

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/021362

発行日 平成25年1月17日(2013.1.17)

(43) 国際公開日 平成23年2月24日(2011.2.24)

(51) Int.Cl. F 1 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 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

出願番号	特願2011-527568 (P2011-527568)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/005005		パナソニック株式会社
(22) 国際出願日	平成22年8月9日(2010.8.9)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2009-189431 (P2009-189431)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成21年8月18日(2009.8.18)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100155000
			弁理士 喜多 修市
		(74) 代理人	100135703
			弁理士 岡部 英隆
		(74) 代理人	100125922
			弁理士 三宅 章子
		(74) 代理人	100152663
			弁理士 山口 美里

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、被検体へ向けて超音波を送受信し、被検体で反射した超音波により被検体の断層画像を生成する超音波診断装置であって、被検体で反射した超音波を検出することにより得られた検出信号に基づき、同一音響線に属する受信感度の異なる複数の受信信号を生成する受信部214と、音響線上の領域を超音波の反射の強度によって分類し、分類に応じて複数の受信信号を用いた合成受信信号を生成する合成処理部206と、合成受信信号の信号強度に基づく諧調または色調を用いて被検体の断層画像を生成する画像形成部207とを備える。

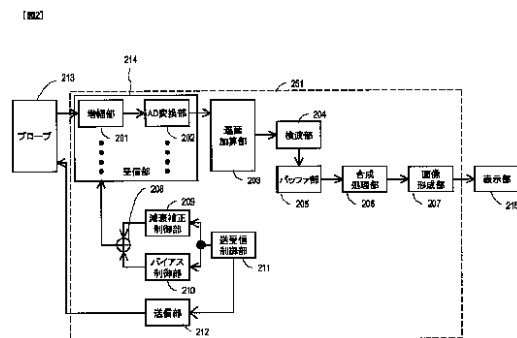


FIG. 2:
213 PROBE
201 AMPLIFICATION UNIT
202 AD CONVERSION UNIT
214 RECEPTION UNIT
203 DELAY ADDITION UNIT
204 DETECTION UNIT
205 BUFFER UNIT
206 SYNTHESIS PROCESSING UNIT
207 IMAGE FORMATION UNIT
216 DISPLAY UNIT
209 ATTENUATION CORRECTION CONTROL UNIT
211 TRANSMISSION/RECEPTION CONTROL UNIT
210 BIAS CONTROL UNIT
212 TRANSMISSION UNIT

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体へ向けて超音波を送受信し、前記被検体で反射した超音波により被検体の断層画像を生成する超音波診断装置であって、

被検体で反射した超音波を検出することにより得られた検出信号に基づき、同一音響線に属する受信感度の異なる複数の受信信号を生成する受信部と、

前記音響線上の領域を前記超音波の反射の強度によって分類し、前記分類に応じて前記複数の受信信号を用いた合成受信信号を生成する合成処理部と、

前記合成受信信号の信号強度に基づく諧調または色調を用いて前記被検体の断層画像を生成する画像形成部と、

を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受信感度の異なる複数の受信信号は、相対的に受信感度の高い受信信号と相対的に受信感度の低い受信信号を含み、

前記合成処理部は、前記音響線上において、前記超音波の反射が相対的に弱い領域に前記受信感度の高い受信信号を用い、前記超音波の反射が相対的に強い領域に前記受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記受信部は、前記検出信号を異なる増幅率で増幅することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号と前記相対的に受信感度の低い受信信号とを生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記受信部は、前記超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で並列的に増幅することにより、前記受信感度の高い受信信号と前記受信感度の低い受信信号を生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

パルス信号および符号化されたパルス信号をそれぞれ生成し、超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、

前記受信部は、前記プローブによって、前記符号化されたパルス信号による超音波を検出し、復調することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号を生成し、前記プローブによって、前記パルス信号による超音波を受信し、前記相対的に受信感度の低い受信信号を生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記受信部は、同一音響線に対する超音波の送信間中、増幅率を時間経過とともに増大させながら、前記検出信号を増幅する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記合成処理部は、前記検出信号の信号強度の統計解析結果に基づき、自動的に前記信号強度が相対的に弱い領域および前記信号強度が相対的に強い領域を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、

前記送信部は同一音響線上において超音波を n 回ずつ (n は 2 以上の整数) 送信しながら、走査するように前記プローブを駆動し、

前記受信部は、前記プローブによって、検出した超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で交互に増幅する請求項 1 に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、超音波診断装置に関し、特に断層画像を表示する超音診断装置に関する。

【背景技術】

50

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に送信し、その反射エコーに含まれる情報を解析することにより、被検体内の画像を作成する。送信する超音波の駆動方法や、反射エコーの解析方法によって、種々の情報を得ることが可能である。例えば、Bモードと呼ばれる体内の組織構造を画像化する方法や、カラーフローモードと呼ばれる血流の動きを画像化する方法が一般的である。これら2つの方法では、超音波の駆動方法が異なるため、2つの方法による画像の表示を同時に行うことは一般に困難である。

【0003】

これに対し、近年、2つの特徴を併せ持つBフローモードと呼ばれる表示方法が開発されている（特許文献1、非特許文献1）。このBフローモードは、強反射体が存在しない血流を画像化するために受信感度を上げていることが特徴であり、受信感度の高いBモードともいえる。

10

【0004】

図16は、Bモード表示を行う従来の超音波診断装置の一例を示すブロック図である。図16に示すように、従来の超音波診断装置は、送信部110と、受信部111と、遅延加算部103と、検波部104と、対数圧縮部105と、走査変換部106と、減衰補正制御部107と送受信制御部108とを備える。

【0005】

送信部110は、送受信制御部108の制御に基づき、送信信号をプローブ109へ出力する。これにより、プローブ109から被検体へ向けて超音波が送信される。被検体において反射した超音波は、反射エコーとしてプローブ109によって検出され、検出信号が受信部111に入力される。

20

【0006】

受信部111は、増幅部101およびAD変換部102を含み、増幅部101は検出信号を増幅し、受信信号を生成する。増幅の程度は、減衰補正制御部107より指定された増幅率により決まる。深い位置の反射エコーほど減衰の影響が大きいので、減衰補正制御部107は、被検体の浅い位置からの反射エコーの強度と深い位置からの反射エコーの強度とが見かけ上等しくなるようにするため、受信時刻からの経過とともに増幅率を上げる。AD変換部102は、生成した受信信号をデジタル信号に変換する。

【0007】

30

遅延加算部103は、デジタルの受信信号のフォーカス制御を行う。検波部104は、フォーカス制御された受信信号の包絡線検波を行う。対数圧縮部105は、ダイナミックレンジを圧縮するために、検波された受信信号を対数圧縮する。画像形成部106は、対数圧縮された受信信号から表示画像データを生成する。表示部112は、生成した画像データを表示する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2004-129967号公報

【非特許文献】

40

【0009】

【非特許文献1】GEヘルスケア、超音波診断装置、[online]、[平成21年7月14日検索]、インターネット <URL:<http://japan.gehealthcare.com/cwcjapan/static/rad/us/msujbflw.html>>

【非特許文献2】ウィキペディア、[online]、[平成21年7月14日検索]、インターネット<<http://jp.wikipedia.org/wiki/ハイダイナミックレンジ合成>>

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

図17および図18は、従来の超音波診断装置のBモード表示方法により、血管を撮像

50

した場合の血管の画像を模式的に示している。図17では受信感度が低めに設定されている。このため、強反射体の存在しない血流領域150は黒くつぶれ、血流の流れを確認することができない。図18では受信感度が高めに設定されている。この場合、血流領域150の可視性は向上するものの、強反射体である血管壁151で白飛びが生じている。このように、従来Bモード表示が可能な超音波診断装置において、受信感度を高める設定を行うだけでは、血流部分と血管壁などの対組織部分とを適切な諧調表示で画像化することはできない。つまり、Bフローモードを実現することはできない。

【0011】

非特許文献1では、公知のCoded Excitationと呼ばれる符号変調方法により、受信感度を上げ、Bフローモードを実現している。しかし、受信部のダイナミックレンジが不足している場合、強反射体の存在する領域で白飛びが発生し得る。

10

【0012】

本発明はこのような従来技術の課題を解決し、受信部のダイナミックレンジが不足している場合においても、暗部における黒つぶれや明部における白飛びのない、超音波画像生成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の超音波診断装置は、被検体へ向けて超音波を送受信し、前記被検体で反射した超音波により被検体の断層画像を生成する超音波診断装置であって、被検体で反射した超音波を検出することにより得られた検出信号に基づき、同一音響線に属する受信感度の異なる複数の受信信号を生成する受信部と、前記音響線上の領域を前記超音波の反射の強度によって分類し、前記分類に応じて前記複数の受信信号を用いた合成受信信号を生成する合成処理部と、前記合成受信信号の信号強度に基づく諧調または色調を用いて前記被検体の断層画像を生成する画像形成部とを備える。これにより、受信部のダイナミックレンジが不足している場合においても、暗部における黒つぶれや明部における白飛びのない、適正な諧調や色調で断層画像を表示することができる。

20

【0014】

ある好ましい実施形態において前記受信感度の異なる複数の受信信号は、相対的に受信感度の高い受信信号と相対的に受信感度の低い受信信号を含み、前記合成処理部は、前記音響線上において、前記超音波の反射が相対的に弱い領域に前記受信感度の高い受信信号を用い、前記超音波の反射が相対的に強い領域に前記受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。

30

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記受信部は、前記検出信号を異なる増幅率で増幅することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号と前記相対的に受信感度の低い受信信号とを生成する。これにより、受信感度の異なる信号を得ることができる。

【0016】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、パルス信号および符号化されたパルス信号をそれぞれ生成し、超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、前記受信部は、前記プローブによって、前記符号化されたパルス信号による超音波を検出し、復調することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号を生成し、前記プローブによって、前記パルス信号による超音波を受信し、前記相対的に受信感度の低い受信信号を生成する。これにより、受信感度の高い信号を得ることができる。

40

【0017】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、前記送信部は同一音響線上において超音波をn回ずつ（nは2以上の整数）送信しながら、走査するように前記プローブを駆動し、前記受信部は、前記プローブによって、検出した超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で交互に増幅する。これにより、受信感度の異なる信号を時系列に得ることができ、受信感度の高い受信信号と低い受信信号をペアとし、相対的にダイナミックレン

50

ジの広い信号を生成できる。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記受信部は、前記超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で並列的に増幅することにより、前記受信感度の高い受信信号と前記受信感度の低い受信信号を生成する。これにより、フレームレートを低下させることなく、受信感度の異なる2つの受信信号を得ることができる。

【0019】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信部は、同一音響線に対する超音波の送信間中、増幅率を時間経過とともに増大させながら、前記検出信号を増幅する。これにより、減衰補正のための増幅とダイナミックレンジを広げるための増幅を同時に行うことができる。

10

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記合成処理部は、前記検出信号の信号強度の統計解析結果に基づき、自動的に前記信号強度が相対的に弱い領域および前記信号強度が相対的に強い領域を決定する。これにより、装置やシステムが持つ固有の感度に依存しない判定が可能になる。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、受信感度の異なる複数の受信信号を合成し、合成受信信号を用いて、信号強度に基づく諧調または諧調を用いて断層画像を生成することにより、暗部から明部にわたる全域において、良好な諧調または諧調で表示される断層画像を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】ハイダイナミックレンジ合成方法によって受信信号を処理する概念を説明する図である。

【図2】本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図である。

【図3】図2の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図4】図2の超音波診断装置における超音波の送信シーケンスを説明する模式図である。

30

【図5】図2の超音波診断装置における増幅率の制御シーケンスを説明する模式図である。

【図6】図2の超音波診断装置における増幅率の他の制御シーケンスを説明する模式図である。

【図7】図2の超音波診断装置における超音波の他の送信シーケンスを説明する模式図である。

【図8】図2の超音波診断装置における合成処理部の構成を示すブロック図である。

【図9】合成処理部の動作を説明するフローチャートである。

【図10】図2の超音波診断装置によって得られる断層画像の一例を示す模式図である。

【図11】本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を示すブロック図である。

40

【図12】図11の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図13】本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を示すブロック図である。

【図14】図13の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図15】受信感度が異なる3つの受信信号を用いて合成受信信号を生成する例を説明する図である。

【図16】従来の超音波診断装置を示すブロック図である。

【図17】従来の超音波診断装置によって得られる断層画像の一例を示す模式図である。

【図18】従来の超音波診断装置によって得られる断層画像の他の例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

50

【0023】

本発明の超音波診断装置は、諸調表示された断層画像の暗部において黒つぶれや明部において白飛びが生じないようにするため、ハイダイナミックレンジ合成方法を用いて、被検体の断層画像を生成する。ハイダイナミックレンジ合成方法を用いることにより、超音波診断装置の受信部のダイナミックレンジが狭い場合でも、暗部から明部にわたる全域において、良好な諸調で断層画像を表示することができる。

【0024】

図1は、ハイダイナミックレンジ合成の概念を説明する模式的な図である。横軸は被検体から得られる反射エコーをプローブにより検出した検出信号の強度を示している。また、縦軸は、受信部において検出信号を増幅することによって得られた受信信号の強度を示している。

10

【0025】

横軸において、検出信号の強度が相対的に弱い領域は断層画像を生成した場合に暗部となる領域であり、反射エコーが弱い領域である。検出信号の強度が相対的に強い領域は断層画像を生成した場合に明部となる領域であり、反射エコーが強い領域である。これらは、例えば、図1において、暗部602および明部603で示される。

【0026】

本発明では、同一音響線上で得られた検出信号から、相対的に受信感度の高い受信信号と相対的に受信感度の低い受信信号とを生成する。図1では、例えば、検出信号を小さい増幅率で増幅することによって得られた受信感度の低い受信信号601と、検出信号を大きい増幅率で増幅することによって得られた受信感度の高い受信信号600とが示されている。

20

【0027】

暗部602は、血流のような強反射体の存在しない領域に相当する。この領域では、受信感度の高い受信信号600の部分604を用いる。これにより、暗部602において、受信感度の高い受信信号600を用いることにより暗部での諸調を多くとり、黒つぶれを回避することができる。

【0028】

一方、明部603は、血管壁のような強反射体の存在する領域に相当する。この領域では、受信感度の低い受信信号601の部分605を用いる。これにより、明部603において、受信感度が高すぎることによる白つぶれを抑制することができる。

30

【0029】

これら2つの領域における受信信号を合成する際、図1から分かるように、暗部602と明部603との境界において、2つの受信信号の増幅率が異なるために、受信信号の強度に差異が生じる。この差異を解消するため、受信感度の低い受信信号601の部分605に定数606を乗じ、受信感度の高い受信信号600の部分604と受信感度の低い受信信号601の部分605とを連続させる。定数606を乗じる代わりに、定数を加算してもよい。

【0030】

また、図1から分かるように、暗部602および暗部603は、各音響線上において、検出信号の強度に基づいて分類あるいは決定することもできるし、受信感度の低い受信信号601の信号強度あるいは受信感度の高い受信信号600の信号強度に基づいて分類あるいは決定することもできる。受信感度の高い受信信号600を用いる場合、閾値A1によって、受信感度の低い受信信号601を用いる場合には、閾値A2を用いることによって、暗部602および暗部603を規定することができる。

40

【0031】

このように、2つの受信感度の受信信号を合成し、合成受信信号を用いて、信号強度に基づく諸調を用いて断層画像を生成することにより、暗部から明部にわたる全域において、良好な諸調で表示される断層画像を得ることができる。なお、以下の実施形態では、2つの異なる受信感度の受信信号を合成する例を説明するが、受信感度の異なる3つ以上の

50

受信信号を用いてもよい。

【0032】

(第1の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。

【0033】

図2は、超音波診断装置251の構成を示すブロック図である。超音波診断装置251は、送信部212と、送受信制御部211と、バイアス制御部210と、減衰補正制御部209と、受信部214と、遅延加算部203と、検波部204と、バッファ部205と、合成処理部206と、画像形成部207とを備える。また、超音波を送受信するためのプローブ213が送信部212および受信部214に接続され、生成した画像を表示するための表示部215が画像形成部207に接続される。プローブ213および表示部215は、超音波診断装置251が備えていてもよく、汎用的なプローブ213および表示部215を用いてもよい。プローブ213は、一次元に配列された複数の振動子を含む。振動子は例えば圧電体によって構成され、圧電体を駆動することにより、超音波を送信し、また、超音波を圧電体が受けることによって超音波を電気信号に変換する。

10

【0034】

送信部212は、送受信制御部211の制御に基づき、送信信号をプローブ213へ出力する。これによりプローブ213が駆動され、プローブ213から被検体へ向けて超音波が送信される。被検体において反射した超音波は、反射エコーとしてプローブ213によって検出され、検出信号が受信部214に入力される。本実施形態では、同一音響線上で受信感度の異なる2つの受信信号、具体的には、相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号を得るために、同一音響線上において、2回超音波が送受信される。

20

【0035】

受信部214は、増幅部201およびAD変換部202を含む。増幅部201およびAD変換部202は、プローブ213に含まれる振動子の数に対応して複数設けられていることが好ましい。増幅部201は、プローブ213の各振動子で検出された検出信号を増幅し、受信信号を生成する。この際、送受信制御部211の制御に基づくタイミングで、減衰補正制御部209とバイアス制御部210とから出力される増幅率が加算器208によって加算され、得られた増幅率で検出信号の増幅を行う。受信感度の異なる2つの受信信号を得るために、送受信制御部108の制御に基づくタイミングで、異なる値の増幅率値が加算器208から出力される。AD変換部202は、得られた受信信号をデジタル信号に変換する。遅延加算部203は、デジタルの受信信号のフォーカス制御を行う。検波部204は、フォーカス制御された受信信号の包絡線検波を行い、検波した受信信号がバッファ部205に格納される。相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号のデータが格納される。

30

【0036】

合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、図1を参照して説明したように、フレームごとに、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、反射エコーが相対的に弱い領域に受信感度の高い受信信号を用い、反射エコーが相対的に強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。画像形成部207は、合成受信信号の信号強度に基づいた諧調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより表示部215に被検体の断層画像が表示される。

40

【0037】

次に図2および図3を参照しながら、超音波診断装置251の動作を詳細に説明する。図3は、超音波診断装置251の動作を説明するフローチャートである。図3に示すように、超音波診断装置251は測定開始後、ステップ群300Aおよび300Bを実行する。各ステップ群は超音波の1送受信に対する処理であり、ともに、同一音響線に属する処理である。これにより、同一音響線上において、相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号が得られる。

50

【0038】

<ステップ301>

1回目の超音波の送受信を行う。送信部212によってプローブ213を駆動し、被検体に向けて超音波を送信し、プローブ213によって反射エコーを検出し、検出信号を生成する。

【0039】

図4は、プローブ213から送信される超音波の順序を模式的に示している。図4に示すように、同一の音響線261に対して、2回超音波の送信を行った後、隣接する音響線上において2回送信を行う。このように、同一の音響線上において超音波を2回ずつ送信しながら、被検体を走査するようにプローブ213を駆動する。

10

【0040】

同一の音響線261上における1回目の超音波の送信および受信がステップ群300Aに対応し、2回目の超音波の送信および受信がステップ群300Bに対応する。

【0041】

<ステップ302>

検出信号を増幅部201において増幅し、受信信号を生成する。受信信号の増幅率は加算器208から出力される。バイアス制御部210は、送受信制御部211から受け取る超音波の送信に関するタイミングをトリガとし、次の送信まで、一定の増幅率を加算器208へ出力値として設定する。同一の音響線上で2回送信される超音波に基づき、相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号のいずれを先に生成してもよい。

20

【0042】

図5は、増幅率の制御シーケンスの一例を示している。送信トリガ270は、送受信制御部211から出力される超音波の送信タイミングを示す。送信トリガ270の送信間隔で規定される期間271において、超音波が送受信され、受信信号が生成される。図5に示す増幅率の制御シーケンスでは、増幅率273は一定である。この場合、被検体の深い位置から得られる反射エコーによる検出信号も一定の増幅率で増幅される。増幅率273は相対的に受信感度の高い受信信号を生成するため、高い値に設定されている。

【0043】

図6は、増幅率の制御シーケンスの他の例を示している。図6に示す例では、送受信制御部211から出力される送信トリガ270のタイミングに基づき、減衰補正制御部209が、反射エコーを受信中、徐々に増幅率を上げる信号を加算器208に出力する。加算器208は、減衰補正制御部209とバイアス制御部210から出力される増幅率の和を増幅部201に対して設定する。これにより、図6に示すように、期間271の間、増幅率273'は時間の経過とともに増大する。

30

【0044】

<ステップ303>

AD変換部202は、増幅部201で増幅した受信信号をデジタル信号に変換する。遅延加算部203は、デジタルの受信信号のフォーカス制御を行う。検波部104は、フォーカス制御された受信信号の包絡線検波を行い、検波した受信信号がバッファ部205に格納される。

40

【0045】

<ステップ304>

2回目の超音波の送受信を行う。送信部212によってプローブ213を駆動し、被検体に向けて超音波を送信し、プローブ213によって反射エコーを検出し、検出信号を生成する。

【0046】

<ステップ305>

ステップ302と同様、検出信号を増幅部201において増幅し、受信信号を生成する。ただし、図5に示すように、2回目の超音波の送受信では、増幅率274は相対的に受

50

信感度の低い受信信号を生成するため、低い値に設定されている。増幅率 273 および増幅率 274 が出力される期間 272 に、一本の音響線上における送受信が完了する。減衰補正制御部 209 が、反射エコーを受信中、徐々に増幅率を上げる信号を加算器 208 に出力する場合には、バイアス制御部 210 から出力される増幅率の値が小さく設定されることにより、増幅率 273' よりも小さい増幅率 274' が加算器 208 から出力され、2 回目の検出信号の増幅に用いられる。これより 2 回目の受信信号が生成する。

【0047】

<ステップ 306>

ステップ 303 と同様、受信信号はデジタル信号に変換され、フォーカス制御がなされた後、検波部 104 によって包絡線検波され、検波された受信信号がバッファ部 205 に格納される。

【0048】

<ステップ 307>

合成部 206 は、格納された相対的に受信感度の高い 1 回目の受信信号および相対的に受信感度の低い 2 回目の受信信号を合成し、合成受信信号を生成する。図 8 は、合成処理部 206 の構成を示すブロック図である。

【0049】

合成処理部 206 は、乗算器 206a と、切替部 206b と、切替判定部 206c とを含む。図 9 は、合成処理部 206 の動作を示すフローチャートである。合成処理は、すべての音響線上の受信信号に対して行われる。1 音響線ごとに合成受信信号を生成してもよいし、1 フレーム分の受信信号がバッファ部 205 に蓄積された場合に 1 フレーム分まとめて合成受信信号を生成してもよい。

【0050】

<ステップ 310>

合成部 206 は、格納された相対的に受信感度の高い 1 回目の受信信号および相対的に受信感度の低い 2 回目の受信信号をバッファ部 205 から読み出す。切替判定部 600 は、バッファから読み出した相対的に受信感度の高い受信信号（増幅率：高）を参照し、閾値判定を行う。参照する受信信号は相対的に受信感度の低い受信信号（増幅率：小）であってもよい。ここで、閾値の設定は任意である。閾値はあらかじめ設定された所定の値であってもよいし、受信信号の信号強度を統計解析し、解析結果に基づき、動的かつ自動的に閾値を決定してもよい。例えば信号強度をヒストグラム解析し、ヒストグラムの中央値を自動的に閾値と決定してもよい。閾値より小さい場合は、ステップ 311 へ、大きい場合は、ステップ 312 へ進む。閾値より小さい受信信号は信号強度が相対的に弱い領域であり、閾値以上である受信信号は信号強度が相対的に強い領域である。

【0051】

<ステップ 311>

切替判定部 501 は、切替部 502 が相対的に受信感度の高い受信信号（増幅率：高）を出力するように制御する。

【0052】

<ステップ 312>

切替判定部 501 は、切替部 502 が相対的に受信感度の低い受信信号（増幅率：小）を出力するように制御する。このとき、受信信号（増幅率：小）には、乗算器 503 にて定数を乗じる。

【0053】

例えば図 1 に示すように、受信感度の高い受信信号を参照して閾値を決定する場合には、閾値 A2 を用い、受信感度の低い受信信号 601 を参照して閾値を決定する場合には、閾値 A1 を用いる。これにより、音響線上の領域の反射エコーが相対的に弱い領域および強い領域に分類できる。反射エコーが相対的に弱い領域であり、断層画像を生成した場合に暗部となる領域 602 には受信感度の高い受信信号 600 の部分 604 を用い、反射エコーが相対的に強い領域であり、断層画像を生成した場合に明部となる領域 601 には受

10

20

30

40

50

信感度の低い受信信号 6 0 1 の部分 6 0 5 を用いた合成受信信号が生成できる。

【0054】

画像形成部 2 0 7 は、このようにして得られた合成受信信号の信号強度に基づいた諧調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより暗部から明部にわたる全域において、良好な諧調で断層画像を表示部 2 1 5 に表示することができる。

【0055】

図 1 0 は超音波診断装置 2 5 1 により血管を撮像した場合の血管の画像を模式的に示している。図 1 0 に示すように、強反射体の存在しない血流の領域 1 5 0 が黒くつぶれることなく、複数の諧調で示される。また、強反射体である血管壁 1 5 1 でも白飛びが生じることなく、諧調表示される。

10

【0056】

このように、本実施形態の超音波診断装置によれば、2つの受信感度の受信信号を合成し、合成受信信号を用いて、信号強度に基づく諧調または諧調を用いて断層画像を生成することにより、暗部から明部にわたる全域において、良好な諧調または色調で表示される断層画像を得ることができる。

【0057】

(第2の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。図 1 1 は、超音波診断装置 2 5 2 の構成を示すブロック図である。第1の実施形態と同じ構成要素には同じ参照符号を付している。

20

【0058】

超音波診断装置 2 5 2 は、2つの受信部 2 1 4 A、2 1 4 B を備えている点で第1の実施形態と異なる。これにより、異なる増幅率で増幅した受信感度の異なる2つの受信信号を生成するために、超音波を2回の送信しなくてよい。つまり、フレームレートを落とさずに、ハイダイナミックレンジ合成に必要な受信感度の異なる2つの受信信号を得ることができる。また、超音波の送信タイミングごとに、増幅率のバイアスを制御する必要もない。

【0059】

図 1 2 は、超音波診断装置 2 5 2 の動作を示すフローチャートである。図 1 1 および図 1 2 を参照しながら、超音波診断装置 2 5 2 の動作を説明する。

30

【0060】

<ステップ 3 2 0>

超音波の送受信を行う。送信部 2 1 2 によってプローブ 2 1 3 を駆動し、被検体に向けて超音波を送信し、プローブ 2 1 3 によって反射エコーを検出し、検出信号を生成する。

【0061】

2つの受信信号を生成する動作は、ステップ群 3 2 1 A、3 2 1 B によって実行され、これらは並列処理される。

【0062】

<ステップ 3 2 2 A、3 2 2 B (並列処理)>

送受信制御部 2 1 1 から与えられる送信タイミングに基づき、減衰補正制御部 2 0 9 は、減衰補正制御のための増幅率を決定し、バイアス制御部 2 1 0 は、ハイダイナミックレンジ合成のための2つの異なる増幅率をそれぞれ決定し、加算器 2 0 8 へ出力する。増幅部 2 0 1 A、2 0 1 B は、それぞれの増幅率の和で検出信号を増幅し、相対的に受信感度の高い受信信号 (増幅率: 高) および相対的に受信感度の低い受信信号 (増幅率: 小) を生成する。

40

【0063】

<ステップ 3 2 3 A、3 2 3 B (並列処理)>

A/D変換部 2 0 2 A、2 0 2 B は、相対的に受信感度の高い受信信号 (増幅率: 高) および相対的に受信感度の低い受信信号 (増幅率: 小) をそれぞれデジタル信号に変換する。遅延加算部 2 0 3 A、2 0 3 B によって、デジタル信号に変換した2つの受信信号のフ

50

フォーカシングを行う。その後、検波部 204A、204Bによって、フォーカシングした受信信号に対して包絡線検波を行い、検波した信号をバッファ505へ格納する。

【0064】

<ステップ324>

第1の実施形態と同様、合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、反射エコーが相対的に弱い領域に、受信感度の高い受信信号を用い、反射エコーが相対的に強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。画像形成部207は、合成受信信号の信号強度に基づいた諧調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより表示部215に被検体の断層画像が表示される。

10

【0065】

本実施形態によれば、増幅処理を並列処理できるため、受信感度の異なる受信信号を同時に2つ生成できる。このため、同一音響線上において超音波を2回送信する必要がなく、フレームレートを落とさずに、相対的にダイナミックレンジの広い信号を生成することができる。

【0066】

(第3の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を説明する。図14は、超音波診断装置253の構成を示すブロック図である。第1の実施形態と同じ構成要素には同じ参照符号を付している。

20

【0067】

超音波診断装置253は、受信感度の高い受信信号を得るために、符号化されたパルス信号によって超音波を送受信し、受信感度の低い受信信号を得るために符号化されていないパルス信号によって超音波を送受信する。

【0068】

このために超音波診断装置253は、送信部211'とAD変換部254、切換器255および復調部256を備える。また、送信部211'は、パルス生成部250、変調部251、切換器252およびDA変換部253を含む。

【0069】

パルス生成部400は、デジタルパルス信号を生成する。変調部401は、生成されたパルス信号を符号変調し、符号化パルス信号を出力する。切換器252は、符号化パルス信号または符号変調されていないパルス信号を選択する。DA変換部253は切換器252によって選択された符号化パルス信号または符号変調されていないパルス信号をアナログ信号に変換し、変換された信号によってプローブ213が駆動され、超音波を被検体に向けて送信する。

30

【0070】

プローブ213で検出された検出信号は、第1の実施形態と同様、図13には示していない増幅部によって増幅され、受信信号が生成する。ここで、増幅部は、超音波が、符号化パルス信号によるか符号変調されていないパルス信号によるかに関わらず、一定の増幅率で検出信号を増幅する。

40

【0071】

AD変換部254は、受信信号をデジタル信号に変換する。デジタル化された受信信号は第1の実施形態と同様、図13には示していない遅延加算部によって受信信号のフォーカシングが行われる。切替器255は、フォーカシング後の受信信号を復調部256またはバッファ部205へ出力する。切替器255は、送受信制御部211の指令に基づく感度切替部260からの信号に基づき、符号化パルス信号によって超音波を送信した場合には、受信信号が復調部256に入力されるように出力を切り替える。復調部256は、デジタル化された検出信号を復調し、復調されたバッファ407へ出力される。これらの受信信号はバッファ407へ出力される前に、第1の実施形態と同様、図13には示していない検波部によって包絡線検波される。

50

【0072】

合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、反射エコーが相対的に弱い領域に、受信感度の高い受信信号を用い、反射エコーが相対的に強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。画像形成部207は、合成受信信号の信号強度に基づいた諧調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより表示部215に被検体の断層画像が表示される。

【0073】

次に、超音波診断装置253の動作を説明する。

【0074】

図14は、超音波診断装置253の動作を説明するフローチャートである。ステップ群330Aは受信感度の高い受信信号を生成し、ステップ群330Bは受信感度の低い受信信号を生成する。

【0075】

<ステップ331>

まず受信感度の高い受信信号を生成する。感度切替部260は、送受信制御部211から出力される送信タイミングをトリガに、切替器252が変調部401とDA変換401とを接続し、切替器255がAD変換部254と復調部406と接続するように、252および切替器255に信号を出力する。

【0076】

<ステップ332>

パルス生成部400が、デジタル信号のパルスを生成する。変調部401は、生成したパルスに対してバーカー符号等を用いて符号変調を行い、符号化パルス信号を生成する。

【0077】

<ステップ333、334>

DA変換部253は符号化パルス信号をアナログ信号に変換する。プローブ213がこの信号により駆動され超音波を被検体に向けて送信する。被検体から得られる反射エコーをプローブ213が検出し、検出信号を図示しない増幅部が増幅することにより、受信信号を得る。AD変換部254が受信信号をデジタル化し、復調部256が、受信信号を復号する。復号された受信信号がバッファ407に格納される。

【0078】

<ステップ335>

次に、受信感度の低い受信信号を生成する。感度切替部260は、送受信制御部411から出力される送信タイミングをトリガに、切替器401が、パルス生成部401とDA変換401とを接続し、切替器405がAD変換404とバッファ部406とを接続するように、252および切替器255に信号を出力する。

【0079】

<ステップ336>

符号化しないパルス信号により、同一の音響線上において、超音波を送受信する。プローブ213で検出した反射エコーによる検出信号をから受信信号が生成され、バッファ407に格納する。

【0080】

<ステップ337>

第1の実施形態で詳細に説明したように、合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、検出信号の信号強度が相対的に弱い領域に、受信感度の高い受信信号を用い、受信した超音波による検出信号の信号強度が強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。

【0081】

本実施形態によれば、受信感度の高い受信信号を生成するために、符号化パルス信号を

10

20

30

40

50

用いて超音波を送受信する。プローブ 2 1 3 を駆動する信号が符号化されているため、ノイズの影響を受けにくく、反射エコーの信号強度が低い場合でも、反射エコーを高い S N 比で検出することができる。したがって、反射強度の低い血流部分においても断層画像が黒つぶれすることなく、反射強度の差異に基づく諧調表示が可能となる。

【0082】

上記第 1 から第 3 の実施形態では、受信感度が異なる 2 種の受信信号を用いて合成受信信号を生成していた。しかし受信感度が異なる 3 種以上の受信信号を用いて合成受信信号を生成してもよい。

【0083】

図 1 5 は、受信感度が異なる 3 つの受信信号を用いて合成受信信号を生成する形態の例を説明する図である。受信感度が異なる 3 つの受信信号を用いる場合、例えば、第 1 の実施形態において、各同一音響線上において、送信部 2 1 2 が 3 回超音波を送受信し、検出信号を 3 回得る。得られた検出信号を 3 つの異なる増幅率で増幅することにより、相対的に受信感度の高い受信信号 6 0 0、相対的に受信感度の低い受信信号 6 0 1 および受信感度が中間の値である受信信号の 6 0 1 ' を得る。

【0084】

合成処理部 2 0 6 において、例えば、閾値 A 1 および閾値 A 2 と受信信号の 6 0 1 ' とを用いて、音響線上の領域を超音波の反射の強度によって分類する。例えば、受信信号の 6 0 1 ' のうち、閾値 A 1 よりも出力が小さい部分を暗部 6 0 2、閾値 A 1 以上であり、閾値 A 2 よりも出力が小さい部分を中間部 6 0 3 '、閾値 A 2 以上の出力の部分を明部 6 0 3 として、音響線上の領域を分類する。分類にしたがって、暗部 6 0 2、中間部 6 0 3 ' および明部 6 0 3 に、それぞれ、受信信号 6 0 4 の部分 6 0 4、受信信号 6 0 1 ' の部分 6 0 5 ' および受信信号 6 0 1 の部分 6 0 5 を用い、部分 6 0 5 ' および部分 6 0 5 にそれぞれ定数を乗算または加算した値と部分 6 0 4 とを合成することによって、合成受信信号を生成する。

【0085】

このようにして、合成した受信信号を用いることにより、黒つぶれや白飛びのない、より滑らかな諧調で表示される断層画像を得ることができる。第 1 の実施形態を例として、受信感度が異なる 3 種以上の受信信号を用いる形態を説明したが、第 2、第 3 の実施形態においても、受信感度が異なる 3 種以上の受信信号を用いて合成受信信号を生成することが可能である。

【0086】

また、受信感度の異なる 4 以上の複数の受信信号を用いて、合成受信信号を生成してもよい。具体的には、受信感度が異なる n 個 (n は 2 以上の整数) の受信信号を用いる場合、各音響上の領域を超音波の反射の強度によって n 種に分類する。例えば、第 1 の領域は一番反射強度が弱く、第 n の領域は一番反射強度が強い領域とする。この場合、受信感度が異なる n 種の受信信号を、反射強度の大きさと受信感度の大きさが逆になるように、 n 種の受信信号と n 個の領域とを対応させる。具体的には、一番受信感度の高い受信信号 (一番大きな増幅率で増幅された受信信号) を第 1 の領域に対応させ、一番受信感度の低い受信信号 (一番小さい増幅率で増幅された受信信号) を第 n の領域に対応させる。

【0087】

また、上記実施形態では、合成受信信号の信号強度に基づいて諧調表示を行う例を説明したが、諧調表示に替えて色調表示を行ってもよい。また、合成受信信号の信号強度に応じて、諧調および色調を変化させる表示を行ってもよい。

【産業上の利用可能性】

【0088】

本発明の超音波診断装置は、血流の流れから血管壁まで適正な階調で表現することができる。このため、例えば、頸動脈診断のように、血流の流れおよび血管壁の厚さの両方の確認を行うことが要望される診断領域に有用である。

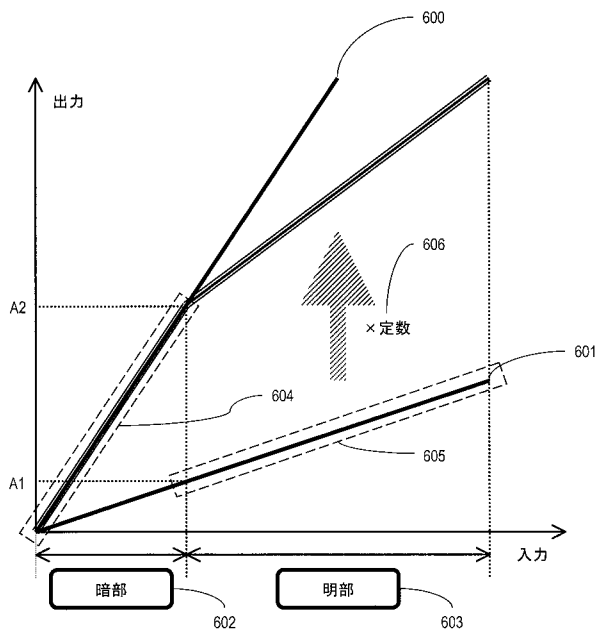
【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

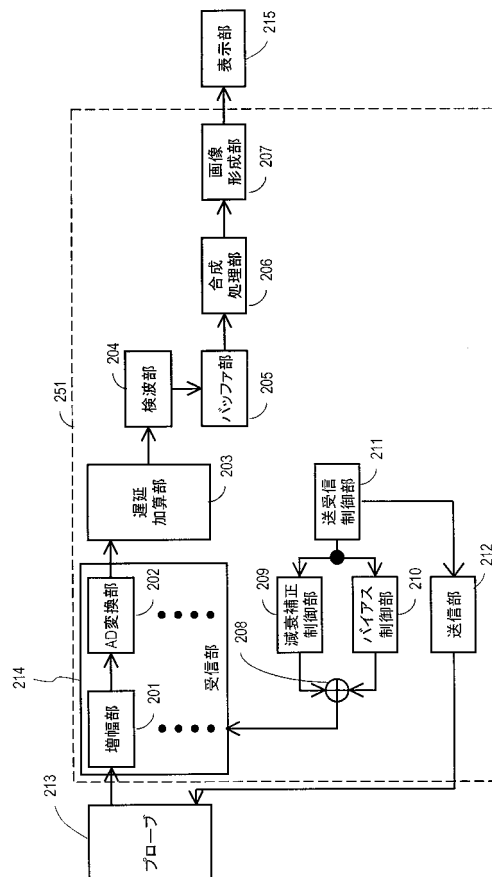
- 201、201A、201B 増幅部
 202、202A、202B AD変換部
 203、203A、203B 遅延加算部
 204、204A、204B 検波部
 205 バッファ部
 206 合成処理部
 207 画像形成部
 208 加算器
 209 減衰補正制御部
 210 バイアス制御部
 211 送受信制御部
 212 送信部
 213 プロープ
 214、214A、214B 受信部
 215 表示部

10

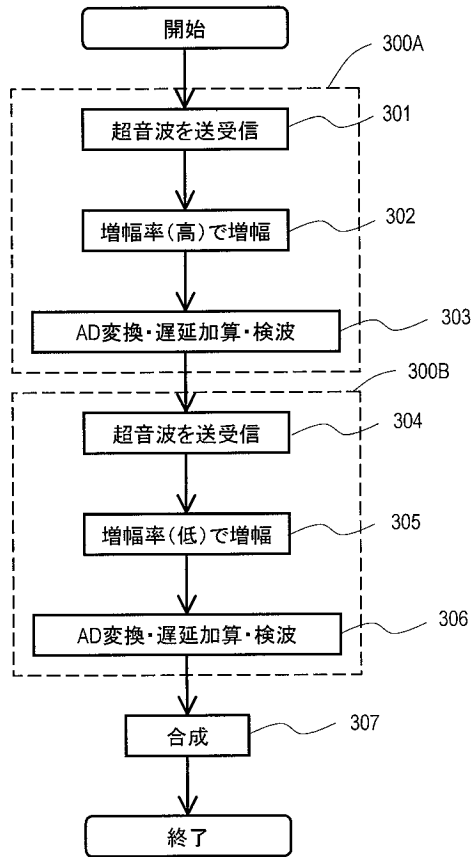
【 図 1 】



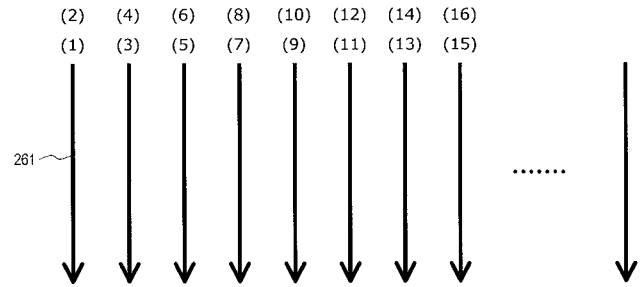
【 図 2 】



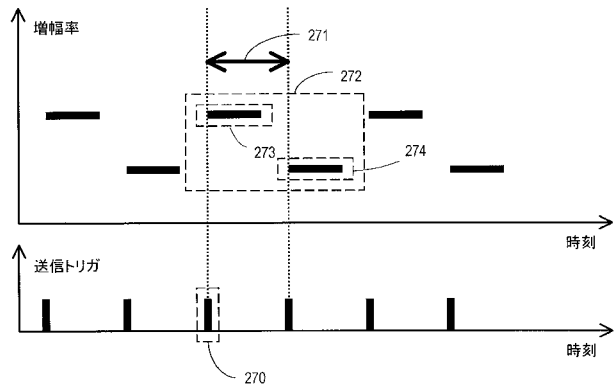
【図 3】



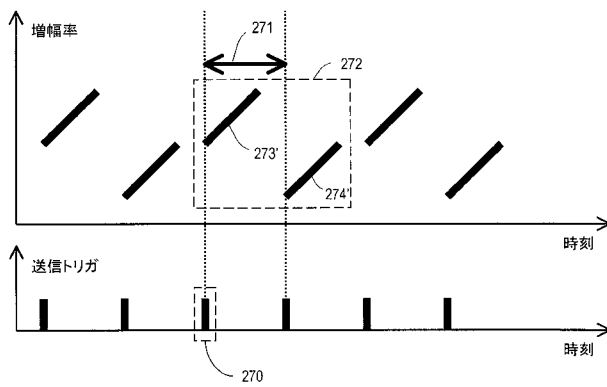
【図 4】



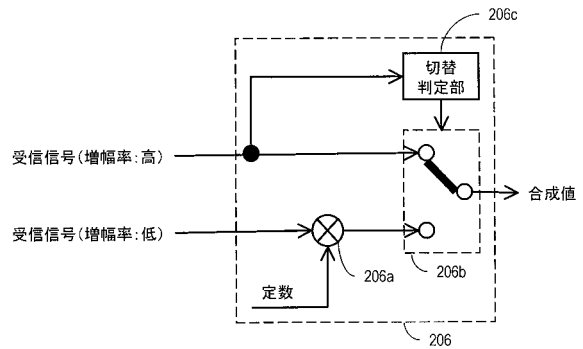
【図 5】



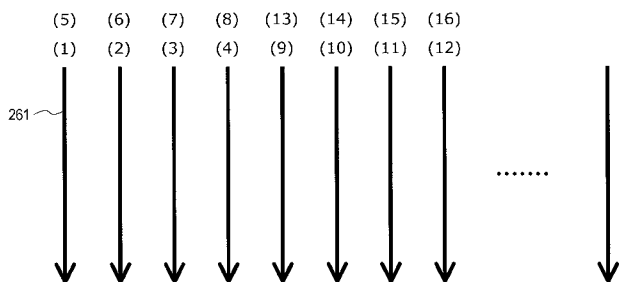
【図 6】



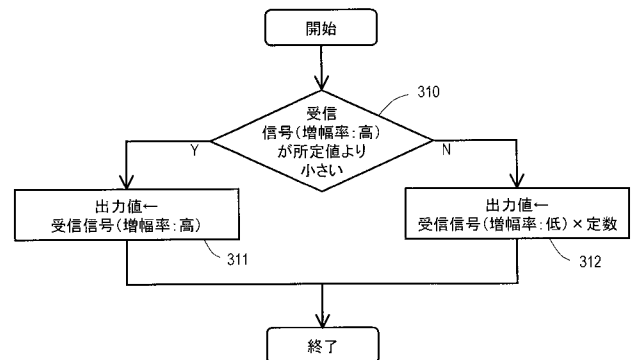
【図 8】



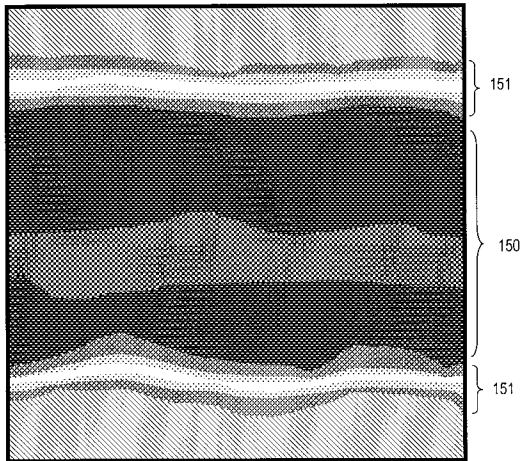
【図 7】



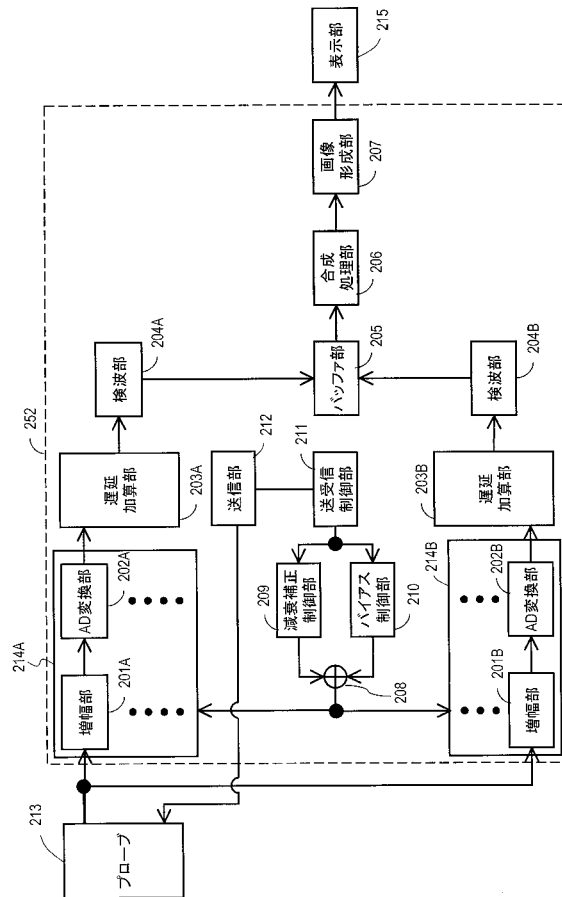
【図 9】



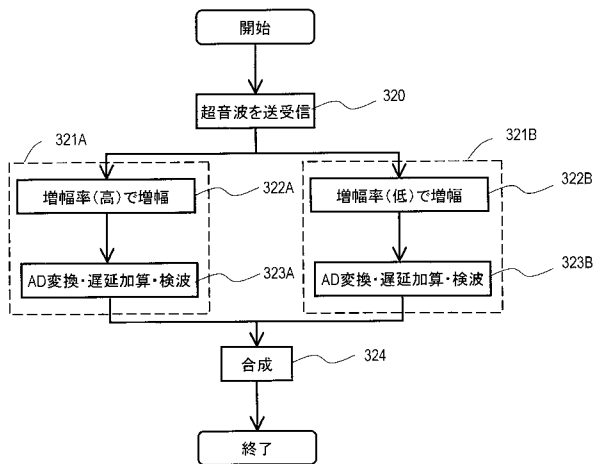
【図 10】



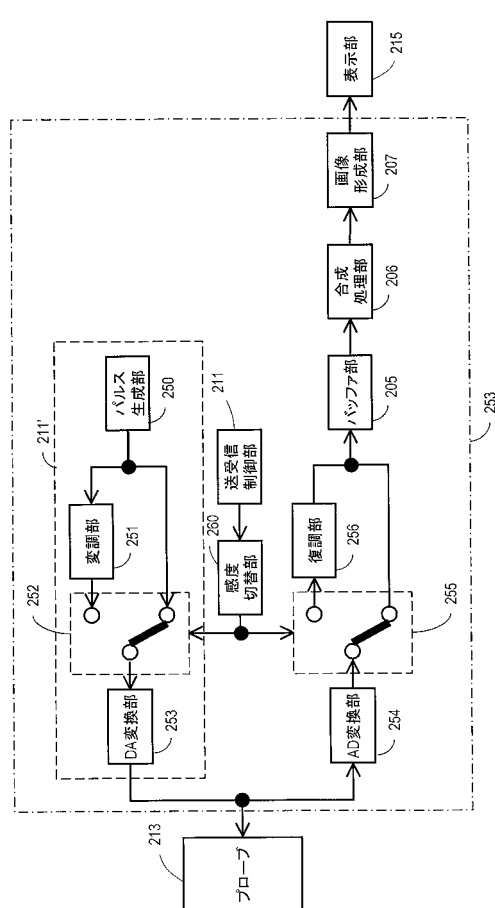
【図 11】



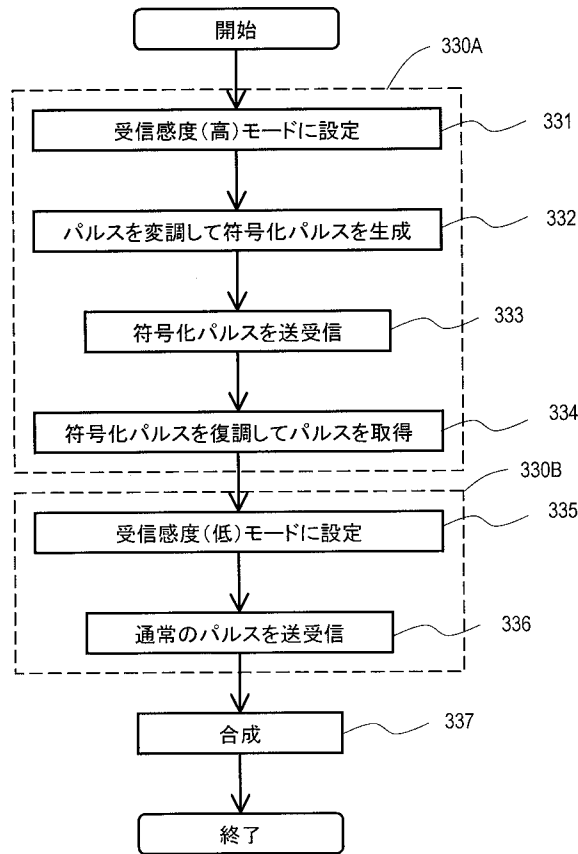
【図 12】



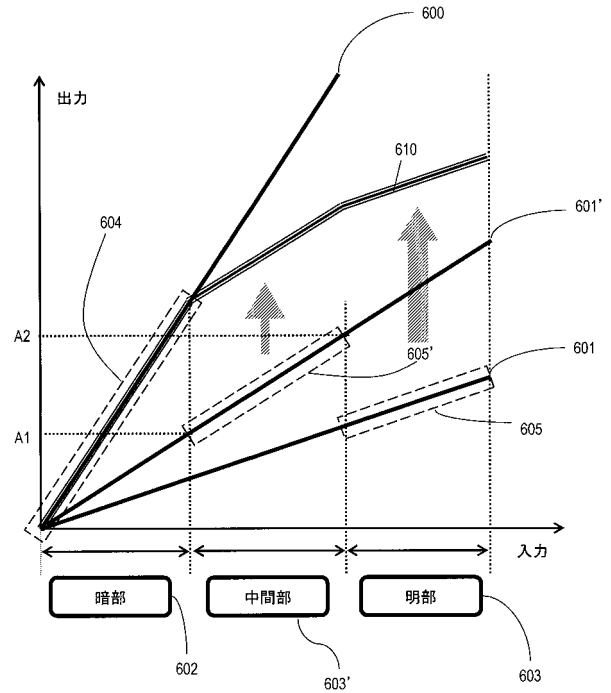
【図 13】



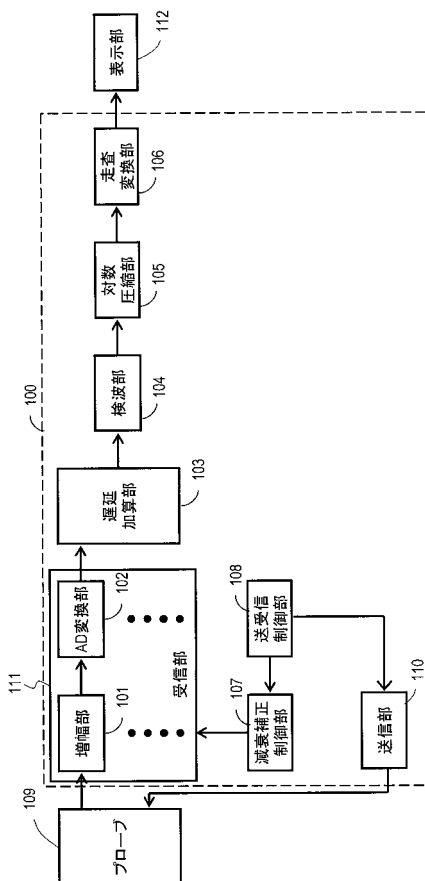
【図 1 4】



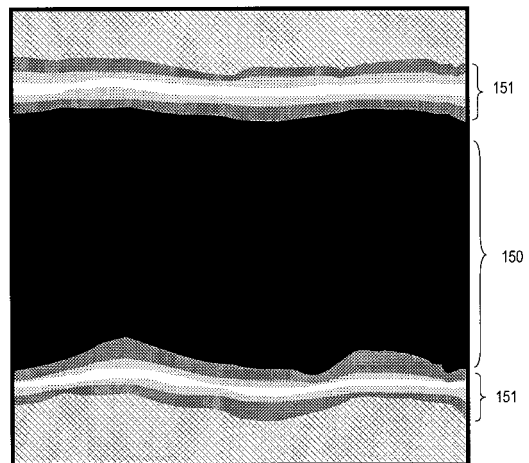
【図 1 5】



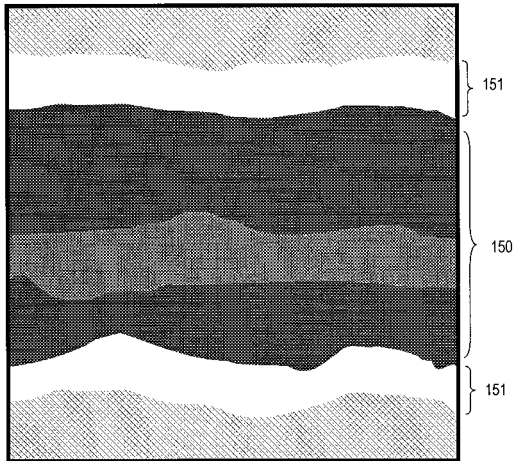
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 18】



【手続補正書】

【提出日】平成23年10月14日(2011.10.14)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に断層画像を表示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、超音波を被検体に送信し、その反射エコーに含まれる情報を解析することにより、被検体内の画像を作成する。送信する超音波の駆動方法や、反射エコーの解析方法によって、種々の情報を得ることが可能である。例えば、Bモードと呼ばれる体内の組織構造を画像化する方法や、カラーフローモードと呼ばれる血流の動きを画像化する方法が一般的である。これら2つの方法では、超音波の駆動方法が異なるため、2つの方法による画像の表示を同時に行うことは一般に困難である。

【0003】

これに対し、近年、2つの特徴を併せ持つBフローモードと呼ばれる表示方法が開発されている（特許文献1、非特許文献1）。このBフローモードは、強反射体が存在しない血流を画像化するために受信感度を上げていることが特徴であり、受信感度の高いBモードともいえる。

【0004】

図 16 は、B モード表示を行う従来の超音波診断装置の一例を示すブロック図である。図 16 に示すように、従来の超音波診断装置は、送信部 110 と、受信部 111 と、遅延加算部 103 と、検波部 104 と、対数圧縮部 105 と、走査変換部 106 と、減衰補正制御部 107 と送受信制御部 108 とを備える。

【0005】

送信部 110 は、送受信制御部 108 の制御に基づき、送信信号をプローブ 109 へ出力する。これにより、プローブ 109 から被検体へ向けて超音波が送信される。被検体において反射した超音波は、反射エコーとしてプローブ 109 によって検出され、検出信号が受信部 111 に入力される。

【0006】

受信部 111 は、増幅部 101 および A/D 変換部 102 を含み、増幅部 101 は検出信号を増幅し、受信信号を生成する。増幅の程度は、減衰補正制御部 107 より指定された増幅率により決まる。深い位置の反射エコーほど減衰の影響が大きいので、減衰補正制御部 107 は、被検体の浅い位置からの反射エコーの強度と深い位置からの反射エコーの強度とが見かけ上等しくなるようにするため、受信時刻からの経過とともに増幅率を上げる。A/D 変換部 102 は、生成した受信信号をデジタル信号に変換する。

【0007】

遅延加算部 103 は、デジタルの受信信号のフォーカス制御を行う。検波部 104 は、フォーカス制御された受信信号の包絡線検波を行う。対数圧縮部 105 は、ダイナミックレンジを圧縮するために、検波された受信信号を対数圧縮する。画像形成部 106 は、対数圧縮された受信信号から表示画像データを生成する。表示部 112 は、生成した画像データを表示する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特開 2004-129967 号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献 1】GE ヘルスケア、超音波診断装置、[online]、[平成 21 年 7 月 14 日検索]、インターネット <URL: <http://japan.gehealthcare.com/cwcjapan/static/rad/us/msujbflw.html>>

【非特許文献 2】ウィキペディア、[online]、[平成 21 年 7 月 14 日検索]、インターネット <<http://jp.wikipedia.org/wiki/ハイダイナミックレンジ合成>>

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

図 17 および図 18 は、従来の超音波診断装置の B モード表示方法により、血管を撮像した場合の血管の画像を模式的に示している。図 17 では受信感度が低めに設定されている。このため、強反射体の存在しない血流領域 150 は黒くつぶれ、血流の流れを確認することができない。図 18 では受信感度が高めに設定されている。この場合、血流領域 150 の可視性は向上するものの、強反射体である血管壁 151 で白飛びが生じている。このように、従来 B モード表示が可能な超音波診断装置において、受信感度を高める設定を行うだけでは、血流部分と血管壁などの対組織部分とを適切な階調表示で画像化することはできない。つまり、B フローモードを実現することはできない。

【0011】

非特許文献 1 では、公知の Coded Excitation と呼ばれる符号変調方法により、受信感度を上げ、B フローモードを実現している。しかし、受信部のダイナミックレンジが不足している場合、強反射体の存在する領域で白飛びが発生し得る。

【0012】

本発明はこのような従来技術の課題を解決し、受信部のダイナミックレンジが不足して

いる場合においても、暗部における黒つぶれや明部における白飛びのない、超音波画像生成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の超音波診断装置は、被検体へ向けて超音波を送受信し、前記被検体で反射した超音波により被検体の断層画像を生成する超音波診断装置であって、被検体で反射した超音波を検出することにより得られた検出信号に基づき、同一音響線に属する受信感度の異なる複数の受信信号を生成する受信部と、前記音響線上の領域を前記超音波の反射の強度によって分類し、前記分類に応じて前記複数の受信信号を用いた合成受信信号を生成する合成処理部と、前記合成受信信号の信号強度に基づく階調または色調を用いて前記被検体の断層画像を生成する画像形成部とを備える。これにより、受信部のダイナミックレンジが不足している場合においても、暗部における黒つぶれや明部における白飛びのない、適正な階調や色調で断層画像を表示することができる。

【0014】

ある好ましい実施形態において前記受信感度の異なる複数の受信信号は、相対的に受信感度の高い受信信号と相対的に受信感度の低い受信信号を含み、前記合成処理部は、前記音響線上において、前記超音波の反射が相対的に弱い領域に前記受信感度の高い受信信号を用い、前記超音波の反射が相対的に強い領域に前記受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記受信部は、前記検出信号を異なる増幅率で増幅することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号と前記相対的に受信感度の低い受信信号とを生成する。これにより、受信感度の異なる信号を得ることができる。

【0016】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、パルス信号および符号化されたパルス信号をそれぞれ生成し、超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、前記受信部は、前記プローブによって、前記符号化されたパルス信号による超音波を検出し、復調することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号を生成し、前記プローブによって、前記パルス信号による超音波を受信し、前記相対的に受信感度の低い受信信号を生成する。これにより、受信感度の高い信号を得ることができる。

【0017】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、前記送信部は同一音響線上において超音波を n 回ずつ（ n は2以上の整数）送信しながら、走査するように前記プローブを駆動し、前記受信部は、前記プローブによって、検出した超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で交互に増幅する。これにより、受信感度の異なる信号を時系列に得ることができ、受信感度の高い受信信号と低い受信信号をペアとし、相対的にダイナミックレンジの広い信号を生成できる。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記受信部は、前記超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で並列的に増幅することにより、前記受信感度の高い受信信号と前記受信感度の低い受信信号を生成する。これにより、フレームレートを低下させることなく、受信感度の異なる2つの受信信号を得ることができる。

【0019】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信部は、同一音響線に対する超音波の送信間中、増幅率を時間経過とともに増大させながら、前記検出信号を増幅する。これにより、減衰補正のための増幅とダイナミックレンジを広げるための増幅を同時に行うことができる。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記合成処理部は、前記検出信号の信号強度の統計解

析結果に基づき、自動的に前記信号強度が相対的に弱い領域および前記信号強度が相対的に強い領域を決定する。これにより、装置やシステムが持つ固有の感度に依存しない判定が可能になる。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、受信感度の異なる複数の受信信号を合成し、合成受信信号を用いて、信号強度に基づく階調または色調を用いて断層画像を生成することにより、暗部から明部にわたる全域において、良好な階調または色調で表示される断層画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】 ハイダイナミックレンジ合成方法によって受信信号を処理する概念を説明する図である。

【図2】 本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図である。

【図3】 図2の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図4】 図2の超音波診断装置における超音波の送信シーケンスを説明する模式図である。

【図5】 図2の超音波診断装置における増幅率の制御シーケンスを説明する模式図である。

【図6】 図2の超音波診断装置における増幅率の他の制御シーケンスを説明する模式図である。

【図7】 図2の超音波診断装置における超音波の他の送信シーケンスを説明する模式図である。

【図8】 図2の超音波診断装置における合成処理部の構成を示すブロック図である。

【図9】 合成処理部の動作を説明するフローチャートである。

【図10】 図2の超音波診断装置によって得られる断層画像の一例を示す模式図である。

【図11】 本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を示すブロック図である。

【図12】 図11の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図13】 本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を示すブロック図である。

【図14】 図13の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図15】 受信感度が異なる3つの受信信号を用いて合成受信信号を生成する例を説明する図である。

【図16】 従来の超音波診断装置を示すブロック図である。

【図17】 従来の超音波診断装置によって得られる断層画像の一例を示す模式図である。

【図18】 従来の超音波診断装置によって得られる断層画像の他の例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

本発明の超音波診断装置は、階調表示された断層画像の暗部において黒つぶれや明部において白飛びが生じないようにするため、ハイダイナミックレンジ合成方法を用いて、被検体の断層画像を生成する。ハイダイナミックレンジ合成方法を用いることにより、超音波診断装置の受信部のダイナミックレンジが狭い場合でも、暗部から明部にわたる全域において、良好な階調で断層画像を表示することができる。

【0024】

図1は、ハイダイナミックレンジ合成の概念を説明する模式的な図である。横軸は被検体から得られる反射エコーをプローブにより検出した検出信号の強度を示している。また、縦軸は、受信部において検出信号を増幅することによって得られた受信信号の強度を示している。

【0025】

横軸において、検出信号の強度が相対的に弱い領域は断層画像を生成した場合に暗部と

なる領域であり、反射エコーが弱い領域である。検出信号の強度が相対的に強い領域は断層画像を生成した場合に明部となる領域であり、反射エコーが強い領域である。これらは、例えば、図1において、暗部602および明部603で示される。

【0026】

本発明では、同一音響線上で得られた検出信号から、相対的に受信感度の高い受信信号と相対的に受信感度の低い受信信号とを生成する。図1では、例えば、検出信号を小さい増幅率で増幅することによって得られた受信感度の低い受信信号601と、検出信号を大きい増幅率で増幅することによって得られた受信感度の高い受信信号600とが示されている。

【0027】

暗部602は、血流のような強反射体の存在しない領域に相当する。この領域では、受信感度の高い受信信号600の部分604を用いる。これにより、暗部602において、受信感度の高い受信信号600を用いることにより暗部での階調を多くとり、黒つぶれを回避することができる。

【0028】

一方、明部603は、血管壁のような強反射体の存在する領域に相当する。この領域では、受信感度の低い受信信号601の部分605を用いる。これにより、明部603において、受信感度が高すぎることに由来する白つぶれを抑制することができる。

【0029】

これら2つの領域における受信信号を合成する際、図1から分かるように、暗部602と明部603との境界において、2つの受信信号の増幅率が異なるために、受信信号の強度に差異が生じる。この差異を解消するため、受信感度の低い受信信号601の部分605に定数606を乗じ、受信感度の高い受信信号600の部分604と受信感度の低い受信信号601の部分605とを連続させる。定数606を乗じる代わりに、定数を加算してもよい。

【0030】

また、図1から分かるように、暗部602および明部603は、各音響線上において、検出信号の強度に基づいて分類あるいは決定することもできるし、受信感度の低い受信信号601の信号強度あるいは受信感度の高い受信信号600の信号強度に基づいて分類あるいは決定することもできる。受信感度の高い受信信号600を用いる場合、閾値A1によって、受信感度の低い受信信号601を用いる場合には、閾値A2を用いることによって、暗部602および明部603を規定することができる。

【0031】

このように、2つの受信感度の受信信号を合成し、合成受信信号を用いて、信号強度に基づく階調を用いて断層画像を生成することにより、暗部から明部にわたる全域において、良好な階調で表示される断層画像を得ることができる。なお、以下の実施形態では、2つの異なる受信感度の受信信号を合成する例を説明するが、受信感度の異なる3つ以上の受信信号を用いてもよい。

【0032】

(第1の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。

【0033】

図2は、超音波診断装置351の構成を示すブロック図である。超音波診断装置351は、送信部212と、送受信制御部211と、バイアス制御部210と、減衰補正制御部209と、受信部214と、遅延加算部203と、検波部204と、バッファ部205と、合成処理部206と、画像形成部207とを備える。また、超音波を送受信するためのプローブ213が送信部212および受信部214に接続され、生成した画像を表示するための表示部215が画像形成部207に接続される。プローブ213および表示部215は、超音波診断装置351が備えていてもよく、汎用的なプローブ213および表示部215を用いてもよい。プローブ213は、一次元に配列された複数の振動子を含む。振

動子は例えば圧電体によって構成され、圧電体を駆動することにより、超音波を送信し、また、超音波を圧電体が受けることによって超音波を電気信号に変換する。

【0034】

送信部212は、送受信制御部211の制御に基づき、送信信号をプローブ213へ出力する。これによりプローブ213が駆動され、プローブ213から被検体へ向けて超音波が送信される。被検体において反射した超音波は、反射エコーとしてプローブ213によって検出され、検出信号が受信部214に入力される。本実施形態では、同一音響線上で受信感度の異なる2つの受信信号、具体的には、相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号を得るために、同一音響線上において、2回超音波が送受信される。

【0035】

受信部214は、増幅部201およびAD変換部202を含む。増幅部201およびAD変換部202は、プローブ213に含まれる振動子の数に対応して複数設けられていることが好ましい。増幅部201は、プローブ213の各振動子で検出された検出信号を増幅し、受信信号を生成する。この際、送受信制御部211の制御に基づくタイミングで、減衰補正制御部209とバイアス制御部210とから出力される増幅率が加算器208によって加算され、得られた増幅率で検出信号の増幅を行う。受信感度の異なる2つの受信信号を得るために、送受信制御部211の制御に基づくタイミングで、異なる値の増幅率値が加算器208から出力される。AD変換部202は、得られた受信信号をデジタル信号に変換する。遅延加算部203は、デジタルの受信信号のフォーカス制御を行う。検波部204は、フォーカス制御された受信信号の包絡線検波を行い、検波した受信信号がバッファ部205に格納される。相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号のデータが格納される。

【0036】

合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、図1を参照して説明したように、フレームごとに、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、反射エコーが相対的に弱い領域に受信感度の高い受信信号を用い、反射エコーが相対的に強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。画像形成部207は、合成受信信号の信号強度に基づいた階調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより表示部215に被検体の断層画像が表示される。

【0037】

次に図2および図3を参照しながら、超音波診断装置351の動作を詳細に説明する。図3は、超音波診断装置351の動作を説明するフローチャートである。図3に示すように、超音波診断装置351は測定開始後、ステップ群300Aおよび300Bを実行する。各ステップ群は超音波の1送受信に対する処理であり、ともに、同一音響線に属する処理である。これにより、同一音響線上において、相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号が得られる。

【0038】

<ステップ301>

1回目の超音波の送受信を行う。送信部212によってプローブ213を駆動し、被検体に向けて超音波を送信し、プローブ213によって反射エコーを検出し、検出信号を生成する。

【0039】

図4は、プローブ213から送信される超音波の順序を模式的に示している。図4に示すように、同一の音響線261に対して、2回超音波の送信を行った後、隣接する音響線上において2回送信を行う。このように、同一の音響線上において超音波を2回ずつ送信しながら、被検体を走査するようにプローブ213を駆動する。

【0040】

同一の音響線261上における1回目の超音波の送信および受信がステップ群300Aに対応し、2回目の超音波の送信および受信がステップ群300Bに対応する。

【0041】

<ステップ302>

検出信号を増幅部201において増幅し、受信信号を生成する。受信信号の増幅率は加算器208から出力される。バイアス制御部210は、送受信制御部211から受け取る超音波の送信に関するタイミングをトリガとし、次の送信まで、一定の増幅率を加算器208へ出力値として設定する。同一の音響線上で2回送信される超音波に基づき、相対的に受信感度の高い受信信号および相対的に受信感度の低い受信信号のいずれを先に生成してもよい。

【0042】

図5は、増幅率の制御シーケンスの一例を示している。送信トリガ270は、送受信制御部211から出力される超音波の送信タイミングを示す。送信トリガ270の送信間隔で規定される期間271において、超音波が送受信され、受信信号が生成される。図5に示す増幅率の制御シーケンスでは、増幅率273は一定である。この場合、被検体の深い位置から得られる反射エコーによる検出信号も一定の増幅率で増幅される。増幅率273は相対的に受信感度の高い受信信号を生成するため、高い値に設定されている。

【0043】

図6は、増幅率の制御シーケンスの他の例を示している。図6に示す例では、送受信制御部211から出力される送信トリガ270のタイミングに基づき、減衰補正制御部209が、反射エコーを受信中、徐々に増幅率を上げる信号を加算器208に出力する。加算器208は、減衰補正制御部209とバイアス制御部210から出力される増幅率の和を増幅部201に対して設定する。これにより、図6に示すように、期間271の間、増幅率273'は時間の経過とともに増大する。

【0044】

<ステップ303>

A/D変換部202は、増幅部201で増幅した受信信号をデジタル信号に変換する。遅延加算部203は、デジタルの受信信号のフォーカス制御を行う。検波部204は、フォーカス制御された受信信号の包絡線検波を行い、検波した受信信号がバッファ部205に格納される。

【0045】

<ステップ304>

2回目の超音波の送受信を行う。送信部212によってプローブ213を駆動し、被検体に向けて超音波を送信し、プローブ213によって反射エコーを検出し、検出信号を生成する。

【0046】

<ステップ305>

ステップ302と同様、検出信号を増幅部201において増幅し、受信信号を生成する。ただし、図5に示すように、2回目の超音波の送受信では、増幅率274は相対的に受信感度の低い受信信号を生成するため、低い値に設定されている。増幅率273および増幅率274が出力される期間272に、一本の音響線上における送受信が完了する。減衰補正制御部209が、反射エコーを受信中、徐々に増幅率を上げる信号を加算器208に出力する場合には、バイアス制御部210から出力される増幅率の値が小さく設定されることにより、増幅率273'よりも小さい増幅率274'が加算器208から出力され、2回目の検出信号の増幅に用いられる。これより2回目の受信信号が生成する。

【0047】

<ステップ306>

ステップ303と同様、受信信号はデジタル信号に変換され、フォーカス制御がなされた後、検波部204によって包絡線検波され、検波された受信信号がバッファ部205に格納される。

【0048】

<ステップ307>

合成処理部 206 は、格納された相対的に受信感度の高い 1 回目の受信信号および相対的に受信感度の低い 2 回目の受信信号を合成し、合成受信信号を生成する。図 8 は、合成処理部 206 の構成を示すブロック図である。

【0049】

合成処理部 206 は、乗算器 206 a と、切替部 206 b と、切替判定部 206 c とを含む。図 9 は、合成処理部 206 の動作を示すフローチャートである。合成処理は、すべての音響線上の受信信号に対して行われる。1 音響線ごとに合成受信信号を生成してもよいし、1 フレーム分の受信信号がバッファ部 205 に蓄積された場合に 1 フレーム分まとめて合成受信信号を生成してもよい。

【0050】

<ステップ 310>

合成処理部 206 は、格納された相対的に受信感度の高い 1 回目の受信信号および相対的に受信感度の低い 2 回目の受信信号をバッファ部 205 から読み出す。切替判定部 206 c は、バッファ部 205 から読み出した相対的に受信感度の高い受信信号（増幅率：高）を参照し、閾値判定を行う。参照する受信信号は相対的に受信感度の低い受信信号（増幅率：小）であってもよい。ここで、閾値の設定は任意である。閾値はあらかじめ設定された所定の値であってもよいし、受信信号の信号強度を統計解析し、解析結果に基づき、動的かつ自動的に閾値を決定してもよい。例えば信号強度をヒストグラム解析し、ヒストグラムの中央値を自動的に閾値と決定してもよい。閾値より小さい場合は、ステップ 311 へ、大きい場合は、ステップ 312 へ進む。閾値より小さい受信信号は信号強度が相対的に弱い領域であり、閾値以上である受信信号は信号強度が相対的に強い領域である。

【0051】

<ステップ 311>

切替判定部 206 c は、切替部 206 b が相対的に受信感度の高い受信信号（増幅率：高）を出力するように制御する。

【0052】

<ステップ 312>

切替判定部 206 c は、切替部 206 b が相対的に受信感度の低い受信信号（増幅率：小）を出力するように制御する。このとき、受信信号（増幅率：小）には、乗算器 206 a にて定数を乗じる。

【0053】

例えば図 1 に示すように、受信感度の高い受信信号を参照して閾値を決定する場合には、閾値 A2 を用い、受信感度の低い受信信号 601 を参照して閾値を決定する場合には、閾値 A1 を用いる。これにより、音響線上の領域の反射エコーが相対的に弱い領域および強い領域に分類できる。反射エコーが相対的に弱い領域であり、断層画像を生成した場合に暗部となる領域 602 には受信感度の高い受信信号 600 の部分 604 を用い、反射エコーが相対的に強い領域であり、断層画像を生成した場合に明部となる領域 603 には受信感度の低い受信信号 601 の部分 605 を用いた合成受信信号が生成できる。

【0054】

画像形成部 207 は、このようにして得られた合成受信信号の信号強度に基づいた階調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより暗部から明部にわたる全域において、良好な階調で断層画像を表示部 215 に表示することができる。

【0055】

図 10 は超音波診断装置 351 により血管を撮像した場合の血管の画像を模式的に示している。図 10 に示すように、強反射体の存在しない血流の領域 150 が黒くつぶれることなく、複数の階調で示される。また、強反射体である血管壁 151 でも白飛びが生じることなく、階調表示される。

【0056】

このように、本実施形態の超音波診断装置によれば、2 つの受信感度の受信信号を合成し、合成受信信号を用いて、信号強度に基づく階調または色調を用いて断層画像を生成す

ることにより、暗部から明部にわたる全域において、良好な階調または色調で表示される断層画像を得ることができる。

【0057】

（第2の実施形態）

以下、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。図11は、超音波診断装置352の構成を示すブロック図である。第1の実施形態と同じ構成要素には同じ参照符号を付している。

【0058】

超音波診断装置352は、2つの受信部214A、214Bを備えている点で第1の実施形態と異なる。これにより、異なる増幅率で増幅した受信感度の異なる2つの受信信号を生成するために、超音波を2回の送信しなくてよい。つまり、フレームレートを落とさずに、ハイダイナミックレンジ合成に必要な受信感度の異なる2つの受信信号を得ることができる。また、超音波の送信タイミングごとに、増幅率のバイアスを制御する必要もない。

【0059】

図12は、超音波診断装置352の動作を示すフローチャートである。図11および図12を参照しながら、超音波診断装置352の動作を説明する。

【0060】

<ステップ320>

超音波の送受信を行う。送信部212によってプローブ213を駆動し、被検体に向けて超音波を送信し、プローブ213によって反射エコーを検出し、検出信号を生成する。

【0061】

2つの受信信号を生成する動作は、ステップ群321A、321Bによって実行され、これらは並列処理される。

【0062】

<ステップ322A、322B（並列処理）>

送受信制御部211から与えられる送信タイミングに基づき、減衰補正制御部209は、減衰補正制御のための増幅率を決定し、バイアス制御部210は、ハイダイナミックレンジ合成のための2つの異なる増幅率をそれぞれ決定し、加算器208へ出力する。増幅部201A、201Bは、それぞれの増幅率の和で検出信号を増幅し、相対的に受信感度の高い受信信号（増幅率：高）および相対的に受信感度の低い受信信号（増幅率：小）を生成する。

【0063】

<ステップ323A、323B（並列処理）>

AD変換部202A、202Bは、相対的に受信感度の高い受信信号（増幅率：高）および相対的に受信感度の低い受信信号（増幅率：小）をそれぞれデジタル信号に変換する。遅延加算部203A、203Bによって、デジタル信号に変換した2つの受信信号のフォーカシングを行う。その後、検波部204A、204Bによって、フォーカシングした受信信号に対して包絡線検波を行い、検波した信号をバッファ部205へ格納する。

【0064】

<ステップ324>

第1の実施形態と同様、合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、反射エコーが相対的に弱い領域に、受信感度の高い受信信号を用い、反射エコーが相対的に強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。画像形成部207は、合成受信信号の信号強度に基づいた階調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより表示部215に被検体の断層画像が表示される。

【0065】

本実施形態によれば、増幅処理を並列処理できるため、受信感度の異なる受信信号を同時に2つ生成できる。このため、同一音響線上において超音波を2回送信する必要がなく

、フレームレートを落とさずに、相対的にダイナミックレンジの広い信号を生成することができる。

【0066】

(第3の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を説明する。図13は、超音波診断装置353の構成を示すブロック図である。第1の実施形態と同じ構成要素には同じ参照符号を付している。

【0067】

超音波診断装置353は、受信感度の高い受信信号を得るために、符号化されたパルス信号によって超音波を送受信し、受信感度の低い受信信号を得るために符号化されていないパルス信号によって超音波を送受信する。

【0068】

このために超音波診断装置353は、送信部211'とAD変換部254、切替器255および復調部256を備える。また、送信部211'は、パルス生成部250、変調部251、切替器252およびDA変換部253を含む。

【0069】

パルス生成部250は、デジタルパルス信号を生成する。変調部251は、生成されたパルス信号を符号変調し、符号化パルス信号を出力する。切替器252は、符号化パルス信号または符号変調されていないパルス信号を選択する。DA変換部253は切替器252によって選択された符号化パルス信号または符号変調されていないパルス信号をアナログ信号に変換し、変換された信号によってプローブ213が駆動され、超音波を被検体に向けて送信する。

【0070】

プローブ213で検出された検出信号は、第1の実施形態と同様、図13には示していない増幅部によって増幅され、受信信号が生成する。ここで、増幅部は、超音波が、符号化パルス信号によるか符号変調されていないパルス信号によるかに関わらず、一定の増幅率で検出信号を増幅する。

【0071】

AD変換部254は、受信信号をデジタル信号に変換する。デジタル化された受信信号は第1の実施形態と同様、図13には示していない遅延加算部によって受信信号のフォーカシングが行われる。切替器255は、フォーカシング後の受信信号を復調部256またはバッファ部205へ出力する。切替器255は、送受信制御部211の指令に基づく感度切替部260からの信号に基づき、符号化パルス信号によって超音波を送信した場合には、受信信号が復調部256に入力されるように出力を切り替える。復調部256は、デジタル化された検出信号を復調し、復調されたバッファ部205へ出力される。これらの受信信号はバッファ部205へ出力される前に、第1の実施形態と同様、図13には示していない検波部によって包絡線検波される。

【0072】

合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、反射エコーが相対的に弱い領域に、受信感度の高い受信信号を用い、反射エコーが相対的に強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。画像形成部207は、合成受信信号の信号強度に基づいた階調または色調で被検体の断層画像を生成する。これにより表示部215に被検体の断層画像が表示される。

【0073】

次に、超音波診断装置353の動作を説明する。

【0074】

図14は、超音波診断装置353の動作を説明するフローチャートである。ステップ群330Aは受信感度の高い受信信号を生成し、ステップ群330Bは受信感度の低い受信信号を生成する。

【0075】

<ステップ331>

まず受信感度の高い受信信号を生成する。感度切替部260は、送受信制御部211から出力される送信タイミングをトリガに、切替器252が変調部251とDA変換部253とを接続し、切替器255がAD変換部254と復調部256と接続するように、切替器252および切替器255に信号を出力する。

【0076】

<ステップ332>

パルス生成部250が、デジタル信号のパルスを生成する。変調部251は、生成したパルスに対してバーカー符号等を用いて符号変調を行い、符号化パルス信号を生成する。

【0077】

<ステップ333、334>

DA変換部253は符号化パルス信号をアナログ信号に変換する。プローブ213がこの信号により駆動され超音波を被検体に向けて送信する。被検体から得られる反射エコーをプローブ213が検出し、検出信号を図示しない増幅部が増幅することにより、受信信号を得る。AD変換部254が受信信号をデジタル化し、復調部256が、受信信号を復号する。復号された受信信号がバッファ部205に格納される。

【0078】

<ステップ335>

次に、受信感度の低い受信信号を生成する。感度切替部260は、送受信制御部211から出力される送信タイミングをトリガに、切替器252が、パルス生成部250とDA変換部253とを接続し、切替器255がAD変換部254とバッファ部205とを接続するように、切替器252および切替器255に信号を出力する。

【0079】

<ステップ336>

符号化しないパルス信号により、同一の音響線上において、超音波を送受信する。プローブ213で検出した反射エコーによる検出信号をから受信信号が生成され、バッファ部205に格納する。

【0080】

<ステップ337>

第1の実施形態で詳細に説明したように、合成処理部206は、バッファ部205からデータを読み出し、ハイダイナミックレンジ合成法により、音響線上において、検出信号の信号強度が相対的に弱い領域に、受信感度の高い受信信号を用い、受信した超音波による検出信号の信号強度が強い領域に受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する。

【0081】

本実施形態によれば、受信感度の高い受信信号を生成するために、符号化パルス信号を用いて超音波を送受信する。プローブ213を駆動する信号が符号化されているため、ノイズの影響を受けにくく、反射エコーの信号強度が低い場合でも、反射エコーを高いSN比で検出することができる。したがって、反射強度の低い血流部分においても断層画像が黒つぶれすることなく、反射強度の差異に基づく階調表示が可能となる。

【0082】

上記第1から第3の実施形態では、受信感度が異なる2種の受信信号を用いて合成受信信号を生成していた。しかし受信感度が異なる3種以上の受信信号を用いて合成受信信号を生成してもよい。

【0083】

図15は、受信感度が異なる3つの受信信号を用いて合成受信信号を生成する形態の例を説明する図である。受信感度が異なる3つの受信信号を用いる場合、例えば、第1の実施形態において、各同一音響線上において、送信部212が3回超音波を送受信し、検出信号を3回得る。得られた検出信号を3つの異なる増幅率で増幅することにより、相対的

に受信感度の高い受信信号 600、相対的に受信感度の低い受信信号 601 および受信感度が中間の値である受信信号の 601' を得る。

【0084】

合成処理部 206 において、例えば、閾値 A1 および閾値 A2 と受信信号の 601' とを用いて、音響線上の領域を超音波の反射の強度によって分類する。例えば、受信信号の 601' のうち、閾値 A1 よりも出力が小さい部分を暗部 602、閾値 A1 以上であり、閾値 A2 よりも出力が小さい部分を中間部 603'、閾値 A2 以上の出力の部分を明部 603 として、音響線上の領域を分類する。分類にしたがって、暗部 602、中間部 603' および明部 603 に、それぞれ、受信信号 600 の部分 604、受信信号 601' の部分 605' および受信信号 601 の部分 605 を用い、部分 605' および部分 605 にそれぞれ定数を乗算または加算した値と部分 604 とを合成することによって、合成受信信号を生成する。

【0085】

このようにして、合成した受信信号を用いることにより、黒つぶれや白飛びのない、より滑らかな階調で表示される断層画像を得ることができる。第 1 の実施形態を例として、受信感度が異なる 3 種以上の受信信号を用いる形態を説明したが、第 2、第 3 の実施形態においても、受信感度が異なる 3 種以上の受信信号を用いて合成受信信号を生成することが可能である。

【0086】

また、受信感度の異なる 4 以上の複数の受信信号を用いて、合成受信信号を生成してもよい。具体的には、受信感度が異なる n 個（n は 2 以上の整数）の受信信号を用いる場合、各音響上の領域を超音波の反射の強度によって n 種に分類する。例えば、第 1 の領域は一番反射強度が弱く、第 n の領域は一番反射強度が強い領域とする。この場合、受信感度が異なる n 種の受信信号を、反射強度の大きさと受信感度の大きさが逆になるように、n 種の受信信号と n 個の領域とを対応させる。具体的には、一番受信感度の高い受信信号（一番大きな増幅率で増幅された受信信号）を第 1 の領域に対応させ、一番受信感度の低い受信信号（一番小さい増幅率で増幅された受信信号）を第 n の領域に対応させる。

【0087】

また、上記実施形態では、合成受信信号の信号強度に基づいて階調表示を行う例を説明したが、階調表示に替えて色調表示を行ってもよい。また、合成受信信号の信号強度に応じて、階調および色調を変化させる表示を行ってもよい。

【産業上の利用可能性】

【0088】

本発明の超音波診断装置は、血流の流れから血管壁まで適正な階調で表現することができる。このため、例えば、頸動脈診断のように、血流の流れおよび血管壁の厚さの両方の確認を行うことが要望される診断領域に有用である。

【符号の説明】

【0089】

- | | |
|---------------|---------|
| 201、201A、201B | 増幅部 |
| 202、202A、202B | AD変換部 |
| 203、203A、203B | 遅延加算部 |
| 204、204A、204B | 検波部 |
| 205 | バッファ部 |
| 206 | 合成処理部 |
| 207 | 画像形成部 |
| 208 | 加算器 |
| 209 | 減衰補正制御部 |
| 210 | バイアス制御部 |
| 211 | 送受信制御部 |
| 212 | 送信部 |

2 1 3 プローブ

2 1 4、2 1 4 A、2 1 4 B 受信部

2 1 5 表示部

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ向けて超音波を送受信し、前記被検体で反射した超音波により被検体の断層画像を生成する超音波診断装置であって、

被検体で反射した超音波を検出することにより得られた検出信号に基づき、同一音響線に属する受信感度の異なる複数の受信信号を生成する受信部と、

前記音響線上の領域を前記超音波の反射の強度によって分類し、前記分類に応じて前記複数の受信信号を用いた合成受信信号を生成する合成処理部と、

前記合成受信信号の信号強度に基づく階調または色調を用いて前記被検体の断層画像を生成する画像形成部と、
を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記受信感度の異なる複数の受信信号は、相対的に受信感度の高い受信信号と相対的に受信感度の低い受信信号を含み、

前記合成処理部は、前記音響線上において、前記超音波の反射が相対的に弱い領域に前記受信感度の高い受信信号を用い、前記超音波の反射が相対的に強い領域に前記受信感度の低い受信信号を用いた合成受信信号を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記受信部は、前記検出信号を異なる増幅率で増幅することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号と前記相対的に受信感度の低い受信信号とを生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受信部は、前記超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で並列的に増幅することにより、前記受信感度の高い受信信号と前記受信感度の低い受信信号を生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

パルス信号および符号化されたパルス信号をそれぞれ生成し、超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、

前記受信部は、前記プローブによって、前記符号化されたパルス信号による超音波を検出し、復調することにより、前記相対的に受信感度の高い受信信号を生成し、前記プローブによって、前記パルス信号による超音波を受信し、前記相対的に受信感度の低い受信信号を生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記受信部は、同一音響線に対する超音波の送信間中、増幅率を時間経過とともに増大させながら、前記検出信号を増幅する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記合成処理部は、前記検出信号の信号強度の統計解析結果に基づき、自動的に前記信号強度が相対的に弱い領域および前記信号強度が相対的に強い領域を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波を送信するプローブを駆動する送信部をさらに備え、

前記送信部は同一音響線上において超音波を n 回ずつ（ n は 2 以上の整数）送信しながら

ら、走査するように前記プローブを駆動し、

前記受信部は、前記プローブによって、検出した超音波による検出信号を、相対的に高い増幅率および相対的に低い増幅率で交互に増幅する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 3】

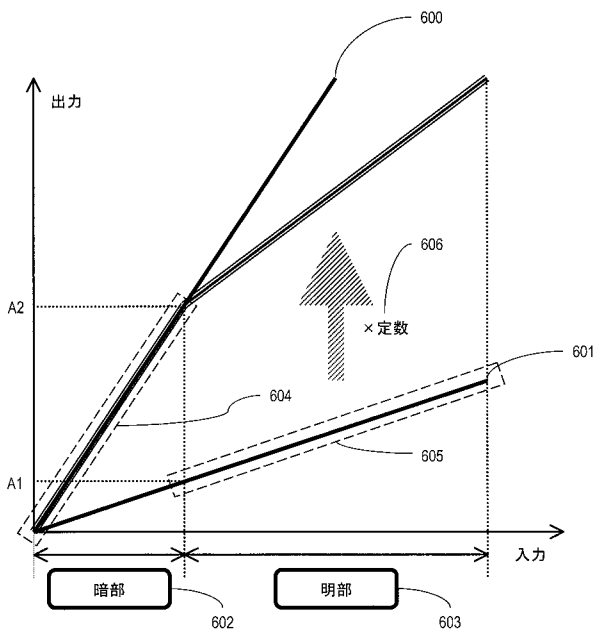
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

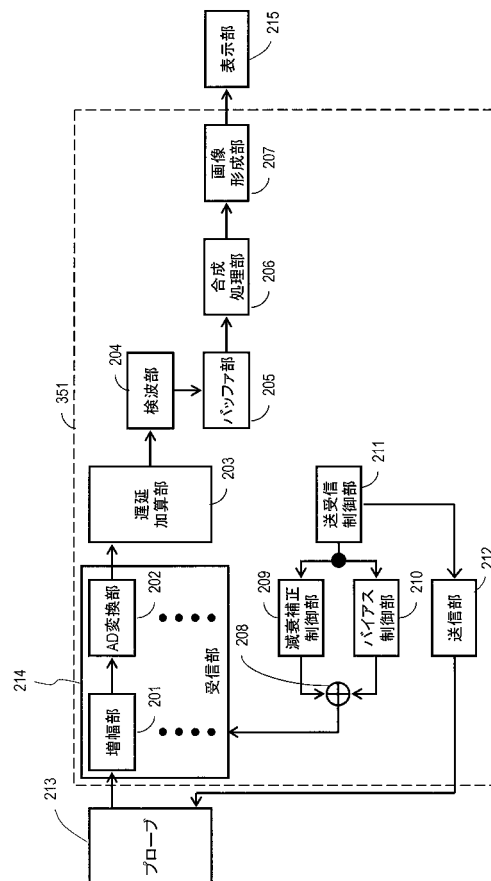
【補正方法】変更

【補正の内容】

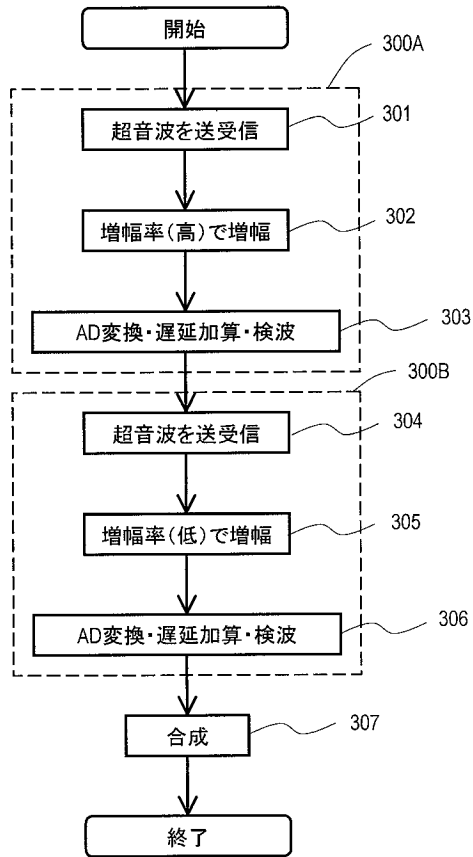
【図 1】



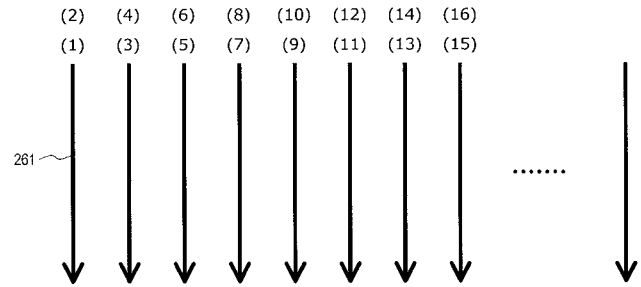
【図 2】



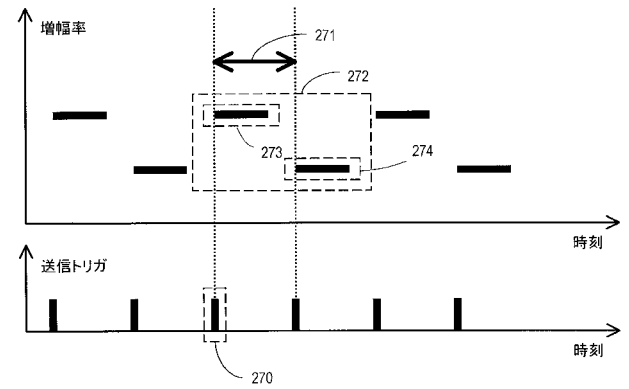
【図 3】



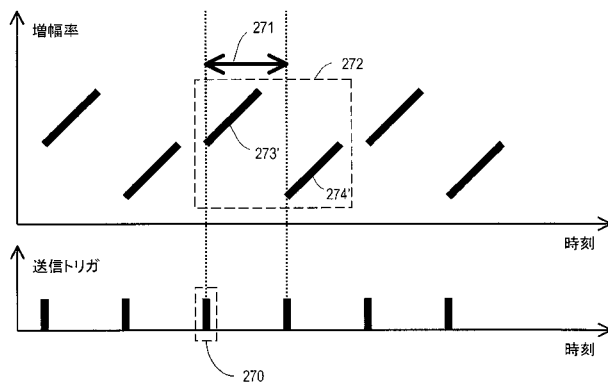
【図 4】



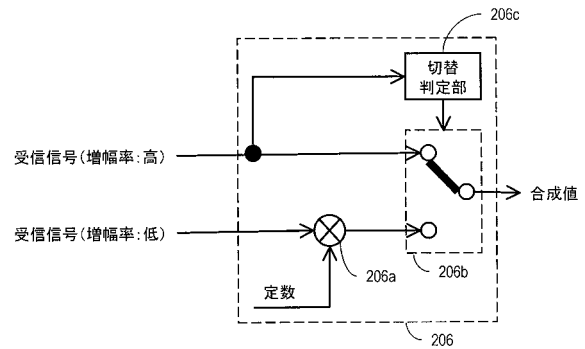
【図 5】



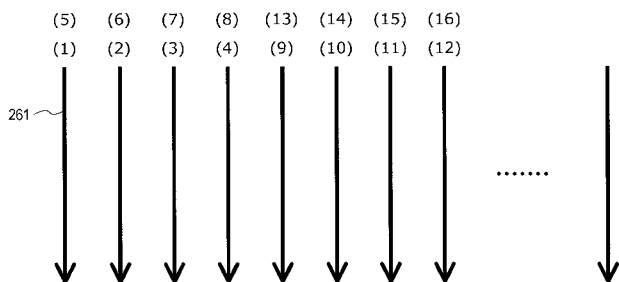
【図 6】



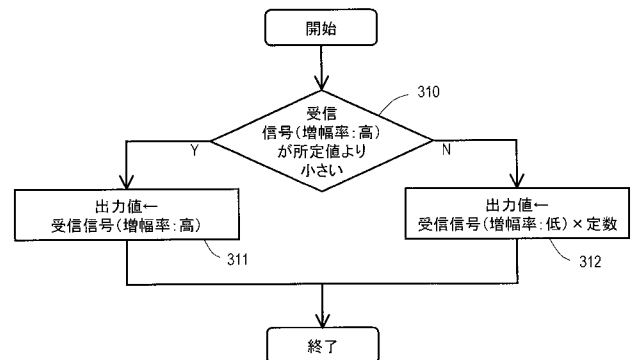
【図 8】



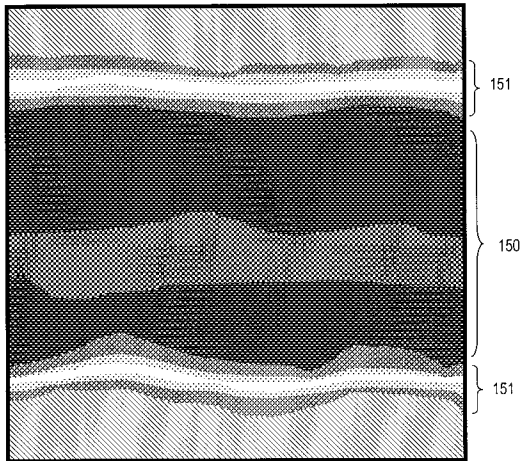
【図 7】



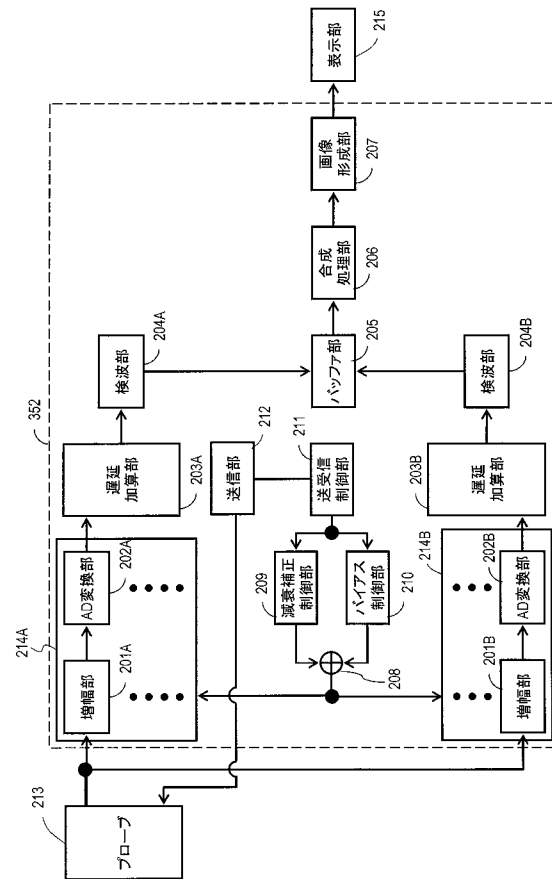
【図 9】



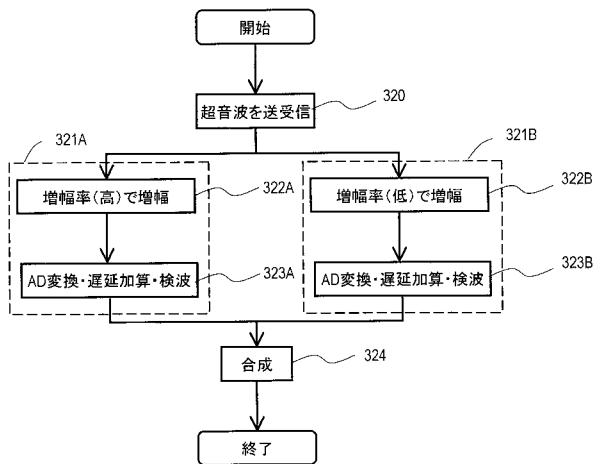
【図 10】



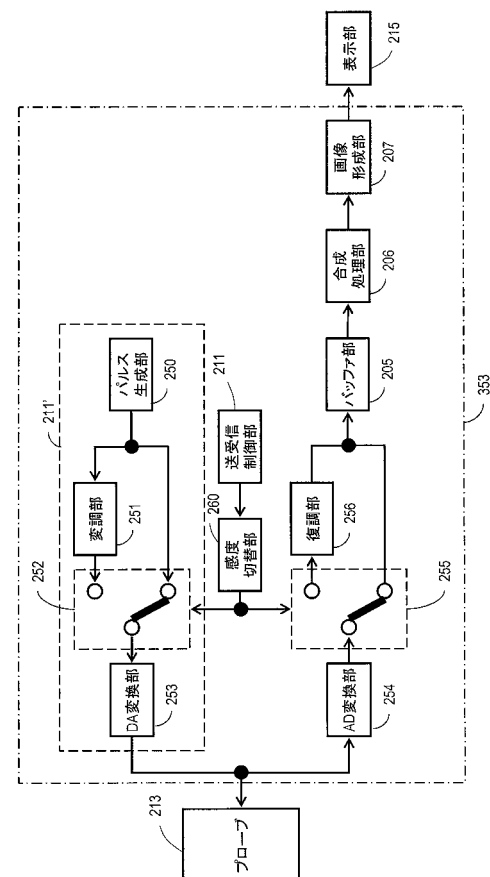
【図 11】



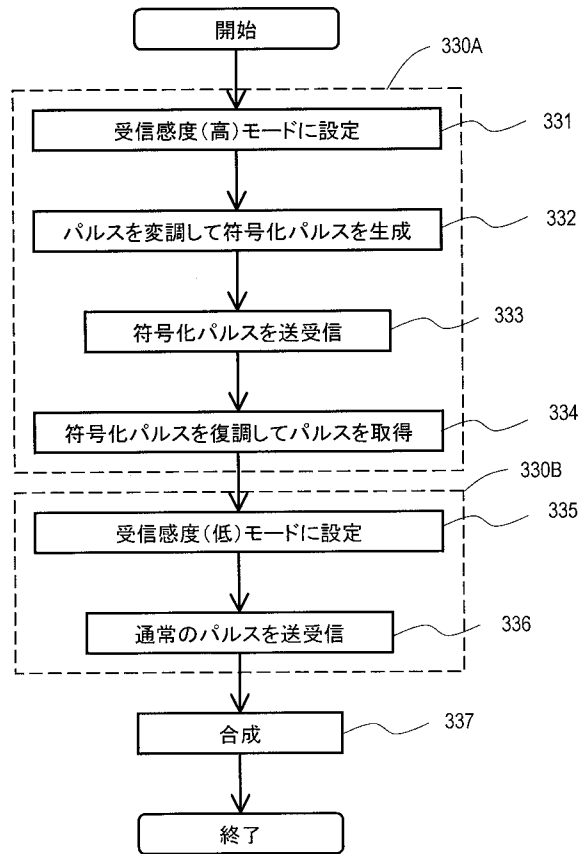
【図 12】



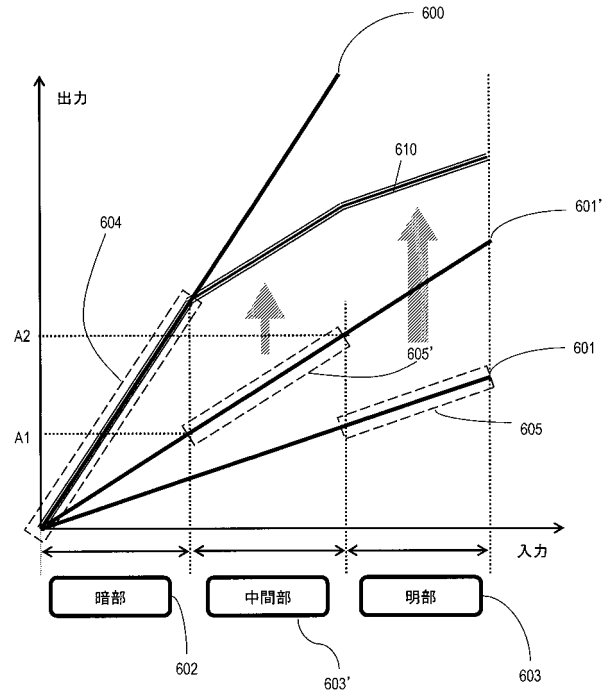
【図 13】



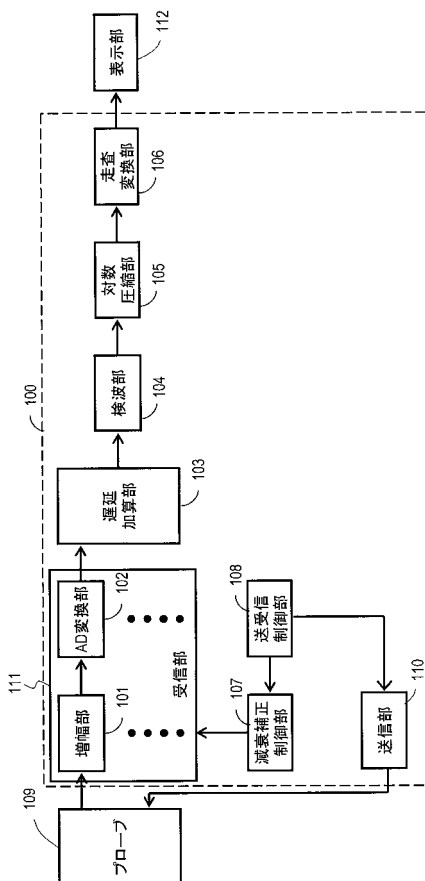
【図 1 4】



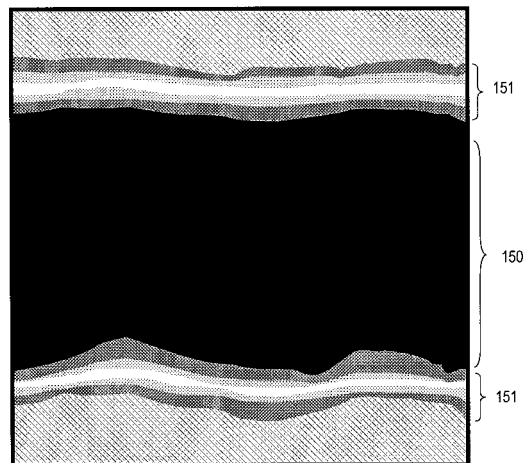
【図 1 5】



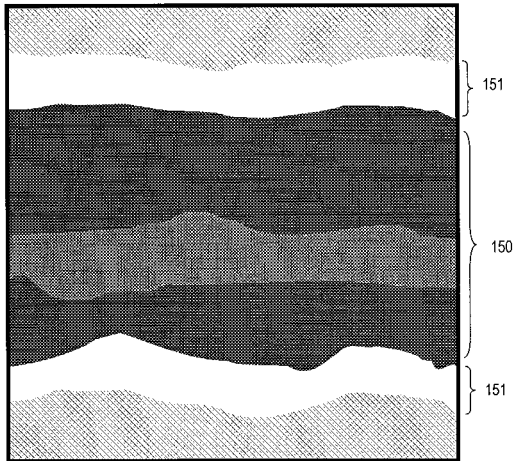
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 18】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/005005

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/06(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2004-24876 A (Acuson Corp.),	1-4, 6-8
Y	29 January 2004 (29.01.2004), & US 2003/0236459 A & DE 10328078 A	5
Y	JP 2004-613 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 08 January 2004 (08.01.2004), & US 2003/0216644 A & DE 10322157 A	5

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 September, 2010 (30.09.10)Date of mailing of the international search report
12 October, 2010 (12.10.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/005005	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/06(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/06			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 2004-24876 A（アキューソン コーポレーション）2004.01.29, & US 2003/0236459A & DE 10328078 A	1-4, 6-8 5	
Y	JP 2004-613 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・ テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2004.01.08, & US 2003/0216644 A & DE 10322157 A	5	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 30.09.2010		国際調査報告の発送日 12.10.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 宮澤 浩	2Q 9407
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 右田 学

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

(72)発明者 高木 一也

大阪府門真市大字門真1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD03 EE04 EE06 JB14 JC21 KK02 KK03 KK12

(注) この公表は、国際事務局(W I P O)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第1 8 4条の1 0第1項(実用新案法第4 8条の1 3第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2011021362A1	公开(公告)日	2013-01-17
申请号	JP2011527568	申请日	2010-08-09
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	右田学 高木一也		
发明人	右田 学 高木 一也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/065 G06T5/009 G06T2207/20208		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/JB14 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK12		
代理人(译)	奥田诚治 三宅明子		
优先权	2009189431 2009-08-18 JP		
其他公开文献	JP5692075B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声诊断设备是超声诊断设备，其向对象发送和接收超声波，并且通过由对象反射的超声波生成对象的断层图像，其中，超声诊断设备包括：接收单元214，用于根据通过检测声波获得的检测信号产生具有属于同一声线的不同接收灵敏度的多个接收信号；接收单元214，用于根据超声波的反射强度对声线上的区域进行分类，图像形成单元207，用于使用基于组合接收信号的信号强度的灰度或色调来生成对象的断层图像；以及控制单元206，用于根据分类使用多个接收信号生成复合接收信号，配备了。

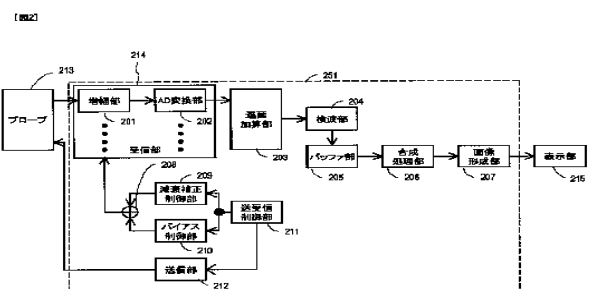


FIG. 2:
 213 PROBE
 201 AMPLIFICATION UNIT
 202 AD CONVERSION UNIT
 214 RECEPTION UNIT
 203 DELAY ADDITION UNIT
 204 DETECTION UNIT
 205 BUFFER UNIT
 206 SYNTHESIS PROCESSING UNIT
 207 IMAGE FORMATION UNIT
 215 DISPLAY UNIT
 209 ATTENUATION CORRECTION CONTROL UNIT
 211 TRANSMISSION/RECEPTION CONTROL UNIT
 210 BIAS CONTROL UNIT
 212 TRANSMISSION UNIT