

(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2006-61203

(P2006-61203A)

(43) 公開日 平成18年3月9日(2006.3.9)

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2004-244085 (P2004-244085) | (71) 出願人 | 390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 |
| (22) 出願日 | 平成16年8月24日(2004.8.24) | (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 |
| | | Fターム(参考) | 4C601 EE02 EE08 EE11 EE22 FF02 HH06 HH12 JB31 JB53 KK25 KK34 LL21 |

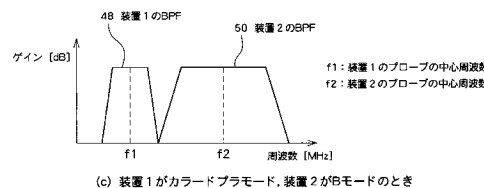
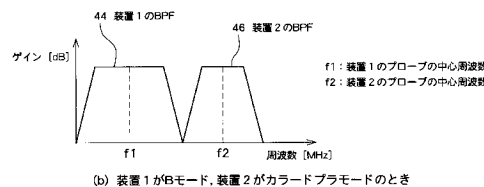
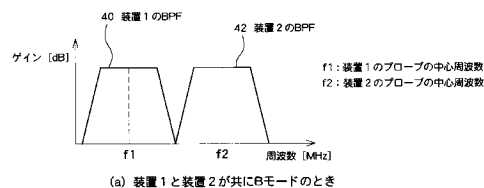
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】装置1および装置2の各フィルタは、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のフィルタは、装置2の送受信制御情報から装置2のプロープの中心周波数が 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、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。一方、装置2のフィルタは、装置1の送受信制御情報から装置1のプロープの中心周波数が 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、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。

【選択図】 図3



【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づ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づ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、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記送信信号生成部は、前記送受信制御情報に基づ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づ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。

20

【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 4】

請求項 3 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。

30

【請求項 5】

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づいて、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 6】

請求項 5 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。

40

【請求項 7】

請求項 1 から 6 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づ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】

50

【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。

10

【0003】

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。

20

【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で、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。

30

【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づ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づ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。

40

【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づ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づ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。

【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、

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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増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

50

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が格納されたメモリ（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。

10

【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づいて、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。

20

【0023】

また、例えば、プローブ 12 がドプラ情報取得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。

【0024】

前述のように、本実施形態では、プローブ 12 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 24 は、プローブ 12 のタイプに応じた処理を実行する。

30

【0025】

なお、本超音波診断装置 10 には、外部通信部 26 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 26 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。

【0026】

画像構成部 24 は、外部通信部 26 を介して取得される超音波画像データに基づ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 22 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 10 の超音波画像とを並べて配置した表示画像を形成する。

40

【0027】

画像構成部 24 において形成された表示画像は、表示部 28 に表示される。表示部 28 は、例えばユーザ操作に応じて、本超音波診断装置 10 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 28 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。

【0028】

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

50

係る超音波診断装置には、外部通信部（図1の符号26）を介して、他の超音波診断装置が接続される。

【0029】

図2(a)は、ケーブル30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30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30の一端は、装置1の外部通信部に接続され、ケーブル30の他端は、装置2の外部通信部に接続される。

【0030】

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。

10

【0031】

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30にケーブル分岐部31が設けられ、このケーブル分岐部31に追加のケーブル30'の一端が接続され、追加のケーブル30'の他端が装置3に接続される。ケーブル分岐部31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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

【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のプロープの中心周波数が 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自身のプロープの中心周波数が 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。

20

【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のプロープの中心周波数が 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自身のプロープの中心周波数が 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。

【0039】

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。

30

【0040】

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。

【0041】

40

図3の(c)は、装置1の画像モードがカラーモード、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。

【0042】

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、カラーモードに対応する装置1のBPF48の帯域幅を狭く

50

、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。

【0043】

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。

【0044】

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。

10

【0045】

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。

【0046】

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。

20

【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出力され、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。

30

【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。

【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。

40

【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々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

50

置 1、装置 2 および装置 3 の各装置は、矩形パルス 6 0 の発生時刻に対応して超音波を送波する。

【 0 0 5 2 】

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 6 0 の間の期間) が同じである。そして、装置 1 の矩形パルス 6 0 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 6 0 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 6 0 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。

【 0 0 5 3 】

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 2 6) 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出力され、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、ディレイ時間を付加して矩形パルス 6 0 を発生させることで、図 5 (a) に示す送信同期を実現する。

10

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

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 6 0 の発生時刻で送信信号が供給される。

20

【 0 0 5 6 】

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 6 0 (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 6 0 が発生し、さらに、装置 2 のその矩形パルス 6 0 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 6 0 が発生する。

30

【 0 0 5 7 】

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 2 6) 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。

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

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 2 6) 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 2 4) 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。

40

【 0 0 6 0 】

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 7 0 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 7 0 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。

50

【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。

【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。

【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。

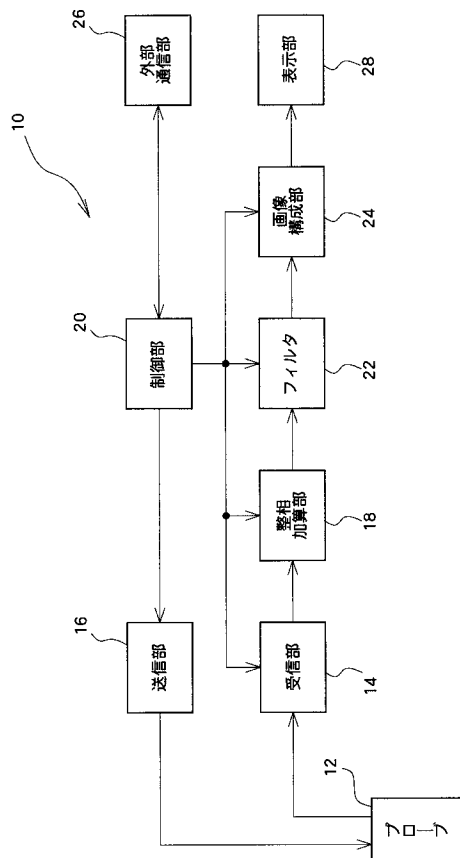
【図6】複数の装置を接続して利用する場合における各装置の表示画像を説明するための図である。

【符号の説明】

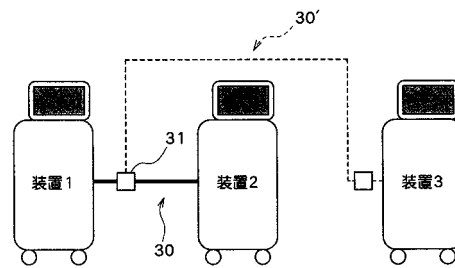
【0064】

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、28 表示部

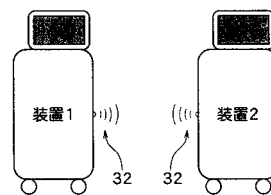
【図1】



【図2】

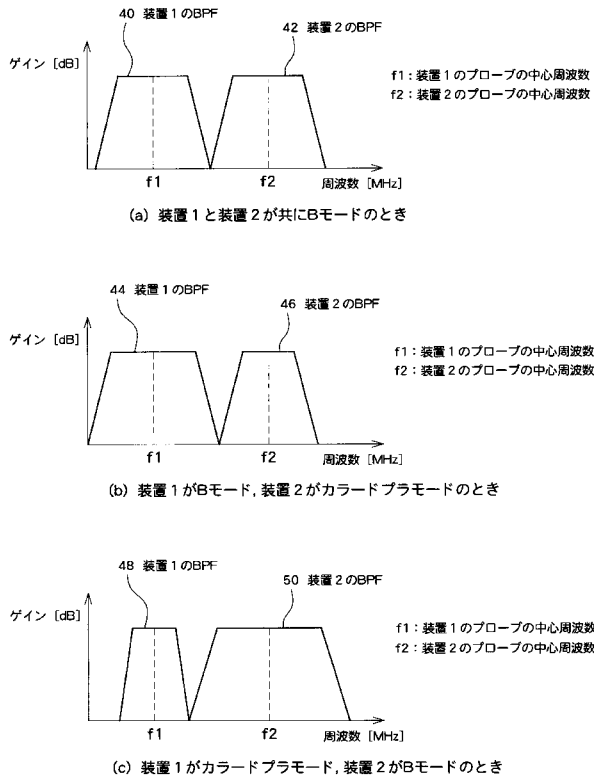


(a) ケーブルによる接続

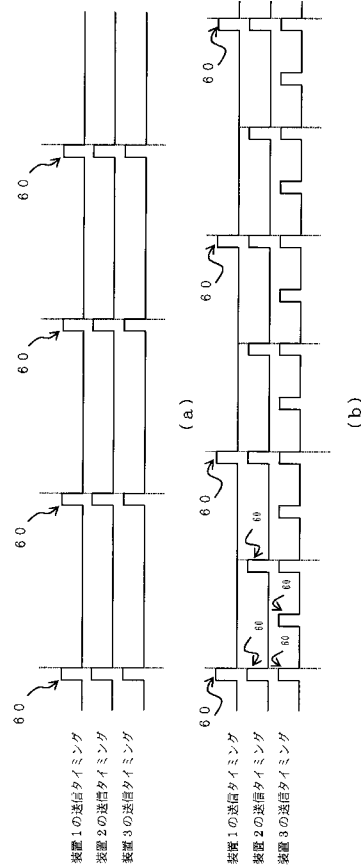


(b) 赤外線による接続

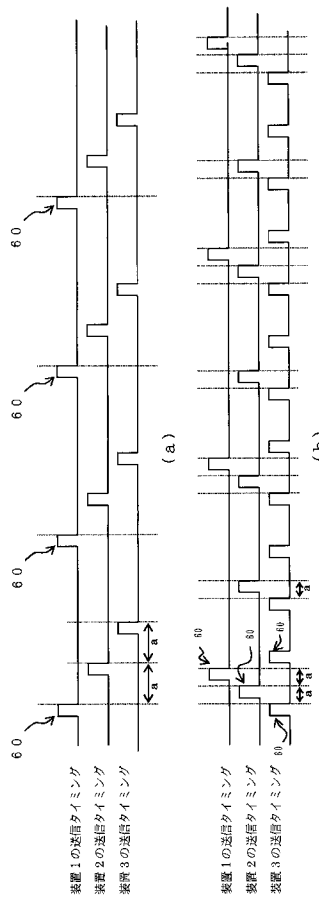
【 図 3 】



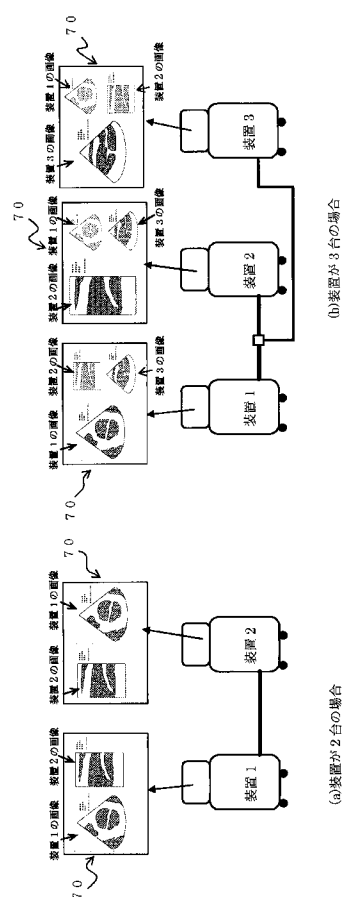
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006061203A | 公开(公告)日 | 2006-03-09 |
| 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 | | |
| [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 | | |
| 其他公开文献 | JP4532209B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：抑制多个超声波诊断装置之间的相互干扰。解决方案：设备1和设备2的相应过滤器执行过滤器设置，以发送/接收通过外部通信部件交换的控制信息。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的探头的中心频率为 f_2 ，设备2的图像模式为B模式，并且设置BPF 40，以使得可以实现设备1和设备2之间的发射/接收波的频率分离，如图4所示。（一个）。同时，设备2的滤波器从设备1的发送/接收控制信息识别设备1的探头的中频为 f_1 ，设备1的图像模式为B模式，并且以这样的方式设置设备2的BPF 42，使得可以实现设备2和设备1之间的发送/接收波的频率分离，如图5所示。（一个）。Z

