

(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2012-66145
(P2012-66145A)

(43) 公開日 平成24年4月5日(2012.4.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-4396 (P2012-4396)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年1月12日 (2012.1.12)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2006-65425 (P2006-65425) の分割	(71) 出願人	594164542
原出願日	平成18年3月10日 (2006.3.10)		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	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠

最終頁に続く

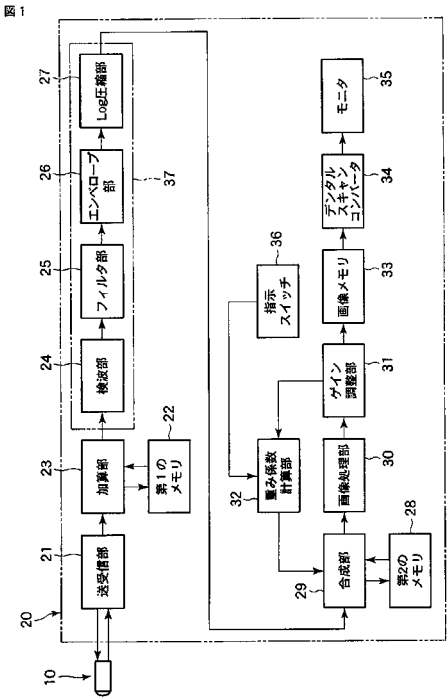
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】アーチファクトが少なく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を得ること。

【解決手段】送受信部21はプローブを介して被検体内部を超音波で走査する。複数の走査線それぞれに位相が反転した第1、第2の超音波が順番に送信受信される。加算部23は第1、第2のエコー信号の加算によりハーモニック成分を抽出する。ハーモニック成分に基づいて第1画像が生成され、第1、第2のエコー信号の一方に基づいてハーモニック成分と基本波成分とを含む第2画像が生成される。合成部29は第1、第2の画像を合成する。重み係数計算部32は第1の深さより浅い範囲では第2画像に対する重みをゼロに設定し、第1深さからそれより深い第2深さまでの範囲では第2画像に対する重みをゼロから1まで変化させ、第2深さより深い範囲では第2画像に対する重みを1に設定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体内部を超音波で走査するものであって、複数の走査線それぞれに位相が反転した第 1、第 2 の超音波を順番に送信して、前記走査線ごとに前記第 1、第 2 の超音波にそれぞれ対応する第 1、第 2 のエコー信号を受信する送受信手段と、

前記第 1、第 2 のエコー信号の加算によりハーモニック成分を抽出する成分抽出手段と、

前記ハーモニック成分に基づいて第 1 の画像信号を生成するとともに、前記第 1 のエコー信号と前記第 2 のエコー信号との一方に基づいて前記ハーモニック成分と基本波成分とを含む第 2 の画像信号を生成する画像生成手段と、

前記第 1 の画像信号に対して前記第 2 の画像信号を合成することにより第 3 の画像信号を発生するものであって、第 1 の深さより浅い範囲においては前記第 2 の画像信号に対する重みをゼロに設定し、前記第 1 の深さから前記第 1 の深さより深い第 2 の深さまでの範囲においては前記第 2 の画像信号に対する重みをゼロから 1 まで変化させ、前記第 2 の深さより深い範囲においては前記第 2 の画像信号に対する重みを 1 に設定する信号合成手段と、

前記第 3 の画像信号に基づき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】

前記画像生成手段は、前記第 1 のエコー信号に基づいて前記第 2 の画像信号を生成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】

前記表示手段は、前記画像を 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。

【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】

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

10

20

30

40

50

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。

【0007】

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。)。

【0008】

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。

【0009】

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を抽出する。

【0010】

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。

【0011】

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(SN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。

【0012】

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。)。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0013】

【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、US 8 9 - 23、P 53

【特許文献】

【0014】

【特許文献1】特開2004-298620号

【特許文献2】特開平8-336527号

【特許文献3】米国特許第6398733号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

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

10

20

30

40

50

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 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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 8 】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体内部を超音波で走査するものであって、複数の走査線それぞれに位相が反転した第1、第2の超音波を順番に送信して、前記走査線ごとに前記第1、第2の超音波にそれぞれ対応する第1、第2のエコー信号を受信する送受信手段と、前記第1、第2のエコー信号の加算によりハーモニック成分を抽出する成分抽出手段と、前記ハーモニック成分に基づいて第1の画像信号を生成するとともに、前記第1のエコー信号と前記第2のエコー信号との一方に基づいて前記ハーモニック成分と基本波成分とを含む第2の画像信号を生成する画像生成手段と、前記第1の画像信号に対して前記第2の画像信号を合成することにより第3の画像信号を発生するものであって、第1の深さより浅い範囲においては前記第2の画像信号に対する重みをゼロに設定し、前記第1の深さから前記第1の深さより深い第2の深さまでの範囲においては前記第2の画像信号に対する重みをゼロから1まで変化させ、前記第2の深さより深い範囲においては前記第2の画像信号に対する重みを1に設定する信号合成手段と、前記第3の画像信号に基づき画像を表示する表示手段とを具備する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【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。

【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。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

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。

(第1の実施形態)

まず、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

10

20

30

40

50

本体 20 とから構成されている。

【0021】

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。

【0022】

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。

10

【0023】

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。

【0024】

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。

20

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

30

【0028】

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。

【0029】

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。

40

【0030】

（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

50

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21に受信される。

【0031】

なお、第1、第2のエコー信号E A、E B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。

【0032】

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22に保存されるとともに、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E Bが加算部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E Aと、加算部23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。

10

【0033】

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。

【0034】

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

【0035】

Log圧縮部27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S Cが合成部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、合成部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。

30

【0036】

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32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。

【0037】

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、逐次画像メモリ33に保存される。そして、画像メモリ33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34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35に表示される。なお、モニタ35は、表示方法の選択によって、被検体の内部構造を動画的に表示することが可能である。

40

【0038】

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。

【0039】

50

そして、第3の画像信号SD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WAとWCの大小関係により定まる。例えば、重み係数WAが大きく、重み係数WCが小さい場合、第3の画像信号SD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WAが小さく、重み係数WCが大きい場合、第3の画像信号SD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。

【0040】

図2は同実施形態における重み係数WA、WCのグラフである。

図2に示すように、重み係数WA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。そして、中間部では、重み係数WAとWCが近い値となっている。したがって、第3の画像信号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。

10

【0041】

(重み係数WA、WCの設定シーケンス)

図3は同実施形態における重み係数WA、WC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S1)、重み係数WA、WCの設定シーケンスが開始される。重み係数WA、WC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S2)。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。

20

【0042】

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GNが算出される(ステップS3)。

【0043】

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S4)。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SCが生成される。

30

【0044】

生成された第2の画像信号SCは、ゲイン調整部31に送られ、第2の画像信号SC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GCが算出される(ステップS5)。

【0045】

算出されたノイズゲインGNとシグナルゲインGCは、重み係数計算部32に送られて、これらノイズゲインGNとシグナルゲインGCに基づき、第1の画像信号SAに関する重み係数WAと、第2の画像信号SCに関するWCとが算出される(ステップS6)。以上で、重み係数WA、WCの設定シーケンスが終了する。

40

【0046】

重み係数WA、WCの設定シーケンスが終了すると、算出された重み係数WA、WC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SA、SCにかけられる。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SDが生成される(ステップS7)。そして、生成された第3の画像信号SDは、次々とモニタ35に表示される(ステップS8)。

【0047】

50

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。

【0048】

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。

10

【0049】

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。

【0050】

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。

20

【0051】

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。

【0052】

(ファントムによる実験結果)

図 5 は同実施形態における $0.7 [dB / MHz \cdot cm]$ 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。

30

【0053】

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。

【0054】

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。

40

【0055】

図 6 は同実施形態における $0.3 [dB / MHz \cdot cm]$ 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。

【0056】

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

50

感度が十分に高いことを示している。

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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。

10

【 0 0 5 9 】

(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。

【 0 0 6 0 】

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。

20

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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。

30

【 0 0 6 3 】

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 0 6 4 】

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。

40

【 0 0 6 5 】

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。

【 0 0 6 6 】

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

50

、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。

【0067】

(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。

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 13 が追加されている。

10

【0068】

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 31 に送られ、ノイズゲイン G_N が算出される (ステップ S10)。

【0069】

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 31 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)。

20

【0070】

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。

【0071】

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)。

30

【0072】

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 S_D 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。

【0073】

(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。

40

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。

【0074】

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、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。

【0075】

50

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。

【0076】

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。

10

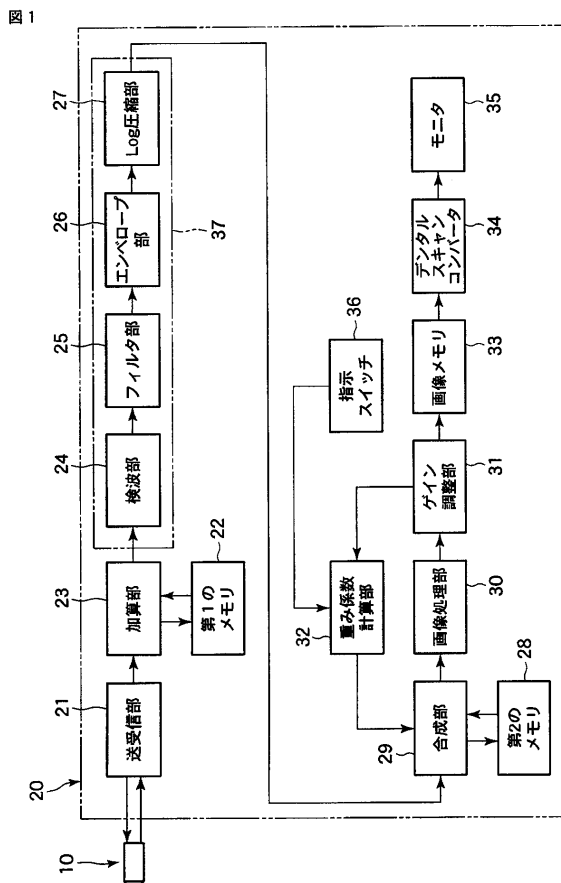
【符号の説明】

【0077】

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。

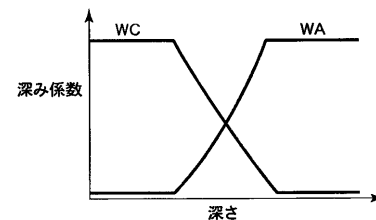
20

【図1】



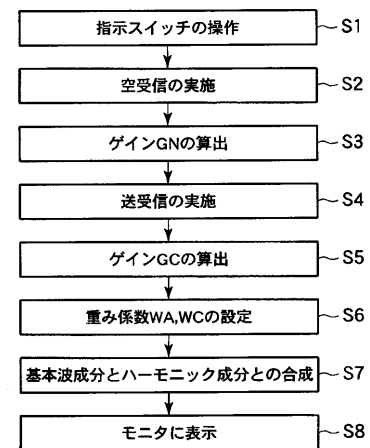
【図2】

図2



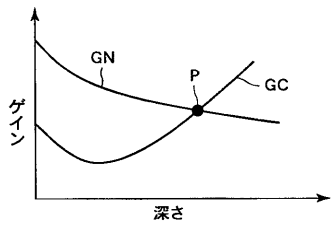
【図3】

図3



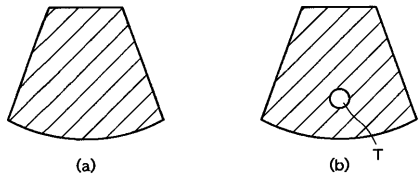
【 図 4 】

図 4



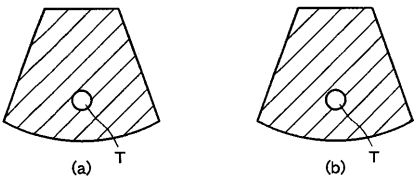
【 図 5 】

図 5



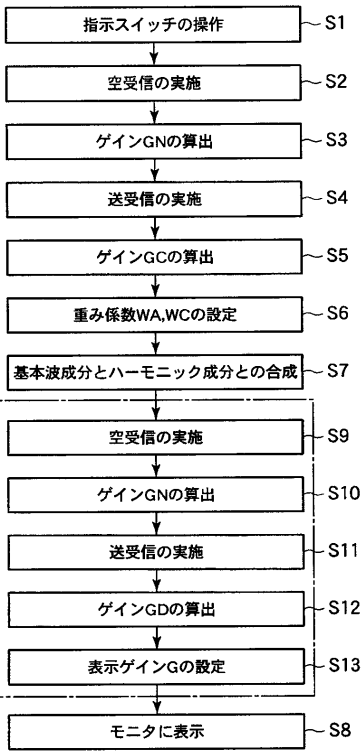
【 図 6 】

図 6



【 図 7 】

図 7



【 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 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 100158805
弁理士 井関 守三
- (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
- (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本社内
- (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本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DE09 EE03 EE04 JB14 JB31 JB45 JC21 KK22

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012066145A	公开(公告)日	2012-04-05
申请号	JP2012004396	申请日	2012-01-12
[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		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE09 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/JB14 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JC21 4C601/KK22		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：无论对象或部位如何，都可以获得高质量图像的诊断图像，即使在没有伪影的较深区域也不会引起灵敏度下降。发送/接收单元21经由探头用超声波扫描对象的内部。对于多条扫描线中的每条扫描线，其相位被反转的第一和第二超声波被顺序地发送和接收。加法器23通过将第一和第二回波信号相加来提取谐波分量。基于谐波分量生成第一图像，并且基于第一和第二回波信号之一生成包括谐波分量和基波分量的第二图像。合成单元29合成第一图像和第二图像。权重系数计算单元32在比第一深度浅的范围内将第二图像的权重设置为零，并且在从第一深度到第二深度较深的范围内将第二图像的权重设置为零至一。在比第二深度更深的范围内改变权重并且将第二图像的权重设置为1。[选型图]图1

