

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5422095号  
(P5422095)

(45) 発行日 平成26年2月19日(2014.2.19)

(24) 登録日 平成25年11月29日(2013.11.29)

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

請求項の数 4 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2006-286981 (P2006-286981)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成18年10月20日(2006.10.20)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2007-167626 (P2007-167626A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成19年7月5日(2007.7.5)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成21年10月1日(2009.10.1)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(31) 優先権主張番号	特願2005-340429 (P2005-340429)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(32) 優先日	平成17年11月25日(2005.11.25)	(74) 代理人	100084618 弁理士 村松 貞男
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100092196 弁理士 橋本 良郎

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】

複数の走査線それぞれに対して、位相が反転した2種類の超音波を被検体に送信し、前記走査線ごとに前記二種類の超音波に対応した第1、第2のエコー信号を前記被検体から受信する送受信ユニットと、

前記送受信ユニットにより受信された第1、第2のエコー信号を加算して非線形信号を取得する非線形信号取得ユニットと、

前記送受信ユニットにより受信された第1のエコー信号又は第2のエコー信号を含む基本波信号を取得する基本波信号取得ユニットと、

ノイズ成分の強度が被検体の深さ方向に関して一定になるようなノイズゲインと、前記被検体から取得された前記非線形信号の強度が当該被検体の体表面からの深さ方向に関して一定になるようなシグナルゲインとを、ゲイン調整により深さ毎に生成するゲイン生成ユニットと、

前記ノイズゲインと前記シグナルゲインとの前記深さ方向に関する大小関係に基づき、前記非線形信号に関する第1の重み係数と前記基本波信号に関する第2の重み係数とを取得する重み係数取得ユニットと、

前記第1の重み係数が積算された前記非線形信号と前記第2の重み係数が積算された前記基本波信号をと加算することで合成信号を生成する合成信号生成ユニットと、

前記合成信号に基づく画像を表示する画像表示ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 2】

前記重み係数取得ユニットは、前記シグナルゲインが前記ノイズゲインよりも大きい深さにおける前記第 2 の重み係数を、前記シグナルゲインが前記ノイズゲインよりも小さい深さにおける前記第 2 の重み係数に比して大きく設定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】

前記基本波信号取得ユニットは、前記第 1 のエコー信号と前記第 2 のエコー信号とを用いた減算処理により、前記基本波信号を取得することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

超音波診断装置を制御するためのプログラムであって、  
前記超音波診断装置に、  
複数の走査線それぞれに対して、位相が反転した 2 種類の超音波を被検体に送信させる送信機能と、

前記走査線ごとに前記二種類の超音波に対応した反射波を前記被検体から受信して得られる第 1、第 2 のエコー信号を加算することで、非線形信号を取得させる非線形信号取得機能と、

前記第 1 のエコー信号又は前記第 2 のエコー信号を含む基本波信号を取得させる基本波取得機能と、

前記非線形信号と前記基本波信号とから合成信号を生成させる生成機能と、

ノイズ成分の強度が被検体の深さ方向に関して一定になるようなノイズゲインと、前記被検体から取得された前記非線形信号の強度が当該被検体の体表面からの深さ方向に関して一定になるようなシグナルゲインとを、ゲイン調整により深さ毎に生成させるゲイン生成機能と、

前記ノイズゲインと前記シグナルゲインとの前記深さ方向に関する大小関係に基づき、前記非線形信号に関する第 1 の重み係数と前記基本波信号に関する第 2 の重み係数とを取得させる重み係数取得機能と、

前記第 1 の重み係数が積算された前記非線形信号と前記第 2 の重み係数が積算された前記基本波信号をと加算することで合成信号を生成させる合成信号生成機能と、

前記合成信号に基づく画像を表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、生体組織内における超音波の非線形伝搬に由来するハーモニック成分を抽出して、当該生体組織の断層構造を映像化する超音波診断装置等に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来の超音波診断では、生体組織からのエコー信号に含まれる基本波を利用して、当該生体組織の断層構造を映像化する手法がしばしば使用されていた。しかしながら、エコー信号の基本波を利用した手法は、アーチファクト（虚像）が発生することが多く、診断画像の画像品質が低下するという問題があった。

## 【0003】

そこで近年、生体組織内における超音波の伝搬速度に非線形性があることを利用して、生体組織の断層構造を映像化する、いわゆる組織非線形音響イメージング（Tissue Harmonic Imaging）が使用されるようになった。

## 【0004】

組織非線形音響イメージングは、生体組織からのエコー信号に含まれるハーモニック成分の 2 次高調波だけを利用して、生体組織の断層構造を映像化する手法であって、アーチファクトが低減された、抜けの良い高コントラスト画像が得られるという特徴がある。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 5 】

これにより、現在の超音波診断では、従来よりも画像品質が高い診断画像が得られるようになり、超音波診断における診断能が向上してきた。

## 【 0 0 0 6 】

ハーモニック成分だけを抽出する方法として、いわゆるパルスインバージョン（PI）法が知られている（例えば、非特許文献1参照。）。このパルスインバージョン法では、複数の走査線それぞれに対して、位相が反転した2種類の超音波を低音圧で送信して、これら2種類に対応する2つのエコー信号を受信する。そして、これらのエコー信号を加算して基本波成分を除去することで、生体組織からのハーモニクス成分のみを抽出する。

## 【 0 0 0 7 】

また、組織非線形音響イメージングでは、生体組織からのエコー信号に含まれるハーモニクス成分の差音成分だけを利用して、生体組織の断層構造を映像化することもある（例えば、特許文献1参照。）。

## 【 0 0 0 8 】

また、生体組織の断層構造を映像化する手法ではないが、超音波診断で使用される造影剤バブルが非常にデリケートであることを利用して、血流動態を映像化する手法も使用されるようになっている。

## 【 0 0 0 9 】

造影剤バブルからのエコー成分だけを抽出する方法として、いわゆるレートサブストラクション（RS）法が知られている（例えば、特許文献2参照。）。このレートサブストラクション法では、複数の走査線それぞれに対して、同じ超音波を高音圧で2回送信して、これら2回の送信に対応した2つのエコー信号を受信する。そして、これら2つのエコー信号を差分して重複成分を除去することで、消失、変形した造影剤バブルからのエコー成分を抽出する。

## 【 0 0 1 0 】

すなわち、超音波診断で使用される造影剤バブルは非常にデリケートであるため、超音波が照射されると、その多くが瞬時に破壊される。そのため、2回目の超音波の送信によって得られるエコー信号は、1回目の超音波の送信によって得られるエコー信号よりも小さくなる。しかしながら、生体組織からのエコー信号は大きく変化することがない。したがって、これら2つのエコー信号から得られる差分信号には、消失、変形した造影剤バブルからのエコー信号が反映される。これにより、レートサブストラクション法を使用すれば、生体組織からのエコー信号が除去されて、血流動態のみの映像化が可能となる。

【特許文献1】特開2004-298620

【特許文献2】特開平8-336527

【非特許文献1】阿比留巖、鎌倉友男著「超音波パルスの非線形伝搬」信学技法、US89-23、P53

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 1 1 】

しかしながら、組織非線形音響イメージングは、エコー信号に含まれる基本波から生体組織の断層構造を映像化する手法に比べて、超音波画像の深部において感度が不足するという問題がある。

## 【 0 0 1 2 】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、アーチファクトが少なく、しかも深部においても感度が不足することがない超音波画像を生成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にある。

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 3 】

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。

## 【 0 0 1 4 】

10

20

30

40

50

一実施形態に係る超音波診断装置は、複数の走査線それぞれに対して、位相が反転した2種類の超音波を被検体に送信し、前記走査線ごとに前記二種類の超音波に対応した第1、第2のエコー信号を前記被検体から受信する送受信ユニットと、前記送受信ユニットにより受信された第1、第2のエコー信号を加算して非線形信号を取得する非線形信号取得ユニットと、前記送受信ユニットにより受信された第1のエコー信号又は第2のエコー信号を含む基本波信号を取得する基本波信号取得ユニットと、ノイズ成分の強度が被検体の深さ方向に関して一定になるようなノイズゲインと、前記被検体から取得された前記非線形信号の強度が当該被検体の体表面からの深さ方向に関して一定になるようなシグナルゲインとを、ゲイン調整により深さ毎に生成するゲイン生成ユニットと、前記ノイズゲインと前記シグナルゲインとの前記深さ方向に関する大小関係に基づき、前記非線形信号に関する第1の重み係数と前記基本波信号に関する第2の重み係数とを取得する重み係数取得ユニットと、前記第1の重み係数が積算された前記非線形信号と前記第2の重み係数が積算された前記基本波信号をと加算することで合成信号を生成する合成信号生成ユニットと、前記合成信号に基づく画像を表示する画像表示ユニットと、を具備するものである。

10

一実施形態に係る超音波診断装置制御プログラムは、超音波診断装置を制御するためのプログラムであって、前記超音波診断装置に、複数の走査線それぞれに対して、位相が反転した2種類の超音波を被検体に送信させる送信機能と、前記走査線ごとに前記二種類の超音波に対応した反射波を前記被検体から受信して得られる第1、第2のエコー信号を加算することで、非線形信号を取得させる非線形信号取得機能と、前記第1のエコー信号又は前記第2のエコー信号を含む基本波信号を取得させる基本波取得機能と、前記非線形信号と前記基本波信号とから合成信号を生成させる生成機能と、ノイズ成分の強度が被検体の深さ方向に関して一定になるようなノイズゲインと、前記被検体から取得された前記非線形信号の強度が当該被検体の体表面からの深さ方向に関して一定になるようなシグナルゲインとを、ゲイン調整により深さ毎に生成させるゲイン生成機能と、前記ノイズゲインと前記シグナルゲインとの前記深さ方向に関する大小関係に基づき、前記非線形信号に関する第1の重み係数と前記基本波信号に関する第2の重み係数とを取得させる重み係数取得機能と、前記第1の重み係数が積算された前記非線形信号と前記第2の重み係数が積算された前記基本波信号をと加算することで合成信号を生成させる合成信号生成機能と、前記合成信号に基づく画像を表示させる表示機能と、を実現させるものである。

20

#### 【発明の効果】

30

#### 【0022】

以上本発明によれば、アーチファクトが少なく、しかも深部においても感度が不足することがない超音波画像を生成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。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0023】

以下、図面を参照しながら、本発明の第1～第8実施形態について詳細に説明する。

#### (第1実施形態)

まず、図1と図2を用いて本発明の第1実施形態について説明する。

図1は本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

40

図1に示すように、この超音波診断装置は、超音波プローブ10と装置本体20とから構成されている。

#### 【0024】

超音波プローブ10は、被検体の体表に当てられて実際に超音波を送受信するものであり、その先端部には圧電セラミック等の圧電振動子が設けられている。これら圧電振動子は所定間隔で並列され、各々がいわゆるチャンネルをなしている。

#### 【0025】

装置本体20は、送受信部(送受信手段)21、第1のメモリ22、第1の加算部(加算手段)23、検波部24、フィルタ部25、エンベロープ部26、Log圧縮部27、第2のメモリ28、第2の加算部(第2の信号処理手段)29、画像処理部(画像生成手

50

段) 30、フレームメモリ 31、デジタルスキャンコンバータ(以下、「DSC」とする) 32、及び表示モニタ(画像表示手段) 33を備えている。

【0026】

送受信部 21は、超音波を送信するための送信部 21aと、生体組織からのエコー信号を受信するための受信部 21bとから構成される。生体組織からのエコー信号は、超音波プローブ 10を介して、この送受信部 21により受信される。

【0027】

第1のメモリ 22は、送受信部 21により受信されたエコー信号を保存する。第1の加算部 23は、送受信部 21からエコー信号が入力されたときに、このエコー信号と第1のメモリ 22に保存されている別のエコー信号とを加算する。ただし、第1のメモリ 22にエコー信号が保存されていない場合、送受信部 21からのエコー信号は、第1の加算部 23を通過する。

【0028】

検波部 24は、第1の加算部 23からのエコー信号を、当該エコー信号に応じた周波数で検波処理する。フィルタ部 25は、検波部 24からのエコー信号に対して、検波処理に応じた周波数フィルタをかけ、ノイズ等の不要な成分を除去する。

【0029】

エンベロープ部 26は、フィルタ部 25からのエコー信号に対して、エンベロープをかけて、包絡線信号を取り出す。Log圧縮部 27は、エンベロープ部 26からの包絡線信号をLog圧縮して、処理信号を生成する。

【0030】

すなわち、前記検波部 24、フィルタ部 25、エンベロープ部 26、及びLog圧縮部 27は、第1の加算部 24からのエコー信号を処理して、画像構築に実際に使用される処理信号を生成するための信号変換部(第1の信号処理手段) 36を構成している。

【0031】

第2のメモリ 28は、第1の信号処理手段の出力、すなわちLog圧縮部 27からの処理信号を保存する。第2の加算部 29は、第2のメモリ 28に記憶されている処理信号と、Log圧縮部 27からの処理信号とに対してそれぞれ重み係数をかけて、これらを加算する。これら重み係数は、後述するように、被検体の深さに応じて予め定められたものであり、超音波診断装置の記憶部(図示しない)に保存されている。

【0032】

画像処理部 30は、第2の加算部 29からの処理信号に各種の画像処理を施して、画像フレームを生成する。フレームメモリ 31は、画像処理部 30からの画像フレームを逐次保存する。

【0033】

DSC 32は、走査により得られた走査線信号列を、テレビジョン等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。表示モニタ 33は、DSC 32からの画像データを超音波画像として表示する。

【0034】

(超音波診断装置による画像生成)

本実施形態における超音波走査では、走査線ごとに、位相が180度反転した2本の超音波、すなわち第1、第2の超音波が連続して送信される。これら第1、第2の超音波は、被検体内における音響インピーダンスの不連続面で反射して、位相が180度反転した2本のエコー信号、すなわち前記第1、第2の超音波に対応した第1、第2のエコー信号EA、EBとなって送受信部 21に受信される。なお、第1、第2のエコー信号EA、EBは、基本波成分とハーモニック成分の両方を含んでいるが、基本波成分に比べてハーモニック成分が極めて小さいため、基本波成分が反映されたエコー信号とみなされる。

【0035】

先に受信された第1のエコー信号EAは、第1のメモリ 22に保存されるとともに、第1の加算部 23を通過して検波部 24に進む。そして、遅れて受信された第2のエコー信

10

20

30

40

50

号 E B が第 1 の加算部 2 3 に到着したら、第 1 のメモリ 2 2 に保存されている第 1 のエコー信号 E A と、この第 2 のエコー信号 E B とが加算され、第 3 のエコー信号 E C が生成される。

【 0 0 3 6 】

ところで、前述のように、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B は、位相が 1 8 0 度反転している。したがって、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B が加算されると、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B に含まれる基本波成分が相殺され、ハーモニック成分だけが 2 倍に強調される。これにより、第 3 のエコー信号 E C は、生体組織からのハーモニック成分が反映されたエコー信号となっている。

【 0 0 3 7 】

第 3 のエコー信号 E C が生成されたとき、第 1 のエコー信号 E A は、既に第 1 の加算部 2 3 を通過して先に進んでいる。そして、先行する第 1 のエコー信号 E A と、第 1 のエコー信号 E A を後から追う第 3 のエコー信号 E C は、それぞれ検波部 2 4 における検波処理、フィルタ部 2 5 におけるフィルタ処理、エンベロープ部 2 6 におけるエンベロープ処理、及び L o g 圧縮部 2 7 における L o g 圧縮処理が順次なされ、第 1、第 2 の処理信号 S A、S C となる。なお、第 1、第 2 の処理信号 S A、S C は、第 1、第 3 のエコー信号 E A、E C に基づいて生成されたものであるため、それぞれ基本波成分、ハーモニック成分が反映された処理信号となっている。

【 0 0 3 8 】

L o g 圧縮部 2 7 から出力された第 1 の処理信号 S A は、ひとまず第 2 のメモリ 2 8 に保存される。そして、遅れて L o g 圧縮部 2 7 から出力された第 2 の処理信号 S C が第 2 の加算部 2 9 に到達したら、第 2 のメモリ 2 8 に保存されている第 1 の処理信号 S A に重み係数 W A がかけられ、第 2 の加算部 2 9 に到達した第 2 の処理信号 S C に重み係数 W C がかけられ、さらにこれらが加算される。これにより、第 1 の処理信号 S A と第 2 の処理信号 S C から構成される第 3 の処理信号 S D が生成される。

【 0 0 3 9 】

この第 3 の処理信号 S D は、第 1 の処理信号 S A と第 2 の処理信号 S C とにより、

$$“ S D = S A \times W A + S C \times W C ”$$

と表現される。

【 0 0 4 0 】

なお、重み係数 W A、W C は、予め決められたものであって、超音波診断装置の記憶部 ( 図示しない ) に記憶されている。

【 0 0 4 1 】

ところで、前述のように、第 1 の処理信号 S A は基本波成分を反映した処理信号であり、第 2 の処理信号 S C はハーモニック成分を反映した処理信号である。したがって、第 3 の処理信号 S D は、基本波成分とハーモニック成分の両方により構成された処理信号である。

【 0 0 4 2 】

そして、第 3 の処理信号 S D における、基本波成分とハーモニック成分の寄与率は、重み係数 W A と W C の大小関係により定まる。例えば、重み係数 W A が大きく、重み係数 W C が小さい場合、第 3 の処理信号 S D は、基本波成分がより反映されたものとなる。また、重み係数 W A が小さく、重み係数 W C が大きい場合、第 3 の処理信号 S D は、ハーモニック成分がより反映されたものとなる。

【 0 0 4 3 】

図 2 は同実施形態に係る重み係数 W A、W C のグラフである。

図 2 を見ると、重み係数 W A は、浅部で小さく、深部に行くにつれて大きくなっている。逆に、重み係数 W C は、浅部で大きく、深部に行くにつれて小さくなっている。そして、中間部では、重み係数 W A と W C が近い値となっている。したがって、第 3 の処理信号 S D は、浅部でハーモニック成分がより反映され、深部で基本波成分がより反映されていることになる。

10

20

30

40

50

## 【0044】

第3の処理信号SDは、画像処理部30で各種の画像処理が施されて、画像フレームとされたのち、逐次フレームメモリ31に保存されてゆく。そして、フレームメモリ31に蓄積された画像フレームは、DSC32でスキャンコンバートされて、超音波画像として次々と表示モニタ33に表示される。表示方法の選択により、表示モニタ33に被検体の内部構造を動的に表示することもできる。医師等の操作者は、この超音波画像を見ながら診断を行う。

## 【0045】

(本実施形態による作用)

本実施形態における第3の処理信号SDは、基本波成分が反映された第1の処理信号SAに重み係数WAをかけ、ハーモニック成分が反映された第2の処理信号SCに重み係数WCをかけ、これらを加算することにより生成されている。そして、第1の処理信号SAの重み係数WAは、被検体の浅部で大きく、かつ深部で小さくなるように設定され、第2の処理信号SCの重み係数WCは、被検体の浅部で小さく、かつ深部で大きくなるように設定されている。

10

## 【0046】

したがって、第3の処理信号SDに基づいて生成される超音波画像は、被検体の浅部でハーモニック成分がより反映され、深部で基本波成分がより反映されたものとなる。すなわち、被検体の深部は、基本波成分に基づいて画像化される。これにより、被検体の深部でも超音波画像の感度が不足することがなく、画像全体に亘って診断に十分な感度が得られることになる。

20

## 【0047】

また、被検体の浅部は、ハーモニック成分に基づいて画像化されているから、基本波成分だけを利用して画像化した場合に比べて、アーチファクトの発生が飛躍的に抑制される。

## 【0048】

以上より、本実施形態によれば、アーチファクトが少なく、しかも深部においても十分な感度が得られる超音波画像が得られることになる。

## 【0049】

なお、本実施形態では、第1、第2の超音波が有している周波数帯域について言及されていない。しかしながら、第1、第2の超音波が第1、第2の周波数成分を備えていることもある。この場合、第3のエコー信号ECに、第1、第2の周波数成分の差音成分が含まれることになる。そこで、例えば第3のエコー信号ECをフィルタにかけて、その中から差音成分だけを抽出する。そして、抽出された差音成分に基づいて第2の処理信号SCを生成する。なお、差音成分がハーモニクス成分の1成分であることは言うまでもない。

30

## 【0050】

このように、差音成分に基づいて第2の処理信号SCが生成された場合でも、第1、第2の処理信号SA、SCは、それぞれ基本波成分、ハーモニクス成分が反映された処理信号となるから、これら第1、第2の処理信号SA、SCに対して、それぞれ重み係数をかけて画像化すれば、前記同様に画像品質が良好な超音波画像を得ることができる。

40

## 【0051】

(第2実施形態)

次に、図3と図4を用いて本発明の第2実施形態について説明する。なお、以下の説明において、第1実施形態と同様の構成及び作用については、その説明を省略する。

## 【0052】

図3は本発明の第2実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

図3に示すように、本実施形態では、第1実施形態における第1の加算部23の代わりに、加減算部(加算手段、減算手段)23Aが使用されている。

## 【0053】

この加減算部23Aは、第1実施形態における第1の加算部23の機能に加え、送受信

50

部 2 1 からエコー信号が入力されたときに、このエコー信号と第 1 のメモリ 2 2 に保存されている別のエコー信号とを減算する機能を備えている。なお、減算とは、エコー信号間の差を求めることである。

【 0 0 5 4 】

( 超音波診断装置による画像生成 )

本実施形態における超音波走査では、走査線ごとに、位相が 1 8 0 度反転した 2 本の超音波、すなわち第 1、第 2 の超音波が連続して送信される。これら第 1、第 2 の超音波は、被検体内における音響インピーダンスの不連続面で反射して、位相が 1 8 0 度反転した 2 本のエコー信号、すなわち前記第 1、第 2 の超音波に対応した第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B となって送受信部 2 1 に受信される。

10

【 0 0 5 5 】

先に受信された第 1 のエコー信号 E A は、ひとまず第 1 のメモリ 2 2 に保存される。そして、遅れて受信された第 2 のエコー信号 E B が加減算部 2 3 A に到着したら、第 1 のメモリ 2 2 に保存されている第 1 のエコー信号 E A と、この第 2 のエコー信号 E B とが加算され、第 3 のエコー信号 E C が生成される。これに続いて、第 1 のメモリ 2 2 に保存されている第 1 のエコー信号 E A と、遅れて受信された第 2 のエコー信号 E B が減算され、第 4 のエコー信号 E C ' が生成される。

【 0 0 5 6 】

ところで、前述のように、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B は、位相が 1 8 0 度反転している。したがって、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B が加算されると、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B に含まれる基本波成分が相殺され、ハーモニック成分だけが 2 倍に強調される。これにより、第 3 のエコー信号 E C は、生体組織からのハーモニック成分が反映されたエコー信号となる。逆に、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B が減算されると、第 1、第 2 のエコー信号 E A、E B に含まれているハーモニック成分が相殺され、基本波成分だけが 2 倍に強調される。これにより、第 4 のエコー信号 E C ' は、生体組織からの基本波成分が反映されたエコー信号となっている。

20

【 0 0 5 7 】

第 4 のエコー信号 E C ' が生成されたとき、第 3 のエコー信号 E C は、既に加減算部 2 3 A を通過して先に進んでいる。そして、先行する第 3 のエコー信号 E C と、第 4 のエコー信号 E C ' は、それぞれ検波部 2 4 における検波処理、フィルタ部 2 5 におけるフィルタ処理、エンベロープ部 2 6 におけるエンベロープ処理、及び L o g 圧縮部 2 7 における L o g 圧縮処理が順次なされ、第 1、第 2 の処理信号 S C、S C ' となる。なお、第 1、第 2 の処理信号 S C、S C ' は、第 3、第 4 の処理信号 E C、E C ' に基づいて生成されたものであるため、それぞれハーモニック成分、基本波成分が反映された処理信号となっている。

30

【 0 0 5 8 】

L o g 圧縮部 2 7 から出力された第 1 の処理信号 S C は、ひとまず第 2 のメモリ 2 8 に保存される。そして、遅れて L o g 圧縮部 2 7 から出力された第 2 の処理信号 S C ' が第 2 の加算部 2 9 に到達したら、第 2 のメモリ 2 8 に保存されている第 1 の処理信号 S C に重み係数 W C がかけられ、第 2 の加算部 2 9 に到達した第 2 の処理信号 S C ' に重み係数 W C ' がかけられ、さらにこれらが加算される。これにより、第 1 の処理信号 S C と第 2 の処理信号 S C ' から構成される第 3 の処理信号 S D が生成される。

40

【 0 0 5 9 】

この第 3 の処理信号 S D は、第 1 の処理信号 S C と第 2 の処理信号 S C ' とにより、  

$$S D = S C \times W C + S C ' \times W C '$$
と表現される。

【 0 0 6 0 】

なお、重み係数 W C、W C ' は、予め決められたものであって、超音波診断装置の記憶部 ( 図示しない ) に記憶されている。

【 0 0 6 1 】

50

ところで、前述のように、第1の処理信号SCはハーモニック成分を反映した処理信号であり、第2の処理信号SC'は基本波成分を反映した処理信号である。したがって、第3の処理信号SDは、ハーモニック成分と基本波成分により構成された処理信号である。

【0062】

そして、第3の処理信号SDにおける、ハーモニック成分と基本波成分の寄与率は、重み係数WCとWC'の大小関係により定まる。例えば、重み係数WCが大きく、重み係数WC'が小さい場合、第3の処理信号SDは、ハーモニック成分がより反映されたものとなる。また、重み係数WCが小さく、重み係数WC'が大きい場合、第3の処理信号SDは、基本波成分がより反映されたものとなる。

【0063】

図4は同実施形態に係る重み係数WC、WC'のグラフである。

図4を見ると、重み係数WCは、浅部で大きく、深部に行くにつれて小さくなっている。逆に、重み係数WC'は、浅部で小さく、深部に行くにつれて大きくなっている。そして、中間部では、重み係数WCとWC'が近い値となっている。したがって、第3の処理信号SDは、浅部でハーモニック成分がより反映され、深部で基本波成分がより反映されていることになる。さらに、基本波成分の寄与率を表現している重み係数WC'の曲線は、第1実施形態における重み係数WAの曲線よりも緩やかとなっている。

【0064】

第3の処理信号SDは、画像処理部30で各種の画像処理が施されて、画像フレームとされたのち、逐次フレームメモリ31に保存されてゆく。そして、フレームメモリ31に蓄積された画像フレームは、DSC32でスキャンコンバートされて、超音波画像として表示モニタ33に表示される。表示方法の選択により、表示モニタ33に被検体の内部構造が動画的に表示されることもある。医師等の操作者は、この超音波画像を見ながら診断を行う。

【0065】

(本実施形態による作用)

本実施形態における第2の処理信号SC'は、第1実施形態における第1の処理信号SAと同じく、基本波成分が主に反映された処理信号であるが、基本波成分が2倍に強調された第4のエコー信号EC'に基づいて生成されているので、第1実施形態における第1処理信号SAに対して約2倍の強度を持っていることになる。

【0066】

そのため、基本波成分の寄与率を表現する重み係数WC'のスケールが約1/2まで縮まるから、第1実施形態であれば重み係数WAを最大としても生体組織の深部が十分な明るさとならないような場合でも、本実施形態なら十分に対応することができる。

【0067】

なお、本実施形態でも、第1、第2の超音波が有している周波数帯域について言及されていない。しかしながら、第1、第2の超音波が第1、第2の周波数成分を備えていることもある。この場合、第1実施形態で述べたように、第3のエコー信号ECにフィルタをかけて、その中から差音成分だけを抽出する。そして、抽出された差音成分に基づいて第2の処理信号SCを生成する。

【0068】

このように、差音成分に基づいて第2の処理信号SCが生成された場合でも、第1、第2の処理信号SC、SC'は、それぞれ基本波成分、ハーモニック成分が反映された処理信号となるから、これら第1、第2の処理信号SC、SC'に対して、それぞれ重み係数をかけて画像化すれば、前記同様に画像品質が良好な超音波画像を得ることができる。

【0069】

(第3実施形態)

次に、図5を用いて本発明の第3実施形態について説明する。なお、以下の説明において、第1、第2実施形態と同様の構成及び作用については、その説明を省略する。

【0070】

10

20

30

40

50

図5は本発明の第3実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

図5に示すように、本実施形態は、第1実施形態における超音波診断装置に対して、いわゆる周波数コンパウンドを適用した例である。そのために、本実施形態における超音波診断装置では、送受信部21の後段が4つのパスP1～P4に分離され、第2の加算部29の前段で再び連結されている。

【0071】

なお、各パスP1～P4の構成、すなわち送受信部21と第2の加算部29との間の構成は、第1実施形態と殆んど同じである。異なっているのは、検波部24の周波数とフィルタ部25の周波数だけである。

【0072】

すなわち、本実施形態におけるパスP1～P4の検波部24は、送受信部21が受信した第1、第2のエコー信号EA、EBを互いに異なる周波数、すなわち1MHz、2MHz、3MHz、4MHzで検波処理する。また、パスP1～P4のフィルタ部25は、それぞれ検波処理に応じた周波数のフィルタをかける。

【0073】

(超音波診断装置による画像生成)

送受信部21で受信された第1、第2のエコー信号EA、EBは、それぞれパスP1～P4に分離され、パスごとに信号処理されることになる。例えば、パスP1に送られた第1、第2のエコー信号EA1、EB1は、それぞれ第1実施形態と同じ要領で処理され、基本波成分が反映された第1の処理信号SA1と、ハーモニック成分SC1が反映された第2の処理信号SC1となって、Log圧縮部27から順次出力される。なお、これら第1、第2の処理信号SA1、SC1は、第1実施形態における第1、第2の処理信号SA、SCに対応している。

【0074】

以上のような処理が各パスP1～P4で実行されることにより、8種類の処理信号、すなわち第1の処理信号SA1～SA4と第2の処理信号SC1～SC4とが生成される。なお、第1の処理信号SA1～SA4は、基本波成分が反映された処理信号であり、第2の処理信号SC1～SC4は、ハーモニック成分が反映された処理信号である。

【0075】

ところで、前述したように、検波処理の周波数とフィルタ処理の周波数は、パスごとに異なっている。したがって、第1の処理信号SA1～SA4は、互いに周波数が異なり、第2の処理信号SC1～SC4も、互いに周波数が異なっている。

【0076】

各パスP1～P4のLog圧縮部27から出力された第1の処理信号SA1～SA4は、ひとまず第2のメモリ28に保存される。そして、遅れてLog圧縮部27から出力された第2の処理信号SC1～SC4が第2の加算部29に到達したら、第2のメモリ28に保存されている第1の処理信号SA1～SA4に、それぞれ予め決定された重み係数WA1～WA4がかけられ、第2の加算部29に到達した第2の処理信号SC1～SC4に、それぞれ重み係数WB1～WB4がかけられ、さらにこれら全てが加算される。これにより、第1の処理信号SA1～SA4と第2の処理信号SC1～SC4から構成される第3の処理信号SDが生成される。

【0077】

この第3の処理信号SDは、第1の処理信号SA1～SA4と第2の処理信号SC1～SC4により、

$$SD = SA1 \times WA1 + SA2 \times WA2 + SA3 \times WA3 + SA4 \times WA4 + SC1 \times WC1 + SC2 \times WC2 + SC3 \times WC3 + SC4 \times WC4$$

と表現される。

【0078】

ところで、前述のように、第1の処理信号SA1～SA4は、基本波成分が反映された処理信号であり、第3の処理信号SC1～SC4は、ハーモニック成分が反映された処理

10

20

30

40

50

信号である。また、第1の処理信号SA1～SA4は、互いに周波数が異なっており、また第3の処理信号SC1～SC4も、互いに周波数が異なっている。

【0079】

すなわち、第3の処理信号SDは、互いに異なる周波数の4種類の基本波成分と、互いに異なる周波数の4種類のハーモニック成分により構成された処理信号である。

【0080】

第3の処理信号SDは、画像処理部30で各種の画像処理が施されて、画像フレームとされたのち、逐次フレームメモリ31に保存されてゆく。そして、フレームメモリ31に蓄積された画像フレームは、DSC32でスキャンコンパートされて、超音波画像として次々と表示モニタ33に表示される。医師等の操作者は、この超音波画像を見ながら診断を行う。

10

【0081】

(本実施形態による作用)

本実施形態における第3の処理信号SDは、互いに周波数が異なる4種類の基本波成分と、互いに周波数が異なる4種類のハーモニック成分とから構成されている。したがって、第3の処理信号SDに基づいて生成される超音波画像は、コンパウンド効果によりスペckル感の無い極めて密なものとなる。その結果、超音波画像における生体組織の細部まで詳細に表示されるから、従来よりも診断能が向上することになる。

【0082】

なお、本実施形態では、第1実施形態に係る超音波診断装置に対して、周波数コンパウンドを適用しているが、これに限定されるものではなく、第2実施形態に係る超音波診断装置に対して、周波数コンパウンドを適用してもよい。

20

【0083】

(第4実施形態)

次に、図6と図7を用いて本発明の第4実施形態について説明する。なお、以下の説明において、第1～第3実施形態と同様の構成及び作用については、その説明を省略する。

【0084】

図6は本発明の第4実施形態に係る超音波診断装置のインターフェース部34周辺のブロック図、図7は同実施形態に係る重み係数WCのグラフである。

図6に示すように、本実施形態は、第1実施形態における超音波診断装置に対して、インターフェース部(可変手段)34を付加したものである。このインターフェース部34は、医師等の操作者が指定した重み係数を入力するためのものである。なお、本実施形態における重み係数としては、深さに対してリニアに変化したものが用いられる。また、インターフェース部34としては、例えばダイヤル、スライド式スイッチ、ボタン、タッチパネル式スイッチ等が用いられる。

30

【0085】

第2の加算部29は、このインターフェース部34から入力された重み係数を用いて重み付けを行い、超音波画像の生成に使用される第3の処理信号SDを生成する。例えば、重み係数WA、WCに“ $WC = 1 - WA$ ”という関係である、としておけば、図7に示すように、一方の重み係数WAだけを調整し、その傾きを(1)～(N)に示すように切り換えることで、超音波画像における基本波成分とハーモニック成分の割合を自由に決定することができる。さらに、インターフェース部34の形態によっては、極めて微妙な重み係数の変化に対応できる。

40

【0086】

したがって、本実施形態における超音波診断装置によれば、医師等の操作者は、超音波画像を見ながらインターフェース部34を調整するだけで、診断に最適な画像を得ることができるから、従来よりも使用勝手が向上する。

【0087】

なお、本実施形態では、第1実施形態における超音波診断装置に対して、インターフェース部34を付加した例について説明しているが、これに限定されるものではなく、例え

50

ば第2、第3実施形態に対して、インターフェース部34を付加しても良い。特に、第3実施形態に係る超音波診断装置では、8種類の重み係数が存在するため、これらの数値を調整することにより、極めて多様な超音波画像が生成される。

【0088】

(第5実施形態)

次に、図8と図9を用いて本発明の第5実施形態について説明する。なお、以下の説明において、第1～第4実施形態と同様の構成及び作用については、その説明を省略する。

【0089】

図8は本発明の第5実施形態に係る超音波診断装置の重み係数テーブル35周辺のブロック図、図9は同実施形態に係る重み係数WC、WA(1)、WA(1)、...WA(n)のグラフである。

10

図8に示すように、本実施形態は、第1実施形態に係る超音波診断装置に対して、インターフェース部(可変手段)34Aと重み係数テーブル35とを付加したものである。

【0090】

インターフェース部34Aは、超音波の送信周波数や医師等の操作者が指定した重み係数等の各種設定情報を入力するためのものである。重み係数テーブル35は、図9に示すように、重み係数WCと、超音波の送信周波数や表示深さに対応した重み係数WA(1)、WA(2)、...WA(n)を記憶している。

【0091】

インターフェース部34Aから設定情報、すなわち送信周波数と表示深さが入力されると、重み係数テーブル35から設定情報に応じたWA(i)が自動的に選択され、重み係数WCとWA(i)が第2の加算部29に入力される。第2の加算部29は、重み係数テーブル35から入力された重み係数WC、WA(i)に基づいて重み付けを行い、超音波画像の生成に使用される第3の処理信号SDを生成する。

20

【0092】

したがって、インターフェース部34Aから入力された超音波の送信周波数と表示深さに応じた超音波画像が生成されるから、操作者は感度低下を気にすることなく送信周波数を自由に変えることができる。その結果、設定条件のバリエーションが増えるから、従来よりも診断能が向上することになる。

【0093】

また、インターフェース部34Aから設定条件を入力するだけで、その設定条件に応じた超音波画像が自動的に生成されるから、診断ごとに全ての条件設定を入力しなければならない場合と比べて、操作者の作業負担が飛躍的に軽減される。

30

【0094】

なお、本実施形態では、第1実施形態における超音波診断装置に対して、インターフェース部34を付加した例について説明しているが、これに限定されるものではなく、例えば第2、第3実施形態に対して、インターフェース部34Aと重み係数テーブル35を付加しても良い。

【0095】

また、前記第1～第5実施形態では、特にBモード画像に関して述べてきたが、本発明は、Bモード以外の超音波画像の生成に応用することが可能である。例えば、Mモード画像や3次元画像の生成に本発明を適用すれば、表示モードをMモードや3次元モードに切り換えた場合でも、被検体の深部における感度が十分なMモード画像や3次元画像が得られるから、診断時にモード間での対応を行うことができる。

40

【0096】

(第6の実施形態)

先ず、図10～図15を用いて第1の実施形態について説明する。

図10は本発明の第6の実施形態における超音波診断装置のブロック図である。

【0097】

図10に示すように、本実施形態における超音波診断装置は、超音波プローブ10と装

50

置本体 20 とから構成されている。

【0098】

超音波プローブ 10 は、装置本体 20 に着脱可能に接続されていて、その先端には、いわゆる 2D アレイ振動子が設けられている。したがって、本実施形態における超音波プローブ 10 では、3 次元的な超音波の送受信が可能である。

【0099】

装置本体 20 は、送受信部（送受信手段）21、第 1 のメモリ 22、加算部（成分抽出手段）23、検波部 24、フィルタ部 25、エンベロープ部 26、Log 圧縮部 27、第 2 のメモリ 28、合成部（信号合成手段）29、画像処理部 30、ゲイン調整部（ゲイン算出手段）31、重み係数計算部（重み係数算出手段）32、フレームメモリ 31、DSC 32、モニタ（表示手段）35、及び入力部（指示手段）36 を具備している。

10

【0100】

画像処理部 30 は、第 2 の加算部 29 からの画像信号に種々の画像処理をする。ゲイン調整部 42 は、画像処理部 30 からの画像信号に基づき、ゲインを調整する。重み係数計算部 40 は、ゲイン調整部 42 からのゲインに基づき、重み係数を算出する。

【0101】

（診断画像の生成）

本実施形態における走査シーケンスでは、走査線ごとに位相が反転した 2 本の超音波、即ち第 1、第 2 の超音波が連続して送信される。第 1、第 2 の超音波は、被検体内における音響インピーダンスの不連続面で反射して、位相が反転した 2 本のエコー信号、即ち第 1、第 2 の超音波に対応した第 1、第 2 のエコー信号 EA、EB となって送受信部 21 に受信される。

20

【0102】

なお、第 1、第 2 のエコー信号 EA、EB は、基本波成分とハーモニック成分の両方を含んでいるが、基本波成分に比べてハーモニック成分が非常に小さいため、基本波成分が反映されているとみなされる。

【0103】

先に受信された第 1 のエコー信号（第 2 の成分）EA は、第 1 のメモリ 22 に保存されるとともに、第 1 の加算部 23 を通過して検波部 24 に進む。そして、後から受信された第 2 のエコー信号 EB が第 1 の加算部 23 に到着したら、第 1 のメモリ 22 に保存されている第 1 のエコー信号 EA と、第 1 の加算部 23 に到着した第 2 のエコー信号 EB とが加算され、第 3 のエコー信号（第 1 の成分）EC が生成される。

30

【0104】

ところで、前述のように、第 1、第 2 のエコー信号 EA、EB は、位相が反転している。したがって、第 1、第 2 のエコー信号 EA、EB が加算されると、第 1、第 2 のエコー信号 EA、EB に含まれる基本波成分が相殺され、ハーモニック成分だけが 2 倍に強調される。これにより、第 3 のエコー信号 EC は、生体組織からのハーモニック成分が反映されることになる。

【0105】

第 3 のエコー信号 EC が生成されたとき、第 1 のエコー信号 EA は、既に第 1 の加算部 23 より先に進んでいる。そして、先行する第 1 のエコー信号 EA と、第 1 のエコー信号 EA を後行する第 3 のエコー信号 EC は、それぞれ検波部 24 における検波処理、フィルタ部 25 におけるフィルタ処理、エンベロープ部 26 におけるエンベロープ処理、及び Log 圧縮部 27 における Log 圧縮処理が順次なされて、第 1、第 2 の画像信号 SA、SC となる。なお、第 1、第 2 の画像信号 SA、SC は、第 1、第 3 のエコー信号 EA、EC に基づいて生成されたものであるため、それぞれ基本波成分、ハーモニック成分が反映されている。

40

【0106】

Log 圧縮部 27 から出力された第 1 の画像信号 SA は、ひとまず第 2 のメモリ 28 に保存される。そして、遅れて Log 圧縮部 27 から出力された第 2 の画像信号 SC が第 2

50

の加算部 29 に到達したら、第 2 のメモリ 28 に保存されている第 1 の画像信号 S A に重み係数 W A がかけられ、第 2 の加算部 29 に到達した第 2 の画像信号 S C に重み係数 W C がかけられ、さらに、これらが加算される。これにより、第 1 の画像信号 S A と第 2 の画像信号 S C から構成される第 3 の画像信号 S D が生成される。

【 0 1 0 7 】

第 3 の画像信号 S D は、第 1 の画像信号 S A と第 2 の画像信号 S C とによって、

$$S D = S A \times W A + S C \times W C$$

と表現される。なお、重み係数 W A、W C は、重み係数計算部 40 によって算出されたものであるが、その算出方法については、後に詳述することとする。

【 0 1 0 8 】

第 3 の画像信号 S D は、画像処理部 30 で種々の画像処理が施されたのち、逐次フレームメモリ 31 に保存される。そして、フレームメモリ 31 に蓄積された第 3 の画像信号 S D は、D S C 32 でスキャンコンバートされて、診断画像として次々と画像表示部 33 に表示される。なお、画像表示部 33 は、表示方法の選択によって、被検体の内部構造を動的に表示することが可能である。

【 0 1 0 9 】

ところで、前述のように、第 1 の画像信号 S A は基本波成分を反映していて、第 2 の画像信号 S C はハーモニック成分を反映している。したがって、第 3 の画像信号 S D は、基本波成分とハーモニック成分によって構成されている。

【 0 1 1 0 】

そして、第 3 の画像信号 S D における、基本波成分とハーモニック成分の寄与率は、重み係数 W A と W C の大小関係により定まる。例えば、重み係数 W A が大きく、重み係数 W C が小さい場合、第 3 の画像信号 S D は、基本波成分がより反映されたもの、即ち基本波成分がより多くブレンドされたものとなる。また、重み係数 W A が小さく、重み係数 W C が大きい場合、第 3 の画像信号 S D は、ハーモニック成分がより反映されたもの、即ち基本波成分がより少なくブレンドされたものとなる。

【 0 1 1 1 】

図 11 は同実施形態における重み係数 W A、W C のグラフである。

図 11 に示すように、重み係数 W A は、浅部で小さく、深部に行くにつれて大きくなっている。逆に、重み係数 W C は、浅部で大きく、深部に行くにつれて小さくなっている。そして、中間部では、重み係数 W A と W C が近い値となっている。したがって、第 3 の画像信号 S D は、浅部でハーモニック成分がより反映され、深部で基本波成分がより反映されていることになる。

【 0 1 1 2 】

(重み係数 W A、W C の設定シーケンス)

図 12 は同実施形態における重み係数 W A、W C の設定シーケンスが作動しているときの診断画像の生成工程に関するフローチャートである。

図 12 に示すように、入力部 36 が押されると(ステップ S 1)、重み係数 W A、W C の設定シーケンスが開始される。重み係数 W A、W C の設定シーケンスでは、先ず送受信部 21 によって 1 フレーム分の空受信が実施される(ステップ S 2)。なお、空受信とは、超音波の送信を実施することなく、受信だけを実施することである。したがって、送受信部 21 によって 1 フレーム分の空受信が実施されると、超音波プローブ 10 や装置本体 20 に固有の内部ノイズによって 1 フレーム分のノイズ信号が生成されることになる。ちなみに、超音波プローブ 10 や装置本体 20 からのノイズ信号は、画像表示部 33 に白く表示されるため、ホワイトノイズと呼ばれることがある。

【 0 1 1 3 】

生成されたノイズ信号は、エコー信号と同様の処理がなされたのち、ゲイン調整部 42 に送られ、ノイズ信号の強度が被検体の深さ方向に一定になるようなノイズゲイン G N が算出される(ステップ S 3)。

【 0 1 1 4 】

10

20

30

40

50

次に、送受信部 2 1 によって被検体に 1 フレーム分の送受信が実施される（ステップ S 4）。ここでも、実施される送受信は、前述の走査シーケンスに従っている。したがって、送受信部 2 1 によって被検体に 1 フレーム分の送受信が実施されると、ハーモニック成分が反映された 1 フレーム分の第 2 の画像信号 S C が生成される。

【 0 1 1 5 】

生成された第 2 の画像信号 S C は、ゲイン調整部 4 2 に送られ、第 2 の画像信号 S C の強度、即ちハーモニック成分の強度が被検体の深さ方向に一定になるようなシグナルゲイン G C が算出される（ステップ S 5）。

【 0 1 1 6 】

算出されたノイズゲイン G N とシグナルゲイン G C は、重み係数計算部 4 0 に送られて、これらノイズゲイン G N とシグナルゲイン G C に基づき、第 1 の画像信号 S A に関する重み係数 W A と、第 2 の画像信号 S C に関する W C とが算出される（ステップ S 6）。以上で、重み係数 W A、W C の設定シーケンスが終了する。

【 0 1 1 7 】

重み係数 W A、W C の設定シーケンスが終了すると、算出された重み係数 W A、W C は、前述のように、第 2 の加算部 2 9 に送られ、それぞれ第 1、第 2 の画像信号 S A、S C にかける。これにより、基本波成分とハーモニック成分から構成される第 3 の画像信号 S D が生成される（ステップ S 7）。そして、生成された第 3 の画像信号 S D は、次々と画像表示部 3 3 に表示される（ステップ S 8）。

【 0 1 1 8 】

図 1 3 は同実施形態におけるノイズゲイン G N とシグナルゲイン G C のグラフである。

図 1 3 に示すように、ノイズゲイン G N とシグナルゲイン G C は、ある深さで交差していて、その交差ポイント P より深い領域では、ノイズゲイン G N がシグナルゲイン G C より低くなっている。これは、交差ポイント P より深い領域におけるノイズ信号の強度が第 2 の画像信号 S C の強度より大きいことを示している。

【 0 1 1 9 】

したがって、診断画像のゲインがシグナルゲイン G C に設定されると、交差ポイント P より深い領域では、ハーモニック成分がホワイトノイズに邪魔されて鮮明に表示されない。逆に、交差ポイント P より浅い領域では、ハーモニック成分がホワイトノイズに邪魔されることがなく鮮明に表示される。

【 0 1 2 0 】

そこで、本実施形態では、重み係数 W A、W C の設定にあたり、ノイズゲイン G N とシグナルゲイン G C の交差ポイント P が利用される。即ち、交差ポイント P よりも深い領域では、重み係数 W A が高く設定され、交差ポイント P よりも浅い領域では、重み係数 W A が低く設定される。これにより、交差ポイント P よりも深い領域では基本波成分のブレンド率が高く、交差ポイント P よりも浅い領域では基本波成分のブレンド率が低くなる。

【 0 1 2 1 】

ただし、交差ポイント P を境界にして重み係数 W A が急激に高まると、生成される診断画像に不連続部が形成される。そのため、実際には、交差ポイント P より浅い領域から深い領域にわたり徐々に変化するように、基本波成分のブレンド率が設定されている。

【 0 1 2 2 】

なお、本実施形態における基本波成分のブレンド率は、交差ポイント P の 6 0 % までの深さ領域で 0 %、交差ポイント P の 6 0 % から 2 4 0 % までの深さ領域でリニアに増加して、交差ポイント P の 2 4 0 % より深い領域で 1 0 0 % となる。このようなブレンド率であれば、浅部から深部にかけて画像品質の高い診断画像が生成されることが確認されている。しかしながら、これらのブレンド率の数値は一例に過ぎず、他の数値であっても良い。

【 0 1 2 3 】

（ファントムによる実験結果）

図14(a)、図14(b)は同実施形態における $0.7$  [dB/MHz·cm]の減衰率を有するファントムの診断画像である。すなわち、図14(a)は重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動していない場合、図14(b)は重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動している場合を示している。なお、ファントムの深部には、球形のターゲット $T$ が埋め込まれている。

【0124】

図14(a)に示すように、重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動していない場合、ターゲット $T$ が描出されていない。これは、診断画像の深部における感度が低いことを示している。

【0125】

しかしながら、図14(b)に示すように、重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動している場合には、診断画像の深部にターゲット $T$ が描出されている。これは、重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動したことによって、診断画像の深部における感度が高くなったことを示している。

【0126】

図15(a)、図15(b)は同実施形態における $0.3$  [dB/MHz·cm]の減衰率を有するファントムの診断画像である。すなわち、図15(a)は重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動していない場合、図15(b)は重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動している場合を示している。なお、ファントムの深部には、球形のターゲット $T$ が埋め込まれている。

【0127】

図15(a)に示すように、重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動していない場合、診断画像の深部にはターゲット $T$ が描出されている。これは、診断画像の深部における感度が十分に高いことを示している。

【0128】

そして、図15(b)に示すように、重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動している場合にも、診断画像の深部にはターゲット $T$ が描出されている。これは、重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ の設定シーケンスが作動しても、診断画像の深部において元から十分な感度がある場合には、感度が高いまま維持されることを示している。

【0129】

以上の実験によって、本実施形態における超音波診断装置では、被検体や部位ごとに減衰率の違いがあっても、それぞれの減衰率に最適な重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ が設定されることが実証された。

【0130】

(本実施形態による作用)

本実施形態において、第3の画像信号 $S_D$ は、基本波成分が反映された第1の画像信号 $S_A$ に重み係数 $W_A$ をかけ、ハーモニック成分が反映された第2の画像信号 $S_C$ に重み係数 $W_C$ をかけ、これらを加算することにより生成されている。そして、第1の画像信号 $S_A$ の重み係数 $W_A$ は、被検体の浅部で大きく、かつ深部で小さくなるように設定され、第2の画像信号 $S_C$ の重み係数 $W_C$ は、被検体の浅部で小さく、かつ深部で大きくなるように設定されている。

【0131】

これにより、第3の画像信号 $S_D$ に基づいて生成される診断画像は、被検体の浅部でハーモニック成分がより反映され、深部で基本波成分がより反映されたものとなる。そのため、被検体の深部でも超音波画像の感度が不足することがなく、画像全体に亘って診断に十分な感度が得られることになる。

【0132】

しかも、重み係数 $W_A$ 、 $W_C$ は、ホワイトノイズが反映されたノイズ信号から生成されたノイズゲイン $G_N$ と、ハーモニック成分が反映された第2の画像信号 $S_C$ から生成されたシグナルゲイン $G_C$ とに基づいて自動で算出されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 3 】

そのため、被検体ごとに周波数依存減衰の減衰率に違いがあっても、あるいは被検体の部位ごとに周波数依存減衰の減衰率に違いがあっても、被検体や部位に最適な重み係数  $W_A$ 、 $W_C$  が確実に設定されるから、被検体や部位の違いに影響を受けることなく、高い画像品質の診断画像が得られる。

## 【 0 1 3 4 】

また、被検体の浅部は、ハーモニック成分に基づいて画像化されているから、基本波成分だけを利用して画像化される場合に比べて、アーチファクトの発生が飛躍的に抑制される。

## 【 0 1 3 5 】

前述のように、本実施形態における超音波診断装置によれば、アーチファクトが少なく、深部においても十分な感度が得られ、被検体や部位の違いによらず、常に高い画像品質の診断画像が得られる。

## 【 0 1 3 6 】

さらに、本実施形態において、装置本体 20 は、重み係数  $W_A$ 、 $W_C$  の設定シーケンスを開始させる入力部 36 を具備している。そのため、極めて簡単に診断画像の画像品質を切り替えられるから、操作者の作業負担が低減する。

## 【 0 1 3 7 】

なお、本実施形態において、基本波成分が反映された第 1 のエコー信号  $E_A$  とハーモニック成分が反映された第 3 のエコー信号  $E_C$  とを取得するために、第 1 の加算部 23 による加算処理が利用されている。しかしながら、本発明は、これに限定されるものではない。即ち、送受信部 21 によって受信されたエコー信号から基本波成分が反映された第 1 のエコー信号  $E_A$  とハーモニック成分が反映された第 3 のエコー信号  $E_C$  が取得されるのであれば、その手法は全く限定されるものではなく、例えば、第 1 の加算部 23 の代わりに、送受信部 21 によって受信されたエコー信号から基本波成分だけを通過させる第 1 のフィルタとハーモニック成分だけを通過させる第 2 のフィルタとが利用されても良い。

## 【 0 1 3 8 】

(第 7 の実施形態)

次に、図 16 を用いて第 2 の実施形態について説明する。

図 16 は本発明の第 2 の実施形態における重み係数  $W_A$ 、 $W_C$  の設定シーケンスが作動しているときの診断画像の生成工程に関するフローチャートである。

図 16 に示すように、本実施形態における診断画像の生成工程は、第 1 の実施形態における表示シーケンスのステップ S7 とステップ S8 の中間に、二点鎖線で示すように、ステップ S9 ~ ステップ 13 が追加されている。

## 【 0 1 3 9 】

即ち、第 3 の画像信号  $S_D$  が生成されたら (ステップ S7)、送受信部 21 によって 1 フレーム分の空受信が実施され (ステップ S9)、ホワイトノイズが反映された 1 フレーム分のノイズ信号が生成される。そして、生成されたノイズ信号は、ゲイン調整部 42 に送られ、ノイズゲイン  $G_N$  が算出される (ステップ S10)。

## 【 0 1 4 0 】

次に、送受信部 21 によって被検体に 1 フレーム分の送受信が実施され (ステップ S11)、1 フレーム分の第 3 の画像信号  $S_D$  が生成される。そして、生成された第 3 の画像信号  $S_D$  は、ゲイン調整部 42 に送られ、シグナルゲイン (第 3 のゲイン)  $G_D$  が算出される (ステップ S12)。

## 【 0 1 4 1 】

なお、第 1 の実施形態では、ハーモニック成分が反映された第 2 の画像信号  $S_C$  に基づいて、シグナルゲイン  $G_C$  が算出されていたのに対し、本実施形態では、ハーモニック成分と基本波成分から構成された第 3 の画像信号  $S_D$  に基づいて、シグナルゲイン  $G_D$  が算出されていることに注意されたい。

## 【 0 1 4 2 】

10

20

30

40

50

ノイズゲイン $G_N$ とシグナルゲイン $G_D$ が算出されたら、これらノイズゲイン $G_N$ とシグナルゲイン $G_D$ に基づき、診断画像の表示に最適な表示ゲイン $G$ が設定される(ステップS13)。

【0143】

即ち、本実施形態における診断画像の生成工程では、第3の画像信号SDが画像表示部33に表示されるまえに、ゲイン調整部42によって診断画像の表示に最適な表示ゲイン $G$ が設定される。換言すれば、本実施形態では、ハーモニック成分に基本波成分がブレンドされたあとで、表示ゲイン $G$ が最適化される。そのため、画像表示部33に表示される診断画像は、ホワイトノイズが描出されない、非常に鮮明なものとなる。

【0144】

(第8の実施形態)

次に、図17を用いて第8の実施形態について説明する。

図17は本発明の第8の実施形態におけるテーブルの概念図である。

本実施形態において、装置本体20に搭載されたメモリ(図示しない)は、図17に示すようなテーブルを保存している。テーブルは、交差ポイントPの深さと、それぞれの深さに最適な送信周波数、受信周波数、表示深さ、ダイナミックレンジとを対応づけるものである。

【0145】

超音波診断の最中に交差ポイントPが検出されると、メモリに記憶されているテーブルが参照され、交差ポイントPの深さに最適な送信周波数、受信周波数、表示深さ、ダイナミックレンジが選択される。そのため、被検体や部位に最適な条件下で超音波診断が実施されるから、画像表示部33に表示される診断画像の画像品質は、非常に高いものとなる。

【0146】

なお、本実施形態において、交差ポイントPに対応づけられる条件は、送信周波数、受信周波数、表示深さ、ダイナミックレンジである。しかしながら、本発明は、これに限定されるものではない。例えば、受信フィルタ特性、送信音圧、ポストプロセスカーブ、送信音圧、表示幅、表示周波数、送信ビーム数、受信ビーム数、同時受信ビーム数、画像処理係数、送信波形、送信波数などを含んでも良い。

【0147】

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。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】

【0148】

以上本発明によれば、アーチファクトが少なく、しかも深部においても感度が不足することがない超音波画像を生成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。

【図面の簡単な説明】

【0149】

【図1】図1は、本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】図2は、同実施形態に係る重み係数のグラフ。

【図3】図3は、本発明の第2実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図4】図4は、同実施形態に係る重み係数のグラフ。

【図5】図5は、本発明の第3実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図6】図6は、本発明の第4実施形態に係る超音波診断装置のインターフェース部周辺のブロック図。

【図7】図7は、同実施形態に係る重み係数のグラフ。

10

20

30

40

50

【図8】図8は、本発明の第5実施形態に係る超音波診断装置の重み係数テーブル周辺のブロック図。

【図9】図9は、第5実施形態に係る重み係数のグラフ。

【図10】図10は、第6実施形態における超音波診断装置のブロック図。

【図11】図11は、第6実施形態における重み係数のグラフ。

【図12】図12は、第6実施形態における重み係数の設定シーケンスが作動しているときの診断画像の生成工程に関するフローチャート。

【図13】図13は、第6実施形態におけるノイズゲインとシグナルゲインのグラフ。

【図14】図14(a)、14(b)は、第6実施形態における0.7 [dB / MHz · cm] の減衰率を有するファントムの診断画像。

【図15】図15(a)、(b)は、第6実施形態における0.3 [dB / MHz · cm] の減衰率を有するファントムの診断画像。

【図16】図16は、第7実施形態における重み係数の設定シーケンスが作動しているときの診断画像の生成工程に関するフローチャート。

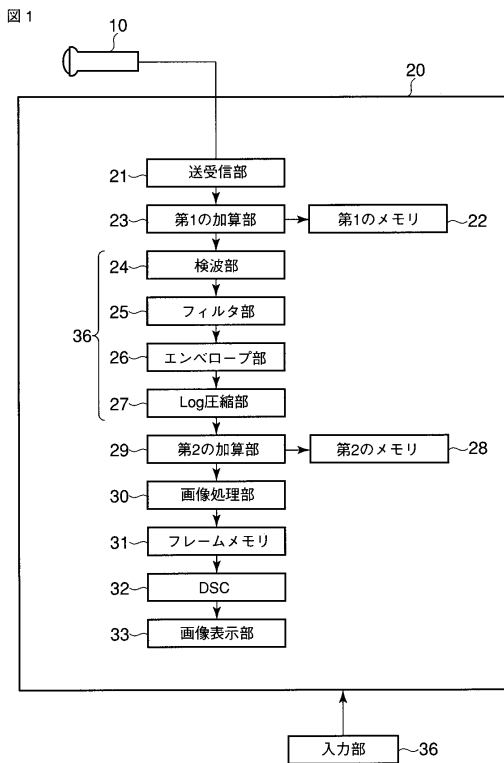
【図17】図17は、第8実施形態におけるテーブルの概念図。

【符号の説明】

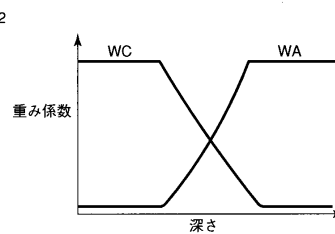
【0150】

21...送受信部、23...第1の加算部、23A...加減算部、29...第2の加算部、30...画像処理部、33...表示モニタ、34...インターフェース部、34A...インターフェース部、36...信号変換部、EA...第1のエコー信号、EB...第2のエコー信号、EC...第3のエコー信号、SA...第1の処理信号、SC...第2の処理信号、SD...第3の処理信号、WA...重み係数、WC...重み係数、WC'...重み係数、WA(1)...、WA(2)...重み係数、WA(i)...重み係数、WA(n)...重み係数。

【図1】



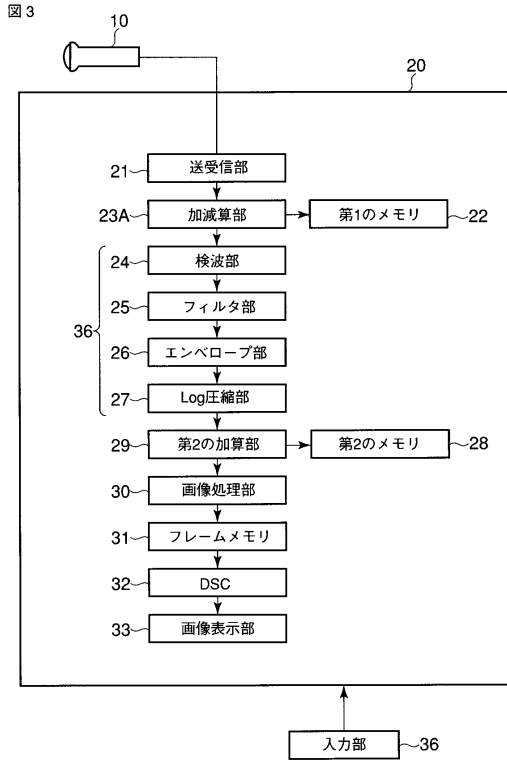
【図2】



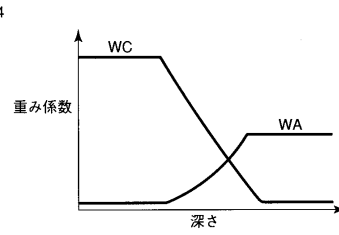
10

20

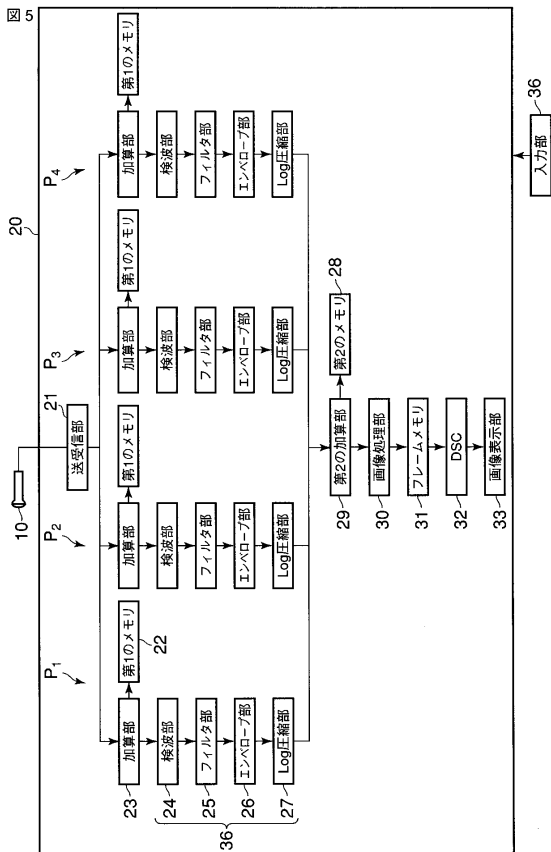
【図3】



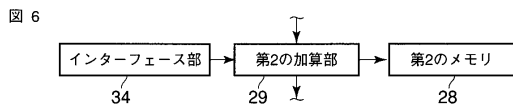
【図4】



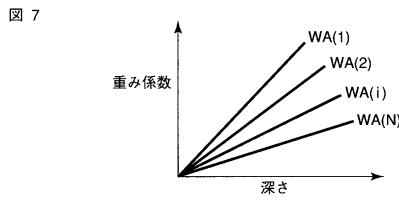
【図5】



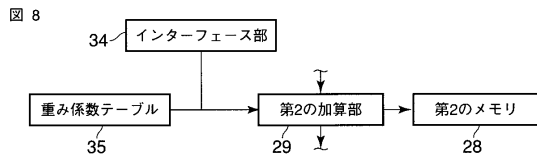
【図6】



【図7】

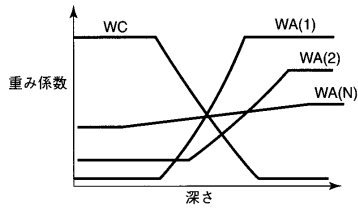


【図8】



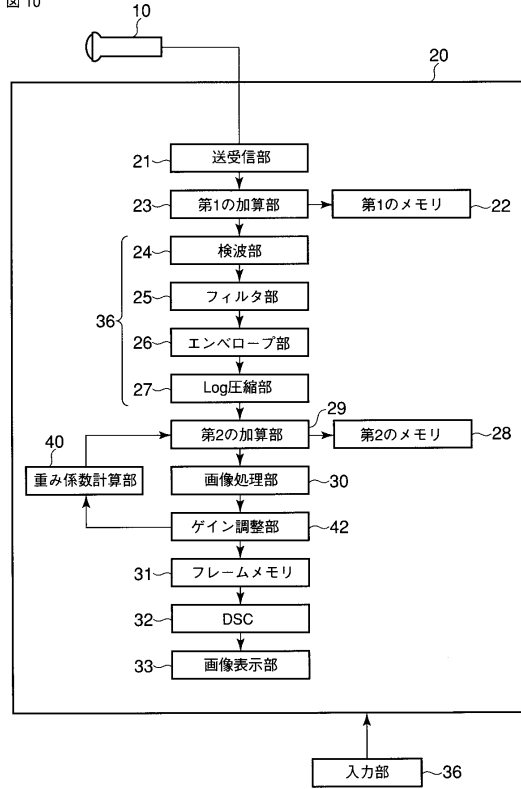
【図9】

図9



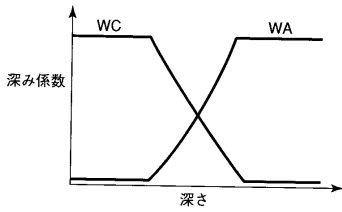
【図10】

図10



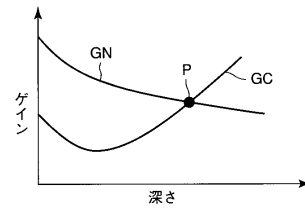
【図11】

図11



【図13】

図13



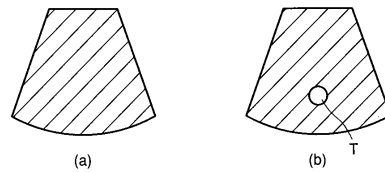
【図12】

図12



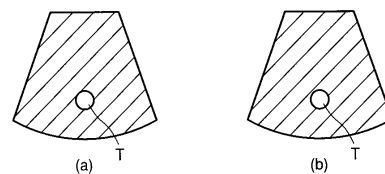
【図14】

図14



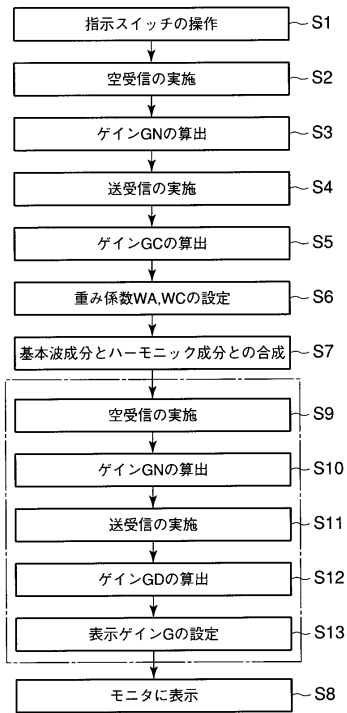
【図15】

図15



【図16】

図16



【図17】

図17

交差ポイントP	送信周波数	受信周波数	表示深さ	ダイナミックレンジ
5cm以下	2MHz	2MHz	10cm	50dB
5cm~10cm	3MHz	3MHz	15cm	55dB
10cm~15cm	4MHz	4MHz	20cm	60dB
15cm~20cm	5MHz	5MHz	25cm	65dB
20cm~25cm	6MHz	6MHz	30cm	70dB

---

フロントページの続き

- (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社内
- (72)発明者 川岸 哲也  
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 坂口 文康  
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

審査官 五閑 統一郎

- (56)参考文献 特開平10-179589(JP,A)  
特開2001-112754(JP,A)  
特開2004-208918(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00

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	<a href="#">JP5422095B2</a>	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	JP2006286981	申请日	2006-10-20
[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 川岸哲也 坂口文康		
发明人	今村 智久 川岸 哲也 坂口 文康		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE09 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/HH24 4C601/HH25 4C601/HH30 4C601/HH35 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JB53 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/LL38		
代理人(译)	中村诚		
优先权	2005340429 2005-11-25 JP		
其他公开文献	JP2007167626A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波装置等，能够产生没有大量伪影的超声波图像，或者甚至对深度部分也不够灵敏。Z SOLUTION：该装置具有发射器/接收器部分21，用于将两种反相的超声波分别发射到多条扫描线，并接收对应于这两种超声波的第一和第二回波信号EA和EB。分别用于扫描线的波，用于通过每条扫描线添加第一和第二回波信号EA和EB以产生第三回波信号EC的第一加法部分23，用于产生基于第一处理信号SA的第一信号产生装置第一回波信号EA和基于第三回波信号EC的第二处理信号SC，第二加法部分29，用于基于第一和第二处理信号SA和SC产生第三处理信号SD，图像处理部分30基于第三处理信号SD产生超声图像，以及显示监视器33以显示超声图像。Z

【図2】

図2

