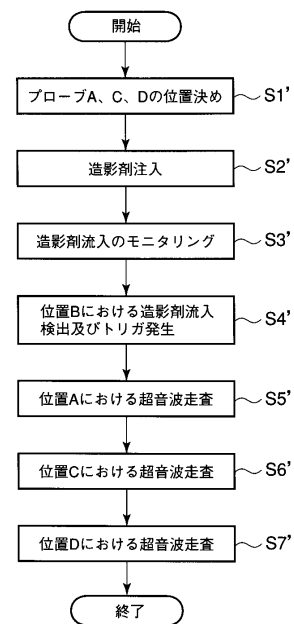
【図 9】



【図 10】



【図 11】



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 森 秀明

東京都調布市緑ヶ丘1丁目27番地10号

(72)発明者 矢野 雅彦

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 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開平08-182680(JP,A)

特開2000-333956(JP,A)

特開2004-112469(JP,A)

特開平11-137552(JP,A)

特開昭56-011045(JP,A)

特開2004-057759(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4612325B2	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	JP2004115821	申请日	2004-04-09
[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	森秀明 矢野雅彦		
发明人	森 秀明 矢野 雅彦		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE11 4C601/HH01 4C601/HH14		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2005296254A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够精确地掌握对比度的定时的超声波诊断装置，无论个人差异如何都能流入对象，并且在每个时间段拍摄适当的诊断图像。解决方案：超声诊断设备包括：探头A，用于基于第一驱动信号对对象进行超声扫描；探头B，用于基于第二驱动信号将超声波发送到被监控区域，接收由对比度流动引起的反射波监视部分28用于检测基于第二回声信号在对比度流入监视区域时的参考时间并产生触发信号，以及用于控制发送/的控制处理器27进入监视区域并产生第二回声信号接收单元21基于触发信号使得在根据监视区域和对象之间的位置关系确定的延迟时间从参考时间过去之后的时间将第一驱动信号馈送到探测器A。Z

