

(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2006-149502
(P2006-149502A)

(43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)

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

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-341566 (P2004-341566)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成16年11月26日 (2004.11.26)		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	110000235
			特許業務法人 天城国際特許事務所
		(72) 発明者	内海 勲
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社本社内
		Fターム(参考)	4C601 DE09 DE10 DE12 EE01 EE02 EE04 EE12 EE14 EE15 JB11 JB20

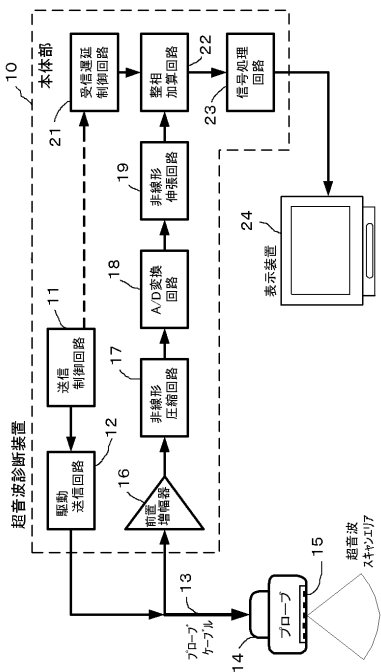
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその信号処理方法

(57) 【要約】

【課題】 大きいダイナミックレンジで高調波成分をアナログ・デジタル変換、処理する超音波診断装置およびその処理方法を提供すること。

【解決手段】 超音波を送受信する振動子15を駆動する駆動送信回路12と、この駆動による超音波が、反射して前記振動子に受信され、電気信号に変換された受信信号を増幅する前置増幅器16と、この増幅器から出力される受信信号の振幅に対応して、その振幅が小さいほどその圧縮率が大きい圧縮を行う非線形圧縮回路17と、この非線形圧縮回路の出力振幅を等間隔に量子化するアナログ・デジタル変換回路18と、このデジタル出力の前記量子化した振幅を各レベルの非線形係数に基づいて振幅を復元する非線形伸張回路19と、この出力の遅延位相を揃える整相加算回路22と、この出力の高調波成分を選択的にデジタル処理して画像信号を抽出し、2次元画像の走査線を出力する信号処理回路23と、この信号処理回路の出力を画像表示する表示装置24とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する振動子を電気信号で駆動する超音波送信手段、およびこの駆動で放射された超音波の反射信号が前記振動子に受信され、電気信号に変換された受信信号を増幅する増幅手段を備える超音波診断装置であって、

前記増幅手段から出力される受信信号の振幅に対応して、その振幅が小さいほどその圧縮率が大きい圧縮を行う非線形圧縮手段と、

この非線形圧縮手段の出力振幅を量子化するアナログ・デジタル変換手段と、

このアナログ・デジタル変換手段の出力を、前記量子化した振幅を各レベルの非線形係数に基づいて振幅を復元する非線形伸張手段と、

この非線形伸張手段の出力を、高調波成分を選択的に処理して画像信号を抽出し、2次元画像データを出力する信号処理手段と、

この信号処理手段の出力を表示する表示手段と
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波を送受信する振動子グループの複数の振動子のそれぞれを、予め設定した位相差を付した電気信号で駆動する超音波送信手段、およびこの駆動により放射された超音波の反射信号が再び前記振動子グループに受信され、電気信号に変換された受信信号をそれぞれ増幅する増幅手段を備える超音波診断装置であって、

前記増幅手段から出力それぞれされる受信信号の振幅に対応して、その振幅が小さいほどその圧縮率が大きい圧縮をそれぞれ行う非線形圧縮手段と、

この非線形圧縮手段の出力振幅それぞれを量子化するアナログ・デジタル変換手段と、

このアナログ・デジタル変換手段の出力それぞれを、前記量子化した振幅を各レベルの非線形係数に基づいて振幅を復元する非線形伸張手段と、

前記振動子グループに対応する前記非線形伸張手段の出力それぞれを、前記駆動においてそれぞれ付した前記位相差を元に戻し、これらの信号すべてを加算する整相加算処理手段と、

この整相加算処理手段の出力を、高調波成分を選択的に処理して画像信号を抽出し、2次元画像データを出力する信号処理手段と、

この信号処理手段の出力を表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

30

【請求項 3】

前記非線形圧縮手段は、極性を違えて並列接続した2個のダイオードに第1の抵抗を直列接続した回路が、第2の抵抗に並列接続された入力インピーダンスを入力信号端子に備え、前記第1の抵抗の値は前記第2の抵抗の値の数分の1～1/10に、前記第1の抵抗と帰還抵抗が同等の抵抗値にそれぞれ設定される演算増幅器回路であり、入出力特性が前記ダイオードの順方向電圧において屈曲して増幅率が変化するものであることを特徴とする請求項1または2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記非線形圧縮手段は、第1の抵抗と第2の抵抗が直列接続される帰還抵抗の中間点に、第1のダイオードのカソードに第1の直流電源の陰極が接続された第1の屈曲点回路と、第2のダイオードのアノードに第2の直流電源の陽極が接続された第2の屈曲点回路とが、並列接続された屈曲設定回路の前記ダイオードの側端が接続され、前記直流電源の側端が接地された帰還回路を備え、入力信号端子の入力インピーダンスとして第3の抵抗を接続した演算増幅器回路であり、入出力特性の増幅率が変化する屈曲部の電圧を前記直流電源の電圧により設定し、屈曲してなる増幅率を、前記第1および第2の抵抗の抵抗値比率で設定したものであることを特徴とする請求項1または2記載の超音波診断装置。

40

【請求項 5】

前記非線形圧縮手段は、予め設定した係数を出力する係数回路と、この係数nを読み込んで、入力信号をn回乗算する乗算手段と、入力信号の正負符号を判別記憶して前記乗算手

50

段の結果出力に同符号を付す符号符与手段とからなり、入力信号の累乗を出力する入出力特性であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記増幅手段の出力に、前記非線形圧縮手段へ接続、または直接前記アナログ・デジタル変換手段へ接続のいずれかを選択する第 1 の切換えスイッチと、前記アナログ・デジタル変換手段の出力に、前記第 1 の切換えスイッチに同期し、この第 1 の切換えスイッチが前記非線形圧縮手段へ接続される場合は前記非線形伸張手段へ接続し、または第 1 の切換えスイッチが直接前記アナログ・デジタル変換手段に接続される場合は、直接前記画像信号処理手段に接続を行う第 2 の切換えスイッチとを具備して、前記非線形圧縮手段および前記非線形伸張手段の接続、非接続を選択することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 10

【請求項 7】

前記増幅手段の出力それぞれに、前記非線形圧縮手段へ接続、または直接前記アナログ・デジタル変換手段へ接続のいずれかを選択する第 1 の切換えスイッチと、前記アナログ・デジタル変換手段の出力それぞれに、前記第 1 の切換えスイッチそれぞれに同期し、この第 1 の切換えスイッチが前記非線形圧縮手段へ接続される場合は前記非線形伸張手段のそれぞれへ接続し、また前記切替えスイッチが直接前記アナログ・デジタル変換手段にそれぞれ接続される場合は、直接前記整相加算手段にそれぞれ接続する第 2 の切換えスイッチとを具備して、前記非線形圧縮手段および前記非線形伸張手段の接続、非接続を選択することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。 20

【請求項 8】

プローブに備えられ、超音波を送受信する振動子グループの複数の振動子を予め設定した位相差を付して電気信号で駆動する超音波送信ステップと、

この超音波送信ステップの駆動により放射された超音波が、反射して再び前記振動子グループの各振動子に受信され、電気信号に変換された受信信号をそれぞれ増幅する増幅ステップと、

この増幅ステップの結果の入力振幅の増大に対応して、その増幅率の 1 次微分係数が正值となる入出力特性を有し、前記受信信号の振幅が小さいほどその圧縮率が大きい圧縮する非線形圧縮ステップと、

この非線形圧縮ステップの結果の信号振幅を等間隔にそれぞれ量子化するアナログ・デジタル変換ステップと、 30

このアナログ・デジタル変換ステップの結果のそれぞれを、前記量子化の各レベルに非線形係数を付して振幅レベルを復元する非線形伸張ステップと、

前記振動子グループに対応する前記非線形伸張ステップの結果のそれぞれを、前記駆動においてそれぞれ付した予め設定した位相差を元に戻して、これらすべてを加算処理する整相加算ステップと、

この整相加算ステップの結果に対し、高調波成分を選択的にデジタル処理して画像信号を抽出し、2 次元画像の走査線を得る画像信号処理ステップと、

この画像信号処理ステップの結果を画像表示する表示ステップとからなることを特徴とする超音波診断装置の信号処理方法。 40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置の超音波受信信号の処理に関し、特にハーモニックイメージング法などにおける高調波信号処理を行う超音波診断装置およびその処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置による超音波断層像の描出には、プローブ（探触子とも呼ばれる）に備える超音波振動子から超音波が生体の内部に放射され、これらが生体組織で反射した信号を再びプローブの超音波振動子で受信する。この受信信号を処理して 2 次元画像を作成し 50

、表示装置に断層像として表示される。この断層像を表示する受信信号は、一般的には、生体に放射した超音波信号の基本周波数を中心周波数とするほぼ同等の周波数帯域の信号であり、この受信信号の基本周波数成分が処理されて、これらから得た画像情報が超音波断層画像と呼ばれる。

【0003】

最近では、プローブの広帯域対応への改良や、信号処理の高周波対応がなされて、放射した超音波が生体で反射、あるいは生体を伝播する場合に、その非線形特性により生じる高調波信号を再びプローブの超音波振動子で受信して、これらを処理して2次元の画像情報を得て断層画像を作成するティッシュ・ハーモニックイメージング法やコントラスト・ハーモニックイメージング法による超音波断層画像表示も行われる。

10

【0004】

このハーモニックイメージング法では、生体組織の特性により生じる2次高調波成分を主に超音波画像の描出・構成に用いるので、基本周波数帯域の信号による画像に比べてコントラスト分解能や方位分解能に優れ、また多重反射やサイドローブによる画像上のノイズが減少する特徴がある。したがって、これによる画像では、臓器や病変の輪郭が明瞭になり、胆嚢や血管などの管腔内部が鮮明に表示することができる特徴がある。

【0005】

このハーモニックイメージングを行う超音波診断装置では、基本周波成分が圧倒的に多く含まれる超音波反射信号を電気信号に変換した受信信号に対し、高調波成分を取り出すフィルタ処理が行なわれるが、この処理において受信信号をアナログ・アナログ変換した後に、デジタルフィルタで基本波を除去しようとする、アナログ・アナログ変換のダイナミックレンジが不足することが問題であった。

20

【0006】

このダイナミックレンジの不足に対応する方法として、従来はプローブに備える超音波振動子の受信特性を変えて、基本周波数帯域の感度を減衰させ、受信高調波成分の感度を相対的に上げる手法でダイナミックレンジ不足を補っていたが、この手法でもアナログ・アナログ変換のダイナミックレンジが十分確保できない問題が依然あった。

【0007】

また近年、高周波、高分解能のアナログ・アナログ変換素子が開発されているが、これらは高価であり、さらに周辺回路に対しても分解能を上げるなどの対応が必要となり、コストが高くなる。また消費電力が増加して、これらは新たな問題となっている。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

この発明は上記の問題に鑑みてなされたもので、大きいダイナミックレンジで高調波成分をアナログ・デジタル変換処理する超音波診断装置およびその処理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】

【0009】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波を送受信する振動子を電気信号で駆動する超音波送信手段、およびこの駆動で放射された超音波の反射信号が前記振動子に受信され、電気信号に変換された受信信号を増幅する増幅手段を備える超音波診断装置であって、前記増幅手段から出力される受信信号の振幅に対応して、その振幅が小さいほどその圧縮率が大きい圧縮を行う非線形圧縮手段と、この非線形圧縮手段の出力振幅を量子化するアナログ・デジタル変換手段と、このアナログ・デジタル変換手段の出力を、前記量子化した振幅を各レベルの非線形係数に基づいて振幅を復元する非線形伸張手段と、この非線形伸張手段の出力を、高調波成分を選択的に処理して画像信号を抽出し、2次元画像データを出力する信号処理手段と、この信号処理手段の出力を表示する表示手段とを具備することを特徴とするものである。

40

【0010】

50

また、上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波を送受信する振動子グループの複数の振動子のそれぞれを、予め設定した位相差を付した電気信号で駆動する超音波送信手段、およびこの駆動により放射された超音波の反射信号が再び前記振動子グループに受信され、電気信号に変換された受信信号をそれぞれ増幅する増幅手段を備える超音波診断装置であって、前記増幅手段から出力それぞれされる受信信号の振幅に対応して、その振幅が小さいほどその圧縮率が大きい圧縮をそれぞれ行う非線形圧縮手段と、この非線形圧縮手段の出力振幅それぞれを量子化するアナログ・デジタル変換手段と、このアナログ・デジタル変換手段の出力それぞれを、前記量子化した振幅を各レベルの非線形係数に基づいて振幅を復元する非線形伸張手段と、前記振動子グループに対応する前記非線形伸張手段の出力それぞれを、前記駆動においてそれぞれ付した前記位相差を元に戻し、これらの信号すべてを加算する整相加算処理手段と、この整相加算処理手段の出力を、高調波成分を選択的に処理して画像信号を抽出し、2次元画像データを出力する信号処理手段と、この信号処理手段の出力を表示する表示手段とを具備することを特徴とするものである。

10

20

30

40

50

【0011】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記非線形圧縮手段は、極性を違えて並列接続した2個のダイオードに第1の抵抗を直列接続した回路が、第2の抵抗に並列接続された入力インピーダンスを入力信号端子に備え、前記第1の抵抗の値は前記第2の抵抗の値の数分の1～1/10に、前記第1の抵抗と帰還抵抗が同等の抵抗値にそれぞれ設定される演算増幅器回路であり、入出力特性が前記ダイオードの順方向電圧において屈曲して増幅率が変化するものであることを特徴とするものである。

【0012】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記非線形圧縮手段は、第1の抵抗と第2の抵抗が直列接続される帰還抵抗の中間点に、第1のダイオードのカソードに第1の直流電源の陰極が接続された第1の屈曲点回路と、第2のダイオードのアノードに第2の直流電源の陽極が接続された第2の屈曲点回路とが、並列接続された屈曲設定回路の前記ダイオードの側端が接続され、前記直流電源の側端が接地された帰還回路を備え、入力信号端子の入力インピーダンスとして第3の抵抗を接続した演算増幅器回路であり、入出力特性の増幅率が変化する屈曲部の電圧を前記直流電源の電圧により設定し、屈曲してなる増幅率を、前記第1および第2の抵抗の抵抗値比率で設定したものであることを特徴とするものである。

【0013】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記非線形圧縮手段は、予め設定した係数を出力する係数回路と、この係数nを読み込んで、入力信号をn回乗算する乗算手段と、入力信号の正負符号を判別記憶して前記乗算手段の結果出力に同符号を付す符号付与手段とからなり、入力信号の累乗を出力する入出力特性であることを特徴とするものである。

【0014】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記増幅手段の出力に、前記非線形圧縮手段へ接続、または直接前記アナログ・デジタル変換手段へ接続のいずれかを選択する第1の切換えスイッチと、前記アナログ・デジタル変換手段の出力に、前記第1の切換えスイッチに同期し、この第1の切換えスイッチが前記非線形圧縮手段へ接続される場合は前記非線形伸張手段へ接続し、または第1の切換えスイッチが直接前記アナログ・デジタル変換手段に接続される場合は、直接前記画像信号処理手段に接続を行う第2の切換えスイッチとを具備して、前記非線形圧縮手段および前記非線形伸張手段の接続、非接続を選択することを特徴とするものである。

【0015】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記増幅手段の出力それぞれに、前記非線形圧縮手段へ接続、または直接前記アナログ・デジタル変換手段へ接続のいずれかを選択する第1の切換えスイッチと、前記アナログ・デジタル変換手段の出力それぞれに

、前記第１の切換えスイッチそれぞれに同期し、この第１の切換えスイッチが前記非線形圧縮手段へ接続される場合は前記非線形伸張手段のそれぞれへ接続し、また前記切替えスイッチが直接前記アナログ・デジタル変換手段にそれぞれ接続される場合は、直接前記整相加算手段にそれぞれ接続する第２の切換えスイッチとを具備して、前記非線形圧縮手段および前記非線形伸張手段の接続、非接続を選択することを特徴とするものである。

【００１６】

また、上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置の信号処理方法は、プローブに備えられ、超音波を送受信する振動子グループの複数の振動子を予め設定した位相差を付して電気信号で駆動する超音波送信ステップと、この超音波送信ステップの駆動により放射された超音波が、反射して再び前記振動子グループの各振動子に受信され、電気信号に変換された受信信号をそれぞれ増幅する増幅ステップと、この増幅ステップの結果の入力振幅の増大に対応して、その増幅率の１次微分係数が正值となる入出力特性を有し、前記受信信号の振幅が小さいほどその圧縮率が大きい圧縮する非線形圧縮ステップと、この非線形圧縮ステップの結果の信号振幅を等間隔にそれぞれ量子化するアナログ・デジタル変換ステップと、このアナログ・デジタル変換ステップの結果のそれぞれを、前記量子化の各レベルに非線形係数を付して振幅レベルを復元する非線形伸張ステップと、前記振動子グループに対応する前記非線形伸張ステップの結果のそれぞれを、前記駆動においてそれぞれ付した予め設定した位相差を元に戻して、これらすべてを加算処理する整相加算ステップと、この整相加算ステップの結果に対し、高調波成分を選択的にデジタル処理して画像信号を抽出し、２次元画像の走査線を得る画像信号処理ステップと、この画像信号処理ステップの結果を画像表示する表示ステップとからなることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【００１７】

本発明による超音波診断装置は、反射した超音波信号による受信信号の入力に対し、その入力振幅の増大と共に出力振幅増幅率が増大する特性を有する非線形圧縮手段を備えるので、ビット数を増加させることなく、アナログ・デジタル変換の入力ダイナミックレンジを等価的に拡大することができる。しかも、アナログ・デジタル変換の量子化において、この非線形圧縮手段の入力振幅の増大と共に出力振幅増幅率がより増大する特性により、信号振幅が小さい場合には量子化分解能が粗く、信号振幅が大きい場合には量子化の分解能が細かく行なわれるので、振幅に反比例する量子化誤差による量子化サイドローブやホワイトノイズなどを抑える効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１８】

以下、本発明の実施形態を図面により詳細に説明する。

【００１９】

図１は、本発明の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【００２０】

本実施形態の大略な構成は、駆動信号を出力し、反射信号を処理して画像信号を出力する超音波診断装置の本体部１０と、この本体部１０にケーブル１３を介して接続される超音波振動子１５を有するプローブ１４と、本体部１０から出力される画像信号が入力されて、断層画像を表示する表示装置２４とからなる。

【００２１】

さらに、図１に示すように、本体部１０は、システムクロック発信器を含み、駆動パルス信号を出力する送信制御回路１１と、この駆動パルス信号により振動子１５を駆動する駆動信号をプローブケーブル１３を介してプローブ１４へ出力する駆動送信回路１２が、駆動系回路として備えられる。

【００２２】

一方、本体部１０の受信系回路は、プローブ１４の振動子１５が受信した反射超音波が電気信号の反射信号に変換されて、同じくプローブケーブル１３を通じて、入力される前

10

20

30

40

50

置増幅器 16 を備える。さらに、この受信系回路には、前置増幅器の出力が入力される、入力と出力の関係が予め設定した所定の特性を有する非線形圧縮回路 17 と、この非線形圧縮回路 17 の出力が入力されるアナログ・デジタル（以降 A/D と表記する）変換回路 18 と、この A/D 変換回路 18 のデジタル量子化された出力が入力される非線形伸張回路 19 とを備える。この本体部 10 の受信系回路の非線形伸張回路 19 の出力が入力され、受信遅延制御回路 21 からの超音波信号のビーム方向および収束位置を確定する遅延データも別途入力される整相加算回路 22 と、この整相加算回路 22 から出力された受信信号を 2 次元画像のスキミング信号に変換処理する信号処理回路 23 を備えて構成される。さらに、この信号処理回路 23 の出力を画像として表示する表示装置 24 を備える。

【0023】

次に、本実施形態の作用、動作を説明する。

【0024】

先ず生体内へ、超音波信号を照射する超音波送信駆動が、上述の本体部 10 の駆動系回路により行なわれる。この超音波信号の発生は、システムクロック発信器を含む送信制御回路 11 が、所定のタイミングで駆動パルス信号を出力し、これが入力された駆動送信回路 12 は、所定の振幅、例えば数 10 V の駆動信号を出力する。さらに、この駆動信号は、プローブケーブル 13 介してプローブ 14 の振動子 15 に印加されて、超音波放射信号が振動子 15 から放射される。

【0025】

振動子 15 から放射された超音波送信信号は、生体組織内の伝搬や組織境界での反射において、非線形特性を含む散乱現象により、送信信号の主要周波数の基本波成分およびその高調波成分を含む超音波散乱波を生じる。この超音波散乱波の一部が、再びプローブ 14 の方向に向かう超音波反射信号となって、振動子 15 により受信されて、受信信号として電気信号に変換される。

【0026】

この受信信号は、接続しているプローブケーブル 13 を通じて、本体部 10 に備える受信系回路の前置増幅器 16 に入力される。この前置増幅器により所定の増幅がされた受信信号は、入力と出力の関係が予め設定した所定の特性を有する非線形圧縮回路 17 に入力される。

【0027】

この非線形圧縮回路 17 の所定の特性は、図 2 に示す線形特性 25 のように、通常の増幅器の入力・出力の関係が、入力振幅に関わらず一定の増幅係数（増幅率） K_a の関係で出力するものと異なり、入力振幅 P ($P_1 < P_2 < P_3 < \dots < P_n$) に対応して、それぞれ増幅係数（増幅率） $K(P)$ ($0 < K(P_1) < K(P_2) < K(P_3) < \dots < K(P_n) < K_a$) の関係を有し、振幅レベルの増大に伴い、その増幅率 $K(P)$ が徐々に連続的または段階的に増大変化する特性に設定してある。この特性は、例えば同図の非線形特性 26、27、28、29 に示すような、入力振幅が大きくなると増幅率の傾き（1 次微分）が大きくなる入出力の特性である。

【0028】

本実施形態の非線形圧縮回路 17 に設定される所定の特性は、その増幅率（入出力の 1 次微分係数）の 1 次微分値（入出力の 2 次微分係数）が全ての入力振幅に対し正值となり、最大の入力振幅に対する増幅率が最大となるような、入力振幅の増大に伴ない、徐々に増幅率の変化分が増大する入出力特性、すなわち増幅率の変化分（入出力の 2 次微分値）も正值となる入出力特性に設定されることが特徴である。すなわち上述の $K(P)$ が “1” 以下に設定されて、受信信号の振幅に対応して、その振幅が小さいほどその圧縮率が大きくなる特性である。

【0029】

上述の特性の処理により、前置増幅器 16 から出力された受信信号の大半のパワーエネルギーは駆動信号の基本波成分が占めているが、これに重畳している生体の非線形特性に依存した高調波成分が、非線形圧縮回路 17 の上述の入出力特性により強調されて、しか

10

20

30

40

50

も、図 2 の特性図の横軸で示すように、信号入力レンジが、従来の線形特性 25 による入力レンジ 25 R の増幅では対応できない過大な振幅に対しても増幅出力することができる広範な入力のダイナミックレンジ 29 R が確保でき、後段以降で処理対象となる高調波信号成分を高効率で出力する。

【0030】

この十分なダイナミックレンジを確保した非線形圧縮回路 17 のアナログ出力が、A / D 変換回路 18 に入力され、受信信号がデジタル量子化される。この量子化においては、図 2 の縦軸、横軸に示すように、入力振幅が小さい範囲では粗く、入力振幅の大きい範囲では密な分解能となる。

【0031】

次にこの A / D 変換回路 18 の出力が、そのデジタル量子化の各レベルに非線形係数を付して振幅レベルをそれぞれ伸張復元する元の信号に戻す非線形伸張回路 19 に入力され、出力の復元された信号は、次段の整相加算回路 22 に入力される。

【0032】

駆動信号毎に対応する受信信号の処理を行う整相加算回路 22 では、送信制御回路 11 のシステムクロックに同期して、超音波信号の駆動毎のビーム方向および収束位置を設定する遅延データが受信遅延制御回路 21 から入力される。この遅延データより、非線形伸張回路 19 から入力された受信信号が、所定のそれぞれの方向に放射した収束ビームに対応する所定の走査線の画像信号として処理される。整相加算回路 22 の出力は、2 次元画像のスキニング信号に変換処理する信号処理回路 23 に入力される。

【0033】

信号処理回路 23 では、入力された信号の高調波成分を選択的に処理するフィルタリングおよび増幅がなされ、さらに、エッジ処理あるいはノイズ除去などの画像信号の処理と、これら画像信号を 2 次元画面に構成する処理が行なわれて、処理後の画像データが表示装置 24 に入力される。

【0034】

この画像データが、表示装置 24 に 2 次元表示されて、ハーモニクイメーシング画像が観察できる。

【0035】

次に、上述の実施形態における信号処理の特徴、効果について説明する。

【0036】

A / D 変換回路 18 で行なう受信信号のデジタル量子化において、量子化の誤差は、一般的には整相処理した後に量子化サイドローブやホワイトノイズなどの画像ノイズとして現れる。この量子化誤差によるノイズ（量子化ノイズと呼ぶ）は、従来の画像ノイズにおいて信号振幅に反比例して大きくなる。

【0037】

しかし、本実施形態では、A / D 変換回路 18 の入力における非線形処理により、振幅の小さな受信信号に対しては、A / D 変換の分解能が粗く、振幅が大きな受信信号には A / D 変換の分解能が細かく密に変換する。したがって、本実施形態の受信信号の処理では、信号振幅が大きいとき、非線形特性による量子化ノイズは従来のノイズに比べて抑えることができる。

【0038】

すなわち、整相加算処理後の受信信号に生じる量子化サイドローブやホワイトノイズなどの従来の画像ノイズに対して、A / D 変換回路 18 の入力における非線形処理に起因する量子化ノイズの影響が小さい本実施形態では、直接 A / D 変換処理を行なう従来の信号処理による画像に比して遜色が無く、しかもダイナミックレンジがより大きい画像を得ることができる。

【0039】

受信信号の処理において、従来の A / D 変換の有効ビット数に対し、より大きなダイナミックレンジで信号を処理することが可能になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

また、所望のダイナミックレンジを A / D 変換回路の分解能（ビット数）を変更せずに実現できるので、A / D 変換回路の分解能を上げるためのコストアップ、消費電力のアップを避けることができる。

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の第 2 の実施形態につき、上述の所定の特性を得る非線形圧縮回路 1 7 の詳細について図 3 を用いて説明する

本実施形態は、図 3（a）に示すように、増幅回路 3 1 の逆相入力端子 3 1 a と入力信号源 3 0 との間の逆相入力抵抗 3 3 に、アノードとカソードを互いに違えて並列に接続した 2 個のダイオード D 3 5 1、D 3 5 2 に抵抗 R 3 5 3 を直列接続した特性設定回路 3 5 が並列接続される。また、帰還抵抗 3 4 が増幅回路 3 1 の出力端子 3 1 c と逆相入力端子 3 1 a のそれぞれに接続されて帰還増幅回路を構成する。なお、抵抗 3 2 は正相入力抵抗であり、抵抗 3 6 は出力抵抗で、次段の A / D 変換回路 1 8 の入力インピーダンスに対応する。

【 0 0 4 2 】

この実施形態では、非線形圧縮回路の入出力特性は、同図（b）の特性図に示す特性 3 9 のように、入力信号の振幅がダイオード D 3 5 1、D 3 5 2 の通常の順方向降下電圧の数 1 0 0 mV 以下では、これらがオフとなるので増幅回路 3 1 の増幅率は逆相入力抵抗 3 3 と帰還抵抗 3 4 の比率である小さな増幅率の特性 3 9 a となる。一方、振幅が数 1 0 0 mV 以上ではダイオード D 3 5 1、D 3 5 2 がオンとなって、逆相入力抵抗 3 3 と抵抗 R 3 5 3 の並列接続の抵抗値と帰還抵抗 3 4 の比率である大きい増幅率の特性 3 9 b となる。すなわち、ダイオード D 3 5 1、D 3 5 2 がオン・オフする順方向降下電圧を屈曲点 3 9 c とする増幅率の傾きが切替わる特性を有する非線形出力手段となる。

【 0 0 4 3 】

なお同図（b）の特性 3 8 は、従来の超音波診断装置において A / D 変換回路に入力する受信信号に行われる処理の入出力の関係を示す特性である。本実施形態では、特性 3 9 a、3 9 b に示すように、屈曲点 3 9 c 以下の小さい振幅入力に対する特性は、従来の超音波診断装置の有する特性より小さい増幅率になる特性に設定される。

【 0 0 4 4 】

この実施形態によれば、入力信号の振幅がダイオードの順方向降下電圧付近の数 1 0 0 mV を堺に増幅特性が変化するので、主要な信号成分の基本波成分の信号レベルが比較的小さい場合の信号に、有効にダイナミックレンジの拡大確保ができる。また、対信号ノイズの大きい小信号レベルにおいて、その量子化ノイズも無視できる程度に設定できる。

【 0 0 4 5 】

次に、第 3 の実施形態について、図 4 を用いて説明する

本実施形態の所定の特性を得る非線形圧縮回路は、図 4（a）に示すように、増幅回路 4 1 の帰還回路に、帰還抵抗 4 4 を所定の比率に分割した帰還抵抗 R 4 4 1 と帰還抵抗 R 4 4 2 の中間接続点に、ダイオード D 4 5 1 のアノードに陽極を直列接続するバイアス電源 B 4 5 5 と、ダイオード D 4 5 2 のカソードに陰極を同じく直列接続するバイアス電源 B 4 5 6 とがそれぞれ並列に接続されて、これら電源の他端が接地される帰還増幅回路を構成する。なお、抵抗 4 2 a、4 2 b はそれぞれ正相入力抵抗、逆相入力抵抗であり、抵抗 4 6 は出力抵抗で次段の A / D 変換回路 1 8 の入力インピーダンスに対応する。

【 0 0 4 6 】

この実施形態では、非線形圧縮回路の入出力特性は、同図（b）の特性図に示す特性 4 9 ように、入力信号の振幅がダイオード D 4 5 1、D 4 5 2 の順方向降下電圧の数 1 0 0 mV とそれぞれのバイアス電源 B 4 5 5 あるいはバイアス電源 B 4 5 6 電圧の極性を考慮した合計電圧を超える出力電圧で、ダイオード D 4 5 1 あるいはダイオード D 4 5 2 がオン・オフする。それぞれ合計電圧を屈曲点 4 9 c、（4 9 c'）とする増幅率の傾き特性 4 9 a、4 9 b（4 9 a'、4 9 b'）を切替える特性を有する非線形出力手段となる。なお同図（b）の特性 4 8 は、従来の超音波診断装置の A / D 変換回路に入力する受信信

10

20

30

40

50

号に行われる処理の入出力の関係を示す特性で、本実施形態の特性 49 に示すように、屈曲点 49c (49c') 以下の特性は従来の超音波診断装置の有する特性より小さい増幅率になる特性が設定される。

【0047】

この実施形態では、非線形圧縮回路の入出力特性は、図 4 (b) の特性図に示す特性 49 のように、入力信号の振幅がダイオード D451、D452 の順方向降下電圧の数 100 mV に対し、バイアス電源 B455、B456 の電圧の変化、調整により、任意の電圧の屈曲点 49c (49c') を所望の電圧値に設定できる。

【0048】

すなわち、この入出力特性は、正負非対称の特性や、これらがオフとなる増幅回路 41 の増幅率は逆相入力抵抗 42a と帰還抵抗 34 あるいは抵抗 R441 の比率となる小さな増幅率の特性 49a の傾きを種々に設計、設定できる構成となる。

【0049】

したがって、本実施形態によれば、対象となる信号の振幅特性や高調波信号成分の重畳の特性により、屈曲点電圧や増幅率を適切に設計変更することができ、小振幅信号における対信号ノイズの状況に対応させた処理回路の設計が容易となる。

【0050】

次に、第 4 の実施形態について、図 5 を用いて説明する

本実施形態の所定の特性を得る非線形圧縮回路 50 は、図 5 (a) に示すように、前置増幅回路 16 による増幅の後に、所定の数式に基づく演算の乗算を行う乗算回路部 51 と、この乗算における係数を設定保持する係数回路部 52 と、入力の信号極性に対応して出力の符号を設定する符号演算回路部 53 とから構成される。

【0051】

所望する特性を、例えば、入力 x に対し a 累乗して、入力と同符号を付す $Y = \text{sing}(x) |x|^a$ の関係を有する出力 Y とすると、先ず係数回路部 52 から指数 a を読み出し、 a 回の乗算を繰り返す乗算回路部 51 の出力に、符号演算回路部 53 で入力信号の極性を判別し、これと同極性の符号を付して、非線形圧縮回路 50 の出力として次段の A/D 変換回路 18 へ入力する。

【0052】

この実施形態では、非線形圧縮回路の入出力特性は、入出力の関係を定義する関係式で設定し、係数回路部 52 からの予め設定した係数データと共に、その演算は乗算回路部 51 において行うので、上述の屈曲点がある特性に比較して、滑らかな連続的な増幅率の変化をする特性の非線形圧縮回路を提供できる効果がある。

【0053】

次に、第 5 の実施形態について、図 6 を用いて説明する

本実施形態の超音波診断装置は、生体組織からの超音波反射信号の高調波成分によるハーモニックイメージング画像の他に、超音波反射信号の主要部分である基本波成分による従来の所謂超音波断層像として扱われる超音波画像も同様に表示し、診断部位や診断手法により、これらを使い分けるものである。

【0054】

広いダイナミックレンジを必要とするハーモニックイメージング法に比べて、例えばパルスドップラ (PW ドップラ) 法では、基本波近傍のドップラシフト周波数帯の信号を利用するので、受信信号の波形ひずみに敏感でアーチファクトが発生する。このアーチファクトを避けるために、図 6 の本体部 60 に示すように、非線形圧縮回路 17 の入力、出力に切り替えスイッチ 61a、61b を設けて、波形ひずみに敏感な画像手法の場合には、処理対象の信号を非線形圧縮回路 17 を回避するバイパス接続回路 62 を経路するように切換えて、A/D 変換回路 18 へ前置増幅器 16 の出力が直接入力される。

【0055】

また、このような非線形圧縮回路 17 を経路しない信号処理が行われる場合は、A/D 変換回路 18 の後段に接続される非線形伸張回路 19 の入力、出力にも、切り替えスイッ

10

20

30

40

50

チ 6 1 a、6 1 b に同期して作動する切り替えスイッチ 6 1 c、6 1 d を設けて、バイパス接続回路 6 3 を経路するように切換えて、処理対象の信号を整相加算回路 2 2 へ導く接続により行われる。

【 0 0 5 6 】

本実施形態よれば、反射超音波信号の処理において、診断部位や超音波画像診断手法に対応して、信号のダイナミックレンジ、あるいは信号波形のひずみ排除のいずれを重視した処理を行うかを選択設定でき、最適な処理による超音波画像を得ることができる。また、従来の基本波の反射信号による超音波診断装置と大半の構成を同じくして、切り替えスイッチにより反射超音波信号の処理方式が異なる処理が行える一体型で診断部位や超音波画像診断手法の変更に対応できる装置を提供できる効果がある。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 7 】

【図 1】本発明の実施形態を示すブロック構成図。

【図 2】本発明の実施形態における非線形圧縮回路の入出力の関係を示す特性図。

【図 3】本発明の第 2 の実施形態における非線形圧縮回路の詳細な構成を示す回路図および特性図。

【図 4】本発明の第 3 の実施形態における非線形圧縮回路の詳細な構成を示す回路図および特性図。

【図 5】本発明の第 4 の実施形態における非線形圧縮回路の詳細な構成を示す回路図および特性図。

20

【図 6】本発明の第 5 の実施形態を示すブロック構成図。

【符号の説明】

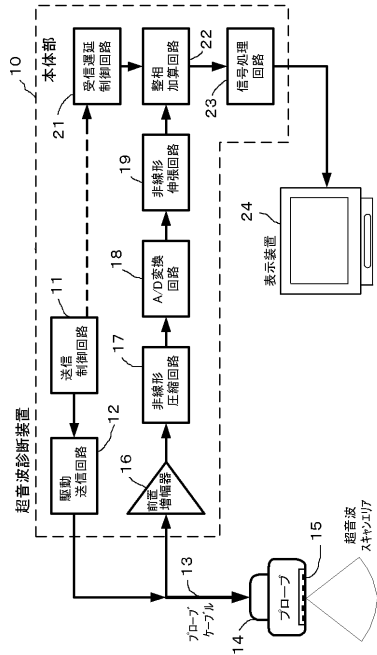
【 0 0 5 8 】

- 1 0、6 0・・・本体部、
- 1 1・・・送信制御回路、
- 1 2・・・駆動送信回路、
- 1 3・・・プローブケーブル、
- 1 4・・・プローブ、
- 1 5・・・振動子、
- 1 6・・・前置増幅器、
- 1 7・・・非線形圧縮回路、
- 1 8・・・アナログ・デジタル変換回路、
- 1 9・・・非線形伸張回路、
- 2 1・・・受信遅延制御装置、
- 2 2・・・整相加算回路
- 2 3・・・信号処理回路、
- 2 4・・・表示装置、
- 3 0、4 0・・・入力信号源（前置増幅器出力）、
- 3 1、4 1・・・増幅回路、
- 3 2、4 2 a・・・同相入力抵抗、
- 3 3、4 2 b・・・逆相入力抵抗、
- 3 4、4 4・・・帰還抵抗、
- 3 5、4 5・・・特性設定回路、
- 3 6、4 6・・・出力抵抗、
- 5 1・・・乗算回路、
- 5 2・・・係数回路、
- 5 3・・・符号演算回路、
- 6 1 a～6 1 d・・・切り替えスイッチ、
- 6 2、6 3・・・バイパス回路。

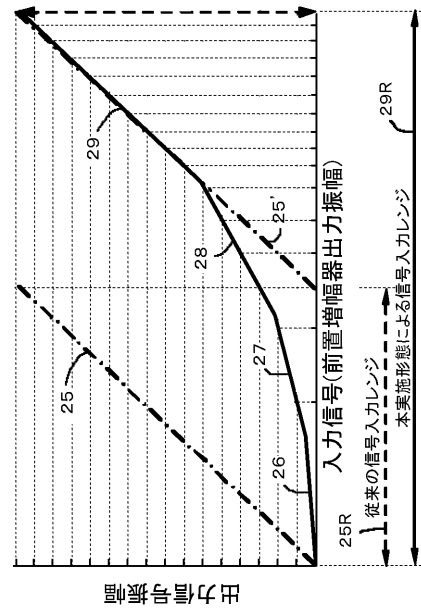
30

40

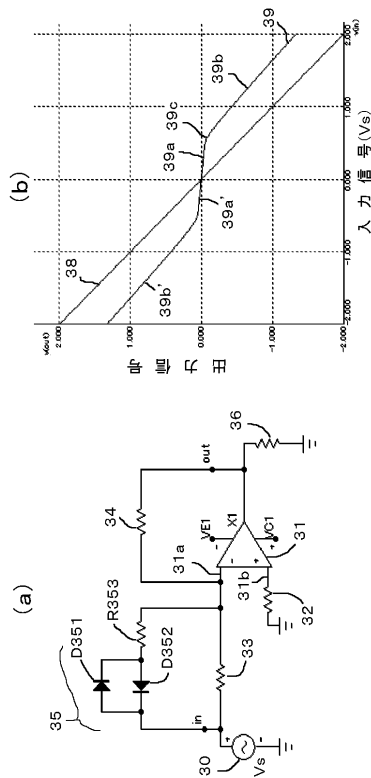
【図 1】



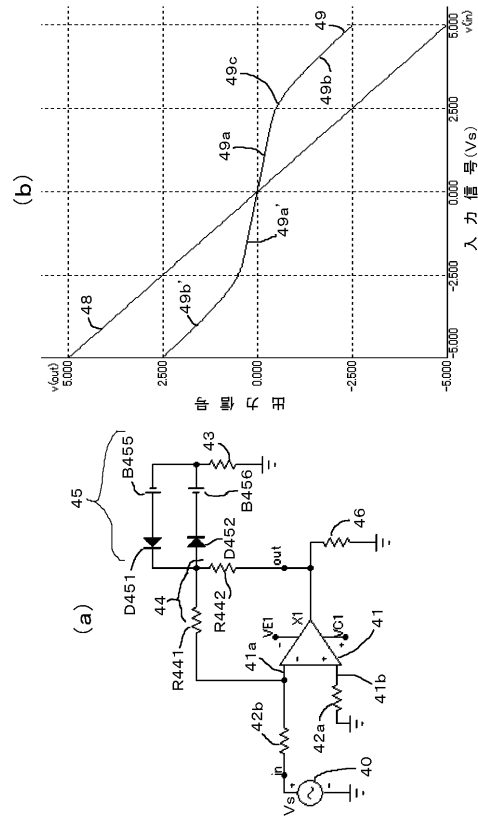
【図 2】



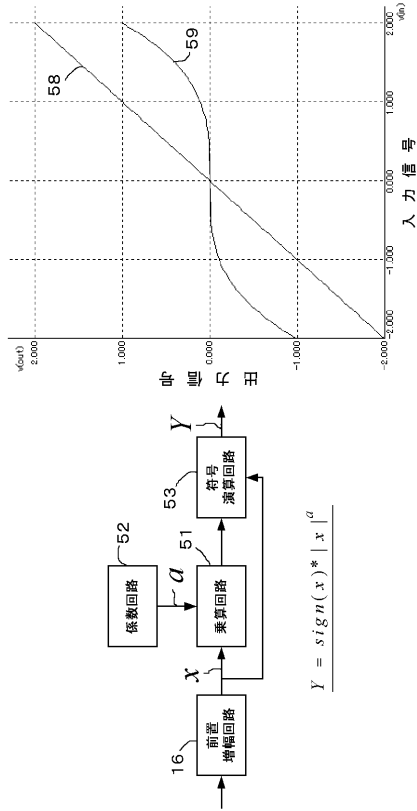
【図 3】



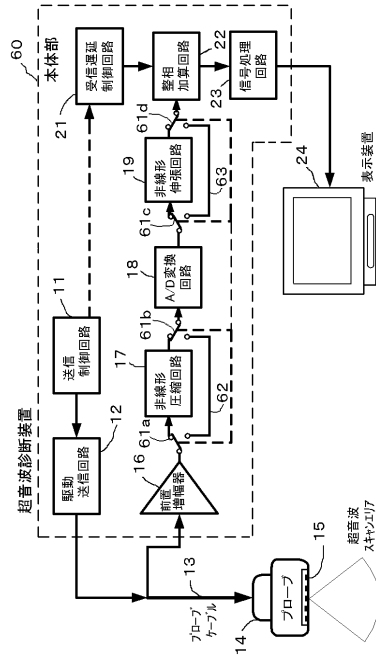
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其信号处理方法		
公开(公告)号	JP2006149502A	公开(公告)日	2006-06-15
申请号	JP2004341566	申请日	2004-11-26
[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	内海勲		
发明人	内海 勲		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE12 4C601/EE01 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/JB11 4C601/JB20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断装置，其用于对具有大动态范围的谐波分量进行模数转换和处理，以及其处理方法。在放大被转换为电信号的接收信号之前，用于驱动用于发送和接收超声波的振动器（15）的驱动传输电路（12）以及由驱动器产生的超声波被振动器（A）反射和接收。接通放大器16，非线性压缩电路17，其随着振幅减小而以更大的压缩比执行压缩，该振幅对应于从放大器输出的接收信号的振幅，并且非线性压缩电路的输出振幅以相等的间隔。用于量化的模数转换电路18，用于基于每个电平的非线性系数来恢复数字输出的量化幅度的非线性扩展电路19，以及用于使该输出的延迟相位对准的定相加法电路。参照图22，信号处理电路23，用于选择性地数字处理该输出的谐波分量以提取图像信号并输出二维图像的扫描线，以及显示装置，用于将该信号处理电路的输出显示为图像。24 一种超声波诊断装置，包括：[选型图]图1

