

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5682465号  
(P5682465)

(45) 発行日 平成27年3月11日(2015.3.11)

(24) 登録日 平成27年1月23日(2015.1.23)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 7 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2011-131755 (P2011-131755)                  (22) 出願日 平成23年6月14日 (2011.6.14)                  (65) 公開番号 特開2013-197 (P2013-197A)                  (43) 公開日 平成25年1月7日 (2013.1.7)                  審査請求日 平成26年3月7日 (2014.3.7)</p>	<p>(73) 特許権者 000001270                  コニカミノルタ株式会社                  東京都千代田区丸の内二丁目7番2号                  (74) 代理人 110001254                  特許業務法人光陽国際特許事務所                  (72) 発明者 大久保 毅                  東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ                  ルタエムジー株式会社内                    審査官 後藤 順也</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する振動子と、

前記振動子による反射超音波の受信を行うときに、前記振動子に対してノイズを含む電圧を印加して前記受信信号を確率共鳴現象により増幅させるためのノイズ出力部と、

前記受信信号から高調波成分を抽出する高調波抽出部と、

前記高調波抽出部によって抽出された高調波成分に基づいて前記被検体内の超音波診断画像データを生成する画像処理部と、

を備え、

前記ノイズ出力部は、前記確率共鳴現象によって前記高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記ノイズ出力部は、前記確率共鳴現象によって3次高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記ノイズ出力部は、前記振動子が受信する反射超音波の深度に応じて、前記確率共鳴現象による前記高調波成分の増幅の増幅率が次数毎に変更されるように前記ノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波画像

診断装置。

【請求項 4】

前記ノイズ出力部は、印加する電圧に含まれるノイズのパターンを変更することにより、前記確率共鳴現象による前記高調波成分の増幅の増幅率を次数毎に変更することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記ノイズ出力部は、前記被検体における所定の深度からの反射超音波を前記振動子が受信するタイミングで前記高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

10

【請求項 6】

前記ノイズ出力部によって出力される電圧が前記受信信号のベースラインに整合するように該電圧に対してバイアス電圧を重畳するバイアス電圧供給部を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記バイアス電圧供給部は、前記振動子が受信する反射超音波の深度に応じて、重畳するバイアス電圧の大きさを変更することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を被検体に送信し、音響インピーダンスの異なる境界にて送信超音波が反射・散乱することにより発生する反射超音波を受信し、この受信信号に基づいて画像化することにより非侵襲的に生体の形態を観察する医用診断法が知られている。この医用診断法では、例えば、超音波画像診断装置が用いられる。この超音波画像診断装置では、電氣的に生成させた送信波形を音圧（送信超音波）に変換するとともに、反射超音波を電気信号に変換することができる圧電材料が用いられている。

30

【0003】

上述した原理によれば、送信超音波の周波数が高いほど空間分解能の高い画像を得ることができるが、その反面、被検体内での減衰が大きく、反射超音波の強度は低下し、したがって、 $S/N$ （Signal-Noise ratio）は低くなる。すなわち、受信信号に含まれるノイズの割合が大きく、ダイナミックレンジが低下する。ここで、ダイナミックレンジとは、最大の信号レベルからノイズのレベルを引いたものである。さらに、反射超音波の強度は被検体中の深度とともに低下する。そのため、画質、周波数及び深度といった、相反する関係にある要素の何れをも満足させつつ受信信号の  $S/N$  を高める技術が課題となっていた。そのため、超音波を送受信するための振動子、受信信号の電氣的増幅技術、信号処理及び画像処理等、様々な改良が行われてきた。

40

【0004】

例えば、適用される圧電材料として PZT（ジルコン酸塩 - チタン酸塩固溶体）や P（VDF - 3FE）（ポリフッ化ビニリデン - ポリトリフロロエチレン共重合体）が知られている。前者は、音圧 - 電気変換効率が高く、高感度で  $S/N$  の高い受信信号を得るために多く用いられている。一方、後者は、音圧 - 電気変換効率において前者よりも劣るが、感受周波数帯域が広く、高周波で広帯域な受信信号を取り扱う超音波画像診断装置に適用されることがある。

【0005】

しかしながら、これまでに、音圧 - 電気変換の向上を目的として新たな圧電材料が開発されてきたが、PZT や P（VDF - 3FE）の性能を超える圧電性・周波数特性を有す

50

る材料は見出されていない。

【0006】

また、電氣的に受信信号を増幅するために広く用いられている技術として、診断対象の深度に応じて信号の増幅率を変化させるTGC(Time Gain Compensation)等のアンプが知られている。これは、深度を音速より時間に変換し、エコー源の深度を、送信超音波を送信してからの遅延時間で測定し、測定した遅延時間に応じて受信信号の増幅率を変化させる極低ノイズアンプであり、これによりS/Nの向上を図るようにしている。

【0007】

しかしながら、このようなアンプを用いる場合には、信号だけでなく、ノイズも増幅されてしまうため、S/Nの向上にも限界がある。また、アンプは駆動されることにより熱電子を発生させ、これによりノイズが発生し、このようなノイズの影響が無視できないものとなっている。ここで、アンプを冷却して熱電子の発生を低減させる技術についても知られているが、熱電子の発生を完全に抑制することはできないため、やはり、S/Nの向上にも限界がある。また、アンプを冷却するための装置により、装置が大型化し、また、コストもかかる。

【0008】

また、信号処理により受信信号を増幅し、S/Nを向上させる方法として、符号化技術が知られている。これは、送信超音波を出力するための送信信号を位相又は周波数で変調させ、受信信号を当該送信信号と照合し、抽出された信号のみを画像化する技術である。この技術によれば、位相により送信信号を変調させる場合は、位相変調された信号の数により、また、周波数により送信信号を変調させる場合は、周波数シフト量に従い、S/Nが向上する。

また、近年の超音波画像診断装置では、複数の圧電素子をアレイ状に配置した超音波探触子が用いられており、それぞれの素子からの受信信号を整相加算する受信ビームフォーミングを行って、受信信号に含まれるノイズを低減させることにより、平均化原理によってS/Nを向上させることができる。また、この技術によれば、素子数(n)が多くなるほど、ノイズが抑圧されるため(ノイズが $1/(n^{1/2})$ となる)、さらに、S/Nの向上が期待できる。

さらには、同様の平均化原理をフレーム間積算に適用して画像処理(フレームアベレージング)を行うことによりS/Nを向上させることもできる。

【0009】

しかしながら、符号化技術によれば、生体内においては生体組織の特性により超音波が複雑に反射・散乱し、さらには、高周波数である反射超音波は大きく減衰されるため、受信信号の復調過程において、意図しない信号が増幅されてサイドローブが強く表れ、結果的にS/Nが低下することがある。一方で、高増幅率及びサイドローブの抑圧を目的として符号長や符号次元を増加させると、パルス幅や受信信号の復調時間が増大し、距離分解能やフレームレートが低下するという問題がある。

また、素子数の増加による整相加算やフレーム間積算によれば、必要な演算量が増加するとともに、フレームレートの低下が不可避である。

【0010】

受信信号のS/Nを高める課題に対し、上述した対応が採られた中、従来の超音波画像診断装置において、被検体内に光を照射し、この光の照射により生じた光音響波を圧電素子にて受信し、これに基づいて超音波診断画像を生成するようにしたものがある。この超音波画像診断装置では、光音響波から取得される受信信号の強度が微弱であるため、S/Nを向上させるために、圧電素子に対してノイズを付加して受信信号を確率共鳴により増幅させる確率共鳴法が適用されている。この技術によれば、短パルスの特性を有する光の照射により生じた音響波のパルス長も短いため、時間分解能に優れ、高い空間分解能を得ることができるようになる(例えば、特許文献1)。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 1 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 9 - 1 6 5 6 3 4 号公報

## 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 1 2 】

しかしながら、上記特許文献 1 に記載の超音波画像診断装置では、光の到達深度は極めて小さいため、せいぜい 6 mm 程度の深度までの音響波しか得ることができない。

## 【 0 0 1 3 】

本発明の課題は、高深度において空間分解能のよい、S/N の高い受信信号により良好な超音波診断画像を得ることができる超音波画像診断装置を提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 4 】

以上の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、超音波画像診断装置において、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する振動子と、

前記振動子による反射超音波の受信を行うときに、前記振動子に対してノイズを含む電圧を印加して前記受信信号を確率共鳴現象により増幅させるためのノイズ出力部と、

前記受信信号から高調波成分を抽出する高調波抽出部と、

前記高調波抽出部によって抽出された高調波成分に基づいて前記被検体内の超音波診断画像データを生成する画像処理部と、

20

を備え、

前記ノイズ出力部は、前記確率共鳴現象によって前記高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする。

## 【 0 0 1 5 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波画像診断装置において、

前記ノイズ出力部は、前記確率共鳴現象によって 3 次高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする。

## 【 0 0 1 6 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置において、

前記ノイズ出力部は、前記振動子が受信する反射超音波の深度に応じて、前記確率共鳴現象による前記高調波成分の増幅の増幅率が次数毎に変更されるように前記ノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする。

30

## 【 0 0 1 7 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波画像診断装置において、

前記ノイズ出力部は、印加する電圧に含まれるノイズのパターンを変更することにより、前記確率共鳴現象による前記高調波成分の増幅の増幅率を次数毎に変更することを特徴とする。

## 【 0 0 1 8 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

40

前記ノイズ出力部は、前記被検体における所定の深度からの反射超音波を前記振動子が受信するタイミングで前記高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を前記振動子に対して印加することを特徴とする。

## 【 0 0 1 9 】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記ノイズ出力部によって出力される電圧が前記受信信号のベースラインに整合するように該電圧に対してバイアス電圧を重畳するバイアス電圧供給部を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 2 0 】

50

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 に記載の超音波画像診断装置において、前記バイアス電圧供給部は、前記振動子が受信する反射超音波の深度に応じて、重置するバイアス電圧の大きさを変更することを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、高深度において空間分解能のよい、S/N の高い受信信号により良好な超音波診断画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図 1】超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

10

【図 2】超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】信号成分とノイズ成分の信号レベルについて説明する図である。

【図 4】深度とバイアス電圧との関係について説明する図である。

【図 5】反射超音波の周波数スペクトルを表す概要図である。

【図 6】信号成分及びノイズ成分と深度との関係について説明する図である。

【図 7】確率共鳴現象を適用しない場合の受信信号の S/N について説明する概要図である。

【図 8】確率共鳴現象を適用した場合の受信信号の S/N について説明する概要図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0023】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波画像診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0024】

本実施の形態に係る超音波画像診断装置 S は、図 1 及び図 2 に示すように、超音波画像診断装置本体 1 と超音波探触子 2 とを備えている。超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。超音波画像診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

30

【0025】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる振動子 2 a を備えており、この振動子 2 a は、例えば、方位方向（走査方向）に一次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子 2 a を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2 a の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方法を採用することもできる。また、本実施の形態において、振動子 2 a に適用される圧電素子は、PZT あるいは P(VDF-3FE) であるが、これらに限定されない。

40

【0026】

超音波画像診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 11 と、送信部 12 と、受信部 13 と、画像生成部 14 と、メモリー部 15 と、DSC (Digital Scan Converter) 16 と、表示部 17 と、制御部 18 と、ノイズ出力部 19 とを備えて構成されている。

【0027】

操作入力部 11 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデー

50

ターの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 18 に出力する。

【0028】

送信部 12 は、制御部 18 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部 12 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

10

このように構成された送信部 12 は、制御部 18 の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子 2 a を、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子 2 a に対して駆動信号を供給することにより走査を行う。

【0029】

受信部 13 は、制御部 18 の制御に従って、超音波探触子 2 からケーブル 3 を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。受信部 13 は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号をA/D変換するための回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。

20

また、受信部 13 は、高調波抽出部 13 a を備えており、受信信号の基本波成分を除去し、基本波成分の整数倍の周波数成分である 2 次高調波や 3 次高調波等の高調波成分を抽出する。高調波成分は、反射超音波の被検体内における非線形性により生じる周波数成分である。

なお、受信部 13 に、後述するノイズ出力部 19 によって出力されたノイズ成分を受信信号から除去するためのノイズ除去フィルターを備えるようにしてもよい。

【0030】

画像処理部としての画像生成部 14 は、受信部 13 からの音線データに対して包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、Bモード画像データを生成する。すなわち、Bモード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。

30

【0031】

メモリー部 15 は、例えば、DRAM (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリーによって構成されており、画像生成部 14 から送信された Bモード画像データをフレーム単位で記憶する。すなわち、メモリー部 15 は、フレーム単位により構成された超音波診断画像データとして記憶することができる。そして、記憶された超音波診断画像データは、制御部 18 の制御に従って、DSC 16 に送信される。

【0032】

DSC 16 は、メモリー部 15 より受信した超音波診断画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部 17 に出力する。

40

【0033】

表示部 17 は、LCD (Liquid Crystal Display)、CRT (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機EL (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機ELディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 17 は、DSC 16 から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波診断画像の表示を行う。なお、表示装置に代えてプリンター等の印刷装置等を適用してもよい。

【0034】

制御部 18 は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Mem

50

ory)、RAM(Random Access Memory)を備えて構成され、ROMに記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出してRAMに展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置Sの各部の動作を集中制御する。

ROMは、半導体等の不揮発メモリー等により構成され、超音波画像診断装置Sに対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

RAMは、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

10

#### 【0035】

ノイズ出力部19は、例えば、タイミングクロックや発振器等を備え、制御部18からの制御に応じ、振動子2aによる反射超音波の受信のタイミングで、振動子2aに対してノイズを含む微小電圧を印加する。振動子2aは、ノイズ出力部19からの微小電圧が印加されると、微小電圧に含まれるノイズに应答して微小変形する。振動子2aは、微小電圧が印加されるとともに反射超音波を受信すると、振動子2aの変形が確率共鳴現象によってある周波数で共鳴し、反射超音波の受信に対する応力が増幅される。したがって、変換される受信信号の強度が増幅され、S/Nが向上する。なお、振動子2aへの微小電圧の印加のタイミングが反射超音波の受信のタイミング以前であってもよい。また、所定の深度からの反射超音波の受信タイミングで振動子2aへの微小電圧の印加を開始してもよい。例えば、3次高調波成分が発生する深度からの反射超音波の受信タイミングで微小電圧の印加を開始するようにしてもよい。

20

#### 【0036】

ノイズ出力部19から出力されるノイズ成分としては、ホワイトノイズや有色ノイズの何れも適用可能であり、例えば、有色ノイズとしては、ピンクノイズ、ブルーノイズ、バイオレットノイズ等が挙げられる。ホワイトノイズは、パワースペクトル密度が周波数に拘わらず一定であるノイズである。ピンクノイズは、パワースペクトル密度が周波数に反比例であるノイズである。ブルーノイズは、パワースペクトル密度が周波数に比例であるノイズである。バイオレットノイズは、パワースペクトル密度が周波数の二乗に比例であるノイズである。なお、出力するノイズ成分は上述したものに限定されず、任意のパワースペクトル密度とすることができ、例えば、2次高調波成分及び3次高調波成分に対して確率共鳴現象が生じやすくなるようなパワースペクトル密度であるノイズ成分を出力してもよい。

30

#### 【0037】

ここで、被検体内における反射超音波は、送信超音波に対してより帯域と振幅が変調された複雑なスペクトルを与える。したがって、このような反射超音波に対する振動子2aの应答に対して高い確率で共鳴させ、その現象をあらゆる深度においても適応させるためには、振動子2aに対して重畳するノイズの周波数成分及び強度について、時間的に変化させるのが好ましい。特に、深部においては、反射超音波から得られる受信信号の強度が微弱であることから、確率共鳴現象によって効果的に受信信号が増幅されるようにするのがよい。

40

#### 【0038】

本実施の形態では、確率共鳴現象によって増幅される周波数成分がノイズの種類によって変化することに着目し、ノイズ出力部19は、受信する反射超音波の深度に応じて振動子2aに印加する微小電圧に含まれるノイズを最適化することにより、次数に従って強度が小さくなり、広帯域化する高調波成分に対しても基本波成分と同様のS/Nの向上が図られるようになる。確率共鳴現象を発生させるために振動子2aに重畳するノイズは、増幅させる受信信号の中心周波数( $f_R$ )、周波数帯域( $BW_R$ )、信号レベル( $V_R$ )、強度( $I_R$ )等に従って、ノイズの周波数帯域( $BW_N$ )、振幅( $A_N$ )、ノイズを重畳するタイミング( $T_N$ )等を可変することで最適化することができる。

50

## 【0039】

本実施の形態における好ましい一態様としては、例えば、下記式(1)及び(2)を満たすものが挙げられる。

$$BW_N = (10^{-3} \sim 10^{-4}) f_R \cdots (1)$$

$$A_N = (10^{-12} \sim 10^2) I_R \cdots (2)$$

したがって、受信信号が広帯域である場合は、ノイズの周波数帯域( $BW_N$ )を調整することにより、所望の帯域の受信信号を増幅することができ、同様の機能を有するバンドパスフィルター、ハイパスフィルター及びローパスフィルター等のフィルター回路が不要となる場合がある。

さらに、ノイズを重畳するタイミング( $T_N$ )を調整することにより、所定の深度からの反射超音波を選択的に増幅することができ、深度に応じて受信信号の増幅率を変化させるTGC等の構成が不要になる場合がある。

本実施の形態では、ノイズ出力部19は、特に、深部からの反射超音波を受信するときにおいては、3次高調波成分が増幅されるようなノイズを振動子2aに与えるように制御する。

## 【0040】

また、ノイズ出力部19は、バイアス電圧供給部19aを備えており、出力する微小電圧に対してバイアスをかけて電圧の増幅を行う。バイアス電圧供給部19aは、振動子2aによって反射超音波から変換された受信信号のベースラインに相当する電圧となるように微小電圧を増幅する。これは、確率共鳴現象を効果的に発生させるためには、ノイズが含まれる電圧を、確率共鳴現象を生じさせる信号のベースラインに相当する電圧に適合させる必要があるためである。具体的には、以下のようにしてバイアスの設定を行う。すなわち、例えば、図3に示すように、ノイズ出力部19から出力される微小電圧Eの基準電圧値がaVで、受信信号Sのベースラインに相当する電圧がbVである場合、これらの電圧差( $V$ )は、下記式(3)によって示される。

$$V = bV - aV \cdots (3)$$

そして、バイアス電圧供給部19aは、このようにして求められた電圧差( $V$ )に相当する電圧のバイアスをノイズ出力部19から出力される微小電圧に重畳する。

## 【0041】

また、受信信号のベースラインに相当する電圧は深度に応じて大きくなる。したがって、微小電圧に重畳するバイアスもこれに追従させる必要がある。本実施の形態では、バイアス電圧供給部19aは、例えば、図4に示すようなテーブルを備え、深度に応じた電圧のバイアスが微小電圧に重畳されるように構成されている。

## 【0042】

以上のように構成された超音波画像診断装置Sによって、確率共鳴現象により受信信号が増幅される原理について説明する。

## 【0043】

図5に示すように、被検体内に対して出力された送信超音波から得られる反射超音波には、中心周波数が $f_0$ である基本波成分と、中心周波数が基本波成分の2倍の周波数 $f_1$ である2次高調波成分と、中心周波数が基本波成分の3倍の周波数 $f_2$ である3次高調波成分とが含まれている。これらの高調波成分は、基本波成分に比べて広帯域であるが、強度が非常に小さい。例えば、2次高調波成分の強度は基本波成分の強度よりも20dB小さく、3次高調波成分の強度は2次高調波成分の強度よりもさらに20dB小さい。

## 【0044】

このような反射超音波を振動子2aが受信して受信信号に変換されると、受信信号には、反射超音波から得られる所望とする信号成分の他、超音波画像診断装置本体1において発生するシステムノイズや、被検体内における超音波散乱波の干渉により生じるスペックルが含まれるようになる。

## 【0045】

例えば、ある受信信号においては、図6に示すように、所望の信号成分Sの他、上述し

10

20

30

40

50

たシステムノイズ成分やスペckル成分等のノイズ成分Nが含まれている。なお、図6において、ノイズ成分Nによって示される範囲は、当該範囲においてノイズ成分による信号の振幅が行われていることを示している。また、信号成分Sのうち、 $S(f_0)$ は基本波成分を示しており、 $S(f_2)$ は、3次高調波成分を示している。

信号成分Sは、深度が大きくなるにつれて減衰する。また、ノイズ成分N(特に、スペckル成分)は、ある程度の深い位置となると振幅が大きくなり、ノイズによる影響が大きくなる。そのため、深度aよりも深い位置では、信号成分Sがノイズ成分Nに埋もれてしまい、信号成分とノイズ成分との区別ができなくなってしまう。さらに、3次高調波成分 $S(f_2)$ にあつては、基本波成分 $S(f_0)$ よりも40dB小さいため、例えば、深度aよりも浅い深度bの位置において、ノイズ成分Nに埋もれてしまう。このように、3次高調波成分は、空間分解能に優れ、サイドローブが少ないという特徴があるため、有用性は高いものであるが、強度が極めて微弱であるため、従来では抽出が困難であるという問題があった。

【0046】

図7及び図8は、ある受信信号の一部を抽出して表している。図7は、確率共鳴現象を適用しないで受信信号を得た場合の信号成分とノイズ成分との関係を表し、図8は、本実施の形態によって受信信号を得た場合の信号成分とノイズ成分との関係を表している。

【0047】

図7に示すように、信号成分Sのピーク時における強度を $V_s$ によって表し、ノイズ成分Nの強度を $V_n$ によって表すと、 $S/N$ は下記式(4)のように表すことができる。

$$S/N = V_s / V_n \cdots (4)$$

【0048】

また、信号成分Sのうち、画像化したときにおいて識別することができる部分は、信号成分Sの強度 $V_s$ からノイズ成分Nに埋もれた部分を除いた部分となる。この部分をダイナミックレンジということがあり、図7においては、その大きさを $V_{sa}$ にて表している。すなわち、信号成分Sのダイナミックレンジ $V_{sa}$ が小さいほど、ノイズ成分Nとのコントラストが小さくなり、このような受信信号によって取得された超音波画像では、被検体内の反射体の識別が困難な場合がある。

【0049】

本実施の形態では、上述のように、確率共鳴現象により受信信号が増幅されるので、図8に示すように、信号成分Sの強度 $V_s$ が飛躍的に上昇する。一方で、確率共鳴現象によるノイズ成分Nの強度への影響は少ない。したがって、 $S/N$ 及びダイナミックレンジが飛躍的に向上する。また、上述したように、深度に応じて重畳するノイズ成分を最適化すること、すなわち、深度に応じて重畳するノイズのパターンを変更することで、確率共鳴現象により増幅される高調波成分の増幅率を次数毎に異ならせることができる。よって、強度が微弱な2次高調波成分や3次高調波成分についても、基本波成分と同様の強度の受信信号を得ることができるようになる。

【実施例1】

【0050】

以下、実施例により本発明をより詳細に説明するが、勿論本発明はこれらの実施例に限定されるものではない。

【0051】

[比較例1]

比較例1として、PZTからなる振動子2a(素子数192、各素子の大きさが横0.2mm×縦8mm×厚み0.04mmでありそれらが方位方向に整列)を用いた超音波探触子2を作成し、4MHz、焦点95mm、焦点音圧0.2MPaにて送信超音波を所定のファントム(装置の動作試験に用いられる模型)に対して送信し、ファントムの内部における送信超音波の焦点位置に配置された直径0.1mmのナイロンワイヤーからの反射超音波を受信した。

このときの受信信号の $S/N$ は、基本波中心周波数4MHzにて-30dB、2次高調

10

20

30

40

50

波である中心周波数 8 MHz にて - 45 . 6 dB、3 次高調波である中心周波数 12 MHz にて - 60 . 8 dB であった。

【 0 0 5 2 】

[ 実施例 1 - 1 ]

次に、比較例 1 と同条件下で超音波の送受信を行い、反射超音波の受信時において、0 . 1 V r m s のホワイトノイズを各振動子 2 a に印加した。

このときの受信信号の S / N は、基本波中心周波数 4 MHz にて - 5 dB、2 次高調波である中心周波数 8 MHz にて - 35 . 6 dB、3 次高調波である中心周波数 12 MHz にて - 55 . 8 dB であり、基本波 > 2 次高調波 > 3 次高調波の順で利得の向上が見られた。

10

【 0 0 5 3 】

[ 実施例 1 - 2 ]

また、実施例 1 と同条件下においてホワイトノイズをブルーノイズに変更し、ノイズ強度を  $0 . 15 \text{ V} / \text{H z}^{1/2}$  とした他は同一のノイズ印加条件とし、反射超音波の受信を行った。

このときの受信信号の S / N は、基本波中心周波数 4 MHz にて - 20 dB、2 次高調波である中心周波数 8 MHz にて - 20 . 6 dB、3 次高調波である中心周波数 12 MHz にて - 45 . 8 dB であり、2 次高調波 > 3 次高調波 > 基本波の順で利得の向上が見られた。

【 0 0 5 4 】

20

[ 実施例 1 - 3 ]

また、実施例 1 と同条件下においてホワイトノイズをバイオレットノイズに変更し、ノイズ強度を  $0 . 3 \text{ V} / \text{H z}^{1/2}$  とした他は同一のノイズ印加条件とし、反射超音波の受信を行った。

このときの受信信号の S / N は基本波中心周波数 4 MHz にて - 25 dB、2 次高調波である中心周波数 8 MHz にて - 20 . 6 dB、3 次高調波である中心周波数 12 MHz にて - 30 . 8 dB であり、3 次高調波 > 2 次高調波 > 基本波の順で利得の向上が見られた。

【 0 0 5 5 】

[ 結果 ]

30

各実施例 1 - 1 ~ 1 - 3 によってそれぞれ得られた受信信号は、通常の信号処理、すなわち包絡線検波、輝度変換、D S C 等の各処理を経て画像化することによって、ノイズを重畳しない比較例 1 に比べて空間分解能及びコントラストに優れ診断に有用な超音波画像を取得することができた。

【 0 0 5 6 】

[ 比較例 2 ]

比較例 2 として、P ( V D F - 3 F E ) からなる振動子 2 a ( 素子数 128、各素子の大きさが横 0 . 25 mm × 縦 10 mm × 厚み 0 . 04 mm でありそれらが方位方向に整列 ) を用いた超音波探触子 2 を作成し、10 MHz、焦点 50 mm、焦点音圧 0 . 15 M P a にて送信超音波をファントムに対して送信し、ファントムの内部における送信超音波の焦点位置に配置された直径 0 . 1 mm のナイロンワイヤーからの反射超音波を受信した。

40

このときの受信信号の S / N は、基本波中心周波数 10 MHz にて - 40 dB、2 次高調波である中心周波数 20 MHz にて - 60 dB、3 次高調波である中心周波数 30 MHz にて - 80 dB であった。

【 0 0 5 7 】

[ 実施例 2 ]

次に、比較例 2 と同条件下で超音波の送受信を行い、反射超音波の受信時において、 $0 . 06 \text{ V} / \text{H z}^{1/2}$  のピンクノイズを各振動子 2 a に印加した。

このときの受信信号の S / N は、基本波中心周波数 10 MHz にて - 15 dB、2 次高調波である中心周波数 20 MHz にて - 35 . 3 dB、3 次高調波である中心周波数 30

50

MHzにて-55.8dBであり、いずれの周波数帯域においても略一様の利得の向上が見られた。

【0058】

[結果]

実施例2によって得られた受信信号は、通常の信号処理、すなわち包絡線検波、輝度変換、DSC等の各処理を経て画像化することによって、ノイズを重畳しない比較例2に比べて空間分解能及びコントラストに優れ診断に有用な超音波画像を取得することができた。

【0059】

[比較例3]

比較例3として、PZTからなる振動子2a(素子数192、各素子の大きさが横0.2mm×縦8mm×厚み0.04mmでありそれらが横方向に整列)を用いた超音波探触子2を作成し、4MHz、多点焦点(30、60、95mm)とし、それぞれの焦点音圧を0.06、0.14、0.2MPaにて送信超音波をファントムに対して送信し、ファントムの内部における送信超音波の各焦点位置に配置された直径0.1mmのナイロンワイヤーからの反射超音波を受信した。

このときの受信信号のS/Nの深度に対する関係は、3次高調波である中心周波数12MHzにて、それぞれ、-19.2dB/30mm、-38.4dB/60mm、-60.8dB/95mmであった。

【0060】

[実施例3]

次に、比較例3と同条件下で超音波の送受信を行い、送信超音波の送信直後、当該各振動子2aに1000Vrms/secの強度の時間変化をもつホワイトノイズを150μs印加し、ナイロンワイヤーからの反射超音波を受信した。

このときの受信信号のS/Nの深度に対する関係は、3次高調波である中心周波数12MHzにて、それぞれ、-5.3dB/30mm、-5.4dB/60mm、-5.6dB/95mmであり、深度に従い増幅率が増加したことによるほぼ一様のS/Nが得られ、TGC等による深度毎の受信信号の増幅を不要とすることが可能となった。

【0061】

[結果]

実施例3によって得られた受信信号は、通常の信号処理、すなわち包絡線検波、輝度変換、DSC等の各処理を経て画像化することによって、ノイズを重畳しない比較例3に比べて空間分解能及びコントラストに優れ、深度に一樣な診断に有用な超音波画像を取得することができた。

【0062】

以上説明したように、本実施の形態によれば、振動子2aは、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する。ノイズ出力部19は、振動子2aに対してノイズを含む電圧を印加して受信信号を確率共鳴現象により増幅させる。高調波抽出部13aは、受信信号から高調波成分を抽出する。画像生成部14は、高調波抽出部13aによって抽出された高調波成分に基づいて被検体内の超音波診断画像データを生成する。ノイズ出力部19は、確率共鳴現象によって高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を振動子2aに対して印加する。その結果、高深度においても強度の小さい高調波成分を増幅することができ、空間分解能がよく、S/Nの高い受信信号を取得することができるようになる。また、従来の圧電材料を適用して実現することができ、フレームレートにも影響しない。また、装置の大型化が抑えられ、製造コストにも優れる。

【0063】

また、本実施の形態によれば、ノイズ出力部19は、確率共鳴現象によって3次高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を振動子2aに対して印加する。その結果、高深部においても、高周波である3次高調波成分により、より分解能の高い超音波画像を取

10

20

30

40

50

得することができる。

【0064】

また、本実施の形態によれば、ノイズ出力部19は、振動子2aが受信する反射超音波の深度に応じて、確率共鳴現象による高調波成分の増幅の増幅率が次数毎に変更されるようにノイズを含む電圧を振動子2aに対して印加する。その結果、深度に応じて適切な信号成分を抽出することができ、より画質の優れた超音波画像を取得することができる。

【0065】

また、本実施の形態によれば、ノイズ出力部19は、印加する電圧に含まれるノイズのパターンを変更することにより、確率共鳴現象によって増幅される高調波成分の次数を変更する。その結果、簡素な方法にて深度に応じて適切な信号成分を抽出することができる。

10

【0066】

また、本実施の形態によれば、ノイズ出力部19は、被検体における所定の深度からの反射超音波を振動子2aが受信するタイミングで高調波成分が増幅されるようなノイズを含む電圧を振動子2aに対して印加する。その結果、効率よく高調波成分を増幅させることができる。

【0067】

また、本実施の形態によれば、バイアス電圧供給部19aは、ノイズ出力部19によって出力される電圧が受信信号のベースラインに整合するように該電圧に対してバイアス電圧を重畳する。その結果、確率共鳴現象による受信信号の増幅を効率よく行うことができるようになる。

20

【0068】

また、本実施の形態によれば、バイアス電圧供給部19aは、振動子2aが受信する反射超音波の深度に応じて、重畳するバイアス電圧の大きさを変更する。その結果、様々な深度における受信信号の増幅を効率よく行うことができるようになる。

【0069】

なお、本発明の実施の形態における記述は、本発明に係る超音波画像診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波画像診断装置を構成する各機能部の細部構成及び細部動作に関しても適宜変更可能である。

【0070】

また、本実施の形態では、深度に応じて印加するノイズの最適化を行うようにしたが、深度にかかわらず、一定のノイズを印加するようにしてもよい。

30

【0071】

また、本実施の形態では、確率共鳴現象を効率よく行わせるために、ノイズ成分を含む微小電圧にバイアスをかけるようにしたが、バイアスをかけない構成としてもよい。また、バイアス電圧が一定であってもよい。

【0072】

また、本実施の形態では、確率共鳴現象により受信信号のうちの信号成分を増幅し、受信信号が全体的に増幅されるようなノイズ成分を重畳するようにしたが、例えば、2次高調波成分及び3次高調波成分等の少なくとも一部の周波数成分のみを増幅させ、他の周波数成分については増幅されないようなノイズ成分を重畳するようにしてもよい。すなわち、所望とする周波数成分のみが増幅されるようなノイズ成分を重畳し、その結果として、例えば、ノイズ成分を重畳しない場合よりも、受信信号が全体として増幅していないような場合であってもよい。

40

【符号の説明】

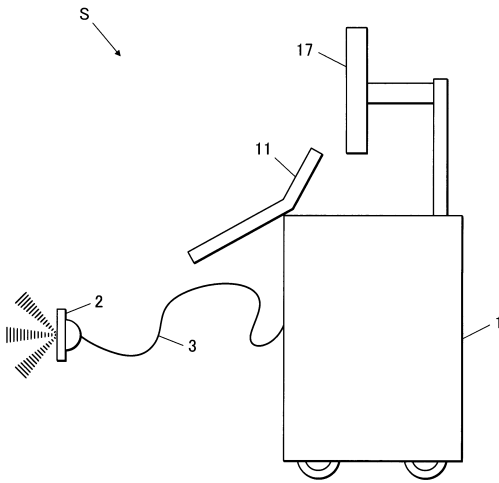
【0073】

- S 超音波画像診断装置
- 1 超音波画像診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 2a 振動子

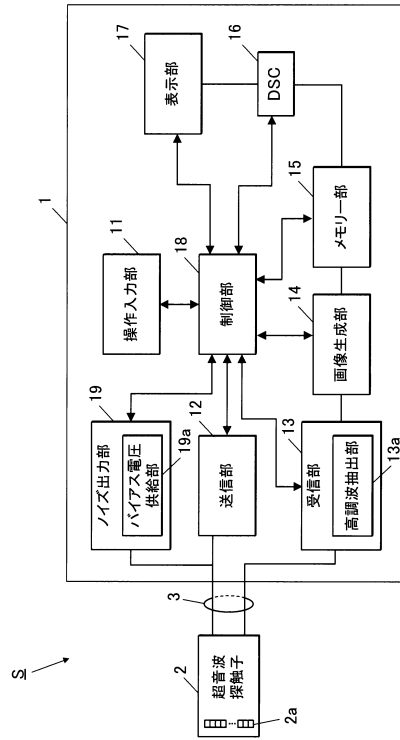
50

- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 3 a 高調波抽出部
- 1 4 画像生成部
- 1 5 メモリー部
- 1 8 制御部
- 1 9 ノイズ出力部
- 1 9 a バイアス電圧供給部

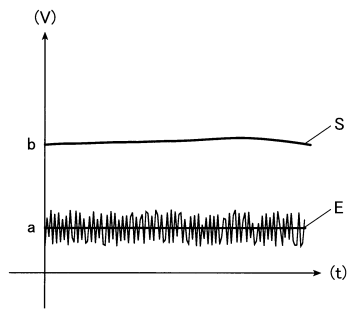
【図1】



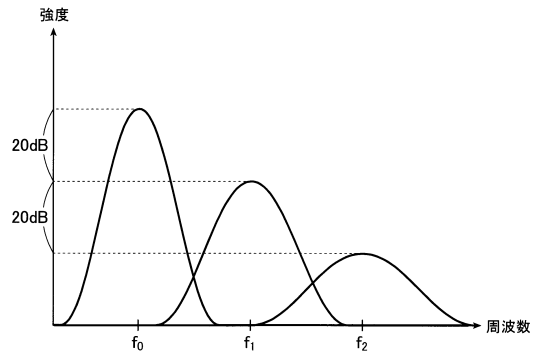
【図2】



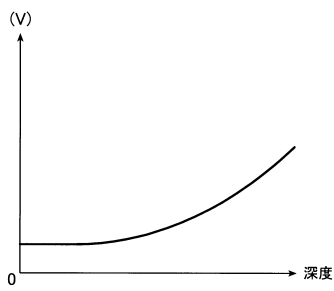
【 図 3 】



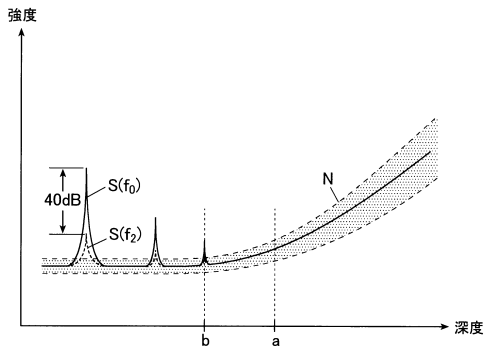
【 図 5 】



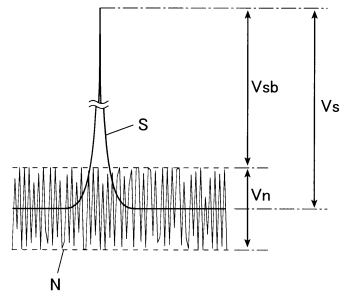
【 図 4 】



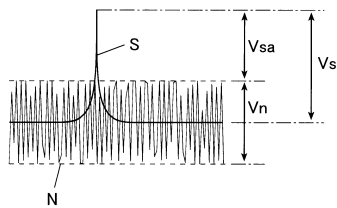
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-165634(JP,A)  
特開2004-208918(JP,A)  
特開2011-072588(JP,A)  
再公表特許第2006/054599(JP,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15  
G01N 29/00 - 29/52  
JSTPlus(JDreamIII)

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP5682465B2</a>	公开(公告)日	2015-03-11
申请号	JP2011131755	申请日	2011-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	大久保毅		
发明人	大久保毅		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/HH04 4C601/JB45 4C601/JB48		
其他公开文献	JP2013000197A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断成像设备，其能够通过具有高S/N的接收信号在高深度处获得具有高空间分辨率的良好超声诊断图像。噪声输出单元将包括噪声的电压施加到振荡器2a，以通过随机共振现象放大接收信号。谐波提取单元13a从接收信号中提取谐波分量。图像生成单元14基于由谐波提取单元13a提取的谐波分量在对象中生成超声诊断图像数据。噪声输出单元19将包括噪声的电压施加到振荡器2a，使得谐波分量通过随机共振现象被放大。The

