

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4347768号
(P4347768)

(45) 発行日 平成21年10月21日(2009.10.21)

(24) 登録日 平成21年7月24日(2009.7.24)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-225195 (P2004-225195)
 (22) 出願日 平成16年8月2日(2004.8.2)
 (65) 公開番号 特開2006-42957 (P2006-42957A)
 (43) 公開日 平成18年2月16日(2006.2.16)
 審査請求日 平成18年3月24日(2006.3.24)

(73) 特許権者 390029791
 アロカ株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 笠原 英司
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 (72) 発明者 望月 剛
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

互いに周波数特性の異なる超音波を送波する複数の超音波探触子と、
 前記各超音波探触子から得られる受信信号に対して、その超音波探触子に応じたフィルタ処理を施すことにより、その超音波探触子から送波された超音波に対応した受信信号成分を抽出するフィルタ処理部と、
 前記各超音波探触子ごとに、対応する受信信号成分に基づいて超音波画像を形成する画像構成部と、
 を有し、
 前記各超音波探触子に応じたフィルタ処理におけるフィルタ通過帯域が、その超音波探触子に対応した超音波画像のモードに応じて設定され、
前記複数の超音波探触子には、心臓の広域に亘って超音波を送波する広域用超音波探触子と、前記心臓の関心部分に超音波を送波する局所用超音波探触子とが含まれ、
前記画像構成部は、前記広域用超音波探触子を利用して得られる前記心臓に関する広域の三次元画像と、前記局所用超音波探触子を利用して得られる前記心臓の関心部分に関する局所的な画像と、を並べて配置した表示画像を形成する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
 前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子に応じた送信信号を供給す

10

20

る複数の送信部と、

前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子から受信信号を取得する複数の受信部と、

をさらに有し、

前記フィルタ処理部は、

前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子の受信信号に対して、その超音波探触子の中心周波数に応じたフィルタ処理を施す、複数のフィルタを含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子に応じた送信信号を供給する複数の送信部と、

前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子から受信信号を取得する複数の受信部と、

をさらに有し、

前記フィルタ処理部は、

前記複数の超音波探触子から取得される複数の受信信号に対して、各超音波探触子の中心周波数に応じてフィルタ設定を切り替える時分割のフィルタ処理を施すことによって、複数の超音波探触子に対応した前記複数の受信信号成分を抽出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子に応じた送信信号を供給する複数の送信部と、

前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子から受信信号を取得する複数の受信部と、

前記複数の超音波探触子に対応した複数の受信信号に対して、時分割処理によって、各受信信号ごとに整相加算処理を施す整相加算部と、

をさらに有し、

前記フィルタ処理部は、

前記複数の超音波探触子に対応する複数の整相加算処理後の受信信号に対して、各超音波探触子の中心周波数に応じてフィルタ設定を切り替える時分割のフィルタ処理を施すことによって、複数の超音波探触子に対応した前記複数の受信信号成分を抽出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に複数の超音波探触子を利用する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置は、臓器などの診断のみに留まらず、外科的な手術中の支援にも利用されており、手術中の支援として、複数の超音波探触子（プローブ）を併用するケースが多くなっている。例えば、手術部分の詳細な超音波画像を取得するプローブと、そのプローブや手術部位の位置を確認するための比較的広い範囲の超音波画像を取得するプローブと、二つのプローブが利用される。

【0003】

複数のプローブを併用する場合、プローブ相互の干渉が問題となる。例えば、特許文献 1 には、二つのプローブのそれぞれの送受信駆動を、互いの超音波の影響でビートノイズが各画像に発生しないように同時に、または時分割で制御する技術が示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

【特許文献1】特開2003-180693号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

二つのプローブから同時に超音波を送受波する場合、二つのプローブ間における超音波の干渉が否定できない。つまり、一方のプローブが発した超音波の反射波を他方のプローブが受波してしまう可能性がある。また、二つのプローブの送受信駆動を、例えばフレームごとに時分割で行う場合、二つのプローブ間の干渉は低減されるものの、各プローブの送受信レートが低下してしまう。このように、従来の複数プローブを利用した装置には、

10

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記事例に鑑みて成されたものであり、その目的は、複数の超音波探触子（プローブ）を利用する超音波診断装置の新たな装置構成を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、互いに周波数特性の異なる超音波を送波する複数の超音波探触子と、前記各超音波探触子から得られる受信信号に対して、その超音波探触子に応じたフィルタ処理を施すことにより、その超音波探触子から送波された超音波に対応した受信信号成分を抽出するフィルタ処理部と、

20

前記各超音波探触子ごとに、対応する受信信号成分に基づいて超音波画像を形成する画像構成部と、を有する、ことを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

上記構成において、互いに周波数特性の異なる超音波とは、例えば、互いに周波数領域が異なる超音波や、互いに異なる変調処理が施された超音波などである。そして、フィルタ処理部は、例えば、各超音波の周波数領域に応じたバンドパスフィルタ処理や、各超音波の変調処理に応じた復調処理などを施して、各超音波探触子において多重的に取得される受信信号の中から、その超音波探触子に対応した受信信号成分を抽出する。多重的に取得された受信信号とは、その超音波探触子以外の探触子から発せられた超音波の反射波成分を含む受信信号である。

30

【 0 0 0 9 】

このように、上記構成によれば、多重的に取得された受信信号から、その超音波探触子に対応した受信信号成分を抽出することができるため、例えば、複数の超音波探触子を同時に駆動させた場合における超音波の相互干渉の問題が解消され、従って、各超音波探触子の送受信レートを低下させずに、互いの超音波の影響による各超音波画像へのノイズの発生などを抑えることができる。

【 0 0 1 0 】

望ましくは、前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子に応じた送信信号を供給する複数の送信部と、前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子から受信信号を取得する複数の受信部と、をさらに有し、前記フィルタ処理部は、前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子の受信信号に対して、その超音波探触子の中心周波数に応じたフィルタ処理を施す、複数のフィルタを含む、ことを特徴とする。

40

【 0 0 1 1 】

望ましくは、前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子に応じた送信信号を供給する複数の送信部と、前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子から受信信号を取得する複数の受信部と、をさらに有し、前記フィルタ処理部は、前記複数の超音波探触子から取得される複数の受信信号に対して、各超音波探触子の中心周波数に応じてフィルタ設定を切り替える時分割のフィルタ処理を施すことによって、複数の超音波探触子に対応した前記複数の受信信号成分を抽出する、ことを特徴とする。

50

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子に応じた送信信号を供給する複数の送信部と、前記各超音波探触子ごとに設けられ、対応する超音波探触子から受信信号を取得する複数の受信部と、前記複数の超音波探触子に対応した複数の受信信号に対して、時分割処理によって、各受信信号ごとに整相加算処理を施す整相加算部と、をさらに有し、前記フィルタ処理部は、前記複数の超音波探触子に対応する複数の整相加算処理後の受信信号に対して、各超音波探触子の中心周波数に応じてフィルタ設定を切り替える時分割のフィルタ処理を施すことによって、複数の超音波探触子に対応した前記複数の受信信号成分を抽出する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記複数の超音波探触子には、対象組織の広域に亘って超音波を送波する広域用超音波探触子と、前記対象組織の所定部分に超音波を送波する局所用超音波探触子とが含まれ、前記画像構成部は、前記広域用超音波探触子に対応する広域画像と、前記局所用超音波探触子に対応する局所画像とを並べて配置した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

以上説明したように、本発明により、複数の超音波探触子を利用する超音波診断装置の新たな装置構成が提供される。その装置構成により、例えば、複数の超音波探触子を同時に駆動させ、各超音波探触子の送受信レートを低下させずに、互いの超音波の影響による各超音波画像へのノイズの発生などを抑えることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 6 】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。本実施形態の超音波診断装置は、プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b の二つのプローブを利用して超音波画像を形成する。

【 0 0 1 7 】

プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b は、対象組織に超音波を送波してエコーデータを取得する超音波探触子であり複数の振動素子を有している。そして、各振動素子から出力される超音波パルスの送波タイミングなどが適宜制御され、電子走査方式による超音波ビームの走査などが実現される。電子走査方式としては、例えばリニア走査やセクタ走査などが挙げられる。なお、対象組織や利用目的に応じて、プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b の少なくとも一方に単振動素子型の探触子を利用してもよいし、少なくとも一方に連続波ドプラ情報取得用の探触子を利用してもよい。もちろん、電子走査型の探触子に換えて機械走査型の探触子を利用してもよい。

【 0 0 1 8 】

また、プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b は、共に B モード画像用のプローブでもよく、一方が B モード画像用で他方がドプラ情報取得用のプローブでもよい。あるいは、一方が三次元画像取得用で他方が二次元画像用のプローブなど、様々な組み合わせが可能である。さらに、プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b は、患者体表から体内へ超音波を送受波するもの、患者体内に挿入されるもの、術中に臓器表面に当てられるものなど、様々なタイプのものが可能である。

【 0 0 1 9 】

本実施形態では、二つのプローブを利用するため、プローブ a 1 0 a に対応した処理系と、プローブ b 1 0 b に対応した処理系を有している。

【 0 0 2 0 】

送信部 a 1 2 a は、プローブ a 1 0 a に対して送信波形に応じた送信信号を供給する。つまり、送信部 a 1 2 a は、プローブ a 1 0 a のタイプに応じて、例えば、電子走査制御

10

20

30

40

50

に基づいてプローブ a 1 0 a の各振動素子に対応した送信パルスを供給する。一方、受信部 a 1 4 a は、プローブ a 1 0 a から出力される受信信号に対して、例えば検波処理などを施して、処理後の受信信号（エコーデータ）を整相加算回路 a 1 6 a へ出力する。

【 0 0 2 1 】

整相加算回路 a 1 6 a は、受信部 a 1 4 a から出力されるエコーデータに対して増幅や整相加算などの処理を行う。送信部 a 1 2 a、受信部 a 1 4 a および整相加算回路 a 1 6 a は、制御部 2 0 によって制御され、その結果、プローブ a 1 0 a のタイプに応じた送信ビームの形成及び受信ビームの形成が実現される。

【 0 0 2 2 】

例えば、制御部 2 0 は、送信部 a 1 2 a、受信部 a 1 4 a および整相加算回路 a 1 6 a を制御して超音波ビームをステアリングさせて走査面を形成する。その結果、整相加算回路 a 1 6 a から、走査面内の各超音波ビームごとのエコーデータ（整相加算後のエコーデータ）が出力される。また、プローブ a 1 0 a が三次元エコーデータ取得用のプローブであれば、制御部 2 0 は、超音波ビームを三次元空間内で三次元的にステアリングさせて、ボリュームデータを取得する。なお、プローブ a 1 0 a が単振動素子型の場合には、整相加算回路 a 1 6 a が省略されてもよい。また、制御部 2 0 は、フィルタ a 1 8 a およびフィルタ b 1 8 b に対し、対応するプローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b の中心周波数に応じたフィルタ設定を行う。フィルタ設定の具体的な方法としては、例えば、制御部 2 0 が中心周波数を含む通過帯域を計算して各フィルタに設定する方法と、予め通過帯域の情報が格納されたメモリ（図示せず）から、制御部 2 0 が中心周波数に対応する通過帯域の情報を読み出して各フィルタに設定する方法が挙げられる。

【 0 0 2 3 】

フィルタ a 1 8 a は、整相加算回路 a 1 6 a から出力される整相加算後のエコーデータに対してフィルタ処理を施す。フィルタ a 1 8 a は、プローブ a 1 0 a に応じたフィルタ処理を実行して、整相加算後のエコーデータに含まれる他プローブ（プローブ b 1 0 b）の成分を除去する。なお、フィルタ a 1 8 a におけるフィルタ処理については後に図 2 を利用して詳述する。

【 0 0 2 4 】

以上、プローブ a 1 0 a に対応した処理系を説明したが、同様な構成がプローブ b 1 0 b の処理系にも存在する。

【 0 0 2 5 】

つまり、送信部 b 1 2 b は、プローブ b 1 0 b に対して送信波形に応じた送信信号を供給し、受信部 b 1 4 b は、プローブ b 1 0 b から出力される受信信号に対して、例えば検波処理などを施して、処理後の受信信号（エコーデータ）を整相加算回路 b 1 6 b へ出力する。整相加算回路 b 1 6 b は、受信部 b 1 4 b から出力されるエコーデータに対して増幅や整相加算などの処理を行う。送信部 b 1 2 b、受信部 b 1 4 b および整相加算回路 b 1 6 b は、制御部 2 0 によって制御され、その結果、プローブ b 1 0 b のタイプに応じた送信ビームの形成及び受信ビームの形成が実現される。そして、フィルタ b 1 8 b は、プローブ b 1 0 b に応じたフィルタ処理を実行して、整相加算後のエコーデータに含まれる他プローブ（プローブ a 1 0 a）の成分を除去する。フィルタ b 1 8 b におけるフィルタ処理については後に図 2 を利用して詳述する。

【 0 0 2 6 】

画像構成部 2 2 は、フィルタ a 1 8 a およびフィルタ b 1 8 b によってフィルタ処理されたエコーデータに基づいて、プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b の各々に対応した超音波画像を形成する。

【 0 0 2 7 】

例えば、プローブ a 1 0 a が B モード画像用のプローブであれば、フィルタ a 1 8 a から出力されるエコーデータに基づいて B モード画像を形成する。B モード画像の形成処理には周知の技術が利用され、各エコーデータに対してその振幅の大きさに応じた画素値が割り当てられ、B モード画像が形成される。

10

20

30

40

50

【0028】

また、例えば、プローブ b 1 0 b がドプラ情報取得用のプローブであれば、フィルタ b 1 8 b から出力されるエコーデータからドプラ情報を抽出して、対象組織（血流など）の速度情報を取得する。そして、取得した対象組織の速度情報に基づいて、例えば、カラードプラ画像を形成する。カラードプラ画像の形成処理には周知の技術が利用される。つまり、例えば、血流に対応するエコーデータから血流の速度情報が抽出され、Bモード画像上において、血流内の各部ごとにその速度に対応した色付け処理が施されカラードプラ画像が形成される。

【0029】

前述のように、本実施形態では、プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b のタイプは、Bモード画像用やドプラ情報取得用に限定されない。画像構成部 2 2 は、プローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b のタイプに応じた処理を実行する。例えば、プローブ a 1 0 a が三次元画像取得用のものであれば、画像構成部 2 2 において、フィルタ a 1 8 a から出力されるエコーデータに基づいて三次元画像が形成される。

【0030】

画像構成部 2 2 において形成されたプローブ a 1 0 a およびプローブ b 1 0 b の各々に対応した超音波画像は、表示部 2 4 に表示される。表示部 2 4 は、例えばユーザ操作に応じて、プローブ a 1 0 a の画像（例えば三次元画像）、プローブ b 1 0 b の画像（例えば二次元Bモード画像）の二つの画像を同時表示させた表示画像を出力する。

【0031】

図 2 は、本実施形態におけるフィルタ処理を説明するための図であり、フィルタ a（図 1 の符号 1 8 a）およびフィルタ b（図 1 の符号 1 8 b）で実行されるバンドパスフィルタ（BPF）処理を説明するための図である。なお、プローブ a の中心周波数が f_1 であり、プローブ b の中心周波数が f_2 である場合を例として説明する。

【0032】

図 2 の（a）は、プローブ a およびプローブ b 共に Bモード用のプローブの場合におけるフィルタ設定を示している。フィルタ a は、周波数 f_1 に対応したプローブ a 用の BPF 3 0 に設定され、フィルタ b は、周波数 f_2 に対応したプローブ b 用の BPF 3 2 に設定される。このため、例えば、プローブ a がプローブ a 自身から発せられた超音波の反射波とプローブ b から発せられた超音波の反射波とを含む多重的な受信信号を取得したとしても、フィルタ a において、周波数 f_1 に対応したプローブ a 用の BPF 3 0 によって、プローブ a 自身から発せられた超音波の反射波成分のみが抽出される。同様に、プローブ b に関しては、周波数 f_2 に対応したプローブ b 用の BPF 3 2 によって、プローブ b 自身から発せられた超音波の反射波成分のみが抽出される。このように、フィルタ a およびフィルタ b において、それぞれ、他プローブの成分を除去することができる。なお、図 2 の（a）では、プローブ a およびプローブ b 共に Bモード用のプローブであるため、プローブ a 用の BPF 3 0 およびプローブ b 用の BPF 3 2 が、ほぼ同じ帯域幅に設定されている。

【0033】

図 2 の（b）は、プローブ a が Bモード用のプローブ、プローブ b がドプラ用（例えば、カラードプラ用）のプローブの場合におけるフィルタ設定を示している。フィルタ a は、周波数 f_1 に対応したプローブ a 用の BPF 3 4 に設定され、フィルタ b は、周波数 f_2 に対応したプローブ b 用の BPF 3 6 に設定される。このため、図 2 の（a）の場合と同様に、フィルタ a において、周波数 f_1 に対応したプローブ a 用の BPF 3 4 によって、プローブ a 自身から発せられた超音波の反射波成分のみが抽出され、プローブ b に関しては、周波数 f_2 に対応したプローブ b 用の BPF 3 6 によって、プローブ b 自身から発せられた超音波の反射波成分のみが抽出される。なお、図 2 の（b）では、Bモード用のプローブであるプローブ a 用の BPF 3 4 の帯域幅を広く、ドプラ用のプローブであるプローブ b 用の BPF 3 6 の帯域幅を狭くしている。このように、プローブのタイプに応じて、一方の帯域幅を広くしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

図2の(c)は、プローブaがドプラ用のプローブ、プローブbがBモード用のプローブの場合におけるフィルタ設定を示している。フィルタaは、周波数f1に対応したプローブa用のBPF38に設定され、フィルタbは、周波数f2に対応したプローブb用のBPF40に設定される。このため、図2の(a)や(b)の場合と同様に、フィルタaにおいて、周波数f1に対応したプローブa用のBPF38によって、プローブa自身から発せられた超音波の反射波成分のみが抽出され、プローブbに関しては、周波数f2に対応したプローブb用のBPF40によって、プローブb自身から発せられた超音波の反射波成分のみが抽出される。なお、図2の(c)では、ドプラ用のプローブであるプローブa用のBPF38の帯域幅を狭く、Bモード用のプローブであるプローブb用のBPF40の帯域幅を広くしている。

10

【 0 0 3 5 】

図2では、プローブaおよびプローブbが共にBモード用、あるいは、一方がBモード用で他方がドプラ用の場合を例としたが、三次元画像取得用のものや高周波タイプのものなどを利用してよい。プローブのタイプに応じてバンドパスフィルタが設定される。なお、図1の超音波診断装置において、フィルタa18aおよびフィルタb18bは、バンドパスフィルタ処理以外の他の周波数フィルタ処理、例えば、ローパスフィルタ処理又はハイパスフィルタ処理などを実行させるものであってもよい。

【 0 0 3 6 】

図3は、本実施形態の超音波診断装置の使用例を説明するための図である。この例では、2Dアレイプローブ50によって、対象組織である心臓54の広域に亘って超音波が送受波され、心臓54に関する広域の三次元画像が取得される。一方、高周波リニアプローブ52によって、心臓54の関心部分に関する局所的な超音波画像が取得される。高周波リニアプローブ52は、例えば、縫合器などに取り付けられ、縫合箇所の詳細な画像を取得する。これに対し、2Dアレイプローブ50は、心臓54および縫合器などを含む画像を取得して、心臓54と縫合器の相対位置関係を視覚的にユーザに伝える。

20

【 0 0 3 7 】

図4は、本実施形態の超音波診断装置で形成される表示画像例を説明するための図であり、図3に示した2Dアレイプローブ50および高周波リニアプローブ52によって取得された画像を示している。

30

【 0 0 3 8 】

図4の(a)は、一方のプローブの表示が二次元(2D)画像の場合を示している。つまり、2Dアレイプローブ50によって、心臓の広域に亘る断層画像(2DアレイプローブのB画像60)が形成され、その右側に、高周波リニアプローブの画像62が表示されている。

【 0 0 3 9 】

これに対し、図4の(b)は、一方のプローブの表示が三次元(3D)画像の場合を示している。つまり、2Dアレイプローブ50によって、心臓の広域に亘る三次元画像(2Dアレイプローブの3D画像60')が形成され、その右側に、高周波リニアプローブの画像62が表示されている。

40

【 0 0 4 0 】

図4に示すように、広域的に心臓を映し出す画像と、局所的に手術部位を詳細に映し出す画像とが並べて配置されるため、手術部位の位置確認や手術部位の状態確認を、容易かつ正確に行うことができる。

【 0 0 4 1 】

以上説明した本実施形態には、次のような変形例が考えられる。

【 0 0 4 2 】

図5は、本実施形態の変形例1を説明するための図であり、図5はその全体構成を示すブロック図である。図5において、図1に示した部分には図1と同じ符号が付されており、また、図1と符号が一致する部分は、その機能も図1のものと同じであるため説明を省

50

略する。

【0043】

図5の変形例1は、図1の実施形態との比較において、フィルタ18の構成が異なっている。つまり、図1ではフィルタa18aおよびフィルタb18bの二つのフィルタを利用しているのに対し、図5ではその二つのフィルタの機能が一つのフィルタ18で実現されている。

【0044】

図5のフィルタ18は、時分割処理によって、図1における二つのフィルタの機能を実現している。つまり、フィルタ18は、整相加算回路a16aの出力に対して、図1のフィルタa18aに相当するフィルタ処理を実行し、また、整相加算回路b16bの出力に対して、図1のフィルタb18bに相当するフィルタ処理を実行する。この処理を、例えば、超音波ビームごとに交互にフィルタ設定を切り替えて行う。

10

【0045】

フィルタ18は、例えば、CPUやDSPなどの演算器で構成されるFIRフィルタである。この場合、例えば、超音波ビームごとに交互にFIRフィルタの係数設定が変更される。超音波の伝搬速度の制限を受ける超音波の送受波レートと比較して、CPUやDSPなどの演算器の処理速度は極めて高速なため、本変形例1では、超音波の送受波レートを維持しつつフィルタの時分割処理が実現できる。

【0046】

図6は、本実施形態の変形例2を説明するための図であり、図6はその全体構成を示すブロック図である。図6において、図5に示した部分には図5と同じ符号が付されており、また、図5と符号が一致する部分は、その機能も図5のものと同じであるため説明を省略する。

20

【0047】

図6の変形例2は、図5の変形例1との比較において、整相加算回路16の構成が異なっている。つまり、図5では整相加算回路a16aおよび整相加算回路b16bの二つの回路を利用しているのに対し、図6ではその二つの機能が一つの整相加算回路16で実現されている。

【0048】

図6の整相加算回路16は、時分割処理によって、図5における二つの整相加算回路の機能を実現している。つまり、整相加算回路16は、受信部a14aの出力に対して、図5の整相加算回路a16aに相当する整相加算処理を実行し、また、受信部b14bの出力に対して、図5の整相加算回路b16bに相当する整相加算処理を実行する。この処理を、例えば、超音波ビームごとに交互に行う。

30

【0049】

整相加算回路16は、例えば、CPUやDSPなどの演算器で構成され、例えば、超音波ビームごとに交互に整相加算機能を切り替える。前述のように、超音波の伝搬速度の制限を受ける超音波の送受波レートと比較して、CPUやDSPなどの演算器の処理速度は極めて高速なため、本変形例2では、超音波の送受波レートを維持しつつ整相加算の時分割処理が実現できる。

40

【0050】

以上、本発明の好適な実施形態およびその変形例を説明したが、上述した形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。例えば、プローブの本数は3本以上でもよい。プローブの本数が3本以上の場合においても、各プローブに応じたフィルタ設定で、各プローブごとにそのプローブに対応する受信信号成分が抽出される。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】フィルタ処理を説明するための図である。

50

【図3】本発明に係る超音波診断装置の使用例を説明するための図である。

【図4】本発明に係る超音波診断装置で形成される表示画像例を説明するための図である。

【図5】本発明に係る変形例1を説明するための図である。

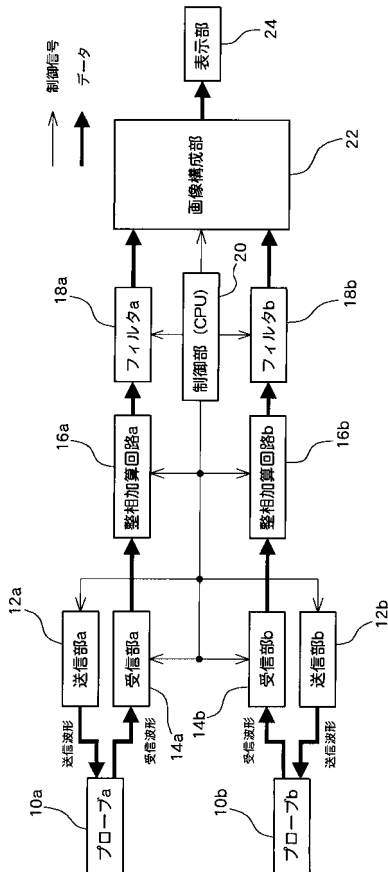
【図6】本発明に係る変形例2を説明するための図である。

【符号の説明】

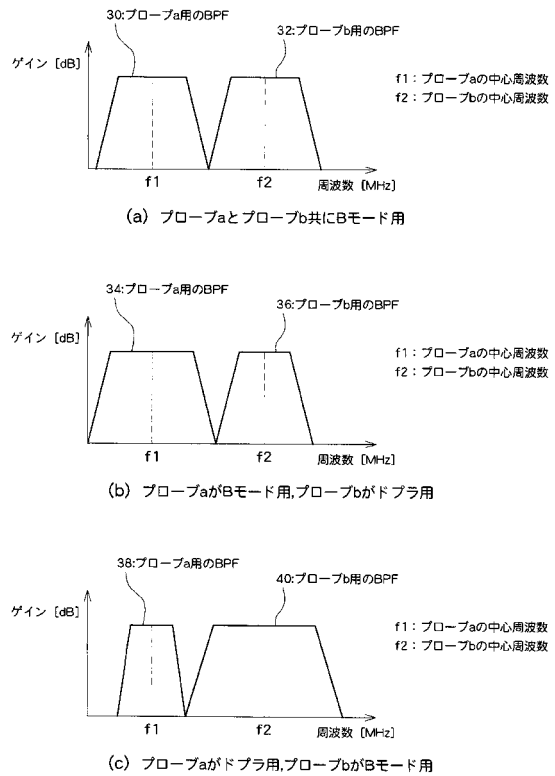
【0052】

10a プローブa、10b プローブb、18a フィルタa、18b フィルタb、22 画像構成部。

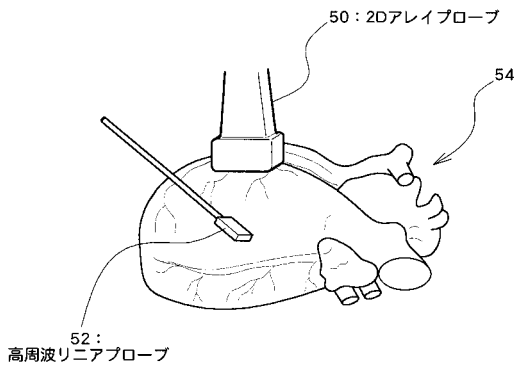
【図1】



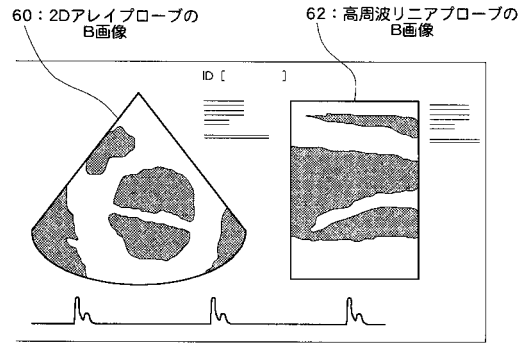
【図2】



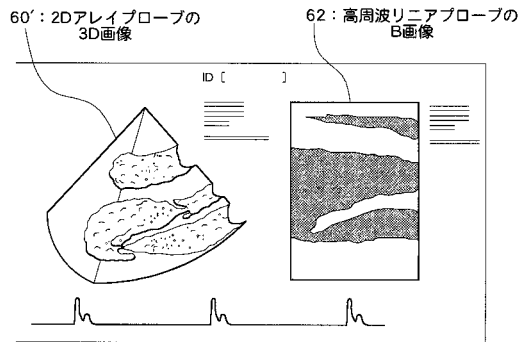
【図3】



【図4】

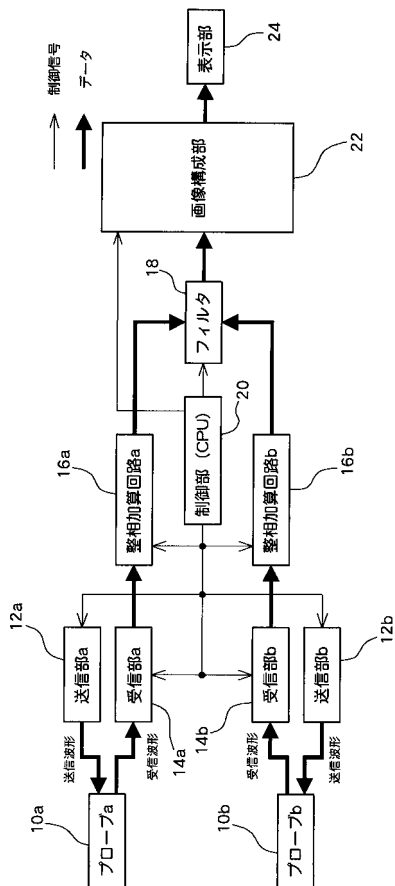


(a) 一方のプローブの表示が2D画像の場合

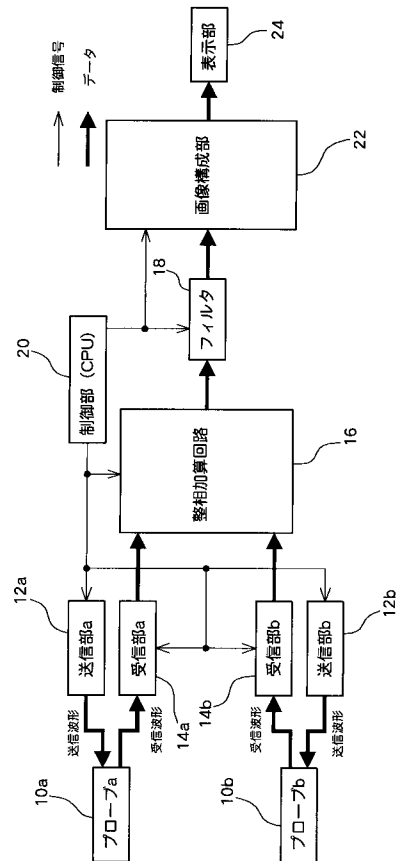


(b) 一方のプローブの表示が3D画像の場合

【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭55-103837(JP,A)
特開2003-088524(JP,A)
特開平06-114061(JP,A)
特開2003-010186(JP,A)
特開昭56-018770(JP,A)
特表2001-521404(JP,A)
特開平05-220152(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4347768B2	公开(公告)日	2009-10-21
申请号	JP2004225195	申请日	2004-08-02
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	笠原英司 望月剛		
发明人	笠原 英司 望月 剛		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/FF02 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH06 4C601/HH11 4C601/HH35 4C601/ JB31 4C601/ JB32 4C601/ JC29 4C601/ JC31 4C601/ KK12 4C601/ KK19 4C601/ KK22 4C601/ KK25		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2006042957A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供使用多个超声波探头的超声波诊断装置的新设备配置。滤波器a 18a在来自定相加法电路a 16a的延迟和求和输出之后对回波数据执行滤波处理。即，滤波器a 18a被设置为与探头a 10a的中频f 1对应的带通滤波器，并且提取从探头a 10a自身发射的超声波的反射波分量。结果，去除了定相添加之后的回波数据中包括的另一探针（探针 b10b）的成分。点域1

图 1

