

(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2009-279034  
(P2009-279034A)

(43) 公開日 平成21年12月3日(2009.12.3)

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

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-131132 (P2008-131132)  
(22) 出願日 平成20年5月19日(2008.5.19)

(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  
(74) 代理人 100067828  
弁理士 小谷 悦司  
(74) 代理人 100115381  
弁理士 小谷 昌崇  
(74) 代理人 100111453  
弁理士 櫻井 智  
(72) 発明者 細井 勇治  
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 BB06 DE08 EE01 EE03 GB44  
GB45 HH10 JB41 JB45 JB47

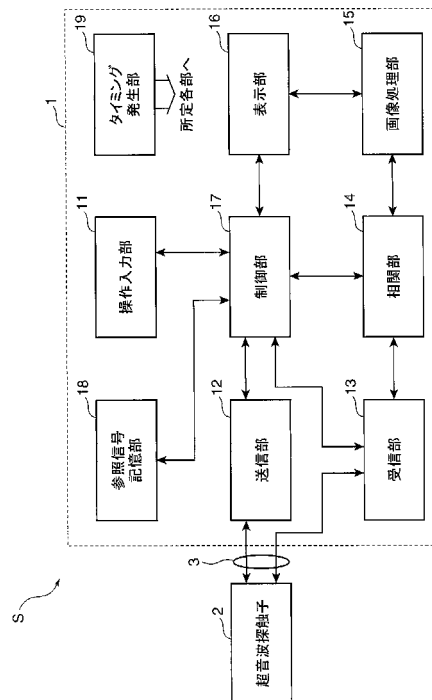
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 3次以上の高調波成分をより高いS/N比で取得し、高分解能の画像を得る。

【解決手段】 本発明の超音波診断装置Sは、超音波探触子2と、被検体内に超音波探触子2から第1超音波信号を送信するための送信部12と、超音波探触子2で超音波を受信するための受信部13と、受信部13で受信された第2超音波信号に基づいて被検体内の画像を形成する画像処理部15とを備える超音波診断装置において、受信部13の出力と予め設定された参照信号との相関処理を行うことによって3次以上の高調波成分を抽出する相関部14をさらに備え、前記超音波探触子2における受信素子を、圧電セラミックスと高分子とを有してなるコンポジット圧電体から構成し、相関部14をCCD原理に基づくアナログ積和演算デバイスから構成する。したがって、微弱な3次以上の高調波成分をより高いS/N比で取得でき、高い鮮鋭性(分解能)を有する画像を得ることができる。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波探触子と、被検体内に前記超音波探触子から第 1 超音波信号を送信するための送信部と、前記超音波探触子で超音波を受信するための受信部と、前記受信部で受信された、前記第 1 超音波信号の前記被検体内での反射による第 2 超音波信号の受信結果に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備える超音波診断装置において、

前記超音波探触子における受信素子は、圧電セラミックスと高分子とを有してなるコンポジット圧電体から成り、

C C D 原理に基づくアナログ積和演算デバイスを用いて、前記第 2 超音波信号として、前記受信部の出力と、前記被検体の診断部位および診断深度に応じて予め設定された参照信号との相関処理を行うことによって、前記受信部の出力の中から 3 次以上の高調波を抽出する相関部をさらに備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記相関部は、前記参照信号として、前記診断部位および診断深度から導かれる近似関数を用いて前記相関処理を行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記診断部位および診断深度に応じて設定された複数の近似関数を記憶する参照信号記憶部をさらに備え、

前記相関部は、前記診断部位および診断深度に応じて前記複数の近似関数から 1 つの近似関数を選択して前記相関処理を行う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 4】**

前記第 1 超音波信号は、周波数が時間経過に伴って変化するチャープ波であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記参照信号は、その振幅がフォーカルポイント深度に応じて増減されていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記超音波探触子における受信素子は、送信素子と同一であることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内に第 1 超音波信号を送信し前記第 1 超音波信号に基づく前記被検体内から来た第 2 超音波信号を受信して前記第 2 超音波信号に基づいて前記被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関し、特に、第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合に第 2 超音波信号の高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波は、通常、16000Hz以上の音波をいい、非破壊、無害および略リアルタイムでその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内から来た超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そしてX線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、ドップラ効果を応用した血流表示が可能であること等の様々な特長を有している。このため、超音波診断装置は、循環器系（例えば心臓の冠動脈等）、消化器系（例えば胃腸等）、内科系（例えば肝臓、膵臓および脾臓等）、泌尿器系（例えば腎臓および膀胱等）および産婦人科系等で広く利用されている。

40

**【0003】**

50

この超音波診断装置には、被検体に対して超音波（超音波信号）を送受信する超音波探触子が用いられている。この超音波探触子は、圧電現象を利用することによって、送信の電気信号に基づいて機械振動して超音波（超音波信号）を発生し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波（超音波信号）の反射波を受けて受信の電気信号を生成する複数の圧電素子を備え、これら複数の圧電素子が例えばアレイ状に2次元配列されて構成されている（例えば、特許文献1参照）。

#### 【0004】

また、近年では、超音波探触子から被検体内へ送信された超音波の周波数（基本周波数）成分ではなく、その高調波周波数成分によって被検体内の内部状態の画像を形成するハーモニックイメージング（Harmonic Imaging）技術が研究、開発されている。このハーモニックイメージング技術は、基本周波数成分のレベルに比較してサイドローレベルが小さく、S/N比（signal to noise ratio）が良くなってコントラスト分解能が向上すること、周波数が高くなることによってビーム幅が細くなって横方向分解能が向上すること、近距離では音圧が小さくて音圧の変動が少ないために多重反射が抑制されること、および、焦点以遠の減衰が基本波並みであり高周波を基本波とする場合に較べて深速度を大きく取れること等の様々な利点を有している。

10

#### 【0005】

このハーモニックイメージング技術には、大別すると、フィルタ法と位相反転法（パルスインバージョン法）との2つの方法がある。前記フィルタ法は、高調波検出フィルタにより基本波成分と高調波成分とを分離し、高調波成分だけを抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。また、前記位相反転法は、同一方向に続けて互いに位相が反転している第1および第2送信信号を送信し、これら第1および第2送信信号に対応する第1および第2受信信号を加算することによって高調波成分を抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。第1および第2受信信号における基本波成分は、位相が反転しているが、高調波の例えば2次高調波成分は、同相となるため、第1および第2受信信号を加算することによってこの2次高調波成分が抽出される（例えば、特許文献2参照）。

20

【特許文献1】特開2004-088056号公報

【特許文献2】特開2001-286472号公報

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

ところで、生体内での高調波の減衰率は振動数が増大するにつれ、加速度的に大きくなり、実用に耐える信号強度を得られるハーモニックイメージングには、前記のように2次高調波を利用しているのが実状である。

#### 【0007】

本発明の目的は、生体からの超音波反射信号から、高画質が期待できる3次以上の高調波を高いS/N比で抽出することで、高い鮮鋭性（分解能）を有する画像を得ることができる超音波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】

40

#### 【0008】

本発明の超音波診断装置は、超音波探触子と、被検体内に前記超音波探触子から第1超音波信号を送信するための送信部と、前記超音波探触子で超音波を受信するための受信部と、前記受信部で受信された、前記第1超音波信号の前記被検体内での反射による第2超音波信号の受信結果に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備える超音波診断装置において、前記超音波探触子における受信素子は、圧電セラミックスと高分子とを有してなるコンポジット圧電体から成り、CCD原理に基づくアナログ積和演算デバイスを用いて、前記第2超音波信号として、前記受信部の出力と、前記被検体の診断部位および診断深度に応じて予め設定された参照信号との相関処理を行うことによって、前記受信部の出力の中から3次以上の高調波を抽出する相関部をさらに備えることを特徴とす

50

る。

【0009】

上記の構成によれば、前記超音波探触子における受信素子が、たとえば送信される第1超音波信号の周波数を $f_0$ としたときに、 $f_0/11$ 以上、 $11 \cdot f_0$ 以下の広い受信帯域を有する圧電材料である圧電セラミックスと高分子とを有してなるコンポジット圧電体から成るとともに、CCD原理に基づくアナログ積和演算デバイスから成る相関部で、検出すべき3次以上の高調波の次数および前記被検体の診断部位および診断深度に応じて設定された参照信号を用いて、相関処理を行う。

【0010】

したがって、より高いS/N比で3次以上の高調波成分を取得することが可能となり、高い鮮鋭性(分解能)を有する画像を得ることができる。

10

【0011】

また、本発明の超音波診断装置では、前記相関部は、前記参照信号として、前記診断部位および診断深度から導かれる近似関数を用いて前記相関処理を行うことを特徴とする。

【0012】

さらにまた、本発明の超音波診断装置は、前記診断部位および診断深度に応じて設定された複数の近似関数を記憶する参照信号記憶部をさらに備え、前記相関部は、前記診断部位および診断深度に応じて前記複数の近似関数から1つの近似関数を選択して前記相関処理を行うことを特徴とする。

【0013】

この構成によれば、互いに異なる複数の近似関数が前記参照信号として参照信号記憶部に記憶され、相関部が、被検体の診断部位および診断深度に応じてこれら複数の近似関数から1つの近似関数を選択して相関処理を行うので、診断領域全体に亘ってより適切な近似関数が選択され、相関処理が行われる。このため、診断領域全体に亘って、より高いS/N比で高調波成分を取得することが可能となる。

20

【0014】

また、本発明の超音波診断装置では、前記第1超音波信号は、周波数が時間経過に伴って変化するチャープ波であることを特徴とする。

【0015】

この構成によれば、第1超音波信号が自然界に通常存在しないチャープ波であるので、その高調波成分を検出する場合に、ノイズ成分と区別し易い。このため、より高いS/N比で高調波成分を取得することが可能となる。ここで、前記チャープ波の高周波部分の周波数は、高調波成分の周波数と重ならないように設定されることが好ましい。

30

【0016】

また、好ましくは、前記参照信号は、その振幅がフォーカルポイント深度に応じて増減されていることを特徴とする。

【0017】

さらにまた、好ましくは、前記超音波探触子における受信素子は、送信素子と同一であることを特徴とする。

【発明の効果】

40

【0018】

本発明の超音波診断装置は、以上のように、超音波探触子における受信素子を広い受信帯域を有する圧電材料である圧電セラミックスと高分子とを有してなるコンポジット圧電体で構成するとともに、CCD原理に基づくアナログ積和演算デバイスから成り、検出すべき3次以上の高調波の次数および被検体の診断部位および診断深度に応じて設定された参照信号を用いて相関処理を行い、反射波から3次以上の高調波成分を抽出する相関部を設ける。

【0019】

それゆえ、より高いS/N比で3次以上の高調波成分を取得することが可能となり、高い鮮鋭性(分解能)を有する画像を得ることができる。

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0020】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。また、本明細書において、適宜、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。

## 【0021】

図1は実施形態における超音波診断装置Sの外観構成を示す図であり、図2は実施形態における超音波診断装置Sの電氣的な構成を示すブロック図である。超音波診断装置Sは、図1および図2に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（第1超音波信号）を送信すると共に、この被検体で反射した超音波の反射波（エコー、第2超音波信号）を受信する超音波探触子2と、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へケーブル3を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して第1超音波信号を送信させると共に、超音波探触子2で受信された被検体内からの反射波である第2超音波信号に基づいて、被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成される。

10

## 【0022】

超音波診断装置本体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、関連部14と、画像処理部15と、表示部16と、制御部17と、参照信号記憶部18とを備えて構成されている。

20

## 【0023】

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や後述の参照信号の各重み付け係数 $g(n)$ を微調整する指示を受け付けるものであり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

## 【0024】

送信部12は、制御部17の制御に従って、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を供給して超音波探触子2に第1超音波信号を発生させる回路である。第1超音波信号には、例えば、周波数を時間経過に伴って予め設定された割合で変化させるチャープ波が用いられる。前記変化は、後述の図5のように時間経過に伴って周波数が徐々に高くなるものと、徐々に低くなるものとのいずれであってもよい。

30

## 【0025】

送信部12は、例えば、制御部17からの送信信号 $s(t)$ に応じて送信ビームを形成する送信ビームフォーマ回路122、および、送信ビームフォーマ回路122から後述の超音波探触子2の各圧電素子22を駆動するための駆動信号を生成する駆動信号生成回路121等を備えて構成される（図4参照）。受信部13は、制御部17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り、この受信信号を関連部14へ出力する。受信部13は、例えば、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器等を備えて構成される。

## 【0026】

関連部14は、後述するようにして、受信部13の出力と予め設定された参照信号との相関処理を行うことで、受信部13の出力から第2超音波信号を検出するものである。この参照信号は、第1超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における検出すべき3次以上の高調波の次数および被検体の診断部位および診断深度から導かれる近似関数である。

40

## 【0027】

参照信号記憶部18は、例えば、ROMあるいはEEPROM等の記憶素子を備えて構成され、被検体における複数の各診断部位および診断深度に対応した近似関数を前記参照信号として記憶するものである。そして、上記関連部14は、被検体の診断部位および診断深度に応じて、前記参照信号記憶部18に記憶されている複数の参照信号（近似関数）の中から1つの参照信号を選択して相関処理を行う。前記診断部位および診断深度は、例

50

えば、操作入力部 11 から入力される。

【0028】

タイミング発生部 19 は、超音波診断装置本体 1 の各部の動作タイミングを生成し、動作タイミングの必要な各部へ出力するものである。

【0029】

画像処理部 15 は、制御部 17 の制御に従って、関連部 14 で関連処理された受信信号に基づいて被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成する回路である。画像処理部 15 は、例えば、後述の各関連処理部 50 - 1、50 - 2、50 - 3、・・・、50 - n からの各出力  $y - 1$ 、 $y - 2$ 、 $y - 3$ 、・・・、 $y - n$  に対し遅延時間を補正する遅延補正部 151、および、遅延補正部 151 の出力を整相加算する整相加算部 152 等を備えて構成される（図 4 参照）。

10

【0030】

表示部 16 は、制御部 17 の制御に従って、画像処理部 15 で生成された被検体の超音波画像を表示する装置である。表示部 16 は、例えば、CRT ディスプレイ、LCD、有機 EL ディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

【0031】

制御部 17 は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら操作入力部 11、送信部 12、受信部 13、関連部 14、参照信号記憶部 18、画像処理部 15 および表示部 16 を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置 S の全体制御を行う回路である。

20

【0032】

図 3 は、超音波探触子（超音波プローブ）2 の構造を示す図である。超音波探触子 2 は、被検体内に第 1 超音波信号を送信し、この第 1 超音波信号に対する被検体内からの反射波である第 2 超音波信号を受信する装置であって、例えば、図 3（A）に示すように、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる複数の圧電素子 22 を備えて構成されている。すなわち、複数の圧電素子 22 は、被検体内へ第 1 超音波信号を送信する場合は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル 3 を介して入力された送信の電気信号を圧電現象を利用することによって第 1 超音波信号に変換して被検体内にこの第 1 超音波信号を送信し、そして、被検体内からの第 2 超音波信号を受信する場合は、圧電現象を利用することによってこの受信した第 2 超音波信号を電気信号に変換して受信信号をケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 13 へ出力する。超音波探触子 2 が被検体に当てられることによって、圧電素子 22 で生成された第 1 超音波信号が被検体内へ送信され、被検体内からの第 2 超音波信号が圧電素子 22 で受信される。

30

【0033】

より具体的には、例えば、図 3（B）に示すように、これら複数の圧電素子 22 のそれぞれは、導電線の信号線 24 と接続する導電材料から成る信号電極層 222 と、信号電極層 222 上に形成され、圧電材料から成る圧電層 221 と、圧電層 221 上に形成され、導電材料から成る接地電極層 223 とを備えて構成される。すなわち、これら複数の圧電素子 22 のそれぞれは、互いに対向する一对の第 1 および第 2 電極を備え、これら第 1 および第 2 電極間に、圧電材料から成る圧電部が形成されている。

40

【0034】

注目すべきは、本実施形態に用いられる超音波探触子 2 における前記圧電層 221 が、図 3（C）で示すようなコンポジット圧電体から成ることである。この圧電層 221 は、送信超音波（第 1 超音波信号）の周波数を  $f_0$  とすると、 $f_0 / 1.1$  以上、 $1.1 \cdot f_0$  以下の帯域の超音波（第 2 超音波信号）を受信することができるが、これは、 $f_0 / 1.1$  の周波数での受信音圧が、基本周波数  $f_0$  での音圧の  $-6.5$  dB 以上で受信可能であり、 $1.1 \cdot f_0$  の周波数での受信音圧が、基本周波数  $f_0$  での音圧の  $-7$  dB 以上で受信可能であることを示している。この図 3（C）で示すコンポジット圧電体は、例えば、特開 2

50

003 309297号公報に記載のコンポジット圧電体から成る。それによれば、圧電セラミックス221-1をダイシングして各柱状とし、その柱間の溝に高分子221-2を充填して成る。

【0035】

本実施形態で用いることできるコンポジット圧電体における高分子成分としては、例えば、エポキシ系、アクリル系、ウレタン系のものを用いることができるが、アクリル系、エポキシ系の樹脂は機械加工適性が高いため、より好ましく用いることができる。このとき、高分子中に気泡を分散し、高分子の嵩密度を $0.6 \text{ g/cm}^3$ 以下に低減した高分子を用いることもできる。

【0036】

本実施形態に用いることできるコンポジット圧電体の圧電セラミックス成分としては、セラミックスに通常知られた方法で分極処理し、圧電性を有するようにしたセラミックスを意味するが、そのセラミックスとしては、PZT系セラミックス、PZNT単結晶、マグネシウム酸ニオブ酸チタン酸鉛(PMNT)単結晶、ニオブ酸鉛系セラミックス、チタン酸鉛系セラミックス、チタン酸ビスマス系セラミックスなどが、電機機械結合係数が高い材料として、特に好ましく用いることができる。

【0037】

また、コンポジット圧電体は圧電セラミックスと高分子との複合化の形状により、1-3コンポジット、2-2コンポジット、0-3コンポジット、3-0コンポジットなどが知られているが、振動の方向などの使用条件から、前記図3(C)で示すような1-3コンポジットが好ましく用いられる。

【0038】

このようなコンポジット圧電体から成る複数の圧電素子22は、一方向に配列され、1次元アレイ状に構成されてもよく、また、図3(A)に示すように、平面視にて互いに線形独立な2方向に、例えば、互いに直交する2方向にm行×n列で配列され、2次元アレイ状に構成されてもよい(m、nは、正の整数である)。図3(A)は、24個の圧電素子22-11~22-46が、互いに直交する2方向に配列された2次元アレイを構成している例を示している。実際の超音波探触子では、例えば、圧電素子22が $64 \times 64$ の4096個であったり、また例えば圧電素子22が $128 \times 128$ の16900個であったり、多数の圧電素子22を備えていることは言うまでもない。

【0039】

なお、本明細書において、前述のように、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。また、添え字のうちの左側の添え字は、行番号を示し、その右側の添え字は、列番号を示している。例えば、圧電素子22-23は、行番号2で列番号3の圧電素子22である。

【0040】

これら複数の圧電素子22は、平板状の音響制動部材21の一方主面上に配置され、これら複数の圧電素子22上に音響整合層23が積層される。複数の圧電素子22は、クロストーク等の相互干渉を低減するために、互いに所定の隙間(溝、間隙、ギャップ)を空けて音響制動部材21上に配置される。なお、さらに相互干渉を低減するために、超音波を吸収する超音波吸収材がこの隙間に充填されることが好ましい。この超音波吸収材には、例えば、ポリイミド樹脂やエポキシ樹脂等の熱硬化性樹脂等が用いられる。

【0041】

音響制動部材21は、超音波を吸収する材料から構成され、複数の圧電素子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。音響制動部材21は、一般に、ダンパあるいはバッキング層とも呼ばれる。そして、各圧電素子22のそれぞれに接続する複数の信号線24(図3(A)では信号線24-11~24-46)が音響制動部材21を貫通している。なお、各圧電素子22のそれぞれに接続する複数の接地線(アース線)は、図示が省略されているが、各圧電素子22の上面からそれぞれ引き出される。

。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 2 】

音響整合層 2 3 は、圧電素子 2 2 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とる部材である。したがって、音響整合層 2 3 は、圧電素子 2 2 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差が最も小さくなるように設定される。音響整合層 2 3 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。なお、図 3 ( A ) では、この音響整合層 2 3 の図示が省略されている。また、音響整合層 2 3 は、円弧状に膨出した形状とされ、被検体に向けて送信される超音波を収束する音響レンズの機能を兼用してもよく、また、このような音響レンズが音響整合層 2 3 上に積層されてもよい。

## 【 0 0 4 3 】

このような構成の超音波診断装置 S では、例えば、操作入力部 1 1 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 7 の制御によって送信部 1 2 で電気信号の送信信号が生成される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 へ供給される。より具体的には、この電気信号の送信信号は、超音波探触子 2 における圧電素子 2 2 へ供給され、該圧電素子 2 2 がその厚さ方向に伸縮し、超音波振動する。この超音波振動によって、圧電素子 2 2 は、第 1 超音波信号を放射する。圧電素子 2 2 から音響制動部材 2 1 方向へ放射された第 1 超音波信号は、音響制動部材 2 1 によって吸収される。また、圧電素子 2 2 から音響整合層 2 3 方向へ放射された第 1 超音波信号は、音響整合層 2 3 を介して放射される。超音波探触子 2 が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子 2 から被検体に対して第 1 超音波信号が送信される。

## 【 0 0 4 4 】

なお、超音波探触子 2 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

## 【 0 0 4 5 】

この被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波 ( 第 2 超音波信号 ) となる。この第 2 超音波信号には、送信された第 1 超音波信号の周波数 ( 基本波の基本周波数 ) 成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の 2 倍、3 倍および 4 倍等である。

## 【 0 0 4 6 】

ここで、圧電素子 2 2 は、前述のようなコンポジット圧電体で、第 2 超音波信号に含まれる周波数成分のうち、第 1 超音波信号の周波数を  $f_0$  としたときに、 $f_0 / 1.1$  以上、 $1.1 \cdot f_0$  以下の広い受信帯域で機械的に振動し、その振動に応じた電気信号を出力する。

## 【 0 0 4 7 】

そして、該圧電素子 2 2 で取り出されたこの電気信号の受信信号は、ケーブル 3 を介して制御部 1 7 で制御される受信部 1 3 で受信される。受信部 1 3 は、この入力された受信信号を受信処理し、より具体的には、例えば増幅した後に関連部 1 4 へ出力する。そして、関連部 1 4 で関連処理を行うことで 3 次以上の高調波成分が取得され、画像処理部 1 5 へ出力される。

## 【 0 0 4 8 】

ここで、上述において、各圧電素子 2 2 から順次に超音波が被検体に向けて送信され、被検体で反射した第 2 超音波信号が複数の圧電素子 2 2 で受信される。

## 【 0 0 4 9 】

そして、画像処理部 1 5 は、制御部 1 7 の制御によって、受信部 1 3 で受信され関連部 1 4 で関連処理された受信信号に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度等から被検体の超音波画像を生成し、表示部 1 6 は、制御部 1 7 の制御によって、画像処理部 1 5 で生成された被検体の超音波画像を表示する。

## 【 0 0 5 0 】

次に、関連処理に関し、より具体的に説明する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 1 】

図 4 は、相関処理の説明に当たって、実施形態にかかる超音波診断装置のより具体的な構成を示す図である。図 5 は、相関演算を説明するための図である。図 6 は、アナログ積和演算を説明するための図である。

## 【 0 0 5 2 】

アナログ信号をデジタル変換してから相関処理を行ったのでは、高調波成分が受信信号全体に占めるエネルギー量が微弱であるため、良質な超音波画像の形成に必要なダイナミックレンジが取れない。そのため、本実施形態における相関部 1 4 では、相関処理自体をアナログで行うものである。

## 【 0 0 5 3 】

具体的には、相関部 1 4 は、超音波探触子 2 の複数 ( n 個 ) の圧電素子 2 2 ごとに複数の相関処理部 5 0 - 1、5 0 - 2、5 0 - 3、・・・、5 0 - n を備えて構成されており、各相関処理部 5 0 - 1、5 0 - 2、5 0 - 3、・・・、5 0 - n は、同様に構成されている。その一つについて説明すると、相関処理部 5 0 は、CCD 原理に基づくアナログ積和演算を行うことによって受信部 1 3 の出力と参照信号との相関を演算する回路であり、例えば、サンプルホールド部 5 1 と、電荷転送部 5 2 と、重み設定部 5 3 と、デジタルアナログ乗算部 5 4 と、加算部 5 5 とを備えて構成される。

## 【 0 0 5 4 】

サンプルホールド部 5 1 は、タイミング発生部 1 9 からの動作タイミングに応じたサンプリング周期で、受信部 1 3 の出力を保持する回路である。サンプルホールド部 5 1 は、動作タイミングに応じたタイミングで、この保持した受信部 1 3 の出力に対応する電荷を電荷転送部 5 2 へ出力する。

## 【 0 0 5 5 】

電荷転送部 5 2 は、電荷を保持する複数の電荷保持部 5 2 1 - 1、5 2 1 - 2、5 2 1 - 3、・・・、5 2 1 - n を備えて構成されている。これら各電荷保持部 5 2 1 - 1、5 2 1 - 2、5 2 1 - 3、・・・、5 2 1 - n は、直列に接続されており、タイミング発生部 1 9 からの動作タイミングに応じたタイミングで自己の電荷保持部 5 2 1 で保持している電荷を順次に後段の電荷保持部 5 2 1 へ転送する。この点が CCD 原理に基づいている。

## 【 0 0 5 6 】

デジタルアナログ乗算部 5 4 は、各電荷保持部 5 2 1 に対応して設けられた複数のデジタルアナログ乗算器 ( D A 乗算器 ) 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、・・・、5 4 1 - n を備えて構成されている。D A 乗算器 5 4 1 は、重み設定部 5 3 によって自機に設定されている重みで電荷保持部 5 2 1 からの出力値を乗算し ( 重み付けを行い )、この乗算結果を加算部 5 5 へ出力する。

## 【 0 0 5 7 】

重み設定部 5 3 は、参照信号記憶部 1 8 に記憶されている参照信号に基づいてデジタルアナログ乗算部 5 4 の各 D A 乗算器 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、・・・、5 4 1 - n に対し、重みを設定するものである。この重みは、操作入力部 1 1 の補正值入力部 1 1 1 から補正值が入力された場合には、この入力された補正值で補正される。

## 【 0 0 5 8 】

加算部 5 5 は、デジタルアナログ乗算部 5 4 の各 D A 乗算器 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、・・・、5 4 1 - n から入力された乗算結果を加算し、この加算結果を画像処理部 1 5 へ出力する回路である。

## 【 0 0 5 9 】

このような構成の相関部 1 4 ( 相関処理部 5 0 ) では、次のように動作する。

## 【 0 0 6 0 】

アナログ相関処理では、CCD に用いられる電荷移送技術を用いて、2 箇所以上の電荷を 1 つの容量素子にまとめあげることで加算を行い、これに対して 1 つの電荷を 2 分し、さらに 2 分することを繰り返すことで、1 / 2、1 / 4、1 / 8、1 / 16、・・・の電

10

20

30

40

50

荷を用意し、乗数の2進表現に従い、取捨し、再度ひとつの電荷にまとめることで乗算を行うアナログ電荷積和遅延が行われる。この点が、アナログ積和演算である。ここで言う相関処理とは、2つの波形がどの程度似ているかを判定する処理であり、例えば、2つの数列  $x_n$  と  $y_n$  とがあった場合、次の式1で示される  $z$  が大きいほど、2つの数列が似通っていることになる（通常、信号を検出すると図5のグラフのような急峻なピークを示す）。

【0061】

$$z = x_k y_k \quad \dots (1)$$

ただし、 $z$  は、 $k = 1$  から  $k = n$  までの和を求める。

【0062】

電荷転送部52の電荷保持部521の各ステージに蓄えられている電荷量  $Q_k$  に参照信号（テンプレート）の対応する重み値を乗じ、和をとることで、ノイズの中に信号が存在するか否かを高い  $S/N$  比で計算することができる。

【0063】

相関処理部50は、アナログ量である電荷量  $Q$  を用い、遅延、加算および乗算が可能なデバイスであり、これを用いることで、高分解能、高速かつ低消費電力に、相関処理などの演算処理が可能となる。実際のデバイスの構成としては、上述したようにCCD類似のデバイス形態となる。例えば、CCDでは、電荷移送を行う場合、ポテンシャル井戸の深さが転送方向に向かって深くなるように調節することによって行われる。図6(A)のように電荷を図上では左から右へ移動させていくことで信号の流れを制御する。加算を行う場合は、図6(B)に示すように、二つ以上のポテンシャル井戸が一つになるように、駆動電圧を制御する。乗算を行う場合は、例えば、一つのポテンシャル井戸を2分割するような駆動電圧を制御して（例えば上記加算器の逆）、電荷  $Q$  を  $Q/2$ 、 $Q/4$ 、 $Q/8$ 、 $Q/16$ 、 $Q/32$ 、 $Q/64$ 、 $\dots$  というように分割し、それを乗数（デジタル値）のビットに応じて捨てたり残したりする。すなわち、ビットが0の場合には、捨て、ビットが1の場合には残す。その後、残した電荷をすべて足し合わせることで、乗数  $M$  が  $0 < M < 1$  の乗算を行う。例えば、 $Q \times 0.36827$  (10進数) は、 $Q \times (0 + 0/2 + 1/4 + 0/8 + 1/16 + 1/32 + 1/64 + 1/128 + 0/256)$  となる。これら絶対値電荷に加え、電荷量の正負を表す符号ビットを用いて積和演算を実現する。

【0064】

また、相関処理とは、2つの波形がどの程度似ているかを判定する処理であり、例えば、上述したように、2つの数列  $x_n$  と  $y_n$  とがあった場合、上記式1で示される  $z$  が判定基準の相関係数となる。

【0065】

送信信号を  $s(t)$  とし、送信信号  $s(t)$  に雑音を含ませたものを  $z(t)$  とし、上記の式1からなる相関係数を  $z$  とすると、図5に波線で示すように、参照信号と受信信号とが重なる瞬間に急峻なピークが検出される。このピークが大きければ大きいほど、参照信号とよく類似した信号が受信されたことになる。ノイズ耐性を高めるためには、できるだけ冗長な、自然界に無い信号を送信信号（参照信号） $s(t)$  に用いることが望ましい。このため、前記送信信号（参照信号） $s(t)$  には、周波数が時間経過に伴って変化するチャープ波を用いる。

【0066】

そして、実際の相関処理では、図4のように、受信部13が受信する連続信号  $s(t)$  を時間  $t$  でサンプリングホールディングし、離散量  $f(t)$ 、 $f(t-1)$ 、 $f(t-2)$ 、 $f(t-3)$ 、 $f(t-4)$ 、 $\dots$  とする。これらに各々相当する重み係数  $g(1) \sim g(n)$  をかけて総和をとることによって前記相関係数  $z$  を得ることができる（式2）。

【0067】

$$z = f(t-k) g(k) \quad \dots (2)$$

10

20

30

40

50

ただし、 $\sum_{k=1}^n$  は、 $k = 1$  から  $k = n$  までの和を求める。

【 0 0 6 8 】

この相関係数  $z$  がある閾値より大きい場合に、相関処理部 5 0 は、第 2 超音波信号の 3 次以上の高調波成分を該相関係数  $z$  に比例する強度で受信したとして、出力  $y$  として画像処理部 1 5 へ出力する。画像処理部 1 5 では、この相関係数  $z$  から遅延時間や信号強度を求めて超音波画像を生成する。

【 0 0 6 9 】

例えば、3 MHz ~ 5 MHz のチャープ波を用いた送信信号を以下のようにする。

【 0 0 7 0 】

$$s(t) = A \cdot \sin \left\{ 2 \pi \left[ (f_c - B_w / 2) t + (B_w / (2 T_w)) t^2 \right] \right\} \cdot W(t) \quad \dots (3)$$

$W(t)$  は、窓関数（本実施形態では例えばハミング窓を使用）であり、 $f_c$  は、チャープ波の中心周波数であり、 $B_w$  は、チャープ波の掃引周波数であり、 $T_w$  は、チャープ波の時間幅である。本実施形態においては、 $f_c = 4 \text{ MHz}$ 、 $B_w = 2 \text{ MHz}$  とし、 $T_w$  は、診断領域の面積により設定される。

【 0 0 7 1 】

相関処理によって検出する高調波の次数を 3 とすると、参照波形  $r(t)$  は、式 4 となる。

【 0 0 7 2 】

$$r(t) = f(d, 3) \cdot \{s(t)\}^3 \quad \dots (4)$$

$f(d, 3)$  は、診断部位および診断深度によって決定される項であり、フォーカルポイントごとに用意された補正值入力部 1 1 1 の重み付けスライダ等によって、ユーザが出力画像を見つ最適な値を選択してもよい。この関数  $r(t)$  を規定のサンプリング周波数でデジタル化したものが参照信号の  $g(1) \sim g(n)$  に書き込まれる値として、診断部位および診断深度ごとに参照信号のデータとして参照信号記憶部 1 8 に記憶される。

【 0 0 7 3 】

制御部 1 7 が ROI を基に指定するステアリング角度とフォーカルポイント深度とからビームフォーマの遅延が送信ビームフォーマ回路 1 2 2 で設定され、駆動信号生成回路 1 2 1 で PCM によって形成した上記チャープ波が、超音波探触子 2 の圧電素子 2 2 に印加され、電気音響変換（圧電現象）によって第 1 超音波信号が発生される。フォーカルポイントにて収束された超音波信号は、被検体内の組織界面で反射されるとともに音圧強度に依存した高調波が発生される。組織界面で反射し、被検体内を伝播した第 2 超音波信号は、超音波探触子 2 の圧電素子 2 2 によって受信され、受信部 1 3 で受信処理される。受信部 1 3 からの出力は、その受信波形をサンプルホールドすべく、各圧電素子 2 2 ごとに、サンプルホールド部 5 1 によって時間方向に離散化される。それらは、一定の動作タイミングのタイミング（制御クロック）によって、電荷転送部 5 2 に入力される。電荷転送部 5 2 では、 $x_a(1) \sim x_a(n)$  の  $n$  段の電荷保持部 5 2 1 - 1、5 2 1 - 2、5 2 1 - 3、 $\dots$ 、5 2 1 -  $n$  を持ち、動作タイミングごとにそれぞれの値が次の段に移動する。電荷転送部 5 2 の各電荷保持部 5 2 1 - 1、5 2 1 - 2、5 2 1 - 3、 $\dots$ 、5 2 1 -  $n$  の各段  $x_a(1) \sim x_a(n)$  は、それぞれ、保持する値を出力する DA 乗算器 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、 $\dots$ 、5 4 1 -  $n$  を有し、それぞれが対応する DA 乗算器 5 4 1 へと接続されている。各 DA 乗算器 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、 $\dots$ 、5 4 1 -  $n$  には、それぞれ相関処理のための重み係数  $g(1) \sim g(n)$  が重み設定部 5 3 の設定によって保持されており、また、これら重み係数は、制御部 1 7 が重み設定部 5 3 を制御することで、書き換え可能とされている。制御部 1 7 は、検出するフォーカルポイント深度（診断部位および診断深度）等によって、最適な参照信号（テンプレート）のデータを参照信号記憶部 1 8 から選択し、重み設定部 5 3 を介して各 DA 乗算器 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、 $\dots$ 、5 4 1 -  $n$  が保持する重み係数  $g(1) \sim g(n)$  を書き込む。各 DA 乗算器 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、 $\dots$ 、

10

20

30

40

50

541 - n は、重み付け係数  $g(k)$  のビット数に比例する遅延を経て、 $x_a(k) \times g(k)$  を出力し、これら出力が加算部 55 によって加算され、相関係数  $z_a$  が得られる。なお、添え字  $a$  は、超音波探触子 2 の複数の圧電素子 22 のうちの  $a$  番目の圧電素子 22 に関連していることを表している。超音波探触子 2 のアレイ状に配列された圧電素子 22 それぞれに対して相関係数  $z_a$  が得られ、また相関係数  $z_a$  のピーク位置を基に遅延補正回路 151 で遅延補正を行った後、各圧電素子 22 の相関係数を整相加算回路 152 で整相加算することで、全体の相関係数  $z$ 、すなわち相関処理された受信信号  $y(t)$  が得られ、これを基に超音波画像が形成される。

#### 【0074】

上述のように構成される超音波診断装置 S において、以下に本願発明者の実験結果を説明する。まず、コンポジット圧電体から成る圧電層 221 において、圧電セラミックス 221 - 1 構成用のセラミックスとしては、電気機械結合係数  $k_{33}$  が 80% で、嵩密度が 7.8 の PZT 系セラミックスを用いた。そして、その圧電セラミックスを、厚みが 1.00 mm の板状にし、その圧電セラミックス板の一方の辺と平行に、ダイシングマシンにて、100  $\mu$ m の幅のブレードで、200  $\mu$ m ピッチで、深さが 0.800 mm の溝を形成した。次に前記方向に対して垂直方向に、前記と同様の設定で溝を形成し、100  $\mu$ m  $\times$  100  $\mu$ m  $\times$  800  $\mu$ m のセラミックスの角柱が複数本直立した構造の PZT 系セラミックスを前記圧電セラミックス 221 - 1 として得た。

#### 【0075】

次に、イソペンタンが封入されたアクリロニトリル系共重合樹脂を上記 PZT セラミックスに形成された溝の中に充填し、150 で 5 分間熱処理することによって、内部に気泡が分散したアクリロニトリル系共重合樹脂を前記高分子 221 - 2 として、PZT 系セラミックスとを一体化させた後、両面研磨機にて、過剰の樹脂と PZT 系セラミックスとを取り除き、厚み調整を行って、前記図 3 (C) に示す構造で、厚みが 0.60 mm、PZT 系セラミックスの 1 ユニットのサイズが前記 100  $\mu$ m  $\times$  100  $\mu$ m で、PZT 系セラミックスの体積率が 25% の 1 - 3 コンポジット圧電対を得た。なお、高分子成分の嵩密度は 0.2、高分子成分と圧電セラミックとのコンポジット圧電体の嵩密度は 2.1 であった。

#### 【0076】

続いて、得られた 1 - 3 コンポジットの上面および下面に、前記信号電極層 222 および接地電極層 223 となる対向電極を形成する目的で、前記の 1 - 3 コンポジットに Ni の無電解メッキを施し、さらに金のメッキを施すことにより、厚さ 0.7  $\mu$ m の Ni とその上の厚さ 0.3  $\mu$ m の金とで構成される電極を形成した。その後、上記 1 - 3 コンポジットの四方を切断して所定サイズにした後、1 kV/mm の直流電圧を 100 で印加して分極処理することによって、目的とする 1 - 3 コンポジット圧電体を得た。

#### 【0077】

そして、上記 1 - 3 コンポジット圧電体の周波数 - インピーダンス特性を HP 社製のインピーダンスアナライザ型番 4194A で測定したところ、縦振動（厚み振動）の共振周波数 ( $f_0$ ) は 4 MHz であった。このように作成した圧電素子 2 を用いて、常法（例えば、改訂 医用超音波機器ハンドブック 社団法人 日本電子機械工業会 編集 出版 コロナ社の第 2 章および第 3 章参照）により超音波探触子 2 を作成した。

#### 【0078】

このように本実施形態の超音波診断装置 S では、超音波探触子における受信素子を、たとえば送信される第 1 超音波信号の周波数を  $f_0$  としたときに、 $f_0/11$  以上、 $11 \cdot f_0$  以下の広い受信帯域を有する圧電材料である圧電セラミックスと高分子とを有してなるコンポジット圧電体から構成するとともに、CCD 原理に基づくアナログ積和演算デバイスから成る相関部 14（相関処理部 50）で、検出すべき 3 次以上の高調波の次数および被検体の診断部位および診断深度に応じて設定された参照信号を用いて、相関処理を行うので、より高い S/N 比で 3 次以上の高調波成分を取得することが可能となり、高い鮮鋭性（分解能）を有する画像を得ることができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 9 】

また、上述の超音波診断装置 S では、前記診断部位および診断深度から導かれる互いに異なる複数の近似関数が参照信号として参照信号記憶部 1 8 に記憶され、相関部 1 4 が、被検体の診断部位および診断深度に応じてこれら複数の近似関数から 1 つの近似関数を選択して相関処理を行うので、診断領域全体に亘ってより適切な参照信号が選択され、相関処理が行われる。このため、診断領域全体に亘って、より高い S / N 比で高調波成分を取得することが可能となる。

## 【 0 0 8 0 】

また、上述の超音波診断装置 S では、第 1 超音波信号が自然界に通常存在しないチャープ波であるので、その高調波成分を検出する場合に、ノイズ成分と区別し易い。このため、より高い S / N 比で高調波成分を取得することが可能となる。

10

## 【 0 0 8 1 】

また、上述の超音波診断装置 S では、相関部 1 4 は、CCD 原理に基づくアナログ積和演算装置を備えて構成される。このため、微弱な信号レベルである高調波成分でもより適切に相関処理を行うことが可能となる。

## 【 0 0 8 2 】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且つ十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および / または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。特に、図 3 では、圧電素子 2 2 が超音波の送信と受信とに共用されたが、送信と受信とに個別の圧電素子が設けられてもよい。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 8 3 】

【 図 1 】 実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【 図 2 】 実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す断面図である。

【 図 4 】 相関処理の説明に当たって、実施形態にかかる超音波診断装置のより具体的な構成を示す図である。

30

【 図 5 】 相関演算を説明するための図である。

【 図 6 】 アナログ積和演算を説明するための図である。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 8 4 】

S 超音波診断装置

T 治具

1 超音波診断装置本体

2 超音波探触子

1 4 相関部

1 8 参照信号記憶部

2 2 圧電素子

5 0 相関処理部

5 1 サンプルホールド部

5 2 電荷転送部

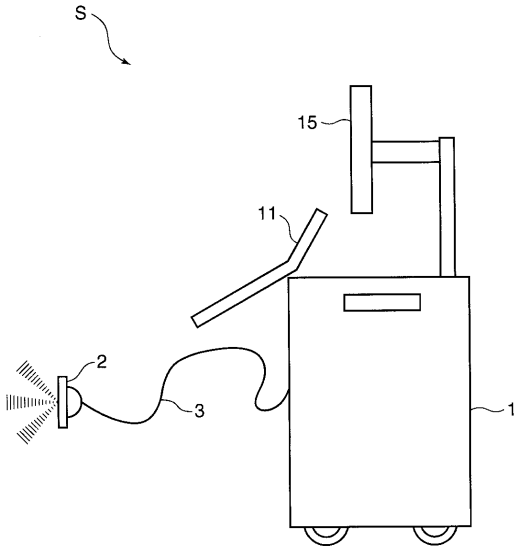
5 3 重み設定部

5 4 デジタルアナログ乗算器

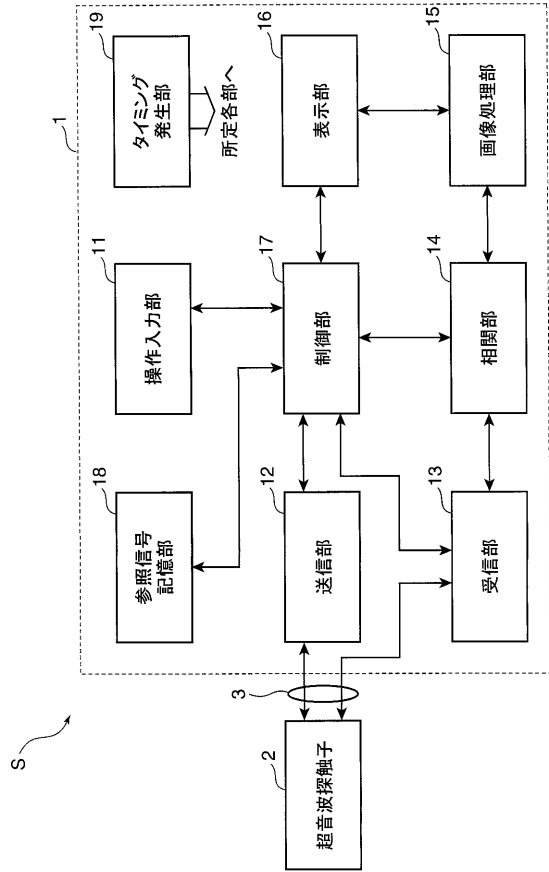
5 5 加算部

40

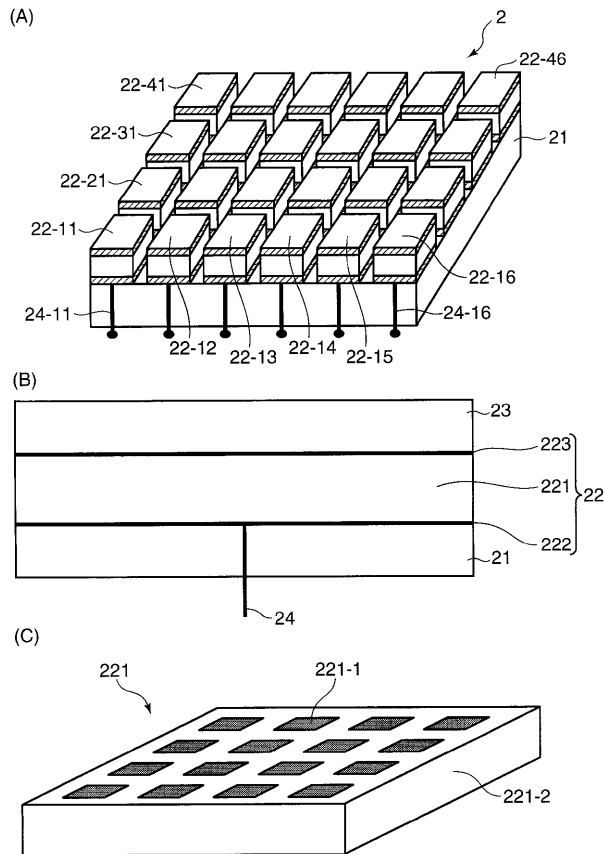
【 図 1 】



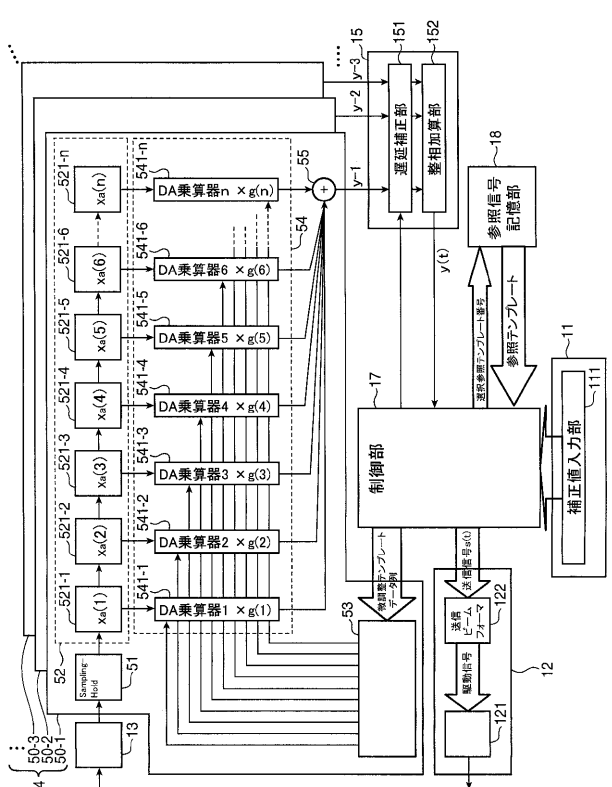
【 図 2 】



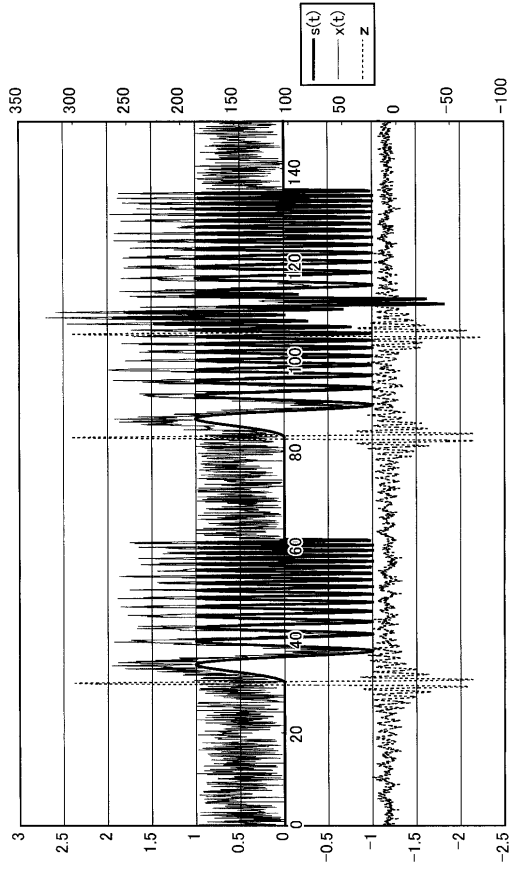
【 図 3 】



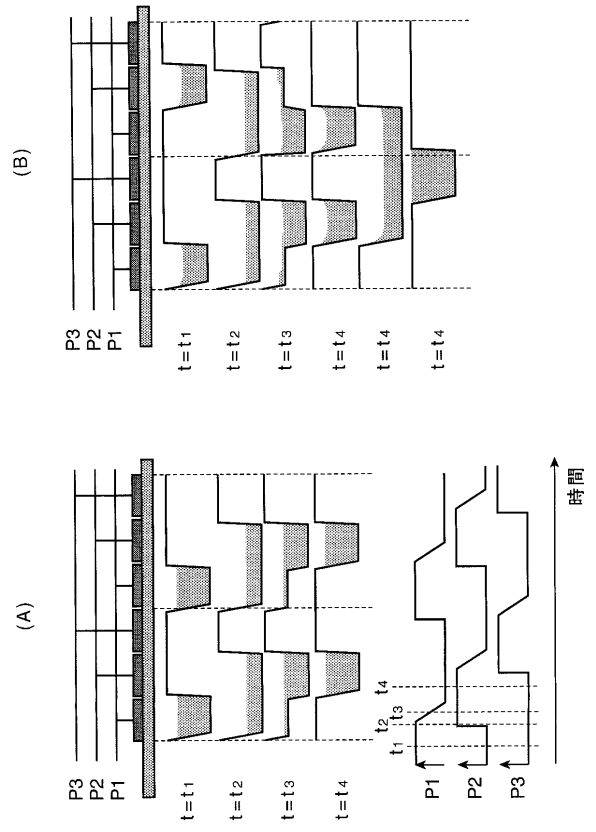
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009279034A</a>	公开(公告)日	2009-12-03
申请号	JP2008131132	申请日	2008-05-19
[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	細井勇治		
发明人	細井 勇治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/HH10 4C601/ JB41 4C601/ JB45 4C601/ JB47		
代理人(译)	櫻井 智		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过更高的信噪比（声音噪声比）获得至少三次谐波分量，并提供高分辨率的图像。ZSOLUTION：包括超声波探头2的超声波诊断装置，用于将来自超声波探头2的第一超声波信号发送到物体中的发送部分12，用于通过超声波探头2接收超声波的接收部分13，以及图像处理部分如图15所示，为了在接收部分13中接收的第二超声信号的基础上在对象内部形成图像，超声诊断设备S还设置有相关部分14，用于通过执行相关处理来提取至少三次谐波分量。在接收部分13的输出和预设参考信号中，超声探头2中的接收元件包括具有压电陶瓷和聚合物的复合压电体，并且相关部分14包括基于CCD原理的模拟乘积和操作装置。因此，通过较高的S/N比获得弱至少三次谐波分量，并且获得具有高清晰度（分辨率）的图像。Z

