

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5349173号
(P5349173)

(45) 発行日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月30日(2013.8.30)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 22 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2009-157067 (P2009-157067)	(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21年7月1日(2009.7.1)	(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2010-42244 (P2010-42244A)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成22年2月25日(2010.2.25)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成24年6月19日(2012.6.19)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
(31) 優先権主張番号	特願2008-183137 (P2008-183137)		
(32) 優先日	平成20年7月14日(2008.7.14)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、
前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信して第1の信号を出力する受信ユニットと、
前記第1の信号を周波数復調し、前記所定領域内の位置毎に分離された第2のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、
前記第2の信号を用いて、第1のボリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、
前記第1のボリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記送信ユニットは、前記連続超音波をファンビームによって前記所定領域内に送信することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記送信ユニットは、前記ファンビームの送信方向を切り替えることで、前記所定領域を構成する複数のサブ領域のそれぞれに前記連続超音波を送信することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記前記送信ユニットは、前記所定領域を構成する複数のサブ領域のそれぞれに、前記連続超音波を複数回送信し、

20

前記受信ユニットは、前記複数回送信のそれぞれに対応する前記連続反射波を用いて、時間的にコンパウンドされた前記第 1 の信号を出力することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記周波数変調はノコギリ波変調であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記周波数変調は三角波変調であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記周波数変調は曲線波に従う変調であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送信ユニットは、ノコギリ波変調を視野深度に応じて断続的に用いることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記受信ユニットは、前記サブ領域毎に前記連続反射波をマルチビーム受信して、前記各サブ領域に対応する前記第 1 の信号を出力し、

前記信号処理ユニットは、前記各サブ領域に対応する前記第 1 のエコー信号を周波数復調し、前記各サブ領域に対応する前記第 2 の信号を生成し、

前記データ生成ユニットは、前記サブ領域毎の前記第 2 の信号を用いて、前記第 1 のボリュームデータを生成すること、

を特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記信号処理ユニットは、前記各サブ領域に対応する前記第 1 のエコー信号間の感度差を補正することを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記信号処理ユニットは、前記第 1 の信号を多位相復調方式でレンジ毎に周波数復調することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記信号処理ユニットは、

前記第 1 の信号を周波数復調した後、離散的フーリエ変換を実行し、

前記離散的フーリエ変換後の前記第 1 の信号を用いて、振幅情報を含む前記第 2 の信号を生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記信号処理ユニットは、

デジタルミキサを用いて前記第 1 の信号から基本波成分を抽出し、

前記抽出された基本波成分に基づいて、振幅情報を含む前記第 2 の信号を生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記信号処理ユニットは、

アナログミキサによる処理の後、ローパスフィルタによって前記第 1 の信号から基本波成分を抽出し、

前記抽出された基本波成分に基づいて、振幅情報を含む前記第 2 の信号を生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記信号処理ユニットは、

10

20

30

40

50

前記第 1 の信号を周波数復調した後、可変バンドパスフィルタを用いて時分割にフィルタリング処理により、周波数帯域の異なる前記第 1 の信号を逐次抽出し、

前記抽出された周波数帯域の異なる前記第 1 の信号を、時分割に離散的フーリエ変換を実行することで、前記第 2 の信号を生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記信号処理ユニットは、前記周波数復調に連動させて、タイムゲインコントロールを実行することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記受信ユニットは、前記マルチビームのうちの基準となるビームに関する第 1 の受信遅延時間と、前記第 1 の受信遅延時間に対する補正遅延時間としてビーム毎に決定される複数の第 2 の遅延時間とを用いて、前記マルチビーム受信を実行することを特徴とする請求項 1 乃至 16 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 18】

前記受信ユニットは、前記第 1 の受信遅延時間と前記複数の第 2 の受信遅延時間とを用いたマルチビーム受信を、マトリックススイッチを用いて実行する請求項 17 記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信して第 1 の信号を出力する受信ユニットと、

20

前記第 1 の信号を多位相復調方式でレンジ毎に周波数復調し、前記所定領域内の位置毎に分離された第 2 のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、

前記第 2 の信号を用いて、第 1 のボリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、

前記第 1 のボリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 20】

被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、基準となるビームに関する第 1 の受信遅延時間と、前記第 1 の受信遅延時間に対する補正遅延時間としてビーム毎に決定される複数の第 2 の遅延時間とを用いて、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信し、第 1 の信号を出力する受信ユニットと、

30

前記第 1 の信号を周波数復調し、前記所定領域内の位置毎に分離された第 2 のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、

前記第 2 の信号を用いて、第 1 のボリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、

前記第 1 のボリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 21】

被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信して第 1 の信号を出力する受信ユニットと、

40

前記第 1 の信号を周波数復調した後、可変バンドパスフィルタを用いて時分割にフィルタリング処理により、周波数帯域の異なる前記第 1 の信号を逐次抽出し、前記抽出された周波数帯域の異なる前記第 1 の信号を、時分割に離散的フーリエ変換を実行することで、前記所定領域内の位置毎に分離された第 2 のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、

前記第 2 の信号を用いて、第 1 のボリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、

前記第 1 のボリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 22】

超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、

50

被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信させる送信機能と、
 前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信させて第1の信号を出力させる受信機能と、
 前記第1の信号を周波数復調させ、前記所定領域内の位置毎に分離された第2のエコー信号を生成させるエコー信号生成機能と、
 前記第2の信号を用いて、第1のボリュームデータを生成させるデータ生成機能と、
 前記第1のボリュームデータを用いて超音波画像を生成させる画像生成機能と、
 を実現させる超音波診断装置制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、超音波として連続波(CW:continuous wave)を用いた連続波ドプラ(CWD:continuous wave Doppler)を実施する装置であって、連続波ドプラによる折り返しの無いというメリットを最大限に活かしつつ、かつ距離方向に分解能を持たせることで距離方向の特定の領域を流れる血流の動態情報を観測することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

20

【0003】

この様な超音波診断装置を用いて、例えば心臓等の三次元領域を三次元走査しリアルタイムに映像化する場合がある。係る映像化を行う場合、リアルタイムに三次元領域を超音波走査しボリュームデータを得るには音速の制約があり、ボリュームレートと視野深度/方位分解能(アジマス/エレベーションのビーム数)にトレードオフの関係がある。このため、二次元画像をリアルタイムに映像化する場合に比べ、十分なボリュームレートと方位分解能が得られない問題がある。

30

【0004】

この問題を解決するものとして、超音波振動子が二次元マトリックス状に配列された二次元アレイプローブを用いて、心電信号に基づいて三次元走査範囲における走査開始位置を変更することで、異なる走査範囲においてそれぞれ1心拍分のデータを取得して、同時相のデータを事後的に組合わせて、全体の走査範囲に対応する四次元画像を生成する手法も行われている(例えば、特許文献1参照)。また、並列同時受信を用いて送信ビームの数倍の受信ビームを得ることで、ボリュームレートを向上させる技術、或いはこれらを組

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-215630号公報

【特許文献2】特許第2500937号公報

【特許文献3】特許第3069910号公報

【特許文献4】特開2006-142006号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 6 】

しかしながら、三次元画像のリアルタイム表示において、十分なポリュームレート及び方位分解能を得るための技術には、次のような問題がある。

【 0 0 0 7 】

まず、心電信号を利用するものは、1ポリュームを収集するのに複数心拍の時間を要し、また、実際には収集された心拍の異なる複数のサブポリュームをつなぎ合わせてフルポリュームデータを生成する。このため、時間遅延が発生し、リアルタイム性に欠ける。

【 0 0 0 8 】

また、並列同時受信を利用するものは、並列段数を増やすとポリュームレートは上昇するが、広い範囲の受信エリアをカバーするため送信エネルギーを上げる必要がある。このため、パワー/発熱の問題が発生し、また送信ビームの音場分布の影響を受け受信ビームが不均質になり画質が劣化する場合がある。

10

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、三次元超音波画像のリアルタイム表示において、従来に比して、時間遅延を少なくし、超音波送信において必要とされるパワーを低減させ、受信ビームの不均質を改善することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

20

【 0 0 1 1 】

請求項1に記載の発明は、被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信して第1の信号を出力する受信ユニットと、前記第1の信号を周波数復調し、前記所定領域内の位置毎に分離された第2のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、前記第2の信号を用いて、第1のポリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、前記第1のポリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

【 0 0 1 2 】

請求項19に記載の発明は、被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信して第1の信号を出力する受信ユニットと、前記第1の信号を多位相復調方式でレンジ毎に周波数復調し、前記所定領域内の位置毎に分離された第2のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、前記第2の信号を用いて、第1のポリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、前記第1のポリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

30

【 0 0 1 3 】

請求項20に記載の発明は、被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、基準となるビームに関する第1の受信遅延時間と、前記第1の受信遅延時間に対する補正遅延時間としてビーム毎に決定される複数の第2の遅延時間とを用いて、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信し、第1の信号を出力する受信ユニットと、前記第1の信号を周波数復調し、前記所定領域内の位置毎に分離された第2のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、前記第2の信号を用いて、第1のポリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、前記第1のポリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

40

【 0 0 1 4 】

請求項21に記載の発明は、被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信する送信ユニットと、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信して第1の信号を出力する受信ユニットと、前記第1の信号を周波数復調

50

した後、可変バンドパスフィルタを用いて時分割にフィルタリング処理により、周波数帯域の異なる前記第 1 の信号を逐次抽出し、前記抽出された周波数帯域の異なる前記第 1 の信号を、時分割に離散的フーリエ変換を実行することで、前記所定領域内の位置毎に分離された第 2 のエコー信号を生成する信号処理ユニットと、前記第 2 の信号を用いて、第 1 のボリュームデータを生成するデータ生成ユニットと、前記第 1 のボリュームデータを用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

【 0 0 1 5 】

請求項 2 2 に記載の発明は、超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、被検体の所定領域に周波数変調された連続超音波を送信させる送信機能と、前記所定領域から前記連続超音波に基づいて発生する連続反射波をマルチビーム受信させて第 1 の信号を出力させる受信機能と、前記第 1 の信号を周波数復調させ、前記所定領域内の位置毎に分離された第 2 のエコー信号を生成させるエコー信号生成機能と、前記第 2 の信号を用いて、第 1 のボリュームデータを生成させるデータ生成機能と、前記第 1 のボリュームデータを用いて超音波画像を生成させる画像生成機能と、を実現させる超音波診断装置制御方法である。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

以上本発明によれば、三次元超音波画像のリアルタイム表示において、従来に比して、時間遅延を少なくし、超音波送信において必要とされるパワーを低減させ、受信ビームの不均質を改善することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 は、本超音波診断装置 1 が具備する超音波プローブ 1 2 の構成を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、送受信ユニット 2 2 の構成を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、三次元画像のリアルタイム表示機能に従う処理（三次元画像のリアルタイム表示処理）の流れを示したフローチャートである。

【図 5】図 5 は、周波数変調方式を用いた送信と、周波数復調方式を用いたレンジ毎のマルチビーム受信の概念を示した図である。

30

【図 6】図 6 は、周波数復調方式を用いて受信されたレンジ毎のビームから基本波成分を検出する処理を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、周波数復調方式を用いて受信されたレンジ毎のビームから基本波成分を検出する処理を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、レンジ毎の基本波パワーの一例を示した図である。

【図 9】図 9 は、本超音波診断装置 1 の送受信ユニット 2 2 の受信に関わるハード構成を示した図である。

【図 1 0】図 1 0 は、変形例 1 に係る超音波診断装置 1 における周波数復調処理を説明するための図である。

【図 1 1】図 1 1 は、変形例 2 に係る超音波診断装置 1 の送受信ユニット 2 2 の受信に関わるハード構成を示した図である。

40

【図 1 2】図 1 2 は、変形例 2 に係る超音波診断装置 1 における周波数復調処理を説明するための図である。

【図 1 3】図 1 3 は、変形例 2 に係る D F T 2 2 9 のアナログ構成を例示した図である。

【図 1 4 A】図 1 4 A は本変形例に係る超音波診断装置 1 の遅延方式を説明するための図である。

【図 1 4 B】図 1 4 B は従来のビームフォーミングにおける遅延方式を示した図である。

【図 1 5】図 1 5 は、マトリックススイッチを用いた位相遅延方式を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

50

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0019】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置11は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、ポリウムデータ生成ユニット26、画像合成ユニット27、制御プロセッサ(CPU)28、内部記憶部31、インターフェース部33を具備している。以下、超音波診断装置1の個々の構成要素の機能について説明する。

10

【0020】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

20

【0021】

なお、本超音波装置が具備する超音波プローブ12は、複数の超音波振動子が二次元マトリクス状に配列された二次元アレイプローブである。また、超音波連続波の送信と受信とを並行して実行するために、超音波プローブ12は、それぞれ複数の超音波振動子から構成される送信領域(Tx Area)と受信領域(Rx Area)を有している。送信領域においては周波数変調された連続超音波が送信され、受信領域においては周波数復調しながらのマルチビーム受信が実行される。詳細については、後述する。

【0022】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

30

【0023】

モニター14は、スキャンコンバータ25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報(通常のBモード画像)、血流情報(平均速度画像、分散画像、パワー画像等)等を所定の形態で表示する。

【0024】

超音波送受信ユニット22は、図3に示すように、信号発生器220、送信ミキサ221、受信遅延ユニット222、アポダイゼーションユニット223、周波数変調/復調ユニット224、受信バッファユニット225、受信ミキサ227、DBPF228、離散フーリエ変換ユニット229、ビームメモリ230を有している。超音波送受信ユニット22は、通常のBモードやパルスドプラモード等における超音波送受信処理のほか、三次元画像のリアルタイム表示を実行する場合において、周波数変調された連続超音波を送信し得られる反射波を周波数復調しながらマルチビーム受信する。

40

【0025】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、スキャンコンバータ25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

50

【 0 0 2 6 】

ドブラ処理ユニット 2 4 は、送受信ユニット 2 1 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。特に、ドブラ処理ユニット 2 4 は、送受信ユニット 2 2 から多位相復調データを逐次読み出し、各レンジで得られたスペクトラムを演算し、これを用いて CW スペクトラム画像のデータを演算する。

【 0 0 2 7 】

画像生成ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3、ドブラ処理ユニット 2 4、ボリュームデータ生成ユニット 2 6 から受け取ったデータを用いて、超音波画像を生成する。

【 0 0 2 8 】

ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、後述する三次元画像のリアルタイム表示機能において、サブボリュームデータを連結することにより、各時相に対応するボリュームデータを生成する。

【 0 0 2 9 】

画像合成ユニット 2 7 は、画像生成ユニット 2 5 から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 1 4 に出力する。

【 0 0 3 0 】

制御プロセッサ 2 8 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 2 8 は、内部記憶部 3 1 から後述する三次元画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンスを実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【 0 0 3 1 】

内部記憶部 3 1 は、異なる画角設定により複数のボリュームデータを収集するための所定のスキャンシーケンス、後述する三次元画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 2 6 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 2 9 のデータは、インターフェース部 3 3 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【 0 0 3 2 】

インターフェース部 3 3 は、入力装置 1 3、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェース部 3 0 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【 0 0 3 3 】

（三次元画像のリアルタイム表示機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する、三次元画像のリアルタイム表示機能について説明する。この機能は、被検体に周波数変調された連続超音波を送信し得られる反射波を周波数復調しながらマルチビーム受信することで、時間遅延が少なく、超音波送信において必要とされるパワーを低減され、受信ビームの不均質が改善された三次元超音波画像のリアルタイム表示を行うものである。なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、復調方式として、多位相復調方式を採用する。これは、送信変調と受信変調との位相をレンジ方向（ビーム方向）のレンジ毎に変化させながら（多位相）復調することにより、マルチビーム受信において距離分解能を得るものである。しかしながら、本発明の技術的思想は、多位相復調方式に拘泥されず、これと実質的に同等な結果を取得可能なものであれば、どのような復調方式を採用してもよい。

【 0 0 3 4 】

図 4 は、本三次元画像のリアルタイム表示機能に従う処理（三次元画像のリアルタイム表示処理）の流れを示したフローチャートである。以下、このフローチャートに従って三

10

20

30

40

50

次元画像のリアルタイム表示処理を説明する。

【 0 0 3 5 】

[周波数変調方式を用いた連続超音波送信：ステップ S 1]

まず、周波数変調方式を用いて、送信電圧の低い（パワー / 発熱が小さい）連続超音波送信が実行される（ステップ S 1）。すなわち、信号発生器 2 2 0 は、FM 変調回ユニット 2 2 4 によって周波数変調を掛ける。また、周波数変調された信号は、送信遅延ユニット 2 2 2 により送信遅延時間が与えられ、アポダイゼーションユニット 2 2 3 によりビーム指向性が与えられ、超音波プローブ 1 2 に供給される。この供給は、逐次実行される。超音波プローブ 1 2 は、供給された信号に基づいて超音波連続波（連続波チャープ）を被検体内部に送信する。

10

【 0 0 3 6 】

なお、超音波連続波は、広域の超音波走査を実現するため、ファンビーム形状により送信されることが好ましい。また、ファンビームによる超音波連続波は、一つの素子に電力が集中することを防止するために、方向を変更しながら送信されることが好ましい。

【 0 0 3 7 】

[周波数復調方式を用いたマルチビーム受信：ステップ S 2]

次に、周波数復調方式を用いたマルチビーム受信が実行される（ステップ S 2）。すなわち、超音波プローブ 1 2 は、送信された超音波連続波に基づく被検体内部からの反射波をレンジ方向毎にマルチビーム受信する。受信バッファユニット 2 2 6 は、各レンジに対応して設けられたバッファ回路においてマルチビーム受信された各ビームを A / D 変換し、デジタルデータとして一次的に記憶する。なお、受信バッファユニット 2 2 6 は、時間遅延を伴うバッファとして機能するもので、係る格納によってレンジ方向の分解能に応じた多位相のサンプルデータが FM 変調の $N f m$ 周期分、マップされる。受信ミキサ 2 2 7、周波数変調 / 復調ユニット 2 2 4 は、レンジ方向毎に、送信変調に連動して多位相 FM 復調を実行する。ここで、連動とは、送信連続波に対する周波数変調用のチャープ波に一定時間を置いて同期したチャープ波で FM 復調を行なうことである。なお、本ステップでの受信を行う際、近距離からのエコー信号の飽和対策として、TGC (Time Gain Control) を変調周期周波数に連動してかけることが好ましい。

20

【 0 0 3 8 】

この様な多位相 FM 復調方式により、図 5 に示すように、周波数変調方式を用いて送信された連続超音波に基づく反射波は、送信変調の位相と受信変調の位相とがレンジ毎に変化するよう、且つ一定の時間間隔を置いて連動して受信されることになる。

30

【 0 0 3 9 】

[離散的フーリエ変換：ステップ S 3]

次に、周波数復調方式を用いてマルチビーム受信された各ビームに対して、離散的フーリエ変換が実行され、各レンジ毎の基本波が抽出される（ステップ S 3）。すなわち、離散的フーリエ変換ユニット 2 2 9 は、帯域フィルタユニット 2 2 8 においてフィルタリングされたレンジ毎の各ビームに対して、離散的フーリエ変換を実行し、図 6 に示すようにレンジ毎の各ビームのスペクトラムを計算する（ステップ S 3）。ビームメモリ 2 3 0 は、計算された各ビームの基本波成分のスペクトラムを、図 7 に示すようにレンジを規準として再配置した後、図 8 に示すようにレンジ毎の基本波パワー（すなわち、レンジ毎の A モード情報）を取得する。その結果、距離毎のエコー信号が抽出されることになる。

40

【 0 0 4 0 】

[ボリュームデータの生成：ステップ S 4]

次に、ステップ S 1 ~ S 3 の処理は逐次連続的に実行され、所定領域についてのサブボリュームデータが逐次生成される。また、必要に応じて、サブボリューム内の感度差、補間処理等に起因するサブボリューム間の感度差を補正する受信ゲイン補正処理が実行される。さらに、必要に応じて、S / N 比を向上させるため、サブボリュームに対して、複数回変調波をたたいて時間コンパウンドするようにしてもよい。ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、この様にして得られたサブボリュームを位置合わせし連結することで、ボリ

50

ュームデータを生成する（ステップS4）。

【0041】

[三次元画像の生成/表示：ステップS5]

次に、画像生成ユニット25は、生成されたポリュームデータを用いて、三次元画像を生成する（ステップS5）。生成された三次元画像は、画像合成部27において必要な情報と合成された後、モニター14に所定の形態で表示される（ステップS5）。

【0042】

（変形例1）

次に、本実施形態に係る超音波診断装置1の変形例1について説明する。本変形例1に係る超音波診断装置1は、特に受信に関する回路を集積回路化することで全体のハードウェア規模を縮小する例である。

10

【0043】

図9は、本超音波診断装置1の送受信ユニット22の受信に関わるハード構成を示した図である。同図に示すように、複数の超音波振動子に受信されたエコー信号は、バッファユニット232においてA/D変換され、デジタルデータとして一次的に記憶され、各レンジに対応する受信ミキサ227に送り出される。位相シフト回路233は、周波数変調/復調ユニット224からの制御信号に基づいて受信ミキサ227の動作タイミングを制御し、図10に示すようにレンジ方向毎に送信変調に連動して多位相FM復調を実行する。各レンジに対応する基本波計算回路235は、LPF（ローパスフィルタ）234においてフィルタリングされたレンジ毎の各ビームを用いて、レンジ毎の基本波成分の振幅を計算する。

20

【0044】

係る構成によれば、ハードウェア規模を縮小させつつ、被検体に周波数変調された連続超音波を送信し得られる反射波を多位相復調しながらマルチビーム受信することができる。

【0045】

（変形例2）

次に、本実施形態に係る超音波診断装置1の変形例2について説明する。本変形例2に係る超音波診断装置1は、検出する成分をクラッタ成分に絞ることで（すなわち、ドブラ成分を検出しないようにすることで）、受信に関するハードウェア規模を縮小する例である。

30

【0046】

図11は、本超音波診断装置1の送受信ユニット22の受信に関わるハード構成を示した図である。本変形例は、検出する成分をクラッタ成分に絞ることで、同図に示すように可変BPF（バンドパスフィルタ）236とDFT229とを時分割で用いることで、複数のレンジに関する信号処理を一系統化するものである。すなわち、可変BPF236は、周波数変調/復調ユニット224からの制御に従って、図12に示すように受信基本周波数Freq.を周波数復調しつつ、当該受信基本周波数Freq.からfの幅の帯域に該当する信号を通過させるフィルタリングを実行する。DFT229は、可変BPF236においてフィルタリングされたレンジ毎の各ビームを用いて、レンジ毎のクラッタ成分の振幅を計算する。このとき、各レンジに対応するビームのトータルパワーを計算することが好ましい。なお、DFT229は、図13に示すようなアナログ構成によっても代替可能である。

40

【0047】

係る構成によっても、ハードウェア規模を縮小させつつ、被検体に周波数変調された連続超音波を送信し得られる反射波を多位相復調しながらマルチビーム受信し、クラッタ成分を検出することができる。

【0048】

（変形例3）

次に、本実施形態に係る超音波診断装置1の変形例3について説明する。本変形例3に

50

係る超音波診断装置 1 は、マルチビーム受信を行う際の遅延方式を、中心ビームの遅延と周辺ビームの補正遅延とで構成することで、ハードウェア規模を小さくするものである。すなわち、図 3 中に示した並列同時受信のビームフォーマの受信アポダイゼーション、受信遅延ユニットのアポダイゼーションデータや遅延データの他の実現手法である。

【 0 0 4 9 】

図 1 4 A は本変形例に係る超音波診断装置 1 の遅延方式を説明するための図であり、図 1 4 B は従来のビームフォーミングにおける遅延方式を示した図である。図 1 4 B に示すように、従来の遅延方式では独立して各レンジに対応するビーム毎に偏向遅延 (D e l a y) 及び収束遅延 (D e l a y) を定義している。これに対し、本変形例では、図 1 4 A に示すように、中心ビームに関する偏向遅延及び収束遅延を定義し、これらからのずれ量として、各レンジに対応するビーム毎の偏向遅延及び収束遅延を定義する。なお、このような中心ビームを規準とする各レンジに対応するビーム毎の偏向遅延及び収束遅延は、例えば内部記憶装置 3 1 に予め各種条件毎に記憶される。

【 0 0 5 0 】

また、上記のようなビーム遅延を行う場合、図 1 5 に示すようなマトリックススイッチ (多入力多出力スイッチ) を用いて位相遅延を実現することが好ましい。このような構成によれば、パルス位相遅延に比べて、性能を大幅に向上させることができる。なお、マトリックススイッチとは、ディレイ値に応じた遅延信号を複数のビームサム入力にプログラマブルに切り換え入力することが可能な、多入力、多出力のスイッチである。

【 0 0 5 1 】

(効果)

本実施形態に係る超音波診断装置によれば、周波数変調方式により送信電圧の低い連続超音波を送信し得られる反射波を周波数復調しながらマルチビーム受信する。従って、送信パワーに起因する発熱を抑制することができる。また、周波数復調方式を用いてマルチビーム受信された各ビームに対して離散的フーリエ変換等を実行し、各レンジに対応する距離毎のエコー信号を検出し、これを用いて三次元画像をリアルタイム表示する。従って、広い範囲を超音波走査して距離分解能を持つエコー信号を取得でき、複数心拍の時間を必要としないで三次元画像をリアルタイムに生成し表示することができる。

【 0 0 5 2 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 5 3 】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク (フロッピー (登録商標) ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク (C D - R O M、D V D など)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 5 4 】

(2) 上記実施形態において、例えば図 5 等に示したノコギリ波変調でなく、三角波変調をおこなうことで、ドプラ情報を取得し表示するようにしてもよい。また、ノコギリ波を必要な視野深度に応じて断続的に送受信に用いるようにしてもよい。さらに、変調波を曲線にし、近距離分解能を上げるようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

(3) 上記実施形態において、受信ビームから A モード情報を計算する際に、デジタルミキサのみで DC 成分のパワーを計算するようにしてもよい。係る構成とすることで、ハード規模をさらに小さくすることができる。また、受信ビームから A モード情報を計算する際に、アナログミキサ後に DC 成分のみを抽出する LPF を用いて実現するようにしてもよい。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

(4) 上記実施形態においては、本発明の技術的思想を、三次元画像のリアルタイム表示機能として超音波診断装置に適用する場合を例示した。しかしながら、本発明の技術的思想は、超音波診断装置への適用例に限定されない。例えば、超音波を用いて移動体（例えば自動車）の衝突防止のための警告を行う装置に適用することも可能である。係る場合には、操作者側にリアルタイムで提供される情報として、超音波画像以外に、衝突可能性を警告するための音声等を出力することができる。

【 0 0 5 7 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 5 8 】

以上本発明によれば、三次元超音波画像のリアルタイム表示において、従来に比して、時間遅延を少なくし、超音波送信において必要とされるパワーを低減させ、受信ビームの不均質を改善することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

【 符号の説明 】

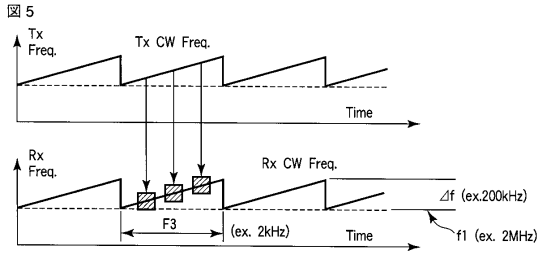
【 0 0 5 9 】

1 ... 超音波診断装置、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニター、 2 2 ... 送受信ユニット、 2 3 ... Bモード処理ユニット、 2 4 ... ドプラ処理ユニット、 2 5 ... 画像生成ユニット、 2 6 ... ポリュームデータ生成ユニット、 2 7 ... 画像生成ユニット、 2 8 ... 制御プロセッサ（CPU）、 3 1 ... 内部記憶装置、 3 3 ... インターフェースユニット、 2 2 0 ... 信号発生器、 2 2 1 ... 送信ミキサ、 2 2 2 ... 送受信遅延ユニット、 2 2 3 ... アポダイゼーションユニット、 2 2 4 ... 周波数変調/復調ユニット、 2 2 5 ... 受信バッファユニット、 2 2 7 ... 受信ミキサ、 2 2 8 ... DBPF、 2 2 9 ... 離散フーリエ変換ユニット、 2 3 0 ... ビームメモリ、 2 3 2 ... バッファユニット、 2 3 3 ... 位相シフト回路、 2 3 4 ... LPF、 2 3 5 ... 基本波計算回路、 2 3 6 ... 可変BPF

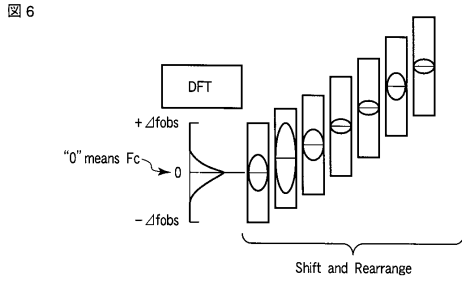
10

20

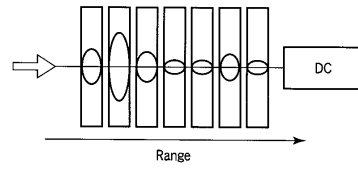
【 図 5 】



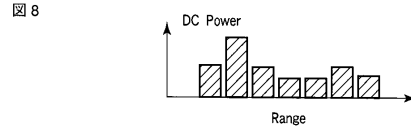
【 図 6 】



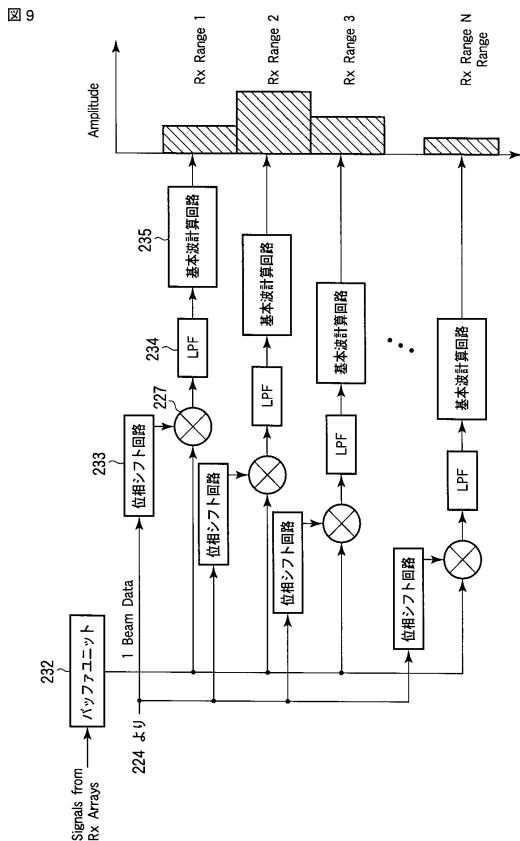
【 図 7 】



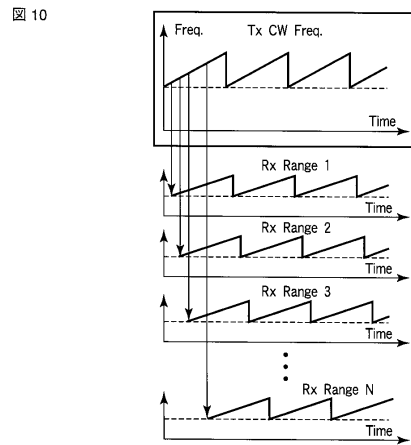
【 図 8 】



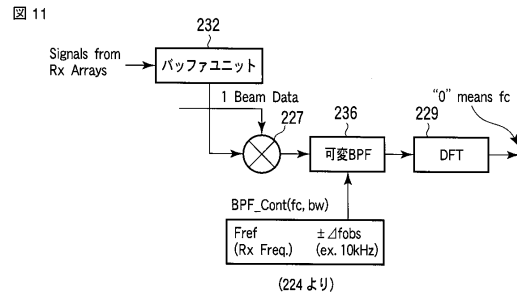
【 図 9 】



【 図 10 】

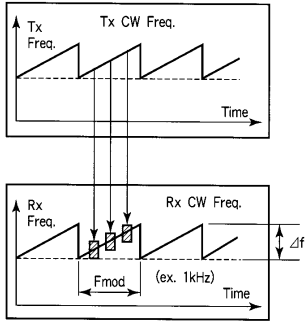


【 図 11 】



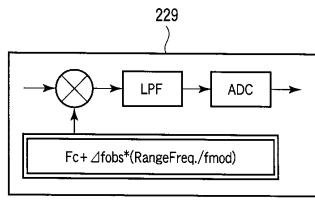
【 図 1 2 】

図 12



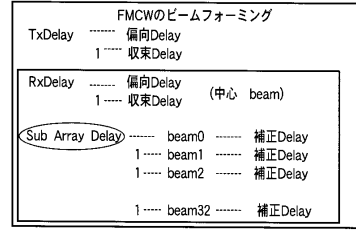
【 図 1 3 】

図 13



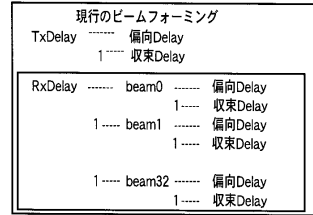
【 図 1 4 A 】

図 14A



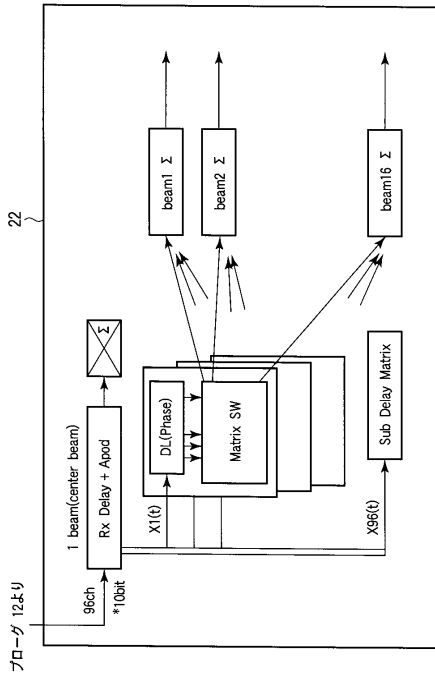
【 図 1 4 B 】

図 14B



【 図 1 5 】

図 15



フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 馬場 達朗
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社内
- (72)発明者 本郷 宏信
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社内
- (72)発明者 佐々木 琢也
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社内
- (72)発明者 河崎 修一
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社内
- (72)発明者 村中 勇一
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社内
- (72)発明者 秋元 正志
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2007-330541(JP,A)
特開2007-330540(JP,A)
特開2006-142006(JP,A)
特開2006-14916(JP,A)
国際公開第01/85031(WO,A1)
特開平9-313487(JP,A)
特開平6-207981(JP,A)
特開2010-22475(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制程序		
公开(公告)号	JP5349173B2	公开(公告)日	2013-11-20
申请号	JP2009157067	申请日	2009-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 本郷宏信 佐々木琢也 河崎修一 村中勇一 秋元正志		
发明人	馬場 達朗 本郷 宏信 佐々木 琢也 河崎 修一 村中 勇一 秋元 正志		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5203 A61B8/483 G01S7/52095 G01S15/8927 G01S15/8954 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH03 4C601/HH06 4C601/HH25 4C601/HH28 4C601/JB13 4C601/JB31 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC31 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2008183137 2008-07-14 JP		
其他公开文献	JP2010042244A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备等可以通过减少三维超声波图像的实时显示的时间延迟来减少超声波传输所需的功率，并且可以改善质量的不规则性接收光束解决方案：通过将具有调制频率的连续超声波发送到对象并在解调频率的同时接收所获得的反射波的多个波束，可以减少超声波传输所需的时间延迟和功率，从而使得三维超声图像实时显示接收光束质量改善的不规则性。作为解

调方法，例如，一种多相解调方法，用于通过（多相）解调发射调制的相位并接收调制来获得多波束接收中的距离分辨率，同时改变该范围内的相位。采用方向（光束方向）。

图 1

