

(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2007-222610

(P2007-222610A)

(43) 公開日 平成19年9月6日(2007.9.6)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 30 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2007-13687 (P2007-13687)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成19年1月24日 (2007.1.24)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(31) 優先権主張番号	特願2006-17772 (P2006-17772)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(32) 優先日	平成18年1月26日 (2006.1.26)		栃木県大田原市下石上1385番地
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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
		(72) 発明者	川岸 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内 最終頁に続く

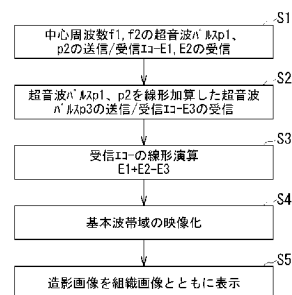
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 組織からの超音波エコーを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、より高感度でバブルによる染影を容易に認識す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である。

【解決手段】 超音波診断装置は、周波数スペクトル  $f_1$ 、 $f_2$  が互いに異なる複数の超音波パルス  $p_1$ 、 $p_2$  を被検体に送信し、受信エコー  $E_1$ 、 $E_2$  を取得する工程 (S1) と、超音波パルス  $p_1$ 、 $p_2$  を合成した超音波パルス  $p_3$  を送信し、受信エコー  $E_3$  を取得する工程 (S2) と、受信エコー  $E_1$ 、 $E_2$  および受信エコー  $E_3$  を合成することにより合成信号を生成する工程 (S3) と、合成信号からエコーの画像を生成する工程 (S4、S5) とを有する。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

周波数スペクトルが互いに異なる複数の超音波パルスを送信し、それぞれの受信エコーを取得する第 1 の受信エコー取得手段と、

前記複数の超音波パルスを合成した合成パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを前記被検体へ送信し、受信エコーを取得する第 2 の受信エコー取得手段と、

前記第 1 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第 2 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーを合成することにより合成信号を生成する受信エコー合成手段と、

前記合成信号から前記被検体からのエコーの画像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】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスとして、前記周波数スペクトルの中心周波数、振幅および帯域のうち少なくとも 1 つを異ならせることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを送信する際、前記複数の超音波パルス毎に位相、送信開口および送信焦点のうち少なくとも 1 つを異ならせることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスとして 2 つの超音波パルスを送信する場合、一方の超音波パルスのパルス波形を位相反転させることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 5】

前記送信開口を、各超音波パルスを送信する超音波振動子群の正の偶数倍とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記送信開口を、前記超音波振動子群の 2 倍とすることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを、互いの周波数帯域が重ならないように設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 8】

前記複数の超音波パルスの各中心周波数を、2 以上の整数倍に設定することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記受信エコー合成手段は、前記第 1 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第 2 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーを、加減算を含む処理により合成するように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記受信エコー合成手段は、前記第 1 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第 2 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーの少なくとも 1 つの振幅補正を行なうように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 11】

前記受信エコー合成手段は、前記第 1 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第 2 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーの少なくとも 1 つの位相補正を行なうように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 12】

前記第 1 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第 2 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーの少なくとも 1 つから前記被検体の組織画像を生成

50

する組織画像生成手段と、前記画像および前記組織画像を表示させる表示手段と、を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記第 2 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを作成した合成パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを超音波プローブから送信するための制御信号を生成するように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記第 2 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを作成した超音波パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを送信音場として合成するように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 15】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、超音波プローブのチャンネルを切換えることにより前記複数の超音波パルスをそれぞれ送信するように構成される一方、前記第 2 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスの送信に用いられたチャンネルを用いることにより前記送信音場を合成するように構成されることを特徴とする請求項 14 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

コンピュータを、  
スペクトルが互いに異なる複数の超音波パルスを被検体に送信し、それぞれの受信エコーを取得する第 1 の受信エコー取得手段、  
前記複数の超音波パルスを作成した合成パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを前記被検体に送信し、受信エコーを取得する第 2 の受信エコー取得手段、  
前記第 1 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第 2 の受信エコー取得手段により取得された受信エコーを合成することにより合成信号を生成する受信エコー合成手段、および  
前記合成信号から前記被検体からのエコーの画像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。

20

【請求項 17】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスとして、前記周波数スペクトルの中心周波数、振幅および帯域のうち少なくとも 1 つを異ならせることを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

30

【請求項 18】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを送信する際、前記複数の超音波パルス毎に位相、送信開口および送信焦点のうち少なくとも 1 つを異ならせることを特徴とする請求項 17 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 19】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスとして 2 つの超音波パルスを送信する場合、一方の超音波パルスのパルス波形を位相反転させることを特徴とする請求項 18 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 20】

前記送信開口を、各超音波パルスを送信する超音波振動子群の正の偶数倍とすることを特徴とする請求項 18 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

40

【請求項 21】

前記送信開口を、前記超音波振動子群の 2 倍とすることを特徴とする請求項 20 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 22】

前記第 1 の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを、互いの周波数帯域が重ならないように設定することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 23】

50

前記複数の超音波パルスの各中心周波数を、2以上の整数倍に設定することを特徴とする請求項22に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項24】

前記受信エコー合成手段は、前記第1の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第2の受信エコー取得手段により取得された受信エコーを、加減算を含む処理により合成することを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項25】

前記受信エコー合成手段は、前記第1の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第2の受信エコー取得手段により取得された受信エコーの少なくとも1つの振幅補正を行なうことを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

10

【請求項26】

前記受信エコー合成手段は、前記第1の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第2の受信エコー取得手段により取得された受信エコーの少なくとも1つの位相補正を行なうことを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項27】

前記コンピュータを、前記第1の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第2の受信エコー取得手段により取得された受信エコーの少なくとも1つから前記被検体の組織画像を生成する組織画像生成手段、および、

前記画像および前記組織画像を表示させる表示手段、

として機能させることを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置の制御プログラム

20

【請求項28】

前記第2の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを合成した合成パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを超音波プローブから送信するための制御信号を生成することを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項29】

前記第2の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスを合成した超音波パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを送信音場として合成することを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項30】

30

前記第1の受信エコー取得手段は、超音波プローブのチャンネルを切換えることにより前記複数の超音波パルスをそれぞれ送信する一方、前記第2の受信エコー取得手段は、前記複数の超音波パルスの送信に用いられたチャンネルを用いることにより前記送信音場を合成することを特徴とする請求項29に記載の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】

【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。

40

【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

50

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。）。

【特許文献1】特開平8 - 182680号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来のコントラストエコー法における撮像技術では、被検体内に投与されたバブルの一部しか映像化に寄与していない。これは、照射する超音波パルスの周波数を一定にした場合、超音波エコーに含まれる非線形成分の信号強度がバブルの半径に強く依存することに起因する。つまり、バブルの共鳴周波数が、その半径によって異なることから、被検体内に投与されたバブルのうち、送信した超音波パルスの周波数に共鳴する半径を有する一部のバブルしか映像化に利用できていない。

10

【0005】

このため、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを取得して映像化することが感度の観点から望まれる。

【0006】

一方で、バブルは送信される超音波パルスによって破壊されてしまうという問題がある。このため、コントラストエコー法における撮影では、非造影撮影において通常用いられる超音波パルスに比べて1/10程度の振幅しかもたない非常に強度が弱い超音波パルスが撮影用に用いられている。従って、特に深部で感度が不足する恐れがあるという問題がある。特に、バブルを壊さないような低音圧の超音波パルスを用いたLow MI (mechanical index) モード撮影においては、現実感度が不足している。

20

【0007】

また、バブルからの超音波エコーに含まれる非線形成分として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も考案されている。しかし、この技術では、生体組織からのティッシュハーモニック成分も映像化されてしまうため、バブルによる血流の染影が見にくいという問題がある。

【0008】

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、より高感度でバブルによる染影を容易に認識す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。

30

【0009】

また、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、超音波画像のモーションアーチファクトを軽減することができ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を提供することを目的とする。

【0010】

さらに、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、バブルエコーの信号強度を増大できる一方、組織エコーの信号強度を低減でき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を提供することを目的とする。

40

【0011】

加えて、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、超音波画像上に現れる縦スジを薄くすることができ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】

【0012】

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、周波数スペクトルが互いに異なる複数の超音波パルスを被検体に送信し、それぞれの受信エコーを取得する第1の受信エコー取得手段と、前記複数の超音波パルスを合成

50

した超音波パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを前記被検体に送信し、受信エコーを取得する第2の受信エコー取得手段と、前記第1の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第2の受信エコー取得手段により取得された受信エコーを合成することにより合成信号を生成する受信エコー合成手段と、前記合成信号から前記被検体からのエコーの画像を生成する画像生成手段と、を備える。

【0013】

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16に記載したように、コンピュータを、スペクトルが互いに異なる複数の超音波パルスを被検体に送信し、それぞれの受信エコーを取得する第1の受信エコー取得手段、前記複数の超音波パルスを合成した合成パルスと同じ周波数成分の特性を有する超音波パルスを前記被検体に送信し、受信エコーを取得する第2の受信エコー取得手段、前記第1の受信エコー取得手段により取得された受信エコーおよび前記第2の受信エコー取得手段により取得された受信エコーを合成することにより合成信号を生成する受信エコー合成手段、および前記合成信号から前記被検体からのエコーの画像を生成する画像生成手段、として機能させる。

10

【発明の効果】

【0014】

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、より高感度でパブルによる染影を容易に認識することができる。

【0015】

また、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、超音波画像のモーションアーチファクトを軽減することができる。

20

【0016】

さらに、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、パブルエコーの信号強度を増大できる一方、組織エコーの信号強度を低減できる。

【0017】

加えて、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、超音波画像上に現れる縦スジを薄くすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

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。

30

【0019】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の第1の実施形態を示す構成図である。

【0020】

第1の実施形態の超音波診断装置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。

40

【0021】

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。

【0022】

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

50

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。

【0023】

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から所定の周波数スペクトル(周波数成分)に該当する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、中心周波数、振幅、周波数帯域のうち少なくとも1つが異なる複数の周波数スペクトルに該当する複数の超音波パルスが超音波プローブ3から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。また、スキャンシーケンス制御部9は、複数の超音波パルスを順次送信させる際、複数の超音波パルス毎に位相、送信開口および送信焦点のうち少なくとも1つを異ならせて順次送信させることもできる。

10

【0024】

特に、スキャンシーケンス制御部9は、周波数スペクトルが互いに異なる複数の超音波パルスおよびそれらを線形演算して合成される超音波パルスと同じ周波数成分の特性を反映した超音波パルスが順次送信されるようにスキャンシーケンスを設定するように構成される。

【0025】

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。

20

【0026】

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、周波数スペクトルが異なる各超音波パルスに対応する受信エコーを合成し、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。

【0027】

検波部8は、信号処理部7またはA/Dコンバータ6から必要なパルス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。特に、検波部8は、コントラストエコー法によるマイクロバブルを用いた造影(contrast)画像用に信号処理部7からパルス信号を取得して検波信号を生成する一方、造影画像の背景となる組織(B-mode)画像用にA/Dコンバータ6から所定の受信エコーを取得して検波信号を生成するように構成される。

30

【0028】

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。

【0029】

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、DSCによって検波部8から受けた検波信号を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。

40

【0030】

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。

【0031】

50

次に超音波診断装置 1 の作用について説明する。

【0032】

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る血流の映像化を行なう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。

【0033】

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る。そして、様々な半径を有する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。

【0034】

そして、ステップ S 1 において、例えば互いに異なる中心周波数  $f_1$  ,  $f_2$  を有する超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  が超音波プローブ 3 から被検体内の撮影対象部位にそれぞれ異なるタイミングで送信される。そして、撮影対象部位においてマイクロバブルによりそれぞれ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、受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  として信号処理部 7 において取得される。

10

【0035】

すなわち、スキャンシーケンス制御部 9 が、中心周波数  $f_1$  の超音波パルス  $p_1$  と中心周波数  $f_2$  の超音波パルス  $p_2$  が超音波プローブ 3 から一定の間隔で順次送信されるようにスキャンシーケンスを生成する。ただし、中心周波数  $f_2$  は、中心周波数  $f_1$  と異なる値に設定される。

【0036】

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、中心周波数  $f_1$  の超音波パルス  $p_1$  と中心周波数  $f_2$  ( $f_2 < f_1$ ) の超音波パルス  $p_2$  が被検体内の撮影対象部位にそれぞれ送信される。

20

【0037】

撮影対象部位には、異なる半径を有する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超音波パルス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、2 つの超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  に対応する各超音波エコーは、電気信号である受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  に変換されて順次送受信部 5 に与えられる。

30

【0038】

送受信部 5 は、超音波プローブ 3 から受けた各受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  を A / D コンバータ 6 に順次与える。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受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  からデジタルの受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  にそれぞれ変換される。デジタル化された各受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  は、A / D コンバータ 6 から順次信号処理部 7 に与えられる。

【0039】

信号処理部 7 は、A / D コンバータ 6 から受けた各受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  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、2 種類の送信超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  にそれぞれ対応する受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  が一時的に保存される。

40

【0040】

図 3 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 の超音波プローブ 3 から順次送信される複数の超音波パルスに対応する周波数スペクトルの一例を示す模式図であり、図 4 は、図 3 に示す各超音波パルスの送信によってそれぞれ得られるバブルからの受信エコーの周波数スペクトルの一例を示す模式図である。

【0041】

図 3 および図 4 の横軸は、周波数を示す。図 3 に示すように中心周波数  $f_1$  の超音波ス

50

ペクトルを有する超音波パルス  $p_1$  と、中心周波数  $f_2$  の超音波スペクトルを有する超音波パルス  $p_2$  とがそれぞれ超音波プローブ 3 から被検体内のマイクロバブルに向けて順次送信される。

【0042】

そうすると、撮影対象部位に存在するマイクロバブルの半径は、異なる値に分布しているが、送信された超音波パルスの各周波数スペクトルに対応して共鳴する半径を有するマイクロバブルから基本波帯域を含む広い領域において非線形信号成分が得られる。つまり、送信される各超音波パルスのそれぞれの中心周波数を互いに異なる値に設定し、各周波数スペクトルをシフトさせることで、基本波帯域を含む広い領域において、より多くの半径を有するマイクロバブルから非線形成分を得ることができる。

10

【0043】

このため、受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  のうちマイクロバブルからそれぞれ得られる非線形成分であるバブルエコー  $E_{b1}$  ,  $E_{b2}$  は、図 4 に示すように、それぞれ互いに異なる中心周波数  $f_1$  ,  $f_2$  の周波数スペクトルをもつことになる。一方、受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  のうち生体組織からそれぞれ得られるクラッタ成分の組織エコー  $E_{c1}$  ,  $E_{c2}$  は、基本波帯域ではほぼ線形成分のみになると考えられる。

【0044】

次に、ステップ S 2 において、超音波パルス  $p_1$  と超音波パルス  $p_2$  を加算して得られる超音波パルス  $p_3$  が超音波プローブ 3 から送信され、受信エコー  $E_3$  が信号処理部 7 において取得される。この超音波パルス  $p_3$  の送信および受信エコー  $E_3$  の取得は、超音波パルス  $p_1$  および超音波パルス  $p_2$  の送信並びに受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  の取得と同様に、

20

【0045】

すなわち、図 3 のような周波数スペクトルを有する超音波パルス  $p_3$  が超音波プローブ 3 から送信される。そうすると、超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  を送信した場合と同様に、基本波帯域を含む広い領域における非線形成分として図 4 に示すような超音波パルス  $p_3$  の周波数スペクトルに応じた周波数スペクトルを有するバブルエコー  $E_{b3}$  が取得される。また、超音波パルス  $p_3$  により得られた受信エコー  $E_3$  のうち、生体組織から得られるクラッタ成分の組織エコー  $E_{c3}$  は、受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  のそれぞれのクラッタ成分である各組織エコー  $E_{c1}$  ,  $E_{c2}$  と同様に基本波帯域ではほぼ線形成分のみになると考えられる。

30

【0046】

このようにして、周波数スペクトルが互いに異なる 2 つの超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  と、この 2 つの超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  を加算して得られる超音波パルス  $p_3$  の 3 種類の超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  ,  $p_3$  が超音波プローブ 3 から順次送信される。そして、各超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  ,  $p_3$  にそれぞれ対応する受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  ,  $E_3$  が取得されて信号処理部 7 に一時的に保存される。また、各受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  ,  $E_3$  は基本波帯域において、それぞれ非線形成分であるバブルエコー  $E_{b1}$  ,  $E_{b2}$  ,  $E_{b3}$  と線形成分とみなせる組織エコー  $E_{c1}$  ,  $E_{c2}$  ,  $E_{c3}$  とを含んでいる。なお、説明の便宜上、送信順序を超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  ,  $p_3$  の順とするが、送信順序は、超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  ,  $p_3$  の順に限定されるものではない。

40

【0047】

次に、ステップ S 3 において、信号処理部 7 において、受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  ,  $E_3$  の線形演算が実施される。すなわち、信号処理部 7 は、受信エコー  $E_1$  と受信エコー  $E_2$  とを加算し、受信エコー  $E_3$  を減算する。前述のように各受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  ,  $E_3$  はそれぞれ式 ( 1 - 1 )、式 ( 1 - 2 ) および式 ( 1 - 3 ) に示すようにバブルエコー  $E_{b1}$  ,  $E_{b2}$  ,  $E_{b3}$  と組織エコー  $E_{c1}$  ,  $E_{c2}$  ,  $E_{c3}$  とを含んでいる。

[ 数 1 ]

$$E_1 = E_{c1} + E_{b1} \quad \dots ( 1 - 1 )$$

$$E_2 = E_{c2} + E_{b2} \quad \dots ( 1 - 2 )$$

50

$$E_3 = E_{c3} + E_{b3} \quad \dots (1-3)$$

【0048】

また、組織エコー  $E_{c3}$  は、組織エコー  $E_{c1}$  および組織エコー  $E_{c2}$  にそれぞれ対応する2つの超音波パルス  $p_1$  ,  $p_2$  を加算して得られる超音波パルス  $p_3$  に対応しており、かつ各組織エコー  $E_{c1}$  ,  $E_{c2}$  ,  $E_{c3}$  は、ほぼ線形成分のみとみなせるため、式(2)が成立する。

[数2]

$$E_{c3} = E_{c1} + E_{c2} \quad \dots (2)$$

【0049】

一方、各バブルエコー  $E_{b1}$  ,  $E_{b2}$  ,  $E_{b3}$  は非線形成分であるため、式(3)が成立する。 10

[数3]

$$E_{b3} = E_{b1} + E_{b2} \quad \dots (3)$$

【0050】

式(1-1)、式(1-2)、式(1-3)、式(2)および式(3)より、受信エコー  $E_1$  と受信エコー  $E_2$  とを加算し、受信エコー  $E_3$  を減算すると式(4)のようになる。

[数4]

$$\begin{aligned} E_1 + E_2 - E_3 &= E_{c1} + E_{b1} + E_{c2} + E_{b2} - E_{c3} - E_{b3} \\ &= E_{b1} + E_{b2} - E_{b3} \\ &= E_b \quad \dots (4) \end{aligned} \quad 20$$

【0051】

すなわち、受信エコー  $E_1$  と受信エコー  $E_2$  とを加算し、受信エコー  $E_3$  を減算した結果は、各受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  ,  $E_3$  の基本波帯域における非線形成分であるバブルエコーのみの成分を含むパルス信号  $E_b$  となる。つまり、線形演算により、基本波帯域ではほぼ線形成分のみで構成されるとみなせる各組織エコー  $E_{c1}$  ,  $E_{c2}$  ,  $E_{c3}$  を各受信エコー  $E_1$  ,  $E_2$  ,  $E_3$  から除去することができる。

【0052】

一方、バブルエコー  $E_{b1}$  ,  $E_{b2}$  ,  $E_{b3}$  は、基本波帯域において組織エコー  $E_{c1}$  ,  $E_{c2}$  ,  $E_{c3}$  に比べて信号強度が一般的に強い。また、基本波帯域における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から、バブルからの非線形成分であるバブルエコーが線形演算によりパルス信号  $E_b$  として残存することとなる。 30

【0053】

そして、このような信号処理によって得られたパルス信号  $E_b$  は、信号処理部7から検波部8に与えられる。

【0054】

次に、ステップS4において、パルス信号  $E_b$  の基本波帯域が映像化帯域として映像化される。なお、パルス信号  $E_b$  の映像化帯域を図5に示す。そのために、検波部8は、パルス信号  $E_b$  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。そして、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。 40

【0055】

この結果、モニタ4には、被検体の血管の造影剤による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映像化に用いられている。しかも、径の異なるバブルからのエコーが映像化に用いられているため、造影血管がより良好に描出された造影画像となる。

【0056】

ところで、このような組織エコーを抑圧した造影画像では、断面を良好に設定ないし保持するのが困難な場合がある。

## 【 0 0 5 7 】

そこで、ステップ S 5 において、造影画像とともに組織画像が生成されて表示される。組織画像の生成には、造影画像の生成用に用いた線形加算前の受信エコーを利用することができる。

## 【 0 0 5 8 】

図 6 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 において造影画像用データとして用いる受信エコーと背景の組織画像用データとして用いる受信エコーとの信号の流れを示したブロック図である。

## 【 0 0 5 9 】

図 6 に示すように、受信エコー E 1 , E 2 , E 3 がそれぞれ信号処理部 7 に導かれて、線形加算の対象とされた後、造影 ( c o n t r a s t ) 画像用の信号として検波部 8 へ出力される。そして、この造影画像用のパルス信号から得られた検波信号が表示部 1 1 に与えられて造影画像となってモニタ 4 に表示される。

10

## 【 0 0 6 0 】

ここで、信号処理部 7 における線形加算前の任意の受信エコー、例えば受信エコー E 1 が組織 ( B - m o d e ) 画像用の信号として、検波部 8 により取得される。そして、検波部 8 において、受信エコー E 1 に含まれる組織エコー成分が検波され、組織画像用の検波信号として表示部 1 1 に与えられる。さらに、表示部 1 1 により検波信号から組織画像の映像信号がモニタ表示用に生成され、生成された映像信号がモニタ 4 に与えられることにより組織画像が表示される。

20

## 【 0 0 6 1 】

つまり、信号処理部 7、検波部 8 および表示部 1 1 において受信エコーを並列に取り扱うことにより、造影画像のみならず組織画像を生成して表示させることができる。このように生成された造影画像および組織画像は、任意の表示方法でモニタ 4 に表示させることができる。

## 【 0 0 6 2 】

図 7 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 において造影画像と背景の組織画像とをモニタ 4 に並列表示した例を示す模式図である。また、図 8 は図 1 に示す超音波診断装置 1 において造影画像と背景の組織画像とをモニタ 4 に重畳表示した例を示す模式図である。さらに、図 9 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 において造影画像と背景の組織画像とをモニタ 4

30

## 【 0 0 6 3 】

図 7、図 8 および図 9 に示すように、造影画像と組織画像とをそれぞれ並列表示、重畳表示、透かし表示する他、表示画面を切換えて造影画像と組織画像とを表示させる切換表示も可能である。

## 【 0 0 6 4 】

つまり以上のような超音波診断装置 1 は、互い異なる周波数分布 ( 周波数スペクトル ) を持つ複数の超音波パルス並びに各超音波パルスを線形加算した超音波パルスをそれぞれ送信して、前者の超音波パルスに対する受信エコーの加算結果と、後者の超音波パルスに対する受信エコーとの差分をとり、さらに差分結果の基本波帯域を映像化するものである。

40

## 【 0 0 6 5 】

このため、組織からのエコーを十分に抑圧するとともに、異なる周波数に反応するバブル、つまり異なる半径を持つバブルからのエコーを映像化することができる。これにより超音波診断装置 1 の感度を向上させることができる。

## 【 0 0 6 6 】

尚、中心周波数の異なる 2 つの超音波パルスを送信する例について示したが、中心周波数の異なる N 個の超音波パルスおよび N 個の超音波パルスを合成した超音波パルスを同様に送信した後、各受信エコーを線形加算するようにしてもよい。

## 【 0 0 6 7 】

50

次に、超音波診断装置 1 において送信される各超音波パルスの周波数スペクトルの組合せの変形例について説明する。

【 0 0 6 8 】

図 1 0 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 において送信される各超音波パルスの周波数スペクトルの組合せの変形例を示す図である。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 に示すように超音波パルス p 1、超音波パルス p 2、超音波パルス p 3 は様々な周波数スペクトルに設定することができる。超音波パルス p 1、p 2 は、中心周波数、振幅および帯域のうち少なくとも 1 つを異ならせて設定することができる。また、超音波パルス p 1、p 2 は、位相および送信焦点のうち少なくとも 1 つを異ならせて超音波プローブ 3 から被検体内のマイクロバブルに向けて順次送信することができる。図 1 0 の例では、中心周波数 f 1、振幅 A 1、帯域 B 1 の周波数スペクトルを有する超音波パルス p 1 が、位相 C 1、送信焦点 F 1 で超音波プローブ 3 から送信される。一方、中心周波数 f 2、振幅 A 2、帯域 B 2 の周波数スペクトルを有する超音波パルス p 2 が、位相 C 2、送信焦点 F 2 で超音波プローブ 3 から送信される。

10

【 0 0 7 0 】

また、超音波パルス p 1 と超音波パルス p 2 とを合成して得られる超音波パルス p 3 は、超音波パルス p 1 と超音波パルス p 2 とを線形加算し、振幅を A 倍に変化させ、位相を “ C ( C 2 - C 1 ) ” だけ変化させたものである。

【 0 0 7 1 】

そして、このような超音波パルス p 1、p 2、p 3 を送信して得られる受信エコー E 1、E 2、E 3 が信号処理部 7 において取得される。

20

【 0 0 7 2 】

信号処理部 7 では、超音波パルス p 3 により得られた受信エコー E 3 の位相を “ - C ” だけシフトさせる位相補正および振幅を 1 / A 倍にする振幅補正が行なわれる。そして、式 ( 5 ) に示すように超音波パルス p 1 および超音波パルス p 2 の送信によりそれぞれ得られた受信エコー E 1 および受信エコー E 2 の加算結果から位相補正および振幅補正後における受信エコー E 3 ' が減算されることにより、バブルエコーのみの成分を含むパルス信号 E b が生成される。

[ 数 5 ]

$$E b = E 1 + E 2 - E 3 ' \quad \cdot \cdot \cdot ( 5 )$$

30

【 0 0 7 3 】

このように、互いに異なる任意の周波数スペクトルを有する複数の超音波パルスと、これらの超音波パルスの全部または一部を線形演算により合成した超音波パルスとを送信してもよい。

【 0 0 7 4 】

つまり、必要に応じて送信される超音波パルスの振幅および位相を任意の値に設定する一方、送信された超音波パルスの振幅および位相に応じて受信エコーの振幅補正および / または位相補正を行なうことができる。このため、撮影条件や目的に合致した超音波画像を生成することが可能となる。

40

【 0 0 7 5 】

例えば、造影剤として被検体に注入されたバブルを破壊しない程度に、送信される超音波パルスの振幅を十分に小さくする一方、受信エコーの振幅を増加させる振幅補正を行なうことができる。また、対象となる受信エコーを得るために送信される超音波パルスの位相を互いに反転させ、超音波パルス p 3 を - ( 超音波パルス p 1 + 超音波パルス p 2 ) のようにすることもできる。この場合のパルス信号 E b の生成処理は、式 ( 6 ) のようになり、組織からの信号成分が抑制されバブルからの信号成分が残ることとなる。

[ 数 6 ]

$$E b = E 1 + E 2 + E 3 \quad \cdot \cdot \cdot ( 6 )$$

【 0 0 7 6 】

50

本実施形態の超音波診断装置 1 およびその制御プログラムによると、生体組織からの超音波エコーを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、より高感度でバブルによる染影を容易に認識することができる。

【0077】

図 11 は、本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施形態を示す構成図である。

【0078】

第 2 の実施形態の超音波診断装置 1 A は、装置本体 2 A 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 A は、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 A、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 A 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 に読み込ませて構築することができる。なお、図 11 に示す超音波診断装置 1 A において、図 1 に示す超音波診断装置 1 と同一要素には同一符号を付して説明を省略する。

10

【0079】

スキャンシーケンス制御部 9 A は、スキャンシーケンス制御部 9 の機能に加え、互いの周波数帯域が重ならない超音波パルス  $p_1$ 、 $p_4$  が超音波プローブ 3 からそれぞれ一定の間隔で送信されるようにスキャンシーケンスを生成する。なお、超音波パルス  $p_1$ 、 $p_4$  は、比較的狭い周波数帯域とすることが好適である。

【0080】

次に超音波診断装置 1 A の作用について説明する。

20

【0081】

図 12 は、図 11 に示す超音波診断装置 1 A 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る血流の映像化を行なう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。

【0082】

なお、ステップ S 11 乃至 S 13 およびステップ S 15 については、超音波パルス  $p_2$  を超音波パルス  $p_4$  に、超音波パルス  $p_3$  を超音波パルス  $p_5$  にそれぞれ置換することで、図 2 を用いて説明したステップ S 1 乃至 S 3 およびステップ S 5 をそれぞれ準用する。また、説明の便宜上、送信順序を超音波パルス  $p_1$ 、 $p_4$ 、 $p_5$  の順とするが、送信順序は、超音波パルス  $p_1$ 、 $p_4$ 、 $p_5$  の順に限定されるものではない。

30

【0083】

図 13 は、ステップ S 11、S 12 によって超音波プローブ 3 から順次送信される超音波パルス  $p_1$ 、 $p_4$ 、 $p_5$  に対応する周波数スペクトルの一例を示す模式図である。なお、図 13 に示す各周波数スペクトルは、図 3 および図 10 に示す各周波数スペクトルの変形例である。

【0084】

図 13 の横軸は、周波数を示す。図 13 は、中心周波数  $f_1$  の超音波スペクトルを有する超音波パルス  $p_1$  と、中心周波数  $f_4$  の超音波スペクトルを有する超音波パルス  $p_4$  と、超音波パルス  $p_1$ 、 $p_4$  を加算して得られる超音波パルス  $p_5$  とを示している。

【0085】

ステップ S 14 において、パルス信号 E b の基本波帯域の重ならない帯域が映像化帯域として映像化される。なお、パルス信号 E b の映像化帯域を図 14 に示す。そして、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。

40

【0086】

例えば、心臓等の動きのある臓器を映像化する場合、動きの影響によりレートの受信信号間の各部分に変位が生じる。その結果として基本波が消え残り、超音波画像上にモーションアーチファクトを生じさせる。そこで、本実施形態の超音波診断装置 1 A では、ステップ S 14 による基本波帯域が重ならない帯域、すなわち、組織エコーが存在しない領域を映像化することで組織エコーを減少させ、超音波画像上のモーションアーチファクトを

50

低減することができる。

【0087】

また、超音波パルス  $p_1$  の中心周波数  $f_1$  のエコーは、非線形性に由来して整数倍の高調波成分を含む。よって、超音波パルス  $p_4$  の中心周波数  $f_4$  を超音波パルス  $p_1$  の中心周波数  $f_1$  の2以上の整数倍に設定し、基本波帯域の重ならない帯域を映像化帯域として映像化することが好適である。

【0088】

本実施形態の超音波診断装置 1 A およびその制御プログラムによると、生体組織からの超音波エコーを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、より高感度でバブルによる染影を容易に認識することができる。

10

【0089】

また、本実施形態の超音波診断装置 1 A およびその制御プログラムによると、基本波成分が映像化帯域に含まれないように設定することで、超音波画像のモーションアーチファクトを軽減することができる。

【0090】

図 15 は、本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施形態を示す構成図である。

【0091】

第 3 の実施形態の超音波診断装置 1 B は、装置本体 2 B 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 B は、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 B、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 B 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 に読み込ませて構築することができる。なお、図 15 に示す超音波診断装置 1 B において、図 1 に示す超音波診断装置 1 と同一要素には同一符号を付して説明を省略する。

20

【0092】

スキャンシーケンス制御部 9 B は、スキャンシーケンス制御部 9 の機能に加え、周波数スペクトルが互いに異なる超音波パルス  $p_1$ 、 $p_2$  のうち、一方の位相を反転させて超音波プローブ 3 からそれぞれ一定の間隔で送信されるようにスキャンシーケンスを生成する。なお、超音波診断装置 1 B は、超音波診断装置 1 A と組合せが可能である。

【0093】

次に超音波診断装置 1 B の作用について説明する。

30

【0094】

図 16 は、図 15 に示す超音波診断装置 1 B 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る血流の映像化を行なう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。

【0095】

ステップ S 2 1 において、中心周波数  $f_1$  の超音波パルス  $p_1$ 、中心周波数  $f_2$  の超音波パルス  $p_2$  のうち一方のパルス波形を位相反転して超音波送信を行なって受信エコー E 1、E 2 を受信する。

【0096】

なお、ステップ S 2 2 乃至 S 2 5 については、図 2 を用いて説明したステップ S 2 乃至 S 5 をそれぞれ適用する。また、説明の便宜上、送信順序を超音波パルス  $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$  の順とするが、送信順序は、超音波パルス  $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$  の順に限定されるものではない。

40

【0097】

図 17 は、周波数スペクトル（図 17 および図 18 では中心周波数）が互いに異なる 2 つの超音波パルスを同位相で送信する場合の 2 つのパルス波形と、それらパルス波形を合成したパルス波形との一例を示す図である。一方、図 18 は、超音波診断装置 1 B で送信される 3 つのパルス波形を示し、中心周波数が互いに異なる 2 つの超音波パルスの一方を位相反転して送信した場合の 2 つのパルス波形と、それらパルス波形を合成したパルス波

50

形との一例を示す図である。

【0098】

図17および図18の横軸は、時間を示す。図17に示した3つのパルス波形は、中心周波数が互いに異なる超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ を同位相で送信する場合の超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ のパルス波形と、超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ を同位相で送信する場合のパルス波形を合成したパルス波形とを示す。

【0099】

一方、図18に示す3つのパルス波形は、中心周波数が互いに異なる超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ の一方（例えば、超音波パルス $p_2$ ）を位相反転して送信する場合の超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ のパルス波形と、位相反転された超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ を線形演算して合成される超音波パルス $p_3$ のパルス波形とを示す。図18に示す超音波パルス $p_3$ のパルス波形は、図17に示す超音波パルス $p_3$ のパルス波形と比較して、超音波パルス $p_2$ の位相反転によりピークが減少していることが分かる。図18に示すように超音波パルス $p_3$ のパルス波形のピークが減少すると、超音波パルス $p_3$ の送信によって受信されたエコー信号の飽和が減少するという利点がある。言い換えれば、図18に示すように超音波パルス $p_3$ のピークが減少すると、超音波パルス $p_3$ による超音波送信によって受信されたエコー信号のゲインを大きく設定できる利点がある。

10

【0100】

図19は、超音波パルスの一方を位相反転させるか否かにおけるバブルエコーおよび組織エコーの周波数スペクトルを示す図である。

20

【0101】

図19の上段は、超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ を、図17に示す各パルス波形によって超音波送信した場合のバブルエコーおよび組織エコーの周波数スペクトルを示す。一方、図19の下段は、超音波パルス $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ を、図18に示す各パルス波形によって超音波送信した場合のバブルエコーおよび組織エコーの周波数スペクトルを示す。

【0102】

図19によると、図18に示す各パルス波形によって超音波送信した場合、エコー信号の飽和が減少することによってバブルエコーの信号強度を増大できる一方、組織エコーの信号強度を低減できることが分かる。エコー信号の飽和が起こると、組織エコーが $E_{c1}$ 、 $E_{c2}$ 、 $E_{c3}$ となることにより、線形演算でクラッタ成分をキャンセルできなくなる

30

【0103】

本実施形態の超音波診断装置1Bおよびその制御プログラムによると、生体組織からの超音波エコーを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、より高感度でバブルによる染影を容易に認識することができる。

【0104】

また、本実施形態の超音波診断装置1Bおよびその制御プログラムによると、超音波パルス $p_2$ の位相反転により超音波パルス $p_3$ のパルス波形のピークを減少させることで、バブルエコーの信号強度を増大できる一方、組織エコーの信号強度を低減できる。

【0105】

40

図20は、本発明に係る超音波診断装置の第4の実施形態を示す構成図である。

【0106】

第4の実施形態の超音波診断装置1Cは、装置本体2Cに超音波プローブ3と、モニター4とを設けて構成される。装置本体2Cは、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9C、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2C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に読み込ませて構築することができる。なお、図20に示す超音波診断装置1Cにおいて、図1に示す超音波診断装置1と同一要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0107】

50

スキャンシーケンス制御部 9 C は、スキャンシーケンス制御部 9 と比較して、超音波プローブ 3 の使用方法および送信される超音波パルスが相違する。なお、超音波診断装置 1 C は、超音波診断装置 1、超音波診断装置 1 A および超音波診断装置 1 B のうち少なくとも 1 つと組合せが可能である。

【0108】

なお、超音波診断装置 1 C の作用については、超音波プローブ 3 の使用方法および送信される超音波パルス以外の点は、図 1 に示す超音波診断装置 1、超音波診断装置 1 A または超音波診断装置 1 B の作用と実質的に異なる。

【0109】

図 2 1 乃至図 2 4 は、図 2 0 に示す超音波診断装置 1 C における超音波パルスの送信方法を説明するための図である。 10

【0110】

図 2 1 乃至図 2 4 に示すように超音波診断装置 1 C では、送受信に用いられる超音波プローブ 3 の送信開口 3 a が送受信ごとに異なるものとされる。すなわち、超音波プローブ 3 の送信開口 3 a が少なくとも 1 つの異なる超音波振動子を構成要素とする複数のグループに分割される。ただし、超音波プローブ 3 の送信開口 3 a は、互いに排他的な超音波振動子を構成要素とする複数のグループに分割されることが制御上容易であり、実用的である。

【0111】

例えば、図 2 1 に示すように、1次元状に複数の送信開口 3 a が配列するプローブ表面を有する超音波プローブ 3 の場合に、第 1 の送信開口グループ A と第 2 の送信開口グループ B が設定される。例えば、第 1 の送信開口グループ A と第 2 の送信開口グループ B は共通部分がなく互いに排他的であるものとされる。 20

【0112】

そして、図 2 2 の斜線部分に示すように始めに第 1 の送信開口グループ A に属する送信開口 3 a のみが送信用に使用され、第 1 の送信開口グループ A に属する送信開口 3 a から中心周波数  $f_1$  の周波数スペクトルをもつ第 1 の超音波パルス  $p_1$  が送信される。そうすると、第 1 の超音波パルス  $p_1$  によって第 1 の音場が形成され、第 1 の音場に応じた受信エコー  $E_1$  を得ることができる。

【0113】

次に、図 2 3 の斜線部分に示すように第 2 の送信開口グループ B に属する送信開口 3 a のみが送信用に使用され、第 2 の送信開口グループ B に属する送信開口 3 a から第 1 の超音波パルス  $p_1$  の中心周波数  $f_1$  と異なる中心周波数  $f_2$  の周波数スペクトルをもつ第 2 の超音波パルス  $p_2$  が送信される。そうすると、第 2 の超音波パルス  $p_2$  によって第 2 の音場が形成され、第 2 の音場に依じた受信エコー  $E_2$  を得ることができる。ここで、第 2 の超音波パルス  $p_2$  の中心周波数  $f_2$  以外の帯域  $B_2$  や振幅  $A_2$  等のパラメータが第 1 の超音波パルス  $p_1$  の帯域  $B_1$  や振幅  $A_1$  等のパラメータと異なるように設定してもよい。 30

【0114】

続いて、図 2 4 に示すように第 1 の送信開口グループ A に属する送信開口 3 a および第 2 の送信開口グループ B に属する送信開口 3 a の双方が送信用に同時に使用される。そして、第 1 の送信開口グループ A に属する送信開口 3 a からは中心周波数  $f_1$  の周波数スペクトルをもつ第 1 の超音波パルス  $p_1$  が送信される一方、第 2 の送信開口グループ B に属する送信開口 3 a からは中心周波数  $f_2$  の周波数スペクトルをもつ第 2 の超音波パルス  $p_2$  が送信される。そうすると、第 1 の超音波パルス  $p_1$  および第 2 の超音波パルス  $p_2$  によって第 3 の音場が形成され、第 3 の音場に依じた受信エコー  $E_3$  を得ることができる。 40

【0115】

このように、第 1 の超音波パルス  $p_1$  および第 2 の超音波パルス  $p_2$  を同時に送信して第 3 の音場を形成すると、第 3 の音場により得られる受信エコー  $E_3$  は、第 1 の超音波パルス  $p_1$  および第 2 の超音波パルス  $p_2$  を合成して得られる第 3 の超音波パルス  $p_3$  を送信した場合に得られる受信エコーと同等となる。換言すれば、超音波プローブ 3 の互いに 50

異なる送信開口 3 a から第 1 の超音波パルス p 1 および第 2 の超音波パルス p 2 を同時に送信することは、実質的に第 1 の超音波パルス p 1 および第 2 の超音波パルス p 2 を合成して得られる第 3 の超音波パルス p 3 を送信することに相当する。

【 0 1 1 6 】

つまり、超音波診断装置 1 C は、合成前の超音波パルス p 1 , p 2 をそれぞれ互いに異なる送信開口 3 a から送信し、合成すべき超音波パルス p 3 を送信パルスとしてではなく送信音場として合成するようにしたものである。換言すれば、超音波診断装置 1 C は、超音波プローブ 3 において使用されるチャンネルを切換えることにより合成前の超音波パルス p 1 , p 2 を送信する一方、超音波パルス p 1 , p 2 の送信に用いられたチャンネルを使用して送信音場として超音波パルス p 3 を合成するようにしたものである。

10

【 0 1 1 7 】

このため、図 1 に示す超音波診断装置 1 の場合と同様に、組織エコーを抑圧しつつ、異なる半径を有するバブルからのエコーを映像化できるため、血流の描出感度を向上させることができる。さらに、合成すべき超音波パルス p 3 を精度よく生成して送信する性能が送受信部 5 に設けられるパルサーに十分に備わっていないような場合であっても、送信音場として超音波パルス p 3 が合成されるため、組織エコーの抑圧の効果を十分に得ることが可能となる。

【 0 1 1 8 】

尚、図 2 2、図 2 3 および図 2 4 の送信順序は任意に変更可能である。また、送信開口 3 a を 3 つ以上の送信開口グループに分割して、3 つ以上の互いに異なる周波数スペクトルを有する超音波パルスを音場として合成できるように構成することもできる。また、目的とする音場を形成できれば、各送信開口グループ間に共通の超音波振動子が存在してもよい。あるいは使用しない超音波振動子が存在してもよい。

20

【 0 1 1 9 】

また、信号処理部 7 における受信エコーの線形演算において、位相補正や振幅補正を実施することもできる。

【 0 1 2 0 】

本実施形態の超音波診断装置 1 C およびその制御プログラムによると、生体組織からの超音波エコーを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、より高感度でバブルによる染影を容易に認識することができる。

30

【 0 1 2 1 】

図 2 5 は本発明に係る超音波診断装置の第 5 の実施形態を示す構成図である。

【 0 1 2 2 】

第 5 の実施形態の超音波診断装置 1 D は、装置本体 2 D に超音波プローブ 3 と、モニター 4 とを設けて構成される。装置本体 2 D は、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 D、システム制御部 1 0 および表示部 1 1 を備えている。装置本体 2 D 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 に読み込ませて構築することができる。超音波診断装置 1 D では、コンベックスキャンやリニアスキャンの場合を想定している。なお、図 2 5 に示す超音波診断装置 1 D において、図 1 に示す超音波診断装置 1 と同一要素には同一符号を付して説明を省略する。

40

【 0 1 2 3 】

スキャンシーケンス制御部 9 D は、スキャンシーケンス制御部 9 と比較して、超音波プローブ 3 の使用方法および送信される超音波パルスが相違する。なお、超音波診断装置 1 D は、超音波診断装置 1 A および超音波診断装置 1 B のうち少なくとも 1 つと組合せが可能である。

【 0 1 2 4 】

なお、超音波診断装置 1 D の作用については、超音波プローブ 3 の使用方法および送信される超音波パルス以外の点は、図 1 に示す超音波診断装置 1、超音波診断装置 1 A または超音波診断装置 1 B の作用と実質的に異なるない。

50

## 【0125】

図26および図27は、図25に示す超音波診断装置1Dにおける超音波パルスの送信方法を説明するための図である。

## 【0126】

図26および図27に示すように超音波診断装置1Dでは、超音波プローブ3に設ける一定ch(チャンネル)の超音波振動子群(例えば16ch)毎に超音波パルスp6および超音波パルスp7が交互に割り当てられる。ただし、超音波プローブ3の送信開口は、互いに重なりをもたない超音波振動子を構成要素とする複数のグループに分割されることが好ましい。

## 【0127】

図26は、超音波振動子群のch数とは無関係に設定された送信開口グループによって送信ビーム(受信ビーム)を形成する場合を説明するものである。このように、送信開口グループAと送信開口グループB(例えば、共に20ch)を基に受信ビームRを形成した場合、送信開口グループAの受信ビームRAと送信開口グループBの受信ビームRBとで超音波パルスのp6, p7の割合が異なってしまう。よって、受信ビームRA, RBを、超音波診断装置1の超音波パルスp1(又は超音波パルスp2)から形成される受信ビームとすると、非線形効果や飽和の程度が異なってしまう。

10

## 【0128】

一方、図27は、超音波診断装置1Dで用いる送信開口グループを示し、超音波振動子群のch数の正の偶数倍で設定された送信開口グループによって送信ビーム(受信ビーム)を形成する場合を説明するものである。このように、送信開口グループAと送信開口グループB(例えば、共に32ch)を基に受信ビームRを形成した場合、送信開口グループAの受信ビームRAと送信開口グループBの受信ビームRBとで超音波パルスのp6, p7の割合が一致する。

20

## 【0129】

図28は、図25に示す超音波診断装置1Dにより生成された超音波画像を説明するための図である。

## 【0130】

図28の上段は、図26に示すように超音波振動子群のch数とは無関係に設定された送信開口を基に生成された超音波画像を示す。一方、図27に示すように超音波振動子群のch数の2倍で設定された送信開口を基に生成された超音波画像を示す。

30

## 【0131】

図28の下段の超音波画像は、図28の上段の超音波画像と比較して、非線形効果や飽和の程度の差異が抑えられ、超音波画像上に現れる縦スジが薄くなっていることが分かる。

## 【0132】

本実施形態の超音波診断装置1Dおよびその制御プログラムによると、生体組織からの超音波エコーを抑圧しつつ、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することにより、より高感度でバブルによる染影を容易に認識することができる。

## 【0133】

また、本実施形態の超音波診断装置1Dおよびその制御プログラムによると、送信開口内の超音波パルスp1を送信する超音波振動子と超音波パルスp2を送信する超音波振動子の比率を一定に設定することで、超音波画像上に現れる縦スジを薄くすることができる。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【0134】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第1の実施形態を示す構成図。

【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る血流の映像化を行なう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において送信される複数の超音波パルスに対応する周

50

波数スペクトルの一例を示す模式図。

【図 4】図 3 に示す各超音波パルスの送信によってそれぞれ得られるバブルからの受信エコーの周波数スペクトルの一例を示す模式図。

【図 5】図 1 に示す超音波診断装置において映像化される周波数帯域を示す図。

【図 6】図 1 に示す超音波診断装置において造影画像用データとして用いる受信エコーと背景の組織画像用データとして用いる受信エコーとの信号の流れを示したブロック図。

【図 7】図 1 に示す超音波診断装置において造影画像と背景の組織画像とをモニタに並列表示した例を示す模式図。

【図 8】図 1 に示す超音波診断装置において造影画像と背景の組織画像とをモニタに重畳表示した例を示す模式図。

10

【図 9】図 1 に示す超音波診断装置において造影画像と背景の組織画像とをモニタに透かし表示した例を示す模式図。

【図 10】図 1 に示す超音波診断装置において送信される各超音波パルスの周波数スペクトルの組合せの変形例を示す図。

【図 11】本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施形態を示す構成図。

【図 12】図 11 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る血流の映像化を行なう際の手順を示すフローチャート。

【図 13】図 11 に示す超音波診断装置において送信される複数の超音波パルスに対応する周波数スペクトルの一例を示す模式図。

【図 14】図 11 に示す超音波診断装置において映像化される周波数帯域を示す図。

20

【図 15】本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施形態を示す構成図。

【図 16】図 15 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る血流の映像化を行なう際の手順を示すフローチャート。

【図 17】周波数スペクトルが互いに異なる 2 つの超音波パルスを同位相で送信する場合の 2 つのパルス波形と、それらパルス波形を合成したパルス波形との一例を示す図。

【図 18】中心周波数が互いに異なる 2 つの超音波パルスの一方を位相反転して送信した場合の 2 つのパルス波形と、それらパルス波形を合成したパルス波形との一例を示す図。

【図 19】図 17 に示す各パルス波形によって超音波送信した場合のバブルエコーおよび組織エコーの周波数スペクトルと、図 18 に示す各パルス波形によって超音波送信した場合のバブルエコーおよび組織エコーの周波数スペクトルを示す図。

30

【図 20】本発明に係る超音波診断装置の第 4 の実施形態を示す構成図。

【図 21】図 20 に示す超音波診断装置における超音波パルスの送信方法を説明するための図。

【図 22】図 20 に示す超音波診断装置における超音波パルスの送信方法を説明するための図。

【図 23】図 20 に示す超音波診断装置における超音波パルスの送信方法を説明するための図。

【図 24】図 20 に示す超音波診断装置における超音波パルスの送信方法を説明するための図。

【図 25】本発明に係る超音波診断装置の第 5 の実施形態を示す構成図。

40

【図 26】図 25 に示す超音波診断装置における超音波パルスの送信方法を説明するための図。

【図 27】図 25 に示す超音波診断装置における超音波パルスの送信方法を説明するための図。

【図 28】図 25 に示す超音波診断装置 1 D により生成された超音波画像を説明するための図。

【符号の説明】

【 0 1 3 5 】

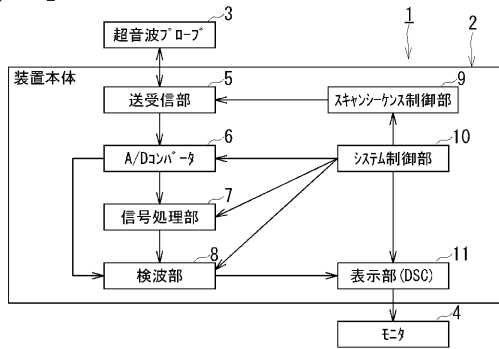
1, 1 A, 1 B, 1 C, 1 D 超音波診断装置

2, 2 A, 2 B, 2 C, 2 D 装置本体

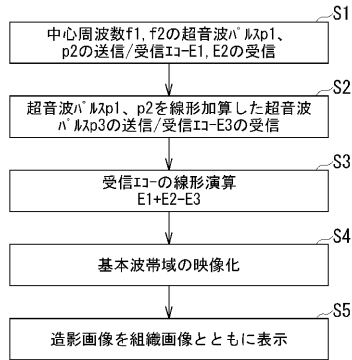
50

- 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 , 9 A , 9 B , 9 C , 9 D スキャンシーケンス制御部
- 10 システム制御部
- 11 表示部

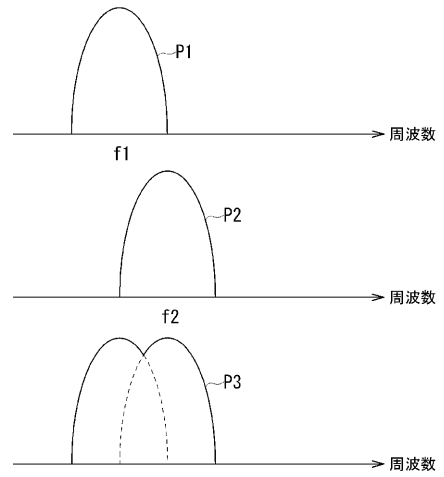
【 図 1 】



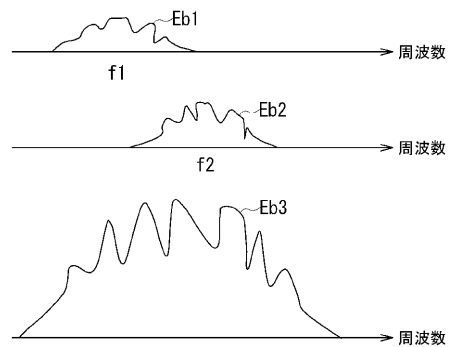
【 図 2 】



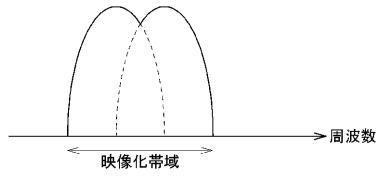
【 図 3 】



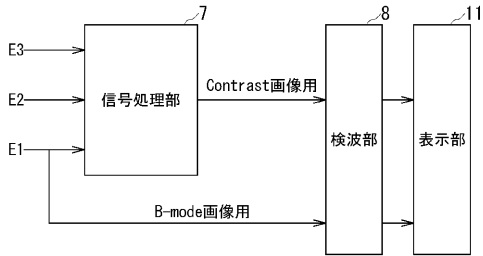
【 図 4 】



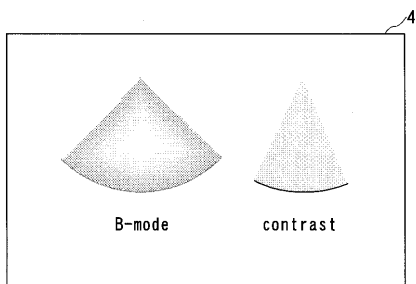
【図5】



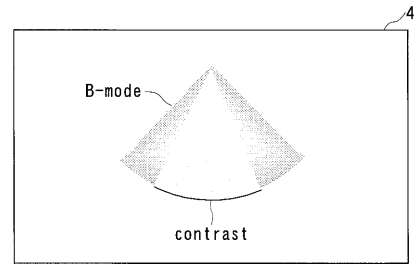
【図6】



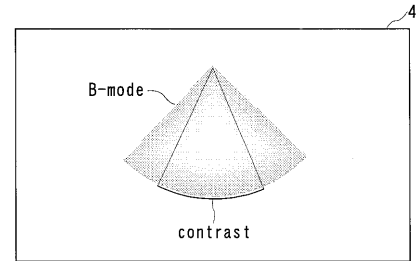
【図7】



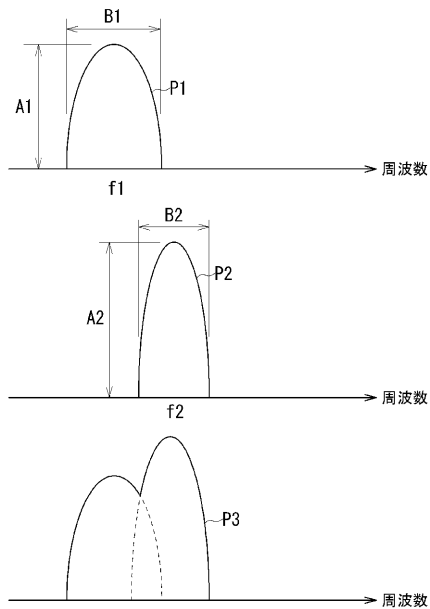
【図8】



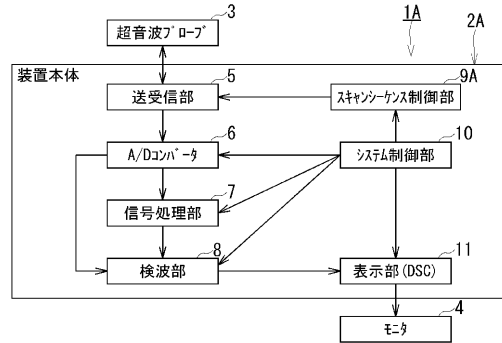
【図9】



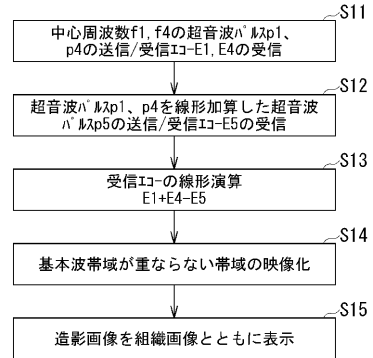
【図10】



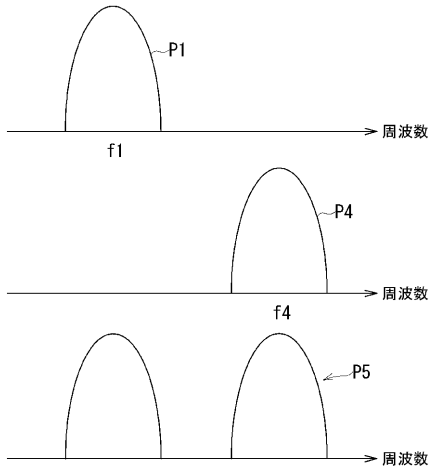
【図11】



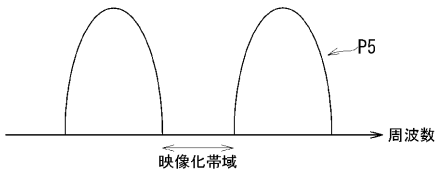
【図12】



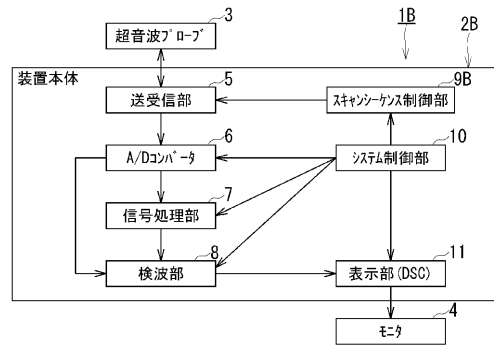
【図13】



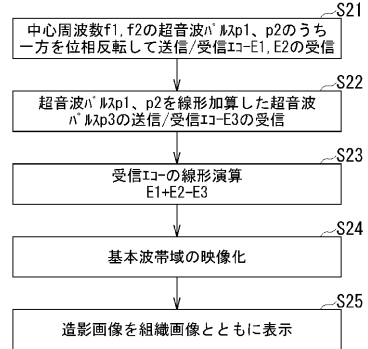
【図14】



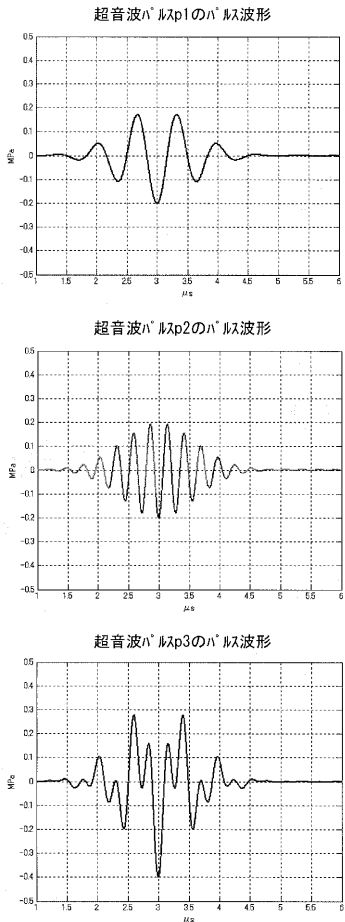
【図15】



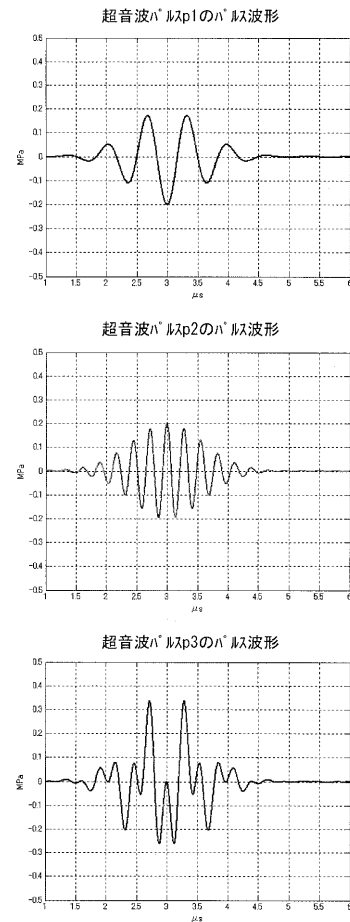
【図16】



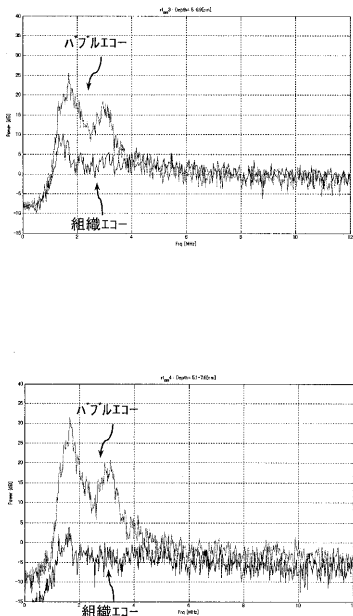
【図17】



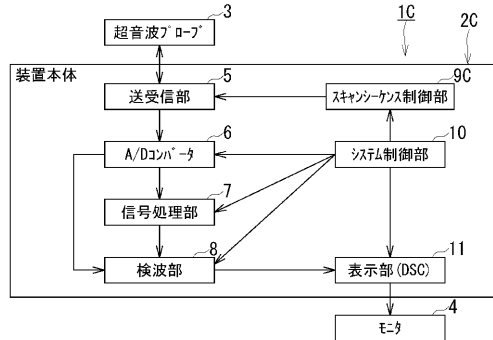
【図18】



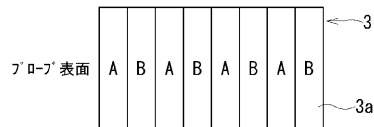
【図19】



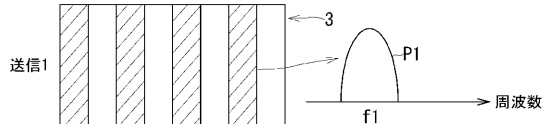
【図20】



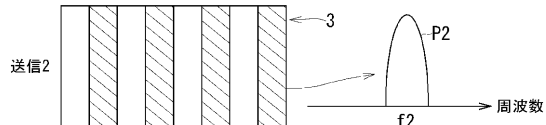
【図21】



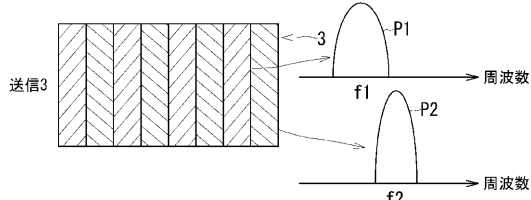
【図22】



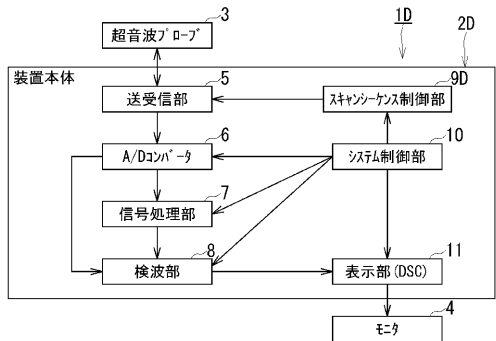
【図23】



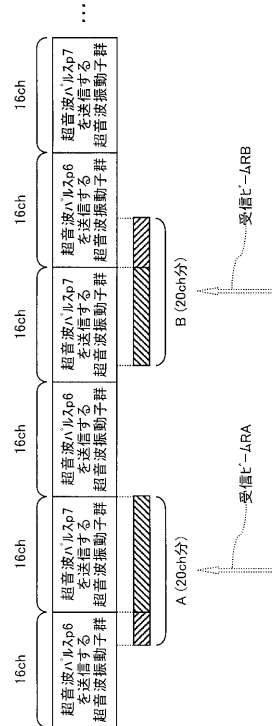
【図24】



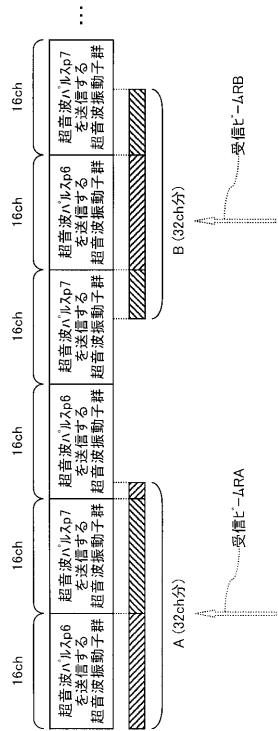
【図25】



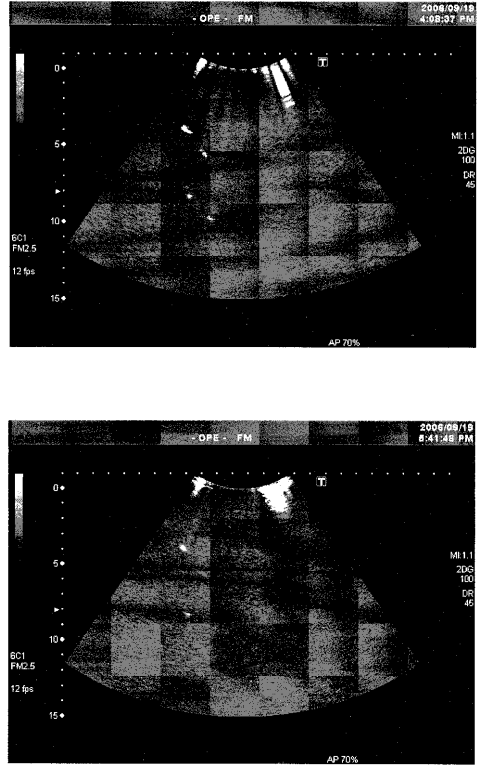
【図26】



【 図 27 】



【 図 28 】



---

フロントページの続き

- (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 佐藤 武史  
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 平間 信  
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 BB02 DE06 DE10 DE14 EE03 EE04 HH04 HH05 HH06 HH14  
HH15 HH16 HH22 HH35 JB45 KK12 KK24 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="#">JP2007222610A</a>	公开(公告)日	2007-09-06
申请号	JP2007013687	申请日	2007-01-24
[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	川岸 哲也 大内 啓之 佐藤 武史 平間 信 今村 智久		
发明人	川岸 哲也 大内 啓之 佐藤 武史 平間 信 今村 智久		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH22 4C601/HH35 4C601/JP45 4C601/KB12 4C601/KB24 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志		
优先权	2006017772 2006-01-26 JP		
其他公开文献	JP5388416B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：通过可视化来自半径更大不同的气泡的超声波回波，同时抑制来自组织的超声波回波，从而以较高的灵敏度轻松识别气泡引起的阴影。 超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制程序。 解决方案：超声诊断设备向受试者发送具有不同频谱 $f_1$ 和 $f_2$ 的多个超声脉冲 $p_1$ 和 $p_2$ ，并获取接收回波 $E_1$ 和 $E_2$  ( S1 ) 和超声脉冲。 发送组合了 $p_1$ 和 $p_2$ 的超声波脉冲 $p_3$ ，获取接收回波 $E_3$ 的步骤 ( S2 ) 和通过组合接收回波 $E_1$ ， $E_2$ 和接收回波 $E_3$ 生成组合信号的步骤 ( S3 ) ，以及从组合信号生成回波图像的步骤 ( S4 ， S5 ) 。 [选择图]图2

