

(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2013-55983
(P2013-55983A)

(43) 公開日 平成25年3月28日(2013.3.28)

(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
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 A	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-194906 (P2011-194906)	(71) 出願人	303000420 コニカミノルタエムジー株式会社 東京都日野市さくら町1番地
(22) 出願日	平成23年9月7日(2011.9.7)	(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
		Fターム(参考)	4C601 DE08 DE12 DE16 EE02 GB14 GB19 JB11 5D019 AA21 BB03 BB04 BB22 BB25 FF04

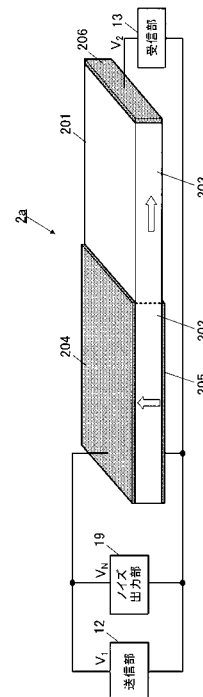
(54) 【発明の名称】 圧電センサー、超音波探触子及び超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 圧電材料の応力に応じて生じる強度が微弱な電気信号における S / N が改善された圧電センサー及び超音波画像診断装置を提供する。

【解決手段】 振動子 2 a は、駆動信号が一次側電極 2 0 4 , 2 0 5 に与えられると圧電板 2 0 1 が振動し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によって圧電板 2 0 1 に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた受信信号を二次側電極 2 0 6 から出力する。ノイズ出力部 1 9 は、一次側電極 2 0 4 , 2 0 5 に接続され、圧電板 2 0 1 に反射超音波によって応力が加えられるときに、ノイズを含む微小電圧 V_N を一次側電極 2 0 4 , 2 0 5 に印加して受信信号を確率共鳴現象により増幅させる。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長さ方向に沿って一次側部と二次側部とが形成されるとともに、前記一次側部が厚み方向に分極され、前記二次側部が長さ方向に分極された圧電部材と、前記圧電部材の前記一次側部の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極と、前記圧電部材の前記二次側部の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極と、を有し、前記圧電部材に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた電気信号を前記二次側電極から出力する振動子と、

前記一次側電極に接続され、前記圧電部材に応力が加えられるときに、ノイズを含む電圧を前記一次側電極に印加して前記電気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、

を備えたことを特徴とする圧電センサー。

【請求項 2】

長さ方向に沿って一次側部と二次側部とが形成されるとともに、前記一次側部が厚み方向に分極され、前記二次側部が長さ方向に分極された圧電部材と、前記圧電部材の前記一次側部の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極と、前記圧電部材の前記二次側部の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極と、を有し、超音波によって前記圧電部材に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた受信信号を前記二次側電極から出力する振動子と、

前記一次側電極に接続され、前記圧電部材に前記超音波によって応力が加えられるときに、ノイズを含む電圧を前記一次側電極に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、

を備えたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 3】

長さ方向に沿って一次側部と二次側部とが形成されるとともに、前記一次側部が厚み方向に分極され、前記二次側部が長さ方向に分極された圧電部材と、前記圧電部材の前記一次側部の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極と、前記圧電部材の前記二次側部の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極と、を有し、駆動信号が前記一次側電極に与えられると前記圧電部材が振動し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によって前記圧電部材に応力が加えられたときに、該加えられた

応力に応じた受信信号を前記二次側電極から出力する振動子と、前記一次側電極に接続され、前記圧電部材に前記反射超音波によって応力が加えられるときに、ノイズを含む電圧を前記一次側電極に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、

を備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記受信信号から高調波成分を抽出する高調波抽出部を備え、

前記画像処理部は、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し、

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一次側電極に印加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一次側電極に印加することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記ノイズ出力部は、前記圧電部材に応力を加える反射超音波の深度に応じて、前記確

10

20

30

40

50

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ノイズを含む電圧を前記一次側電極に印加することを特徴とする請求項4又は5に記載の超音波画像診断装置。

【請求項7】

前記ノイズ出力部は、前記一次側電極に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6に記載の超音波画像診断装置。

【請求項8】

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によって前記圧電部材に応力が加えられ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一次側電極に印加することを特徴とする請求項3～7の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、圧電センサー、超音波探触子及び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。

20

【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。

30

【0004】

例えば、適用される圧電材料としてPZT（ジルコン酸鉛 - チタン酸鉛固溶体）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 - 電気変換効率がよく、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。

40

【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

50

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によって圧電素子に応力が加えられ、この応力から圧電効果により変換された電気信号(受信信号)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、光音響波から検出される電気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電気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(例えば、特許文献1)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2009-165634号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、上記特許文献1に記載の技術では、強度が微弱な電気信号についてある程度のS/Nの改善が見込められるが、信号の増幅量が一定程度であるため、効果は限定

10

20

30

40

50

的である。

【0013】

本発明の課題は、圧電材料の応力に応じて生じる強度が微弱な電気信号におけるS/Nが改善された圧電センサー、超音波探触子及び超音波画像診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

以上の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、圧電センサーにおいて、長さ方向に沿って一次側部と二次側部とが形成されるとともに、前記一次側部が厚み方向に分極され、前記二次側部が長さ方向に分極された圧電部材と、前記圧電部材の前記一次側部の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極と、前記圧電部材の前記二次側部の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極と、を有し、前記圧電部材に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた電気信号を前記二次側電極から出力する振動子と、

前記一次側電極に接続され、前記圧電部材に応力が加えられるときに、ノイズを含む電圧を前記一次側電極に印加して前記電気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、

を備えたことを特徴とする。

【0015】

請求項2に記載の発明は、超音波探触子において、

長さ方向に沿って一次側部と二次側部とが形成されるとともに、前記一次側部が厚み方向に分極され、前記二次側部が長さ方向に分極された圧電部材と、前記圧電部材の前記一次側部の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極と、前記圧電部材の前記二次側部の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極と、を有し、超音波によって前記圧電部材に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた受信信号を前記二次側電極から出力する振動子と、

前記一次側電極に接続され、前記圧電部材に前記超音波によって応力が加えられるときに、ノイズを含む電圧を前記一次側電極に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、

を備えたことを特徴とする。

【0016】

請求項3に記載の発明は、超音波画像診断装置において、

長さ方向に沿って一次側部と二次側部とが形成されるとともに、前記一次側部が厚み方向に分極され、前記二次側部が長さ方向に分極された圧電部材と、前記圧電部材の前記一次側部の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極と、前記圧電部材の前記二次側部の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極と、を有し、駆動信号が前記一次側電極に与えられると前記圧電部材が振動し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によって前記圧電部材に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた受信信号を前記二次側電極から出力する振動子と、

前記一次側電極に接続され、前記圧電部材に前記反射超音波によって応力が加えられるときに、ノイズを含む電圧を前記一次側電極に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、

を備えたことを特徴とする。

【0017】

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、

前記受信信号から高調波成分を抽出する高調波抽出部を備え、

前記画像処理部は、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し、

10

20

30

40

50

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一次側電極に印加することを特徴とする。

【0018】

請求項5に記載の発明は、請求項4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一次側電極に印加することを特徴とする。

【0019】

請求項6に記載の発明は、請求項4又は5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、前記圧電部材に応力を加え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ノイズを含む電圧を前記一次側電極に印加することを特徴とする。

10

【0020】

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、

前記ノイズ出力部は、前記一次側電極に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。

【0021】

請求項8に記載の発明は、請求項4～7の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記ノイズ出力部は、前記被検体における所定の深度からの反射超音波によって前記圧電部材に応力が加えられ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一次側電極に印加することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、圧電材料の応力に応じて生じる強度が微弱な電気信号におけるS/Nを改善することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

【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。

30

【図3】超音波探触子の構成を示す概略断面図である。

【図4】振動子の構造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。

【図9】受信する反射超音波の音圧と受信信号のS/Nとの関係を示すグラフである。

【図10】振動子によって取得される信号強度の時間的変化を示すグラフである。

40

【発明を実施するための形態】

【0024】

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。

【0025】

本実施の形態に係る超音波画像診断装置5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）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

50

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。

【0026】

超音波探触子2は、圧電材料を有する振動子2aを備えており、この振動子2a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2aを備えた超音波探触子2を用いている。なお、振動子2a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2a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式を採用することもできる。なお、本実施の形態に係る超音波探触子2の具体的構成については後述する。

10

【0027】

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。

20

【0028】

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タ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。

【0029】

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。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2a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（送信ビームフォーミング）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。

30

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2a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2aに対して駆動信号を供給することにより走査を行う。

【0030】

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2a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2a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。すなわち、整相加算回路は、受信ビームフォーミングを行って音線データを生成する。

40

また、受信部13は、高調波抽出部13a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

50

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。

【0031】

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。

【0032】

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、DSC16に送信される。

【0033】

DSC16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。

【0034】

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、DSC16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。

【0035】

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

【0036】

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 응답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。

【0037】

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

10

20

30

40

50

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。

【0038】

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の応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。

10

【0039】

本実施の形態では、確率共鳴現象によって増幅される受信信号の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している。例えば、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のパターンを変更し、高調波成分の次数毎の増幅率が、深度に応じて変更されるようにしている。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のパターンを振動子2aに与えるように制御する。これにより、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。

20

なお、深度に応じたノイズの最適化は、上述したノイズのパターンの変更により実現するものに限らず、他の方法によって実現するものであってもよく、例えば、微小電圧の出力パラメータを変更することにより深度に応じたノイズの最適化を実現するものであってもよい。

30

【0040】

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。

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

$$A_N = (10^{-1.2} \sim 10^2) I_R \cdots (2)$$

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。

40

さらに、ノイズを重畳するタイミング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。

【0041】

次に、本実施の形態に係る超音波探触子2について、図3を参照しながら説明する。

【0042】

超音波探触子2は、例えば、図3に示すように、平板状の音響制動部材21と、この音響制動部材21の一方主面上に積層された圧電部22と、この圧電部22上に積層された音響整合層23と、この音響整合層23上に積層された音響レンズ24とを備えて構成さ

50

れる。

【0043】

音響制動部材21は、超音波を吸収する材料から構成された平板状の部材であり、圧電部22から音響制動部材21方向へ放射される超音波を吸収するものである。

【0044】

音響制動部材21を構成する材料としては、例えば、エポキシ樹脂等の樹脂に音響散乱粉体を混ぜた材料が挙げられる。このような材料では音響散乱体によって超音波の減衰率を大きくすることができる。

【0045】

音響散乱粉体としては、例えば、タングステン(W)、モリブデン(Mo)、銀(Au)、白金(Pt)、パラジウム(Pd)、インジウム(In)、スカンジウム(Sc)、イットリウム(Y)およびタンタル(Ta)等を挙げることができるが、コストや入手の容易性から、本実施の形態では、タングステンが用いられる。

10

【0046】

圧電部22は、上述した複数の振動子2aが互いに所定の間隔を空けて配列されることにより構成されている。圧電部22は、各振動子2aが有する圧電材料による圧電現象を利用することによって電気信号と超音波との相互変換が可能である。本実施の形態において適用される圧電材料は、例えば、PZTあるいはP(VDF-3FE)であるが、これらに限定されない。なお、各振動子2aの具体的構成については後述する。

【0047】

音響整合層23は、圧電部22の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合を取る部材である。音響整合層23は、単層で構成されてもよく、あるいは、複数層で構成されてもよい。例えば、受信周波数帯域を広帯域化する場合には、音響整合層23は、複数層で構成されることが好ましい。

20

【0048】

音響レンズ24は、被検体に向けて送信される超音波を収束する部材であり、例えば、図3に示すように、円弧状に膨出した形状とされている。なお、音響整合層23と音響レンズ24とが一体に構成されたものを適用してもよい。

【0049】

次に、本実施の形態における圧電部22を構成する振動子2aの具体的構成について、図4を参照しながら説明する。本実施の形態に係る振動子2aは、所謂ローゼン型圧電トランスの構成を応用してなるものである。

30

すなわち、振動子2aは、図4に示すように、矩形平板状の圧電材料からなる圧電部材としての圧電板201を備えている。圧電板201は、長さ方向に沿って一次側部202及び二次側部203が形成されている。一次側部202の上下面、すなわち、一次側部202の厚み方向に交差する面には、一对の一次側電極204、205が、圧電板201を介して対向するように設けられている。また、二次側部203の長さ方向に交差する端面には、二次側電極206が設けられている。一次側部202は、厚み方向に分極処理され、二次側部203は、長さ方向に分極されている。一次側部202及び二次側部203の各分極方向については、図4中、矢印で示している。

40

【0050】

一次側電極204、205は、送信部12に接続されており、送信部12から送信される駆動信号の送信電圧 V_1 が印加される。圧電板201は、一次側電極204、205に送信電圧 V_1 が印加されると、圧電板201の有する逆圧電効果により、一次側部202が厚み方向に振動し、厚み方向に超音波が出力される。これにより、被検体に対して送信超音波を送信することができる。なお、二次側部203は、一次側電極204、205に送信電圧 V_1 が印加されると、長さ方向に振動する。二次側部203における振動のエネルギーは、圧電効果によって電気信号に変換され、出力電圧 V_2 の電気信号が二次側電極206から出力される。二次側電極206は、受信部13に接続されており、二次側電極206から出力された電気信号は、受信部13に入力される。なお、このとき、二次側電

50

極 206 から出力される電気信号は、被検体からの反射超音波によって得られたものではないので、受信部 13 では、例えば、当該電気信号の入力を受け付けない、あるいは、無効のものとして処理するようにする。

【0051】

一方、一次側部 202 は、被検体からの反射超音波を受け、この反射超音波によって厚み方向の応力が加えられると、圧電効果により応力が電気信号に変換される。このとき、一次側部 202 に加えられた応力に応じた変換電圧 V_3 の電気信号が得られる。二次側部 203 は、一次側部 202 において得られた電気信号に応じて長さ方向に振動する。二次側部 203 における振動のエネルギーは、圧電効果によって電気信号に変換され、出力電圧 V_2 の電気信号が二次側電極 206 から出力されて、受信部 13 に入力される。このとき、受信部 13 は、入力した出力電圧 V_2 を、反射超音波から得られた受信信号として処理を行う。

10

【0052】

反射超音波の受信によって二次側電極 206 から出力された電気信号の出力電圧 V_2 は、下記式 (3) によって表すことができる。ここで、 Q_m は、圧電板 201 に適用される圧電材料の機械的 Q 値を表す。また、 k_{31} は、圧電板 201 の長さ方向における電気機械結合定数を表す。また、 k_{33} は、圧電板 201 の厚み方向における電気機械結合定数を表す。また、 L は、圧電板 201 の長さ方向の寸法を表し、 t は、圧電板 201 の厚み方向の寸法を表す。また、 d_{33} は、圧電板 201 の厚み方向における圧電定数を表す。

$$V_2 = (4 \cdot Q_m \cdot k_{31} \cdot k_{33} \cdot L \cdot V_3 \cdot d_{33}) / (\quad^2 \cdot t) \cdots (3)$$

20

【0053】

本実施の形態では、以上の構成とすることにより、反射超音波を受信して得られる電気信号を一定程度増幅させることができる。これにより、強度の小さい被検体の深部からの反射超音波から得られた微弱な電気信号を増幅することができ、従来の振動子を適用した超音波画像診断装置に比べ、S/N を向上させることができるようになる。

【0054】

なお、本実施の形態に適用される圧電板 201 の長さ方向の寸法 L は適宜設定することができるが、圧電板 201 の長さ方向に生じる振動の波長 () と同じか、 / 2 に設定すると効率がよく、より好ましくは、 / 2 である。

【0055】

また、一次側部 202 の長さ方向の寸法は、空間分解能及び圧電効果で得られる電気信号の強度に影響する。すなわち、一次側部 202 の長さ方向の寸法が小さいほど、超音波画像の断層切片像を薄くすることができるので空間分解能は向上するが、圧電効果で得られる電気信号の強度が小さくなってダイナミックレンジが小さくなる。一方、一次側部 202 の長さ方向の寸法が大きいほど、圧電効果で得られる電気信号のレベルが高くなってダイナミックレンジが向上するが、超音波画像の断層切片像が厚くなって空間分解能が低くなる。そのため、一次側部 202 の長さ方向の寸法は、空間分解能と圧電効果とを考慮して適宜設定されるのが好ましい。

30

【0056】

また、被検体の深部において十分な方位分解能が得られるような開口幅となるように、振動子 2a の方位方向の寸法及び開口チャンネルが設定されるのが好ましい。これによれば、フォーカス点におけるビーム単位断面積あたりの音圧が高くなり、高調波成分が増加して空間分解能を向上させることもできる。また、反射超音波から得られる信号成分の強度が大きくなって受信信号の S/N が向上する。すなわち、ダイナミックレンジが増加してコントラスト分解能を向上させることができる。

40

【0057】

本実施の形態では、上述したような構成によってもノイズによって埋もれてしまうような微弱な信号成分に対する S/N をさらに向上させるために、以下のような構成を適用している。

すなわち、本実施の形態では、ノイズ出力部 19 が一次側電極 204, 205 に接続さ

50

れ、ノイズ出力部 19 から送信される微小電圧 V_N が一次側電極 204, 205 に印加される。圧電板 201 は、一次側電極 204, 205 に微小電圧 V_N が印加されると、微小電圧 V_N に含まれるノイズに応答して、圧電板 201 の有する逆圧電効果により、一次側部 202 が厚み方向に微小変形する。一次側部 202 は、この状態において反射超音波を受信すると、確率共鳴現象により、反射超音波の受信に対応する応力が増幅され、増幅された応力に応じた変換電圧 V_3 の電気信号に変換する。そして、上述したように、変換電圧 V_3 が増幅されると、これに比例して出力電圧 V_2 も大きくなり、受信部 13 に入力される信号成分の強度が大きくなる。すなわち、受信信号の S/N が向上する。

【0058】

本実施の形態では、振動子 2a 及びノイズ出力部 19 によって圧電センサーを構成するということがある。

10

【0059】

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。

【0060】

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 20 dB 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 20 dB 小さい。

20

【0061】

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ckルが含まれるようになる。

【0062】

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。

30

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 $S(f_2)$ にあっては、基本波成分 $S(f_0)$ よりも 40 dB 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。

40

【0063】

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、確率共鳴現象を適用し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。

【0064】

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。

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

【0065】

50

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することがあり、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。

【0066】

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を増幅することができるので、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。例えば、確率共鳴現象を適用した場合には、確率共鳴現象を適用しない場合に比べて、印加する微小電圧の実効値及び周波数帯域により、受信信号の S/N は $10^2 \sim 10^5$ 倍の向上が見込まれる。

10

【0067】

ここで、本実施の形態において、確率共鳴現象を適用した場合と確率共鳴現象を適用しない場合とのそれぞれについての受信信号の検出感度について、図 9 を参照しながら説明する。図 9 中において、実線 A は、確率共鳴現象を適用した場合の圧電板 201 への反射超音波の音圧によって得られた受信信号の S/N を示し、実線 B は、確率共鳴現象を適用しない場合の圧電板 201 への反射超音波の音圧によって得られた受信信号の S/N を示す。

20

【0068】

図 9 に示すように、確率共鳴現象を適用しない場合には、圧電板 201 に加えられる反射超音波の音圧に対し、受信信号の S/N が線形的に増加しているが、確率共鳴現象を適用した場合には、受信信号の S/N が非線形的に増加しており、特に、音圧の低い領域においては、飛躍的に増加しているのがわかる。

例えば、本実施の形態にかかる超音波画像診断装置 S による超音波画像診断に必要なダイナミックレンジを 60 dB (すなわち、 S/N を 10^3) としたとき、確率共鳴現象を適用しない場合には、圧電板 201 に加えられる反射超音波の音圧が約 1000 Pa (10^3 Pa) 以上必要であるのに対し、確率共鳴現象を適用した場合には、約 0.1 Pa (10^{-1} Pa) で足りることがわかる。すなわち、確率共鳴現象を適用した場合には、適用しない場合に比べて、検出感度が約 10^4 倍向上したことがわかる。

30

【0069】

さらに、本実施の形態では、上述したように、深度に応じて一次側電極 204, 205 に印加する微小電圧におけ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信号成分を得ることができるようになる。また、一次側電極 204, 205 に印加する微小電圧におけるノイズのパターンを適切に選択して、確率共鳴現象により、受信信号における特定の周波数帯域がフィルタリングされるようにしてもよい。

40

【実施例 1】

【0070】

以上のように構成された本実施の形態に係る超音波画像診断装置 S にて、被検体に対する超音波の送受信を行い、確率共鳴現象を適用した場合及び確率共鳴現象を適用しない場合の受信信号の信号強度の変化についてそれぞれ時系列的にプロットした。その結果を図 10 に示す。実施例 1 では、被検体として G A M M E X 社製「Ultrasound 404 GS LE Small Parts Precision Phantom」を使用した。また、測定条件として、送受信の各フォーカス点の深度が 95 mm 、サンプリング周波数が 200 MHz 、送信超音波の送信開始から $122 \mu\text{s}$ 経過時をサンプリング開始点 ($t = 0$) とし、サンプリングの開始から $0.1 \sim 5 \mu\text{s}$ の期間における各サンプリング点 ($t = 20 \sim 979$) の信号強度をそれぞれブ

50

ロットした。図10中、確率共鳴現象を適用した場合の各プロット点を黒四角で示し、確率共鳴現象を適用しない場合の各プロット点を白丸で示している。

【0071】

図10に示すように、確率共鳴現象を適用しない場合には、信号成分がノイズ成分に埋もれてしまっているため、受信信号の信号強度は時系列的に分散されている。そのため、受信信号からの被検体内の反射体（ピンターゲット）の特定は困難であった。

一方、確率共鳴現象を適用した場合には、信号成分の強度が増幅され、深度95mmに配置された反射体を受信信号により確認できた。すなわち、受信信号のS/Nが向上していることがわかった。

【0072】

以上説明したように、本発明の実施の形態によれば、振動子2aは、長さ方向に沿って一次側部202と二次側部203とが形成されるとともに、一次側部202が厚み方向に分極され、二次側部203が長さ方向に分極された圧電板201と、圧電板201の一次側部202の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極204、205と、圧電板201の二次側部203の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極206と、を有し、圧電板201に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた電気信号を二次側電極206から出力する。ノイズ出力部19は、一次側電極204、205に接続され、圧電板201に応力が加えられるときに、ノイズを含む微小電圧 V_N を一次側電極204、205に印加して電気信号を確率共鳴現象により増幅させる。その結果、圧電材料の応力に応じて生じる強度が微弱な電気信号におけるS/Nを改善することができる。

【0073】

また、本発明の実施の形態によれば、振動子2aは、長さ方向に沿って一次側部202と二次側部203とが形成されるとともに、一次側部202が厚み方向に分極され、二次側部203が長さ方向に分極された圧電板201と、圧電板201の一次側部202の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極204、205と、圧電板201の二次側部203の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極206と、を有し、超音波によって圧電板201に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた受信信号を二次側電極206から出力する。ノイズ出力部19は、一次側電極204、205に接続され、圧電板201に超音波によって応力が加えられるときに、ノイズを含む微小電圧 V_N を一次側電極204、205に印加して受信信号を確率共鳴現象に増幅させる。その結果、圧電材料の応力に応じて生じる強度が微弱な受信信号におけるS/Nを改善することができる。

【0074】

また、本発明の実施の形態によれば、振動子2aは、長さ方向に沿って一次側部202と二次側部203とが形成されるとともに、一次側部202が厚み方向に分極され、二次側部203が長さ方向に分極された圧電板201と、圧電板201の一次側部202の厚み方向に交差する面に形成された一次側電極204、205と、圧電板201の二次側部203の長さ方向に交差する端面に形成された二次側電極206と、を有し、駆動信号が一次側電極204、205に与えられると圧電板201が振動し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によって圧電板201に応力が加えられたときに、該加えられた応力に応じた受信信号を二次側電極206から出力する。ノイズ出力部19は、一次側電極204、205に接続され、圧電板201に反射超音波によって応力が加えられるときに、ノイズを含む微小電圧 V_N を一次側電極204、205に印加して受信信号を確率共鳴現象により増幅させる。画像生成部14は、受信信号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。その結果、圧電材料の応力に応じて生じる強度が微弱な受信信号におけるS/Nを改善することができる。したがって、このような受信信号から取得される超音波画像により、超音波画像診断を良好に行うことができるようになる。

【0075】

また、本発明の実施の形態によれば、高調波抽出部13aは、受信信号から高調波成分

10

20

30

40

50

を抽出する。画像生成部 14 は、高調波抽出部 13 a 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微小電圧 V_N を一次側電極 204, 205 に印加する。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、フレームレートにも影響せず、装置の大型化が抑えられ、製造コストにも優れる。

【0076】

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一次側電極 204, 205 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得することができる。

10

【0077】

また、本実施の形態によれば、ノイズ出力部 19 は、圧電板 201 に応力を加え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微小電圧 V_N を一次側電極 204, 205 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、より良質な超音波画像を取得することができる。

【0078】

また、本実施の形態によれば、ノイズ出力部 19 は、一次側電極 204, 205 に印加する微小電圧 V_N に含まれるノイズのパターンを変更することにより、確率共鳴現象による高調波成分の増幅の増幅率を次数毎に変更する。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。

20

【0079】

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によって圧電板 201 に応力が加えられ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微小電圧 V_N を一次側電極 204, 205 に印加する。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。

【0080】

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。

30

【0081】

また、本実施の形態では、深度に応じて印加するノイズについて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。

【0082】

また、本実施の形態では、振動子 2 a を単層により構成したが、複数層の振動子 2 a を積層して構成するようにしてもよい。

【0083】

また、本実施の形態では、送信部 12 とノイズ出力部 19 とを別途に構成したが、送信部 12 がノイズ出力部の機能を有した構成としてもよい。例えば、ノイズを含む微弱信号を送信する回路と駆動信号を送信する回路とが同一であって、送信部 12 がタイミングに応じて、駆動信号と微弱信号とを切り替えて出力するようにしてもよい。

40

【0084】

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。

50

【 0 0 8 5 】

また、本実施の形態では、上述した振動子及びノイズ出力部によって圧電センサーを構成して超音波画像診断装置に適用するものであるが、このような圧電センサーの利用可能性のある他の装置についても適用可能である。

【 0 0 8 6 】

また、本実施の形態では、ノイズ出力部 19 が超音波画像診断装置本体 1 に備えられる構成としたが、ノイズ出力部 19 が超音波探触子 2 に備えられる構成であってもよい。

【 符号の説明 】

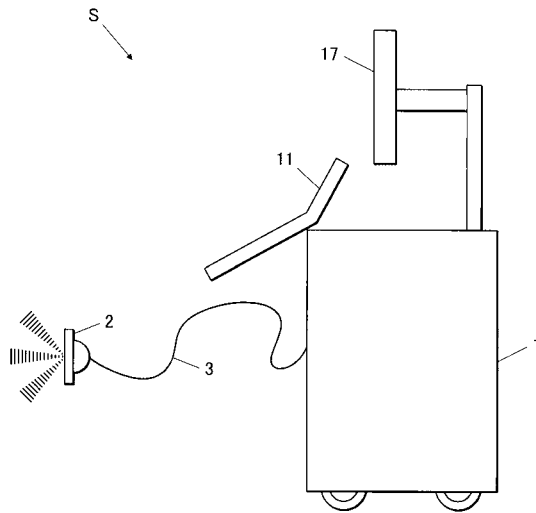
【 0 0 8 7 】

- 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
- 2 a 振動子
- 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 9 ノイズ出力部
- 2 0 1 圧電板
- 2 0 2 一次側部
- 2 0 3 二次側部
- 2 0 4 , 2 0 5 一次側電極
- 2 0 6 二次側電極

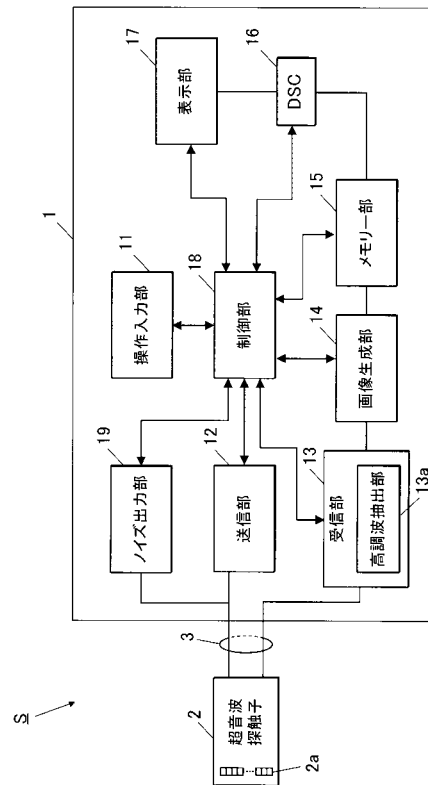
10

20

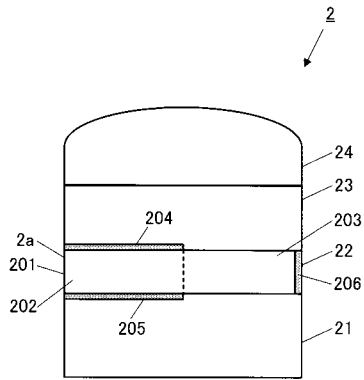
【 図 1 】



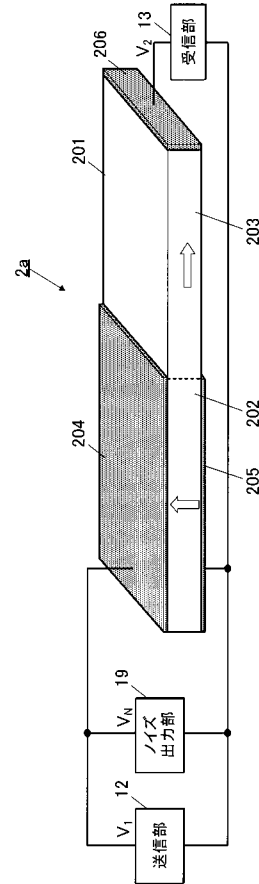
【 図 2 】



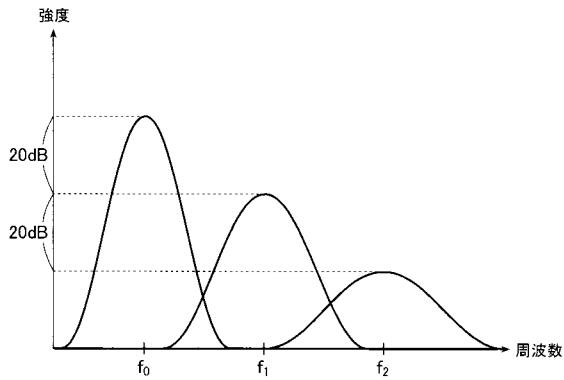
【 図 3 】



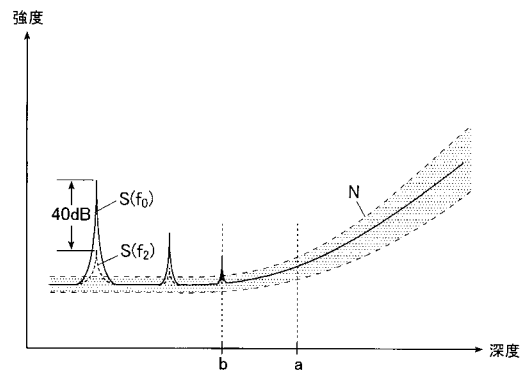
【 図 4 】



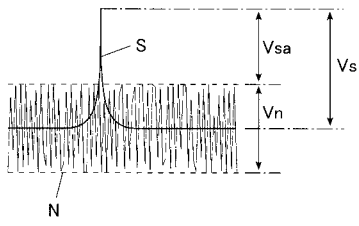
【 図 5 】



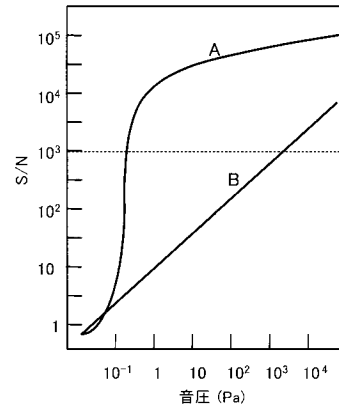
【 図 6 】



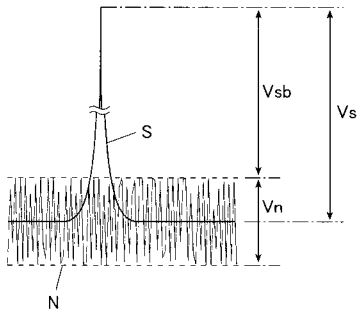
【 図 7 】



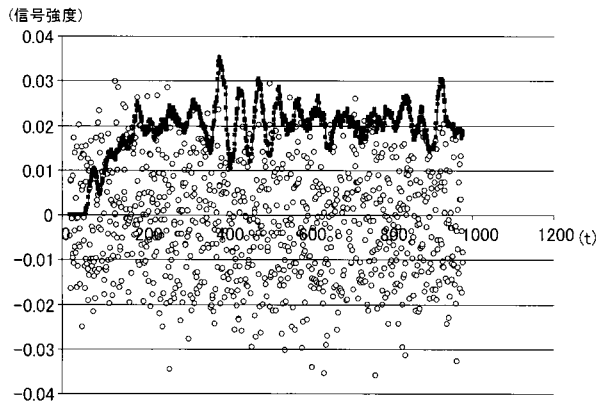
【 図 9 】



【 図 8 】



【 図 10 】



专利名称(译)	压电传感器，超声波探头和超声波图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2013055983A	公开(公告)日	2013-03-28
申请号	JP2011194906	申请日	2011-09-07
[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		
[标]发明人	大久保毅		
发明人	大久保 毅		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.A		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/DE16 4C601/EE02 4C601/GB14 4C601/GB19 4C601/JB11 5D019/AA21 5D019/BB03 5D019/BB04 5D019/BB22 5D019/BB25 5D019/FF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种压电传感器和超声诊断设备，其在电信号中具有改善的S/N比，其中根据压电材料的应力产生的强度较弱。溶解：压电板201在振动时振动驱动信号施加到主电极204和205，并且换能器2a向对象输出发射超声波。当利用来自对象的反射超声波对压电板201施加应力时，换能器2a输出来自次级电极206的接收信号。噪声输出部分19连接到主电极204和205，当对压电施加应力时，将包括噪声的弱电压V_N施加到主电极204和205板201具有反射的超声波，并通过随机共振现象放大接收信号。

