

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4532209号
(P4532209)

(45) 発行日 平成22年8月25日(2010.8.25)

(24) 登録日 平成22年6月18日(2010.6.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-244085 (P2004-244085)
 (22) 出願日 平成16年8月24日 (2004.8.24)
 (65) 公開番号 特開2006-61203 (P2006-61203A)
 (43) 公開日 平成18年3月9日 (2006.3.9)
 審査請求日 平成19年7月3日 (2007.7.3)

(73) 特許権者 390029791
 アロカ株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目22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22番1号 アロカ株式会社内
 審査官 樋口 宗彦

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】

超音波を送受波する超音波探触子と、
 前記超音波探触子へ送信信号を供給する送信信号生成部と、
 前記超音波探触子から取得した受信信号を処理する受信信号処理部と、
 前記処理された受信信号に基いて超音波画像を形成する画像構成部と、
 本超音波診断装置に接続される他の超音波診断装置から、その超音波診断装置に関する
 送受信制御情報を取得する通信部と、
 を有し、

前記取得された他の超音波診断装置に関する送受信制御情報を基いて前記送信信号生成部および前記受信信号処理部を制御することによって、本超音波診断装置と前記他の超音波診断装置との間における送受波の相互干渉を抑える、

ことを特徴とし、

前記送信信号生成部は、前記送受信制御情報に基いて前記他の超音波診断装置の送信信号とは異なる周波数特性の送信信号を生成し、これにより、前記超音波探触子から本超音波診断装置に特有の周波数特性の超音波が送波され、

前記受信信号処理部は、受信信号に対してフィルタ処理を施すフィルタ処理部を含み、前記フィルタ処理部は、前記送受信制御情報に基いてフィルタ特性を設定し、受信信号から、本超音波診断装置によって送波された超音波に対応した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。

10

20

【請求項 2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記フィルタ処理部は、本超音波診断装置によって送波された超音波に対応したフィルタによって前記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 3】

請求項2に記載の超音波診断装置において、

前記フィルタ処理部は、本超音波診断装置および前記他の超音波診断装置の画像モードに応じて前記フィルタの帯域を設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記送信信号生成部は、前記送受信制御情報に基いて、前記他の超音波診断装置における送信信号の供給タイミングに同期させて前記超音波探触子へ送信信号を供給する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項4に記載の超音波診断装置において、

前記他の超音波診断装置における送信信号の供給タイミングと本超音波診断装置における送信信号の供給タイミングとの間には所定のディレイ時間が設けられる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項1から5のいずれか1項に記載の超音波診断装置において、

前記通信部は、前記他の超音波診断装置から、その超音波診断装置に関する超音波画像データを取得し、

前記画像構成部は、前記超音波画像データに基いて形成される前記他の超音波診断装置の超音波画像と本超音波診断装置の超音波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。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

30

本発明は、超音波診断装置に関し、特に複数の超音波診断装置間において送受信制御情報を共有する技術に関する。

【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いる。手術中の支援として複数の超音波診断装置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超音波診断装置と、その超音波診断装置のプローブや手術部分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超音波診断装置と、二つの超音波診断装置が利用される。

【0003】

40

ちなみに、複数の超音波診断装置を利用する技術は従来から知られている（例えば、特許文献1参照）。

【0004】**【特許文献1】特開平10-137243号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

複数の超音波診断装置を併用して同じ手術部分に関する超音波画像を取得する場合、プローブ相互の干渉が問題となる。例えば、二つのプローブの各々に対応する超音波の相互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

50

が受波してしまい、超音波画像上にノイズとして現れてしまう可能性がある。

【0006】

ちなみに、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交互に行うこと、二つのプローブ間の干渉を低減させることができる。しかしながら、各プローブの送受信レートが低下してしまう。

【0007】

本発明は、このような問題点に鑑みて成されたものであり、その目的は、複数の超音波診断装置間における送受波の相互干渉を抑えることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

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、超音波を送受波する超音波探触子と、前記超音波探触子へ送信信号を供給する送信信号生成部と、前記超音波探触子から取得した受信信号を処理する受信信号処理部と、前記処理された受信信号に基いて超音波画像を形成する画像構成部と、本超音波診断装置に接続される他の超音波診断装置から、その超音波診断装置に関する送受信制御情報を取得する通信部と、を有し、前記取得された他の超音波診断装置に関する送受信制御情報に基いて前記送信信号生成部および前記受信信号処理部を制御することによって、本超音波診断装置と前記他の超音波診断装置との間における送受波の相互干渉を抑える、ことを特徴とする。

10

【0009】

望ましくは、前記送信信号生成部は、前記送受信制御情報に基いて前記他の超音波診断装置の送信信号とは異なる周波数特性の送信信号を生成し、これにより、前記超音波探触子から本超音波診断装置に特有の周波数特性の超音波が送波され、前記受信信号処理部は、受信信号に対してフィルタ処理を施すフィルタ処理部を含み、前記フィルタ処理部は、前記送受信制御情報に基いてフィルタ特性を設定し、受信信号から、本超音波診断装置によって送波された超音波に対応した受信信号成分を抽出する、ことを特徴とする。

20

【0010】

望ましくは、前記フィルタ処理部は、本超音波診断装置によって送波された超音波に対応したフィルタによって前記受信信号成分を抽出する、ことを特徴とする。望ましくは、前記フィルタ処理部は、本超音波診断装置および前記他の超音波診断装置の画像モードに応じて前記フィルタの帯域を設定する、ことを特徴とする。

30

【0011】

望ましくは、前記送信信号生成部は、前記送受信制御情報に基いて、前記他の超音波診断装置における送信信号の供給タイミングに同期させて前記超音波探触子へ送信信号を供給する、ことを特徴とする。望ましくは、前記他の超音波診断装置における送信信号の供給タイミングと本超音波診断装置における送信信号の供給タイミングとの間には所定のディレイ時間が設けられる、ことを特徴とする。

【0012】

望ましくは、前記通信部は、前記他の超音波診断装置から、その超音波診断装置に関する超音波画像データを取得し、前記画像構成部は、前記超音波画像データに基いて形成される前記他の超音波診断装置の超音波画像と本超音波診断装置の超音波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。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明により、複数の超音波診断装置間における送受波の相互干渉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】

【0014】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基いて説明する。

【0015】

図1には、本発明に係る超音波診断装置10の好適な実施形態が示されており、図1は

50

その全体構成を示すブロック図である。

【0016】

プローブ12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12に単振動素子型の探触子を利用してもよい。また、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。

【0017】

プローブ12は、Bモード画像用のプローブでもよく、ドプラ情報取得用のプローブでもよい。もちろん、三次元画像取得用、二次元画像取得用のいずれでもよい。さらに、プローブ12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。

【0018】

送信部16は、プローブ12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16は、プローブ12のタイプに応じて、例えば、電子走査制御に基づいてプローブ12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14は、プローブ12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）を整相加算部18へ出力する。

【0019】

整相加算部18は、受信部14から出力されるエコーデータに対して增幅や整相加算などの処理を行う。送信部16、受信部14および整相加算部18は、制御部20によって制御され、その結果、プローブ12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。なお、制御部20は、送信部16、受信部14および整相加算部18に限らず、本超音波診断装置10内の各部を制御する。

【0020】

制御部20は、送信部16、受信部14および整相加算部18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、整相加算部18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12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20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12が単振動素子型の場合には整相加算部18が省略されてもよい。

【0021】

フィルタ22は、整相加算部18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22は、プローブ12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（本超音波診断装置に接続される他の超音波診断装置のプローブ）の成分を除去する。フィルタ22は、プローブ12の中心周波数に応じたフィルタ設定に基づいてフィルタ処理を行う。フィルタ設定の具体的な方法としては、例えば、制御部20が中心周波数を含む通過帯域を計算してフィルタ22に設定する方法や、予め通過帯域の情報を格納されたメモリ（図示せず）から制御部20が中心周波数に対応する通過帯域の情報を読み出してフィルタ22に設定する方法などが挙げられる。なお、フィルタ22におけるフィルタ処理については後に図3を利用して詳述する。

【0022】

画像構成部24は、フィルタ22によってフィルタ処理されたエコーデータに基いて、プローブ12に対応した超音波画像を形成する。例えば、プローブ12がBモード画像用のプローブであれば、フィルタ22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。

【0023】

10

20

30

40

50

また、例えば、プローブ 1 2 がドプラ情報取得用のプローブであれば、フィルタ 2 2 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。

【 0 0 2 4 】

前述のように、本実施形態では、プローブ 1 2 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 4 は、プローブ 1 2 のタイプに応じた処理を実行する。10

【 0 0 2 5 】

なお、本超音波診断装置 1 0 には、外部通信部 2 6 を介して、他の超音波診断装置を接続することができる。そして、他の超音波診断装置が接続される場合、外部通信部 2 6 を介して他の超音波診断装置に関する送受信制御情報や超音波画像データが取得される。

【 0 0 2 6 】

画像構成部 2 4 は、外部通信部 2 6 を介して取得される超音波画像データに基いて形成される他の超音波診断装置の超音波画像と、フィルタ 2 2 によってフィルタ処理されたエコーデータから得られる本超音波診断装置 1 0 の超音波画像とを並べて配置した表示画像を形成する。20

【 0 0 2 7 】

画像構成部 2 4 において形成された表示画像は、表示部 2 8 に表示される。表示部 2 8 は、例えばユーザ操作に応じて、本超音波診断装置 1 0 の画像（例えば三次元画像）、他の超音波診断装置の画像（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。なお、表示部 2 8 に表示される表示画像については、後に図 6 を利用して詳述する。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、本発明に係る超音波診断装置の利用形態を説明するための図である。本発明に係る超音波診断装置には、外部通信部（図 1 の符号 2 6 ）を介して、他の超音波診断装置が接続される。30

【 0 0 2 9 】

図 2 (a) は、ケーブル 3 0 を利用して複数の超音波診断装置が接続される例を示しており、本発明に係る超音波診断装置である装置 1 と、他の超音波診断装置である装置 2 が、ケーブル 3 0 によって接続されている。装置 1 および装置 2 は、それぞれ、図 1 に示した構成を有している。そして、ケーブル 3 0 の一端は、装置 1 の外部通信部に接続され、ケーブル 3 0 の他端は、装置 2 の外部通信部に接続される。

【 0 0 3 0 】

装置 1 と装置 2 は、互いに、送受信制御情報や超音波画像データなどの情報をやり取りすることができる。つまり、装置 1 は、装置 2 に関する送受信制御情報や超音波画像データを取得することができ、また、装置 2 は、装置 1 に関する送受信制御情報や超音波画像データを取得することができる。40

【 0 0 3 1 】

なお、装置間の接続は 2 台の装置に限定されない。例えば、図 2 (a) に示すように、さらにもう一台の他の超音波診断装置である装置 3 が、装置 1 と装置 2 の各々に接続されてもよい。この場合、例えば、ケーブル 3 0 にケーブル分岐部 3 1 が設けられ、このケーブル分岐部 3 1 に追加のケーブル 3 0 ' の一端が接続され、追加のケーブル 3 0 ' の他端が装置 3 に接続される。ケーブル分岐部 3 1 を設けることで、各超音波診断装置は、ケーブル接続端子を一つだけ備えればよい。もちろん、各超音波診断装置に複数のケーブル接続端子を設けて、複数のケーブル接続端子を介して複数の超音波診断装置と接続する構成でもよい。また、接続される装置数は、3 台以上であってもよい。50

【0032】

図2(b)は、赤外線を利用して複数の超音波診断装置を接続する例を示しており、本発明に係る超音波診断装置である装置1と、他の超音波診断装置である装置2が、赤外線32によって通信接続されている。そして、装置1と装置2は、互いに、赤外線32を利用した通信により、送受信制御情報や超音波画像データなどの情報をやり取りすることができる。つまり、装置1は、装置2に関する送受信制御情報や超音波画像データを取得することができ、また、装置2は、装置1に関する送受信制御情報や超音波画像データを取得することができる。もちろん、赤外線32で通信接続される装置数は、2台以上であってもよい。なお、赤外線32に換えて、電波などの無線通信手段を利用してもよい。

【0033】

図2を利用して説明したように、本発明に係る超音波診断装置(装置1)は、外部通信部を介して接続される他の超音波診断装置(装置2や装置3)との間で、送受信制御情報および超音波画像データをやり取りすることができる。互いに接続される装置、例えば、装置1と装置2は、手術中などにおいて併用される。つまり、例えば、装置1が手術部分の詳細な超音波画像を取得するために利用され、装置2が、装置1のプローブや手術部分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ために利用される。装置1と装置2を併用して同じ手術部分に関する超音波画像を取得する場合、プローブ相互の干渉が問題となる。そこで、装置1と装置2は、送受信制御情報をやり取りすることによって、送受波の相互干渉を抑制する動作を行う。

【0034】

図3は、送受波の相互干渉の抑制動作を説明するための図であり、フィルタ(図1の符号22)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。つまり、本発明に係る超音波診断装置である装置1のフィルタで実行される処理と、装置1に接続される他の超音波診断装置である装置2のフィルタで実行される処理を説明するための図である。なお、装置1のプローブの中心周波数が f_1 であり、装置2のプローブの中心周波数が f_2 である場合を例として説明する。中心周波数 f_1 と中心周波数 f_2 は、互いに異なる周波数に設定されている。

【0035】

図3の(a)は、装置1および装置2が共に画像モードがBモードの場合におけるフィルタ設定を示している。装置1のフィルタは、通過帯域内に周波数 f_1 を含む装置1のBPF40に設定され、装置2のフィルタは、通過帯域内に周波数 f_2 を含む装置2のBPF42に設定される。このため、例えば、装置1が、装置1自身から発せられた超音波の反射波と装置2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、装置1のフィルタにおいて、中心周波数 f_1 に対応した装置1のBPF40によって、装置1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。

【0036】

同様に、装置2に関しては、中心周波数 f_2 に対応した装置2のBPF42によって、装置2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、装置1および装置2の各フィルタにおいて、他装置の受信信号成分を除去することができる。また、図3の(a)では、装置1および装置2が共に画像モードがBモードであるため、装置1のBPF40および装置2のBPF42が、ほぼ同じ帯域幅に設定されている。

【0037】

装置1および装置2の各制御部は、外部通信部を介してやり取りされる送受信制御情報に基づいてフィルタ設定を行う。つまり、装置1の制御部は、装置2の送受信制御情報から装置2のプローブの中心周波数が f_2 であり、装置2の画像モードがBモードであることを認識し、そして、装置1自身のプローブの中心周波数が f_1 であり、装置1自身の画像モードがBモードであることを考慮して、図3(a)に示すように、装置2との間で送受波の周波数分離が実現されるように装置1のBPF40を設定する。

【0038】

一方、装置2の制御部は、装置1の送受信制御情報から装置1のプローブの中心周波数

10

20

30

40

50

が f_1 であり、装置 1 の画像モードが B モードであることを認識し、そして、装置 2 自身のプローブの中心周波数が f_2 であり、装置 2 自身の画像モードが B モードであることを考慮して、図 3 (a) に示すように、装置 1 との間で送受波の周波数分離が実現されるように装置 2 の BPF42 を設定する。

【 0 0 3 9 】

図 3 の (b) は、装置 1 の画像モードが B モード、装置 2 の画像モードがカラードプラモードの場合におけるフィルタ設定を示している。この場合においても、装置 1 および装置 2 の各フィルタは、送受信制御情報に基づいてフィルタ設定を行う。

【 0 0 4 0 】

装置 1 のフィルタは、通過帯域内に周波数 f_1 を含む装置 1 の BPF44 に設定され、装置 2 のフィルタは、通過帯域内に周波数 f_2 を含む装置 2 の BPF46 に設定される。このため、図 3 の (a) の場合と同様に、装置 1 では装置 1 の BPF44 によって装置 1 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、装置 2 では装置 2 の BPF46 によって装置 2 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 3 の (b) では、B モードに対応する装置 1 の BPF44 の帯域幅を広く、カラードプラモードに対応する装置 2 の BPF46 の帯域幅を狭くしている。このように、画像モードに応じて、一方の帯域幅を広くしてもよい。

【 0 0 4 1 】

図 3 の (c) は、装置 1 の画像モードがカラードプラモード、装置 2 の画像モードが B モードの場合におけるフィルタ設定を示している。この場合においても、装置 1 および装置 2 の各フィルタは、送受信制御情報に基づいてフィルタ設定を行う。

【 0 0 4 2 】

装置 1 のフィルタは、通過帯域内に周波数 f_1 を含む装置 1 の BPF48 に設定され、装置 2 のフィルタは、通過帯域内に周波数 f_2 を含む装置 2 の BPF50 に設定される。このため、図 3 の (a), (b) の場合と同様に、装置 1 では装置 1 の BPF48 によって装置 1 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、装置 2 では装置 2 の BPF50 によって装置 2 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 3 の (c) では、カラードプラモードに対応する装置 1 の BPF48 の帯域幅を狭く、B モードに対応する装置 2 の BPF50 の帯域幅を広くしている。

【 0 0 4 3 】

図 3 では、装置 1 および装置 2 が共に B モード、あるいは、一方が B モードで他方がカラードプラモードの場合を例として示したが、三次元画像取得用のものや高周波タイプのものなどが利用されてもよい。プローブのタイプに応じて各装置におけるフィルタ（バンドパスフィルタ）が設定される。また、装置 1 および装置 2 において、フィルタは、バンドパスフィルタ処理以外に、他のフィルタ処理、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により実行されるものであってもよい。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、複数の装置による同期送信を説明するための図であり、互いに接続された 3 台の超音波診断装置の各々における送信信号の出力タイミングを示している。3 台の超音波診断装置（装置 1、装置 2 および装置 3 ）は、例えば、図 2 (a) のように接続される。

【 0 0 4 5 】

図 4 (a) は、3 台の超音波診断装置の全ての送信周期が同一の場合の同期送信を示しており、装置 1 から装置 3 の各送信タイミングが示されている。各送信タイミングは、横軸を時間軸としており、矩形パルス 60 の発生時刻で送信信号が供給される。つまり、装置 1、装置 2 および装置 3 の各装置は、矩形パルス 60 の発生時刻に対応して超音波を送波する。

【 0 0 4 6 】

図 4 (a) において、装置 1、装置 2 および装置 3 の 3 台の超音波診断装置は、送信周期（隣合う二つの矩形パルス 60 の間の期間）が同じであり、かつ、矩形パルス 60 が 3 台とも同時に発生している。つまり、装置 1、装置 2 および装置 3 は、同時に超音波を送

10

20

30

40

50

波してその反射波を取得し、さらに次の送波タイミングでも同時に超音波を送波し、これを繰り返して超音波画像を形成する。

【0047】

装置1、装置2および装置3の各超音波診断装置は、外部通信部(図1の符号26)を介してやり取りされる送受信制御情報に含まれる送信タイミング信号に基づいて、同期送信を実現する。例えば、装置1から、図4(a)に示す装置1の送信タイミングに相当する送信タイミング信号が outputされ、装置2および装置3が、装置1から出力される送信タイミング信号を利用して送信同期を実現する。

【0048】

図4(b)は、3台の超音波診断装置が互いに異なる送信周期の場合の同期送信を示している。図4(a)と同様に、各送信タイミングは、横軸を時間軸としており、矩形パルス60の発生時刻で送信信号が供給される。

10

【0049】

図4(b)において、装置2の送信周期は装置1の送信周期の1/2であり、また、装置3の送信周期は装置2の送信周期の1/2、つまり装置1の送信周期の1/4である。このように、3台の超音波診断装置が互いに異なる送信周期の場合においても同期送信が実現される。つまり、装置1の送信タイミングにおける矩形パルス60の発生時刻で、装置2および装置3で矩形パルス60が発生する。また、装置2の矩形パルス60の発生時刻で、装置3の矩形パルス60が発生する。装置1、装置2および装置3の各超音波診断装置は、外部通信部(図1の符号26)を介してやり取りされる送受信制御情報に含まれる送信タイミング信号に基づいて、同期送信を実現する。

20

【0050】

図5は、ディレイ時間を伴った同期送信を説明するための図であり、互いに接続された3台の超音波診断装置の各自における送信信号の出力タイミングを示している。

【0051】

図5(a)は、3台の超音波診断装置の全ての送信周期が同一の場合の同期送信を示しており、装置1から装置3の各送信タイミングが示されている。各送信タイミングは、横軸を時間軸としており、矩形パルス60の発生時刻で送信信号が供給される。つまり、装置1、装置2および装置3の各装置は、矩形パルス60の発生時刻に対応して超音波を送波する。

30

【0052】

図5(a)において、装置1、装置2および装置3の3台の超音波診断装置は、送信周期(隣合う二つの矩形パルス60の間の期間)が同じである。そして、装置1の矩形パルス60が発生した後、ディレイ時間aが経過してから装置2の矩形パルス60が発生し、さらにディレイ時間aが経過してから装置3の矩形パルス60が発生している。このように、ディレイ時間aを設けて送信同期を実現してもよい。

【0053】

装置1、装置2および装置3の各超音波診断装置は、外部通信部(図1の符号26)を介してやり取りされる送受信制御情報に含まれる送信タイミング信号やディレイ時間情報に基づいて、ディレイ時間を伴った同期送信を実現する。例えば、装置1から、図5(a)に示す装置1の送信タイミングに相当する送信タイミング信号が outputされ、装置2および装置3が、装置1から出力される送信タイミング信号を利用して、ディレイ時間aを付加して矩形パルス60を発生させることで、図5(a)に示す送信同期を実現する。

40

【0054】

なお、ディレイ時間aは、例えば、超音波画像上に現れるノイズの影響が小さくなるように適宜設定される。

【0055】

図5(b)は、3台の超音波診断装置が互いに異なる送信周期の場合のディレイ時間を伴った同期送信を示している。図5(a)と同様に、各送信タイミングは、横軸を時間軸としており、矩形パルス60の発生時刻で送信信号が供給される。

50

【0056】

図5(b)において、装置2の送信周期は装置1の送信周期の1/2であり、また、装置3の送信周期は装置2の送信周期の1/2、つまり装置1の送信周期の1/4である。このように、3台の超音波診断装置が互いに異なる送信周期の場合においても同期送信が実現される。つまり、装置3の送信タイミングにおける最初の矩形パルス60(図において最も左側に位置する矩形パルス)の発生時刻から、ディレイ時間aの後に、装置2で矩形パルス60が発生し、さらに、装置2のその矩形パルス60の発生時刻から、ディレイ時間aの後に、装置1で矩形パルス60が発生する。

【0057】

装置1、装置2および装置3の各超音波診断装置は、外部通信部(図1の符号26)を介してやり取りされる送受信制御情報に含まれる送信タイミング信号やディレイ時間情報に基づいて、ディレイ時間を使った同期送信を実現する。10

【0058】

図6は、複数の装置を接続して利用する場合における各装置の表示画像を説明するための図である。

【0059】

図2を利用して説明したように、各超音波診断装置は、外部通信部(図1の符号26)を介して接続される他の超音波診断装置との間で、超音波画像データをやり取りすることができる。そして、各超音波診断装置の画像構成部(図1の符号24)は、その装置で得られたエコーデータに基く超音波画像と、他の装置から取得した超音波画像データに基く超音波画像を並べて配置した表示画像を形成する。20

【0060】

図6(a)は、装置1および装置2の2台の装置が接続されている場合の表示画像例を示している。装置1の表示画像70は、装置1で得られたエコーデータに基く装置1の画像と、装置2から取得した画像データに基く装置2の画像を並べて配置したものである。同様に、装置2の表示画像70は、装置2の画像と装置1の画像を並べて配置したものである。これにより、ユーザは、装置1および装置2のいずれか見易い方の表示画像を見ることで、2台の装置による超音波画像を同時に観察できる。

【0061】

図6(b)は、装置1、装置2および装置3の3台の装置が接続されている場合の表示画像例を示している。装置1の表示画像70は、装置1で得られたエコーデータに基く装置1の画像と、装置2から取得した画像データに基く装置2の画像と、装置3から取得した画像データに基く装置3の画像の、3つの画像を並べて配置したものである。同様に、装置2および装置3の表示画像70にも、装置1から装置3の3つの画像が表示される。この場合、例えば、その装置自身の画像を、接続された他の装置の画像よりも大きめに表示させる。また、必要に応じて、3つの画像のうちの少なくとも1つを選択して、選択した画像のみを表示させるなどでもよい。30

【0062】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、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。40

【図面の簡単な説明】**【0063】**

【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】本発明に係る超音波診断装置の利用形態を説明するための図である。

【図3】送受波の相互干渉の抑制動作を説明するための図である。

【図4】複数の装置による同期送信を説明するための図である。

【図5】ディレイ時間を伴った同期送信を説明するための図である。

【図6】複数の装置を接続して利用する場合における各装置の表示画像を説明するための図である。

【符号の説明】

10

20

30

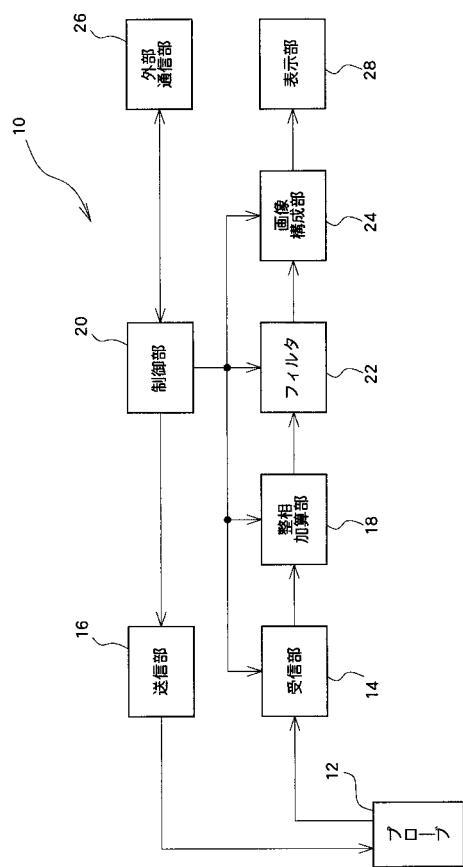
40

50

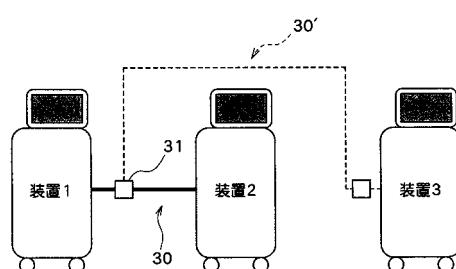
【0064】

10 超音波診断装置、12 プローブ、14 受信部、16 送信部、20 制御部
 、22 フィルタ、24 画像構成部、26 外部通信部。

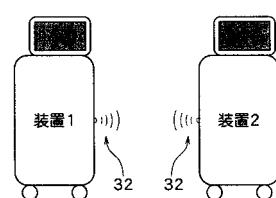
【図1】



【図2】

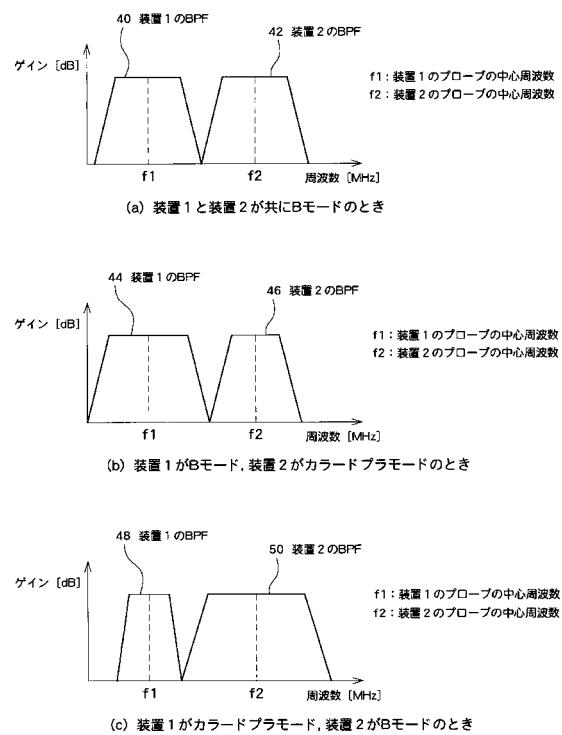


(a) ケーブルによる接続

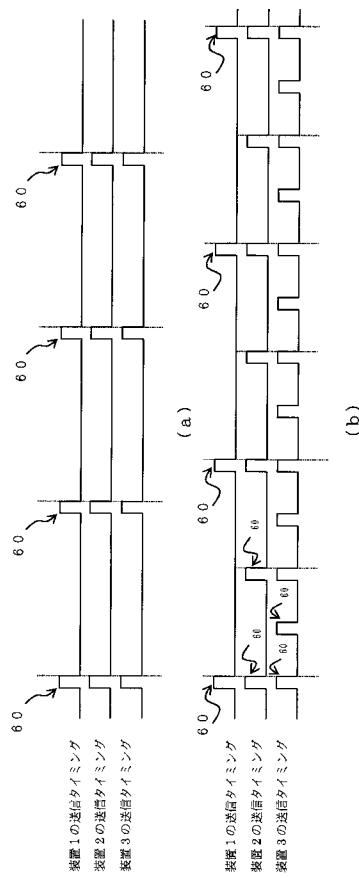


(b) 赤外線による接続

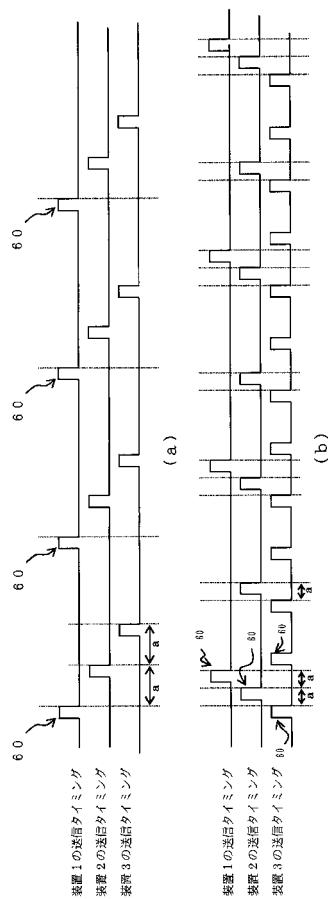
【図3】



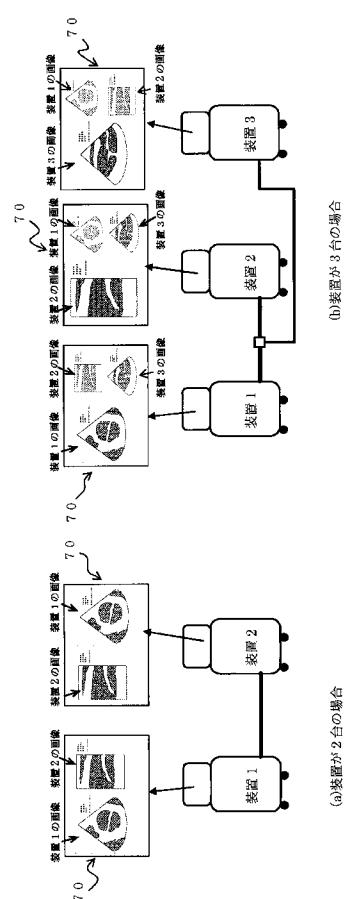
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(56)参考文献 実開昭63-122404(JP, U)
特開2001-166055(JP, A)
特開2004-150872(JP, A)
特開昭56-011045(JP, A)
特開昭63-195583(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15
P A T O L I S

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4532209B2	公开(公告)日	2010-08-25
申请号	JP2004244085	申请日	2004-08-24
[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		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FF02 4C601/HH06 4C601/HH12 4C601/JB31 4C601/JB53 4C601/KK25 4C601/KK34 4C601/LL21		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2006061203A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了抑制多个超声波诊断装置之间的发送波和接收波的相互干扰。解决方案：设备1和设备2的每个滤波器基于经由外部通信单元交换的发送/接收控制信息来执行滤波器设置。也就是说，设备1的滤波器从设备2的发送/接收控制信息中识别出设备2的探测器的中心频率是f2并且设备2的图像模式是B模式，并且如图3(a)所示。设置装置1的BPF 40，以便实现与装置2的发送和接收的频率分离。另一方面，设备2的滤波器从设备1的发送和接收控制信息中识别出设备1的探测器的中心频率是f1并且设备1的图像模式是B模式，并且如图3(a)所示。设置装置2的BPF 42，以便可以实现与装置1的发送和接收的频率分离。点域

