

(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2002 - 11004

(P2002 - 11004A)

(43)公開日 平成14年1月15日 (2002.1.15)

(51) Int. Cl⁷

A 6 1 B 8/00

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

特コード (参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 199403(P2000 - 199403)

(22)出願日 平成12年6月30日(2000.6.30)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 小菅 正之

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外 2 名)

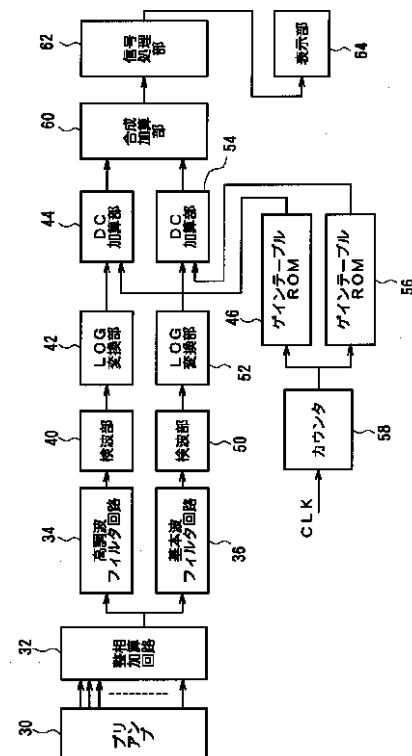
Fターム (参考) 4C301 EE07 JB13 JB29 JB35 JC13

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 高調波成分を用いた超音波診断装置において、被検体の深い部分で感度が低下する。

【解決手段】 高調波フィルタ回路34、基本波フィルタ回路36を用いて整相加算回路32から出力される受信信号から高調波成分、基本波成分を抽出する。これら成分から得られる信号はLOG変換部42、52でそれぞれ対数変換され、DC加算部44、54に入力される。これら成分が発生した被検体内での深さに応じたゲインがゲインテーブル46、56から読み出され、DC加算部44、54にて各成分の対数信号に加算され、各成分の重み付けが行われる。これらが合成加算部60で加算され合成される。深さが深いほど基本波成分が大きくなるようにゲインは設定される。これにより、深い部分での高調波成分の減衰が基本波成分で補完された超音波画像が得られる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を被検体に送波し、反射波から受信信号を得る送受波手段と、

前記受信信号に含まれる高調波成分を抽出する高調波抽出手段と、

前記高調波成分の前記被検体内での発生深さに応じて、前記高調波成分に基づく画像情報を前記受信信号に含まれる基本波成分に基づく画像情報で補って、超音波画像を形成する超音波画像形成手段と、

を含む超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記超音波画像形成手段は、前記高調波成分及び前記基本波成分を前記発生深さに応じて重み付けして合成する重み付け合成手段を有し、前記重み付け合成により得られた受信信号に基づいて前記超音波画像を形成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記重み付け合成手段は、前記高調波成分の前記発生深さに応じた減衰特性に基づいて、前記高調波成分及び前記基本波成分に対する前記重み付けを設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記高調波成分及び前記基本波成分に対する前記重み付けは、送波される前記超音波の周波数に応じて設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 超音波を被検体に送波し、反射波から受信信号を得る送受波手段と、

前記受信信号に含まれる高調波成分及び基本波成分の両方が反映された複合画像を形成する超音波画像形成手段と、

を含む超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に関し、特に受信信号に含まれる高調波成分を診断に利用する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図 4 は、従来の超音波診断装置の受信部の概略のブロック構成図である。複数の振動素子からなる超音波振動子から出力された各受信信号は整相加算回路 10 に入力され、電子フォーカス及び電子走査のために各受信信号が遅延され、これにより位相調整がなされた各受信信号が合成される。整相加算回路 10 から出力された合成後の受信信号は、バンドパスフィルタで構成される帯域制限回路 12 を通過した後に増幅器 14 に入力され、その増幅器 14 で増幅された受信信号が検波器 16 で検波される。検波後の受信信号は A/D 変換器 1

8 においてデジタル信号に変換され、そのデジタル信号に変換された受信信号がラインメモリ 20 に格納された後、さらにフレームメモリ 22 に格納される。ラインメモリは超音波ビーム 1 本分の受信信号（画像データ）を格納するものであり、フレームメモリ 22 は 1 フレーム分の受信信号を格納するものである。フレームメモリ 22 から読み出された画像データは、図示されていない画像形成部に入力され、そこで断層画像やドプラ画像などの超音波画像が形成される。

10 【0003】さて、近年、受信信号に含まれる高調波成分を検出するハーモニック法を用いた超音波診断装置が開発されている。生体組織では、その音響的非線形性に起因して、生体内部へ送信した超音波の整数倍の周波数を有する高調波成分が発生する。上記ハーモニック法による超音波診断装置は、これを被検体の診断に利用するものである。このハーモニック法による超音波診断装置では、帯域制限回路 12 は、基本周波数の倍の周波数を有する高調波成分を透過させるように構成される。

【0004】ハーモニック法による画像は基本波を用いた画像に比べて、サイドローブによるアーチファクトが低減されるといった特長を有する。反面、生体内で発生する高調波成分は送信される超音波に比べて微弱であり、また高調波は基本波に比べて減衰しやすい。そのため、ハーモニック法では、生体の深い領域では十分な S/N 比が得られず、それによる断層画像は、深い部分では感度が低い暗い表示となる。

【0005】一方、基本波成分においてもデータ取り込み位置の深さに応じた減衰が同様に生じ、基本波成分のうち高域ほど減衰の影響を受ける。基本波成分を利用した超音波診断装置では、その減衰に対処するために、深い領域ほど、基本波成分のうち減衰の影響の少ない低域側の成分を利用するように構成される。例えば、帯域制限回路 12 が、データ取り込み位置の深さに応じて、すなわち超音波ビーム 1 本に相当する受信信号の時系列に沿って、その通過帯域特性の中心周波数を高域側から低域側へ自動的にシフトさせる機能を有する。これにより、データ取り込み位置が深い部分での感度の低下が補償される。

【0006】

40 【発明が解決しようとする課題】上述したように、ハーモニック法は基本波成分を用いる方法に比べて長所を有する反面、利用する高調波成分が基本波成分に比べて微弱であり、また深さに応じた減衰も大きいという不都合がある。高調波成分はその帯域の全体にわたって強度が小さいため、上述の基本波成分で採られたような帯域内で通過帯域を高域側から低域側にシフトさせるという構成では、データ取り込み位置が深い部分での感度低下を補償することが困難であるという問題があった。

【0007】本発明は上記問題点を解消するためになされたもので、ハーモニック法の特長を有しつつ、一方

で、データ取り込み位置が深い部分での高調波成分の感度低下といった不都合が解決される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】本発明に係る超音波診断装置は、超音波を被検体に送波し、反射波から受信信号を得る送受波手段と、前記受信信号に含まれる高調波成分を抽出する高調波抽出手段と、前記高調波成分の前記被検体内での発生深さに応じて、前記高調波成分に基づく画像情報を前記受信信号に含まれる基本波成分に基づく画像情報で補って、超音波画像を形成する超音波画像形成手段とを含むものである。

【0009】被検体から得られる受信信号には、送波された超音波の基本周波数を基本的に中心周波数とする基本波成分と、その整数倍を中心周波数とする高調波成分とが含まれる。これら基本成分と高調波成分とは、それぞれの発生機構や伝達特性などに相違を有し、それぞれに基づいて形成された超音波画像の特性にも差異がある。また、それぞれの成分による各超音波画像の内部においても、送受波手段からの距離、すなわち被検体内の深さに応じて特性が変化し得る。本発明によれば、超音波画像を形成するに際して、高調波成分に基づく画像情報に、基本波成分に基づく画像情報が反映される。ここで反映のさせ方は、基本波成分に基づいて生成される画像データを直接的に用いる方法に限られず、例えば、基本波成分から得られる何らかの画像パラメータを考慮して、高調波成分に基づく超音波画像を形成するといった間接的なものであってもよい。上述したように高調波成分、基本波成分はそれぞれ深さ方向に特性が変化し得るため、反映のさせ方も被検体内の深さに応じて変えることができる。このように高調波成分の画像情報に基本波成分の画像情報を反映させ補うことにより、高調波成分単独で形成される画像に比べて、画像特性の改善を図ることが可能となる。

【0010】本発明に係る超音波診断装置においては、前記超音波画像形成手段が、前記高調波成分及び前記基本波成分を前記発生深さに応じて重み付けして合成する重み付け合成手段を有し、前記重み付け合成により得られた受信信号に基づいて前記超音波画像を形成することを特徴とする。

【0011】本発明によれば、高調波成分に基づく画像情報に基本波成分に基づく画像情報を反映させ、補強する方法として、両成分の画像データを重み付け合成する方法を採る。各成分に対する重み付けは、被検体内での深さに応じて変えられる。合成の方法は例えば、重み付けされた高調波成分と重み付けされた基本波成分とを互いに加算する方法や互いに乗算する方法がある。

【0012】本発明に係る超音波診断装置においては、前記重み付け合成手段が、前記高調波成分の前記発生深さに応じた減衰特性に基づいて、前記高調波成分及び前

記基本波成分に対する前記重み付けを設定することを特徴とする。

【0013】高調波成分はその発生深さが深いほど一般に減衰が大きくなり、また同じ深さで比べた場合、その減衰は基本波成分のそれよりも大きい。本発明によれば、減衰が大きくなる深い部分から得られる高調波成分に対しては、より基本波成分の重みを大きくして合成することが可能となり、被検体内での深さに依存した高調波成分の感度の変動を緩和することができる。

【0014】本発明に係る超音波診断装置は、前記高調波成分及び前記基本波成分に対する前記重み付けが、送波される前記超音波の周波数に応じて設定されることを特徴とする。

【0015】本発明によれば、送波される超音波の周波数に応じて変わる被検体内での高調波成分及び基本波成分の特性に応じて重み付けが変更される。

【0016】本発明に係る超音波診断装置は、超音波を被検体に送波し、反射波から受信信号を得る送受波手段と、前記受信信号に含まれる高調波成分及び基本波成分の両方が反映された複合画像を形成する超音波画像形成手段とを含むものである。

【0017】本発明によれば、高調波成分に基づく画像情報と基本波成分に基づく画像情報との特性の相違を利用し、それら画像情報の特性を複合させることによりそれぞれの画像情報単独とは異なる画像特性を得ることができる。ここで複合画像は、両画像データを重み付け合成して形成されたものに限られず、一方の画像情報の特性を考慮して他方の画像情報を変更して形成されたようなものも含む。

【0018】

【発明の実施の形態】次に、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0019】図1は、本発明の好適な実施形態である超音波診断装置の受信部の構成を示すブロック図である。

【0020】超音波の送受波は、図示されていないアレイ振動子によって行われる。このアレイ振動子は、複数の振動素子を例えば直線配列してなるものであって、電子走査により超音波ビームが走査される。各振動素子から出力された受信信号は、プリアンプ30にて増幅された後、整相加算回路32に入力される。整相加算回路32は、電子走査および電子フォーカスを実現するために各受信信号に対して所定の遅延を行ない、位相調整が成された各受信信号を合成加算するものである。合成後の受信信号は、高調波成分（ハーモニック成分）を選択的に透過する高調波フィルタ回路34及び基本波成分（ファンダメンタル成分）を選択的に透過する基本波フィルタ回路36にそれぞれ入力される。

【0021】高調波フィルタ回路34からは受信信号の高調波成分が出力され、これが検波部40に入力され検波される。LOG変換部42においては、高調波成分が

ら検波により取り出された受信信号 S_H が対数変換される。DC 加算部 44 は、LOG 変換部 42 から出力される信号レベル ($\log S_H$) と、ゲインテーブル 46 から読み出されたゲイン値 ($\log A_H$) とを加算する。これにより、DC 加算部 44 では、高調波成分に基づく信号 S_H に対しゲイン A_H を乗ずるゲイン可変が行われ、信号 ($\log A_H S_H$) が出力される。

【0022】一方、基本波フィルタ回路 36 からは受信信号の基本波成分が出力され、これに対して上述した高調波成分に対するのと同様の処理が行われる。すなわち、基本波成分は検波部 50 に入力され検波され、LOG 変換部 52 においては、基本波成分から検波により取り出された受信信号 S_F が対数変換される。DC 加算部 54 は、LOG 変換部 52 から出力される信号レベル ($\log S_F$) と、ゲインテーブル 56 から読み出されたゲイン値 ($\log A_F$) とを加算する。これにより、DC 加算部 54 では、基本波成分に基づく信号 S_F に対しゲイン A_F を乗ずるゲイン可変が行われ、信号 ($\log A_F S_F$) が出力される。

【0023】ここで、ゲインテーブル 46, 56 に対するアドレスの指定はカウンタ 58 により行われる。DC 加算部 44, 54 での加算は、デジタル演算にて行う構成を採ることができ、この場合、LOG 変換部 42, 52 からの出力はデジタル値として DC 加算部 44, 54 に入力されるように構成される。

【0024】合成加算部 60 は、2つの DC 加算部 44, 54 から出力される重み付けされた各成分信号 $\log A_H S_H$, $\log A_F S_F$ を加算して出力する。信号処理部 62 はこの出力信号を用いて、超音波画像生成、その他の各種の信号処理を行い、得られた超音波画像を表示部 64 へ出力する。

【0025】次に、DC 加算部 44, 54 及び信号処理部 62 にて行われる高調波成分と基本波成分との合成処理について説明する。DC 加算部 44, 54 で行われる処理は実質的には、それぞれゲインテーブル 46, 56 から読み出されたゲインを高調波成分、基本波成分に乗算する処理であり、これにより各成分に対する重み付けがなされる。

【0026】ゲインテーブル 46, 56 には、被検体内での各成分の発生深さに応じて変化するゲインの一覧があらかじめ格納されている。図 2 は、このゲインテーブルに格納されるゲインと深さとの関係の一例を示すグラフであり、縦軸がゲイン、横軸が深さであり、右に行くほど発生深さは深い。またゲイン特性曲線 70 は高調波成分に対するもの、一方、ゲイン特性曲線 72 は基本波成分に対するものである。本装置では、図 2 に示すように、発生深さが深くなるにつれて、高調波成分に対するゲインは低減され、反対に基本波成分に対するゲインは増加するように設定される。ちなみに、ゲインテーブル 46, 56 は ROM (Read Only Memory) を用いて構成

することができ、図 2 に示す例では、データ長が 12 ビットの ROM を用い、-2048 ~ +2047 の範囲内でゲイン値を設定することができる。

【0027】さて、高調波成分は、基本波成分に比べて被検体内での減衰を強く受ける。そのため、高調波成分を用いて超音波画像を形成した場合、深いところほど感度が低下する。本装置は、反射波の発生深さが深くなるほど、高調波成分に比べて感度低下が小さい基本波成分に対するゲインを高調波成分のゲインに対し相対的に増加させる。これにより、深い部分にて高調波成分の低減が補われ、超音波画像上での感度低下が補償される。

【0028】ゲインテーブル 46, 56 では深さが ROM のアドレスに対応付けられて、ゲイン値が格納され、上述したようにこのアドレスはカウンタ 58 により指定される。カウンタ 58 に対する制御は図 1 には示さない制御回路が送受信制御に連動して行う。例えば、各超音波ビームの受信が開始されると、制御回路は、受信開始深さに応じてゲインが格納された ROM のアドレスを初期値としてカウンタ 58 にセットし、クロックをカウンタ 58 に入力させる。カウンタ 58 はこのクロックをカウントし、カウント値をインクリメントする。そのカウント値がゲインテーブル 46, 56 それぞれのアドレスとして用いられ、アドレスの増加とともに深い位置に対応するゲインがゲインテーブル 46, 56 から読み出される。このゲインテーブル 46, 56 からの読み出しは、制御回路によって、DC 加算部 44, 54 へ入力される受信信号に連動して行われる。すなわち、DC 加算部 44, 54 に入力された各受信信号成分の発生深さと、ゲインテーブル 46, 56 から読み出されるゲイン値の対応付けられる深さとが一致するように、タイミング制御が行われる。

【0029】また、ゲインテーブル 46, 56 に格納されるゲインの深さ方向のサンプリング間隔は、DC 加算部 44, 54 に入力される各受信信号成分のデジタルデータのサンプリングレートに応じて設定することができ、また、それに応じてカウンタ 58 を駆動するクロックの周波数も設定される。例えば、クロックの周波数は送信される超音波の周波数の 4 倍程度に設定することができる。

【0030】一般的に被検体内部での減衰特性は送信周波数により異なる。図 3 は、図 2 とは異なる送信周波数におけるゲインテーブルに格納されるゲインと深さとの関係の一例を示すグラフであり、ゲイン特性曲線 80, 82 がそれぞれ高調波成分、基本波成分に対応する。この基本波成分に対するゲイン特性曲線 82 は、図 2 に示すゲイン特性曲線 72 に比べて、被検体深部でのゲインの増加が小さい。よって、図 3 に示す特性を用いた場合、図 2 に示す特性による場合よりも深部における基本波成分の高調波成分への感度補完は小さくなる。ゲインテーブル 46, 56 は、このような特性の異なる複数の

ゲインテーブルを格納し、操作者の指示等によりそれらを切り換えて使用するよう構成することができる。例えば、ゲインテーブルは、送信周波数や、送信する超音波パルスに含まれる波数に応じて異なるものを用いるよう構成することができる。また、基本波フィルタ回路 36 は、中心周波数を可変に構成され、ノーマル画像用の中心周波数、高画質用に高域シフトされた中心周波数、及び高感度用に低域シフトされた中心周波数を切り換えて設定できるように構成することが従来より行われている。ゲインテーブルは、これら中心周波数の種別に

10 応じて、異なるものを用いるよう構成することもできる。さらに、本装置を腹部の診断に用いるか、循環器の診断に用いるかといった用途別、また例えば、体型が太め、細め、超音波が通りやすいタイプか否かといった被検者のタイプ別に、ゲインテーブルを切り換えて診断を行うよう構成することができる。

【0031】本装置で重み付け合成される、高調波成分の超音波画像と基本波成分の超音波画像とは、例えば、それぞれの成分でBモード表示された断層画像であるが、その他、Mモード画像、ドプラ画像であってもよ

*分の特長を補完させることが可能である。

【0032】

【発明の効果】本発明の超音波診断装置によれば、高調波成分及び基本波成分の一方を他方で補うことにより、両方の特質を生かした良好な超音波画像が形成される。特に、基本波成分に深さに応じた重み付けを行って、高調波成分に合成することにより、深い部分での高調波成分の減衰による感度低下が補償された超音波画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の好適な実施形態である超音波診断装置の受信部の構成を示すブロック図である。

【図2】 ゲインテーブルに格納されるゲインと深さとの関係の一例を示すグラフである。

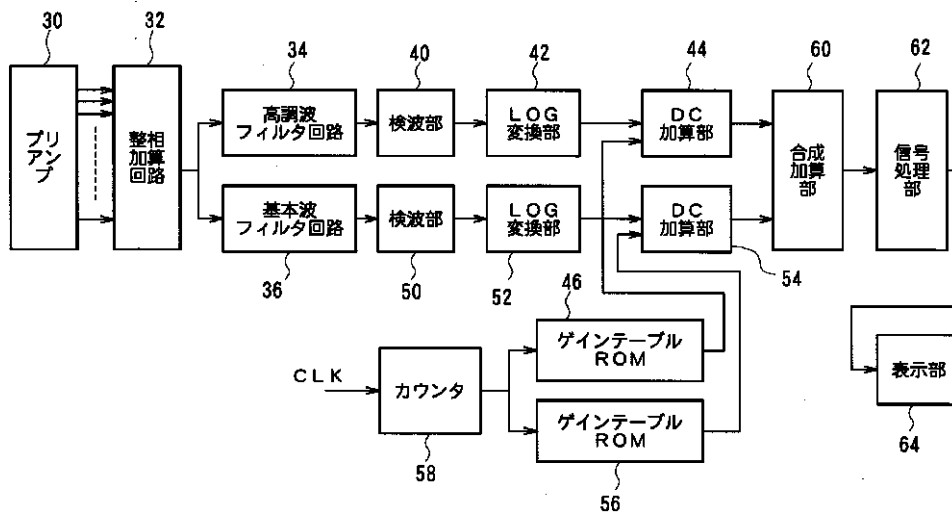
【図3】 ゲインテーブルに格納されるゲインと深さとの関係の他の例を示すグラフである。

【図4】 従来の超音波診断装置の受信部の概略のブロック構成図である。

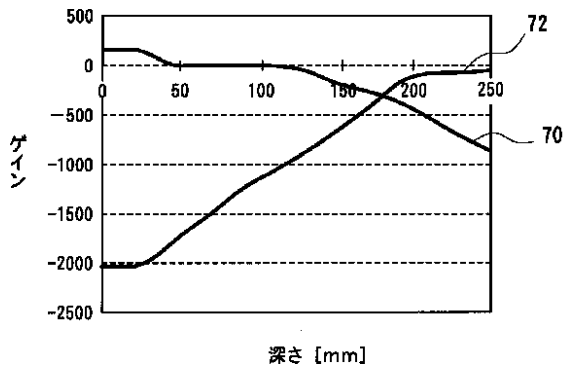
【符号の説明】

20 30 プリアンプ、32 整相加算回路、34 高調波フィルタ回路、36 基本波フィルタ回路、40 検波部、42 LOG変換部、44 DC加算部、46,50 検波部、42,52 LOG変換部、44,54 DC加算部、46,56 ゲインテーブル、58 カウンタ、60 合成加算部、62 信号処理部、64 表示部。

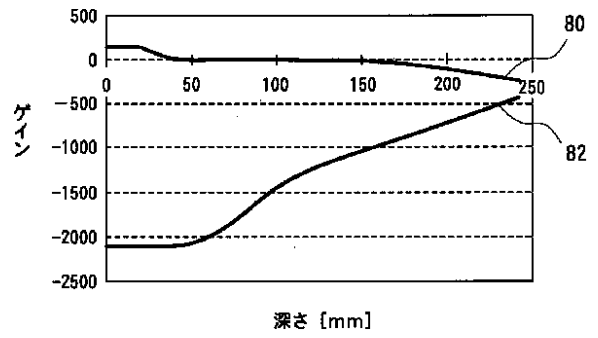
【図1】



【図2】

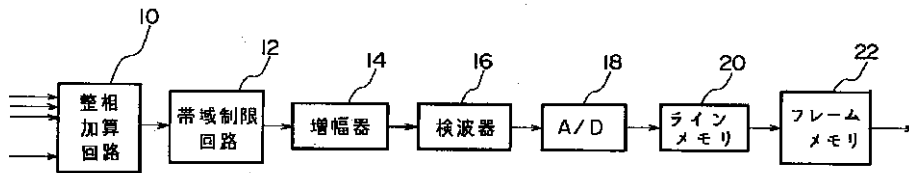


【図3】



【図4】

従来例



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002011004A	公开(公告)日	2002-01-15
申请号	JP2000199403	申请日	2000-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	小菅正之		
发明人	小菅 正之		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/EE07 4C301/JB13 4C301/JB29 4C301/JB35 4C301/JC13 4C601/BB02 4C601/DE08 4C601/DE09 4C601/DE13 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/HH06 4C601/JB11 4C601/JB13 4C601/JB14 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB53 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK18 4C601/LL05		
其他公开文献	JP3688561B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在使用谐波分量的超声诊断设备中，降低对象深处的灵敏度。通过使用谐波滤波器电路和基波滤波器电路，从相位加法电路输出的接收信号中提取谐波分量和基波分量。从这些组件获得的信号由LOG转换器42和52对数转换并输入到DC加法器44和54。从增益表46和56中读取根据产生这些分量的对象的深度的增益，将其加到DC加法器44和54中每个分量的对数信号上，并对每个分量加权。被看到。这些在合并和添加单元60中被添加和合并。设置增益使得基波分量随深度增加而增加。结果，可以获得超声图像，在该超声图像中，在深部的谐波分量的衰减被基本分量补充。

