

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5322522号
(P5322522)

(45) 発行日 平成25年10月23日 (2013.10.23)

(24) 登録日 平成25年7月26日 (2013.7.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2008-181726 (P2008-181726)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成20年7月11日 (2008.7.11)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2010-17406 (P2010-17406A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成22年1月28日 (2010.1.28)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成23年7月11日 (2011.7.11)		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	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(74) 代理人	100149803
			弁理士 藤原 康高
		(72) 発明者	今村 智久
			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内

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】

パルスインバージョン法を適用して抽出した受信信号の高調波成分に基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、

被検体に対して複数からなる超音波の送受信方向を設定する送受信制御手段と、

複数の振動素子を有する超音波プローブと、

前記送受信方向の各々に対し極性の異なる複数の駆動信号を用いた超音波送受信を所定時間間隔で行なうとともに、前記複数の駆動信号により生成される送信超音波は単一の中心周波数を有する送受信手段と、

前記駆動信号の各々による前記振動素子の駆動によって前記送受信手段が順次受信する複数の受信信号を加算処理して前記受信信号の高調波成分を抽出する高調波成分抽出手段と

、
前記受信信号あるいは前記受信信号に含まれる基本波成分を対数変換処理して第1の超音波データを生成し、前記高調波成分を対数変換処理して第2の超音波データを生成する受信信号処理手段と、

前記第1の超音波データと前記第2の超音波データを減算処理する減算処理手段と、

前記送受信方向の各々に対して得られた減算処理後の超音波データに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記送受信手段は、等しい駆動振幅を有し位相が180度異なる第1の駆動信号と第2の駆動信号を用いて前記振動素子を駆動し、前記高調波成分抽出手段は、前記第1の駆動信号によって得られた第1の受信信号と前記第2の駆動信号によって得られた第2の受信信号との加算処理によって前記高調波成分を抽出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】

前記送受信手段は、異なる駆動振幅を有し位相が180度異なる複数の駆動信号を用いて前記振動素子を駆動し、前記高調波成分抽出手段は、前記駆動信号の各々によって得られた前記複数の受信信号を加算処理して前記高調波成分を抽出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項4】

前記高調波成分抽出手段は、複数からなる前記受信信号の少なくとも何れかに対し重み係数を設定して前記加算処理を行なう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5】

前記送受信手段は、所定の駆動波形を有する第1の駆動信号と、前記第1の駆動信号の駆動波形に対して2倍の駆動振幅を有し位相が180度異なる駆動波形を有する第2の駆動信号と、前記第1の駆動信号の駆動波形と同様な駆動波形を有する第3の駆動信号を用いて前記振動素子を駆動することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記減算処理手段は、前記第1の超音波データあるいは前記第2の超音波データの少なくとも何れかに対し重み係数を設定して前記減算処理を行なうことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

20

【請求項7】

前記減算処理手段は、深さ方向に異なる前記重み係数を前記超音波データに設定して前記減算処理を行なうことを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記減算処理手段は、送信超音波の中心周波数及び観測深度に基づいて設定あるいは選択された前記重み係数を用いて前記減算処理を行なうことを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

【請求項9】

30

重み係数設定手段を備え、前記減算処理手段は、前記重み係数設定手段が設定した重み係数に基づいて前記減算処理を行なうことを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項10】

表示手段を備え、前記表示手段は、前記画像データ生成手段が生成した前記減算処理後の超音波データに基づく画像データと前記第1の超音波データに基づく画像データあるいは前記第2の超音波データに基づく画像データの少なくとも何れかを重畳表示あるいは並列表示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11】

前記送受信制御手段は、前記被検体の3次元領域に対して前記超音波の送受信方向を設定し、前記画像データ生成手段は、前記送受信方向の各々に対して得られた減算処理後の超音波データに基づいて3次元画像データ、MIP画像データあるいはMPR画像データの少なくとも何れかを生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体に投与された造影剤の非線形特性によって発生する高調波成分に基づいて画像データを生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて被検体の複数

50

方向に対する超音波送受信を順次行ない、このとき得られた反射波に基づいて生成した画像データや時系列データをモニタ上に表示するものである。この装置は、超音波プローブの先端部を体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の2次元画像データや3次元画像データをリアルタイムで観測することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

循環器領域や腹部領域における超音波診断では、近年、被検体に対して侵襲度が低い微小気泡を有した超音波造影剤（以下では、造影剤と呼ぶ。）が開発され、この造影剤を被検体の心臓内や血管内に注入した状態で超音波検査を行なう、所謂、コントラストエコー法を適用することによりドプラ効果を用いなくても血流の状態を正確に観察することが可能となった。特に、血流速度が極めて遅いためにカラードプラ法が使用できない腹部臓器の組織血流観察に上述のコントラストエコー法を適用することにより腫瘍等の鑑別診断における診断精度の向上が期待されている。

10

【0004】

造影剤を用いた超音波検査では、血管内等に注入された造影剤の微小気泡（マイクロバブル）が強い超音波反射源となるため、血流と共に移動する造影剤からの反射波を検出することにより微弱な組織血流の情報を感度よく観察することができる。しかしながら、良好なS/Nを有する画像データを収集するために造影剤の微小気泡に対し比較的強い超音波を照射した場合、微小気泡の破碎に伴って造影剤の反射強度は著しく低減するという問題点を有している。

20

【0005】

このような造影剤の性質を考慮し、造影剤が投与された被検体の同一部位に対し強い超音波を用いた第1の超音波送受信と第2の超音波送受信を所定時間間隔で行ない、第1の超音波送受信によって得られた受信信号とこの第1の超音波送受信によって微小気泡が破碎された部位に対する第2の超音波送受信によって得られた受信信号との減算処理（サブトラクション）によって造影剤からの反射波を抽出する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0006】

一方、微小気泡に送信超音波を照射した場合、この微小気泡が有する音響的な非線形特性に起因して比較的大きな高調波成分が発生し、この高調波成分によって形成される波形の極性は送信超音波の極性に依存しないことが知られている。このような性質を利用し、微小気泡の破碎が生じない比較的小さな振幅を有し位相が互いに180度異なる送信超音波を用いた第1の超音波送受信と第2の超音波送受信を被検体の同一部位に対して行ない、第1の超音波送受信によって得られた受信信号と第2の超音波送受信によって得られた受信信号との加算処理によって造影剤の微小気泡に起因した受信信号の高調波成分を抽出する、所謂、パルスインバージョン法（PI法）が提案されている（例えば、非特許文献1参照。）。

30

【0007】

更に、この方法によって得られた受信信号の高調波成分に基づく画像データと基本波成分に基づく画像データに対し最大値保持演算法を適用して合成することにより血流情報と臓器情報を同時に観測することが可能な方法も提案されている（例えば、特許文献2参照。）。

40

【特許文献1】特開平8-336527号公報

【特許文献2】特開2007-236738号公報

【非特許文献1】阿比留巖、鎌倉友男共著「超音波パルスの非線形伝搬」信学技法、US 89-23、p53、1989。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述の特許文献1及び非特許文献1に記載された方法によれば、受信信号に含まれた高

50

調波成分の抽出が可能となり、この高調波成分の主なる発生源である造影剤の動態を観測することにより造影剤が投与された血管内の血流情報を把握することができる。例えば、虚血状態（即ち、組織血流が少ない状態）にある腫瘍組織とこの腫瘍組織の周囲に存在する血流に富んだ正常組織の各々から得られた受信信号の高調波成分を上述の方法によって抽出することにより、血液と共に造影剤が多量に存在している正常組織と造影剤の存在が少ない腫瘍組織を鑑別することが可能となる。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、送信超音波が照射される生体組織も上述の造影剤と同様にして音響的な非線形特性を有しているためこれら生体組織から得られる受信信号にも高調波成分が含まれており、特に、腫瘍組織等から得られた受信信号には多くの高調波成分が含まれている場合が多い。即ち、造影剤が投与された当該被検体の生体組織から得られる受信信号の高調波成分を抽出することにより造影剤が多量に存在している組織と造影剤の存在が少ない組織とを鑑別するような場合、造影剤の非線形特性に起因して発生する高調波成分に生体組織の非線形特性に起因して発生する高調波成分が混入することにより組織内に流入した造影剤の情報を正確に捉えることが困難になるという問題点を有していた。

10

【 0 0 1 0 】

本発明は、上述の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、造影剤が投与された当該被検体の生体組織から得られる受信信号の高調波成分を抽出することにより血流情報を観察する際、生体組織の非線形特性に起因して発生した高調波成分を前記受信信号の基本波成分等を用いて抑圧することにより造影剤の情報を正確に捉えることが可能な超音波診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記課題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波診断装置は、パルスインバージョン法を適用して抽出した受信信号の高調波成分に基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、被検体に対して複数からなる超音波の送受信方向を設定する送受信制御手段と、複数の振動素子を有する超音波プローブと、前記送受信方向の各々に対し極性の異なる複数の駆動信号を用いた超音波送受信を所定時間間隔で行なうとともに、前記複数の駆動信号により生成される送信超音波は単一の中心周波数を有する送受信手段と、前記駆動信号の各々による前記振動素子の駆動によって前記送受信手段が順次受信する複数の受信信号を加算処理して前記受信信号の高調波成分を抽出する高調波成分抽出手段と、前記受信信号あるいは前記受信信号に含まれる基本波成分を対数変換処理して第 1 の超音波データを生成し、前記高調波成分を対数変換処理して第 2 の超音波データを生成する受信信号処理手段と、前記第 1 の超音波データと前記第 2 の超音波データを減算処理する減算処理手段と、前記送受信方向の各々に対して得られた減算処理後の超音波データに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを備えたことを特徴としている。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、造影剤が投与された当該被検体の生体組織から得られる受信信号の高調波成分を抽出することにより血流情報を観察する際、生体組織の非線形特性に起因して発生した高調波成分を前記受信信号の基本波成分等を用いて抑圧することにより造影剤の情報を正確に捉えることが可能となる。このため、診断精度を大幅に向上させることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【 0 0 1 4 】

以下に述べる本発明の実施例では、等しい振幅を有し位相が 180 度異なる第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号を用いて超音波プローブ 2 に設けられた振動素子を所定のレート

50

間隔で駆動し被検体に対して第 1 の送信超音波及び第 2 の送信超音波を放射する。このとき、第 1 の送信超音波及び第 2 の送信超音波に対応して送受信部 3 から得られる第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号の加算処理により高調波成分が抽出された第 3 の受信信号を生成し、更に、第 1 の受信信号の基本波成分を対数変換して生成した第 1 の超音波データと前記第 3 の受信信号の高調波成分を対数変換して生成した第 2 の超音波データとの減算処理によって第 3 の超音波データを生成する。そして、当該被検体に対する 3 次元走査によって収集した複数からなる第 3 の超音波データを処理して 3 次元画像データを生成し、得られた 3 次元画像データを表示部に表示する。

【 0 0 1 5 】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の構成につき図 1 乃至図 9 を用いて説明する。但し、図 1 は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2、図 4 及び図 9 は、この超音波診断装置が備える各種ユニットの具体的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 6 】

図 1 に示す本実施例の超音波診断装置 1 0 0 は、造影剤が投与された被検体の診断対象部位を含む 3 次元領域の所定方向に対し第 1 の送信超音波（第 1 の超音波パルス）とこの第 1 の送信超音波に対し位相が 1 8 0 度異なる第 2 の送信超音波（第 2 の超音波パルス）を送信し、前記診断対象部位から得られた第 1 の受信超音波（第 1 の超音波反射波）及び第 2 の受信超音波（第 2 の超音波反射波）を第 1 の受信信号群及び第 2 の受信信号群に変換する複数の振動素子を備えた超音波プローブ 2 と、前記 3 次元領域の所定方向に対し第 1 の送信超音波及び第 2 の送信超音波を送信するための第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号を超音波プローブ 2 の前記振動素子に供給し、このとき上述の振動素子から得られる複数チャンネルの第 1 の受信信号群及び第 2 の受信信号群を整相加算して第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号を生成する送受信部 3 と、整相加算によって得られた第 1 の受信信号と第 2 の受信信号との加算処理によりこれらの受信信号に含まれた高調波成分（を抽出して第 3 の受信信号を生成する高調波成分抽出部 4 と、整相加算後の第 1 の受信信号あるいは第 2 の受信信号に対し後述の信号処理を行なって第 1 の超音波データを生成し、更に、高調波成分抽出部 4 によって生成された第 3 の受信信号に対し同様の信号処理を行なって第 2 の超音波データを生成する受信信号処理部 5 と、上述の第 1 の超音波データと第 2 の超音波データとを減算処理して第 3 の超音波データを生成する減算処理部 6 を備えている。

【 0 0 1 7 】

又、超音波診断装置 1 0 0 は、当該被検体の 3 次元領域に対する 3 次元走査によって収集された複数からなる第 3 の超音波データに基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部 7 と、このボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する画像データ生成部 8 と、生成した 3 次元データを表示する表示部 9 と、被検体情報の入力や画像データ生成条件の設定等を行なう入力部 1 0 と、被検体に対する超音波の送受信方向や駆動信号の極性等を制御する送受信制御部 1 1 と、超音波診断装置 1 0 0 が備える上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 1 2 を備えている。

【 0 0 1 8 】

以下に、本実施例の超音波診断装置 1 0 0 が備えた各ユニットの具体例について説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 の超音波プローブ 2 は、2 次元配列された図示しない N 個の振動素子をその先端部に有し、これら振動素子の各々は、N チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 3 の入出力端子に接続されている。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気的な受信信号に変換する機能を有している。尚、超音波プローブ 2 には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能である。本実施例では、N 個の振動素子が 2 次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ 2 を用いて 3 次元画像データを収集する場合について述

10

20

30

40

50

べるがこれに限定されない。

【 0 0 2 0 】

次に、図 2 に示す送受信部 3 は、当該被検体に対し第 1 の送信超音波とこの第 1 の送信超音波に対し位相が 180 度異なる第 2 の送信超音波を放射するための第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号を超音波プローブ 2 に設けられた N 個の振動素子に供給する送信部 3 1 と、第 1 の送信超音波及び第 2 の送信超音波の各々に対応して前記振動素子から得られた N チャンネルからなる第 1 の受信信号群及び第 2 の受信信号群の各々を整相加算（位相合わせして加算）して第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号を生成する受信部 3 2 を備えている。

【 0 0 2 1 】

送信部 3 1 は、レートパルス発生器 3 1 1、送信遅延回路 3 1 2 及び駆動回路 3 1 3 を備え、レートパルス発生器 3 1 1 は、第 1 の送信超音波及び第 2 の送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、システム制御部 1 2 から供給される制御信号に基づいて生成する。送信遅延回路 3 1 2 は、N チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送受信制御部 1 1 から供給される制御信号に基づいて細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を集束するための遅延時間（集束用遅延時間）と所定の送受信方向（ θp 、 φq ）に送信超音波を放射するための遅延時間（偏向用遅延時間）を前記レートパルスに与える。

【 0 0 2 2 】

N チャンネルの独立な駆動回路 3 1 3 は、前記レートパルスと送受信制御部 1 1 から供給される制御信号に基づき、第 1 の送信超音波を放射するための第 1 の駆動信号と第 2 の送信超音波を放射するための第 2 の駆動信号を生成して超音波プローブ 2 に設けられた N 個の振動素子に供給する。具体的には、N チャンネルからなる第 1 の駆動信号と、この第 1 の駆動信号に対し位相が 180 度異なる（即ち、波形の極性が反転した）N チャンネルからなる第 2 の駆動信号を前記レートパルスに同期させて生成する。

【 0 0 2 3 】

一方、受信部 3 2 は、N チャンネルからなる A / D 変換器 3 2 1 及び受信遅延回路 3 2 2 と加算器 3 2 3 を備え、第 1 の送信超音波及び第 2 の送信超音波に対応した第 1 の受信超音波及び第 2 の受信超音波の各々に基づいて超音波プローブ 2 の振動素子から供給される N チャンネルの第 1 の受信信号群及び第 2 の受信信号群は A / D 変換器 3 2 1 にてデジタル信号に変換される。

【 0 0 2 4 】

受信遅延回路 3 2 2 は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と所定の送受信方向（ θp 、 φq ）に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を、A / D 変換器 3 2 1 から出力された N チャンネルの受信信号群の各々に与え、加算器 3 2 3 は、これら受信遅延回路 3 2 2 から供給される夫々の受信信号群を加算合成して第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号を生成する。即ち、受信遅延回路 3 2 2 と加算器 3 2 3 により、所定方向（ θp 、 φq ）から得られた受信超音波に対応する第 1 の受信信号群及び第 2 の受信信号群は整相加算される。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、超音波プローブ 2 の中心軸を z 軸とした直交座標（x - y - z）に対する超音波の送受信方向（ θp 、 φq ）の関係を示す。例えば、N 個の振動素子が x 軸方向及び y 軸方向に 2 次元配列された場合、 θp 及び φq は、x - z 平面及び y - z 平面に投影された送受信方向を示している。そして、送受信制御部 1 1 から供給される走査制御信号に従って送信部 3 1 の送信遅延回路 3 1 2 及び受信部 3 2 の受信遅延回路 3 2 2 における遅延時間が制御され、当該被検体の診断対象部位に対し第 1 の送信超音波及び第 1 の受信超音波と第 2 の送信超音波及び第 2 の受信超音波による 3 次元走査が行なわれる。

【 0 0 2 6 】

次に、図 1 に示した高調波成分抽出部 4 は、造影剤が投与された当該被検体の診断対象部位から得られた受信信号に含まれている高調波成分を抽出する機能を有し、図 4 に示す

10

20

30

40

50

ように受信信号記憶部 4 1 と演算部 4 2 を備えている。

【 0 0 2 7 】

受信信号記憶部 4 1 は、例えば、送受信方向 (θp 、 ϕq) に対して第 1 の駆動信号を用いた超音波送受信と第 2 の駆動信号を用いた超音波送受信が所定のレート間隔で行なわれた場合、先行する第 1 の駆動信号を用いた超音波送受信において受信部 3 2 の加算器 3 2 3 が生成した第 1 の受信信号を一旦保存する。

【 0 0 2 8 】

一方、演算部 4 2 は、第 1 の駆動信号を用いた超音波送受信に後続する第 2 の駆動信号を用いた超音波送受信において加算器 3 2 3 が生成した第 2 の受信信号と受信信号記憶部 4 1 に保存された第 1 の受信信号を加算合成することにより、各々の受信信号に含まれて

10

いた高調波成分を抽出し第 3 の受信信号を生成する。

次に、被検体に投与された造影剤及び生体組織の非線形特性に起因して発生する受信信号の高調波成分とその抽出方法につき図 5 及び図 6 を用いて説明する。

【 0 0 3 0 】

図 5 は、上述の送信超音波（第 1 の送信超音波あるいは第 2 の送信超音波）の周波数スペクトラム（図 5 (a)）とこの送信超音波によって得られる受信超音波（第 1 の受信超音波あるいは第 2 の受信超音波）の周波数スペクトラム（図 5 (b)）を模式的に示したものであり、例えば、被検体の体内に送信される送信超音波の周波数スペクトラムは図 5 (a) に示すように周波数 f_0 を中心に分布している。これに対して、図 5 (b) に示す

20

受信超音波の周波数スペクトラムは、送信超音波と同様に周波数 f_0 を中心に分布する基本波成分と、周波数 $2 f_0$ を中心に分布し基本波成分より小さな高調波成分を有している。

【 0 0 3 1 】

一方、図 6 は、パルスインバージョン法（P I 法）が適用された超音波送受信によって得られる受信信号の基本波成分及び高調波成分と、高調波成分抽出部 4 による加算合成を示したものであり、図 6 (a) に示す受信信号の基本波成分は、駆動信号が正極性の場合（a - 1）と負極性の場合（a - 2）ではその極性が反転するためこれらを加算合成することによって相殺することができる（a - 3）。

【 0 0 3 2 】

一方、このとき得られる受信信号の高調波成分は、図 6 (b) に示すように駆動信号が正極性の場合（b - 1）及び負極性の場合（b - 2）においてその極性は変わらないためこれらを加算合成することによって 2 倍に増大する（b - 3）。即ち、位相が 180 度異なる第 1 の駆動信号と第 2 の駆動信号を用いたパルスインバージョン法を適用して得られる第 1 の受信信号と第 2 の受信信号を加算合成することによって高調波成分のみを抽出することができる。

30

【 0 0 3 3 】

次に、図 1 の受信信号処理部 5 は、上述の高調波成分抽出部 4 及び送受信部 3 から供給される受信信号を処理して超音波データ（B モードデータ）を生成する機能を有し、図 4 に示すように 2 チャンネルからなるフィルタ部 5 1、検波部 5 2 及び対数変換部 5 3 を備えている。

40

【 0 0 3 4 】

即ち、送受信部 3 の受信部 3 2 において生成された第 1 の受信信号あるいは第 2 の受信信号は受信信号処理部 5 のフィルタ部 5 1 a へ供給され、これらの受信信号に含まれている高調波成分がフィルタリング処理によって除去される。そして、高調波成分が除去された第 1 の受信信号あるいは第 2 の受信信号は、検波部 5 2 a 及び対数変換部 5 3 a において包絡線検波と対数変換が行なわれて第 1 の超音波データが生成される。

【 0 0 3 5 】

一方、高調波成分抽出部 4 において生成された第 3 の受信信号はフィルタ部 5 1 b へ供給され、第 1 の受信信号と第 2 の受信信号の加算処理において残留した基本波成分がフィ

50

ルタリング処理によって除去される。そして、基本波成分が略完全に除去された第 3 の受信信号は、検波部 5 2 b 及び対数変換部 5 3 b において包絡線検波と対数変換が行なわれて第 2 の超音波データが生成される。

【 0 0 3 6 】

図 1 へ戻って、減算処理部 6 は、図示しない係数データ保管部と記憶部と演算部を備えている。前記係数データ保管部には、上述の第 1 の超音波データと第 2 の超音波データとの減算処理に用いる各種の重み係数データが予め保管され、前記記憶部には、受信信号処理部 5 において生成された第 1 の超音波データが保存される。一方、前記演算部は、入力部 1 0 にて設定された重み係数データあるいは入力部 1 0 から供給される選択情報に基づいて前記係数データ保管部に保管された各種重み係数データの中から選択された重み係数データを適用した第 1 の超音波データと第 2 の超音波データとの減算処理により第 3 の超音波データを生成する。

10

【 0 0 3 7 】

ここで、上述の減算処理につき更に詳しく説明する。例えば、パルスインバージョン法の超音波送受信によって得られた第 1 の受信信号 $Sr1$ 及び第 2 の受信信号 $Sr2$ に含まれている基本波成分及び高調波成分を夫々 Srf 、 Srh とすれば、高調波成分抽出部 4 において生成される第 3 の受信信号 $Sr3$ は式 (1) により、又、受信信号処理部 5 において生成される第 1 の超音波データ $D1$ 及び第 2 の超音波データ $D2$ は式 (2) によって示される。

【数 1】

20

$$Sr3 = Sr1 + Sr2 = (Srf + Srh) + (-Srf + Srh) = 2Srh \cdots (1)$$

$$D1 = \log[Srf], \quad D2 = \log[Sr3] = \log[2Srh] \cdots (2)$$

【 0 0 3 8 】

従って、減算処理部 6 において生成される第 3 の超音波データ $D3$ は次式 (3) で示すことができる。

【数 2】

30

$$D3 = W2D2 - W1D1 = W2\log[2Srh] - W1\log[Srf] \cdots (3)$$

【 0 0 3 9 】

但し、上式の $W1$ 及び $W2$ は、第 1 の超音波データ及び第 2 の超音波データに対する重み係数であり、 $[Srf]$ 及び $[Srh]$ は、包絡線検波された基本波成分及び高調波成分を示す。ここで説明を簡単にするために、重み係数 $W1$ 及び $W2$ を $W1 = W2 = 1$ とした場合、式 (3) は次式 (4) のように変形することができる。

【数 3】

$$D3 = D2 - D1 = \log[2Srh] - \log[Srf] = \log\left(\frac{[2Srh]}{[Srf]}\right) \cdots (4)$$

40

【 0 0 4 0 】

即ち、上式 (4) に示すように、第 1 の超音波データ $D1$ と第 2 の超音波データ $D2$ との減算処理によって得られる第 3 の超音波データ $D3$ は、第 3 の受信信号 $Sr3$ における高調波成分の絶対値 $[2Srh]$ を第 1 の受信信号 $Sr1$ あるいは第 2 の受信信号 $Sr2$ における基本波成分の絶対値 $[Srf]$ で除した (規格化した) 後対数変換したものと等価となる。

【 0 0 4 1 】

次に、上述した第 1 の超音波データ $D1$ と第 2 の超音波データ $D2$ との減算処理を適用

50

した本実施例の効果につき図7を用いて説明する。図7(a)は、例えば、豊富な組織血流を有する正常組織に囲まれた虚血状態の腫瘍組織に対し矢印の方向から超音波を送受信して得られる受信信号の高調波成分を模式的に示したものであり、この場合、正常組織から得られる高調波成分E1の大部分は、この正常組織内に血液と共に流入した造影剤の非線形特性に起因するものであり、腫瘍組織から得られる高調波成分E2は、腫瘍組織の非線形特性に起因するものである。そして、既に述べたように、腫瘍組織から得られる高調波成分E2と正常組織から得られる高調波成分E1との差異 δE が僅少な場合、腫瘍組織の鑑別診断を行なうことが困難となる。

【0042】

本実施例では、腫瘍組織の非線形特性に起因して発生する高調波成分の大きさは、前記腫瘍組織から得られる受信信号の基本波成分の大きさに大きく依存することに着目し、この基本波成分を考慮することにより腫瘍組織と正常組織との鑑別を行なう。即ち、腫瘍組織から得られる受信信号の基本波成分A2が正常組織から得られる受信信号の基本波成分A1に対し $A2 > A1$ の関係にある場合、夫々の組織から得られる高調波成分E1及びE2を基本波成分A1及びA2で除することにより、基本波成分で規格化された正常組織の高調波成分F1($F1 = E1 / A1$)と腫瘍組織の高調波成分F2($F2 = E2 / A2$)との差異 δF は、図7(b)に示すように正常組織の高調波成分E1と腫瘍組織の高調波成分E2との差異 δE より大きくなり、従って、腫瘍組織と正常組織の鑑別が容易となる。

【0043】

又、上述の減算処理に重み係数を適用することにより、鑑別診断に好適な差異 δF を得ることができる。特に、受信信号の高調波成分は基本波成分より生体組織における超音波減衰の影響を受け易い。このような場合、図8に示すように第1の超音波データD1に対する重み係数W1及び第2の超音波データD2に対する重み係数W2を深さ方向に対し可変となるように設定し、深部からの高調波成分を相対的に増幅させることによりS/Nに優れた第3の超音波データを得ることが可能となる。このとき、上述の重み係数W1及びW2は、送信超音波の中心周波数や観測深度等に基づいて設定あるいは選択される。

【0044】

尚、本実施例の超音波診断装置100では、式(4)において既に示したように対数変換された高調波成分(第2の超音波データ)と対数変換された基本波成分(第1の超音波データ)との減算処理によって基本成分による規格化を行なっている。

【0045】

次に、図1に示したボリュームデータ生成部7の具体的な構成につき図9のブロック図を用いて説明する。

【0046】

ボリュームデータ生成部7は、超音波データ記憶部71、補間処理部72及びボリュームデータ記憶部73を備え、超音波データ記憶部71には、被検体の診断対象部位に対する3次元走査によって得られた第3の超音波データが送受信方向(θp 、 ϕq)を付帯情報として順次保存される。

【0047】

一方、補間処理部72は、超音波データ記憶部71から読み出した複数からなる超音波データを送受信方向(θp 、 ϕq)に対応させて配列することにより時系列的な3次元超音波データを形成し、更に、この3次元超音波データを構成する不等間隔のボクセルを補間処理して図3のx方向、y方向及びz方向に対し等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成する。そして、得られた時系列的なボリュームデータはボリュームデータ記憶部73に保存される。

【0048】

次に、図1の画像データ生成部8は、ボリュームデータ生成部7から順次供給されるボリュームデータをレンダリング処理してボリュームレンダリング画像データやサーフィスレンダリング画像データ等の3次元画像データを生成する機能を有し、例えば、図示しな

10

20

30

40

50

い不透明度・色調設定部とレンダリング処理部を備えている。そして、前記不透明度・色調設定部は、ボリュームデータのボクセル値等に基づいて各ボクセルの不透明度や色調を設定し、前記レンダリング処理部は、前記不透明度・色調設定部によって設定された不透明度及び色調を有するボリュームデータを所定の処理プログラムを用いてレンダリング処理し時系列的な３次元画像データを生成する。

【 0 0 4 9 】

表示部 9 は、図示しない表示データ生成部、変換部及びモニタを備えている。前記表示データ生成部は、画像データ生成部 8 にて生成された３次元画像データに対し所定表示フォーマットに基づいた座標変換を行ない、更に、被検体情報等の付帯情報を重畳して表示用データを生成する。一方、前記変換部は、前記表示データ生成部にて生成された表示用データに対し D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。

10

【 0 0 5 0 】

入力部 1 0 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、パルスインバージョン法の選択を行なう P I 法選択機能 1 0 1 及び第 1 の超音波データと第 2 の超音波データとの減算処理における重み係数の選択や設定を行なう重み係数設定機能 1 0 2 を備え、更に、被検体情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、各種コマンド信号の入力等が上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【 0 0 5 1 】

20

一方、送受信制御部 1 1 は、例えば、入力部 1 0 から供給されるボリュームデータ生成条件に基づき、被検体の診断対象部位を含む３次元領域の所望方向に対し超音波の送受信を可能とする送受信部 3 の送信遅延回路 3 1 2 及び受信遅延回路 3 2 2 の遅延時間を制御する。更に、入力部 1 0 から供給される P I 法選択情報に基づき、送受信部 3 の駆動回路 3 1 3 にて生成される第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号の極性や振幅等を制御する。

【 0 0 5 2 】

システム制御部 1 2 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、前記記憶回路には入力部 1 0 にて選択 / 設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記 C P U は、上述の選択情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを制御し、造影剤が投与された当該被検体の診断対象部位に対して P I 法を適用した３次元走査を行なう。

30

【 0 0 5 3 】

(画像データの生成手順)

次に、本実施例の P I 法を適用した画像データの生成手順につき図 1 0 のフローチャートに沿って説明する。

【 0 0 5 4 】

画像データの生成に先立ち超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 0 において被検体情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、 P I 法の選択等を行なった後、造影剤が投与された当該被検体の体表面に超音波プローブ 2 の先端部を配置して画像データの生成開始コマンドを入力する (図 1 0 のステップ S 1) 。

40

【 0 0 5 5 】

入力部 1 0 より画像データの生成開始コマンドを受信したシステム制御部 1 2 は送受信制御部 1 1 に対し送受信部 3 の送信遅延回路 3 1 2 及び受信遅延回路 3 2 2 における遅延時間と駆動回路 3 1 3 における駆動信号の極性を制御するための指示信号を供給する。更に、システム制御部 1 2 は、送受信部 3 のレートパルス発生器 3 1 1 に対して指示信号を供給し、この指示信号を受信したレートパルス発生器 3 1 1 は、所定の繰り返し周期を有するレートパルスを生成して送信遅延回路 3 1 2 へ供給する。

【 0 0 5 6 】

送信遅延回路 3 1 2 は、送受信制御部 1 1 から供給された制御信号に基づいて所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と最初の送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$) に超音波

50

を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与えてNチャンネルのレートパルスを生成し、これらのレートパルスをNチャンネルの駆動回路313へ供給する。

【0057】

次いで、駆動回路313は、送受信制御部11から供給された制御信号と送信遅延回路312から供給されたレートパルスに基づき、例えば、正極性を有したNチャンネルからなる第1の駆動信号を送信遅延回路312から供給されるレートパルスに同期させて生成し、この第1の駆動信号を超音波プローブ2に設けられたN個の振動素子へ供給して被検体内に第1の送信超音波を放射する。

【0058】

放射された第1の送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体の臓器境界面や組織にて反射し、超音波プローブ2に設けられたN個の振動素子によって受信されてNチャンネルからなる電氣的な第1の受信信号群に変換される。次いで、この第1の受信信号群は、受信部32のA/D変換器321においてデジタル信号に変換され、更に、受信遅延回路322において所定の深さからの受信超音波を収束するための集束用遅延時間と最初の送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が送受信制御部11から供給された制御信号に基づいて与えられた後加算器323にて整相加算されて第1の受信信号が生成される。そして、得られた第1の受信信号は、高調波成分抽出部4に設けられた受信信号記憶部41に一旦保存されると共に受信信号処理部5へ供給される(図10のステップS2)。

【0059】

一方、第1の受信信号が供給された受信信号処理部5のフィルタ部51aは、第1の受信信号に含まれている高調波成分をフィルタリング処理によって除去し、検波部52a及び対数変換部53aは、フィルタリング処理された第1の受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって第1の超音波データを生成する。そして、得られた第1の超音波データは減算処理部6に設けられた記憶部に一旦保存される(図10のステップS3)。

【0060】

高調波成分抽出部4の受信信号記憶部41における第1の受信信号の保存と減算処理部6の記憶部における第1の超音波データの保存が終了したならば、同様の手順により同一の送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)に対して負極性を有した第2の送信超音波を放射し、送受信部3の受信部32は、この第2の送信超音波の放射によって得られたNチャンネルからなる第2の受信信号群の整相加算によって生成した第2の受信信号を高調波成分抽出部4へ供給する(図10のステップS4)。

【0061】

一方、高調波成分抽出部4の演算部42は、自己の受信信号記憶部41に保存されていた第1の受信信号を読み出し、この第1の受信信号と送受信部3の受信部32から新たに供給された第2の受信信号の加算処理により高調波成分が抽出された第3の受信信号を生成する(図10のステップS5)。そして、得られた第3の受信信号を受信信号処理部5へ供給する。

【0062】

第3の受信信号が供給された受信信号処理部5のフィルタ部51bは、第3の受信信号に残存している基本波成分をフィルタリング処理することによって除去し、検波部52b及び対数変換部53bは、フィルタリング処理された第3の受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって第2の超音波データを生成する(図10のステップS6)。そして、得られた第2の超音波データを減算処理部6へ供給する。

【0063】

次に、減算処理部6の演算部は、例えば、入力部10から供給された選択情報に基づいて自己の係数データ保管部に保管された各種重み係数データの中から所望の重み係数データを読み出す。次いで、自己の記憶部から読み出した第1の超音波データと受信信号処理部5から新たに供給された第2の超音波データに上述の重み係数を適用させて減算処理し第3の超音波データを生成する。そして、得られた第3の超音波データに最初の送受信方

10

20

30

40

50

向 ($\theta 1$ 、 $\varphi 1$) の情報を付加してポリウムデータ生成部 7 の超音波データ記憶部 7 1 に保存する (図 10 のステップ S 7)。

【0064】

最初の送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\varphi 1$) における第 3 の超音波データの生成と保存が終了したならば、送受信制御部 1 1 は、送受信部 3 の送信遅延回路 3 1 2 及び受信遅延回路 3 2 2 における遅延時間を制御して θ 方向に $\Delta \theta$ 、 φ 方向に $\Delta \varphi$ ずつ順次更新した 3 次元領域の送受信方向 (θp 、 φq) ($\theta p = \theta 1 + (p - 1) \Delta \theta$ ($p = 1 \sim P$)、 $\varphi q = \varphi 1 + (q - 1) \Delta \varphi$ ($q = 1 \sim Q$)、但し、超音波送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\varphi 1$) を除く) の各々に対し同様の手順で超音波の送受信を繰り返して 3 次元走査を行なう。そして、各々の送受信方向にて得られた第 3 の超音波データも上述の送受信方向を付帯情報としてポリウムデータ生成部 7 の超音波データ記憶部 7 1 に保存される (図 10 のステップ S 2 乃至 S 7)。

10

【0065】

次に、ポリウムデータ生成部 7 の補間処理部 7 2 は、自己の超音波データ記憶部 7 1 から読み出した複数からなる第 3 の超音波データを送受信方向 (θp 、 φq) に対応させて配列することにより時系列的な 3 次元超音波データを形成し、更に、この 3 次元超音波データを構成する不等間隔のボクセルを補間処理してポリウムデータを生成する。そして、得られた時系列的なポリウムデータをポリウムデータ記憶部 7 3 に保存する (図 10 のステップ S 8)。

【0066】

20

次いで画像データ生成部 8 の不透明度・色調設定部は、ポリウムデータのボクセル値等に基づいて各ボクセルの不透明度や色調を設定する。一方、画像データ生成部 8 のレンダリング処理部は、前記不透明度及び色調を有するポリウムデータに対し所定の処理プログラムを用いたレンダリング処理を行なって 3 次元画像データを生成し、得られた時系列的な 3 次元画像データを表示部 9 に表示する (図 10 のステップ S 9)。

【0067】

(変形例)

次に、本実施例の変形例について説明する。上述の実施例では、等しい振幅を有し位相が 180 度異なる第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号を用いて超音波プローブ 2 に設けられた N チャンネルの振動素子を駆動し、このとき得られた第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号の加算処理によって抽出した受信信号の高調波成分を第 1 の受信信号あるいは第 2 の受信信号の基本波成分で規格化する場合について述べたが、本変形例では、図 1 1 に示すように、振幅 B o の駆動波形 (図 1 1 (a)) を有する第 1 の駆動信号と、第 1 の駆動信号の駆動波形に対して 2 倍の振幅を有し位相が 180 度異なる駆動波形 (図 1 1 (b)) を有する第 2 の駆動信号と、第 1 の駆動信号の駆動波形と同様な駆動波形 (図 1 1 (c)) を有する第 3 の駆動信号を用いて N チャンネルの振動素子を所定のレート間隔で順次駆動し、このとき得られた第 1 の受信信号乃至第 3 の受信信号の加算処理によって抽出した受信信号の高調波成分を第 2 の受信信号の基本波成分で規格化する場合について述べる。

30

【0068】

(画像データの生成手順)

40

本変形例の P I 法を適用した画像データの生成手順につき図 1 2 のフローチャートに沿って説明する。

【0069】

画像データの生成に先立ち超音波診断装置 100 の操作者は、入力部 10 において被検体情報の入力、ポリウムデータ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、P I 法の選択等を行なった後、造影剤が投与された当該被検体の体表面に超音波プローブ 2 の先端部を配置して画像データの生成開始コマンドを入力する (図 1 2 のステップ S 11)。

【0070】

入力部 10 より画像データの生成開始コマンドを受信したシステム制御部 1 2 は、送受

50

信制御部 11 に対し送受信部 3 の送信遅延回路 312 及び受信遅延回路 322 における遅延時間と駆動回路 313 における駆動信号の極性及び振幅を制御するための指示信号を供給し、更に、送信部 31 のレートパルス発生器 311 に対して指示信号を供給する。そして、送信部 31 は、送受信制御部 11 から供給される制御信号に基づいて生成した、例えば、正極性を有する振幅 B_o の第 1 の駆動信号（図 11 (a) 参照）を超音波プローブ 2 の振動素子へ供給して被検体内の最初の送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 ）に対し第 1 の送信超音波を放射する。

【0071】

そして、受信部 32 の受信遅延回路 322 及び加算器 323 は、第 1 の送信超音波の放射に伴って前記振動素子が検出した第 1 の受信信号群を整相加算して第 1 の受信信号を生成し、高調波成分抽出部 4 の受信信号記憶部 41 に保存する（図 12 のステップ S12）。

10

【0072】

第 1 の受信信号の生成と保存が終了したならば、送信部 31 は、同様にして、送受信制御部 11 から供給される制御信号に基づいて負極性を有する振幅 $2B_o$ の第 2 の駆動信号（図 11 (b) 参照）を超音波プローブ 2 の振動素子へ供給し、同一の送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 ）に対して第 2 の送信超音波を放射する。このとき受信部 32 において生成された第 2 の受信信号は高調波成分抽出部 4 の受信信号記憶部 41 に保存され、更に、受信信号処理部 5 へ供給される（図 12 のステップ S13）。

【0073】

20

一方、第 2 の受信信号が供給された受信信号処理部 5 のフィルタ部 51a は、この受信信号に含まれている高調波成分をフィルタリング処理によって除去し、検波部 52a 及び対数変換部 53a は、フィルタリング処理された第 2 の受信信号に対し包絡線検波と対数変換を行なって第 1 の超音波データを生成する。そして、得られた第 1 の超音波データは減算処理部 6 に設けられた記憶部に一旦保存される（図 12 のステップ S14）。

【0074】

次に、送信部 31 は、送受信制御部 11 から供給される制御信号に基づいて生成した第 1 の駆動信号と同様な正極性と振幅 B_o を有する第 3 の駆動信号（図 11 (c) 参照）を超音波プローブ 2 の振動素子へ供給して送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 ）に対し第 3 の送信超音波を放射し、このとき受信部 32 が生成した第 3 の受信信号を高調波成分抽出部 4 へ供給する（図 12 のステップ S15）。

30

【0075】

次に、高調波成分抽出部 4 の演算部 42 は、自己の受信信号記憶部 41 に保存されていた第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号を読み出し、この第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号と送受信部 3 の受信部 32 から新たに供給された第 3 の受信信号の加算処理により高調波成分が抽出された第 4 の受信信号を生成する（図 12 のステップ S16）。そして、得られた第 4 の受信信号を受信信号処理部 5 へ供給する。

【0076】

第 4 の受信信号が供給された受信信号処理部 5 のフィルタ部 51b は、第 4 の受信信号に残存している基本波成分をフィルタリング処理によって除去し、検波部 52b 及び対数変換部 53b は、フィルタリング処理された第 4 の受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって第 2 の超音波データを生成する（図 12 のステップ S17）。そして、得られた第 2 の超音波データを減算処理部 6 へ供給する。

40

【0077】

次に、減算処理部 6 の演算部は、入力部 10 から供給された選択情報に基づいて自己の係数データ保管部に保管された各種重み係数データの中から所望の重み係数データを読み出す。次いで、自己の記憶部から読み出した第 1 の超音波データと受信信号処理部 5 から新たに供給された第 2 の超音波データに上述の重み係数を適用させて減算処理し第 3 の超音波データを生成する（図 12 のステップ S18）。そして、得られた第 3 の超音波データに送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 ）の情報を付加してボリュームデータ生成部 7 の超音波デー

50

タ記憶部 71 に保存する。

【0078】

最初の送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$) における第 3 の超音波データの生成と保存が終了したならば、送受信制御部 11 は、送受信部 3 の送信遅延回路 312 及び受信遅延回路 322 における遅延時間を制御して θ 方向に $\Delta \theta$ 、 ϕ 方向に $\Delta \phi$ ずつ順次更新した 3 次元領域の送受信方向の各々に対し同様の手順で超音波の送受信を繰り返す。そして、各々の送受信方向にて得られた第 3 の超音波データも上述の送受信方向を付帯情報としてボリュームデータ生成部 7 の超音波データ記憶部 71 に保存される (図 12 のステップ S12 乃至 S18)。

【0079】

次に、ボリュームデータ生成部 7 の補間処理部 72 は、自己の超音波データ記憶部 71 から読み出した複数からなる第 3 の超音波データを送受信方向 (θp 、 ϕq) に対応させて配列することにより時系列的な 3 次元超音波データを形成し、更に、この 3 次元超音波データを構成する不等間隔のボクセルを補間処理してボリュームデータを生成する。そして、得られた時系列的なボリュームデータをボリュームデータ記憶部 73 に保存する (図 12 のステップ S19)。

【0080】

次いで画像データ生成部 8 の不透明度・色調設定部は、ボリュームデータのボクセル値等に基づいて各ボクセルの不透明度や色調を設定する。一方、レンダリング処理部は、前記不透明度及び色調を有するボリュームデータに対し所定の処理プログラムを用いたレンダリング処理を行なって 3 次元画像データを生成し、得られた時系列的な 3 次元画像データを表示部 9 に表示する (図 12 のステップ S20)。

【0081】

以上述べた本発明の実施例及びその変形例によれば、造影剤が投与された当該被検体の生体組織から得られる受信信号の高調波成分を抽出することにより血流情報を観察する際、造影剤の非線形特性に起因した高調波成分に混入する生体組織の非線形特性に起因した高調波成分を前記受信信号の基本波成分を用いて抑圧することにより造影剤の情報を正確に捉えることが可能となる。このため、診断精度を大幅に向上させることができる。

【0082】

特に、上述の実施例及びその変形例では、PI 法を適用して抽出した受信信号の高調波成分を基本波成分によって規格化しているため、基本波成分に大きく依存する生体組織の高調波成分を効果的に抑圧することができる。又、基本波成分による規格化は、対数変換された受信信号の高調波成分と基本波成分との減算処理によって行なっているため容易かつ正確な規格化が可能となる。

【0083】

又、この減算処理に適用される重み係数を更新することにより正常組織と腫瘍組織との鑑別等に好適なコントラスト比を得ることができ、更に、深さ方向に可変な重み係数を設定することにより超音波減衰の影響を受け易い高調波成分を補償することができるため S/N に優れた良好な画像データを取得することが可能となる。

【0084】

一方、上述の変形例によれば、振幅の異なる駆動信号を用いて収集した第 1 の受信信号乃至第 3 の受信信号に基づいて PI 法を適用した画像データの収集が可能となるため、高調波成分の駆動信号振幅に対する依存性を考慮することにより更に診断能に優れた画像データの収集を行なうことができる。

【0085】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例における超音波データの減算処理に用いる重み係数データは、入力部 10 から供給される重み係数選択情報に基づき、減算処理部 6 の係数データ保管部に予め保管された各種重み係数データの中から選択する場合について述べたが、操作者が入力部 10 において任意に設定しても構わ

10

20

30

40

50

ない。

【 0 0 8 6 】

又、第 1 の超音波データに対する重み係数 W_1 と第 2 の超音波データに対する重み係数 W_2 は、夫々独立に設定あるいは選択する場合について述べたが、例えば、 $W_1 = 1 - W_2$ のような関係を予め設定しておけば、重み係数 W_1 あるいは重み係数 W_2 の何れかを検査に際して設定すればよく、従って、重み係数の設定に要する時間が短縮され操作者の負担が軽減される。

【 0 0 8 7 】

更に、受信信号の高調波成分を基本波成分によって規格化する場合について述べたが、高調波成分が基本波成分に対して著しく少ない場合には、基本波成分と高調波成分が含まれた受信信号を用いて規格化を行なってもよい。

10

【 0 0 8 8 】

又、上述の実施例及びその変形例では、第 1 の超音波データと第 2 の超音波データの減算処理によって得られた第 3 の超音波データに基づく画像データの生成とその表示について述べたが、第 1 の超音波データや第 2 の超音波データに基づいて生成された画像データの表示を必要に応じて行なってもよい。特に、これらの画像データを同一モニタ上に並列表示あるいは重畳表示することにより、更に多くの有益な診断情報を得ることができる。

【 0 0 8 9 】

一方、上述の実施例における第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号による振動素子の駆動あるいは上述の変形例における第 1 の駆動信号乃至第 3 の駆動信号による振動素子の駆動は順序を変更して行なってもよい。

20

【 0 0 9 0 】

又、上記実施例の高調波成分抽出部 4 における第 1 の受信信号及び第 2 の受信信号の加算処理あるいは変形例の高調波成分抽出部 4 における第 1 の受信信号乃至第 3 の受信信号の加算処理では好適な重み係数を用いてこれら受信信号の加算合成を行なってもよい。この重み付け係数を用いた受信信号の加算処理により、駆動信号の振幅も任意に設定することが可能となる。例えば、上述の変形例の加算処理に重み係数を適用することにより、第 2 の駆動信号と第 1 の駆動信号の振幅比を既に述べたような整数倍（2 倍）に設定する必要は無く、任意に設定することが可能となる。又、好適な重み係数を有した第 1 の受信信号と第 2 の受信信号との加算合成により、第 3 の駆動信号を用いた超音波送受信が不要となり画像データの生成に要する時間が短縮される。

30

【 0 0 9 1 】

又、上述の変形例では、第 2 の受信信号の基本成分を用いて高調波成分の規格化を行なったがこれに限定されるものではなく、第 1 の受信信号あるいは第 3 の受信信号を用いた規格化であってもよい。

【 0 0 9 2 】

尚、上述の実施例及びその変形例では、PI 法を適用した当該被検体の 3 次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成する場合について述べたが、前記ボリュームデータに基づいた MIP (Maximum Intensity Projection) 画像データや MPR (Multi Planar Reconstruction) 画像データの生成であってもよく、又、2 次元走査による 2 次元画像データの生成であってもよい。

40

【 0 0 9 3 】

更に、前記 3 次元走査は、複数の振動素子が 2 次元配列された、所謂、2 次元アレイ超音波プローブを用いて行なう場合について述べたが、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを所定方向へ機械的移動あるいはマニュアル移動させて行なっても構わない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 4 】

【図 1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部の具体的な構成を示すブロック図。

50

【図 3】同実施例における超音波プローブの座標と送受信方向の関係を示す図。

【図 4】同実施例の超音波診断装置が備える高調波成分抽出部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 5】同実施例における送信超音波の周波数スペクトラムとこの送信超音波によって得られる受信超音波の基本波成分及び高調波成分の周波数スペクトラムを示す図。

【図 6】同実施例のパルスインバージョン法を適用した超音波送受信によって得られた受信信号における基本波成分及び高調波成分の波形と、高調波成分抽出部による加算合成を示す図。

【図 7】同実施例における超音波データの減算処理によって得られる効果を説明するための図。

10

【図 8】同実施例における超音波データの減算処理に用いられる重み係数の具体例を示す図。

【図 9】同実施例の超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 10】同実施例における P I 法を適用した画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図 11】同実施例の変形例に用いられる第 1 の駆動信号乃至第 3 の駆動信号を示す図。

【図 12】同実施例における P I 法を適用した画像データの生成手順を示すフローチャート。

【符号の説明】

20

【 0 0 9 5 】

2 ... 超音波プローブ

3 ... 送受信部

3 1 ... 送信部

3 2 ... 受信部

4 ... 高調波成分抽出部

5 ... 受信信号処理部

6 ... 減算処理部

7 ... ボリュームデータ生成部

8 ... 画像データ生成部

30

9 ... 表示部

1 0 ... 入力部

1 0 1 ... P I 法選択機能

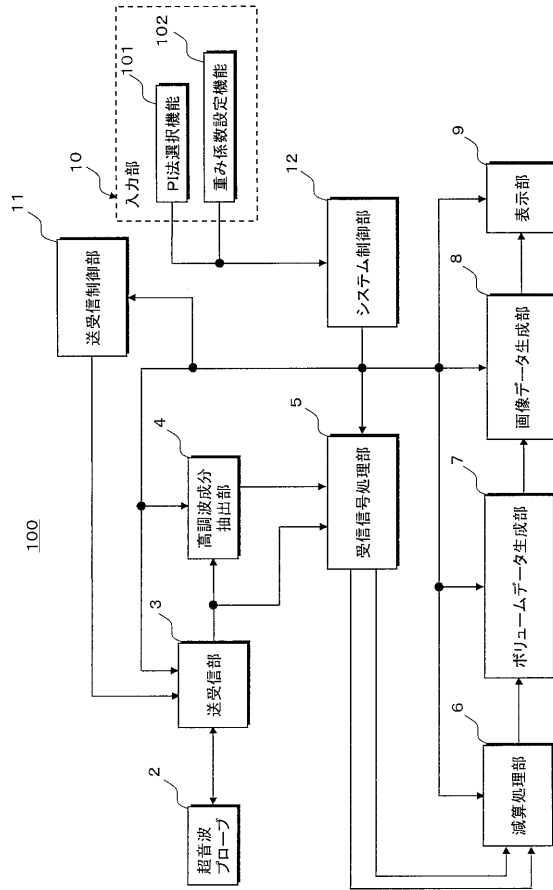
1 0 2 ... 重み係数設定機能

1 1 ... 送受信制御部

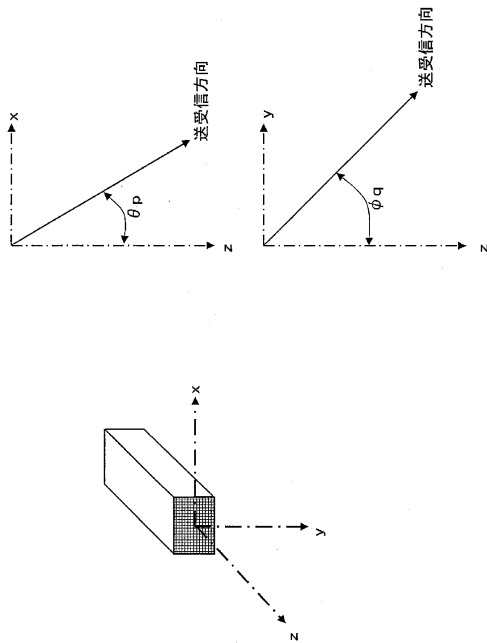
1 2 ... システム制御部

1 0 0 ... 超音波診断装置

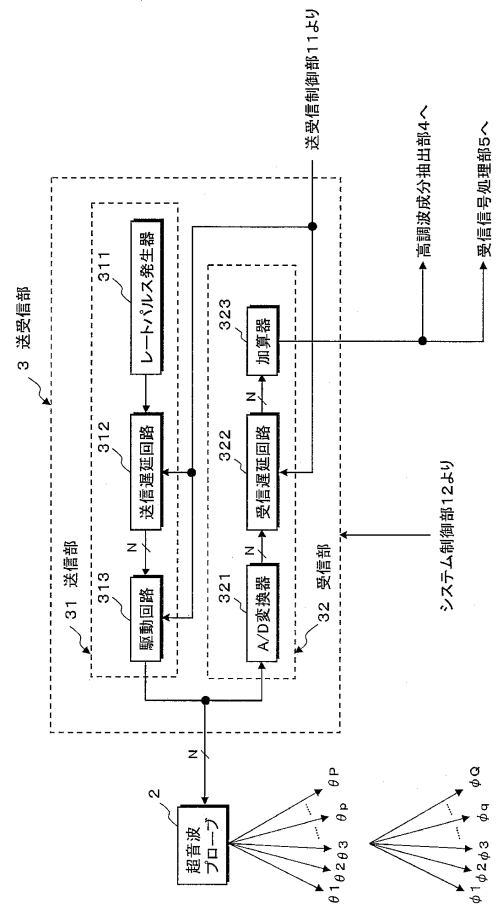
【図 1】



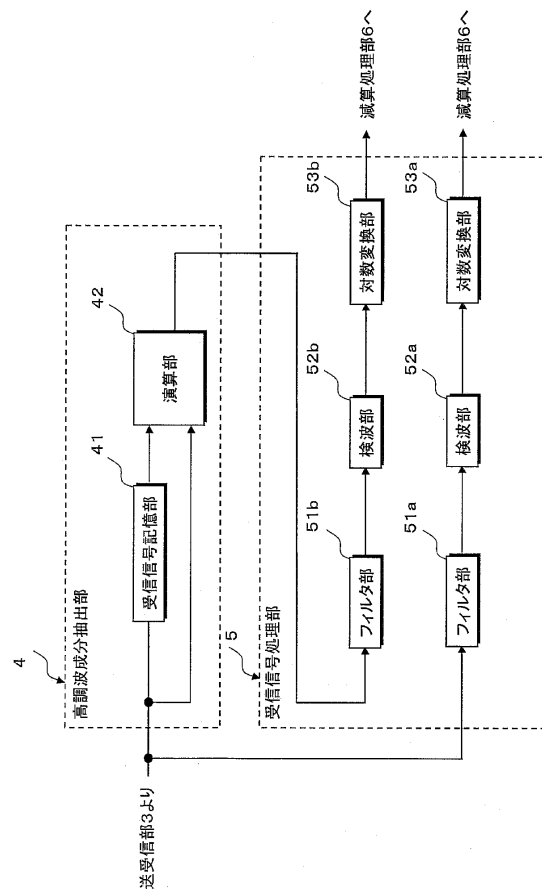
【図 3】



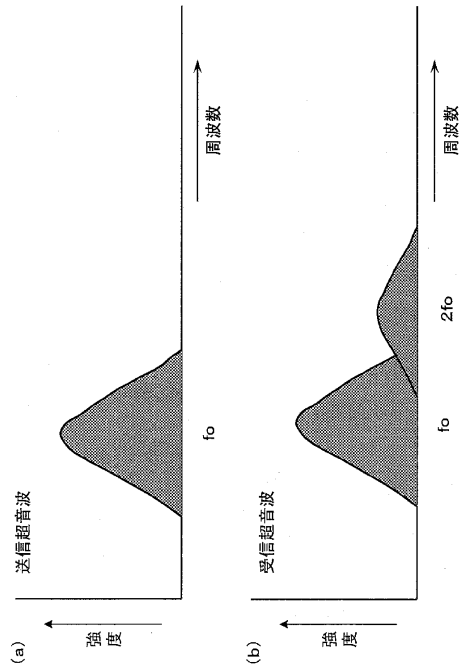
【図 2】



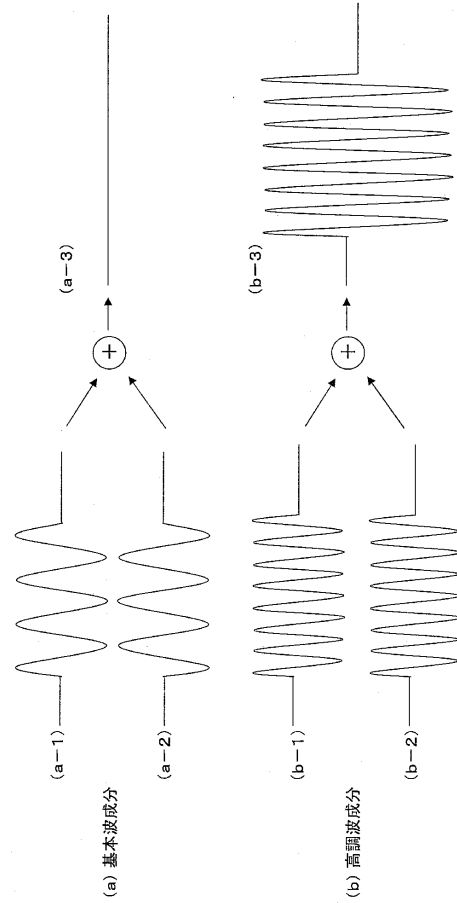
【図 4】



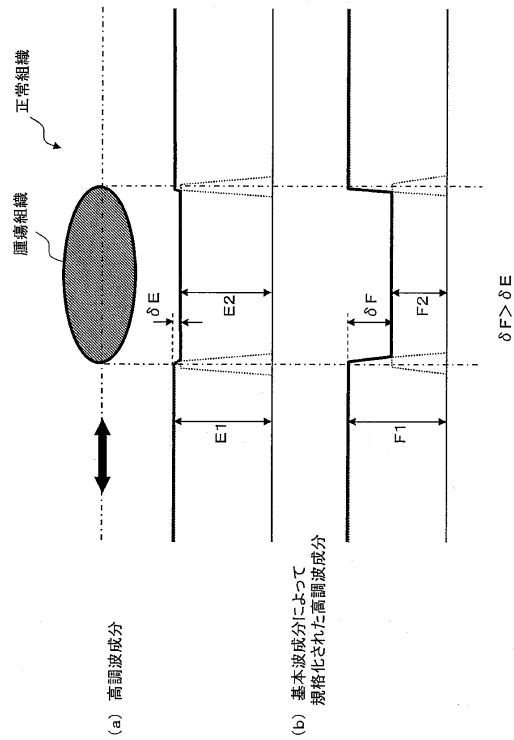
【図 5】



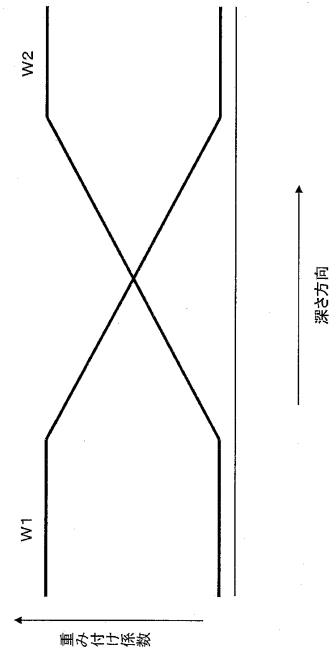
【図 6】



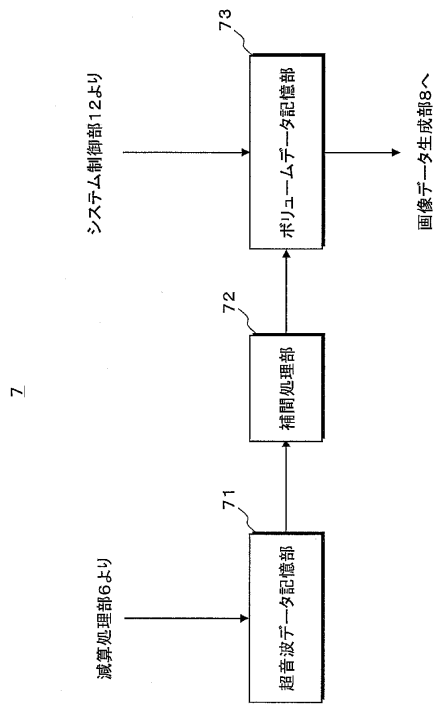
【図 7】



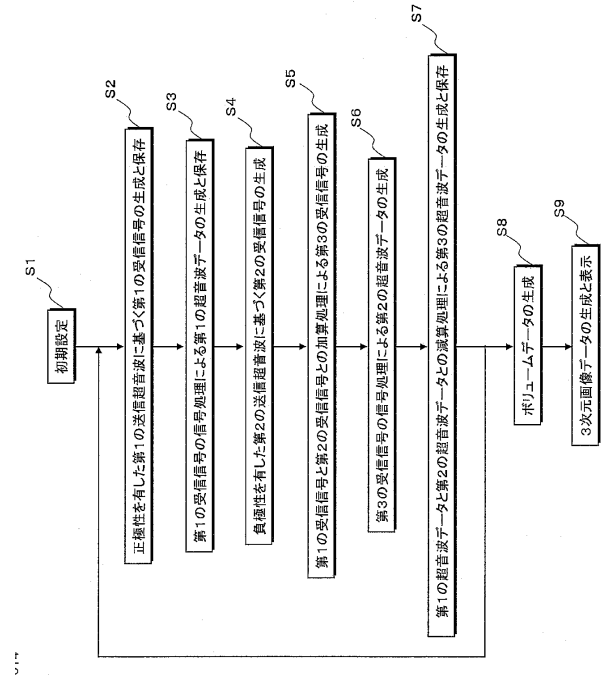
【図 8】



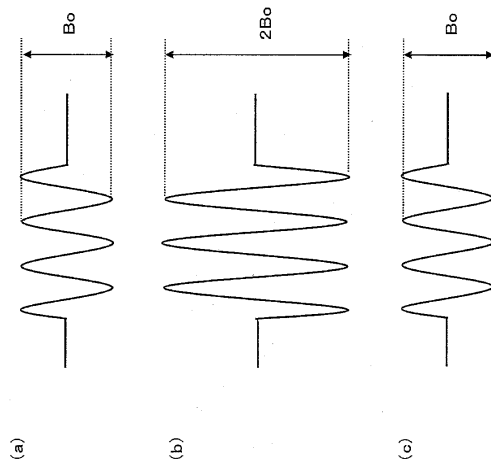
【図 9】



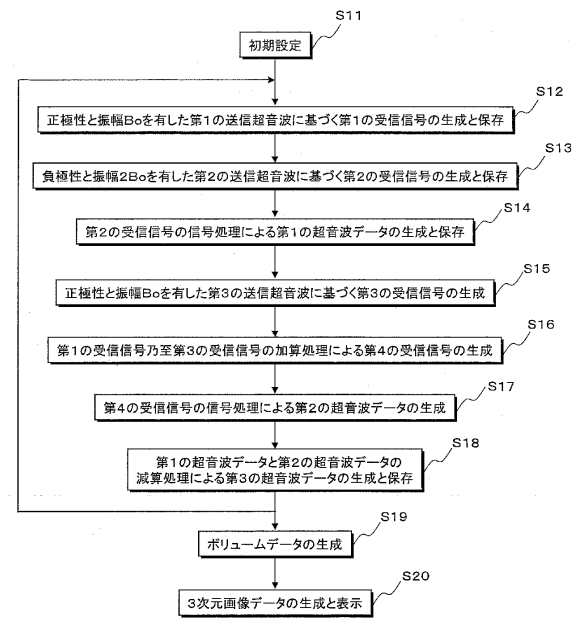
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 吉新 寛樹
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内
- (72)発明者 吉田 哲也
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内
- (72)発明者 神山 直久
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内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 2 9 9 7 6 4 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 1 7 9 4 4 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 8 / 0 1 6 9 9 2 (WO , A 1)
特開 2 0 0 7 - 2 3 6 7 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 2 2 6 1 0 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 3 6 8 2 0 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 0 1 0 7 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 4 1 3 2 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 7 3 6 2 0 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 0 9 2 4 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 2 2 8 2 4 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 4 1 9 9 4 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 7 1 5 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 7 1 7 9 1 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 1 6 7 6 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 3 6 7 4 0 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5322522B2	公开(公告)日	2013-10-23
申请号	JP2008181726	申请日	2008-07-11
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	今村智久 吉新寛樹 吉田哲也 神山直久		
发明人	今村 智久 吉新 寛樹 吉田 哲也 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8963 A61B8/06 A61B8/0833 A61B8/481 A61B8/483 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52046		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE10 4C601/DE12 4C601/DE14 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JC30 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	藤原 康高		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010017406A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：抑制由造影剂引起的谐波成分混入的生物组织引起的谐波成分。 解决方案：发射器/接收器3具有第一和第二驱动器，其具有相等的幅度和相位相差180度 信号用于驱动超声波探头2的换能器元件，以便传输第一和第二传输超级 - 辐射声波。另一方面，谐波分量提取单元4发送对应于第一和第二发送超声波的第一和第二超声波 通过对从接收单元3获得的第一和第二接收信号的相加处理来提取谐波分量 生成第三接收信号，并且减法处理单元6对第一接收信号的基波分量执行对数变换 通过对数变换生成第一超声数据和第三接收信号 并且通过利用第二超声数据的减法处理生成第二超声数据。而且， 图像数据生成单元8生成关于对象通过三维扫描收集的多个对象的图像数据 3生成三维图像数据。 点域1

$$D3 = W2D2 - W1D1 = W2\log[2Srn] - W1\log[Sr] \cdots (3)$$

【0039】

但し、上式のW1及びW2は、第1の超音波データ及び第2の超音波データに