

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 258882

(P2001 - 258882A)

(43)公開日 平成13年9月25日(2001.9.25)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参 考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

2 G 0 4 7

G 0 1 N 29/22

501

G 0 1 N 29/22

501

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2000 - 75172(P2000 - 75172)

(22)出願日 平成12年3月17日(2000.3.17)

(71)出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
東京都北区赤羽2丁目16番4号
(71)出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(72)発明者 渡辺 欣孝
東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用シ
ステムエンジニアリング株式会社内
(74)代理人 100083161
弁理士 外川 英明

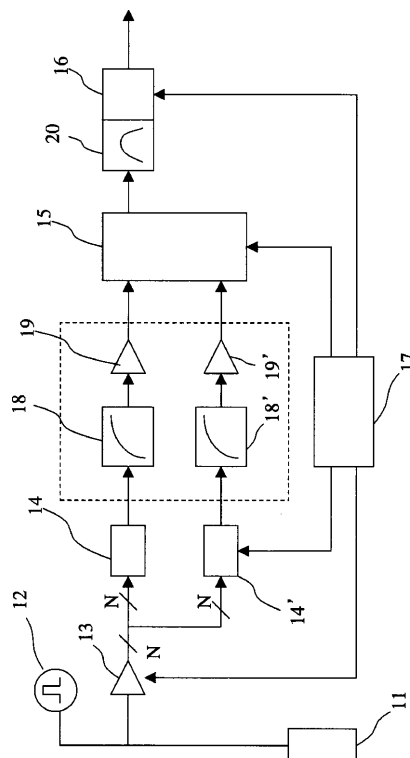
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 ハーモニック使用時において、画像を構成するために必要な高調波成分以外の周波数成分を除去し、前記不必要な周波数成分の飽和による高調波の発生を防止することにより、低ノイズでの診断を可能にする。

【解決手段】 複数の信号処理系のそれぞれに設けられ、複数の受信信号の位相を調整し加算する位相遅延加算回路14、14'の出力に、基本波成分を除去するローカットフィルタ18、18'を接続する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波信号を送信する送信手段と、前記送信手段により送信された超音波信号の反射であり、複数の周波数成分を有する超音波反射信号を受信する受信手段と、前記受信手段に接続され、前記受信手段により受信された複数の周波数成分を有する受信信号のうち少なくとも 1 つの周波数成分を除去する周波数成分除去手段と、前記周波数成分除去手段に接続され、前記周波数成分除去手段の出力信号のうち少なくとも一部の周波数の信号を通過させる帯域通過手段と、前記帯域通過手段を通過した信号から超音波画像を構成する信号処理手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記周波数成分除去手段を、前記送信手段により送信された周波数成分である基本波成分を除去する手段とし、前記帯域通過手段を、前記基本波成分に対する少なくとも 1 つの高調波成分を通過させる手段とした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】 前記帯域通過手段を、前記基本波成分の 2 倍の周波数である 2 次の高調波成分を通過させる手段としたことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記周波数成分除去手段を、低域の周波数成分を除去するローカットフィルタとしたことを特徴とする請求項 1 乃至 3 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記受信手段の出力に、前記受信手段により受信した信号を増幅する第 1 の増幅手段を設けたことを特徴とする請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記送信手段および受信手段を複数の超音波振動子を有する超音波探触子とし、前記超音波探触子と前記周波数成分除去手段の間に、前記複数の超音波振動子のそれぞれで受信された受信信号の位相を調整し加算する位相調整加算手段を設けたことを特徴とする請求項 1 乃至 5 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記位相調整加算手段および前記周波数成分除去手段をそれぞれ複数設け、前記複数の超音波振動子で受信した受信信号を前記複数の位相調整加算手段および周波数成分除去手段にそれぞれ入力し、前記帯域通過手段の入力に、前記それぞれの周波数成分除去手段の出力をそれぞれ切り換えて出力する切換出力手段を設けたことを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記周波数成分除去手段の出力に、信号を増幅する第 2 の増幅手段を設けたことを特徴とする請求項 1 乃至 7 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 前記周波数成分除去手段を前記それぞれの位相調整加算手段の出力に複数設け、前記複数の周波数成分除去手段の入力または出力あるいは入出力両側に、前記複数の周波数成分除去手段の中から任意の周波数成分除去手段を選択して使用することができる選択手

段を設けたことを特徴とする請求項 6 または 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 前記それぞれの位相調整加算手段の出力に設けられた複数の周波数成分除去手段のそれぞれの出力に、信号を増幅する第 3 の増幅手段を設けたことを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記選択手段の出力に、信号を増幅する第 4 の増幅手段を設け、前記第 4 の増幅手段の増幅率を任意の値に設定可能としたことを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波受信信号の高調波成分を検出して画像を構成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、超音波診断装置において、超音波受信信号から高調波成分を取り出し、前記高調波成分を用いて画像を構成し、表示するハーモニックモードが普及してきた。前記ハーモニックモードで構成された画像は、基本波成分を用いて構成された画像に比べ、高分解能、低アーチファクトなどの特性が得られる。なお、前記高調波成分は、造影剤を用いたり、送信する超音波パルスの振幅を上げることにより、被検体の体内で発生することが知られている。前記被検体の体内で発生した高調波成分は、基本波成分と共に、超音波探触子で超音波受信信号として受信される。また、超音波診断装置では、一般に受信感度を向上させるために、受信信号をアンプにより増幅する。

【0003】しかしながら、高調波成分は、通常、基本波成分よりも振幅が小さくなるのが一般的であるため、基本波成分を除去しない状態で、アンプにより一定値以上に受信信号の増幅を行うと、基本波成分の飽和により 2 次高調波が発生してしまい、ハーモニックモードで用いる 2 次高調波信号と混合が生じてしまう。そこで、ハーモニックモードで診断を行う場合には、増幅した基本波成分が飽和し 2 次高調波が発生する前に、この基本波成分を除去する必要がある。

【0004】ここで、従来例における信号処理のブロック図を図 7 に示す。図 7 では、送信信号発生回路群 9 2 に接続された超音波探触子 9 1 で超音波信号が発生し、被検体の体内に送信される。前記送信された信号は、臓器等の条件により反射波を発生させ、前記反射波を超音波探触子 9 1 で受信し、受信信号をプリアンプ回路群 9 3 により増幅する。増幅した信号は、2 系統の加算回路 9 4、9 4' を通り、切換器 9 5 により再び 1 つの信号とした後、受信信号処理回路 9 6 で信号処理が行われる。なお、制御回路部 1 7 は、プリアンプ回路群 9 3、加算回路 9 4、9 4'、切換器 9 5、受信信号処理回路 9 6 の各機器に接続されており、各機器の制御を行って

いる。また、受信信号処理回路 96 の前段には帯域フィルタが設けられている。前記帯域フィルタは、取り出す基本波成分の周波数帯域を微調整するために用いられるフィルタである。例えば、被検体の体内では、深い位置ほど、周波数の高い信号が減衰するため、深い位置の診断を行うには、低い周波数の信号を、より大きな信号として取り出す必要があり、この場合には、前記帯域フィルタの通過領域をわずかに低周波側に移動させる。

【0005】従来例では、基本波成分から 2 次の高調波成分を取り出す方法として、この帯域フィルタのフィルタ特性を制御することにより、2 次高調波成分の帯域を通過させる方法を用いていた。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記帯域フィルタは、前述のとおり、もともと基本波成分を除去するために設けられたものではないため、高調波成分のゲインを低下させないで基本波成分を完全に除去することができず、除去できなかった基本波成分はノイズの要因となる。また、基本波成分を完全に除去するように帯域の調整を行うと、高調波成分のゲインを低下させてしまうため、再び高調波成分を増幅する必要が生じ、これもノイズの原因になってしまう。

【0007】また、上記では基本波成分と高調波成分の関係であるが、高調波成分同士、例えば、3 次高調波を画像の構成を行う信号として用いる場合には、2 次高調波と 3 次高調波の関係でも同様に考えられる。本発明は上記課題を解決し、超音波の画像を構成する信号となる高調波成分のゲインを下げることなく、基本波成分、あるいは高調波成分同士の場合には次数の低い方の高調波成分を、完全に除去することにより、ノイズの少ないハーモニックモードによる診断が可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、超音波信号を送信する送信手段と、前記送信手段により送信された超音波信号の反射であり、複数の周波数成分を有する超音波反射信号を受信する受信手段と、前記受信手段に接続され、前記受信手段により受信された複数の周波数成分を有する受信信号のうち少なくとも 1 つの周波数成分を除去する周波数成分除去手段と、前記周波数成分除去手段に接続され、前記周波数成分除去手段の出力信号のうち少なくとも一部の周波数の信号を通過させる帯域通過手段と、前記帯域通過手段を通過した信号から超音波画像を構成する信号処理手段とを具備したことを特徴とする。本発明は上記構成により、超音波画像を構成するために必要ではない周波数成分を除去することにより、前記超音波画像を構成に不必要な周波数成分の飽和による高調波成分の発生を抑制することができる。

【0009】また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1

記載の周波数成分除去手段を、前記送信手段により送信された周波数成分である基本波成分を除去する手段とし、前記帯域通過手段を、少なくとも前記基本波成分に対する高調波成分を通過させる手段としたことを特徴とする。本発明は上記構成により、請求項 1 の作用に加え、特に基本波成分の飽和による高調波の発生を抑制することができる。

【0010】また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 記載の帯域通過手段を、前記基本波成分の 2 倍の周波数である 2 次の高調波成分を通過させる手段としたことを特徴とする。本発明は上記構成により、請求項 2 の作用に加え、特に 2 次高調波の信号を用いて画像を構成することができる。

【0011】また、請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 乃至 3 いずれか 1 項記載の周波数成分除去手段を、低域の周波数成分を除去するローカットフィルタとしたことを特徴とする。本発明は上記構成により、請求項 1 乃至 3 いずれか 1 項の作用に加え、前記周波数成分除去手段をローカットフィルタとしたことで、低域の周波数成分を除去し、超音波受信信号から高調波成分のみを取り出すことができる。

【0012】また、請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項記載の受信手段の出力に、前記受信手段により受信した信号を増幅する第 1 の増幅手段を設けたことを特徴とする。本発明は上記構成により、請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項の作用に加え、第 1 の増幅手段により適度な大きさをもつ信号を生成することができる。

【0013】また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 乃至 5 いずれか 1 項記載の送信手段および受信手段を複数の超音波振動子を有する超音波探触子とし、前記超音波探触子と前記周波数成分除去手段の間に、前記複数の超音波振動子のそれぞれで受信された受信信号の位相を調整し加算する位相調整加算手段を設けたことを特徴とする。本発明は上記構成により、診断部の焦点を定める方法として、複数の超音波振動子と位相調整加算手段を用いた超音波診断装置にも、適応することができる。

【0014】また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 記載の位相調整加算手段および前記周波数成分除去手段を複数とし、前記複数の超音波振動子で受信した受信信号を前記複数の位相調整加算手段および周波数成分除去手段に接続し、前記帯域通過手段の入力に、前記それぞれの周波数成分除去手段の出力をそれぞれ切り換えて出力する切換出力手段を設けたことを特徴とする。本発明は上記構成により、請求項 6 の作用に加え、複数の焦点をもつ超音波診断装置にも、適応することができる。

【0015】また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 乃至 7 いずれか 1 項記載の周波数成分除去手段の出力に、信号を増幅する第 2 の増幅手段を設けたことを特徴とする。本発明は上記構成により、請求項 1 乃至 7 い

れか 1 項の作用に加え、第 2 の増幅手段により適度な大きさをもつ信号を生成することができる。

【0016】また、請求項 9 に記載の発明は、請求項 6 または 7 記載の周波数成分除去手段を前記それぞれの位相調整加算手段の出力に複数設け、前記複数の周波数成分除去手段の入力または出力あるいは入出力両側に、前記複数の周波数成分除去手段の中から任意の周波数成分除去手段を選択して使用することができる選択手段を設けたことを特徴とする。本発明は上記構成により、請求項 6 または 7 の作用に加え、例えば、B モードとカラー 10 モードなど使用する周波数が異なる場合にでも、選択手段により適当な周波数成分除去手段を選択することができる。

【0017】また、請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 記載のそれぞれの位相調整加算手段の出力に設けられた複数の周波数成分除去手段のそれぞれの出力に、信号を増幅する第 3 の増幅手段を設けたことを特徴とする。本発明は上記構成により、選択手段により適当な周波数成分除去手段を選択すると同時に、複数の周波数成分除去手段にそれぞれ第 3 の増幅手段を設ける 20 ことにより、各周波数成分除去手段に適した増幅を行うことができる。

【0018】また、請求項 11 に記載の発明は、請求項 9 記載の選択手段の出力に、信号を増幅する第 4 の増幅手段を設け、前記第 4 の増幅手段の増幅率を任意の値に設定可能としたことを特徴とする。本発明は上記構成により、選択手段により適当な周波数成分除去手段を選択すると同時に、第 4 の増幅手段の増幅率が可変であるため、各周波数成分除去手段にそれぞれ第 3 の増幅手段を設ける必要がなくなり、増幅手段の数を削 30 減することができる。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る第 1 の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。図 1 は、第 1 の実施の形態におけるブロック図である。図 1 に示されるように、第 1 の実施の形態は、送信信号発生回路群 12、振動子群 11、増幅回路群 13、位相遅延加算回路 14 および 14'、ローカットフィルタ 18 および 18'、信号増幅回路 19、19'、切換器 15、信号処理回路 16、制御回路部 17 から構成されてい 40 る。

【0020】送信信号発生回路群 12 から送信された送信パルスは、N 個の振動子群 11 に印加され超音波を被検体の体内に送信する。被検体の体内では送信された超音波が、臓器の種類などに応じて、一定の値だけ反射し、反射信号は再び振動子群 11 で受信され電気信号に変換される。振動子群 11 で受信された N 個の受信信号は、増幅回路群 13 で、それぞれ基本波成分が飽和しない程度に増幅された後、2 つ信号処理系に出力される。それぞれの信号処理系には位相遅延加算回路 14 および 50

14' が設けられており、N 個の信号を、それぞれ遅延処理により位相をずらして被検体の体内の深さ方向の焦点を決め、加算を行う。加算された信号はそれぞれ位相遅延加算回路 14 および 14' の出力に接続されたローカットフィルタ 18 および 18' で基本波成分を除去し、前記ローカットフィルタ 18、18' の出力にそれぞれ接続された信号増幅回路 19、19' で 2 次高調波成分が増幅される。前記信号増幅回路 19、19' の出力は切換器 15 に接続され、前記信号増幅回路 19、19' の出力を任意のタイミングで切り換えることにより、1 つの信号として出力する。これは、被検体の体内への深さ方向に、ある一定間隔で区切られた範囲内でフォーカスさせるためであり、この技術を以下、D V A F (Dynamic Variable Aperture and Focus) 技術と呼ぶ。切換器 15 の出力は、信号処理回路 16 を通り、処理された信号を基に図示しない画像表示手段で画像の表示を行う。

【0021】なお、本実施の形態では、信号処理系を 2 つとしているが、図 6 に示すように、信号処理系を 1 つにした場合でも適応することができる。また、制御回路部 17 は増幅回路群 13、位相遅延加算回路 14 および 14'、切換器 15 と接続されており、増幅率や位相差の調整、および切り換えのタイミングなどの制御を行っている。

【0022】なお、信号処理回路 16 には、帯域フィルタ 20 が設けられており、帯域フィルタ 20 の通過帯域の調整により、分解能を最適な状態にすることができる。

【0023】ここで、第 1 の実施の形態におけるローカットフィルタと、帯域フィルタ 20 の出力の周波数ゲイン特性を図 2 (c) に示す。図 2 に示された F は基本波成分、H は 2 次高調波成分、f1 は基本波成分の中心周波数、f2 は 2 次高調波成分の中心周波数である。また、B は帯域フィルタの通過領域、W は前記ローカットフィルタ 18 または 18' の通過帯域を示しており、基本波成分および 2 次高調波成分の通過する部分は斜線により示されている。ここで、ローカットフィルタ 18 または 18' の通過帯域 W は、基本波成分 F を完全に除去すると同時に 2 次高調波成分 H を通過させる帯域とゲインを有している。

【0024】また、図 2 (a) (b) は従来における周波数ゲイン特性である。図 2 (a) は帯域フィルタを通過する中心周波数を 2 次高調波成分の中心周波数と一致させた場合を示している。また、図 2 (b) は帯域フィルタにより基本波成分を完全に除去した場合の周波数とゲインの関係を示している。図 2 (a) に示すように、帯域フィルタを通過する中心周波数を 2 次高調波成分の中心周波数 f2 と一致させると、帯域フィルタの通過領域 B に基本波成分 F の一部が重なり、基本波成分 F の一部を除去することができず、また、図 2 (b) に示すよ

うに、基本波成分Fが除去できるように帯域フィルタの通過領域Bを高域側にシフトした場合には、2次高調波成分Hの一部が帯域フィルタにより除去され、2次高調波成分Hのゲインが下がってしまう問題点がある。

【0025】第1の実施の形態では、図2(c)で示されるように、従来例である図2(a)と異なり、基本波成分Fはローカットフィルタの通過領域Wにより完全に除去されており、また、従来例である図2(b)と異なり、2次高調波成分Hのゲインも低下していない。なお、第1の実施の形態では、2次高調波成分Hを利用する場合を示しているが、高調波成分は、2次に限定されるわけではなく、3次以上のものであっても良い。この場合には、帯域フィルタの通過領域Bおよびローカットフィルタの通過領域Wを調整すればよい。

【0026】また、切換器15を切り換える際には切換ノイズが生じるが、この切換ノイズについて説明する。図3はそれぞれ、(s)が切換器制御信号波形、(a)および(b)が従来例における位相遅延加算回路94および94'の出力波形、(c)が従来例における切換器95の出力波形、(d)が従来例における帯域フィルタの出力波形、(e)が第1の実施の形態における切換器15の出力波形、(f)が第1の実施の形態における帯域フィルタの出力波形を示している。制御回路部で制御された切換器制御信号図3(s)がオフの時には位相遅延加算回路94の出力である図3(a)を、切換器制御信号である図3(s)がオンの時には位相遅延加算回路94'の出力である図3(b)を、切換器95で切り換えを行い、切換器95の出力は図3(c)に示される波形となる。

【0027】しかし、位相遅延加算回路94、94'の出力である図3(a)(b)間には、位相のずれがあるため、この位相のずれにより図3(c)に示されているように、切換器95のオン・オフ切換時に、不連続な波形部分が生じる。この不連続な波形部分が、基本波成分Fより高域に存在する切換ノイズの原因となる。この切換ノイズは、図2(c)ではNとして示されている。

【0028】基本波成分Fを用いた画像構成の場合には、帯域フィルタの中心周波数を基本波成分Fの中心周波数f₁付近に設定するため、基本波成分Fより高域にある切換ノイズNはほとんど除去されるが、高調波成分を用いた診断を行う場合には、帯域フィルタの中心周波数を高調波成分Hの中心周波数f₂付近に設定する必要があるため、図3(d)に示されるように、切換ノイズNは除去することができず、超音波画像上では、輝線となって現れることになる。

【0029】そこで、第1の実施の形態のように、切換器15の入力信号にあらかじめローカットフィルタにより基本波成分Fを除去しておく、切換器15の出力は、図3(e)のような信号となり、基本波成分Fの位相のずれにより発生する切換ノイズNを小さくすること

ができ、前記輝線の発生を抑えることができる。従来例における帯域フィルタの出力波形である図3(d)と第1の実施の形態における帯域フィルタの出力波形である図3(f)を比較すると明らかなように、帯域フィルタの出力波形における切換ノイズNが小さくなっていることがわかる。第1の実施の形態では、2次高調波成分Hのゲインを低下させることなく、基本波成分Fを除去することができ、2次高調波成分Hの低下したゲインを増幅したり、基本波成分Fの除去不足によるノイズを低減することができる。同時に、DVAF技術を用いた場合、切換器15の入力前に基本波成分Fを除去することにより、切換時に発生するノイズも低減することができる。

【0030】次に、第1の実施の形態における第1の変形例を図4に示す。なお、図4は図1における点線で示した部分の変形例であり、2つの信号処理系のうち、1つのみを示している。第1の実施の形態では、それぞれの信号処理系に対し、位相遅延加算回路14から切換器15の間に、1つのローカットフィルタ18および1つの信号増幅回路19を用いているが、本変形例では、それぞれの信号処理系に対し、3つのローカットフィルタ48が並列に設けられており、前記それぞれのローカットフィルタ48の出力に信号増幅回路49が接続されている。

【0031】また、前記ローカットフィルタ18の入力には信号切換装置41が接続され、信号増幅回路49の出力には信号切換装置42が設けられている。前記信号切換装置41、42により、使用するローカットフィルタおよび信号増幅回路を任意に選択し使用することができる。

【0032】なお、ローカットフィルタ48および信号増幅回路49の数は、複数であれば、3つに限定されるものではない。例えば、使用するローカットフィルタ48が図4における最上段のものである場合、ローカットフィルタ48の入力に接続された信号切換装置41、および信号増幅回路49の出力に接続された信号切換装置42を共に最上段のものとなるように、制御回路部17からの制御信号を用いてそれぞれの信号切換装置41、42の制御を行う。なお、信号切換装置41、42の2つを使用することにより、確実に信号を切り換えることができるが、どちらか1つの切換装置を使用すればよい。

【0033】ここで、ローカットフィルタをそれぞれ異なるカットオフ周波数に設定することにより、Bモード、Mモード、カラーモードなど、異なるモードに応じて、ローカットフィルタを選択して使用することができる。また、Bモードとカラーモードなど、異なるモードを同時に表示する場合には、例えば、1つの信号処理系では、Bモードの表示に用いるローカットフィルタを設定し、他の1つの信号処理系では、カラーモードの表示

に用いるローカットフィルタを設定することにより、カラーモードの設定に依存し、分解能を劣化させていたBモードにおいて、分解能を向上させることができる。

【0034】また、異なるモードごとではなく、接続する超音波プローブの周波数ごとに、前記ローカットフィルタを選択しても良い。周波数毎にローカットフィルタの選択を行うと、受信信号の基本波成分を最適に除去することができ、2次高調波成分の分解能が向上する。また、さらに、ローカットフィルタの選択を信号処理系ごと、第1の実施の形態では増幅回路群13後の2つの信号処理系のそれぞれで行うことにより、被検体体内の深さ方向の画像分解能を向上させることができる。

【0035】本変形例では、上述のように第1の実施の形態の効果に加え、異なるモードなどに応じたローカットフィルタを任意に選択することができる。

【0036】次に、第1の実施の形態における第2の変形例を図5に示す。第2の変形例では、図4に示される第1の変形例のように、ローカットフィルタのそれぞれの出力に信号増幅回路49を接続せず、信号切換装置42の出力に可変増幅回路51を接続している。また、可変増幅回路51は制御回路部17からの制御信号により増幅率を変化させることができる。ただし、前記可変増幅回路51は増幅率の制御は、制御回路部17以外の制御手段により、行っても良い。本変形例では、第1の実施の形態および第1の変形例の効果に加え、可変増幅回路51を用いることによって、ローカットフィルタの数だけ必要であった信号増幅器の数を信号切換装置の数にだけ減らすことができる。

【0037】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、ローカットフィルタで、画像を生成する高調波成分より低域にある周波数成分を除去することにより、前記低域に存在する周波数成分の飽和による高調波発生を防止し、必要な高調波成分のみを取り出すことができ、ノイズの少ないハーモニックモードによる超音波診断を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る第1の実施の形態におけるブロッ

ク図である。

【図2】本発明に係る第1の実施の形態、および従来例における周波数-ゲイン特性図である。

【図3】本発明に係る第1の実施の形態、および従来例における各部の信号波形図である。

【図4】本発明に係る第1の実施の形態の第1の変形例におけるブロック図である。

【図5】本発明に係る第1の実施の形態の第2の変形例におけるブロック図である。

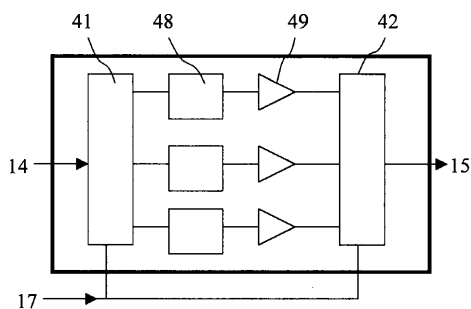
【図6】本発明に係る第1の実施の形態におけるブロック図である。

【図7】従来例におけるブロック図である。

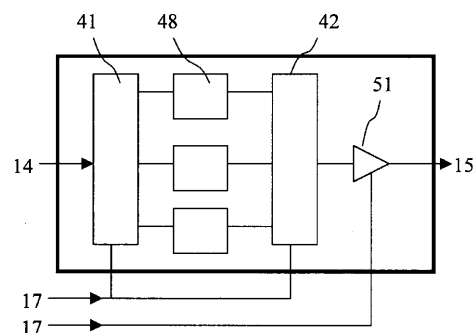
【符号の説明】

11	振動子群
12	送信信号発生回路群
13	増幅回路群
14	位相遅延加算回路
14'	位相遅延加算回路
15	切換器
16	信号処理回路
17	制御回路部
18	ローカットフィルタ
18'	ローカットフィルタ
19	信号増幅回路
19'	信号増幅回路
20	帯域フィルタ
41	信号切換装置
42	信号切換装置
48	ローカットフィルタ
49	信号増幅回路
51	可変増幅回路
B	帯域フィルタの通過領域
F	基本波成分
H	2次高調波成分
W	ローカットフィルタの通過領域
f1	基本波成分の中心周波数
f2	2次高調波成分の中心周波数

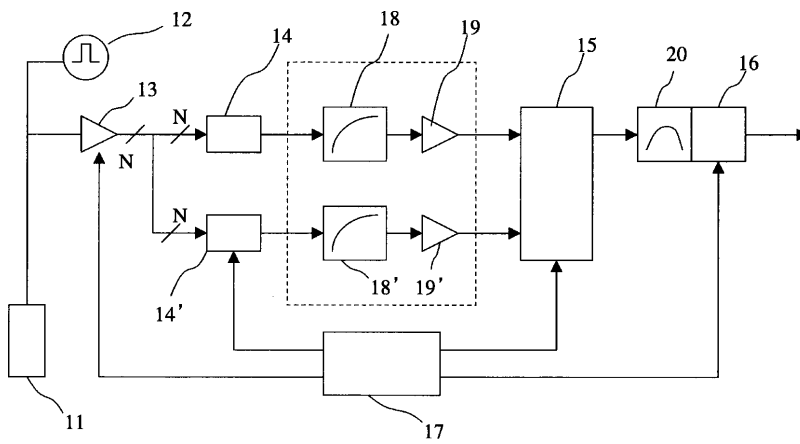
【図4】



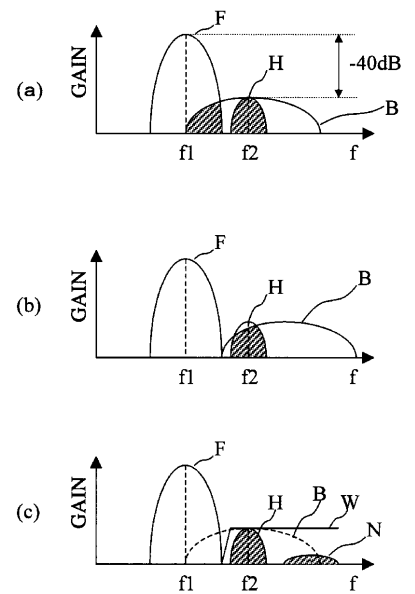
【図5】



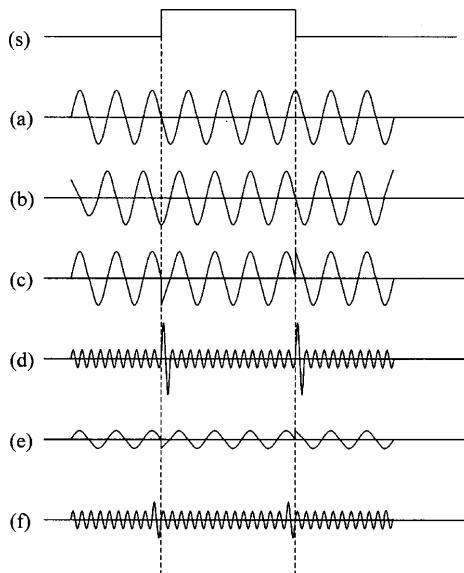
【図1】



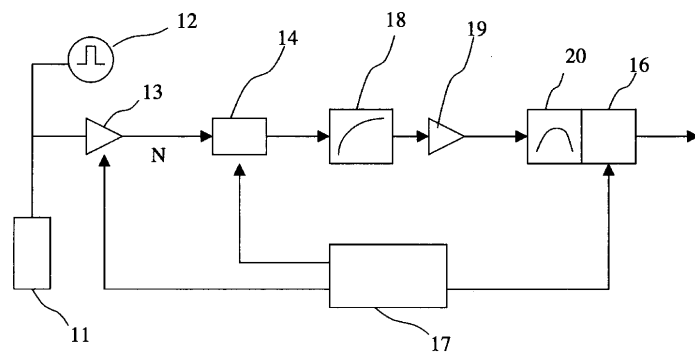
【図2】



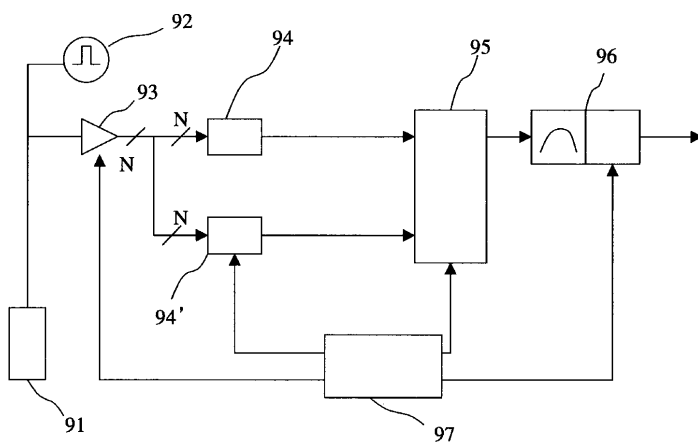
【図3】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 若林 直人
栃木県大田原市下石上1385番地 株式会社
東芝那須工場内

(72)発明者 田村 邦康
栃木県大田原市下石上1385番地 株式会社
東芝那須工場内

F ターム(参考) 2G047 BA03 EA04 EA07 GG17
4C301 CC02 DD01 DD04 EE04 EE07
JB38

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2001258882A	公开(公告)日	2001-09-25
申请号	JP2000075172	申请日	2000-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工 株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	渡边 欣孝 若林 直人 田村 邦康		
发明人	渡边 欣孝 若林 直人 田村 邦康		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01N29/22		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/52026		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 A61B8/14 G01N29/06 G01N29/44		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/EA04 2G047/EA07 2G047/GG17 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/JB38 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/KK12 4C601/LL28		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当使用谐波时，除去构成图像所需的谐波分量以外的频率分量，并防止由于不必要的频率分量饱和而产生谐波。 允许诊断。 解决方案：低切滤波器18、18'；，用于从设置在多个信号处理系统的每一个中的相位延迟加法器电路14、14'的输出中去除基波分量，以调整和相加多个接收信号的相位。 连接。

