

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5388416号
(P5388416)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014.1.15)

(24) 登録日 平成25年10月18日(2013.10.18)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 30 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2007-13687 (P2007-13687)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成19年1月24日(2007.1.24)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2007-222610 (P2007-222610A)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(43) 公開日	平成19年9月6日(2007.9.6)	(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
審査請求日	平成22年1月12日(2010.1.12)	(72) 発明者	大内 啓之 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
(31) 優先権主張番号	特願2006-17772 (P2006-17772)		
(32) 優先日	平成18年1月26日(2006.1.26)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

中心周波数が互いに異なる複数の超音波パルスが超音波プローブによって被検体に送信されることで受信された、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、前記中心周波数に加え、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】

20

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。

【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。

【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。

【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 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】

超音波診断装置に含まれるコンピュータを、中心周波数が互いに異なる複数の超音波パルスが超音波プローブから被検体に送信されることによって前記超音波プローブで受信されたそれぞれの受信エコーを前記超音波プローブ

10

20

30

40

50

ブから取得する第 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が前記超音波プローブから前記被検体に送信されることによって前記超音波プローブで受信された受信エコーを前記超音波プローブから取得する第 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。

【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。

【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、前記中心周波数に加え、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。

【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】

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。

【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

10

20

30

40

50

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

【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。

10

【請求項 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】

20

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。

【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。

30

【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。）。

【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】

40

【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。

【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。

50

【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。

【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。

【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。

【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、中心周波数が互いに異なる複数の超音波パルスが超音波プローブによって被検体に送信されることで受信された、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、超音波診断装置に含まれるコンピュータを、中心周波数が互いに異なる複数の超音波パルスが超音波プローブから被検体に送信されることによって前記超音波プローブで受信されたそれぞれの受信エコーを前記超音波プローブから取得する第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が前記超音波プローブから前記被検体に送信されることによって前記超音波プローブで受信された受信エコーを前記超音波プローブから取得する第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

10

20

30

40

50

一の画像を生成する画像生成手段、として機能させる。

【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、より高感度でバ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。

【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、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。

【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。

【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。

【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。

【0024】

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 5 】

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 2 6 】

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。

10

【 0 0 2 7 】

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 (c o n t r a s t) 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 - m o d e) 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。

20

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

表示部 11 は、D S C (d i g i t a l s c a n c o n v e r t e r) 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、D S C 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。

30

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

次に超音波診断装置 1 の作用について説明する。

【 0 0 3 2 】

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。

40

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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。

50

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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 ($f_2 \neq f_1$) 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。

10

【 0 0 3 7 】

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。

【 0 0 3 8 】

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。

20

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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。

30

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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。

40

【 0 0 4 3 】

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

50

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。

【 0 0 4 4 】

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、スキャンシーケンス制御部 9 の制御下において行なわれる。

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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]

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

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

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

【 0 0 4 8 】

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]

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

【 0 0 4 9 】

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。

[数 3]

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

【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

50

式(1-1)、式(1-2)、式(1-3)、式(2)および式(3)より、受信エコーE1と受信エコーE2とを加算し、受信エコーE3を減算すると式(4)のようになる。

【数4】

$$\begin{aligned} E1 + E2 - E3 &= Ec1 + Eb1 + Ec2 + Eb2 - Ec3 - Eb3 \\ &= Eb1 + Eb2 - Eb3 \\ &= Eb \quad \dots (4) \end{aligned}$$

【0051】

すなわち、受信エコーE1と受信エコーE2とを加算し、受信エコーE3を減算した結果は、各受信エコーE1, E2, E3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Eb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Ec1, Ec2, Ec3を各受信エコーE1, E2, E3から除去することができる。

10

【0052】

一方、バブルエコーEb1, Eb2, Eb3は、基本波帯域において組織エコーEc1, Ec2, Ec3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Ebとして残存することとなる。

【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Ebは、信号処理部7から検波部8に与えられる。

20

【0054】

次に、ステップS4において、パルス信号Eb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Eb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Eb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。

【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。

30

【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。

【0057】

そこで、ステップS5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。

40

【0058】

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。

【0059】

図6に示すように、受信エコーE1, E2, E3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(contrast)画像用の信号として検波部8に出力される。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11に与えられて造影画像となってモニタ4に表示される。

【0060】

50

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。

【 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。

10

【 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 に透かし表示した例を示す模式図である。

【 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。

20

【 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。

【 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。

30

【 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 】

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。

40

【 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

50

点 F 2 で超音波プローブ 3 から送信される。

【 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。

【 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、パ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]

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

【 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。

【 0 0 7 5 】

例えば、造影剤として被検体に注入されたパ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パブルからの信号成分が残ることとなる。

[数 6]

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

【 0 0 7 6 】

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制しつつ、より多くの異なる半径のパブルからの超音波エコーを映像化することにより、より高感度でパブルによる染影を容易に認識することができる。

【 0 0 7 7 】

図 1 1 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。

【 0 0 7 8 】

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 1 0 および表示部 1 1 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 1 1 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。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

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。

【0081】

図 1 2 は、図 1 1 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。

10

【0082】

なお、ステップ S 1 1 乃至 S 1 3 およびステップ S 1 5 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。

【0083】

図 1 3 は、ステップ S 1 1、S 1 2 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 1 3 に示す各周波数スペクトルは、図 3 および図 1 0 に示す各周波数スペクトルの変形例である。

20

【0084】

図 1 3 の横軸は、周波数を示す。図 1 3 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 1 4 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 1 4 に示す。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。

30

【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タ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 1 4 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。

40

【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。

【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。

50

【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1Bは、装置本体2B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2B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9B、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2B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1B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

【0092】

スキャンシーケンス制御部9B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1Bは、超音波診断装置1Aと組合せが可能である。

【0093】

次に超音波診断装置1Bの作用について説明する。

【0094】

図16は、図15に示す超音波診断装置1B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。

20

【0095】

ステップS21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E1、E2を受信する。

【0096】

なお、ステップS22乃至S25については、図2を用いて説明したステップS2乃至S5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。

30

【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1B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。

40

【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

50

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 p3 のピークが減少すると、超音波パルス p3 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。

【0100】

図 19 は、超音波パルス的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。

【0101】

図 19 の上段は、超音波パルス p1, p2, p3 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 p1, p2, p3 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。

10

【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 Ec1 Ec2 Ec3 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。

【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。

20

【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 p2 の位相反転により超音波パルス p3 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】

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 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。

30

【0107】

スキャンシーケンス制御部 9C 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 1C は、超音波診断装置 1、超音波診断装置 1A および超音波診断装置 1B のうち少なくとも 1 つと組合せが可能である。

40

【0108】

なお、超音波診断装置 1C 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 1A または超音波診断装置 1B の作用と実質的に異なる。

【0109】

図 21 乃至図 24 は、図 20 に示す超音波診断装置 1C 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。

【0110】

図 21 乃至図 24 に示すように超音波診断装置 1C では、送受信に用いられる超音波プローブ 3 の送信開口 3a 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

50

3の送信開口3a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3a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21に示すように、1次元状に複数の送信開口3a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。

【0112】

そして、図22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3a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3a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23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3a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3a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の音場に応じた受信エコー 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。

【0114】

続いて、図24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3aおよび第2の送信開口グループBに属する送信開口3a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3a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3a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の音場に応じた受信エコー E_3 を得ることができる。

【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の互いに異なる送信開口3a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。

【0116】

つまり、超音波診断装置1C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3a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1C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替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。

【0117】

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

10

20

30

40

50

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 $3a$ 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。

【 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。

【 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 10 および表示部 11 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。

【 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らない。

【 0 1 2 5 】

図 2 6 および図 2 7 は、図 2 5 に示す超音波診断装置 1 D 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。

【 0 1 2 6 】

図 2 6 および図 2 7 に示すように超音波診断装置 1 D 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 p_6 および超音波パルス p_7 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。

【 0 1 2 7 】

図 2 6 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

10

20

30

40

50

で超音波パルスの p_6 , p_7 の割合が異なってしまふ。よつて、受信ビーム R_A , R_B を、超音波診断装置 1 の超音波パルス p_1 (又は超音波パルス p_2) 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ふ。

【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つて送信ビーム(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 R_A と送信開口グループ B の受信ビーム R_B とで超音波パルスの p_6 , p_7 の割合が一致する。

10

【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。

【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つてゐることが分かる。

20

【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つて、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つて、送信開口内の超音波パルス p_1 を送信する超音波振動子と超音波パルス p_2 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。

30

【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つ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。

40

【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。

【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。

50

【図 1 1】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 1 2】図 1 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 1 3】図 1 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波数スペクトルの一例を示す模式図。

【図 1 4】図 1 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 1 5】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 1 6】図 1 5 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 1 7】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 1 8】中心周波数が互いに異なる 2 つの超音波パルス的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 1 9】図 1 7 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 1 8 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。

【図 2 0】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 2 1】図 2 0 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 2 2】図 2 0 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 2 3】図 2 0 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 2 4】図 2 0 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 2 5】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。

【図 2 6】図 2 5 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 2 7】図 2 5 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 2 8】図 2 5 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

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

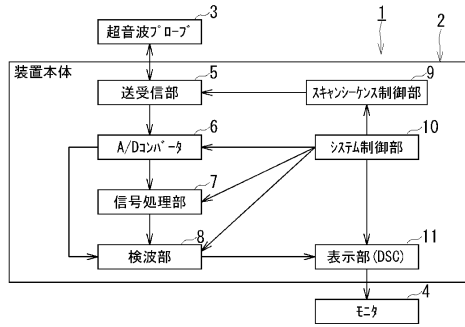
10

20

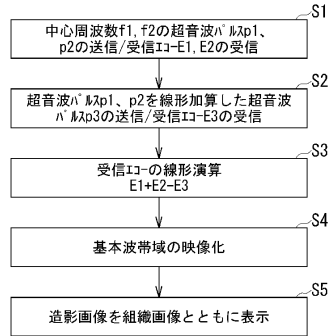
30

40

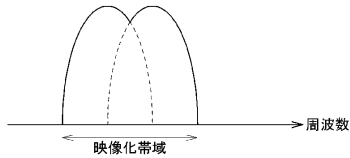
【図1】



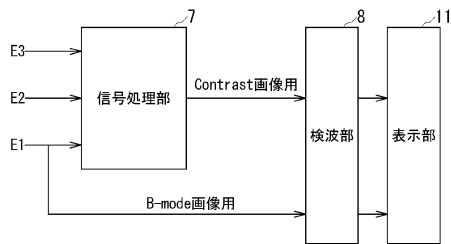
【図2】



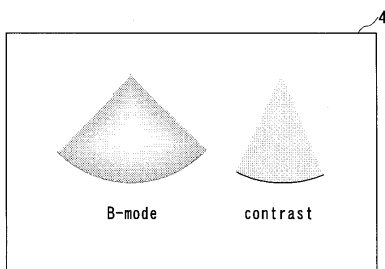
【図5】



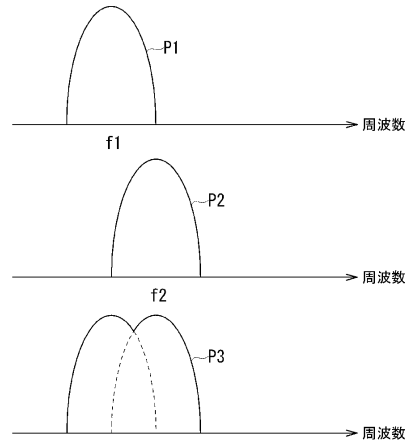
【図6】



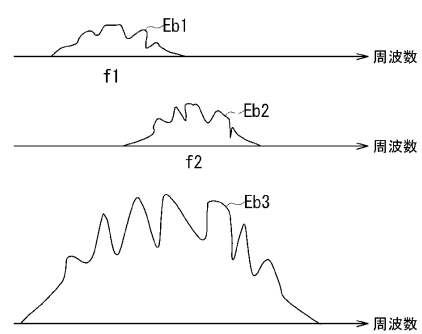
【図7】



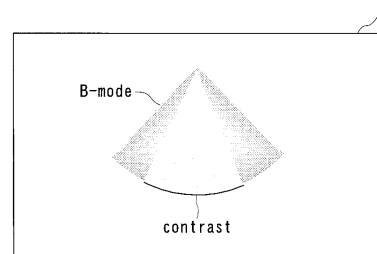
【図3】



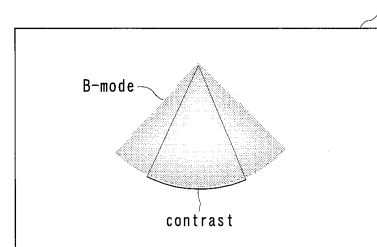
【図4】



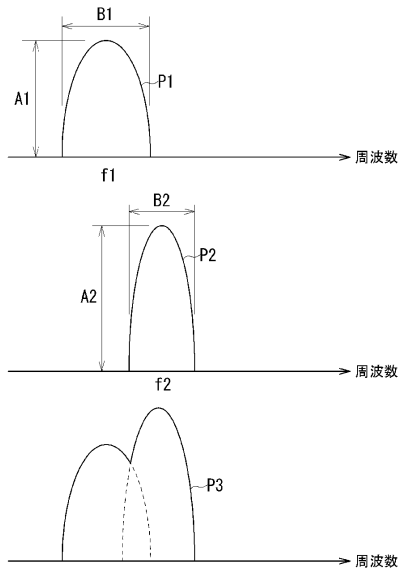
【図8】



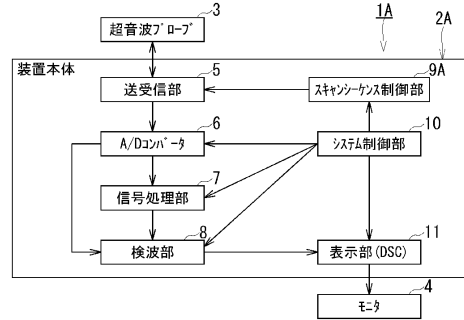
【図9】



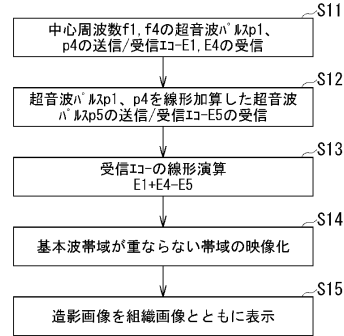
【図10】



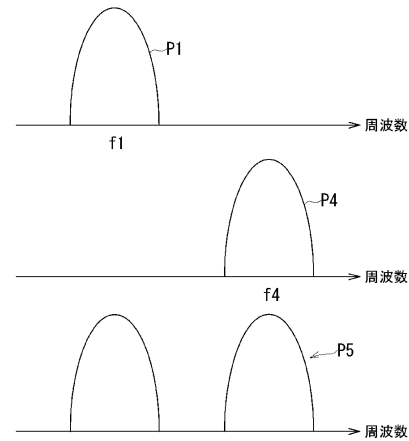
【図11】



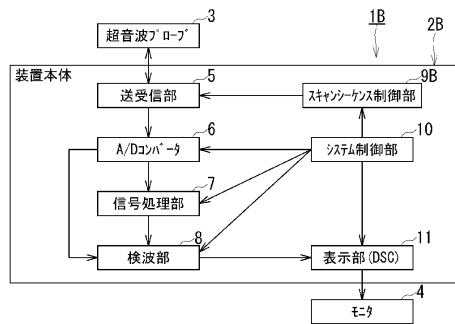
【図12】



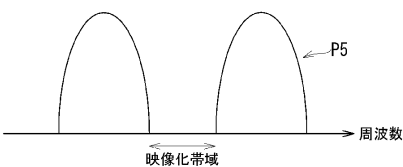
【図13】



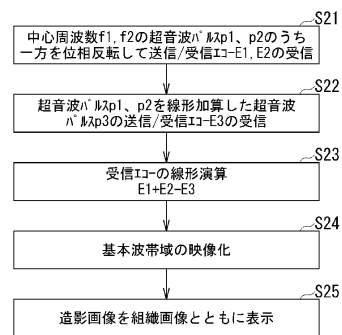
【図15】



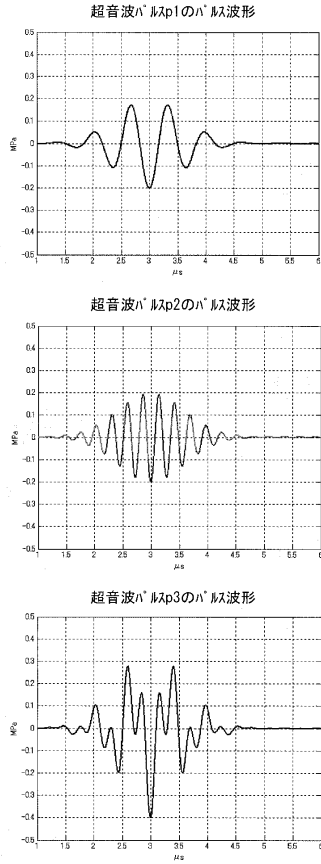
【図14】



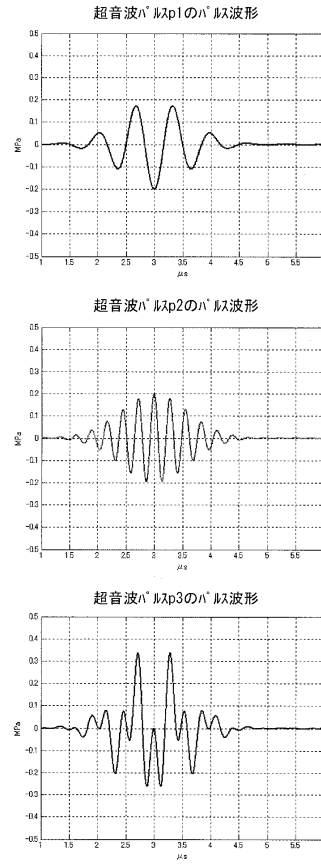
【図16】



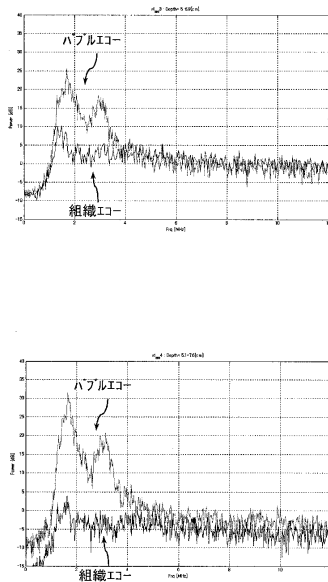
【図17】



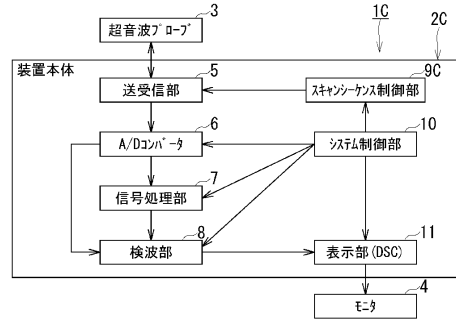
【図18】



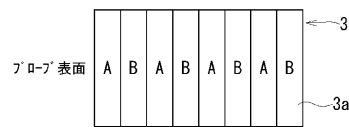
【図19】



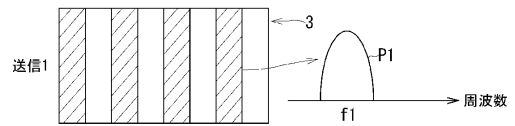
【図20】



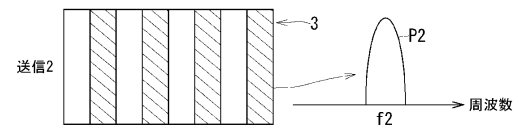
【図21】



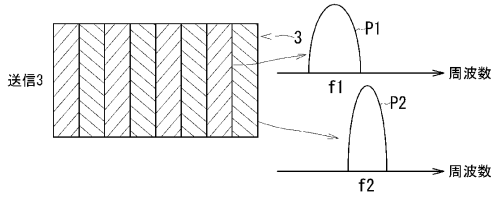
【図22】



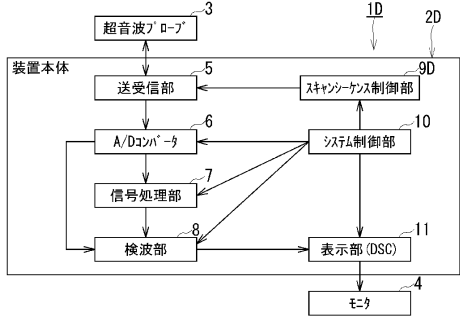
【図23】



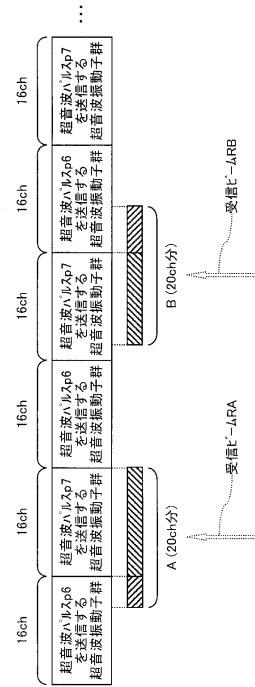
【図24】



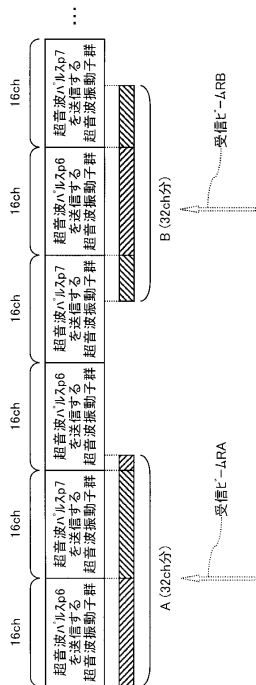
【図25】



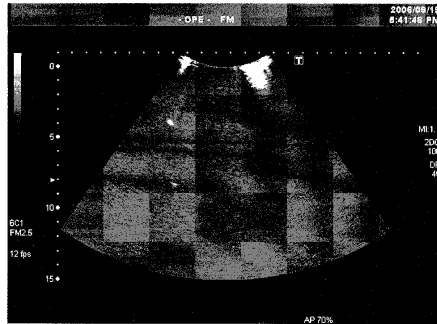
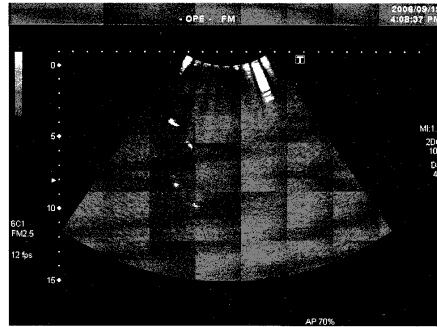
【図26】



【図27】



【図28】



フロントページの続き

- (72)発明者 佐藤 武史
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
- (72)発明者 平間 信
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
- (72)発明者 今村 智久
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

審査官 五閑 統一郎

- (56)参考文献 特開2004-180784(JP,A)
特開2002-224111(JP,A)
特開2004-154572(JP,A)
特表2004-504911(JP,A)
特開平10-295694(JP,A)
特開昭61-100237(JP,A)

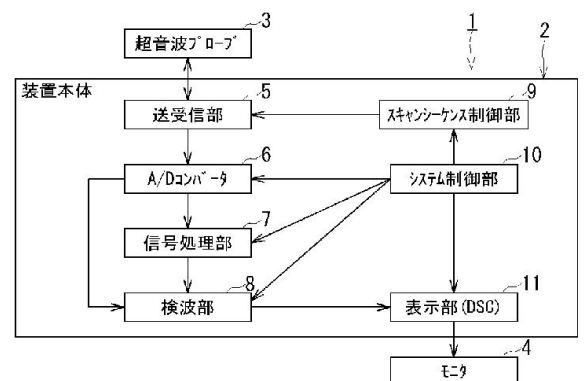
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

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	JP5388416B2	公开(公告)日	2014-01-15
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		
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	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/JB45 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL38		
优先权	2006017772 2006-01-26 JP		
其他公开文献	JP2007222610A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备和超声波诊断设备的控制程序，从更多半径不同的气泡可视化超声回波，同时抑制组织的超声回波，以便更容易识别气泡的阴影染色效果，具有更高的灵敏度。解决方案：该超声波诊断设备包括：将具有不同频谱f1, f2的多个超声波脉冲p1, p2发送到对象并获得接收回波E1, E2的过程 (S1) ;发送通过组成超声波脉冲p1, p2并获得接收回波E3而获得的超声波脉冲p3的过程 (S2) ;将接收回波E1, E2与接收回波E3组合以产生复合信号的过程 (S3) ;以及从复合信号生成回波图像的处理 (S4, S5) 。 Z

【 図 1 】



【 図 2 】