

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5091617号

(P5091617)

(45) 発行日 平成24年12月5日 (2012. 12. 5)

(24) 登録日 平成24年9月21日 (2012. 9. 21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-275378 (P2007-275378)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年10月23日 (2007. 10. 23)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-100927 (P2009-100927A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年5月14日 (2009. 5. 14)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年10月1日 (2010. 10. 1)		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	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラム

(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に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第1の音圧による第1の超音波送信と、前記造影剤バブルを崩壊させるための音圧であって前記第1の音圧より高い第2の音圧による第2の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する送信ユニットと、

前記第1の超音波送信によって得られるエコー信号を用いて前記超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記第2の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる制御ユニットとを具備し、

前記送信パラメータは焦点であり、前記制御ユニットは、前記第2の超音波送信の焦点を前記被検体の浅部から深部へ移動させ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に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第1の音圧による第1の超音波送信と、前記造影剤バブ

10

20

ルを崩壊させるための音圧であって前記第 1 の音圧より高い第 2 の音圧による第 2 の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する送信ユニットと、

前記第 1 の超音波送信によって得られるエコー信号を用いて前記超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記第 2 の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる制御ユニットとを具備し、

前記制御ユニットは、前記第 2 の超音波送信を行う前に前記第 1 の超音波送信によって生成された前記超音波画像から深さ方向に対する輝度分布を求め、この輝度分布に応じて前記第 2 の超音波送信に関する送信パラメータを変化させることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

造影剤バブルが投与された被検体に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第 1 の音圧による第 1 の超音波送信と、前記造影剤バブルを崩壊させるための音圧であって前記第 1 の音圧より高い第 2 の音圧による第 2 の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する送信ユニットと、

前記第 1 の超音波送信によって得られるエコー信号を用いて前記超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

20

前記第 2 の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる制御ユニットとを具備し、

前記画像生成ユニットは、さらに前記第 2 の超音波送信によって得られるエコー信号を用いて前記被検体の造影部分の超音波画像を生成し、

前記制御ユニットは、前記造影部分の超音波画像から深さ方向に対する輝度分布を求め、この輝度分布に応じて前記第 2 の超音波送信に関する送信パラメータを変化させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

造影剤バブルが投与された被検体に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブを備える超音波診断装置を制御するためのプログラムであって、

30

コンピュータに、

前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第 1 の音圧による第 1 の超音波送信と、前記造影剤バブルを崩壊させるための音圧であって前記第 1 の音圧より高い第 2 の音圧による第 2 の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する機能と、

前記第 2 の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる機能とを実行させ、

前記送信パラメータは焦点であり、前記第 2 の超音波送信の焦点を前記被検体の浅部から深部へ移動させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

40

【請求項 5】

造影剤バブルが投与された被検体に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブを備える超音波診断装置を制御するためのプログラムであって、

、

コンピュータに、

前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第 1 の音圧による第 1 の超音波送信と、前記造影剤バブルを崩壊させるための音圧であって前記第 1 の音圧より高い第 2 の音圧による第 2 の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する機能と、

50

前記第2の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる機能と
を実行させ、

前記第2の超音波送信を行う前に前記第1の超音波送信によって得られるエコー信号を用いて生成された前記超音波画像から深さ方向に対する輝度分布を求め、この輝度分布に応じて前記第2の超音波送信に関する送信パラメータを変化させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【請求項6】

造影剤バブルが投与された被検体に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブを備える超音波診断装置を制御するためのプログラムであって

、

コンピュータに、

前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第1の音圧による第1の超音波送信と、前記造影剤バブルを崩壊させるための音圧であって前記第1の音圧より高い第2の音圧による第2の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する機能と、

前記第2の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる機能と
を実行させ、

前記第2の超音波送信によって得られるエコー信号を用いて生成された前記被検体の造影部分の超音波画像から深さ方向に対する輝度分布を求め、この輝度分布に応じて前記第2の超音波送信に関する送信パラメータを変化させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【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、高音圧送信によってスキャン領域に充満したバブルを一掃し、再度その領域に流入するバブルを観察するときに、短時間に確実にバブルを破壊することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムに関する。

【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た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

10

20

30

40

50

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Flash-replenishment（再環流、以下FR法と呼ぶ）法と呼ばれている（例えば、特許文献1を参照。）。さらに近年ではリアルタイムで3次元的なスキャンが可能な装置が登場し、上記手法が3次元にも応用されつつある。

【0005】

ところで、近年、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」が発売された。この次世代造影剤であるSonazoid（登録商標）は、perfluorobutaneガスを内包し、磷脂質をshellとする微小気泡であり、時間とともに肝臓のクッパー細胞に取り込まれる性質を持っている。Sonazoidは実質に取り込まれる微小気泡（バブル）の個数が非常に多い。さらに高密度のバブルが破壊されるとき、その近辺のバブルによって大量の超音波パルスエネルギーが消費されるため、とくに深部のバブルを破壊するのに時間がかかる。

10

【0006】

例えばスキャン断面のバブルを壊す場合に、他の造影剤では例えば5フレーム程度十分破壊できていたが、Sonazoidでは30フレーム程度でも不十分な場合もある。これによりバブルを壊すのに時間がかかるだけでなく、バブルを一掃した後の再流入の様子を輝度のMaximum Intensity Projection（以下MIP法と呼ぶ）法のようなバブルをトレースする映像法を用いたときに、バブルの壊れ残しも混在するおそれがあり、診断の妨げになる場合がある。

20

【特許文献1】特願平9-324772号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述したように、Sonazoidのようにバブルの個数が非常に多く、バブルが壊れにくい造影剤では、バブルをすべて破壊するまでに時間がかかり、診断が長時間にわたってしまうという問題がある。また、MIP法のようなバブルをトレースする映像法を用いたときに、バブルの壊れ残しがあるとこれらが映りこんでしまって正確な診断結果が得られない場合がある。

30

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、その目的とするところは、造影剤バブルを確実に短時間で消去することができる超音波診断装置及び超音波診断制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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。

本発明の第1の視点は、造影剤バブルが投与された被検体に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第1の音圧による第1の超音波送信と、前記造影剤バブルを崩壊させるための音圧であって前記第1の音圧より高い第2の音圧による第2の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する送信ユニットと、前記第1の超音波送信によって得られるエコー信号を用いて前記超音波画像を生成する画像生成ユニットと、前記第2の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる制御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。

40

【0010】

本発明の第2の視点は、造影剤バブルが投与された被検体に対し超音波を送信し、反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブを備える超音波診断装置を制御するた

50

めのプログラムであって、コンピュータに、前記造影剤バブルを実質的に壊さない音圧であって前記被検体の超音波画像を得るための第1の音圧による第1の超音波送信と、前記造影剤バブルを崩壊させるための音圧であって前記第1の音圧より高い第2の音圧による第2の超音波送信とを送信パラメータに基づいてフレーム又はボリューム毎に実行する機能と、前記第2の超音波送信に関する送信パラメータを経時的に変化させる機能とを実行させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

【発明の効果】

【0011】

以上本発明によれば、造影剤バブルを確実に短時間で消去することができる超音波診断装置及び超音波診断制御プログラムを実現することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の一実施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】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター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24、制御プロセッサ25、内部記憶装置26、インタフェース部29、画像メモリ30a及びソフトウェア格納部30bを有する記憶部30を具備している。装置本体10に内蔵される送受信ユニット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。

20

【0014】

超音波プローブ12は、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クリ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。

30

【0015】

入力装置13は、装置本体10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10にとりこむためのトラックボール13a、各種スイッチ13bをはじめ、ボタン、マウス、キーボード等を有している。

【0016】

モニター14は、画像生成回路24から出力される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。

40

【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 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、プローブ12に駆動パルスを印加する。

【0018】

50

なお、送受信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 5 の指示に従って後述する本実施形態のスキャンを実行するために、送信フォーカシング、音圧、送信周波数、送信駆動電圧、送信領域、送信パルスレート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プ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣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 2 1 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 1 2 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。

10

【0020】

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 2 4 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ー 1 4 に表示される。なお、ここで処理される信号は、エコー信号から抽出された非線形信号成分であってもよい。非線形信号成分は、生体からの反射波によっても生成されるし、バブルからの反射波を効率良く映像化するためにも有用である。

20

【0021】

ドプラ処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 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 2 4 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ー 1 4 にカラー表示される。低流速として現われる組織信号をフィルタ処理で除去すれば、バブルからの信号のみを映像化することも可能であり、この画像を利用して後述の第 2 の送信に係る送信パラメータを求める。

【0022】

画像生成回路 2 4 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 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。

30

【0023】

かくして被検体組織形状を表す断層像が表示される。

【0024】

制御プロセッサ (CPU) 2 5 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 2 5 は、内部記憶装置 2 6 から後述する超音波送受信・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 3 0 b 上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

40

【0025】

内部記憶装置 2 6 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、その他のデータ群を格納している。特に、内部記憶装置 2 6 は、スキャンシーケンスに基づいて第 2 の超音波送信を実行するための制御プログラムを保管している。また、必要に応じて、画像メモリ 3 0 a 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置 2 6 のデータは、インタフェース回路 3 0 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】

インタフェース部 2 9 は、入力装置 1 3、ネットワーク、新たな外部記憶装置 (図示せ

50

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。

【0027】

画像メモリ30aは、信号処理回路24a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30aは、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

【0028】

(基本的なスキャンシーケンス)

次に、本超音波診断装置が実行する基本的なスキャンシーケンスについて、図2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。

20

【0029】

図2は、基本的な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(又は一ボリューム(以下同様))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。

【0030】

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。以下、図2中の期間 T_L で示される低音圧照射によるスキャンを第1の超音波送信、期間 T_H で示す高音圧照射によるスキャン(同図での例では10フレーム分)を第2の送信と呼ぶ。また、この第2の送信後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。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。

30

【0031】

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30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。

40

【0032】

さて、本実施形態に係る超音波診断装置では、上記第2の送信に関する送信パラメータを経時的に変化させるようにする。以下、第2の超音波送信処理の具体的な内容について、実施例に従って説明する。

【0033】

(実施例1)

実施例1は、第2の超音波送信処理において、時間と共に送信フォーカス(焦点)位置

50

を変化させるものである。

通常、スキャンボリューム内の超音波造影剤バブルを全て破壊しようとする場合、スキャンボリュームの最も深い位置にフォーカスして高音圧送信を行うのが一般的である。これは、超音波の減衰のために、もっとも壊し難いとされる深部の音圧が高くすることが重要だからである。

【0034】

バブルの量が非常に多い場合は、近距離にあるバブルが壊れる際に超音波のパルスエネルギーが失われ、フォーカスしていない浅部で大きく減衰する。そのためにスキャンボリューム内のバブルを全て壊すのに、近距離からジワリジワリとバブルを壊すこととなり、多くの時間がかかることとなる。

10

【0035】

そこで、制御プロセッサ25は、第2の送信において初めのうちは浅部にフォーカスさせ、徐々に深い位置にフォーカスさせるように送受信ユニット21を制御する。図3は、この一例として、時間（横軸）に応じてフォーカスの深さ（縦軸）を変化させたものである。近距離からバブルが壊れるのであれば、初めのうちは浅部にフォーカスした方が近距離のバブル消去の効率があがると考えられるので、第2の送信の時間短縮につながる。

【0036】

（実施例2）

実施例2は、第2の超音波送信処理において、時間と共に音圧を変化させるものである。

20

例えば、上記次世代超音波造影剤に対して第2の送信を行った時に、音圧を装置が可能な最大まで上げると、バブルを多く壊す反面、バブルが壊れる際の送信エネルギーの消失も非常に大きい。そのため音圧を最大まで上げずに、程よくバブルが壊れる程度の音圧でバブルを壊した方が、エネルギーの消失を抑えて、かえって効率的にバブルが破壊できる可能性がある。

【0037】

そこで、図4に示すように、制御プロセッサ25は、第2の送信において初めのうち（図中の期間 T_{H1} ）は音圧を下げ、その後（図中の期間 T_{H2} ）、最大の音圧になるように送受信ユニット21を制御する。図4では、音圧を2段階に変化させた例であるが、徐々に変化させるようにしても良い。また、期間 T_{H1} 及び期間 T_{H2} の長さについても任意に変更できる。

30

【0038】

特に、近距離のバブルに対して最大音圧の送信を行った場合、近距離の音圧は非常に高くなる。つまり近距離バブルを壊す際には、音圧を下げ、深部のバブルを壊す際には音圧を上げるなどのシーケンスも考えられる。

【0039】

（実施例3）

実施例3は、第2の超音波送信処理において、時間と共に送信周波数を変化させるものである。

40

例えば、大きいバブルを壊すためには、大きな送信パルスエネルギーが必要なため、送信周波数を低くする必要がある。一方、小さいバブルは、高い送信周波数で一度に多数壊すことができる。そこで、制御プロセッサ25は、第2の送信において初めのうちは送信周波数を高くし、徐々に低周波になるように送受信ユニット21を制御する。このようにすると、最初に小さいバブルを一掃できるので、小さいバブルの破壊による送信パルスエネルギーの消失を抑えて、壊れにくい大きいバブルを効率的に壊すことが可能となる。

【0040】

なお、送信パラメータとして変化させる要素は、上述した音圧、フォーカス位置、送信周波数に限定したものではない。これら以外にも、パルスの波数、繰り返し周波数等を時間と共に変化させてもよい。また、上記複数の要素を複合的に組み合わせて変化させることもできる。

50

【0041】

(実施例4)

実施例4は、造影画像から深さ方向に輝度分布を算出し、この輝度分布をもとに送信パラメータを変化させるものである。

例えば、第2の送信において、バブルが無い領域にフォーカスした場合は、深部にフォーカスした場合よりもバブルを破壊する効率が落ちる。さらに高音圧照射中にスキャン領域が変わった場合（プローブを動かした時など）は、再び浅部のバブルの破壊によって送信パルスエネルギーの消失が起こることが考えられる。

【0042】

上記問題を解決するために、図5に、造影画像の輝度分布から送信フォーカス位置を求める手法の一例を示す。制御プロセッサ25は、第2の送受信を行う直前の第1の送受信で得られた画像から造影の深さ方向の輝度分布を求め、輝度が所定の閾値を超えた深さにフォーカス位置を設定して送受信ユニット21により第2の送信を開始する。

10

【0043】

なお、フォーカス位置だけでなく、輝度分布から音圧値を求めても良い。また第2の送信中にドブラ処理ユニット23によりバブルからの信号のみを映像化し、得られたバブルのみの画像から上記アルゴリズムでフォーカス位置、音圧、送信周波数等を求めても良い。以上により、バブルの存在状況に応じて相応しい送信パラメータを自動的に求めることが可能となる。

【0044】

20

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。

本超音波診断装置によれば、バブル破壊用の第2の送信に関わる送信パラメータを経時的に変化させることで、効率良くバブルを消去することが可能となる。上述したように、例えば、送信フォーカス位置を時間と共に浅部から深部に変化させることで、効率良く近距離から深部に渡ってバブルを破壊することが可能となり、結果として破壊に要する時間が短縮し、確実にスキャン領域全体のバブルを破壊することが可能である。

【0045】

さらに、本超音波診断装置によれば、第2の送信の直前に行われた第1の超音波送信により得られた造影画像や、第2の送信で得られた造影画像から深さ方向に輝度分布を求め、この輝度分布に応じて送信パラメータを変化させるようにする。このようにすると、バブルの存在状況に応じて送信フォーカス、音圧、送信周波数等の送信パラメータを求めることができるため、より短時間かつ確実にバブルを破壊することができる。

30

【0046】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0047】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

40

【0048】

(2) 上記実施形態において、送受信ユニット21は、上記第2の超音波送信をBモードに従って実行してもよいし、ドブラモードに従って実行するようにしてもよい。

【0049】

(3) 上記実施形態においては、第1の超音波送信の送信領域と第2の超音波送信の送信領域が同じ場合について説明したが、これに限らず、第2の超音波送信の送信領域が、第1の超音波送信の送信領域の一部であってもよい。

50

【0050】

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】

【0051】

以上本発明によれば、超音波造影剤を用いて行う造影エコー法において、高音圧送信によってスキャン領域に充満したバブルを一掃し、再度その領域に流入するバブルを観察するときに、短時間に確実にバブルを破壊することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成の一例を示した図である。

【図2】図2は、基本的なスキャンシーケンスの一例である。

【図3】図3は、送信フォーカス位置を変化させるスキャンシーケンスの一例である。

【図4】図4は、音圧を変化させるスキャンシーケンスの一例である。

【図5】図5は、造影画像の輝度分布から送信フォーカス位置を求める手法の一例である。

。

【符号の説明】

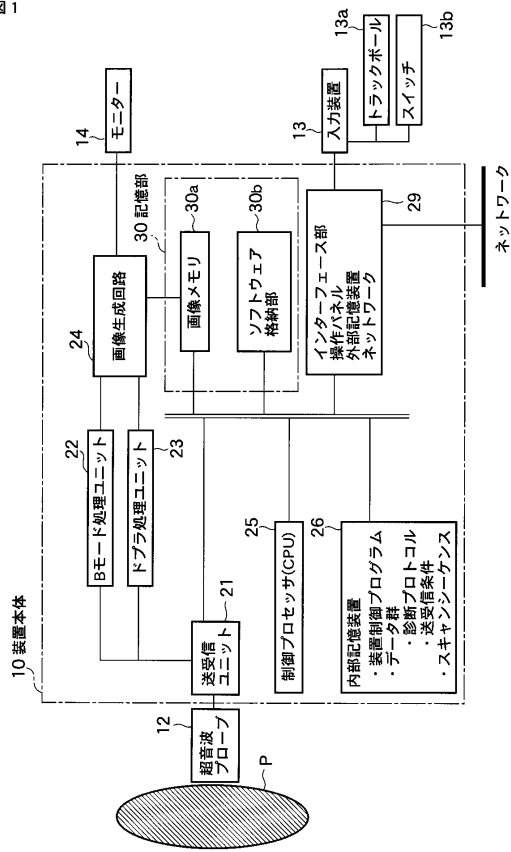
20

【0053】

10…装置本体、12…超音波プローブ、13…入力装置、13a…トラックボール、13b…スイッチ、14…モニター、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、24…画像生成回路、25…制御プロセッサ、26…内部記憶装置、29…インタフェース部、30…記憶部、30a…画像メモリ、30b…ソフトウェア格納部。

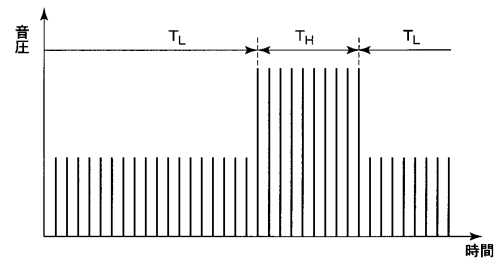
【図 1】

図 1



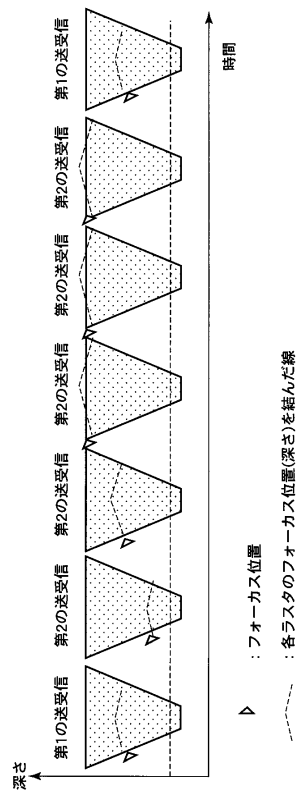
【図 2】

図 2



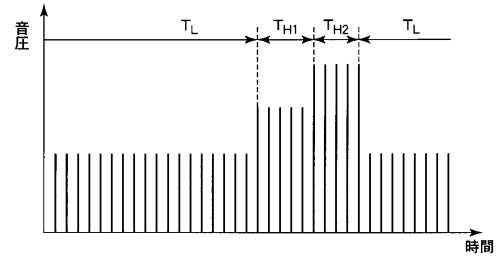
【図 3】

図 3



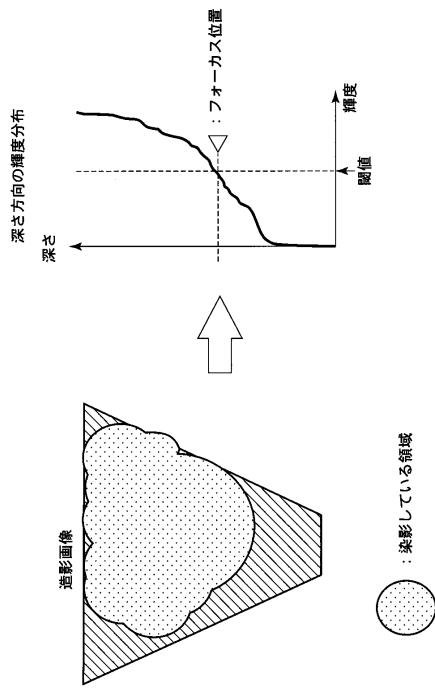
【図 4】

図 4



【図 5】

図 5



フロントページの続き

(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 吉田 哲也

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 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2004-202142 (JP, A)

特開2002-191599 (JP, A)

特開平09-164138 (JP, A)

特開平11-137550 (JP, A)

特開平11-318890 (JP, A)

特開2003-190153 (JP, A)

特開2004-321688 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制程序		
公开(公告)号	JP5091617B2	公开(公告)日	2012-12-05
申请号	JP2007275378	申请日	2007-10-23
[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	吉田 哲也		
发明人	吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH15 4C601/HH30 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/LL38		
代理人(译)	中村 诚		
审查员(译)	宫泽 浩		
其他公开文献	JP2009100927A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备和超声诊断设备控制程序，能够在短时间内确保消除造影剂气泡。ZSOLUTION：发送/接收单元21使用基本上不破坏造影剂气泡的声压执行第一超声波发送，并且需要使用声压来获得对象的规定部分的超声图像和第二超声波发送。基于由控制处理器25根据每个帧或每个体积指定的传输参数，需要破坏造影剂气泡并且高于第一超声波传输中的声压。控制处理器25根据相对于发送/接收单元21的时间改变关于第二超声波发送的发送参数

 1
 1

