

(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2009-22462  
(P2009-22462A)

(43) 公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-187407 (P2007-187407)  
(22) 出願日 平成19年7月18日 (2007.7.18)

(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  
(71) 出願人 594164542  
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 100078765  
弁理士 波多野 久  
(74) 代理人 100078802  
弁理士 関口 俊三  
(74) 代理人 100077757  
弁理士 猿渡 章雄  
(74) 代理人 100130731  
弁理士 河村 修

最終頁に続く

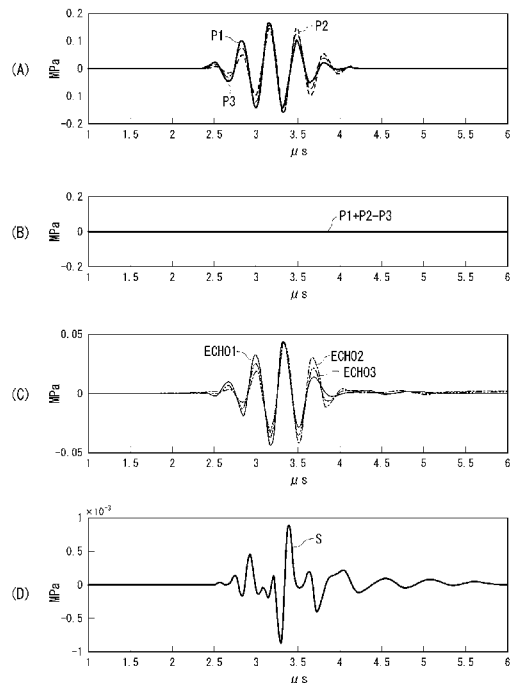
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】造影剤を被検体に投与して行われるコントラストエコー法による撮像によって、より良好なコントラスト比で超音波診断画像を得ることが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムを提供することである。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波送受信手段および画像生成手段を備える。超音波送受信手段は、正圧に最大振幅を有する第1の超音波パルスP1、負圧に最大振幅を有する第2の超音波パルスP2および第1の超音波パルスP1と第2の超音波パルスP2とを合成して得られる第3の超音波パルスP3を造影剤が投与された被検体に送信し、それぞれ対応する第1の受信エコー-ECH01、第2の受信エコー-ECH02および第3の受信エコー-ECH03を取得する。画像生成手段は、第1の受信エコー-ECH01、第2の受信エコー-ECH02および第3の受信エコー-ECH03の線形演算を行うことによって造影剤からの非線形成分となる合成信号Sを合成し、合成信号Sを用いて被検体の画像データを生成する。

【選択図】 図5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

正圧に最大振幅を有する第 1 の超音波パルス、負圧に最大振幅を有する第 2 の超音波パルスおよび前記第 1 の超音波パルスと前記第 2 の超音波パルスとを合成して得られる第 3 の超音波パルスを造影剤が投与された被検体に送信し、それぞれ対応する第 1 の受信エコー、第 2 の受信エコーおよび第 3 の受信エコーを取得する超音波送受信手段と、

前記第 1 の受信エコー、前記第 2 の受信エコーおよび前記第 3 の受信エコーの線形演算を行うことによって前記造影剤からの非線形成分となる合成信号を合成し、前記合成信号を用いて前記被検体の画像データを生成する画像生成手段と、  
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記超音波送受信手段は、前記第 1 の超音波パルスおよび前記第 2 の超音波パルスのそれぞれの振幅、位相、中心周波数および周波数帯域の少なくとも 1 つを互いに異なる値に設定するように構成され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】**

前記超音波送受信手段は、前記第 1 の超音波パルスおよび前記第 2 の超音波パルスを少なくとも一部が互いに異なる複数のチャンネルから送信することによって前記第 3 の超音波パルスを送信音場として形成するように構成され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 4】**

前記超音波送受信手段は、前記第 1 の超音波パルスおよび前記第 2 の超音波パルスを互いに異なる時相で送信するように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記画像生成手段は、前記線形演算において、前記第 1 の受信エコー、前記第 2 の受信エコーおよび前記第 3 の受信エコーの振幅および位相の少なくとも一方の補正を行うように構成され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 6】**

コンピュータを、

正圧に最大振幅を有する第 1 の超音波パルス、負圧に最大振幅を有する第 2 の超音波パルスおよび前記第 1 の超音波パルスと前記第 2 の超音波パルスとを合成して得られる第 3 の超音波パルスがそれぞれ送信され、それぞれ対応する第 1 の受信エコー、第 2 の受信エコーおよび第 3 の受信エコーが取得されるように超音波プローブを制御する超音波制御手段、および

30

前記第 1 の受信エコー、前記第 2 の受信エコーおよび前記第 3 の受信エコーの線形演算を行うことによって前記造影剤からの非線形成分となる合成信号を合成し、前記合成信号を用いて前記被検体の画像データを生成する画像生成手段、  
として機能させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

40

**【0001】**

本発明は、被検体内に超音波パルスを照射し、被検体内で生じた超音波エコーを受信して各種処理を行なうことにより被検体内の生体情報を得る超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムに係り、特に造影剤を用いたコントラストエコー法による撮像を行なうことが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子（超音波振動子）から被検体内に超音波パルスを照射し、被検体内で生じた超音波エコーを圧電振動子で受信して各種処理を行なうことにより被検体内の生体組織の断層画像や血流画像等の生体情報を得る

50

装置である。

【0003】

この超音波診断装置による撮影法の一つに、コントラストエコー法と称される撮影手法がある。コントラストエコー法は、被検体の血管内に造影剤としてマイクロバブルを投与することで、超音波散乱エコーの増強を図るものである。コントラストエコー法による撮像では、所定の周波数スペクトルを有する超音波パルスが照射され、造影剤であるマイクロバブルから得られる超音波エコーの非線形成分が映像化に用いられる（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

このコントラストエコー法において、マイクロバブルは正圧側に振幅を有する超音波に対してよりも負圧側に振幅を有する超音波に対する方がより大きな反応を示す、すなわちより信号強度の強い非線形成分を有する超音波エコーを発生させるという研究報告がなされている（例えば、非特許文献1参照）。

10

【0005】

また、コントラストエコー法では、マイクロバブルからの超音波エコーに含まれるセカンドハーモニック（2次高調波）成分を映像化に使用する技術が考案されている。この技術では、超音波エコーのセカンドハーモニックに含まれる非線形成分が抽出され、抽出された非線形成分を用いてマイクロバブルの染影が映像化される。

【特許文献1】特開平8-182680号公報

【非特許文献1】"Experimental and Theoretical Evaluation of Microbubble Behavior: Effect of Transmitted Phase and Bubble Size", Karen E. Morgan, John S. Allen, Paul A. Dayton, James E. Chomas, Alexander L. Klibanov and Katherine W. Ferrara, Member, IEEE, IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL.47, NO.6, NOVEMBER 2000.

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来のセカンドハーモニック成分を用いたコントラストエコー法では、セカンドハーモニック成分中に生体組織からの線形成分の組織エコーのみならず、非線形成分の組織エコーであるティッシュハーモニック成分が含まれていることから、組織エコーを完全に除去することができないという問題がある。この結果、従来のセカンドハーモニック成分を用いたコントラストエコー法では、超音波診断画像におけるコントラスト比、すなわち組織エコーの信号強度に対するマイクロバブルからの超音波エコーの信号強度の比が十分に確保できていない状況にある。

30

【0007】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、造影剤を被検体に投与して行われるコントラストエコー法による撮像によって、より良好なコントラスト比で超音波診断画像を得ることが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0008】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、請求項1に記載したように、正圧に最大振幅を有する第1の超音波パルス、負圧に最大振幅を有する第2の超音波パルスおよび前記第1の超音波パルスと前記第2の超音波パルスとを合成して得られる第3の超音波パルスを造影剤が投与された被検体に送信し、それぞれ対応する第1の受信エコー、第2の受信エコーおよび第3の受信エコーを取得する超音波送受信手段と、前記第1の受信エコー、第2の受信エコーおよび第3の受信エコーの線形演算を行うことによって前記造影剤からの非線形成分となる合成信号を合成し、前記合成信号を用いて前記被検体の画像データを生成する画像生成手段とを備えることを特徴とするものである。

【0009】

50

また、本発明に係る超音波診断装置の制御プログラムは、上述した課題を解決するために、請求項6に記載したように、コンピュータを、正圧に最大振幅を有する第1の超音波パルス、負圧に最大振幅を有する第2の超音波パルスおよび前記第1の超音波パルスと前記第2の超音波パルスとを合成して得られる第3の超音波パルスがそれぞれ送信され、それぞれ対応する第1の受信エコー、第2の受信エコーおよび第3の受信エコーが取得されるように超音波プローブを制御する超音波制御手段、および前記第1の受信エコー、前記第2の受信エコーおよび前記第3の受信エコーの線形演算を行うことによって前記造影剤からの非線形成分となる合成信号を合成し、前記合成信号を用いて前記被検体の画像データを生成する画像生成手段として機能させることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムにおいては、造影剤を被検体に投与して行われるコントラストエコー法による撮像によって、より良好なコントラスト比で超音波診断画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムの実施形態について添付図面を参照して説明する。

【0012】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す構成図である。

【0013】

超音波診断装置1は、装置本体2に超音波プローブ3と、モニタ4とを設けて構成される。装置本体2は、送受信部5、A/D(analog to digital)コンバータ6、信号処理部7、検波部8、スキャンシーケンス制御部9、システム制御部10および表示部11を備えている。装置本体2の各構成要素は、回路により、または制御プログラムをコンピュータのCPU(central processing unit)に読み込ませて構築することができる。

【0014】

超音波プローブ3は、複数の超音波振動子を備えている。各超音波振動子は、送受信部5から電気パルスとして印加された送信信号を超音波パルスに変換して図示しない被検体内に送信する一方、被検体内部に送信された超音波パルスによって生じた超音波エコーを受信して電気信号である受信エコーとして送受信部5に与える機能を有する。すなわち、超音波プローブ3は、各超音波振動子に対応する複数の送信チャンネルからそれぞれ超音波パルスを送信する一方、複数の受信チャンネルで超音波エコーを受信できるように構成されている。

【0015】

送受信部5は、スキャンシーケンス制御部9からスキャンシーケンスとして与えられた制御信号に従って送信信号を超音波プローブ3の各超音波振動子に与えることにより、超音波プローブ3から所定の特性をもった超音波パルスが送信されるように超音波プローブ3を制御する機能を有する。また、超音波プローブ3から受信エコーを受けて遅延処理、整相加算処理等の所定の前処理を行なった後、A/Dコンバータ6に与える機能を有する。

【0016】

スキャンシーケンス制御部9は、送受信部5にスキャンシーケンスとして制御信号を与えることによって、超音波プローブ3から所定の波形の超音波パルスが送信されるように送受信部5を制御する機能を有する。具体的には、スキャンシーケンス制御部9は、正圧に最大振幅(ピーク)を有する第1の超音波パルス、負圧に最大振幅を有する第2の超音波パルスおよび第1の超音波パルスと第2の超音波パルスを合成して得られる第3の超音波パルスが超音波プローブ3から任意の順序で順次送信されるように、送受信部5に制御信号を与えて制御する機能を有する。さらに必要に応じてスキャンシーケンス制御部9は、第1の超音波パルス、第2の超音波パルスおよび第3の超音波パルスの振幅、位相、中心周波数および周波数帯域を所望の値に制御できるように構成される。また、スキャンシ

10

20

30

40

50

ーケンス制御部 9 には、第 1 の超音波パルス、第 2 の超音波パルスおよび第 3 の超音波パルスを送信させる際の最大振幅の時相を互いに異ならせて順次送信させる機能も備えられる。

【 0 0 1 7 】

A/Dコンバータ 6 は、送受信部 5 から受けたアナログの受信エコーをデジタルの受信エコーに変換して信号処理部 7 または検波部 8 に与える機能を有する。

【 0 0 1 8 】

信号処理部 7 は、A/Dコンバータ 6 から受けた受信エコーに対する信号処理を実施する機能と、信号処理によって得られた合成信号を検波部 8 に与える機能を有する。具体的には、信号処理部 7 は、第 1 の超音波パルス、第 2 の超音波パルスおよび第 3 の超音波パルスにそれぞれ対応する第 1 の受信エコー、第 2 の受信エコーおよび第 3 の受信エコーを線形演算によって合成し、合成信号を生成する信号処理を行なうように構成される。この際、必要に応じて、信号処理部 7 は、第 1 の受信エコー、第 2 の受信エコーおよび第 3 の受信エコーの位相や振幅の補正を行うように構成される。

10

【 0 0 1 9 】

検波部 8 は、信号処理部 7 または A/Dコンバータ 6 から必要な信号または受信エコーを取得し、取得したパルス信号または受信エコーの包絡線検波を行ない、検波結果を検波信号として表示部 11 に与える機能を有する。

【 0 0 2 0 】

なお、信号処理部 7 と検波部 8 との配置を逆転させてもよい。その場合、検波部 8 は、A/Dコンバータ 6 から必要な受信エコーを取得し、取得した受信エコーの包絡線検波を行なう。また、信号処理部 7 は、検波部 8 から受けた受信エコーに対する信号処理を実施する。

20

【 0 0 2 1 】

表示部 11 は、DSC (digital scan converter) を備えている。表示部 11 は、検波部 8 から受けた検波信号からモニタ表示用の映像信号を生成し、生成した映像信号をモニタ 4 に与えて表示させる機能を有する。表示部 11 は、検波部 8 から受けた検波信号を DSC によって超音波スキャンの走査方式から表示用のテレビ走査方式に変換するように構成される。

【 0 0 2 2 】

システム制御部 10 は、装置本体 2 内の各構成要素である送受信部 5、A/Dコンバータ 6、信号処理部 7、検波部 8、スキャンシーケンス制御部 9 に制御信号を与えることにより統括制御する機能を有する。

30

【 0 0 2 3 】

次に超音波診断装置 1 の動作および作用について説明する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 によりマイクロバブルを造影剤として用いたコントラストエコー法により被検体の超音波診断画像を取得する際の手順を示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【 0 0 2 5 】

まず予め、被検体にマイクロバブルからなる造影剤が投与され、多数のマイクロバブルが血管等の撮像対象部位に導入される。

40

【 0 0 2 6 】

そして、ステップ S 1 において、正圧側に最大振幅を有する第 1 の超音波パルス P1 が被検体に送信され、第 1 の受信エコー echo1 が取得される。

【 0 0 2 7 】

すなわち、スキャンシーケンス制御部 9 が、正圧側に最大振幅を有する第 1 の超音波パルス P1 が超音波プローブ 3 から送信されるようにスキャンシーケンスを生成する。スキャンシーケンス制御部 9 は、生成したスキャンシーケンスを送受信部 5 に与える。そうすると、送受信部 5 は、スキャンシーケンス制御部 9 から受けたスキャンシーケンスに従って

50

送信信号を生成し、生成した送信信号を超音波プローブ3の各超音波振動子に与える。このため、超音波プローブ3からは、正圧側に最大振幅を有する第1の超音波パルスP1が被検体内の撮影対象部位に送信される。

【0028】

撮影対象部位には、マイクロバブルが多数存在するため、マイクロバブルや組織に第1の超音波パルスP1が反射することによって生じた超音波エコーが、超音波プローブ3において受信される。超音波プローブ3において受信された第1の超音波パルスP1に対応する超音波エコーは、電気信号である第1の受信エコーecho1に変換されて送受信部5に与えられる。

【0029】

送受信部5は、超音波プローブ3から受けた第1の受信エコーecho1をA/Dコンバータ6に与える。A/Dコンバータ6では、送受信部5から与えられたアナログの第1の受信エコーecho1からデジタルの第1の受信エコーecho1に変換される。デジタル化された第1の受信エコーecho1は、A/Dコンバータ6から信号処理部7に与えられる。

【0030】

信号処理部7は、A/Dコンバータ6から受けた第1の受信エコーecho1に対して遅延処理、整相加算処理等の所定の処理を行なう。そして、信号処理部7には、第1の超音波パルスP1に対応する第1の受信エコーecho1が一時的に保存される。

【0031】

次に、ステップS2において、負圧側に最大振幅を有する第2の超音波パルスP2が被検体に送信され、第2の受信エコーecho2が取得される。このとき望ましくは、第2の超音波パルスP2の時相は第1の超音波パルスP1の時相と異なる値に設定される。

【0032】

すなわち、第1の超音波パルスP1と同様な流れによって第2の超音波パルスP2が被検体に送信され、第1の受信エコーecho1と同様な流れで第2の受信エコーecho2が取得される。そして、信号処理部7には、第2の超音波パルスP2に対応する第2の受信エコーecho2が一時的に保存される。

【0033】

次に、ステップS3において、第1の超音波パルスP1と第2の超音波パルスP2とを線形加算することによって得られる第3の超音波パルスP3が被検体に送信され、第3の受信エコーecho3が取得される。

【0034】

すなわち、第1の超音波パルスP1と同様な流れによって第3の超音波パルスP3が被検体に送信され、第1の受信エコーecho1と同様な流れで第3の受信エコーecho3が取得される。そして、信号処理部7には、第3の超音波パルスP3に対応する第3の受信エコーecho3が一時的に保存される。

【0035】

次に、ステップS4において、信号処理部7により例えば式(1)に示すように第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3に対して線形演算が行われ、第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3が合成信号Sに合成される。

[数1]

$$S = \text{echo1} + \text{echo2} - \text{echo3} \quad (1)$$

ここで、第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3はそれぞれマイクロバブルからの線形成分と非線形成分および組織からの線形成分と非線形成分であるハーモニック成分とを含んでいる。また、第1の受信エコーecho1を取得するための第1の超音波パルスP1の最大振幅は正圧側にあり、第2の受信エコーecho2を取得するための第2の超音波パルスP2の最大振幅は負圧側にある。さらに、第3の受信エコーecho3を取得するための第3の超音波パルスP3は、第1の超音波パルスP1と第2の超音波パルスP2とを線形加算することによって得られたものである。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 6 】

ここで、マイクロバブルは正圧側に振幅を有する超音波に対してよりも負圧側に振幅を有する超音波に対する方がより大きな反応を示す、すなわちより信号強度の強い非線形成分を有する超音波エコーを発生させることが知られている。

## 【 0 0 3 7 】

従って、第 1 の受信エコー-echo1、第 2 の受信エコー-echo2および第 3 の受信エコー-echo3のそれぞれの非線形成分は互いに信号強度差を有することとなる。これに対し、第 1 の受信エコー-echo1および第 2 の受信エコー-echo2のそれぞれの線形成分を加算した信号の強度は、第 3 の受信エコー-echo3の線形成分の信号強度に相当することとなる。

## 【 0 0 3 8 】

そこで、式(1)に示すように、第 1 の受信エコー-echo1と第 2 の受信エコー-echo2とを加算し、かつ第 3 の受信エコー-echo3を減算すれば、線形成分は相殺されて除去される一方、非線形成分が残存することとなる。

## 【 0 0 3 9 】

非線形成分のうち、マイクロバブルからのエコーであるバブルエコーは基本波帯域においては組織エコーに比べて信号強度が一般的に強いことが知られている。また、基本波帯域におけるマイクロバブルの超音波に対する非線形応答が多く存在することも知られている。一方、組織エコーは、基本波帯域ではほぼ線形成分のみで構成され、組織エコーのハーモニック成分のほとんどはセカンドハーモニック帯域にあることが知られている。

## 【 0 0 4 0 】

従って、線形演算によって線形成分を除去すれば、基本波帯域においては、マイクロバブルからの非線形成分であるバブルエコーのみが抽出されることになる。そこで、基本波帯域における合成信号Sを映像化用に用いることができる。そのために、線形演算によって得られた基本波帯域の合成信号Sが信号処理部 7 から検波部 8 に与えられる。

## 【 0 0 4 1 】

尚、第 1 の超音波パルスP1の最大振幅の時相と第 2 の超音波パルスP2の最大振幅の時相とが互いに異なるようにすれば、第 1 の受信エコー-echo1と第 2 の受信エコー-echo2との間における非線形成分の信号強度差を大きくし、より信号強度が大きいバブルエコーの非線形成分を抽出させることができる。ただし、第 1 の超音波パルスP1と第 2 の超音波パルスP2との間における最大振幅の時相差を大きくし過ぎると、線形演算によって基本波帯域に組織エコーが残存する恐れがある。従って第 1 の超音波パルスP1と第 2 の超音波パルスP2との間における最大振幅の時相差は、シミュレーションや経験的に得られる適切な値に設定することが望ましい。

## 【 0 0 4 2 】

次に、ステップ S 5 において、基本波帯域の合成信号Sが映像化される。そのために、検波部 8 は、合成信号Sの包絡線検波を行ない、検波結果を検波信号として表示部 1 1 に与える。そして、表示部 1 1 は、検波部 8 から受けた検波信号からモニタ表示用の映像信号を生成し、生成した映像信号をモニタ 4 に与えて表示させる。

## 【 0 0 4 3 】

この結果、モニタ 4 には、造影剤によって染影された被検体の血管等の撮影対象の造影画像が表示される。この造影画像は、線形演算により基本波帯域に残った非線形成分から生成されたため、組織からのエコーが抑圧される一方、バブルからのエコーが選択的に用いられて生成された画像となる。

## 【 0 0 4 4 】

図 3 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 から被検体に向けて送信される第 1 の超音波パルスP1、第 2 の超音波パルスP2および第 3 の超音波パルスP3をシミュレーション用に設定した例を示す図である。

## 【 0 0 4 5 】

図 3 (A)(B)(C)においてそれぞれの横軸は時間(  $\mu$ s)を示し、それぞれの縦軸は音圧(MPa)を示す。また、図 3 (A)は、第 1 の超音波パルスP1を、図 3 (B)は、第 2 の超音波パルスP

10

20

30

40

50

2を、図3(C)は、第3の超音波パルスP3をそれぞれ示す。図3(A)に示すように第1の超音波パルスP1は正圧側に最大振幅を有している。また、図3(B)に示すように第2の超音波パルスP2は、負圧側に最大振幅を有し、かつ最大振幅の時相が第1の超音波パルスP1の時相と異なる時相に設定される。さらに、第1の超音波パルスP1と第2の超音波パルスP2とを線形加算することによって図3(C)に示すような第3の超音波パルスP3を生成することができる。

【0046】

図4は、図3に示す第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3の周波数スペクトルを示す図である。

【0047】

図4において横軸は周波数(MHz)を示し、縦軸は信号強度レベル(dB)を示す。また、図4中の実線は、第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3の周波数スペクトルを示す。図4に示すように、第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3の周波数スペクトルは同一に設定することができる。

。

【0048】

図5は、図3に示す第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3を用いてシミュレーションを行うことにより得られた合成信号Sを示す図である。

。

【0049】

図5(A)(B)(C)(D)においてそれぞれの横軸は時間( $\mu$ s)を示し、それぞれの縦軸は音圧(MPa)を示す。図5(A)は、第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3の波形を示す。図5(B)は、第1の超音波パルスP1と第2の超音波パルスP2とを加算し、第3の超音波パルスP3を減算した結果を示す。

【0050】

図5(B)に示すように、第3の超音波パルスP3は、第1の超音波パルスP1と第2の超音波パルスP2との線形加算の結果であるため、第1の超音波パルスP1と第2の超音波パルスP2とを加算し、第3の超音波パルスP3を減算すると、信号は打ち消されてゼロとなる。従って、第1の超音波パルスP1の送信によって得られる第1の受信エコーecho1の線形成分に第2の超音波パルスP2の送信によって得られる第2の受信エコーecho2の線形成分を加算し、かつ第3の超音波パルスP3の送信によって得られる第3の受信エコーecho3を減算した結果も同様に信号が打ち消されてゼロとなる。

【0051】

図5(C)は、シミュレーションによって得られた第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3を示す。尚、シミュレーション方法の詳細については、"Experimental and Theoretical Evaluation of Microbubble Behavior: Effect of Transmitted Phase and Bubble Size", Karen E. Morgan, John S. Allen, Paul A. Dayton, James E. Chomas, Alexander L. Klibanov and Katherine W. Ferrara, Member, IEEE, IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL.47, NO.6, NOVEMBER 2000.に記載されている。また、シミュレーションの主な条件としては、音速 $c=1540$  (m/s)、送信周波数 $f_0=3$  (MHz)、波数 $n=2$ 、シェル厚み $\delta=1$  (nm)である。

【0052】

図6は、図5(C)に示す第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3の周波数スペクトルを示す図である。

【0053】

図6において横軸は周波数(MHz)を示し、縦軸は信号強度レベル(dB)を示す。また、図6中の点線は、第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3の周波数スペクトルを示す。

【0054】

10

20

30

40

50

図 6 に示すように、第 1 の受信エコー echo1、第 2 の受信エコー echo2 および第 3 の受信エコー echo3 のそれぞれの周波数スペクトルは、それぞれ非線形成分の影響により互いに異なり、かつ第 1 の超音波パルス P1、第 2 の超音波パルス P2 および第 3 の超音波パルス P3 の周波数スペクトルともそれぞれ異なる分布となる。すなわち、負圧側に最大振幅を有する第 2 の超音波パルス P2 の送信によって得られた第 2 の受信エコー echo2 は、正圧側に最大振幅を有する第 1 の超音波パルス P1 の送信によって得られた第 1 の受信エコー echo1 よりも、より広い周波数帯域に信号が分布していることが確認できる。これは、負圧側に最大振幅を有する第 2 の超音波パルス P2 が正圧側に最大振幅を有する第 1 の超音波パルス P1 よりもマイクロバブルに対してより大きな反応を示したためであると考えられる。

【 0 0 5 5 】

また、第 3 の超音波パルス P3 の最大振幅または最大振幅を有する極が、第 1 の超音波パルス P1 および第 2 の超音波パルス P2 と異なることから、第 3 の超音波パルス P3 の送信によって得られた第 3 の受信エコー echo3 も、第 1 の受信エコー echo1 および第 2 の受信エコー echo2 とそれぞれ互いに異なる周波数スペクトルを示す。

【 0 0 5 6 】

従って、第 1 の受信エコー echo1、第 2 の受信エコー echo2 および第 3 の受信エコー echo3 を式 (1) に示すように線形演算を行ったとしても、信号強度が十分に大きい非線形成分が合成信号 S として残ることとなる。

【 0 0 5 7 】

図 5 (D) は、第 1 の受信エコー echo1、第 2 の受信エコー echo2 および第 3 の受信エコー echo3 の線形演算によって得られた合成信号 S を示す図である。すなわち、第 1 の受信エコー echo1 と第 2 の受信エコー echo2 とを加算し、第 3 の受信エコー echo3 を減算すると図 5 (D) に示す合成信号 S が得られる。つまり、図 5 (B) に示すような線形成分に対する線形演算の結果とは異なりパブルエコーの非線形成分は線形演算によって打ち消されず、図 5 (D) に示すような合成信号 S が残ることとなる。

【 0 0 5 8 】

図 7 は、図 5 (D) に示す合成信号 S の周波数スペクトルを示す図である。

【 0 0 5 9 】

図 7 において横軸は周波数 (MHz) を示し、縦軸は信号強度レベル (dB) を示す。基本波帯域において図 7 に示すような周波数スペクトルを有する合成信号 S には、組織エコーのハーモニック成分が殆ど含まれない。このため、基本波帯域の合成信号 S を映像化すれば組織エコーを低減したパブルエコーの超音波診断画像を良好なコントラスト比で得ることができる。

【 0 0 6 0 】

ところで、スキャンシーケンス制御部 9 による送受信部 5 の制御によって、第 1 の超音波パルス P1、第 2 の超音波パルス P2 および第 3 の超音波パルス P3 の振幅、位相、中心周波数、周波数帯域を所望の値に設定して送信することもできる。

【 0 0 6 1 】

図 8 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 から第 1 の超音波パルス P1、第 2 の超音波パルス P2 および第 3 の超音波パルス P3 の振幅、位相、中心周波数、周波数帯域を所望の値に設定して送信する場合の例を示す図である。

【 0 0 6 2 】

図 8 (A) (B) (C) においてそれぞれの横軸は周波数を示す。また、図 8 (A) は第 1 の超音波パルス P1 を、図 8 (B) は第 2 の超音波パルス P2 を、図 8 (C) は第 3 の超音波パルス P3 をそれぞれ示す。

【 0 0 6 3 】

図 8 (A) に示すように、第 1 の超音波パルス P1 の振幅を基準となる振幅 A の A1 倍、位相を基準となる位相  $\theta$  に対して  $\theta_1$  (deg) だけ増加させた値、中心周波数を基準となる中心周波数  $f$  から  $f_1$  だけ増加させた値、周波数帯域を基準となる周波数帯域 B から B1 だけ増加させた値にそれぞれ設定することができる。同様に、図 8 (B) に示すように、第 2 の超音波パ

10

20

30

40

50

ルスP2の振幅を基準となる振幅AのA2倍、位相を基準となる位相 に対して 2(deg)だけ増加させた値、中心周波数を基準となる中心周波数fからf2だけ増加させた値、周波数帯域を基準となる周波数帯域BからB2だけ増加させた値にそれぞれ設定することができる。

【0064】

また、図8(A)に示す第1の超音波パルスP1と図8(B)に示す第2の超音波パルスP2とを線形加算し、振幅をA3倍、位相を+180°反転することによって図8(C)に示すような第3の超音波パルスP3を作成することができる。

【0065】

そして、図8(A)(B)(C)に示すような第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3をそれぞれ送信することによって、それぞれ対応する第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3を得ることができる。この場合には、信号処理部7において第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3の信号強度を1/A3倍した信号を加算することによって、線形成分が打ち消されて非線形成分のみを抽出することができる。そして、組織エコーが除去され、パブルエコーの非線形成分を選択的に用いて映像化することが可能となる。

10

【0066】

このように、第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3の振幅、位相、中心周波数、周波数帯域等の送信パラメータを所望の値に設定することが可能であり、その場合には、非線形成分が抽出できるように送信パラメータに応じて線形演算方法が決定される。従って、線形演算の際に、第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3の振幅のみならず位相の補正を行うようにすることもできる。

20

【0067】

第1の超音波パルスP1、第2の超音波パルスP2および第3の超音波パルスP3の送信パラメータを変えて送信すれば、第1の受信エコーecho1、第2の受信エコーecho2および第3の受信エコーecho3間におけるパブルエコーの非線形成分の信号強度差をより大きくすることが期待できる。そのための最適な送信パラメータは、シミュレーションや撮影試験により予め求めておくことができる。

【0068】

また、ここまでは、第3の超音波パルスP3の送信波形をスキャンシーケンス制御部9による送受信部5の制御によって第1の超音波パルスP1および第2の超音波パルスP2の合成処理を行い、電子的に得る例について説明したが、第3の超音波パルスP3の送信波形を送受信部5の制御によらず送信音場として形成することもできる。

30

【0069】

組織エコーの抑圧効果を向上させるためには、第3の超音波パルスP3等の合成パルスの波形を高精度で生成して送信することが重要となる。しかしながら、送受信部5に備えられ、超音波プローブ3に送信パルスを印加するためのパルサの性能が波形を高精度で生成するために不十分となる恐れがある。そこで、第3の超音波パルスP3等の合成パルスを生成するための合成前の複数のパルスを送信する場合には互いに異なる送信開口でそれぞれ順次送信し、合成パルスを送信する場合には各送信開口から合成用の複数のパルスを同時に送信することによって合成パルスを送信音場として形成することができる。

40

【0070】

図9は、図1に示す超音波プローブ3に備えられる複数の超音波振動子によって形成されるチャンネルを示す図である。

【0071】

図9に示すように、超音波プローブ3は超音波パルスの送信および超音波エコーの受信用に複数のN個の送受チャンネルを備えている。そこで、第1の超音波パルスP1を送信するための複数のチャンネルと第2の超音波パルスP2を送信するための複数のチャンネルの全部または一部が互いに異なるチャンネルとなるように各チャンネルを割当てることができる。そして、第1の超音波パルスP1の送信に用いたチャンネルと第2の超音波パルスP2

50

の送信に用いたチャンネルの双方を用いて第 1 の超音波パルスP1および第 2 の超音波パルスP2を同時に送信すれば、第 3 の超音波パルスP3を送信音場として合成することができる。

【 0 0 7 2 】

図 10 は、図 9 に示す超音波プローブ 3 において排他的な互いに異なる複数のチャンネルから第 1 の超音波パルスP1および第 2 の超音波パルスP2を送信することによって第 3 の超音波パルスP3を送信音場として合成する場合の例を示す図である。

【 0 0 7 3 】

図 10 に示すように、3 回に亘る超音波パルスの送信が順次行われ、第 1 の送信音場、第 2 の送信音場および第 3 の送信音場がそれぞれ形成される。第 1 の送信音場は、超音波プローブ 3 の偶数チャンネル(CHANNEL 2X)を使用せずに偶数チャンネルと排他的な超音波プローブ 3 の奇数チャンネル(CHANNEL 2X+1)から第 1 の超音波パルスP1が送信されることによって形成される。第 2 の送信音場は、奇数チャンネル(CHANNEL 2X+1)を使用せずに偶数チャンネル(CHANNEL 2X)から第 2 の超音波パルスP2が送信されることによって形成される。第 3 の送信音場は、奇数チャンネル(CHANNEL 2X+1)から第 1 の超音波パルスP1が、偶数チャンネル(CHANNEL 2X)から第 2 の超音波パルスP2がそれぞれ同時に送信されることによって形成される。

【 0 0 7 4 】

このように、合成すべき超音波パルスの波形を電子的な制御ではなく送信音場として形成することによって、高精度な波形を有する合成超音波パルスを送信することが可能となり、より一層の組織エコーの抑圧効果の向上を図ることができる。

【 0 0 7 5 】

つまり以上のような超音波診断装置 1 は、正圧側および負圧側にそれぞれ最大振幅を有する 2 つの超音波パルスとこの 2 つの超音波パルスを合成した超音波パルスを送信することによって 3 つの受信エコー信号を取得し、取得した受信エコー信号の線形演算を行うことによってパブルエコーの非線形成分を抽出して映像化を行うものである。すなわち、正圧側および負圧側にそれぞれ最大振幅を有する 2 つの超音波パルスの送信に対するパブルの応答が異なるという性質を利用して、パブルエコーの非線形成分が線形演算によって抽出される。

【 0 0 7 6 】

このため、超音波診断装置 1 によれば、波形の異なる複数の超音波パルスの受信エコー信号を線形演算することでパブルエコーの非線形成分を効率よく抽出できる。また、組織エコーのセカンドハーモニック成分を含まない基本波帯域が映像化に用いられるため、組織エコーを低減することができる。この結果、組織からの信号に対するパブルから信号のコントラストを向上させることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 7 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す構成図。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波診断装置によりマイクロバブルを造影剤として用いたコントラストエコー法により被検体の超音波診断画像を取得する際の手順を示すフローチャート。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波診断装置から被検体に向けて送信される第 1 の超音波パルス、第 2 の超音波パルスおよび第 3 の超音波パルスをシミュレーション用に設定した例を示す図。

【 図 4 】 図 3 に示す第 1 の超音波パルス、第 2 の超音波パルスおよび第 3 の超音波パルスの周波数スペクトルを示す図。

【 図 5 】 図 3 に示す第 1 の超音波パルス、第 2 の超音波パルスおよび第 3 の超音波パルスを用いてシミュレーションを行うことにより得られた合成信号を示す図。

【 図 6 】 図 5 (C) に示す第 1 の受信エコー、第 2 の受信エコーおよび第 3 の受信エコーの周波数スペクトルを示す図。

【 図 7 】 図 5 (D) に示す合成信号の周波数スペクトルを示す図。

【図8】図1に示す超音波診断装置から第1の超音波パルス、第2の超音波パルスおよび第3の超音波パルスの振幅、位相、中心周波数、周波数帯域を所望の値に設定して送信する場合の例を示す図。

【図9】図1に示す超音波プローブに備えられる複数の超音波振動子によって形成されるチャンネルを示す図。

【図10】図9に示す超音波プローブにおいて排他的な互いに異なる複数のチャンネルから第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスを送信することによって第3の超音波パルスを送信音場として合成する場合の例を示す図。

【符号の説明】

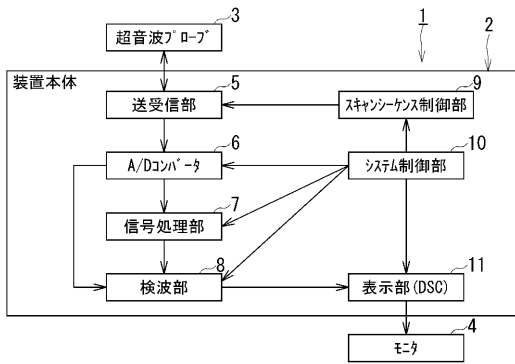
【0078】

- 1 超音波診断装置
- 2 装置本体
- 3 超音波プローブ
- 4 モニタ
- 5 送受信部
- 6 A/Dコンバータ
- 7 信号処理部
- 8 検波部
- 9 スキャンシーケンス制御部
- 10 システム制御部
- 11 表示部(DSC)

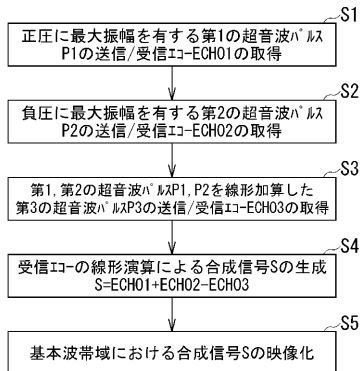
10

20

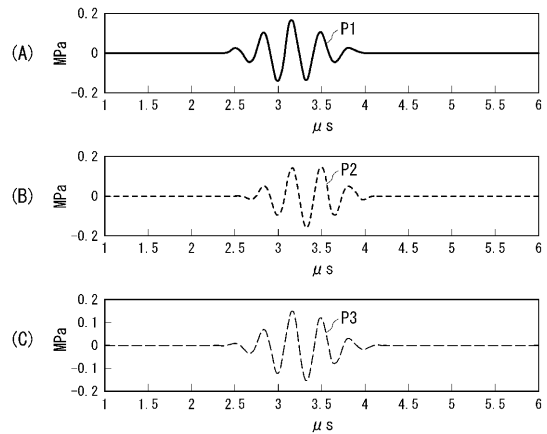
【図1】



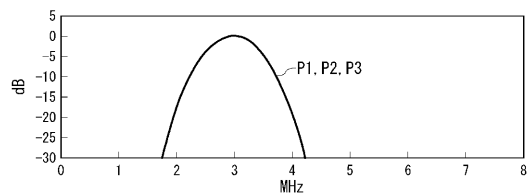
【図2】



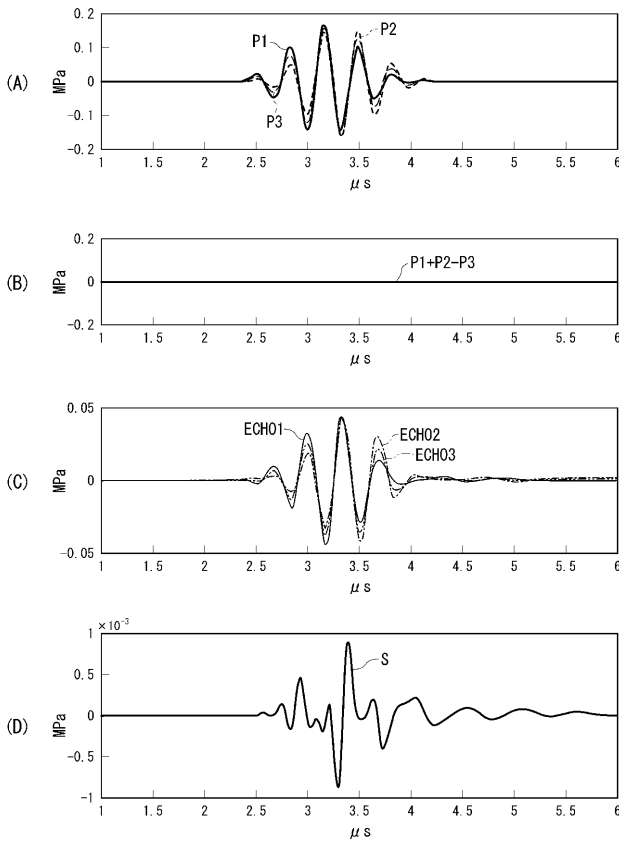
【図3】



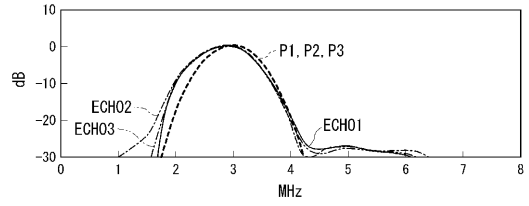
【図4】



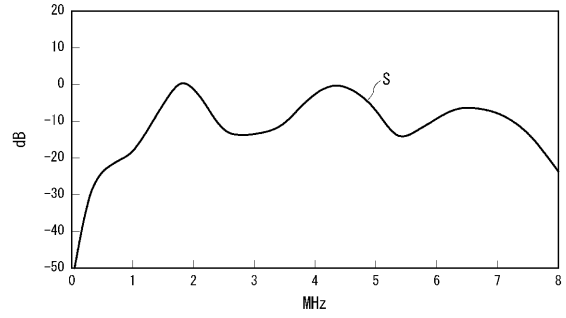
【 図 5 】



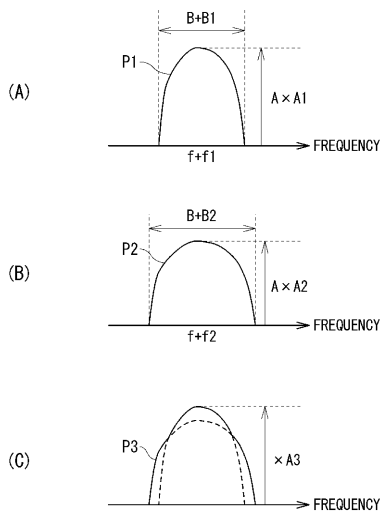
【 図 6 】



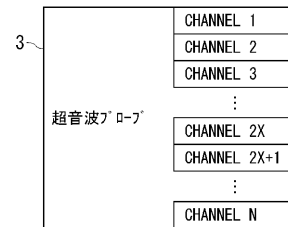
【 図 7 】



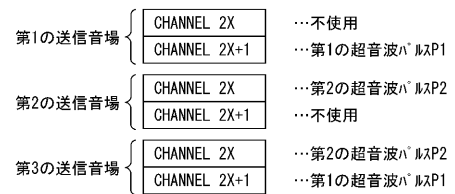
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 大内 啓之

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 今村 智久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE06 DE10 DE14 EE04 JB45 LL38

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009022462A</a>	公开(公告)日	2009-02-05
申请号	JP2007187407	申请日	2007-07-18
[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		
[标]发明人	大内啓之 川岸哲也 今村智久		
发明人	大内 啓之 川岸 哲也 今村 智久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 G01S15/108 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/JB45 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置和超声波诊断装置控制程序，该超声波诊断装置和超声波诊断装置控制程序能够通过将造影剂施用于被检体而进行的造影回波法进行成像，从而获得对比度更高的超声波诊断图像。是提供。超声诊断设备包括超声发射/接收装置和图像生成装置。超声发送/接收装置包括在正压下具有最大振幅的第一超声脉冲P1，在负压下具有最大振幅的第二超声脉冲P2以及第一超声脉冲P1和第二超声脉冲。通过合成P2而获得的第三超声脉冲P3被发送到已经施用了造影剂的对象，以及相应的第一接收回波ECHO1，第二接收回波ECHO2和第三接收回波 获取ECHO3。图像生成装置通过对第一接收回波ECHO1，第二接收回波ECHO2和第三接收回波ECHO3进行线性运算，来合成来自造影剂的非线性成分的合成信号S。生成对象的图像数据。  
[选择图]图5

