

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4744727号
(P4744727)

(45) 発行日 平成23年8月10日(2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日(2011.5.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2001-170485 (P2001-170485)
 (22) 出願日 平成13年6月6日(2001.6.6)
 (65) 公開番号 特開2002-360569 (P2002-360569A)
 (43) 公開日 平成14年12月17日(2002.12.17)
 審査請求日 平成20年6月5日(2008.6.5)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100109900
 弁理士 堀口 浩
 (72) 発明者 川岸 哲也
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の
 1 株式会社東芝 那須工場内
 審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

互いに位相反転した2種類の超音波を送信する送信手段と、
 前記送信された2種類の超音波のエコーを受信する受信手段と、
 前記それぞれの受信信号同士を減算する減算手段と、
 前記減算手段の出力信号から基本波成分を除去する基本波成分除去手段と、
 前記基本波成分除去手段の出力信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、
 を具備することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記それぞれの受信信号同士を加算する加算手段をさらに有し、
 前記超音波画像生成手段は、前記加算手段の出力信号および前記基本波成分除去手段の出力信号のうち少なくとも1つの出力信号に基づいて超音波画像を生成することを特徴とする請求項1記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記加算手段の出力信号と前記基本波成分除去手段の出力信号を合成する合成手段をさらに有し、
 前記超音波画像生成手段は、前記合成手段の出力信号に基づいて超音波画像を生成することを特徴とする請求項2記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

10

20

前記超音波画像生成手段は、前記加算手段の出力信号と前記基本波成分除去手段の出力信号のそれぞれの出力信号に基づいてそれぞれの超音波画像を生成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記加算手段の出力と前記基本波成分除去手段の出力信号を切換えて出力する切換手段をさらに有し、

前記超音波画像生成手段は、前記切換手段の出力信号に基づいて超音波画像を生成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記減算手段の出力信号および前記加算手段の出力信号から、操作者によって選択された次数のハーモニック成分を抽出する手段をさらに具備し、

前記超音波画像生成手段は、前記選択された次数のハーモニック成分を用いて超音波画像を生成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、ハーモニック成分を用いて超音波画像を生成する超音波画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、超音波診断装置の中には、被検体に送信する周波数（以下基本周波数と呼ぶ）に対して、略整数倍の周波数成分（以下ハーモニック成分と呼ぶ）を受信信号として映像化する技術がある。なお、以下基本周波数の成分を基本波成分と呼ぶ。なお、この技術は、一般的にハーモニックイメージングと呼ばれている。

ここで、ハーモニックイメージングの例として、コントラストハーモニックイメージング（以下CHIと呼ぶ）と組織ハーモニックイメージング（以下THIと呼ぶ）について説明する。

まず、CHIとは、超音波の受信信号に含まれるハーモニック成分を抽出して、画像を作成するもののうち、特に微小気泡（以下マイクロバブルと呼ぶ）よりなる超音波造影剤をより効率的に検出することを目的として開発された。

マイクロバブルは強い非線形散乱特性を有しており、その散乱信号は生体組織と比べて大きなハーモニック成分を含んでいる。そこでこのハーモニック成分を抽出することにより、基本波成分では周囲組織からのエコーに埋もれてしまうような微小な血流（パフュージョン）の映像化が可能となる。

また、一方で、THI(Tissue Harmonic Imaging)とは、アーチファクトの低減された高コントラストの画像が得られ、心内膜等の描出に優れることが特徴である。

【0003】

CHIでは造影剤のマイクロバブルでの散乱で生じたハーモニック成分を画像化するのに対して、THIでは、送信された超音波が被検体内を歪みながら“伝搬”するいわゆる伝搬の非線形性により発生するハーモニック成分のエコー信号を画像化するものである。

THIにおけるハーモニック成分の発生は、基本波成分の音圧の二乗（強度）に比例するため、超音波の送信ビームの中心軸上（音圧の高い領域）に集中して発生する。すなわち基本波成分を用いた場合に比べ、メインローブが細くかつサイドローブレベルが低いシャープな超音波の送信ビームが形成可能である。

このようにTHIではビーム幅が狭くかつサイドローブレベルの低いビーム形成が可能なたため、ビーム幅の低減により方位方向分解能が向上し、またサイドローブレベルの低減によりコントラスト分解能が向上する。

このように、THIあるいはCHIのようなハーモニックイメージングを行うには、上記ハーモニック成分を受信信号から取り出す必要があり、この1つとして、フィルタ法が上げられる。

10

20

30

40

50

フィルタ法とは、受信信号に基本波成分を除去するような低周波カットフィルタを用いるものである。

【 0 0 0 4 】

また、このフィルタ法よりも、さらに効果的に基本波成分を除去し、ハーモニック成分を取り出す技術がある。この技術として、主に、パルスインバージョン法および振幅変化法がある。

パルスインバージョン法とは、同じ超音波走査線上に、互いに位相反転させた２種類の超音波パルスを交互に送信し、それに対応した２種類の受信信号を加算するものである。

これにより、基本波成分および奇数次ハーモニック成分に対しては相殺作用が生じ、また、偶数次ハーモニック成分に対しては逆に加算作用が生じるため、この方法を利用すると、フィルタ法よりも効率的に基本波成分の除去、および偶数次のハーモニック成分の抽出を行うことが可能である。

なお、ここで奇数次ハーモニック成分とは、基本周波数の略奇数倍の周波数を有する成分であり、以下これと同様に、例えば２次ハーモニック成分とは、基本周波数の略２倍の周波数を有する成分と呼ぶ。

このパルスインバージョン法は、阿比留巖、鎌倉友男共著「超音波パルスの被線形伝播」（信学技法、US 89 - 23、p 53）に記述されている。

また、振幅変化法とは、同じ超音波走査線上に、互いに振幅の異なる２種類の超音波パルスを交互に送信し、それに対応した２種類の受信信号をゲイン補正後減算するものである。この振幅変化法は、Ted Christopherによる"Finite Amplitude Distortion Based Inhomogeneous Pulse Echo Ultrasonic Imaging" (IEEE UFFC vol.44 No.1 January 1997) に記載されている。

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記フィルタ法においては、基本波成分の除去と共に２次ハーモニック成分を除去してしまい、効率的にハーモニック成分のみを検出することができなかった。

また、パルスインバージョン法においては、基本波成分は効率的に除去できるものの、基本波成分の除去と共に、奇数次ハーモニック成分を失っていた。

また、振幅変化法は、低振幅送信時のS/N比が悪いという問題を有する。

このように従来では、必要ではない成分を大きく含んだ、あるいは必要な成分が小さいハーモニック成分を用いて超音波画像の作成を行っていたため、超音波画像の高分解能化、低アーチファクト化には限界があった。

そこで、本発明は上記課題を解決し、必要なハーモニック成分のみをより効率的に検出することにより、高分解能、低アーチファクトの超音波画像を生成可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 6 】

【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、互いに位相反転した２種類の超音波を送信する送信手段と、前記送信された２種類の超音波のエコーを受信する受信手段と、前記それぞれの受信信号同士を減算する減算手段と、前記減算手段の出力信号から基本波成分を除去する基本波成分除去手段と、前記基本波成分除去手段の出力信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、を具備することを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

プローブ１１は、一次元または二次元的に配列された複数の振動素子（電気／音響変換素子）を有し、各振動素子の遅延時間等を変化させることにより、任意の方向へあるいは任意の焦点距離へ超音波を送信することが可能である。なお、振動素子が圧電結晶の場合、単結晶のものがより効果的である。圧電結晶として単結晶を用いることにより、プローブ１１の帯域が広く、高次のハーモニック成分も十分に検出できるようになるためである。ただし、振動素子の圧電結晶の結晶構造は、単結晶以外でも良い。

また、超音波装置本体１２は、プローブ１１に接続されるパルサ／プリアンプユニット１

10

20

30

40

50

5、パルサ/プリアンプユニット15に接続される受信遅延回路16、受信遅延回路16に接続されるハーモニックユニット17、ハーモニックユニット17に接続される検波ユニット19、検波ユニット19に接続される表示ユニット18を有しており、表示ユニット18はモニタ13に接続される。

パルサ/プリアンプユニット15は、プローブ11に所定の中心周波数（基本周波数）をもつ送信パルス電圧を印加し、あるいはプローブ11で超音波受信信号から変換された電圧信号を増幅する機能を有する。なお、この送信パルス電圧は、各振動素子によって上述のように超音波の送信方向あるいは焦点距離等を加味した上で、若干の遅延時間を以って印加される。

【0008】

また、受信遅延回路16は、超音波ビームの受信方向等の制御を行うものであり、具体的には各振動素子に応じて信号を遅延させ加算するものである。

ハーモニックユニット17は、ブロック図である図2に示すように、受信遅延回路16からの出力信号が並列に、加算部21および減算部22にそれぞれ入力されている。加算部21および減算部22の出力には、それぞれフィルタ23および24が設けられている。フィルタ23およびフィルタ24は、基本波成分を除去するフィルタで、これに応じた時定数を有するいわゆる低周波カットフィルタである。

また、フィルタ23および24の出力には、合成部25が接続される。合成部25の出力は、ハーモニックユニット17の出力として、検波ユニット19に接続されている。このハーモニックユニット17は、受信信号のハーモニック成分を抽出する機能を有している。ここで、抽出とは、特定成分のみを検出することであるが、必ずしも完全に特定成分のみを完全に分離して検出するものではなく、実用レベルにおいて特定成分の特定の性質を活かすことができる程度に検出することである。例えば、ハーモニック成分の抽出とは、ハーモニック成分のみを検出するものであるが、その他の成分、この場合には基本波成分を完全に除去するものではなく、実用レベルにおいてハーモニック成分の特性を活かし得る程度に基本波成分を除去するということである。これらの処理は、RF、IQのどちらで行う。

【0009】

また、検波ユニット19は、体内の組織構造や造影剤等を示す形態画像を得るための一般的な検波処理・対数圧縮等を行う。

さらに、表示ユニット18は、モニタ13に表示するための画像信号に変換するものである。

以下、パルスインバージョン法の原理について説明した後、本実施の形態における超音波診断装置10の動作について説明する。

パルスインバージョン法は、上述の通り、各超音波走査線上に位相の180°異なる超音波パルスを交互に繰り返し送信するものである。なお、以下位相の180°異なる超音波パルスを1回ずつ計2回の送信を行ういわゆる2レート送信として説明するが、さらに多くの超音波パルスを繰り返しても良い。

被検体内に送信された超音波パルスは、被検体内組織の非線形伝播あるいはマイクロバブルの非線形散乱により、ハーモニック成分を有する。

例えば、ここで被検体内に送信する超音波パルスを簡略化した形で $\sin t$ とすと、上述の被検体内組織またはマイクロバブルの影響で、超音波パルスは、 $A\sin t + B\sin^2 t + C\sin^3 t + \dots$ のように変化する。なお、 t は各周波数、A、B、Cはそれぞれ振幅の大きさを表すものとする。

【0010】

ここで、 $A\sin t + B\sin^2 t + C\sin^3 t + \dots$ をそれぞれの周波数成分に展開すると、 $A\sin t$ は基本周波数成分、 $B\sin^2 t$ は0次と2次のハーモニック成分、 $C\sin^3 t$ は基本周波数成分および3次のハーモニック成分を表している。

従って、受信超音波パルスは、 $a + A'\sin(t + \phi_1) + B'\sin(2t + \phi_2) + C'\sin(3t + \phi_3) + \dots$ と表すことができる。なお、ここでaは0次のハーモニック成分を表す所定の定数、A'

10

20

30

40

50

、 B' 、 C' はそれぞれ受信超音波パルスの振幅の大きさ、 ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 はそれぞれ各成分の位相のずれを表すものである。

パルスインバージョン法では、次に位相の 180° 異なる超音波パルス、上記例に従うと、 $-\sin t$ で表される超音波パルスを被検体に送信する。

これに対応する生体またはマイクロバブルの影響による超音波パルスは、 $-A\sin t+B\sin^2 t-C\sin^3 t\cdots$ となり、これは基本波成分および奇数次のハーモニック成分が負の符号を有し、偶数次のハーモニック成分が正の符号を有することになる。

従って、この受信超音波パルスは、 $a-A'\sin(t+\phi_1)+B'\sin(2t+\phi_2)-C'\sin(3t+\phi_3)\cdots$ となり、それぞれの受信超音波パルス同士を加算すると、基本波成分および奇数次のハーモニック成分は除去され、0次および偶数次のハーモニック成分のみを取り出すことができ、この偶数次のハーモニック成分によって超音波画像を作成するものがパルスインバージョン法である。

【0011】

操作者は、超音波パルスの送信前にハーモニック成分による超音波画像の生成を行う画像モード（以下ハーモニックイメージングモードと呼ぶ）か、基本波成分を用いた画像（以下通常モードと呼ぶ）の選択を行い、また選択したモードで被検体の撮影を開始する指示を、キーボード等の入力装置（図示しない）からホストCPU14へ行う。

なお、以下ハーモニックイメージングモードが選択されたものとして、説明を行うが、操作者が通常モードを選択した場合には、受信信号はハーモニックユニット17を介さずに、受信遅延回路16から図示しないが通常のエコーフィルタを通して、検波ユニット19へと入力される。

ハーモニックイメージングモードによる撮影が開始したら、ホストCPU14から、パルサノプリアンプユニット15を介してプローブ11へ、ハーモニックイメージングモードにおける電圧パルスが送信される。

つまり、パルサノプリアンプユニット15から位相が 180° 異なる電圧パルスがプローブ11に印加され、プローブ11からこの電圧パルスに応じた超音波パルスが被検体に送信される。

また、プローブ11は、この異なる位相それぞれの超音波反射信号を受信する。プローブ11によって電気/音響変換された信号は、パルサノプリアンプユニット15において、遅延処理および増幅処理がなされ、ハーモニックユニット17に入力される。

【0012】

ハーモニックユニット17では、パルサノプリアンプユニット15の出力信号が加算部21および減算部22にそれぞれ入力される。加算器21では、上記説明のように、基本波成分を含む奇数次ハーモニック成分が除去され、図3(a)に示すような偶数次ハーモニック成分のみが出力される。この加算部21から出力された信号は、フィルタ23へ入力される。なお、図3(a)における点線はフィルタ23の透過帯域を示している。フィルタ23は、パルスインバージョンによっても除去できなかった残留基本波成分を取り除く役目を果たしているが、残留基本波成分が小さい場合には、使用しなくても良いし、あるいは予め設けられていなくても良い。なお、基本波成分が多く残留してしまう1つの要因として、一方の超音波パルスを送信してから、これと 180° 位相の異なる超音波パルスを送信する間に、撮影部分が移動してしまい、これが基本波成分の位相を変化させるため、基本波成分同士が完全に相殺されないことが上げられる。従って、撮影部分が大きく移動する場合（心臓を観察する場合）などに、必要に応じて操作者が使用するかどうかを選択可能な構成としても良い。

【0013】

フィルタ23から出力された信号は、合成部25に入力される。

また、一方で、減算部22では、それぞれの受信信号同士が減算処理される。減算部22の出力信号は、図3(b)に示すように、基本波成分および奇数次ハーモニック成分である。この理由は、上述のパルスインバージョン法の説明のように、それぞれの送信超音波パルスは、被検体の体内で $A\sin t+B\sin^2 t+C\sin^3 t\cdots$ および $-A\sin t+B\sin^2 t-C$

10

20

30

40

50

$\sin^3 t \cdots$ のように変化するため、これらの受信超音波パルス同士を減算すると $2A' \sin(t + t_1) + 2C' \sin(3t + t_3) \cdots$ となり、基本波成分および奇数次のハーモニック成分が残ることになる。

この減算部 22 の出力はフィルタ 24 に入力される。なお、図 3 (b) における点線はフィルタ 24 の透過帯域を示している。同図からも分かるように、3 次のハーモニックと基本波成分は、ハーモニックでのフィルタ法に比較し、離れているので分離が容易である。フィルタ 24 の出力も、同様に合成部 25 に入力される。

つまり、フィルタ 23 の出力は、奇数次ハーモニック成分をほとんど有しない 2 次以上の偶数次ハーモニック成分であり、一方フィルタ 24 の出力は、偶数次ハーモニック成分をほとんど有しない 3 次以上の奇数次ハーモニック成分であるといえる。

10

【0014】

これらの信号は、合成部 25 で加算処理が行われ、ほとんど基本波成分を有しない 2 次以上のハーモニック成分として出力される。なお、ここで合成とは、少なくとも加算処理を含む処理を意味し、この他にもゲインの調整や位相の調整を含む概念としても良い。合成部 25 の出力信号は、図 3 (c) に示されている。

合成部 25 の出力は、検波ユニット 19 へと送られ、体内の組織構造や造影剤等を示す形態画像を得るための一般的な検波処理・対数圧縮等が行われた後、表示ユニット 18 を介して、モニタ 13 に超音波診断画像が表示される。なお、合成部 25 の後段、例えば検波ユニット 19 内に、信号を成形するためのフィルタ処理を加えても良い。これは以下の実施の形態においても同様である。

20

本実施の形態では、偶数次のハーモニック成分と基本波成分を含む奇数次のハーモニック成分とを別々に取得し、基本波成分を含む奇数次のハーモニック成分から基本波成分を除去した後、偶数次ハーモニック成分と合成するため、従来例におけるフィルタ法に比べ、特に効率的に 2 次のハーモニック成分を取得することが可能であり、超音波画像の分解能向上が可能である。

【0015】

また、本実施の形態では、偶数次ハーモニック成分だけでなく、奇数次ハーモニック成分も用いるため、ノイズが低減した高コントラストの画像を作成することが可能である。

以下、本発明に係る第 2 の実施の形態について、ハーモニックユニット 17 のブロック図である図 4 を参照して説明する。なお、第 1 の実施の形態と同一構成のものは、同一番号を付して説明を省略する。

30

本実施の形態を簡単に説明すると、偶数次のハーモニック成分と、奇数次のハーモニック成分のそれぞれで超音波画像を作成するものである。

本実施の形態におけるハーモニックユニット 17 は、加算部 21、減算部 22 およびそれぞれに接続されるフィルタ 23、フィルタ 24 を有している。

第 1 の実施の形態においては、フィルタ 23 およびフィルタ 24 の出力は合成部 25 に接続されていたが、本実施の形態では、それぞれのフィルタの出力を別々に検波ユニット 19 へ入力する。

なお、本実施の形態における検波ユニット 19 は、フィルタ 23 および 24 からそれぞれ出力された信号に基づいてそれぞれの処理を行い、また表示ユニット 18 も同様に別々に信号として処理を行う。なお、この別々の処理の仕方は、時間差を設けて、所定の時間内はフィルタ 23 の出力信号を処理し、所定時間経過後、さらに所定時間内はフィルタ 24 の出力信号を処理とするといった時間差による処理でも良いし、それぞれのフィルタの出力を処理するためのそれぞれの処理回路を有していても良い。

40

【0016】

つまり、検波ユニット 19 へ入力される信号としては、図 3 (a) と図 3 (b) で示すそれぞれの信号が検波ユニット 19 へ入力される。

さらに、本実施の形態では、このように別々に作成された超音波画像が、モニタ 13 の同一画面上に表示される（あるいはモニタが 2 台あっても良い）。

ここで、奇数次のハーモニック成分と偶数次のハーモニック成分をそれぞれ画像化する意

50

義としては、超音波造影剤におけるマイクロバブルは、2次ハーモニック成分に比して、3次ハーモニック成分が、被検体の組織によって生じる成分よりも、大きな成分を生じさせることが知られており、また、被検体の組織は、逆に3次ハーモニック成分に比して、2次ハーモニック成分が、マイクロバブルによって生じる成分よりも、大きな成分を生じさせるためである。なお、参考として、図5にマイクロバブルによって生じる成分と被検体の組織によって生じる成分を示す。

本実施の形態では、位相の180°異なる送信超音波パルスに対する受信信号を減算した後、基本波成分を除去することにより、2次のハーモニック成分をほとんど含まない奇数次のハーモニック成分を抽出することが可能である。

【0017】

また、偶数次のハーモニック成分と奇数次のハーモニック成分のそれぞれの成分からそれぞれの超音波画像を作成することにより、操作者は略同時に組織の影響が大きい超音波画像と、マイクロバブルの影響が大きい超音波画像を同時に観察することが可能である。

なお、従来例におけるフィルタ法を用いても、3次以上のハーモニック成分を抽出することは可能であるが、この場合には、3次ハーモニック成分と2次ハーモニック成分の分離が困難である。

また、本実施の形態においては、作成された超音波画像をそれぞれ別々に表示する場合を示したが、それぞれの超音波画像を部分的に合成し、1つの超音波画像で表示させても良い。すなわち被検体の所定の領域は、組織の影響が大きい領域となり、また他の領域はマイクロバブルの影響が大きい領域として表示することも可能である。

以下、本発明に係る第3の実施の形態について、ハーモニックユニット17のブロック図である図6を参照して説明する。なお、第1の実施の形態と同一構成のものは、同一番号を付して説明を省略する。

本実施の形態を簡単に説明すると、偶数次のハーモニック成分と、奇数次のハーモニック成分のそれぞれ切換えて、選択的に超音波画像を作成するものである。

【0018】

本実施の形態におけるハーモニックユニット17は、フィルタ23およびフィルタ24の出力が切換部28に接続されている。また、切換部28は、ホストCPU14にも接続されている（図示しない）。

操作者は、第1の実施の形態と同様、ハーモニックモードおよび通常モードのうちいずれか一つのモードを選択するが、ハーモニックモードを選択した場合には、さらに奇数次ハーモニック成分を用いたモードおよび偶数次ハーモニック成分を用いたモードのいずれか1つを選択する。

この操作者によって行われた選択動作の信号は、ホストCPU14を介して、切換部28に入力される。

これによって、切換部28は、上記信号に基づいていずれか1つのフィルタからの信号のみを検波ユニット19へ送り、超音波画像の作成が行われる。

本実施の形態では、偶数次ハーモニック成分および奇数次ハーモニック成分のうちいずれの成分によって超音波画像を作成するか、操作者が選択することができ、操作者は、組織の影響が大きい超音波画像とマイクロバブルの影響が大きい超音波画像を選択的に観察することが可能である。

以上が本発明における実施の形態であるが、本発明は、上記実施の形態を種々組みあわせて用いても良いし、あるいはスイッチ等により上記実施の形態を選択的に使用できるようにしても良い。

【0019】

例えば、第1の実施の形態と第2の実施の形態を組み合わせ、使用できる構成としても良い。これは、ハーモニックユニットのブロック図である図7に示されるように、第1の実施の形態における合成部25の出力に切換部28'を接続し、さらに切換部28'には、フィルタ23およびフィルタ24の出力も接続される構成とすれば良い。

この場合、操作者によって選択された情報は、切換部28'に入力され合成部25、フィ

10

20

30

40

50

ルタ 2 3 およびフィルタ 2 4 のうちいずれか 1 つの出力信号を検波ユニット 1 9 へ送り、超音波画像を作成する。

また、上記実施の形態において、本発明の趣旨を一脱しない範囲で変形しても良い。例えばこの変形には、スイッチ等を設けることなどが挙げられる。

一例として、第 1 の実施の形態における図 2 を参照して説明すると、受信遅延回路 1 6 と加算部 2 1 の間、加算部 2 1 とフィルタ 2 3 の間、あるいはフィルタ 2 3 と合成部 2 5 の間等にスイッチを設け、2 次以上のハーモニック成分により超音波画像を作成する場合には、スイッチをオンとしておき、一方で、奇数次のハーモニック成分により超音波画像を作成する場合には、スイッチをオフとする構成があげられる。

【 0 0 2 0 】

10

また、上述の実施の形態に限らず、フィルタ 2 3 およびフィルタ 2 4 の透過帯域や透過率等を変えることにより、任意のハーモニック成分あるいは基本波成分を、任意の大きさで取り出すことが可能であり、何次のハーモニックをどの程度取り出すかは、診断法、患者別、あるいは操作者の好み、または被検体の視野深度等によって決定すればよく、特に上述の実施の形態以外のものでも良い。

例えば、組織の画像化とマイクロバブルの画像化で用いるハーモニック成分は、以下のような組み合わせが考えられる。

つまり、組織の画像化には、セカンドハーモニック成分とすれば良いし、マイクロバブルの画像化には、奇数次のハーモニック成分あるいは 3 次以上のハーモニック成分（2 次のハーモニック成分を除いた偶数次のハーモニック成分を含む）とすれば良い。

20

なお、このような組み合わせや変形を実現するためには、フィルタ 2 3 あるいはフィルタ 2 4 の帯域、あるいはフィルタ 2 3、フィルタ 2 4 および合成部 2 5 のどこから出力を取り出すかの決定、あるいはスイッチ等の追加を行うことにより可能である。

なお、被検体の生体減衰の影響により、視野深度が大きいとハーモニック成分が得られにくい場合があり、この場合には低い次数の周波数成分を含めて画像化を行うとよい。つまり、視野深度が小さい場合の超音波画像生成に用いられる周波数成分よりも視野深度が大きい場合の超音波画像の生成に用いられる周波数成分の方をより低い次数の周波数成分とすることにより、広い範囲の視野深度で高分解能超音波画像を生成することができ、いわゆるペネトレーションを増大することが可能となる。特に、視野深度が大きい場合には、基本波成分を用いることが望ましい。

30

【 0 0 2 1 】

また、本発明は、本実施の形態に限定されるものではなく、その他にも、例えば、奇数次のハーモニック成分に、奇数次、偶数次の両方のハーモニック成分を有する成分を加算するようにしても良い。

【 0 0 2 2 】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、必要なハーモニック成分のみをより効率的に検出することにより、高分解能、低アーチファクトの超音波画像を生成可能な超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【図 1】本発明に係る第 1 の実施の形態における超音波診断装置のブロック図である。

【図 2】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるハーモニックユニットのブロック図である。

【図 3】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるハーモニックユニット内の各部分の周波数成分を表したグラフである。

【図 4】本発明に係る第 2 の実施の形態におけるハーモニックユニットのブロック図である。

【図 5】本発明に係る組織またはマイクロバブルによる周波数成分を表したグラフである。

【図 6】本発明に係る第 3 の実施の形態におけるハーモニックユニットのブロック図であ

50

る。

【図 7】本発明に係る第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態の組み合わせによるハーモニクユニットのブロック図である。

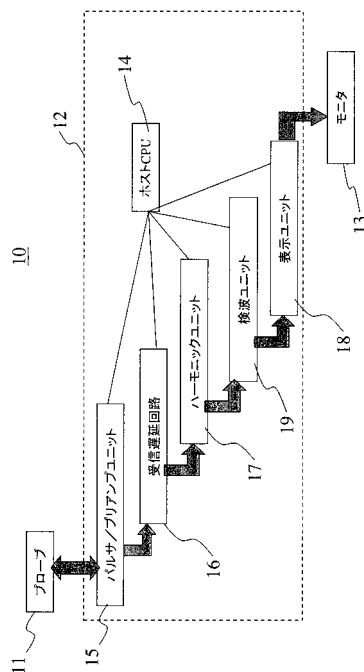
【符号の説明】

- 1 1 プローブ
- 1 2 超音波装置本体
- 1 3 モニタ
- 1 4 ホスト C P U
- 1 5 パルサ／プリアンプユニット
- 1 6 受信遅延回路
- 1 7 ハーモニクユニット
- 1 8 表示ユニット
- 1 9 検波ユニット
- 2 1 加算部
- 2 2 減算部
- 2 3 フィルタ
- 2 4 フィルタ
- 2 5 合成部
- 2 6 選択部
- 2 7 フィルタ
- 2 8 切換部
- 3 0 遅延回路
- 3 1 加算回路

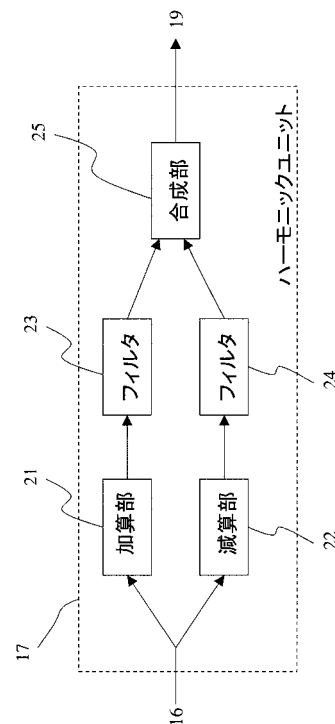
10

20

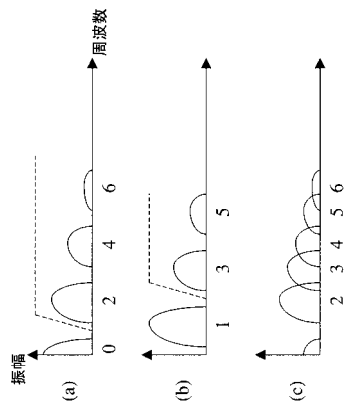
【図 1】



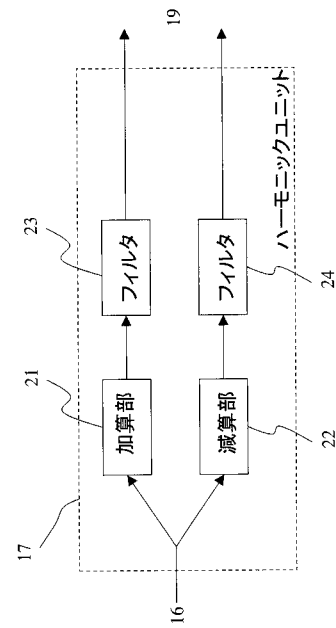
【図 2】



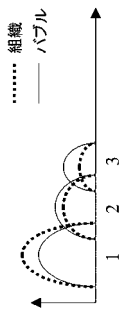
【図 3】



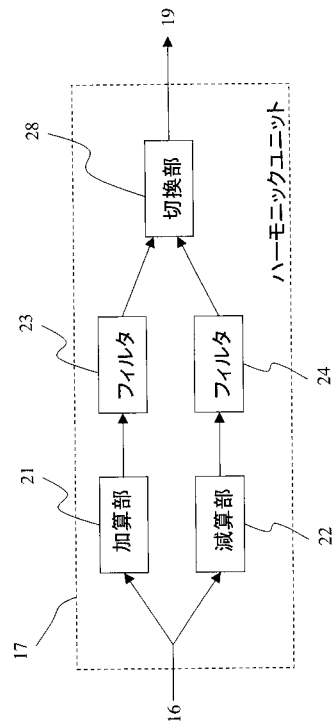
【図 4】



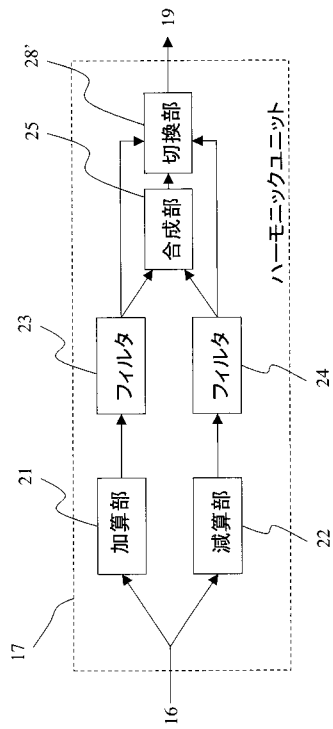
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 1 7 8 8 2 4 (J P , A)
国際公開第 0 0 / 0 7 2 7 5 5 (W O , A 1)
特開平 0 9 - 1 3 1 3 4 4 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 0 0 4 3 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

G06T 1/00

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP4744727B2	公开(公告)日	2011-08-10
申请号	JP2001170485	申请日	2001-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸 哲也		
发明人	川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	G01S7/52026 G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB23 4C301/DD15 4C301/EE01 4C301/EE07 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/GB34 4C301/HH01 4C301/HH07 4C301/HH11 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH46 4C301/HH51 4C301/JB29 4C301/JB38 4C301/JB50 4C301/JC14 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DD18 4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GB01 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB22 4C601/GB42 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH14 4C601/HH31 4C601/HH35 4C601/JB01 4C601/JB21 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB60 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/LL27 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/DC32 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA12 5L096/CA22 5L096/EA05 5L096/GA55		
代理人(译)	堀口博		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2002360569A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过更有效地仅检测必要的谐波分量来产生高分辨率和低伪影的超声图像的超声诊断设备。在谐波单元17中，通过提供减法单元22仅提取奇次谐波分量，在通过滤波器24去除基波分量之后，通过组合单元25将其与偶次谐波分量组合。

