

(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2008-119270

(P2008-119270A)

(43) 公開日 平成20年5月29日(2008.5.29)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-307246 (P2006-307246)
(22) 出願日 平成18年11月13日 (2006.11.13)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 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
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

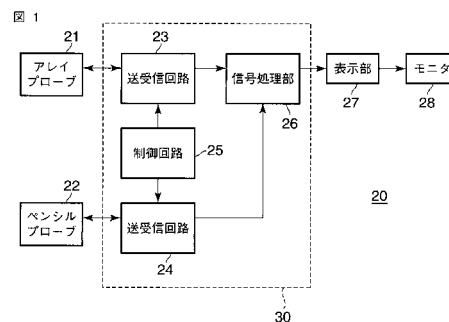
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び該装置の診断プログラム

(57) 【要約】

【課題】画像の解像度を劣化させることなく、造影剤の効果による高いS/N比を有した超音波画像を得るために、異なる送信条件を満たし、且つ、装置の構成を大きく変えることなく、低価格で付加価値の高い超音波診断装置及び該装置を用いた診断プログラムを提供することである。

【解決手段】被検体内の組織情報は、制御回路25によって独立して制御可能な送受信回路23及び24によりそれぞれ送受信駆動されるアレイプロープ21及びペンシルプロープ22により得られる。前記送受信回路23及び24で得られた前記被検体内の組織情報に対応した信号は、信号処理部26で超音波画像用の信号データに変換され、更に表示部27で表示画像データに変換された後、モニタ28に表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行うための少なくとも 2 つのプローブを有する超音波診断装置に於いて、

前記少なくとも 2 つのプローブに対して同時に送信が可能であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記被検体内の組織情報はコントラストエコー法により取得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 3】

前記少なくとも 2 つのプローブは、互いに送受信可能な超音波の帯域が異な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 4】

前記少なくとも 2 つのプローブを装置本体に接続するための少なくとも 2 つのコネクタを更に有し、

前記少なくとも 2 つのコネクタのうち少なくとも 1 つは、血流測定用のペンシルプローブを接続することが可能であ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 5】

前記少なくとも 2 つのプローブのうち少なくとも 1 つは、血流測定用のペンシルプローブであり、

前記ペンシルプローブ用の送信回路を更に具備す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 6】

前記ペンシルプローブは、被検体の血管内に投与された造影剤を破壊するための超音波を送信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】

前記少なくとも 2 つのプローブは、それぞれ生体に対する角度を調節可能な保持具に装着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 8】

被検体に対して超音波送受を行うための第 1 のプローブと、

前記第 1 のプローブを駆動して、前記被検体内の組織情報を得る第 1 の駆動部と、

前記被検体に対して超音波を送信するための第 2 のプローブと、

前記第 2 のプローブを駆動して、前記被検体の血液流速を測定する第 2 の駆動部と、

前記第 1 の駆動部と前記第 2 の駆動部とを独立して制御可能な制御部と、

前記第 1 の駆動部で得られた前記被検体内の組織情報に対応した信号を超音波画像用の信号データに変換する信号処理部と、

前記信号処理部で変換された信号データを表示画像データに変換して表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記被検体内の組織情報はコントラストエコー法により取得されることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第 1 及び第 2 のプローブは、少なくとも互いに送信可能な超音波の帯域が異なることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 1 及び第 2 のプローブを装置本体に接続するための第 1 及び第 2 のコネクタを更に有し、

前記第 2 のコネクタは、血流測定用のペンシルプローブを接続することが可能であることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

前記第 2 のプローブは、血流測定用のペンシルプローブであることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記ペンシルプローブは、被検体の血管内に投与された造影剤を破壊するための超音波を送信することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記第 1 及び第 2 のプローブは、それぞれ生体に対する角度を調節可能な保持具に装着されることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

少なくとも第 1 及び第 2 の 2 つのプローブを使用して造影剤により被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行う超音波診断装置の診断プログラムに於いて、

前記第 1 のプローブに第 1 の送信波形データを転送して前記造影剤投与後の前記被検体に対して第 1 の超音波ビームを照射するように促す手順と、

前記第 1 のプローブで前記被検体から反射された第 1 の反射超音波ビームを受波して該被検体の超音波断層像を得るように促す手順と、

前記第 2 のプローブに第 2 の送信波形データを転送して前記被検体内の前記造影剤を破壊するべく第 2 の超音波ビームを照射するように促す手順と、

前記第 1 のプローブに第 1 の送信波形データを転送して前記造影剤破壊後の前記被検体に対して前記第 1 の超音波ビームを照射するように促す手順と、

前記第 1 のプローブで前記被検体から反射された第 3 の反射超音波ビームを受波して前記造影剤破壊後の被検体の超音波断層像を得るように促す手順と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置の診断プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断装置及び該装置の診断プログラムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波パルス反射法により体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得ることができ、X 線診断装置、X 線 CT 装置、MRI 診断装置、核医学診断装置等の他の診断装置に比べて、小型で安価、リアルタイム表示が可能、また、X 線等による被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有している。

【0003】

図 9 は、従来一般的な超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

【0004】

超音波診断装置に於いては、超音波の送受波を行う振動子を有する超音波プローブ 1 が、図示されないケーブルにより装置本体内の送受信回路 2 に接続されている。この送受信回路 2 は制御回路 3 によって制御されるもので、前記超音波プローブ 1 の振動子に印加される送信信号（駆動パルス或いは励振パルスとも称される）を発生すると共に、振動子からの受信信号（受信エコー）の増幅等の処理を行う。この増幅された受信信号（場合によってはデジタルデータへの変換も実施される）は信号処理部 4 に供給され、ここで B モード像、ドブラ像、M モード像の如き超音波画像用の信号データが得られる。この信号データは表示部 5 にてビデオフォーマットに変換され、更にモニタ 6 等の画像表示機器に超音波画像として出力される。

【0005】

このような超音波画像診断装置に於いては、種々の撮影法が存在する。その代表的なもの 1 つに、コントラストエコー法と称される撮影手法がある。このコントラストエコー法は、被検体の血管内に微小気泡（マイクロバブル）等から成る超音波造影剤を投与する

10

20

30

40

50

ことで、超音波散乱エコーの増強を図るものである。

【0006】

このコントラストエコー法に於いて、マイクロバブルを効率良く破壊できる送信条件と、その時に診断したい部位に適した送受信条件とが一致していれば特に問題はない。しかしながら、現在実用化されているマイクロバブルを効率良く破壊するには、より低周波の超音波照射が適している。一方、超音波画像の解像度を上げるためには、より広帯域の超音波照射が適している。

【0007】

したがって、画像の解像度を劣化させることなく、造影剤の効果による高いS/N比を有した超音波画像を得るために、マイクロバブルを破壊、または膨張・収縮させたりするための送信条件（周波数／波数／振幅、等）と、超音波断層像を生成するための送信条件を、異なる条件に設定したい（例えば、マイクロバブル破壊用には低周波／長波数の送信、画像生成には高周波／1波送信、等）という要求がある。また、これらの異なる2つの送信を同時に実施したい、という要求もある。

【0008】

これを通常の超音波診断装置で実現しようと考えた場合、以下のような手法が容易に考えられる。

【0009】

（1）同一の超音波プローブを用い時系列的にマイクロバブル破壊用送信と超音波画像生成用送信の2つを実施する。

【0010】

（2）種類の異なる2本のプローブを切り換えて使用する（例えば、下記特許文献1参照）。これは、図10に示されるように、アレイプローブ11a及び11bを送受信駆動し、送受信回路13との接続の組合せを時分割で切換える切換器12及び制御回路14を有した構成である。

【0011】

（3）送受信回路（または送信回路のみ）を2系統装備し、2本のプローブを駆動する。これは、図11に示されるように、アレイプローブ11a及び送受信回路13aと、アレイプローブ11b及び送受信回路13bの2系統を、制御回路14によって駆動するものである。

【0012】

（4）マイクロバブル破壊、または膨張・収縮専用の送信部を超音波診断装置に装備する。

【0013】

（5）2台の超音波診断装置を使用する。

【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】

【0014】

しかしながら、上述した（1）～（5）による手法では、以下のような問題点を有している。

【0015】

すなわち、前記（1）の、同一の超音波プローブを用い時系列的にマイクロバブル破壊用送信と超音波画像生成用送信の2つを実施する、という手法の場合、実際の超音波プローブは、プローブ種毎に、ある固有の周波数特性を有しており、1本のプローブのみで術者の希望する任意の周波数の超音波を発生させられるものではない。加えて、異なる周波数／波数／振幅を同時に送信することは、不可能である。

【0016】

前記（2）の、種類の異なる2本のプローブを切り換えて使用するという手法の場合、通常の超音波診断装置では低価格化のために、プローブ切換部には低速動作の電子部品を

10

20

30

40

50

使用しているので、本目的には使用することはできない。また、この部分を高速動作可能な切換器に変更すると、装置価格が上昇するというデメリットが生じる。尚、この場合でも異なる周波数 / 波数 / 振幅を同時に送信することは不可能である。

【 0 0 1 7 】

前記 (3) の、送受信回路 (または送信回路のみ) を 2 系統装備し、 2 本のプローブを駆動するという手法の場合、この構成であれば 2 本のプローブへの同時送信も可能となる。しかしながら、この構成も装置価格が上昇するというデメリットが生じる。

【 0 0 1 8 】

また、前記 (4) の、マイクロバブル破壊または膨張・収縮専用の送信部を超音波診断装置に装備するという手法の場合、前記 (2) 、 (3) と同様に装置価格の上昇を引き起こす。

10

【 0 0 1 9 】

更に、前記 (5) の、 2 台の超音波診断装置を使用するという手法の場合、装置 2 台分のコストがかかるため、価格が上昇してしまう。また、 2 台の装置を同期させて動作させるために特別な手段が必要となる。

【 0 0 2 0 】

したがって本発明は前記実情に鑑みてなされたものであり、その目的は、画像の解像度を劣化させることなく、造影剤の効果による高い S / N 比を有した超音波画像を得るために、異なる送信条件を満たし、且つ、装置の構成を大きく変えることなく、低価格で付加価値の高い超音波診断装置及び該装置の診断プログラムを提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 1 】

すなわち本発明は、被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行うための少なくとも 2 つのプローブを有する超音波診断装置に於いて、前記少なくとも 2 つのプローブに対して同時に送信が可能であることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

また、本発明は、被検体に対して超音波送受を行うための第 1 のプローブと、前記第 1 のプローブを駆動して、前記被検体内の組織情報を得る第 1 の駆動部と、前記被検体に対して超音波を送信するための第 2 のプローブと、前記第 2 のプローブを駆動して、前記被検体の血液流速を測定する第 2 の駆動部と、前記第 1 の駆動部と前記第 2 の駆動部とを独立して制御可能な制御部と、前記第 1 の駆動部で得られた前記被検体内の組織情報に対応した信号を超音波画像用の信号データに変換する信号処理部と、前記信号処理部で変換された信号データを表示画像データに変換して表示する表示手段と、を具備することを特徴とする。

30

【 0 0 2 3 】

更に、本発明は、少なくとも第 1 及び第 2 の 2 つのプローブを使用して造影剤により被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行う超音波診断装置の診断プログラムに於いて、前記第 1 のプローブに第 1 の送信波形データを転送して前記造影剤投与後の前記被検体に対して第 1 の超音波ビームを照射するように促す手順と、前記第 1 のプローブで前記被検体から反射された第 1 の反射超音波ビームを受波して該被検体の超音波断層像を得るように促す手順と、前記第 2 のプローブに第 2 の送信波形データを転送して前記被検体内の前記造影剤を破壊するべく第 2 の超音波ビームを照射するように促す手順と、前記第 1 のプローブに第 1 の送信波形データを転送して前記造影剤破壊後の前記被検体に対して前記第 1 の超音波ビームを照射するように促す手順と、前記第 1 のプローブで前記被検体から反射された第 3 の反射超音波ビームを受波して前記造影剤破壊後の被検体の超音波断層像を得るように促す手順と、を具備することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、装置のコストを上昇させることなく、マイクロバブルを破壊、または膨張・収縮させたりするための送信条件 (周波数 / 波数 / 振幅、等) と超音波断層像を生

50

成するための送信条件を異なる条件に設定して送信することが可能となり、これにより画像の解像度を劣化させることなく、造影剤の効果による高いS/N比を有した超音波画像を得ることが可能な超音波診断装置及び該装置の診断プログラムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

【0026】

初めに、本発明の特徴であるペンシルプローブについて説明する。

【0027】

一般的な超音波診断装置では、通常のアレイプローブが接続されるプローブコネクタ部とは別に、ペンシルプローブと称されているプローブを接続するためのコネクタ部を装備している。このペンシルプローブとは、生体（被検体）内に連続波超音波を送信し、受信した超音波のドプラ周波数偏移を計測し、血液流速を測定する小型の血流測定専用プローブであり、主として心臓の血流を観測するために使用される。

【0028】

通常、心臓の血流を測定するにはセクタプローブが使用されるが、セクタプローブでは振動子面が広すぎるため、胸部肋間から適切に超音波ビームが心臓に当てられない場合等に、ペンシルプローブが使用される。

【0029】

前記ペンシルプローブは、1本のプローブ内に送信用/受信用と分離された、各1素子ずつの超音波振動子を具備していることを特徴とするプローブである。そのため、通常の超音波診断装置では、このペンシルプローブ用の送受信回路部（送信回路1チャンネル分、受信回路1チャンネル分）が、アレイプローブ用の送受信回路とは独立して装備されている。但し、送信回路の構成は、アレイプローブ用の送信回路と同一のものが用いられている。

【0030】

したがって、このペンシルプローブ用コネクタに、マイクロバブル破壊用のプローブを接続し、ペンシルプローブ駆動用送信回路を用いて、所望の送信波形を生成させることが可能な超音波診断装置を構成する。これにより、マイクロバブルを破壊、または膨張・収縮させたりするための送信条件（周波数/波数/振幅、等）と、超音波断層像を生成するための送信条件を、異なる条件に設定し、アレイプローブと同時に送信する、ということが可能となる。

【0031】

次に、図1乃至図7を参照して、本発明の一実施形態について説明する。

【0032】

図1は、本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置の概略構成を示すブロック図、図2は図1の構成の超音波診断装置の外観構成を示した概略図、図3はこの超音波診断装置20を用いて実際に生体へ適用する場合の例を示した模式図である。

【0033】

図1に於いて、この超音波診断装置20は、超音波の送受波を行う図示されない超音波振動子を有するアレイプローブ21と、上述したマイクロバブル破壊用の機能を有するペンシルプローブ22の2つのプローブを有している。これらアレイプローブ21とペンシルプローブ22は、図示されないケーブル及び接続コネクタを介して、超音波診断装置本体30内でそれぞれ独立した駆動部としての送受信回路23及び24に接続されている。また、送受信回路23及び24は制御回路25に接続されており、この制御回路25からの指令によって、送受信回路23及び24を経て、アレイプローブ21及びペンシルプローブ22の駆動が制御される。

【0034】

更に、前記各送受信回路23及び24には信号処理部26が接続されており、前記アレ

10

20

30

40

50

イブローブ 2 1 及びペンシルブローブ 2 2 からの受信信号に基づいて各種画像が得られる。そして、信号処理部 2 6 には、表示部（表示手段）2 7 を介して画像表示機器であるモニタ（表示手段）2 8 が接続されている。

【0035】

そして、図 2 に示されるように、超音波診断装置本体 3 0 の上部には、画像表示機器であるモニタ 2 8 が設けられている。また、超音波診断装置本体 3 0 には、ケーブル 3 1 を介してアレイブローブ 2 1 が接続されると共に、ケーブル 3 2 を介してペンシルブローブ 2 2 が接続されている。

【0036】

このような構成に於いて、通常の超音波断層像を得る場合は、制御回路 2 5 から送受信回路 2 3 を介してアレイブローブ 2 1 の図示されない超音波振動子に印加される送信信号（駆動パルス或いは励振パルスとも称される）が発生されると、生体 3 5 に対して、例えば 5 MHz の超音波ビームが照射される。そして、反射されたビームを受けると、アレイブローブ 2 1 から受信信号（受信エコー）が送受信回路 2 3 に出力される。同様に、制御回路 2 5 から送受信回路 2 4 を介してペンシルブローブ 2 2 の図示されない振動子に印加される送信信号が発生されると、前記生体 3 5 に対して、例えば 0.5 MHz の超音波ビームが照射される。そして、反射されたビームを受けると、ペンシルブローブ 2 2 から受信信号が送受信回路 2 4 に出力される。

【0037】

送受信回路 2 3 及び 2 4 では、アレイブローブ 2 1 及びペンシルブローブ 2 2 からの受信信号が供給されて増幅される。そして、増幅された信号は、信号処理部 2 6 に供給されて、B モード像、ドブラ像、M モード像の如き超音波画像用の信号データに変換される。この信号データは、更に表示部 2 7 にてビデオフォーマットに変換された後、モニタ 2 8 に超音波画像として出力される。尚、上述した説明では、ペンシルブローブ 2 2 からの受信信号が送受信回路 2 4 に出力されたとしたが、本実施形態のように、ペンシルブローブ 2 2 をマイクロバブル（造影剤）の破壊にのみ用いる場合は、送受信回路 2 4 は超音波を送信する機能のみ備えているものであればよい。

【0038】

また、前記アレイブローブ 2 1 及びペンシルブローブ 2 2 は、実際には、図 3 に示されるようにして生体に当てられる。この場合、アレイブローブ 2 1 とペンシルブローブ 2 2 は、互いに直交するようにして示されているが、これらの 2 つのブローブの位置関係は術者が任意に決定できるものである。

【0039】

次に、図 4 及び図 5 を参照して、本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置によるコントラストエコー法の動作について説明する。

【0040】

図 4 は本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置を用いてマイクロバブル破壊する動作例について説明するためのフローチャートであり、図 5 はアレイブローブ 2 1 用の送信波形とペンシルブローブ 2 2 用の送信波形の一例を示したタイミングチャートである。

【0041】

生体の血管内にマイクロバブル（造影剤）が投与されて、本シーケンスが開始される。先ず、ステップ S 1 にて、術者による図示されない操作部への入力操作により、制御回路 2 5 からアレイブローブ 2 1 用の送受信回路 2 3 に対して、図 5（a）に示されるような送信波形（1 波のバースト波形）のデータが転送される。続いて、ステップ S 2 では、前記送受信回路 2 3 からケーブル 3 1 を介してアレイブローブ 2 1 に対して送信パルス（1 波のバースト波形）が印加される。すると、図 3 に示されるように、アレイブローブ 2 1 から生体 3 5 に対して超音波ビームが照射され、その超音波信号（反射エコー）がアレイブローブ 2 1 で受波される。

【0042】

ステップ S 3 では、このアレイブローブ 2 1 で受波された反射エコーが、再びケーブル

10

20

30

40

50

3 1 を介して送受信回路 2 3 に出力される。そして、この送受信回路 2 3 にて、増幅、A / D 変換等の処理が行われた後、信号処理部 2 6 へ供給される。次に、ステップ S 4 にて、制御回路 2 5 からペンシルプローブ 2 2 用の送受信回路 2 4 に対して、図 5 (b) に示されるような送信波形 (4 波のバースト波形) のデータが転送される。続いて、ステップ S 5 では、前記送受信回路 2 4 からケーブル 3 2 を介してペンシルプローブ 2 2 に対して送信パルス (4 波のバースト波形) が印加される。すると、図 3 に示されるように、ペンシルプローブ 2 2 から生体 3 5 に対して超音波ビームが照射される。これにより、生体 3 5 内のマイクロバブルが破壊される。

【 0 0 4 3 】

そして、ステップ S 6 では、制御回路 2 5 からアレイプローブ 2 1 用の送受信回路 2 3 に対して、図 5 (a) に示されるような送信波形 (1 波のバースト波形) のデータが転送される。更に、ステップ S 7 では、前記送受信回路 2 3 からケーブル 3 1 を介してアレイプローブ 2 1 に対して送信パルス (1 波のバースト波形) が印加される。すると、アレイプローブ 2 1 から生体 3 5 に対して超音波ビームが照射され、その反射エコーがアレイプローブ 2 1 で受波される。ステップ S 8 では、このアレイプローブ 2 1 で受波された超音波信号 (反射エコー) が、再びケーブル 3 1 を介して送受信回路 2 3 に出力される。そして、この送受信回路 2 3 にて、増幅、A / D 変換等の処理が行われた後、信号処理部 2 6 へ供給される。上述したように、アレイプローブ 2 1 の 1 回目の送受信で、マイクロバブルからの反射エコーを含んだ生体 3 5 からの反射エコー像を取得し、次のペンシルプローブ 2 2 の送信にてマイクロバブルを破壊した後、2 回目のアレイプローブ 2 1 の送受信にてマイクロバブル無し時の生体 3 5 からの反射エコー像を取得するようにしている。

【 0 0 4 4 】

そして、このシーケンスで得られた 2 枚の画像の差分を取ることで、マイクロバブルからの反射エコーのみの超音波画像を得ることができる。この場合、画像の S / N 比を良くするためにはマイクロバブルを完全に破壊することが必要である。したがって、マイクロバブルを効率良く破壊できる送信条件での送信が必須となる。

【 0 0 4 5 】

また、本実施形態による構成の超音波診断装置を用いれば、アレイプローブへの送受信とペンシルプローブへの送信を同時に行うことが可能であり、例えば、図 7 に示されるような送信をすることもできる。これは、マイクロバブルを破壊せずに連続的に膨張・収縮をさせながら、そのマイクロバブルからの反射エコーを取得しようとするものである。

【 0 0 4 6 】

以下、図 6 及び図 7 を参照して、本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置のコントラストエコー法の他の動作について説明する。

【 0 0 4 7 】

図 6 は本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置を用いてマイクロバブル破壊する動作の他の例について説明するためのフローチャートであり、図 7 はアレイプローブ 2 1 用の送信波形とペンシルプローブ 2 2 用の送信波形の他の例を示したタイミングチャートである。

【 0 0 4 8 】

生体の血管内にマイクロバブル (造影剤) が投与されて、本シーケンスが開始される。先ず、ステップ S 1 1 にて、術者による図示されない操作部への入力操作により、制御回路 2 5 からペンシルプローブ 2 2 用の送受信回路 2 4 に対して、図 7 (b) に示されるような送信波形 (連続波) のデータが転送される。次いで、ステップ S 2 2 にて、前記送受信回路 2 4 からケーブル 3 2 を介してペンシルプローブ 2 2 に対して送信パルス (連続波) が印加される。すると、図 3 に示されるように、ペンシルプローブ 2 2 から生体 3 5 に対して超音波ビームが照射される。

【 0 0 4 9 】

次に、ステップ S 1 3 にて、制御回路 2 5 からアレイプローブ 2 1 用の送受信回路 2 3 に対して、図 7 (a) に示されるような送信波形 (1 波のバースト波形) のデータが転送

される。そして、ステップ S 1 4 にて、前記送受信回路 2 3 からケーブル 3 1 を介してアレイプローブ 2 1 に対して送信パルス（1 波のバースト波形）が印加される。すると、図 3 に示されるように、アレイプローブ 2 1 から生体 3 5 に対して超音波ビームが照射され、その超音波信号（反射エコー）がアレイプローブ 2 1 で受波される。

【0050】

ステップ S 1 5 では、このアレイプローブ 2 1 で受波された反射エコーが、再びケーブル 3 1 を介して送受信回路 2 3 に出力される。そして、この送受信回路 2 3 にて、増幅、A / D 変換等の処理が行われた後、信号処理部 2 6 へ供給される。その後、表示部 2 7 を介してモニタ 2 8 に、マイクロバブルからの反射エコーを含んだ生体 3 5 からの反射エコー像が表示される。（例えば、マイクロバブルの最大膨張時の反射エコー像）

10

ステップ S 1 6 では、制御回路 2 5 からアレイプローブ 2 1 用の送受信回路 2 3 に対して、図 5（a）に示されるような送信波形（1 波のバースト波形）のデータが転送される。更に、ステップ S 7 では、前記送受信回路 2 3 からケーブル 3 1 を介してアレイプローブ 2 1 に対して送信パルス（1 波のバースト波形）が印加される。すると、アレイプローブ 2 1 から生体 3 5 に対して超音波ビームが照射され、その反射エコーがアレイプローブ 2 1 で受波される。ステップ S 1 8 では、このアレイプローブ 2 1 で受波された超音波信号（反射エコー）が、再びケーブル 3 1 を介して送受信回路 2 3 に出力される。そして、この送受信回路 2 3 にて、増幅、A / D 変換等の処理が行われた後、信号処理部 2 6 へ供給される。その後、モニタ 2 8 に、マイクロバブルからの反射エコーを含んだ生体 3 5 からの反射エコー像が表示される。（例えば、マイクロバブルの最大収縮時の反射エコー像）

20

このようにして、マイクロバブルの異なる挙動状態（最大膨張時 / 最大収縮時）での反射エコーを取得することができる。

【0051】

尚、上述した実施形態では、アレイプローブとペンシルプローブの 2 本のプローブを術者が把持して操作している。しかしながら、2 本のプローブを操作するのが煩わしい、または 2 本のプローブの幾何学的位置を精度良く保つ必要がある、いう場合には、図 8 に示されるように、2 本のプローブを機械的に保持具 4 0 等で連結して使用するように構成してもよい。

【0052】

30

この場合、アレイプローブ 2 1 とペンシルプローブ 2 2 は、それぞれ保持具 4 0 に対して保持される角度が調節可能である。この調節機構については、周知のものであるので図示及び説明は省略する。したがって、上述したように、2 本のプローブの幾何学的位置を精度良く保つ場合に有効である。

【0053】

このように、本実施形態に従った構成の超音波診断装置を用いれば、従来の超音波診断装置に比べて回路等の変更はほとんどなく、装置のコストも上昇しない。また、マイクロバブルを破壊、または膨張・収縮させたりするための送信周波数が、従来のペンシルプローブの周波数帯域と重なっている場合には、新たなプローブを開発することなく、このペンシルプローブをマイクロバブル破壊用プローブとして用いることも可能となる。

40

【0054】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

【0055】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 5 6 】

【図 1】本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の構成の超音波診断装置の外観構成を示した概略図である。

【図 3】図 1 の超音波診断装置 2 0 を用いて実際に生体へ適用する場合の例を示した模式図である。

【図 4】本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置を用いてマイクロバブル破壊する動作例について説明するためのフローチャートである。

【図 5】アレイプローブ 2 1 用の送信波形とペンシルプローブ 2 2 用の送信波形の一例を示したタイミングチャートである。

10

【図 6】本発明の一実施形態に於ける超音波診断装置を用いてマイクロバブル破壊する動作の他の例について説明するためのフローチャートである。

【図 7】アレイプローブ 2 1 用の送信波形とペンシルプローブ 2 2 用の送信波形の他の例を示したタイミングチャートである。

【図 8】本発明の超音波診断装置のプローブを保持する保持具の構成例を示した図である。

【図 9】従来一般的な超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

【図 1 0】従来の 2 本のアレイプローブを有する超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

【図 1 1】従来の 2 本のアレイプローブを有する超音波診断装置の他の例を説明するためのブロック構成図である。

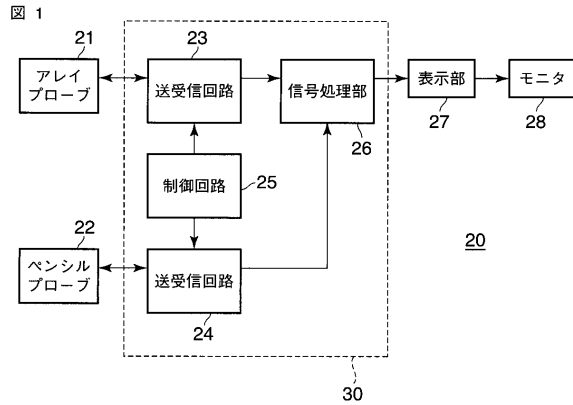
20

【符号の説明】

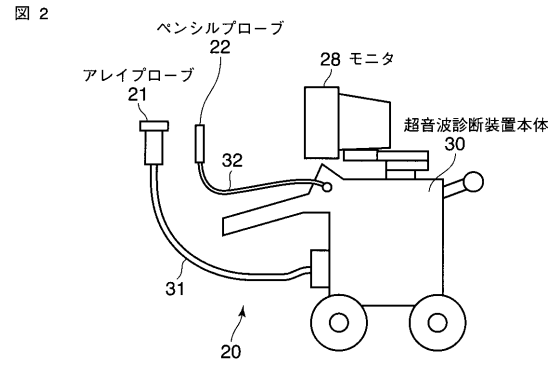
【 0 0 5 7 】

2 0 ... 超音波診断装置、 2 1 ... アレイプローブ 2 1、 2 2 ... ペンシルプローブ、 2 3、
2 4 ... 送受信回路、 2 5 ... 制御回路、 2 6 ... 信号処理部、 2 7 ... 表示部、 2 8 ... モニタ、
3 0 ... 超音波診断装置本体、 3 1、 3 2 ... ケーブル。

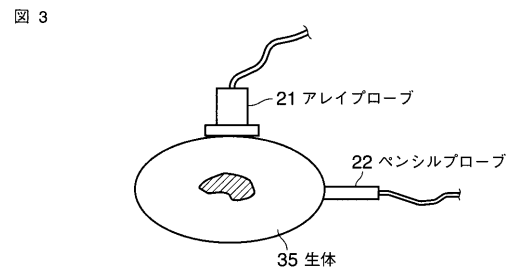
【図 1】



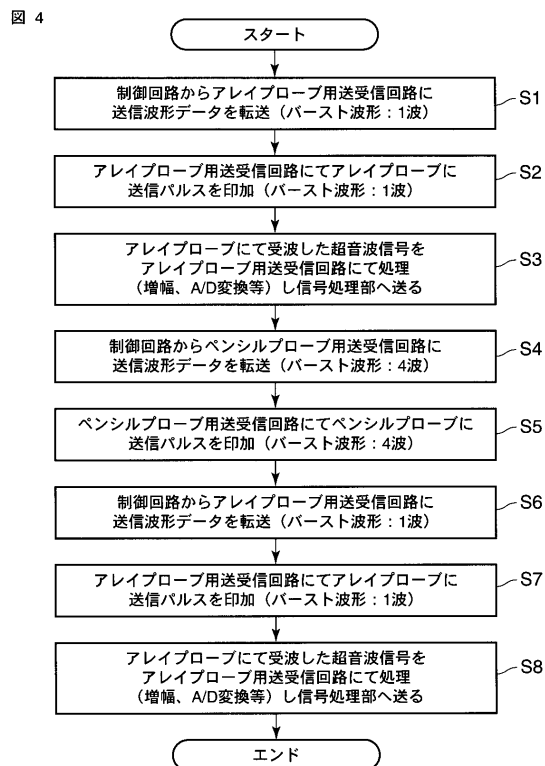
【図 2】



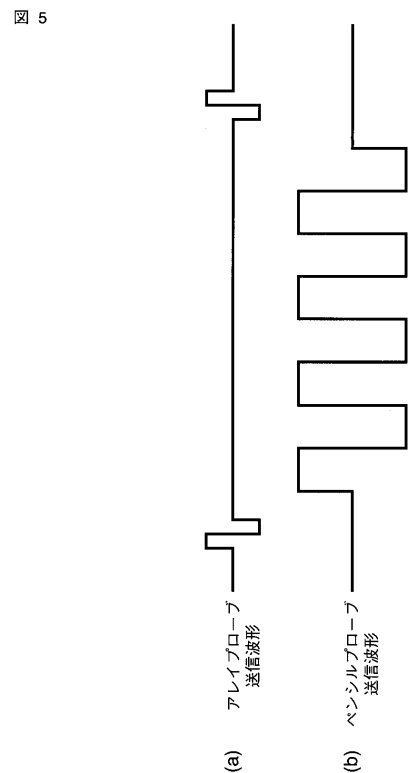
【図 3】



【図 4】

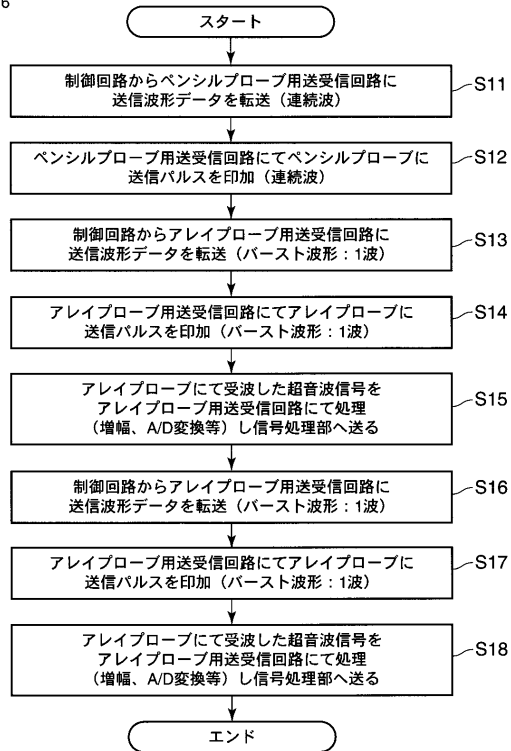


【図 5】



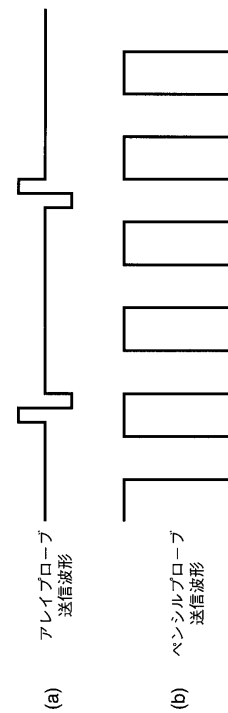
【図 6】

図 6



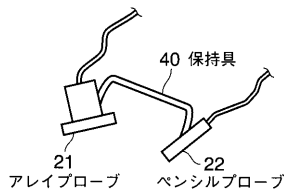
【図 7】

図 7



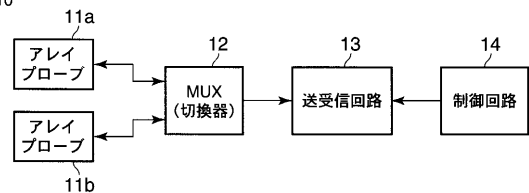
【図 8】

図 8



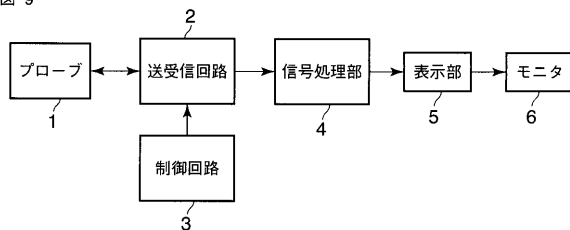
【図 10】

図 10



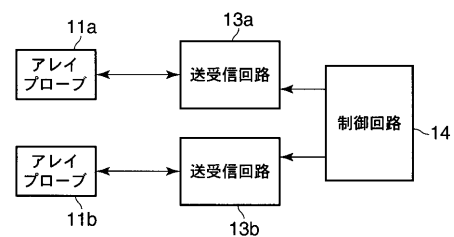
【図 9】

図 9



【図 11】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 芝沼 浩幸

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社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE03 DE06 EE04 EE12 EE14

专利名称(译)	超声诊断设备和诊断程序		
公开(公告)号	JP2008119270A	公开(公告)日	2008-05-29
申请号	JP2006307246	申请日	2006-11-13
[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	芝沼浩幸		
发明人	芝沼 浩幸		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/EE12 4C601/EE14		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不降低图像分辨率的情况下，由于造影剂的作用，获得具有高S / N比的超声图像，满足不同的传输条件，并且不显著改变设备的结构。本发明的一个目的是提供一种具有低价格和高附加值的超声诊断设备，以及使用该设备的诊断程序。通过阵列探针和笔式探针获得对象的组织信息，所述阵列探针和笔式探针由发送/接收电路驱动，并且可以由控制电路独立地控制。由发送和接收电路23和24获得的与对象中的组织信息相对应的信号在信号处理单元26中被转换成用于超声图像的信号数据，并且在显示单元27中被进一步转换成显示图像数据。在监视器上显示28。[选型图]图1

