

(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2007-236740

(P2007-236740A)

(43) 公開日 平成19年9月20日(2007.9.20)

(51) Int. Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-65425 (P2006-65425)
 (22) 出願日 平成18年3月10日(2006.3.10)

(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その制御プログラム

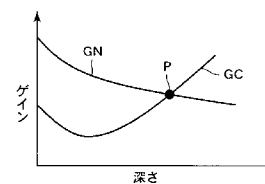
(57) 【要約】

【課題】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超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】エコー信号から基本波成分とハーモニック成分を抽出する加算部23と、基本波成分に基づき、第1の画像信号SAを生成するとともに、ハーモニック成分に基づき、第2の画像信号SCを生成する信号生成部37と、第2の画像信号の強度を被検体の深さ方向に一定にさせるシグナルゲインGCと、ホワイトノイズの強度を被検体の深さ方向に一定にさせるノイズゲインGNを算出するゲイン調整部31と、シグナルゲインとノイズゲインに基づき、重み係数WA、WCを算出する重み係数計算部32と、第1の画像信号に重み係数WAをかけ、第2の画像信号に重み係数WCをかけ、これらを加算して診断画像が反映された第3の画像信号SDを生成する合成部29とを具備している。

【選択図】 図4

図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を超音波で走査して、当該被検体の診断画像を取得する超音波診断装置において

、
前記被検体に超音波を送信して当該被検体からのエコー信号を受信するとともに、ノイズを受信する送受信手段と、

前記エコー信号から第 1、第 2 の成分を抽出する成分抽出手段と、

前記第 1 の成分に基づき、第 1 の信号を生成するとともに、前記第 2 の成分に基づき、第 2 の信号を生成する信号生成手段と、

前記第 1 の信号に基づき、当該第 1 の信号の強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第 1 のゲインを算出するとともに、前記ノイズに基づき、当該ノイズの強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第 2 のゲインを算出するゲイン算出手段と、

前記第 1、第 2 のゲインに基づき、前記第 1 の信号に関する第 1 の重み係数と、前記第 2 の信号に関する第 2 の重み係数とを算出する重み係数算出手段と、

前記第 1 の信号に第 1 の重み係数をかけ、前記第 2 の信号に第 2 の重み係数をかけ、これらを加算して第 3 の信号を生成する信号合成手段と、

前記第 3 の信号に基づき、前記診断画像を表示する表示手段とを具備していることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送受信手段は、複数の走査線それぞれに位相が反転した 2 種類の超音波を送信して、前記走査線ごとに前記 2 種類の超音波に対応した第 1、第 2 のエコー信号を受信し、

前記成分抽出手段は、前記第 1、第 2 のエコー信号を走査線ごとに加算して前記第 1 の成分を抽出するとともに、前記第 1、第 2 のエコー信号を走査線ごとに減算して前記第 2 の成分を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送受信手段は、複数の走査線それぞれに位相が反転した 2 種類の超音波を送信して、前記走査線ごとに前記 2 種類の超音波に対応した第 1、第 2 のエコー信号を受信し、

前記成分抽出手段は、前記第 1、第 2 のエコー信号を走査線ごとに加算して前記第 1 の成分を抽出するとともに、前記第 1 のエコー信号もしくは第 2 のエコー信号を前記第 2 の成分として抽出することを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 4】

前記成分抽出手段は、前記エコー信号に第 1 のフィルタをかけて前記第 1 の成分を抽出するとともに、前記エコー信号に第 2 のフィルタをかけて前記第 2 の成分を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 5】

前記ゲイン算出手段は、前記第 3 の信号に基づき、当該第 3 の信号の強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第 3 のゲインを算出するとともに、前記第 2、第 3 のゲインに基づき、前記診断画像の表示にとって最適なゲイン設定をすることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 6】

前記重み係数算出手段に前記第 1、第 2 の重み係数の算出を実行させる指示手段をさらに具備していることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1、第 2 のゲインに基づき、送信周波数、受信周波数、受信フィルタ特性、送信音圧、表示深さ、ダイナミックレンジ、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、送信波数の少なくとも 1 つの設定条件が指定されることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 8】

前記設定条件は、あらかじめ決定されていることを特徴とする請求項 7 に記載された超

10

20

30

40

50

音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示手段は、前記診断画像を 3 D 映像もしくは 4 D 映像として表示することを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第 1 の成分は、前記エコー信号のハーモニック成分であって、

前記第 2 の成分は、前記エコー信号の基本波成分であることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 1 の成分は、前記エコー信号のハーモニック成分であって、

前記第 2 の成分は、前記エコー信号そのものであることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 12】

被検体に超音波を送信して当該被検体からのエコー信号を受信するとともに、ノイズを受信する送受信手段を具備する超音波診断装置に、

前記エコー信号から第 1、第 2 の成分を抽出する成分抽出機能と、

前記第 1 の成分に基づき、第 1 の信号を生成するとともに、前記第 2 の成分に基づき、第 2 の信号を生成する信号生成手段と、

前記第 1 の信号に基づき、当該第 1 の信号の強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第 1 のゲインを算出するとともに、前記ノイズに基づき、当該ノイズの強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第 2 のゲインを算出するゲイン算出機能と、

前記第 1、第 2 のゲインに基づき、前記第 1 の成分に関する第 1 の重み係数と、前記第 2 の成分に関する第 2 の重み係数とを算出する重み係数算出機能と、

前記第 1 の成分に第 1 の重み係数をかけ、前記第 2 の成分に第 2 の重み係数をかけ、これらを加算して第 3 の信号を生成する信号合成機能と、

前記第 3 の信号に基づき、前記診断画像を表示する表示機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【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成分を利用して、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成分を利用した手法は、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。

【0005】

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。

【0006】

10

20

30

40

50

ハーモニック成分だけを抽出する方法として、いわゆるパルスサブストラクション (P S) 法が知られている (例えば、非特許文献 1 を参照。) 。このパルス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、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 を参照。) 。

10

【 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 (R S) 法が知られている (例えば、特許文献 2 を参照。) 。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、消失した造影剤バブルからのエコー成分

20

【 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。

【 0 0 1 1 】

30

また、従来の超音波診断では、超音波診断装置固有の内部ノイズが診断画像に白く表示される、いわゆるホワイトノイズが発生することがある。ホワイトノイズが発生すると、信号雑音比 (S N 比) が低下して、診断画像の画像品質が低下するという問題がある。

【 0 0 1 2 】

そこで近年、生体組織からのエコー信号とホワイトノイズに基づき、自動でゲインを最適化して、診断画像の画像品質を向上させる技術が提案された (例えば、特許文献 3 を参照。) 。

【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、U S 8 9 - 2 3、P 5 3

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 2 9 8 6 2 0 号

40

【特許文献 2】特開平 8 - 3 3 6 5 2 7 号

【特許文献 3】米国特許第 6 3 9 8 7 3 3 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 3 】

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成分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ことがある。これは、超音波が生体組織内を伝搬するときに、その距離や周波数に応じて、いわゆる周波数依存減衰が生じるからである。

【 0 0 1 4 】

50

そこで近年、本出願の出願人によって、基本波成分とハーモニック成分とを合成して、超音波画像の感度を画像全体にわたり均一にする新たな手法が提案された。しかしながら、周波数依存減衰の減衰率が被検体や部位ごとに違っているにも関わらず、本手法では、あらかじめ決定された重み係数が使用されている。そのため、重み係数が被検体や部位にマッチせず、画像品質の高い診断画像が得られないことがある。

【0015】

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く、さらに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超音波診断装置及びその制御プログラムを提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明における超音波診断装置及びその制御プログラムは、以下のように構成されている。

【0017】

(1) 被検体を超音波で走査して、当該被検体の診断画像を取得する超音波診断装置において、前記被検体に超音波を送信して当該被検体からのエコー信号を受信するとともに、ノイズを受信する送受信手段と、前記エコー信号から第1、第2の成分を抽出する成分抽出手段と、前記第1の成分に基づき、第1の信号を生成するとともに、前記第2の成分に基づき、第2の信号を生成する信号生成手段と、前記第1の信号に基づき、当該第1の信号の強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第1のゲインを算出するとともに、前記ノイズに基づき、当該ノイズの強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第2のゲインを算出するゲイン算出手段と、前記第1、第2のゲインに基づき、前記第1の信号に関する第1の重み係数と、前記第2の信号に関する第2の重み係数とを算出する重み係数算出手段と、前記第1の信号に第1の重み係数をかけ、前記第2の信号に第2の重み係数をかけ、これらを加算して第3の信号を生成する信号合成手段と、前記第3の信号に基づき、前記診断画像を表示する表示手段とを具備している。

20

【0018】

(2) (1)に記載された超音波診断装置において、前記送受信手段は、複数の走査線それぞれに位相が反転した2種類の超音波を送信して、前記走査線ごとに前記2種類の超音波に対応した第1、第2のエコー信号を受信し、前記成分抽出手段は、前記第1、第2のエコー信号を走査線ごとに加算して前記第1の成分を抽出するとともに、前記第1、第2のエコー信号を走査線ごとに減算して前記第2の成分を抽出する。

30

【0019】

(3) (1)に記載された超音波診断装置において、前記送受信手段は、複数の走査線それぞれに位相が反転した2種類の超音波を送信して、前記走査線ごとに前記2種類の超音波に対応した第1、第2のエコー信号を受信し、前記成分抽出手段は、前記第1、第2のエコー信号を走査線ごとに加算して前記第1の成分を抽出するとともに、前記第1のエコー信号もしくは第2のエコー信号を前記第2の成分として抽出する。

40

【0020】

(4) (1)に記載された超音波診断装置において、前記成分抽出手段は、前記エコー信号に第1のフィルタをかけて前記第1の成分を抽出するとともに、前記エコー信号に第2のフィルタをかけて前記第2の成分を抽出する。

【0021】

(5) (1)に記載された超音波診断装置において、前記ゲイン算出手段は、前記第3の信号に基づき、当該第3の信号の強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第3のゲインを算出するとともに、前記第2、第3のゲインに基づき、前記診断画像の表示にとって最適なゲイン設定をする。

【0022】

(6) (1)に記載された超音波診断装置において、前記重み係数算出手段に前記第1、

50

第2の重み係数の算出を実行させる指示手段をさらに具備している。

【0023】

(7)(1)に記載された超音波診断装置において、前記第1、第2のゲインに基づき、送信周波数、受信周波数、受信フィルタ特性、送信音圧、表示深さ、ダイナミックレンジ、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、送信波数の少なくとも1つの設定条件が指定される。

【0024】

(8)(7)に記載された超音波診断装置において、前記設定条件は、あらかじめ決定されている。

10

【0025】

(9)(1)に記載された超音波診断装置において、前記表示手段は、前記診断画像を3D映像もしくは4D映像として表示する。

【0026】

(10)(1)に記載された超音波診断装置において、前記第1の成分は、前記エコー信号のハーモニック成分であって、前記第2の成分は、前記エコー信号の基本波成分である。

【0027】

(11)(1)に記載された超音波診断装置において、前記第1の成分は、前記エコー信号のハーモニック成分であって、前記第2の成分は、前記エコー信号そのものである。

20

【0028】

(12)超音波診断装置の制御プログラムにおいて、被検体に超音波を送信して当該被検体からのエコー信号を受信するとともに、ノイズを受信する送受信手段を具備する超音波診断装置に、前記エコー信号から第1、第2の成分を抽出する成分抽出機能と、前記第1の成分に基づき、第1の信号を生成するとともに、前記第2の成分に基づき、第2の信号を生成する信号生成手段と、前記第1の信号に基づき、当該第1の信号の強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第1のゲインを算出するとともに、前記ノイズに基づき、当該ノイズの強度を前記被検体の深さ方向に一定にさせる第2のゲインを算出するゲイン算出機能と、前記第1、第2のゲインに基づき、前記第1の成分に関する第1の重み係数と、前記第2の成分に関する第2の重み係数とを算出する重み係数算出機能と、前記第1の成分に第1の重み係数をかけ、前記第2の成分に第2の重み係数をかけ、これらを加算して第3の信号を生成する信号合成機能と、前記第3の信号に基づき、前記診断画像を表示する表示機能とを実行させる。

30

【発明の効果】

【0029】

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く、さらに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。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、図面を参照しながら、第1の実施形態～第3の実施形態について説明する。

40

(第1の実施形態)

先ず、図1～図6を用いて第1の実施形態について説明する。

図1は本発明の第1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。

図1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と装置本体20とから構成されている。

【0031】

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。

【0032】

50

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、画像メモリ 33、デジタルスキャンコンバータ 34、モニタ（表示手段）35、及び指示スイッチ（指示手段）36 を具備している。

【0033】

送受信部 21 は、超音波を送信するための送信部と、生体組織からのエコー信号を受信するための受信部とから構成される。第 1 のメモリ 22 は、送受信部 21 からエコー信号を保存する。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、当該エコー信号と第 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。

10

【0034】

検波部 24 は、加算部 23 からエコー信号を、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、必要な周波数成分だけを抽出する。

【0035】

エンベロープ部 26 は、フィルタ部 25 からエコー信号に対して、エンベロープをかける。Log 圧縮部 27 は、エンベロープ部 26 からエコー信号を Log 圧縮して、画像信号を生成する。

【0036】

即ち、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、加算部 23 からエコー信号を処理して画像信号を生成する信号生成部（信号生成手段）37 を構成している。

20

【0037】

第 2 のメモリ 28 は、Log 圧縮部 27 から画像信号を保存する。合成部 29 は、第 2 のメモリ 28 に記憶されている画像信号と、Log 圧縮部 27 から画像信号に対して、それぞれ重み係数計算部 32 によって算出された重み係数をかけて、これらを加算する。

【0038】

画像処理部 30 は、合成部 29 から画像信号に種々の画像処理をする。ゲイン調整部 31 は、画像処理部 30 から画像信号に基づき、ゲインを調整する。重み係数計算部 32 は、ゲイン調整部 31 からゲインに基づき、重み係数を算出する。

30

【0039】

画像メモリ 33 は、画像処理部 30 から画像信号を逐次保存する。デジタルスキャンコンバータ 34 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。モニタ 35 は、デジタルスキャンコンバータ 34 から画像信号を三次元（3D）の診断画像もしくは四次元（4D）の診断画像として表示する。指示スイッチ 36 は、操作者による操作に基づき、重み係数計算部 32 に重み係数の算出を開始させる。

【0040】

（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。

40

【0041】

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。

50

【 0 0 4 2 】

先に受信された第 1 のエコー信号 (第 2 の成分) E A は、第 1 のメモリ 2 2 に保存されるとともに、加算部 2 3 を通過して検波部 2 4 に進む。そして、後から受信された第 2 のエコー信号 E B が加算部 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、加算部 2 3 に到着した第 2 のエコー信号 E B とが加算され、第 3 のエコー信号 (第 1 の成分) E C が生成される。

【 0 0 4 3 】

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ることになる。

10

【 0 0 4 4 】

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、既に加算部 2 3 より先に進んでいる。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 を後行する第 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て、第 1、第 2 の画像信号 S A、S C となる。なお、第 1、第 2 の画像信号 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ている。

20

【 0 0 4 5 】

L o g 圧縮部 2 7 から出力された第 1 の画像信号 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 の画像信号 S C が合成部 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 の画像信号 S A に重み係数 W A がかけられ、合成部 2 9 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 0 4 6 】

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、

30

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

と表現される。なお、重み係数 W A、W C は、重み係数計算部 3 2 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 0 4 7 】

第 3 の画像信号 S D は、画像処理部 3 0 で種々の画像処理が施されたのち、逐次画像メモリ 3 3 に保存される。そして、画像メモリ 3 3 に蓄積された第 3 の画像信号 S D は、デジタルスキャンコンバータ 3 4 でスキャンコンバートされて、診断画像として次々とモニタ 3 5 に表示される。なお、モニタ 3 5 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 0 4 8 】

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。

40

【 0 0 4 9 】

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。

50

【 0 0 5 0 】

図 2 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 2 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 0 5 1 】

(重み係数 W_A 、 W_C の設定シーケンス)

図 3 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 3 に示すように、指示スイッチ 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、モニタ 35 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 0 5 2 】

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 31 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 0 5 3 】

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 21 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 0 5 4 】

生成された第 2 の画像信号 S_C は、ゲイン調整部 31 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 0 5 5 】

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 32 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 0 5 6 】

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、合成部 29 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、次々とモニタ 35 に表示される (ステップ S_8)。

【 0 0 5 7 】

図 4 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 4 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 0 5 8 】

10

20

30

40

50

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なく鮮明に表示される。

【0059】

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。

10

【0060】

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。

【0061】

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 60% までの深さ領域で 0%、交差ポイント P の 60% から 240% までの深さ領域でリニアに増加して、交差ポイント P の 240% より深い領域で 100% 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

20

【0062】

(ファントムによる実験結果)

図5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って、(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、(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。

【0063】

図5(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。

30

【0064】

しかしながら、図5(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。

【0065】

図6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って、(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、(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。

40

【0066】

図6(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。

【0067】

そして、図6(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。

50

【0068】

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。

【0069】

(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。

10

【0070】

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。

【0071】

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。

20

【0072】

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。

【0073】

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。

30

【0074】

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。

【0075】

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指示スイッチ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。

【0076】

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、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、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。

40

【0077】

(第2の実施形態)

次に、図7を用いて第2の実施形態について説明する。

50

図7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7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S13が追加されている。

【0078】

即ち、第3の画像信号SD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31に送られ、ノイズゲインGNが算出される（ステップS10）。

10

【0079】

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SDが生成される。そして、生成された第3の画像信号SDは、ゲイン調整部31に送られ、シグナルゲイン（第3のゲイン）GDが算出される（ステップS12）。

【0080】

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SCに基づいて、シグナルゲインGC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SDに基づいて、シグナルゲインGDが算出されていることに注意されたい。

20

【0081】

ノイズゲインGNとシグナルゲインGDが算出されたら、これらノイズゲインGNとシグナルゲインGD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）。

【0082】

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がモニタ35に表示されるまえに、ゲイン調整部31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、モニタ35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。

30

【0083】

（第3の実施形態）

次に、図8を用いて第3の実施形態について説明する。

図8は本発明の第3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8に示すようなテーブルを保存している。テーブルは、交差点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。

【0084】

超音波診断の最中に交差点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、交差点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、モニタ35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。

40

【0085】

なお、本実施形態において、交差点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いても良い。

【0086】

50

本発明は、前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、前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、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0087】

【図1】本発明の第1の実施形態における超音波診断装置のブロック図。

【図2】同実施形態における重み係数のグラフ。

【図3】同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。 10

【図4】同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5】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。

【図6】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。

【図7】本発明の第2の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8】本発明の第3の実施形態におけるテーブルの概念図。

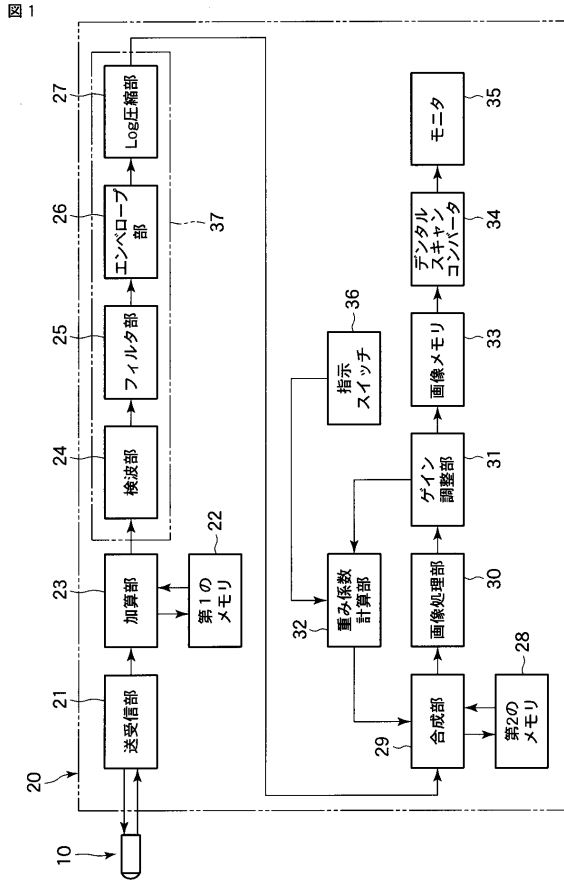
【符号の説明】

20

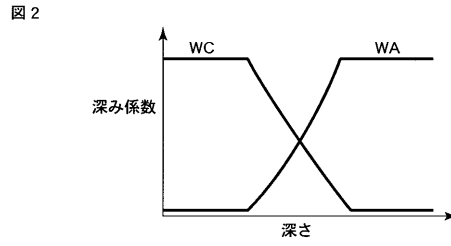
【0088】

21 ... 送受信部 (送受信手段)、23 ... 加算部 (成分抽出手段)、29 ... 合成部 (信号合成手段)、31 ... ゲイン調整部 (ゲイン算出手段)、32 ... 重み係数計算部 (重み係数算出手段)、35 ... モニタ (表示手段)、36 ... 指示スイッチ (指示手段)、37 ... 信号生成部 (信号生成手段)、WA ... 重み係数 (第1の重み係数)、WC ... 重み係数 (第2の重み係数)、EA ... 第1のエコー信号 (第2の成分)、EB ... 第2のエコー信号、EC ... 第3のエコー信号 (第1の成分)、GN ... ノイズゲイン (第2のゲイン)、GC ... シグナルゲイン (第1のゲイン)、GD ... シグナルゲイン (第3のゲイン)、G ... 表示ゲイン、SA ... 第1の画像信号、SC ... 第2の画像信号、SD ... 第3の画像信号。

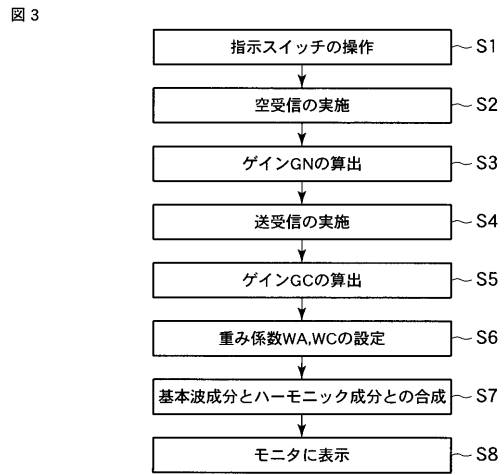
【図1】



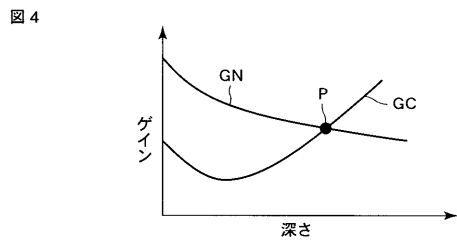
【図2】



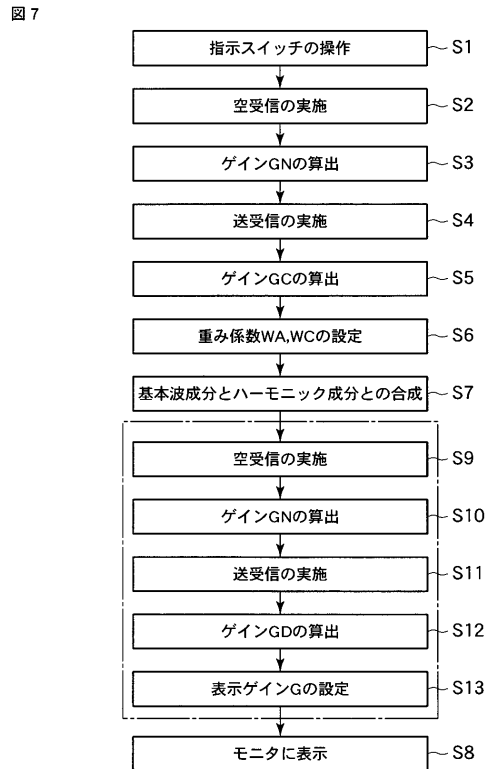
【図3】



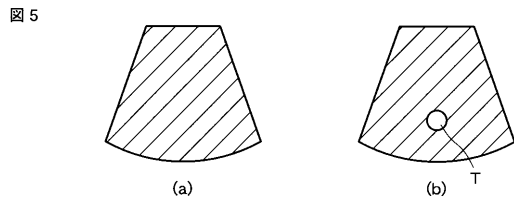
【図4】



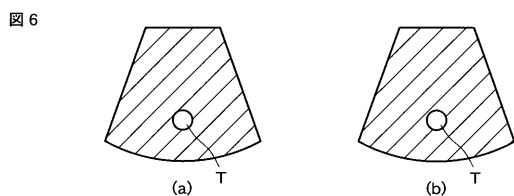
【図7】



【図5】



【図6】



【 図 8 】

図 8

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

(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 今村 智久

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社内

(72)発明者 川岸 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社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DE08 DE13 DE15 EE03 EE04 GB06 HH05 HH06

HH08 HH16 HH28 JB13 JB14 JB31 JB36 JB45 JC21 JC31

KK22 KK24

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2007236740A	公开(公告)日	2007-09-20
申请号	JP2006065425	申请日	2006-03-10
[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	今村智久 川岸哲也		
发明人	今村 智久 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52033 G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DE08 4C601/DE13 4C601/DE15 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH08 4C601/HH16 4C601/HH28 4C601/JP13 4C601/JP14 4C601/JP31 4C601/JP36 4C601/JP45 4C601/JC21 4C601/JC31 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/DE14 4C601/KK21		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，无论对象或部位如何，该超声诊断设备始终能够获得高质量图像的超声图像。解决方案：加法单元23用于从回波信号中提取基波成分和谐波成分，基于基波成分生成第一图像信号SA，并且基于谐波成分生成第二图像信号SC。信号产生器37，用于产生使第二图像信号的强度在被摄体的深度方向上恒定的信号增益GC，以及用于使白噪声的强度在被摄体的深度方向上恒定的噪声增益GN。用于计算的增益调整单元31，用于基于信号增益和噪声增益来计算加权因子WA和WC的加权因子计算单元32，以及用于第一图像信号对第二图像信号进行加权的加权因子WA。以及合成单元29，其将系数WC相乘并相加以生成其中反映了诊断图像的第三图像信号SD。[选择图]图

4

