

(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2004-208918
(P2004-208918A)

(43) 公開日 平成16年7月29日(2004.7.29)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/00

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 7 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2002-381559(P2002-381559)
(22) 出願日 平成14年12月27日(2002.12.27)

(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(74) 代理人 100098017
弁理士 吉岡 宏嗣
(72) 発明者 浅房 勝徳
東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内
(72) 発明者 神田 浩
東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DE09 DE10 DE13
EE03 EE04 GB04 GB15 GB44
GB45 HH22 HH35 JB14 JB51
JC21 KK42 KK47

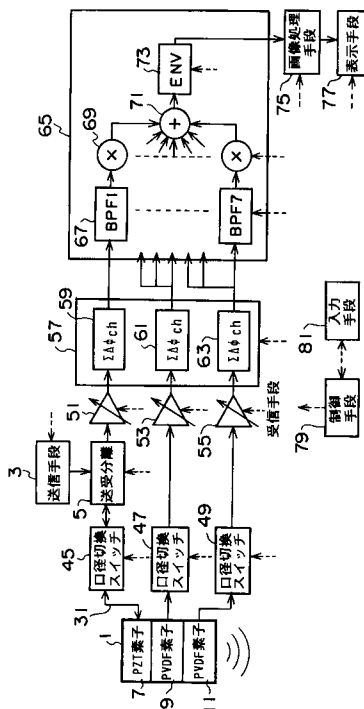
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体から発する超音波信号の高調波成分を画像化するのに好適な超音波探触子を備え、画質に優れた超音波診断装置を実現する。

【解決手段】超音波探触子(1)を送信信号の基本波に対応した周波数特性を有する基本波用振動子(7)と、基本波の高調波に対応した周波数特性を有する少なくとも一つの高調波用振動子(9, 11)とを有して形成し、送信手段(3)により基本波用振動子(7)を駆動するとともに、基本波用振動子と高調波用振動子とにより受信される受信信号を個別に受信処理し(51~55)、さらに乗算手段(69)により個別に補正ゲインを乗じて信号強度を調整した後、基本波成分及び高調波成分を加算して画像を再構成することを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子と、該超音波探触子を駆動する超音波の送信信号を出力する送信手段と、前記超音波探触子により受信される超音波の受信信号を処理する受信処理手段と、該受信処理手段により処理された前記受信信号に基づいて画像を再構成する画像処理手段と、該再構成された画像を表示する表示手段とを備えてなり、

前記超音波探触子は、前記送信信号の基本波に対応した周波数特性を有する基本波用振動子と、前記基本波の高調波に対応した周波数特性を有する少なくとも一つの高調波用振動子とを有し、

前記送信手段は、前記基本波用振動子を駆動するものであり、

10

前記受信処理手段は、前記基本波用振動子により受信される受信信号と、前記高調波用振動子により受信される受信信号とを個別に処理するものであり、

前記画像処理手段は、前記受信処理手段から出力される前記基本波用振動子の受信信号と前記高調波用振動子の受信信号とに基づいて画像を再構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記高調波用振動子は、前記基本波用振動子の超音波射出側に積層して配設されてなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記受信処理手段は、前記基本波用振動子により受信される受信信号の基本波成分を抽出する帯域通過フィルタと、前記高調波用振動子により受信される受信信号の高調波成分を抽出する少なくとも一つの帯域通過フィルタと、前記各帯域通過フィルタにより抽出された基本波成分と高調波成分とを加算する加算手段とを備えてなり、

20

前記画像処理手段は、前記加算手段の出力に基づいて画像を再構成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受信処理手段は、前記各帯域フィルタから出力される前記基本波成分と前記高調波成分との信号強度をそれぞれ補正するゲイン補正手段と、該ゲイン補正手段の補正ゲインをそれぞれ別個に調整するゲイン調整手段とを有してなることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記ゲイン調整手段は、前記受信信号の時間軸の位置に応じて前記基本波成分と前記高調波成分の補正ゲインを調整することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記基本波用振動子と前記高調波用振動子とに対応させて口径切り換え手段を設け、所望の画質に応じて使用口径を切り換えることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波探触子と、該超音波探触子を駆動する超音波の送信信号を出力する送信手段と、前記超音波探触子により受信される超音波の受信信号を処理する受信処理手段と、該受信処理手段により処理された前記受信信号に基づいて画像を再構成する画像処理手段と、該再構成された画像を表示する表示手段とを備えてなり、

40

前記超音波探触子は、前記送信信号の基本波に対応した周波数特性を有する基本波用振動子と、前記基本波の高調波に対応した広帯域の周波数特性を有する少なくとも一つの広帯域用振動子とを有し、

前記送信手段は、前記基本波用振動子を駆動するものであり、

前記受信処理手段は、前記広帯域用振動子により受信される受信信号と、前記広帯域用振動子により受信される受信信号とを個別に処理するものであり、

前記画像処理手段は、前記受信処理手段から出力される前記基本波用振動子の受信信号と前記高調波用振動子の受信信号とに基づいて画像を再構成することを特徴とする超音波診

50

断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に被検体から発する超音波信号の高調波成分を画像化するのに好適な超音波探触子を備えた超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、例えば生体等の被検体内に超音波を送信し、その反射エコー信号などの被検体から発する超音波の受信信号に基づいて、被検体内の組織や血流を画像化したり、血流速度等の診断に有用な情報を得るものである。 10

【0003】

ところで、被検体が生体である場合には、基本周波数 f_0 の超音波送信信号を送信しても、媒体起因の非線型ひずみが生じ、得られる受信信号には例えば $2f_0$ 以上の高調波成分が含まれる。この高調波成分を抽出して画像化することにより画質のよい超音波診断画像を得ることが提案されている。

【0004】

すなわち、複数の振動子から波面を整相した超音波送受信を行ない、超音波ビームが収束した部位からのみ高調波が発生し、超音波ビームが散乱した部位からは高調波が発生しない。したがって、高調波を用いることにより、空間分解能に優れた画像を得ることができ 20
る。具体的には、探触子によって受信した受信信号に帯域通過フィルタ(BPF)により処理して高調波成分を抽出することが提案されている(例えば、特許文献1を参照。)。このような撮像法は、一般にハーモニック・エコー・イメージングと称されている。

【0005】

また、超音波診断装置の使用に際し、造影剤(コントラスト剤)を利用することが提案されている。このような造影剤は通常微細な気泡を液体に混入したものである。気泡は超音波送信信号を受けると、振動したり、破壊することによって超音波を発生する。このような気泡起因の超音波を受信信号として受信することによって、超音波診断装置の診断画像の解像度またはシャープさを向上することができる。このような造影剤由来の受信信号には、広い帯域の高調波が含まれているので、この高調波成分を抽出して強調し、基本波と 30
再合成して画像化することが提案されている。

【0006】

また、超音波探触子の受信感度の向上を目的として、複数の圧電素子を層状に積層することが提案されている(例えば、特許文献2を参照。)

【0007】

【特許文献1】

特開2002-11004号公報(段落番号0003等)

【特許文献2】

特開昭60-138457号公報

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、従来の超音波振動子の受信に係る周波数帯域は、一般に狭く、例えば2次ないし3次高調波を帯域に含む程度であるから、高次の高調波を感度よく受信することができない。また、一般に、受信信号に含まれる高調波成分は基本波成分に比べて信号強度が小さいから、十分な空間解像度が得られない場合がある。

【0009】

しかも、被検体の深度に応じて生体の非線形歪が大きくなり、また減衰により信号強度が小さくなるから、深度が深い部位の基本波成分の感度が低下する場合がある。

【0010】

本発明は、上述した問題点に鑑み、被検体から発する超音波信号の高調波成分を画像化す 50

るのに好適な超音波探触子を備えた超音波診断装置提供することを課題とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波探触子は、駆動超音波の基本波に対応した周波数特性を有する基本波用振動子と、前記基本波の高調波に対応した周波数特性を有する少なくとも1つの高調波用振動子と、前記基本波用振動子に接続され超音波の送信信号と該送信信号に対応する受信信号とを外部に入出力する信号線と、前記高調波用振動子に接続され前記送信信号に対応する受信信号を外部に出力する信号線とを備えてなることを特徴とする。この場合において、高調波用振動子は、基本波用振動子の超音波射出側に積層して配設することが好ましい。

10

【0012】

このように構成することにより、振動子の周波数特性を受信したい高調波に合せた少なくとも1つの高調波用振動子を基本波用振動子に並列に配設して、または積層して超音波探触子を形成することにより、被検体から発生する所望の高調波成分を感度良く検出することができる。

【0013】

この場合において、高調波用振動子を複数積層して配設する場合は、積層された各高調波用振動子の周波数特性を、基本波用振動子から離れるにつれて中心周波数を高く設定することが好ましい。これにより、広い範囲の高調波成分を感度良く検出することができる。また、複数の高調波用振動子を積層することにより、被検体の生体に対する音響インピーダンスの整合を図ることができる。具体的には、例えば、基本波用振動子の超音波射出側に2つの高調波用振動子を積層して設け、この2つの高調波用振動子の周波数特性は、基本波用振動子側から順に中心周波数が基本波周波数 f_0 に対して $3f_0$ 、 $6f_0$ に設定することができる。

20

【0014】

また、本発明の超音波診断装置は、超音波探触子と、該超音波探触子を駆動する超音波の送信信号を出力する送信手段と、前記超音波探触子により受信される超音波の受信信号を処理する受信処理手段と、該受信処理手段により処理された前記受信信号に基づいて画像を再構成する画像処理手段と、該再構成された画像を表示する表示手段とを備えてなり、前記超音波探触子は、前記送信信号の基本波に対応した周波数特性を有する基本波用振動子と、該基本波用振動子の超音波射出側に積層して配設され前記基本波の高調波に対応した周波数特性を有する少なくとも1つの高調波用振動子とを有し、前記送信手段は、前記基本波用振動子を駆動するものであり、前記受信処理手段は、前記基本波用振動子により受信される受信信号と、前記高調波用振動子により受信される受信信号とを個別に処理するものであり、前記画像処理手段は、前記受信処理手段から出力される前記基本波用振動子の受信信号と前記高調波用振動子の受信信号とに基づいて画像を再構成することを特徴とする。

30

【0015】

すなわち、基本波用振動子により受信される受信信号と、高調波用振動子により受信される受信信号とを個別に処理することにより、基本波成分と高調波成分のゲインを個別に調整することができる。その結果、計測深度や計測目的に応じて各成分を適切な信号強度に調整することができ、これらを加算合成することによって、所望の空間解像度及び広い範囲の深度にわたって感度を向上させた画像を得ることができる。例えば、基本波成分に比べて信号強度が小さい高調波成分のゲインを高くして、十分な空間解像度を得ることができる。また、被検体の深度に応じて生体の非線形歪が大きくなり、また減衰により信号強度が小さくなるから、深度が深い部位の基本波成分の感度が低下する傾向があるが、このような場合は、基本波成分を深度に応じてゲイン調整することにより、感度を改善することができる。ここで、本発明に係る高調波成分とは、例えば、生体の非線形歪みに起因するもの、造影剤の非線形歪みに起因するもの、および造影剤の破壊に起因するものを含む。

40

50

【0016】

上記の受信処理手段は、基本波用振動子により受信される受信信号の基本波成分を抽出する帯域通過フィルタと、高調波用振動子により受信される受信信号の高調波成分を抽出する少なくとも一つの帯域通過フィルタと、各帯域通過フィルタにより抽出された基本波成分と高調波成分とを加算する加算手段とを備えて構成することができる。この場合、画像処理手段は、加算手段の出力に基づいて画像を再構成する。

【0017】

また、受信処理手段は、各帯域フィルタから出力される基本波成分と高調波成分との信号強度をそれぞれ補正するゲイン補正手段と、このゲイン補正手段の補正ゲインをそれぞれ別個に調整するゲイン調整手段とを有して構成することができる。これにより、基本波成分あるいは所望の次数の高調波成分の信号強度を独立に調整することができる。この場合、ゲイン調整手段は、受信信号の時間軸の位置に応じて基本波成分と高調波成分の補正ゲインを調整することができる。つまり、受信信号の受信タイミングに応じて補正ゲインを調整することにより、深度に応じて受信信号の感度を補正し、画質を向上させることができる。例えば、深度に応じて基本波用振動子と高調波用振動子がそれぞれ出力する受信信号のゲインを予め定めた比率に基づいて変化させることができる。これによれば、被検体の浅い部位を診断するときには、強調した高調波成分を基本波成分と合成して高画質を得るいわゆるハーモニック・イメージングを行い、深い部位を診断するときには、主に基本波成分に基づいて画像を構成し感度を確保することが可能になる。

10

【0018】

また、基本波用振動子と高調波用振動子とに対応させて口径切り換え手段を設け、所望の画質に応じて口径を切り換えることができる。

20

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の第1の実施形態について説明する。図1は、本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。図1に示すように、探触子1は、図示しない被検体に超音波を送波するとともに、被検体から発する反射エコー等の超音波を受信する機能を有している。この探触子1には、送信手段3から送受分離部5と口径切換スイッチ45を介して超音波の送信信号が供給される。送信手段3は、メモリ、デジタルアナログ変換器、フィルタ、送波アンプを有して構成されている。送受分離部5は、同一の信号線を介して、送信手段3から出力される送信信号を探触子1に送る一方、探触子1から出力される受信信号を受信手段に送る分離機能を有している。この送受分離部5は、ダイオード、FET等のトランジスタにより構成されている。

30

【0020】

探触子1は、複数チャンネルの振動子アレイを有して構成されている。そして、個々のチャンネルの振動子は、層状に順次積み重ねられている。つまり、圧電素子からなる振動子アレイを3層貼り合わせた積層振動子となっていることを特徴とする。3層の振動子アレイは、図1に示すように、被検体と離れた側から順次配置された送受信用のPZT（ジルコン酸チタン酸鉛。なお、「PZT」は、株式会社東芝の登録商標である。）素子7と、第1の受信専用素子であるPVDf（ポリフッ化ビニリデン）素子9と、第2の受信専用素子であるPVDf素子11とからなる。ここで、これら各素子の周波数特性について図2を参照して説明する。図2は、本実施形態の探触子1を構成するPZT素子7、PVDf素子9およびPVDf素子11の周波数帯域を示すグラフである。グラフの横軸は周波数を示し、縦軸は信号強度（音圧）を表わしている。図2に示すように、PZT素子7の公称周波数を F_0 とする。比帯域は公称周波数 F_0 を中心として例えば約0.8であり、比較的帯域が狭い。また、PZT素子7は、大強度音圧の送受信が可能ないように特性付けられている。また、PVDf素子9は、例えば $2F_0$ ないし $4F_0$ の帯域において感度が高くなるように特性付けされており、比較的広帯域である。また、PVDf素子11は、例えば、 $4F_0$ ないし $7F_0$ の帯域において感度が高くなるように特性付けされており、比較的広帯域である。つまり、PZT素子7からなる振動子アレイが基本波用振動子に対応し

40

50

、P V D F 素子 9 および P V D F 素子 1 1 からなる振動子アレイが高調波用振動子に対応する。なお、P V D F 素子 9 と P V D F 素子 1 1 とのこのような音響特性の違いは、例えば素子の厚みを異ならせることによって実現できる。

【0021】

図 3 は、上述した積層振動子を有する探触子 1 の詳細な構成を示す模式図である。図 3 に示すように、P Z T 素子 7 の被検体側の面にはアース電極 1 3 が接合されている。一方、P Z T 素子 7 の、被検体と反対の側（以下、「背面側」と称して説明する。）の面には、送受信用の電極 1 5 が接合されている。そして、電極 1 5 のさらに背面側には、バッキング材 1 7 が貼りつけられている。P V D F 素子 9 の被検体側の面には、受信用の電極 1 9 が接合されている。一方、P V D F 素子 9 の背面側の面には、アース電極 2 1 が接合され

10

【0022】

る。そして、アース電極 1 9 は、P Z T 素子 7 に接合されたアース電極 1 3 と、導電性の接合層 2 3 を介して接合されている。P V D F 素子 1 1 の被検体側の面には受信用の電極 2 5 が接合されている。一方、P V D F 素子 1 1 の背面側の面にはアース電極 2 7 が接合されている。そして、アース電極 2 7 は、P V D F 素子 9 に接合された電極 1 9 と、プリプレグからなる絶縁性の接合層 2 9 を介して接合されている。

20

【0023】

図 1 に示すように、送受信用の配線 3 1 は、第 1 の口径切換スイッチ 4 5 に接続され、口径選択スイッチ 4 5 は送受分離部 5 に接続されている。また、受信用の配線 3 3、3 5 は、それぞれ第 2 および第 3 の口径切換スイッチ 4 7 および 4 9 に接続されている。各口径切換スイッチは、それぞれ F E T 等のトランジスタを有してなるアナログスイッチを含んで構成されている。そして、送受分離回路 5、口径切換スイッチ 4 7、4 9 はそれぞれ可変利得アンプを有してなる第 1 ないし第 3 の受信手段 5 1、5 3 および 5 5 に接続されている。これら受信手段 5 1、5 3 および 5 5 の各出力は整相加算部 5 7 に入力される。整

30

【0024】

相加算部 5 7 は、アンチエイリアシングフィルタ、アナログデジタル変換器、遅延手段、加算器、乗算器、メモリおよびカウンタなどを有してそれぞれ構成される 3 つの整相加算手段 5 9、6 1 および 6 3 を有する。整相加算手段 5 9、6 1 および 6 3 は、それぞれ受信手段 5 1、5 3 および 5 5 の出力と接続されている。そして、整相加算手段 5 9、6 1 および 6 3 の出力は、それぞれ信号処理部 6 5 に入力される。

40

【0025】

このように構成される受信手段 5 1、5 3、5 5、整相加算部 5 7、信号処理部 6 5 により受信処理手段が構成されている。受信処理手段の信号処理部 6 5 の出力信号は、画像処理手段 7 5 に入力される。画像処理手段 7 5 は、C P U、メモリ、F P G A および D S P などを有して構成される。また、画像処理手段 7 5 には、C R T ディスプレイやキーライトを有する表示手段 7 7 が接続されている。

【0026】

50

そして、上述した各構成要素を統括的に制御する制御手段 79 と、制御手段 79 につながれた入力手段 81 とが設けられている。制御手段 79 は、CPU、メモリおよび HDD 等を有して構成されている。また、入力手段 81 は、キーボード、トラックボール等のポインティングデバイス、タッチパネルおよびスイッチ、つまみ等を有して構成されている。

【0027】

(実施例 1)

次に、上述した超音波診断装置の動作の一実施例について説明する。はじめに、送信手段 3 は、制御手段 79 からの制御信号に従い、周波数 F_0 の基本波からなる超音波パルスの送信信号を生成して出力する。送信信号は、送波フォーカス処理されて送受分離部 5 を介して口径切換スイッチ 45 に入力される。口径切換スイッチ 45 は、制御手段 79 からの 10 制御信号に従い、送信用に設定された口径に対応する複数の振動子の PZT 素子 7 にそれぞれ送信信号を伝達する。なお、送信信号は、これらの送信用に選択された振動子の個数に対応する複数チャンネルの信号である。送信信号を印加された各チャンネルの PZT 素子 7 は、それぞれ振動して超音波を発生し、これによって図示しない被検体内を各振動子からの超音波の波面が一致する方向に伝播する超音波ビームが形成される。図 4 に、PZT 素子 7 の周波数帯域と、PZT 素子 7 から送信する超音波送信信号の周波数帯域を示す。図 4 に示すように、送信信号は中心周波数が F_0 となっている。

【0028】

超音波ビームが被検体内を伝播するとき、例えば臓器の表面等、音響インピーダンスが変化する部分において超音波送信信号の一部は反射し、この反射エコー信号の一部が被検体内を伝播して再び探触子 1 に戻り、反射エコー信号として受信される。このとき、口径切換スイッチ 45、47 および 49 は、それぞれ制御手段 79 からの制御信号に従い、受信用に設定された口径に対応する振動子からの受信信号を受信手段 51、53、55 に伝達する。具体的には、口径切換スイッチ 45 が出力した受信信号は送受分離部 5 を介して受信手段 51 に入力され、口径切換スイッチ 47 および 49 が受信した受信信号は、それぞれ受信手段 53 および 55 に入力される。ここで受信信号は、受信用口径に対応する複数の振動子と同数の複数チャンネルの信号である。

【0029】

図 5 は、受信信号の周波数分布を示すグラフである。図 5 に示すように、例えば F_0 、 $2F_0$ 、 \dots 、 $7F_0$ にそれぞれピークを有する周波数帯域を有する分布がみられる。図 5 30 示例では、7 次までの高調波成分が含まれている。このような高調波成分は、生体を超音波の媒質としたときに生ずる非線型ひずみ、いわゆる生体歪みに起因するものである。図 5 に示すように、信号強度は基本波成分である F_0 近傍の成分が最も大きく、 $2F_0$ 近傍、 $3F_0$ 近傍と高次になるにつれて徐々に信号強度は小さくなっている。そして、PZT 素子 7 の周波数帯域は、主に例えば F_0 近傍をカバーしており、PZT 素子 7 からなる基本波用振動子は、 F_0 近傍の帯域の受信信号を電気的な信号として出力する。また、PVD F 素子 9 の周波数帯域は、主に例えば F_0 ないし $5F_0$ 弱までをカバーしており、PVD F 素子 9 からなる高調波用振動子は、例えば $2F_0$ ないし $4F_0$ 近傍の帯域の受信信号を電気的な信号として出力する。また、PVD F 素子 11 の周波数帯域は、主に例えば $4F_0$ 弱ないし $7F_0$ 強までをカバーしており、PVD F 素子 11 からなる高調波用振動子は、 40 例例えば $5F_0$ ないし $7F_0$ 近傍の受信信号を電気的な出力として出力する。

【0030】

そして、受信手段 51、53 および 55 は、それぞれ PZT 素子 7、PVD F 素子 9 および 11 から出力される受信信号に対し、それぞれ独立に調整されるゲインにより増幅する。図 6 は、各受信手段によって増幅された受信信号の周波数帯域分布を示す図である。図に示すように、受信手段 51 は、例えば F_0 近傍の受信信号を増幅する。また、受信手段 53 は、例えば $2F_0$ 近傍ないし $4F_0$ 近傍の受信信号を増幅する。また、受信手段 55 は、例えば $5F_0$ 近傍ないし $7F_0$ 近傍の受信信号を増幅する。なお、実際には異なる層の素子によって同じ周波数帯域が受信されることもあり得る。例えば、PVD F 素子 9 によって、基本波である F_0 近傍の受信信号が受信されることもあり得る。また、例えば 4 50

F_0 。近傍の周波数帯域の受信信号は、PVD F素子9、11の両方によって受信されることもあり得る。しかし、ここでは説明の簡単のため、PZ T素子7は例えば F_0 近傍、PVD F素子9は例えば $2F_0$ ないし $4F_0$ 近傍、PVD F素子11は例えば $5F_0$ ないし $7F_0$ 近傍の受信信号をそれぞれ検出するものとし、同じ周波数帯域を複数の素子によって検出することは便宜上ないものとしてこの影響は無視する。

【0031】

図6に示したように、受信手段53による増幅分は、受信手段51による増幅分よりも大きい。そして、受信手段55による増幅分は、受信手段53による増幅分よりもさらに大きい。換言すれば、これら各受信手段がそれぞれ受信信号に与える増幅ゲインは、受信手段55、受信手段53、受信手段51の順に大きく設定されている。その結果、図6に示すように、各受信手段後の受信信号の信号強度に着目してみると、周波数 F_0 、 $2F_0$ および $5F_0$ 近傍のピーク信号強度は略等しくなっている。そして、この信号強度は、後段の整相加算手段59、61および63において、デジタル信号の飽和が生じない範囲で極力大きくするようになっている。

10

【0032】

受信手段51、53および55から出力される受信信号は、それぞれ整相加算手段59、61および63に入力される。ここで、複数チャネルの受信信号は、その反射源から各振動子までの伝播距離の違いによる各チャネル間の時相または位相のずれを揃える整相処理ないし受信フォーカス処理が施される。そして、整相処理を施された各チャネルの受信信号は相互に加算され、これによって受信ビーム信号が形成される。整相加算手段59、61および63から出力される受信ビーム信号は信号処理部65に入力される。

20

【0033】

信号処理部65に入力される受信ビーム信号には、それぞれ対応するBPF67によって帯域通過フィルタ演算処理が施される。このBPF67は、例えばBPF₁ないしBPF₇の7つの帯域通過フィルタを含んで構成されている。図7は、それぞれ1次ないし7次近傍の周波数帯域をそれぞれ帯域通過させ、抽出するBPF₁ないしBPF₇の周波数帯域特性を示すグラフである。

【0034】

BPF₁ないしBPF₇の出力信号は、それぞれ対応する乗算手段69において制御手段79からの指令に応じて増幅される。つまり、乗算手段69はゲイン補正手段を構成するものであり、制御手段79はゲイン調整手段の機能を備えている。図8は、各乗算手段69からそれぞれ出力される受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。図8に示すように、各乗算手段69は、それぞれ対応するBPFの出力信号を異なった補正ゲインによって増幅している。つまり、乗算手段69は、各周波数帯域毎に、例えば信号強度のピークが略等しくなるように補正ゲインを乗じている。各乗算手段69から出力される各周波数帯域の受信信号は加算手段71によって加算されて包絡線検出手段73に入力される。包絡線検出手段73の出力信号は、信号処理部65の出力信号として画像処理手段75に入力され、画像生成に供される。

30

【0035】

また、本実施例においては、受信信号の受信タイミングに応じて、つまり受信信号の時間軸位置に応じて、各高調波に対する補正ゲインをそれぞれ変化させていることを特徴とする。図9は、各高調波に対する補正ゲインの時間的变化を示すグラフである。図9に示すように、時間がゼロ、すなわち送信信号の送信と略同時点においては、基本波 F_0 に対する補正ゲインがもっとも小さく、 $2F_0$ 、 $3F_0$ 、 \dots 、 $7F_0$ と高調波になるにつれて順に大きくなっている。そして、 F_0 に対する補正ゲインは、時間の経過につれて暫時増加し、やがて各高調波に対する補正ゲインよりも大きくなる。一方、高調波に対する各補正ゲインは、最初増加し、ピークを迎えた後に暫時減少し、最終的にはゼロとなる。そして、このピークを迎えるタイミングおよびゼロとなるタイミングは、いずれも高次になるにつれて速くなっている。このような受信信号の受信タイミングに応じた補正ゲインの制御は、タイム・ゲイン・コントロールと称されることもある。また、受信タイミングは被検

40

50

体内の深度と相関を有するので、デプス・ゲイン・コントロールと称することもある。

【0036】

そして、本実施形態においては、図9に示す基本波および各次数の高調波成分に対する補正ゲインを、ユーザが可変設定できることを特徴とする。図10は、入力手段81に設けられ、基本波成分のみを用いる診断モードと、上述した高調波成分を利用する診断モードとを切替える押しボタンスイッチを示す図である。図10に示すように、押しボタンには「Harmonic(ハーモニック)」と表示され、これを繰り返しユーザが押すことで基本波成分のみの診断モードと高調波成分を利用した診断モードとが切替わるように構成されている。また、押しボタンの表示色または輝度は選択された診断モードに応じて変化している。

10

【0037】

図11は、入力手段81に設けられる押しボタンスイッチであって、基本波および高調波を利用した診断モードにおいて、ユーザが画像のシャープさを優先するか、あるいは感度を優先するかを選択するもの示す図である。図11に示すように、このボタンには、「Sharpness(シャープネス)/Sensitivity(センシティブティ)」と表示されている。そして、これを繰り返し押すことによってシャープネス優先モードと感度優先モードとを切りかえることができる。ここでも、押しボタンの表示色または輝度は、選択されたモードに応じて変化している。シャープネス優先モードと感度優先モードとを比較すると、シャープネス優先モードのほうが高調波に対する補正ゲインが大きく、高調波が強調されるものとなっている。また、 $2F_0$ ないし $7F_0$ の高調波

20

【0038】

また、図12は、入力手段81に備えられる入力インターフェイス機器の一例であって、上述したシャープネス優先モードと感度優先モードとの間を連続的に可変設定できるスライドボリュームを有するスライド式スイッチを示す図である。さらに、図13も同様の機能を有するスイッチの一例であって、ロータリーエンコーダに接続された回転式のつまみを有するものの図である。

【0039】

図14は、入力手段81に備えられ、基本波成分と高調波成分とにそれぞれ対応する補正ゲインの時間的変化の特性を入力しうる入力装置であるデプス・ゲイン・コントロール(DGC)スイッチを示す。このDGCスイッチにおいては、時間軸の変化に対応する複数の、例えば8つのスライドボリューム式スイッチが高調波(ハーモニック)、基本波(ファンダメンタル)のそれぞれについて配列されている。例えば上下方向にスイッチが並べられている場合、例えば上方のスイッチから順に、受信信号の早い受信タイミングに対応する補正ゲインの増減を設定するために設けられる。高調波と基本波のそれぞれのスライドボリュームは、同じタイミングに対応するものが隣接して配列されている。なお、図14においては、高調波用のスイッチは全ての次数の高調波成分に対して共通となっているが、各次数毎にこのようなスイッチを設けてもよい。

30

【0040】

また、図10ないし図14において図示し、説明したようなスイッチを入力手段81に設けることに代えて、これらに相当する例えばアイコン等のグラフィックキャラクターを表示手段77の画面上に表示し、このアイコン等をトラックボール等のポインティングデバイスを用いて操作したり、あるいは表示装置77自体をタッチパネルとして構成し、画面に触れることによって操作するようにしてもよい。図15はこのようなグラフィカル・ユーザ・インターフェイス(GUI)を備えた表示装置77の画面表示78の一例を示す図である。

40

【0041】

以上のように、本実施例によれば、高調波成分の受信に適合させたPVD F素子によって、受信信号の高調波成分を感度良く検出すると共に、抽出することができる。そして、P

50

VDF素子の出力振動を、基本波の送受信に適合させたPZT素子の出力信号から独立してゲインを調節しているから、高調波成分を基本波成分に対して適切な信号強度とすることができる。そして、これらの高調波成分を基本波成分と合成しているから、画質を向上することができる。

【0042】

また、BPFを用いて高調波成分から複数の周波数帯域を抽出し、抽出された周波数帯域毎に信号強度を補正することによって、高調波成分の信号強度をその次数毎に調節することができる。これによって、高画質を得るために適切な各次数の高調波成分の強度比を実現できる効果がある。

【0043】

また、受信信号の受信タイミングに応じて基本波成分および各高調波成分のゲイン比を変化させているから、被検体の浅い部位を診断するときには強調された高調波を基本波と合成して高画質を得ることができかつ深い部位を診断するときには主に基本波成分を用いて画像を構成することによって感度を確保することができる。

【0044】

さらに、上述した実施例では、基本波を診断に利用しているが、2次以上の高調波成分のみを用いて診断を行うようにしてもよい。これによれば、高深度からの受信信号の取得は難しくなるが、分解能を向上できる効果がある。具体的には、口径切換スイッチ45を受信信号に対して常時切断することによって実現できる。図16は、このようにして得られた受信手段の入り側における受信信号の周波数帯域特性を示すグラフである。

【0045】

(実施例2)

次に、本実施形態の超音波診断装置の動作の他の実施例について説明する。上述した実施例1と同じ部分については説明を省略し、主に相違点について説明する。本実施例は、例えば生体等の被検体内に、造影剤を注入して診断する場合に関するものである。造影剤はコントラスト剤と称される場合もあり、溶液中に微細な気泡を混入したものである。このような造影剤は、例えば被検体の血管等から注入される。造影剤の気泡は、超音波ビームの照射を受けると、振動したり、破裂することによって高調波成分を含む比較的広帯域の超音波を発生する。

【0046】

図17は、上述した実施例1と同様にして被検体内に超音波ビームを送信し、これに対して得られる受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。図17に示すように、受信信号には、造影剤やその他の生体内組織等からの反射波である基本波と、造影剤の非線型歪みに起因する高調波成分とが含まれている。この場合、高調波成分は例えば $2F_0$ 、 $3F_0$ 、 $4F_0$ 、 $5F_0$ 、 $6F_0$ および $7F_0$ の近傍にそれぞれピークを有して存在し、各ピークの信号強度を比較すると、 $2F_0$ から $7F_0$ にかけて暫時低減している。

【0047】

そこで、上述した実施例1と同様に、本実施形態の受信手段51、53および55は、それぞれ F_0 近傍、 $2F_0$ ないし $4F_0$ 近傍、および $5F_0$ ないし $7F_0$ 近傍の周波数帯域に対して異なった増幅ゲインで増幅を行う。図18は、上述した実施例1と同様の方法により、受信手段51、53および55によってそれぞれ増幅された受信信号の周波数帯域の分布を示すグラフである。図18に示すように、各受信手段は入力された受信信号に対して異なった増幅ゲインを与える。例えば基本波 F_0 近傍の成分を増幅する受信手段51は、基本波 F_0 近傍のピーク信号強度がデジタル信号を飽和させない程度まで増幅する。また、例えば $2F_0$ 、 $3F_0$ および $4F_0$ 近傍の成分を増幅する受信手段53は、例えば $2F_0$ 近傍のピーク信号強度がデジタル信号を飽和させない程度まで増幅する。そして、例えば $5F_0$ 、 $6F_0$ および $7F_0$ 近傍の成分を増幅する受信手段55は、例えば $5F_0$ 近傍のピーク信号強度がデジタル信号を飽和させない程度まで増幅する。

【0048】

次いで、BPF部67のBPF₁ないしBPF₇は、それぞれ F_0 近傍ないし $7F_0$ 近傍

10

20

30

40

50

の周波数帯域を通過させ、受信信号を各周波数帯域毎に分離抽出する。図19は、BPF67において周波数帯域毎に分離抽出された受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。BPF₁ないしBPF₇のそれぞれの出力信号は、制御手段79からの指示に応じてそれぞれ対応する乗算手段69において補正ゲインが乗算され、信号強度が調整される。図20は、各乗算手段69から出力される受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。図20に示すように、各乗算手段69は、それぞれ対応するBPFの出力信号を異なった補正ゲインによって増幅される。換言すれば、各周波数帯域毎に、例えば信号強度のピークが略等しくなるように補正している。そして、これらの各周波数帯域の受信信号は、上述した実施例1と同様に加算手段71、包絡線検出手段73を介して画像処理手段75に送られる。

10

【0049】

なお、本実施例においても、実施例1において図9を参照して説明したものと同様ないわゆるタイム・ゲイン・コントロールまたはデプス・ゲイン・コントロールが行われる。また、図10ないし図15を参照して説明したような、シャープネス優先モードと感度優先モードとの切換手段が設けられることも同様である。さらに、本実施形態においても、口径切換スイッチ45を受信時に切断することによって、基本波成分を受信信号から除去し、高調波成分のみを画像化することが可能である。図21は、この場合における基本波成分を除去された受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【0050】

以上のように、本実施例によれば、実施例1における生体の非線型歪みを利用したハーモニクイメージングと同様の手法により、造影剤の非線型歪みを利用したハーモニクイメージングを行うことができる。

20

【0051】

(実施例3)

次に、本実施形態の超音波診断装置の動作のさらに他の実施例について説明する。本実施例は、実施例2と同様に被検体内に造影剤を注入して診断を行なう場合に関するものである。本実施例は、BPF67を用いて、基本波成分および生体歪みにより生じた高調波成分を除去することによって造影剤破壊由来の高調波成分のみを抽出して画像生成等の用に供することを特徴とする。

【0052】

図22は、生体から反射した基本波成分、生体歪みに起因する高調波成分および造影剤破壊由来の広周波数帯域成分とを含んでなる受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。図22に示すように、基本波成分は F_0 近傍にピークを有し、送信信号と略同様の周波数帯域分布を示す。また、生体歪みにより生じた高調波成分は、例えば $2F_0$ 、 $3F_0$ および $4F_0$ 近傍にそれぞれピークを有し、各帯域間には信号強度が略ゼロとなる帯域が存在する。換言すれば、帯域は分離している。なお、例えば $5F_0$ 以上の広調波成分については、信号強度が無視し得る程度に小さいことから、無視している。そして、造影剤破壊により発生した広調波帯域は、例えば F_0 以下から $7F_0$ 以上といった広い範囲にわたって分布し、例えば F_0 近傍から $7F_0$ 近傍にかけてなだらかなピークを示す。

30

【0053】

図23は、BPF₁ないしBPF₇の通過周波数帯域の設定を示すグラフである。図23に示すように、BPF₁の通過周波数帯域は、 F_0 と $2F_0$ との間で、基本波成分が十分小さくなる周波数を下限とし、一方、 $2F_0$ 近傍の成分もまた十分に小さい周波数を上限とする。また、BPF₂の通過周波数帯域は、 $2F_0$ と $3F_0$ との間で、 $2F_0$ 近傍と $3F_0$ 近傍の生体歪みに起因する高調波成分がいずれも十分小さくなる範囲に設定される。また、BPF₃の通過周波数帯域は、 $3F_0$ と $4F_0$ との間で、 $3F_0$ 近傍と $4F_0$ 近傍の生体歪みに起因する広調波成分がいずれも十分小さくなる範囲に設定される。そして、BPF₄ないしBPF₇は、それぞれ通過周波数帯域をオーバーラップさせて設定され、これらのフィルタによって $4F_0$ を超えて $4F_0$ 近傍の生体歪み起因成分が十分低減される周波数から、 $7F_0$ 超までの広帯域を通過させるようにしている。

40

50

【0054】

BPF₁ないしBPF₇が出力する受信信号は、乗算手段69の対応する乗算器によってそれぞれ異なった補正ゲインを与えられて信号強度が補正される。図24は、乗算手段69が出力する受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。図23に示すように、各乗算器による信号強度の補正ゲインは、各乗算器がそれぞれ出力する信号強度がデジタル信号を飽和させない程度に設定される。そして、各乗算器の出力は加算手段71によって加算され、後段の画像生成処理等に供される。

【0055】

以上のように、本実施例によれば、帯域通過フィルタを用いて基本波成分および生体の非線型歪みに起因する高調波成分を除去した受信信号を用いて画像を構成しているから、造影剤由来の高調波のみを画像化することができる。 10

【0056】

次に、本発明を適用してなる超音波診断装置の他の実施形態について説明する。図25は、本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。上述した実施形態1と同様の部分については同じ符号を付し、説明を省略する。図25に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、整相加算部57は独立しては設けられず、整相加算は信号処理部65'に内蔵された整相加算手段83によって行われる。すなわち、受信手段51、53および55の出力信号はそれぞれ信号処理部65'に入力された後、加算器85によってそれぞれ加算される。そして、加算器85の出力信号が整相処理手段83に入力され、ここで整相加算処理が施される。そして、BPF₁ないしBPF₇には、整相加算手段83の出力信号が供給される。 20

【0057】

また、信号処理部65'には、受信手段53、55それぞれの出力信号に対し、加算器85に入力される前に時間遅延を与える遅延手段87および89が設けられる。ここでの時間遅延量は、振動子の素子を積層したことによる各層への受信信号の入力タイミングのずれを考慮してそれぞれ定められる。

【0058】

このような第2の実施形態においても、上述した第1の実施形態と同様の効果を奏することができる。また、遅延手段を追加することが必要となるものの、整相加算手段の構成を簡単化できる効果がある。 30

【0059】

なお、上述した各実施形態においては、基本波成分の送受信に適合させたPZT素子と、高調波成分の受信に適合させたPVDフ素子とを積層してなる構成としたが、これらの素子が被検体に対する面上に並列して配列される構成としてもよい。

【0060】

【発明の効果】

本発明によれば、被検体から発する超音波信号の高調波成分を画像化するのに好適な超音波探触子を備えた超音波診断装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施例の構成を示すブロック図である。 40

【図2】図1の超音波診断装置の探触子が有する各素子の周波数帯域特性を示すグラフである。

【図3】図1の診断装置の積層振動子の詳細な構成を示す模式図である。

【図4】図1の超音波診断装置の送信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図5】図1の超音波診断装置の受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図6】図1の超音波診断装置の各受信手段によって増幅された受信信号の周波数帯域分布を示す図である。

【図7】図1の超音波診断装置の受信手段によって増幅された受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。 50

【図 8】図 1 の超音波診断装置の各乗算手段からそれぞれ出力される受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 9】図 1 の超音波診断装置における各高調波に対する利得制御値の時間的变化を示すグラフである。

【図 10】図 1 の超音波診断装置の入力手段が備える押しボタンスイッチを示す図である。

【図 11】図 1 の超音波診断装置の入力手段が備える押しボタンスイッチを示す図である。

【図 12】図 1 の超音波診断装置の入力手段が備えるスライド式スイッチを示す図である。

【図 13】図 1 の超音波診断装置の入力手段が備えるつまみ式スイッチを示す図である。

【図 14】図 1 の超音波診断装置の入力手段が備えるスライド式スイッチを示す図である。

【図 15】図 1 の超音波診断装置における画像表示の一例を示す図である。

【図 16】図 1 の超音波診断装置における基本波成分を除去した受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 17】図 1 の超音波診断装置における受信信号の周波数帯域分布を示すグラフであって、被検体に造影剤を注入した場合のものである。

【図 18】図 1 の超音波診断装置の各受信手段によって増幅された受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 19】図 1 の超音波診断装置において周波数帯域毎に分離抽出された受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 20】図 1 の超音波診断装置の乗算手段から出力される受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 21】図 1 の超音波診断装置における基本波成分を除去された受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 22】図 1 の超音波診断装置における基本波成分、生体歪みに起因する広調波成分および造影剤破壊起因の広周波数帯域成分とを含んでなる受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 23】各 B P F の通過周波数帯域の設定を示すグラフである。

【図 24】乗算手段が出力する受信信号の周波数帯域分布を示すグラフである。

【図 25】本発明を適用してなる超音波診断装置の第 2 の実施形態の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

- 1 探触子
- 3 送信手段
- 5 送受分離部
- 7 P Z T 素子
- 9 P V D F 素子
- 11 P V D F 素子
- 57 整相加算部
- 65 信号処理部
- 67 周波数帯域制御手段
- 69 乗算手段
- 71 加算手段
- 73 包絡線検出手段

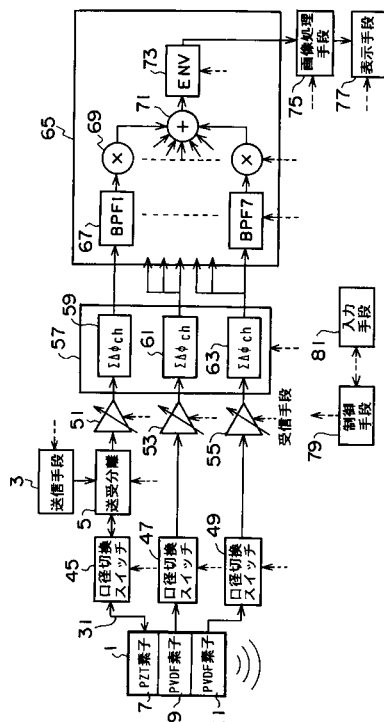
10

20

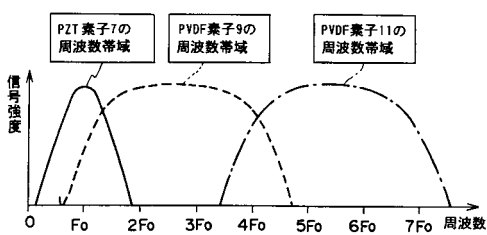
30

40

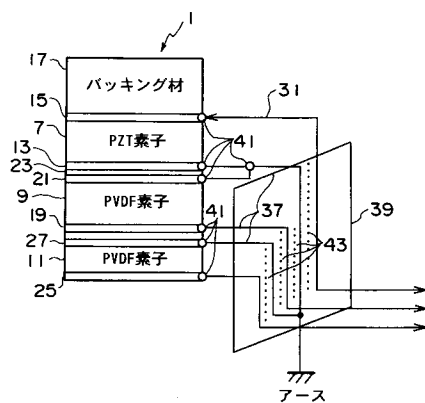
【図1】



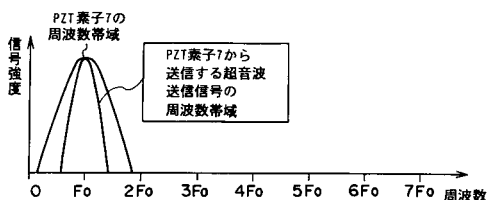
【図2】



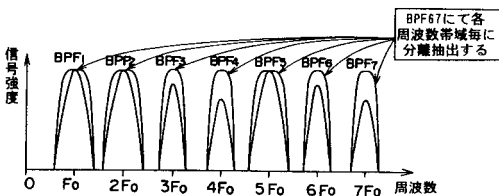
【図3】



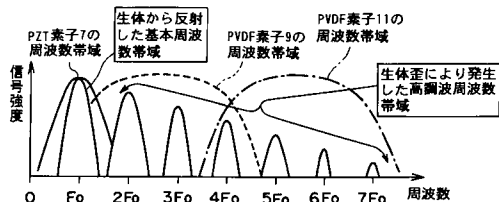
【図4】



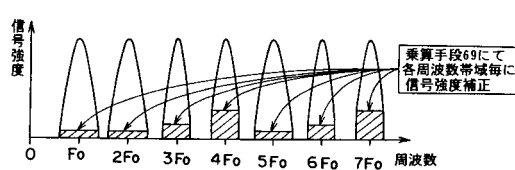
【図7】



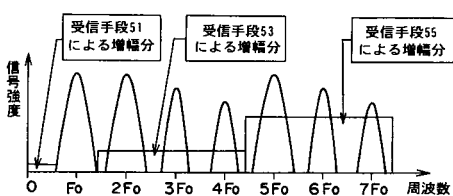
【図5】



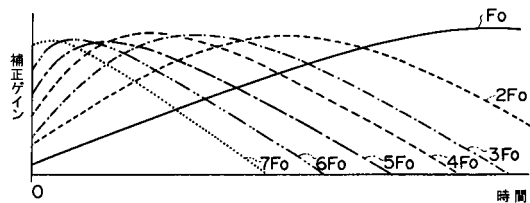
【図8】



【図6】



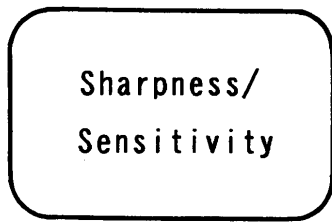
【図9】



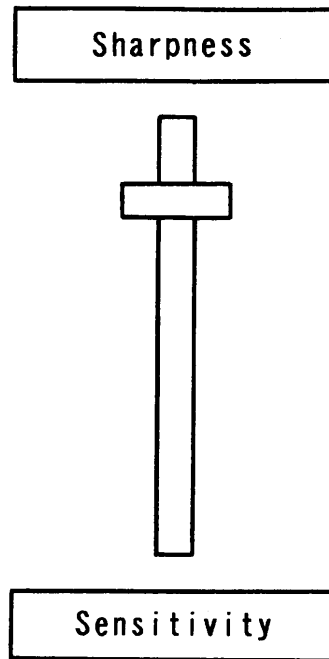
【図 10】



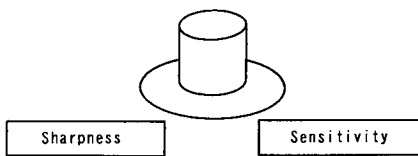
【図 11】



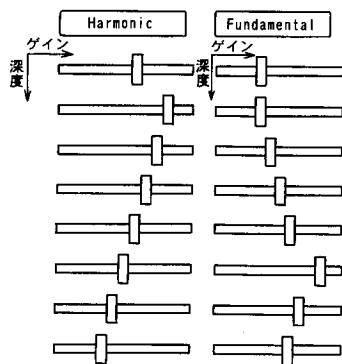
【図 12】



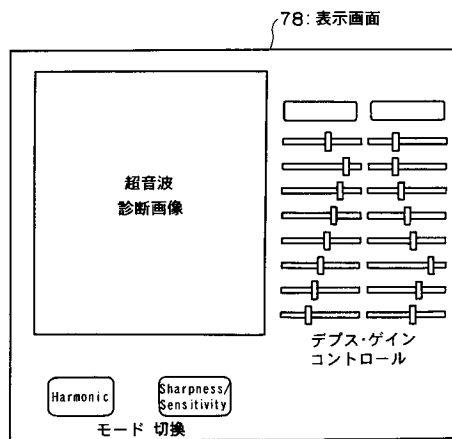
【図 13】



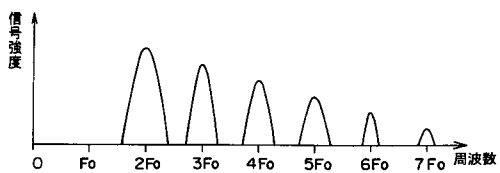
【図 14】



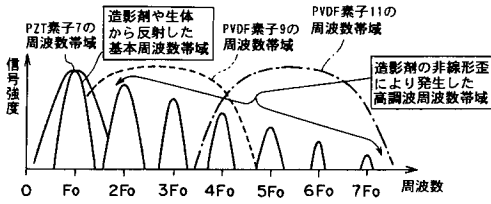
【図 15】



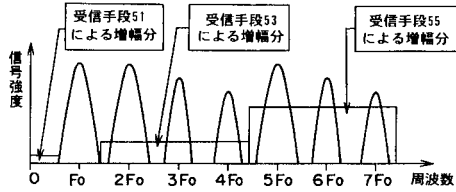
【図 16】



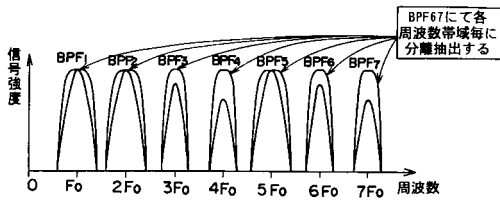
【図17】



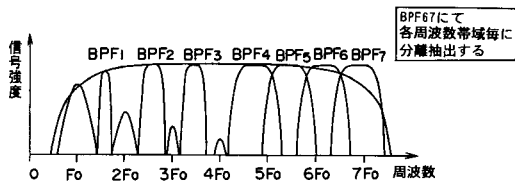
【図18】



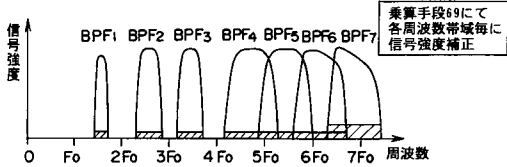
【図19】



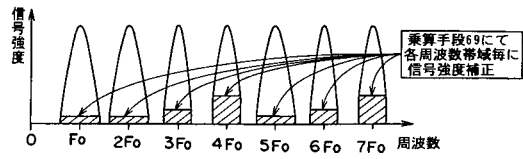
【図23】



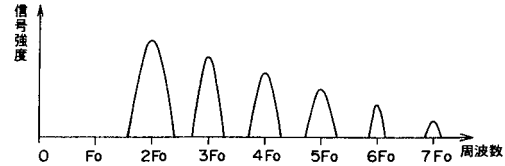
【図24】



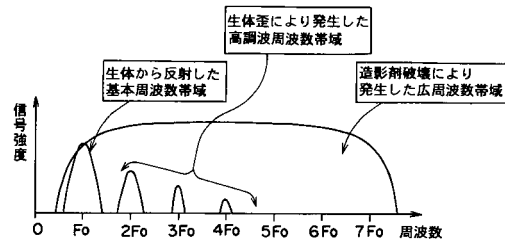
【図20】



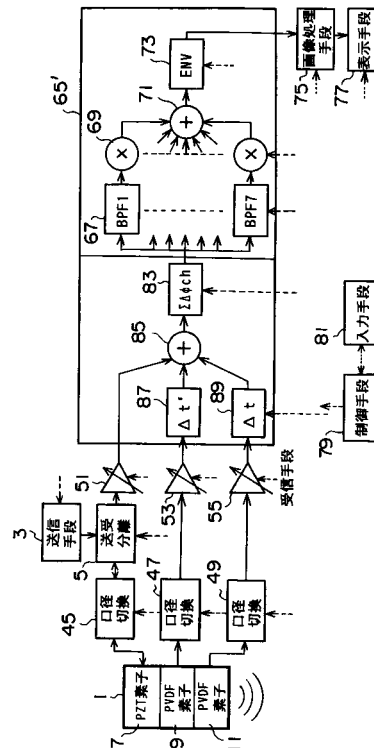
【図21】



【図22】



【図25】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004208918A	公开(公告)日	2004-07-29
申请号	JP2002381559	申请日	2002-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	浅房勝徳 神田浩		
发明人	浅房 勝徳 神田 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB15 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/HH22 4C601/HH35 4C601/JB14 4C601/JB51 4C601/JC21 4C601/KK42 4C601/KK47		
其他公开文献	JP4192598B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了实现一种图像质量优异的超声诊断设备，该超声诊断设备配备有适于对从被检体发出的超声信号的谐波分量进行成像的超声探头。解决方案：超声探头（1）具有一个基波振荡器（7），其频率特性对应于发射信号的基波，至少一个具有与该基波谐波对应的频率特性。它具有一个谐波振荡器（9、11），通过发射装置（3）驱动基波振荡器（7），并使用基波振荡器和谐波振荡器。对接收到的信号分别进行处理以进行接收（51-55），然后乘法装置（69）单独对校正增益进行乘法以调整信号强度，然后将基波分量和谐波分量添加到图像中。被重建。[选型图]图1

