

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5469983号
(P5469983)

(45) 発行日 平成26年4月16日 (2014. 4. 16)

(24) 登録日 平成26年2月7日 (2014. 2. 7)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-230096 (P2009-230096)
 (22) 出願日 平成21年10月2日 (2009. 10. 2)
 (65) 公開番号 特開2011-72740 (P2011-72740A)
 (43) 公開日 平成23年4月14日 (2011. 4. 14)
 審査請求日 平成24年7月11日 (2012. 7. 11)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 雨宮 慎一

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の1 2 7
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 杉田 翠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記正相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信部と、

前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号と、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号とを加算する信号処理部とを備え、

前記第一超音波パルス、前記第二超音波パルス及び前記第三超音波パルスは、加算すると相殺し合う関係にあることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記逆相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信部と、

前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号とを加算するとともに、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号を減算する信号処理部とを備え、

前記第一超音波パルス、前記第二超音波パルス及び前記第三超音波パルスは、前記第

20

一超音波パルスと前記第二超音波パルスとを加算するとともに、前記第三超音波パルスを減算すると、相殺し合う関係にあることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記正相基本波及び前記逆相基本波は、加算すると相殺し合う関係にあることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

コンピュータに、

所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記正相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信機能と、

10

前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号と、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号とを加算する信号処理機能とを実行させ、

前記第一超音波パルス、前記第二超音波パルス及び前記第三超音波パルスは、加算すると相殺し合う関係にあることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 5】

コンピュータに、

所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記逆相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信機能と、

20

前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号とを加算するとともに、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号を減算する信号処理機能とを実行させ、

前記第一超音波パルス、前記第二超音波パルス及び前記第三超音波パルスは、前記第一超音波パルスと前記第二超音波パルスとを加算するとともに、前記第三超音波パルスを減算すると、相殺し合う関係にあることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波が生体組織内を伝播する際に発生する高調波信号を画像化する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを体表面に当てながら生体組織へ超音波パルスを送信し、そのエコー信号に基づいて超音波画像を作成する。このような超音波診断装置において、前記超音波プローブから生体組織に送信した超音波パルスのエコー信号に含まれる高調波を利用して超音波画像を作成する超音波診断装置がある。エコー信号に含まれる高調波（特に二次高調波）を抽出する手法の一つとして、パルスインバージョン法がある。このパルスインバージョン法においては、第一超音波パルスと、この第一超音波パルスとは極性を反転させた第二超音波パルスとを送信し、前記第一超音波パルスに対する第一エコー信号と、前記第二超音波パルスに対する第二エコー信号とを加算することにより、基本波がキャンセルされ、高調波が抽出される（例えば、特許文献 1 参照）。

40

【0003】

ところで、従来のパルスインバージョン法では、エコー信号に含まれる高調波の強度は基本波と比較して小さく、良質な画像を得ることが困難である。そこで、従来のパルスインバージョン法よりも強度が大きい高調波を得るべく、基本波と高調波とを重畳した一組の超音波パルスを送信し、そのエコー信号を加算するという手法がある（例えば、特許文

50

献 2 参照)。前記一組の超音波パルスのうち、一の超音波パルスは、所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる超音波パルスである。また、他のパルスは、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる超音波パルスである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2002 - 369817 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 88520 号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、上述の基本波と高調波とを重畳した一組の超音波パルスを送信する手法では、体表面から遠い部分（生体組織内において比較的深い部分）については、従来のパルスインバージョン法よりも強度の大きい高調波を抽出することはできるものの、体表面から遠く離れていない部分（生体組織内において比較的浅い部分）については、エコー信号として互いに位相が 180° 異なる基本波が得られるので、これらのエコー信号を加算すると互いに相殺しあうことになる。従って、体表面から遠く離れていない部分の画像が悪化するというおそれがある。

【0006】

20

本発明が解決しようとする課題は、二次高調波に基づいて作成された画像の画質を、生体組織内における深さ方向の広範囲にわたって良好にすることができる超音波診断装置及びその制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第 1 の観点の発明は、所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記正相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信部と、前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号と、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号とを加算する信号処理部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0008】

第 2 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記第一超音波パルス、前記第二超音波パルス及び前記第三超音波パルスは、加算すると相殺し合う関係にあることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

第 3 の観点の発明は、所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記逆相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信部と、前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号とを加算するとともに、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号を減算する信号処理部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0010】

第 4 の観点の発明は、第 3 の観点の発明において、前記第一超音波パルス、前記第二超音波パルス及び前記第三超音波パルスは、前記第一超音波パルスと前記第二超音波パルスとを加算するとともに、前記第三超音波パルスを減算すると、相殺し合う関係にあることを特徴とする超音波診断装置である。

50

【 0 0 1 1 】

第5の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記正相基本波及び前記逆相基本波は、加算すると相殺し合う関係にあることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 2 】

第6の観点の発明は、コンピュータに、所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記正相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信機能と、前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号と、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号とを加算する信号処理機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

10

【 0 0 1 3 】

第7の観点の発明は、コンピュータに、所定の正相高調波とは逆相である逆相高調波と正相基本波とを重畳してなる第一超音波パルスと、前記正相基本波とは逆相である逆相基本波と前記逆相高調波とを重畳してなる第二超音波パルスと、前記逆相高調波と同相で同じ周波数である第三超音波パルスとを送信する送信機能と、前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号とを加算するとともに、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号を減算する信号処理機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、体表面から遠く離れていない部分については、前記第一エコー信号と前記第二エコー信号と前記第三エコー信号について、前記信号処理部で処理（加算或いは減算）することにより、互いに位相が 180° 異なる基本波である前記第一エコー信号及び前記第二エコー信号は互いに相殺されるものの、高調波からなる第三エコー信号が残るので、この高調波に基づく画像を作成することができる。従って、体表面から遠く離れていない部分については、基本波と高調波とを重畳した一組の超音波パルスを送信する従来の手法と比べて画質を良好にすることができる。

30

【 0 0 1 5 】

また、体表面から遠い部分については、前記第一エコー信号及び前記第二エコー信号を加算することによりそれぞれに含まれる基本波が相殺されて高調波が抽出される。ここで、前記第一超音波パルスは正相基本波と逆相高調波とを重畳した超音波パルスであり、また前記第二超音波パルスは、逆相基本波と逆相高調波とを重畳した超音波パルスである。このように、前記第一超音波パルス及び前記第二超音波パルスは、基本波と高調波とを重畳した超音波パルスなので、前記第一エコー信号及び前記第二エコー信号に含まれる高調波は、基本波を送信することによって得られるエコー信号に含まれる高調波よりも強度が大きい。このようなことから、第一エコー信号と第二エコー信号とを加算して得られる高調波の強度は、互いに位相が 180° 異なる二つの基本波を送信する従来のパルスインバージョン法で得られる高調波の強度よりも大きい。従って、前記第一エコー信号、前記第二エコー信号及び前記第三エコー信号を加算することにより得られた高調波の強度は、従来のパルスインバージョン法よりも大きいものとなるので、体表面から遠い部分については、従来のパルスインバージョン法と比べて画質が良好になる。

40

【 0 0 1 6 】

以上より、本発明によれば、生体組織内における深さ方向の広範囲にわたって従来よりも強度の大きい高調波に基づく画像を作成することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

50

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の一例の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】第一実施形態の超音波診断装置におけるエコー処理部の詳細を示す図である。

【図 3】第一超音波パルスの説明図である。

【図 4】第二超音波パルスの説明図である。

【図 5】第三超音波パルスの説明図である。

【図 6】基本波からなる超音波パルスを生体組織に送信して得られるエコー信号の説明図である。

【図 7】第一超音波パルス、第二超音波パルス及び第三超音波パルスの関係を説明するための図である。

10

【図 8】第一超音波パルス、第二超音波パルス及び第三超音波パルスを送信して得られるエコー信号の説明図である。

【図 9】浅部で得られたエコー信号の加算を説明するための図である。

【図 10】深部で得られたエコー信号の加算を説明するための図である。

【図 11】第二実施形態における第三超音波パルスを示す図である。

【図 12】第二実施形態における第一超音波パルス、第二超音波パルス及び第三超音波パルスの関係を説明するための図である。

【図 13】第二実施形態におけるエコー処理部の詳細を示す図である。

【図 14】第二実施形態において、浅部で得られたエコー信号の加算及び減算を説明するための図である。

20

【図 15】第二実施形態において、深部で得られたエコー信号の加算及び減算を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図 1～図 10 に基づいて説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、エコー信号処理部 4、画像処理部 5、表示部 6、制御部 7 及び操作部 8 を備える。

【0019】

30

前記超音波プローブ 2 は、生体組織に対して超音波パルスを送信し、そのエコー信号を受信する。また、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を所定のスキャンパラメータで駆動させてスキャン面を走査させる。この送受信部 3 は、後述の第一超音波パルス P11、第二超音波パルス P12 及び第三超音波パルス P13 が送信されるように、前記超音波プローブ 2 に対して駆動信号を出力する。前記超音波プローブ 2 及び前記送受信部 3 は、本発明における送信部の実施の形態の一例である。また、前記第一超音波パルス P11、前記第二超音波パルス P12 及び前記第三超音波パルス P13 の送信機能は、本発明における送信機能の実施の形態の一例である。

【0020】

また、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコー信号を前記エコー信号処理部 4 へ出力する。

40

【0021】

前記エコー信号処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行い、またエコー信号の高調波を抽出する。前記エコー信号処理部 4 は、図 2 に示すように、前記第一超音波パルスのエコー信号として得られる第一エコー信号 Ec1 と、前記第二超音波パルスのエコー信号として得られる第二エコー信号 Ec2 と、前記第三超音波パルスのエコー信号として得られる第三エコー信号 Ec3 との加算を行なうことにより、高調波を抽出する(信号処理機能)。詳細は後述する。前記エコー信号処理部 4 は、本発明における信号処理部の実施の形態の一例であ

50

り、また信号処理機能は本発明における信号処理機能の実施の形態の一例である。

【0022】

前記画像処理部5は、DSC(Digital Scan Converter)を含んで構成され、前記エコー信号処理部4で抽出された高調波を、前記表示部6に画像として表示するための画像データに変換する。そして、前記表示部6には、高調波に基づく組織画像であるティッシュハーモニック画像(Tissue Harmonic Imaging)が表示される。

【0023】

前記制御部7は、CPU(Central Processing Unit)で構成され、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、前記送信機能及び信号処理機能を始めとする前記超音波診断装置1の各部における機能を実行させる。また、前記操作部8は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス(図示省略)などを含んで構成されている。

【0024】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。まず、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2から超音波パルスを送信させる。送信される超音波パルスは、図3に示す第一超音波パルスP11、図4に示す第二超音波パルスP12、図5に示す第三超音波パルスP13である。前記送受信部3は、前記各超音波パルスP11、P12、P13を順番に送信させる。ただし、送信の順番は問わないものとする。

【0025】

前記各超音波パルスP11、P12、P13について詳しく説明する。ちなみに、図3～図5には、単純化された波形が示されているものとする。なお、超音波パルス及びエコー信号は実際には縦波であるが、本願の図においては説明の便宜上横波で示す。

【0026】

まず、前記第一超音波パルスP11について説明すると、この第一超音波パルスP11は、図3に示すように、音圧が高から低に変化する(前半の半サイクルが正)正相基本波Wp1とこの正相基本波Wp1の2倍の周波数で音圧が低から高に変化する(前半の半サイクルが負)逆相二次高調波Wn2(振幅が前記正相基本波Wp1の三分の一)とを重畳してなる。前記正相基本波Wp1は、本発明における正相基本波の実施の形態の一例である。また、前記逆相二次高調波Wn2は、本発明における逆相高調波の実施の形態の一例である。

【0027】

ここで、前記逆相二次高調波Wn2について説明する。一般的に、図6に示すような基本波Wp1からなる超音波パルスを生体組織に送信すると、エコー信号Ec4のような波形が得られる。このエコー信号Ec4は、二次高調波Wp2'と基本波Wp1とが重畳された信号である。そして、前記逆相二次高調波Wn2は、前記エコー信号Ec4に含まれる前記二次高調波Wp2'とは逆相の二次高調波になっている。前記二次高調波Wp2'は、本発明における正相高調波の実施の形態の一例である。すなわち、本発明における正相高調波は、基本波からなる超音波パルスを生体組織へ送波して得られるエコー信号に含まれる高調波である。

【0028】

また、前記第二超音波パルスP12は、図4に示すように前記正相基本波Wp1とは逆相の逆相基本波Wn1(前記正相基本波Wp1と周波数及び振幅は同じ)と、前記逆相二次高調波Wn2とを重畳してなる。前記逆相基本波Wn1は、本発明における逆相基本波の実施の形態の一例である。さらに、前記第三超音波パルスP13は、図5に示すように前記二次高調波Wp2'と同相で同じ周波数である正相二次高調波Wp2からなる。

【0029】

ちなみに、前記正相基本波Wp1と前記逆相基本波Wn1は、加算すると相殺し合う関係にある。また、前記正相二次高調波Wp2は、前記逆相二次高調波Wn2の振幅の二倍になっている。

【 0 0 3 0 】

前記第一超音波パルス P_{11} 、前記第二超音波パルス P_{12} 及び前記第三超音波パルス P_{13} は、図 7 に示すように、これら各超音波パルス P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} の加算を行なうと ($P_{11} + P_{12} + P_{13}$)、これら各超音波パルス P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} 同士で相殺しあう関係になっている。

【 0 0 3 1 】

次に、前記第一超音波パルス P_{11} に対する前記第一エコー信号 E_{c1} 、前記第二超音波パルス P_{12} に対する前記第二エコー信号 E_{c2} 及び前記第三超音波パルス P_{13} に対する前記第三エコー信号 E_{c3} の処理について説明する。前記各エコー信号 E_{c1} 、 E_{c2} 、 E_{c3} は、それぞれ前記送受信部 3 において整相加算処理等の信号処理がされ、前記エコー信号処理部 4 へ出力される。このエコー信号処理部 4 では、前記各エコー信号 E_{c1} 、 E_{c2} 、 E_{c3} について B モード処理を行ない、また前記各エコー信号 E_{c1} 、 E_{c2} 、 E_{c3} の加算を行なう ($E_{c1} + E_{c2} + E_{c3}$)。

【 0 0 3 2 】

ここで、加算を行なう前における前記各エコー信号 E_{c1} 、 E_{c2} 、 E_{c3} について図 8 に基づいて説明する。なお、前記各エコー信号 E_{c1} 、 E_{c2} 、 E_{c3} は被検体内において減衰の影響を受けるが、図 8 においては、前記各エコー信号 E_{c1} 、 E_{c2} 、 E_{c3} は、減衰の影響を無視して、前記拡張音波パルス P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} と同じ振幅で示され、また浅部 S_p 及び深部 D_p とともに同じ振幅で示されている。

【 0 0 3 3 】

図 8 に示すように、生体組織内において体表面から遠く離れていない部分である浅部 S_p では、前記第一エコー信号 E_{c1} として基本波からなる第一エコー信号 E_{c1s} が得られる。また、生体組織内において体表面から遠く離れた部分である深部 D_p では、前記第一エコー信号 E_{c1} として、基本波と二次高調波とを重畳した波形の第一エコー信号 E_{c1d} が得られる。

【 0 0 3 4 】

また、前記第二エコー信号 E_{c2} については、前記浅部 S_p においては、前記第一エコー信号 E_{c1s} とは逆相の基本波からなる第二エコー信号 E_{c2s} が得られる。そして、前記深部 D_p においては、基本波と二次高調波とを重畳した波形の第二エコー信号 E_{c2d} が得られる。

【 0 0 3 5 】

さらに、前記第三エコー信号 E_{c3} については、前記浅部 S_p 及び前記深部 D_p において、第三エコー信号 E_{c3s} 、 E_{c3d} がそれぞれ得られる。図 8 においては、前記第三エコー信号 E_{c3s} 、 E_{c3d} は、二次高調波のみしか示されていないが、実際にはその二倍の周波数であって伝搬によって発生した四次高調波等も含まれている。

【 0 0 3 6 】

前記各エコー信号 E_{c1} 、 E_{c2} 、 E_{c3} の加算について説明する。前記浅部 S_p においては、図 9 に示すように、前記各エコー信号 E_{c1s} 、 E_{c2s} 、 E_{c3s} を加算して得られる信号 S_1 は、前記第一エコー信号 E_{c1s} と前記第二エコー信号 E_{c2s} とが相殺されて、前記第三エコー信号 E_{c3s} からなる信号である。従って、前記浅部 S_p においては、二次高調波からなる信号 S_1 に基づいて作成された画像が前記表示部 7 に表示される。従って、前記浅部 S_p については、基本波と高調波とを重畳した一組の超音波パルスを送信する上記従来の手法と比べて画質を良好にすることができる。

【 0 0 3 7 】

前記深部 D_p においては、図 10 に示すように、前記各エコー信号 E_{c1d} 、 E_{c2d} 、 E_{c3d} を加算すると、前記第一エコー信号 E_{c1d} に含まれる基本波と前記第二エコー信号 E_{c2d} に含まれる基本波とが相殺され、二次高調波が抽出される。このように、前記第一エコー信号 E_{c1d} 、前記第二エコー信号 E_{c2d} 及び前記第三エコー信号 E_{c3d} を加算することにより得られた信号 S_2 は二次高調波からなり、前記深部 D_p においてはこの二次高調波に基づいて作成された画像が前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 3 8 】

ちなみに、前記第一エコー信号 E_{c1d} に含まれる二次高調波の強度は、前記第一超音波パルス P_{l1} が、前記正相基本波 W_{p1} と前記逆相二次高調波 W_{n2} とを重畳したものであり、基本波と高調波との重畳波形になっているので、基本波を生体組織に送信して得られるエコー信号に含まれる二次高調波よりも強度が大きい。また、前記第二エコー信号 E_{c2d} に含まれる二次高調波の強度は、前記第二超音波パルス P_{l2} が、前記逆相基本波 W_{n1} と前記逆相二次高調波 W_{n2} とを重畳したものであり、前記第一超音波パルス P_{l1} と同様に基本波と高調波との重畳波形になっているので、基本波を生体組織に送信して得られるエコー信号に含まれる二次高調波よりも強度が大きい。このようなことから、前記第一エコー信号 E_{c1d} 及び前記第二エコー信号 E_{c2d} とを加算して得られる高調波の強度は、従来のパルスインバージョン法で得られる高調波の強度よりも大きい。従って、前記第一エコー信号 E_{c1d} 、前記第二エコー信号 E_{c2d} 及び前記第三エコー信号 E_{c3d} を加算することにより得られた高調波の強度は、従来のパルスインバージョン法よりも大きいものとなるので、前記深部 D_p については、従来のパルスインバージョン法と比べて画質が良好になる。

10

【 0 0 3 9 】

以上より、本例によれば、前記浅部 S_p から前記深部 D_p まで、生体組織内における深さ方向の広範囲にわたって良好な画質のティッシュハーモニック画像を得ることができる。

【 0 0 4 0 】

20

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図 11 ~ 図 15 に基づいて説明する。本例では、前記送受信部 3 は、送信パルスとして、前記第一超音波パルス P_{l1} 及び前記第二超音波パルス P_{l2} の他、図 11 に示す高調波 W_{n2}' からなる第三超音波パルス P_{l3}' を前記超音波プローブ 2 から送信させる。

【 0 0 4 1 】

前記第三超音波パルス P_{l3}' は、前記逆相二次高調波 W_{n2} と同相で同じ周波数である逆相二次高調波 W_{n2}' からなる。この逆相二次高調波 W_{n2}' は、前記逆相二次高調波 W_{n2} の振幅の二倍の振幅を有する。そして、このような第三超音波パルス P_{l3}' と、前記第一超音波パルス P_{l1} 及び前記第二超音波パルス P_{l2} は、図 12 に示すように、これら第一超音波パルス P_{l1} 及び第二超音波パルス P_{l2} を加算するとともに、前記第三超音波パルス P_{l3}' を減算すると (すなわち、 $P_{l1} + P_{l2} - P_{l3}'$)、これら各超音波パルス P_{l1} 、 P_{l2} 、 P_{l3}' 同士で相殺しあう関係になっている。

30

【 0 0 4 2 】

前記各超音波パルス P_{l1} 、 P_{l2} 、 P_{l3}' を送信して得られた第一エコー信号 E_{c1} 、第二エコー信号 E_{c2} 及び第三エコー信号 E_{c3}' は、第一実施形態と同様に前記送受信部 3 において整相加算処理等の信号処理がされ、前記エコー処理部 4 において B モード処理がされる。

【 0 0 4 3 】

また、前記エコー処理部 4 において、本例では、図 13 に示すように、前記第一エコー信号 E_{c1} と前記第二エコー信号 E_{c2} とを加算するとともに、前記第三エコー信号 E_{c3}' を減算する (すなわち、 $E_{c1} + E_{c2} - E_{c3}'$)。具体的に図 14 及び図 15 に基づいて説明する。まず、前記浅部 S_p においては、図 14 に示すように、第一エコー信号 E_{c1s} と前記第二エコー信号 E_{c2s} とを加算するとともに、前記第三エコー信号 E_{c3s}' を減算して得られる信号 S_1 は、前記第一エコー信号 E_{c1s} と前記第二エコー信号 E_{c1s} とが相殺されて、前記第三エコー信号 E_{c3s}' とは逆相の二次高調波からなる信号になる。従って、第一実施形態と同様に、二次高調波からなる信号 S_1 に基づいて作成された画像が前記表示部 7 に表示される。

40

【 0 0 4 4 】

また、前記深部 D_p においては、図 15 に示すように、第一エコー信号 E_{c1d} と前記

50

第二エコー信号 $E c 2 d$ とを加算するとともに、前記第三エコー信号 $E c 3 d'$ を減算すると、前記第一エコー信号 $E c 1 d$ に含まれる基本波と前記第二エコー信号 $E c 2 d$ に含まれる基本波とが相殺され、二次高調波が抽出される。このように、第一エコー信号 $E c 1 d$ と前記第二エコー信号 $E c 2 d$ とを加算するとともに、前記第三エコー信号 $E c 3 d'$ を減算して得られた信号 $S 2$ は、第一実施形態と同様に二次高調波からなり、前記深部 $D p$ においてもこの二次高調波に基づいて作成された画像が前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 4 5 】

なお、図 1 4 及び図 1 5 において、前記第三エコー信号 $E c 3 s'$, $E c 3 d'$ は、二次高調波のみしか示されていないが、実際にはその二倍の高調波であって伝播により発生した四次高調波等も含まれる。

10

【 0 0 4 6 】

以上、本例によっても、第一実施形態と同様に、前記浅部 $S p$ から前記深部 $D p$ まで、生体組織内における深さ方向の広範囲にわたって良好な画質のティッシュハーモニック画像を得ることができる。

【 0 0 4 7 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、高調波が発生しない生体組織のごく浅い部分においてもハーモニック画像を作成するため、従来のパルスインバージョン法においては、超音波の送受信のゲインやタイミングを変えることがあるが、本発明においてもこれを適用し、送信される超音波パルスの振幅、ゲイン及びタイミングのいずれかを

20

【 符号の説明 】

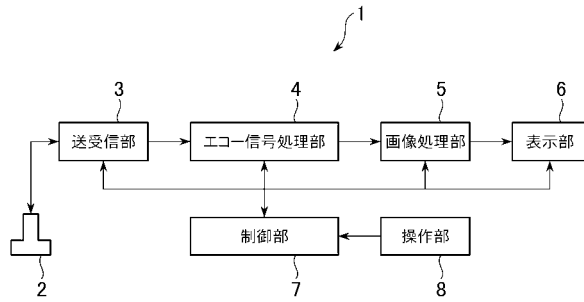
【 0 0 4 8 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ（送信部）
- 3 送受信部（送信部）
- 4 エコー信号処理部（信号処理部）
- P 1 1 第一超音波パルス
- P 1 2 第二超音波パルス
- P 1 3 , P 1 3' 第三超音波パルス
- E c 1 第一エコー信号
- E c 2 第二エコー信号
- E c 3 , E c 3' 第三エコー信号
- W p 1 正相基本波
- W n 1 逆相基本波
- W p 2 正相二次高調波
- W n 2 逆相二次高調波
- 5 2 弾性画像データ作成部

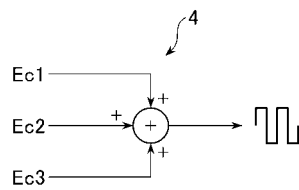
30

40

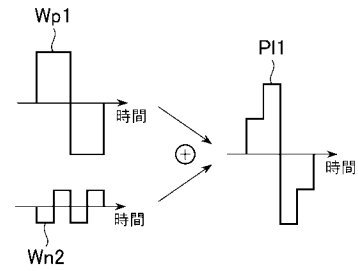
【図 1】



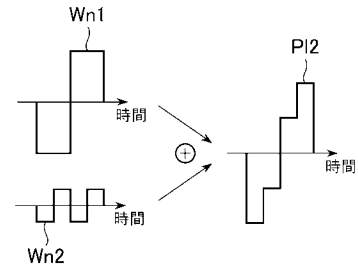
【図 2】



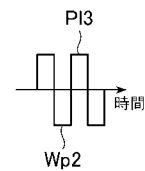
【図 3】



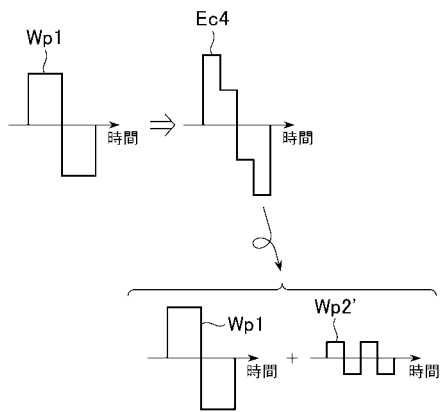
【図 4】



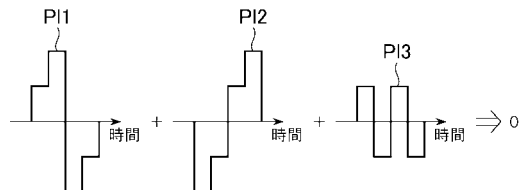
【図 5】



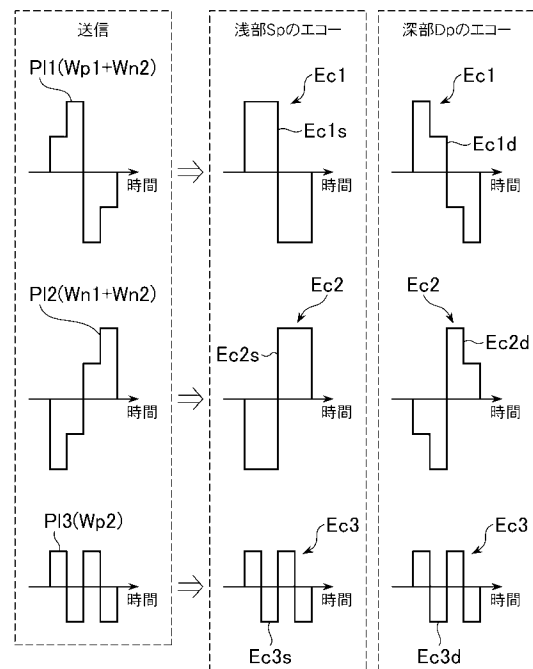
【図 6】



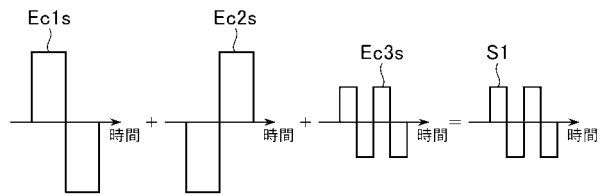
【図 7】



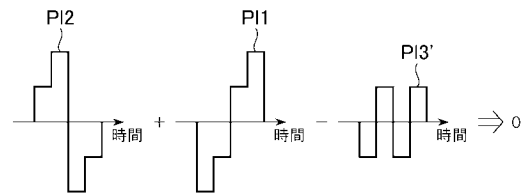
【図 8】



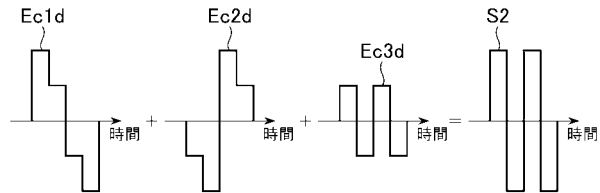
【図 9】



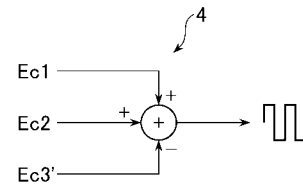
【図 12】



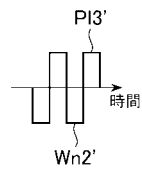
【図 10】



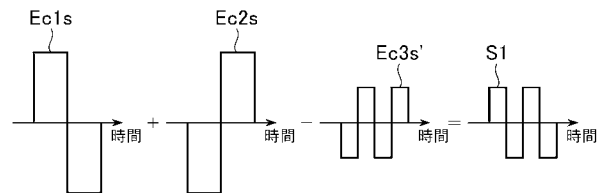
【図 13】



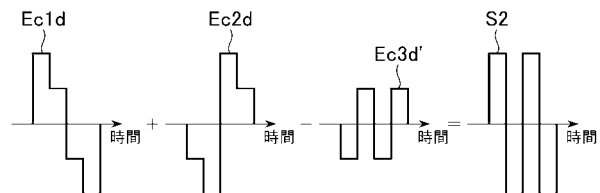
【図 11】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-152177(JP,A)
特開2004-209246(JP,A)
特開2001-299764(JP,A)
東隆 他,パルストリプレット法を用いた新規造影法の検討,超音波医学,(社)日本超音波医学会,第32巻,S282

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B8/00-8/15
G01N29/00-29/02
29/04-29/06
29/09
29/12-29/26
29/28-29/30
29/38
29/44
JSTPlus(JDreamIII)
JMEDPlus(JDreamIII)

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5469983B2	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	JP2009230096	申请日	2009-10-02
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宮慎一		
发明人	雨宮 慎一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/DE14 4C601/EE03 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/JB45		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2011072740A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备及其控制程序，其能够改善在活组织中在深度方向上的宽范围内基于二次谐波产生的图像的图像质量。
 解决方案：通过叠加负相基波 W_{p1} 和具有与预定正相谐波相反的相位的负相二次谐波 W_{n2} 获得的第一超声脉冲 P_{I1} ，通过将反相基波 W_{n1} 和反相二次谐波 W_{n2} 彼此叠加而获得的第二超声波脉冲 P_2 和具有与正相位谐波相同的频率和相同频率的第二超声波脉冲 P_2 ， P_1 和信号处理单元，用于将第一回波信号 E_{c1} ，第二回波信号 E_{c2} 和第三回波信号 E_{c3} 相互相加。点域8

