

(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2008-109951
(P2008-109951A)

(43) 公開日 平成20年5月15日(2008.5.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

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 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-292983 (P2006-292983)
(22) 出願日 平成18年10月27日(2006.10.27)

(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
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

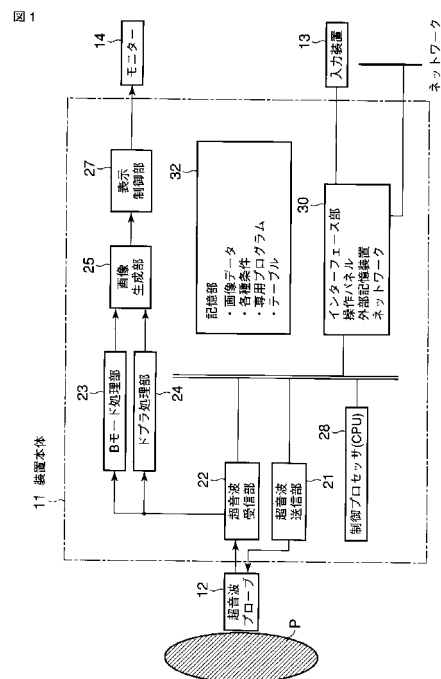
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波送信制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 ハーモニック成分を映像化する場合において、近距離から遠距離まで高い距離分解能で多重化の無い画像を取得することができる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】 波形が時間軸で見ると偶対称となるような超音波送信を行うことで、DCハーモニック成分と二次ハーモニック成分とを同一位相で発生させ、相互に重なり合うようにする。これにより、二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分とから構成される融合ハーモニック成分を、その中心付近にピークを持つ理想的なスペクトラム分布にすることができる。この融合ハーモニック成分を用いた映像化を行うことで、近距離から遠距離まで高い距離分解能で多重化の無い画像を取得することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

供給される駆動信号に基づいて超音波を被検体に送信し、当該被検体からの反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する送信手段と、

前記被検体からの反射波に含まれる二次ハーモニック成分と DC ハーモニック成分とが重なり合うような超音波が前記超音波プローブから送信されるように、前記超音波プローブに供給される前記駆動信号を制御する制御手段と、

前記エコー信号に含まれるハーモニック成分に基づいて、超音波画像を生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、前記二次ハーモニック成分と前記 DC ハーモニック成分とが同位相となるように、前記超音波プローブに供給される前記駆動信号を制御する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】

前記制御手段は、前記超音波プローブから送信される超音波が時間に関して偶対称な波形となるように、前記超音波プローブに供給される前記駆動信号を制御する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 4】

前記超音波プローブは、前記二次ハーモニック成分及び前記 DC ハーモニック成分を含む帯域を有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

超音波診断装置において用いられる超音波送信制御プログラムであって、

前記超音波診断装置に内蔵されるコンピュータに、

被検体への送信超音波に起因して得られる反射波に含まれる二次ハーモニック成分と DC ハーモニック成分とが重なり合うように、前記送信超音波の波形を決定させる決定機能と、

前記決定された波形を発生するための駆動信号を生成させる信号生成機能と、

前記駆動信号を超音波プローブに供給することで、前記被検体に対し前記超音波プローブから超音波を送信させる送信機能と、

を具備することを特徴とする超音波送信制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ハーモニック成分を映像化することができる超音波診断装置及び超音波診断装置に用いられる超音波送信制御プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は生体内情報の超音波画像を取得し表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。係る特性から、超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管などの診断に利用されている。

40

【0003】

この様な超音波診断装置では、近年、ハーモニック成分を用いた映像化（ハーモニック映像化）が行われている。これは、超音波の被検体内伝播に伴って発生するハーモニック成分（高調波成分）又は媒体（すなわち造影剤）の非線形的な振る舞いに起因して発生するハーモニック成分を強調し映像化するものである。このハーモニック映像化は、受信ピ

50

ームの方位分解能を向上させることから、ノイズの少ない超音波画像を取得し得る技術の一つとして注目されている。

【0004】

図6は、従来の二次ハーモニック成分の映像化について説明するための図である。同図に示すように、帯域Rcを持つプローブによって受信された二次ハーモニック成分をフィルタ等で抽出し、これを映像化することで超音波画像を取得する。

【0005】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【非特許文献1】関伸之他、高周波パラメトリック音源による超音波映像、電子通信学会技術研究報告、1984年11月26日発行、第84巻、第206号、第35-40頁

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来の超音波診断装置を用いたハーモニック映像化においては、例えば次の様な問題がある。

【0007】

第1に、距離分解能が充分ではない場合がある。すなわち、図6に示したように、プローブ帯域Rcに含まれるハーモニック成分は、高周波側の二次ハーモニック成分のみであり、低周波側にはその成分を持たない。従って、結果的に狭帯域の信号を用いた映像化となり、十分な距離分解能を得ることができない。

20

【0008】

第2に、画像の劣化が生じる場合がある。すなわち、DCハーモニック成分(スペクトラム分布において周波数0の付近に出現するハーモニック成分)と二次ハーモニック成分との位相の打ち消し合いが発生すると、被検体表面から浅い領域では、図7に示すようにハーモニック成分が周波数軸上で二つのピークを持つようになる。その結果、画像上で二重化が発生し、画像の劣化を招くことになる。

【0009】

第3に、二次ハーモニック成分のみを映像化する場合には、深部感度が充分ではない。すなわち、一般に、被検体表面から浅い領域は比較的高周波成分によって映像化され、一方、被検体表面から深い領域は比較的低周波成分によって映像化される。被検体表面から深い領域から得られる二次ハーモニック成分は、生体減衰により図8に示すように相対的に小さくなるため、深部感度が充分でない場合がある。

30

【0010】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、ハーモニック成分を映像化する場合において、被検体表面の近距離から遠距離まで高い距離分解能で多重化の無い画像を取得することができる超音波診断装置及び超音波診断装置に用いられる超音波送信制御プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

40

【0012】

本発明の第1の視点は、供給される駆動信号に基づいて超音波を被検体に送信し、当該被検体からの反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する送信手段と、前記被検体からの反射波に含まれる二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分とが重なり合うような超音波が前記超音波プローブから送信されるように、前記超音波プローブに供給される前記駆動信号を制御する制御手段と、前記エコー信号に含まれるハーモニック成分に基づいて、超音波画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

本発明の第2の視点は、超音波診断装置において用いられる超音波送信制御プログラム

50

であって、前記超音波診断装置に内蔵されるコンピュータに、被検体への送信超音波に起因して得られる反射波に含まれる二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分とが重なり合うように、前記送信超音波の波形を決定させる決定機能と、前記決定された波形を発生するための駆動信号を生成させる信号生成機能と、前記駆動信号を超音波プローブに供給することで、前記被検体に対し前記超音波プローブから超音波を送信させる送信機能と、を具備することを特徴とする超音波送信制御プログラムである。

【発明の効果】

【0014】

以上本発明によれば、ハーモニック成分を映像化する場合において、被検体表面の近距離から遠距離まで高い距離分解能で多重化の無い画像を取得することができる超音波診断装置及び超音波診断装置に用いられる超音波送信制御プログラムを実現することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0016】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

【0017】

同図に示すように、本超音波診断装置10は、装置本体11、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14とから構成される。

20

【0018】

入力装置13には、オペレータからの各種指示・命令・情報、条件等の入力、関心領域(ROI)の設定などを行うためのトラックボール、スイッチ・ボタン、マウス、キーボードが設けられる。

【0019】

装置本体11には、超音波送信部21、超音波受信部22、Bモード処理部23、ドプラ処理部24、画像生成部25、表示制御部27、制御プロセッサ(CPU)28、インタフェース部29、記憶部32が設けられる。

30

【0020】

超音波プローブ12は、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての複数の超音波振動子を有する。複数の超音波振動子は並列され、プローブ12の先端に装備される。各超音波振動子は、供給される駆動信号(電圧パルス)に従ってそれぞれ所定のタイミングで超音波を発生する。各超音波振動子からの超音波はビームを形成し、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。各超音波振動子は、この反射波を受信しエコー信号を発生し、チャンネル毎に超音波受信部22に取り込まれる。

【0021】

なお、超音波プローブ12は、複数の超音波振動子が一方向に沿って配列された一次元アレイプローブ、複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列された二次元アレイプローブのいずれであってもよい。

40

【0022】

また、この超音波プローブ12は、送信超音波に起因して発生する二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分との双方を含む広帯域なもの(例えば、比帯域100%程度のもの)とする。ここで、DCハーモニック成分とは、スペクトラム分布において周波数0の付近に出現するハーモニック成分を意味する。また、二次ハーモニック成分とは、例えば周波数 f_1 の基本波を送信した場合に、スペクトラム分布において周波数 $2f_1$ の付近に出現するハーモニック成分を意味する。

【0023】

超音波送信部21は、超音波プローブ12に超音波送信のための駆動信号を供給する装

50

置である。特に、超音波送受信部 2 1 は、制御プロセッサ 2 8 の制御のもと、後述する広帯域送受信機能に従う処理（広帯域送受信処理）において、例えば時間軸に関して偶対称となるような波形を有する超音波が送信されるように、超音波プローブ 1 2 に供給する駆動信号を制御する。

【 0 0 2 4 】

超音波受信部 2 2 は、超音波プローブ 1 2 から受け取ったエコー信号をチャンネル毎に増幅し、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えた後、加算する。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、超音波受信ビームが形成される。また、この受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される（この指向性は、一般に「走査線」と呼ばれる）。加算後のエコー信号は、Bモード処理部 2 3 と、ドブラ処理部 2 4 に送られる。

10

【 0 0 2 5 】

Bモード処理部 2 3 は、図示しないが、対数変換器、包絡線検波回路、アナログデジタルコンバータ（A/D）から構成される。対数変換器は、エコー信号を対数変換する。包絡線検波回路は対数変換器からの出力信号の包絡線を検波する。この検波信号はアナログデジタルコンバータを介してデジタル化され、検波データとして出力される。

【 0 0 2 6 】

ドブラ処理部 2 4 は、周波数解析によりその解析結果や、フィルタを用いて血流成分を抽出し平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

20

【 0 0 2 7 】

画像生成部 2 5 は、Bモード処理部 2 3 から入力した走査線信号列で構成される検波データを用いてフレーム相関処理等を実行した後、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換することでBモード画像を生成する。また、画像生成部 2 5 は、ドブラ処理部 2 4 から入力した血流情報を用いて、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像を作成する。

【 0 0 2 8 】

表示制御部 2 7 は、画像生成部 2 5 から受け取った超音波画像と所定の情報（例えば文字情報、指定されたROI等）とを合成し、モニター 1 4 に送り出す。

【 0 0 2 9 】

制御プロセッサ 2 8 は、ユーザの入力装置 1 3 やネットワークを経由して入力されたモード選択、ROI設定、送信開始・終了等の各種指示に基づき、記憶部 3 2 に記憶された送受信条件、装置制御プログラム等を読み出し、これらに従って、当該超音波診断装置を静的又は動的に制御する。また、制御プロセッサ 2 8 は、記憶部 3 2 に記憶された専用プログラムを読み出し、これに従って、広帯域送受信機能を実現するように、超音波送受信部 2 1 等を制御する。

30

【 0 0 3 0 】

記憶部 3 2 は、制御プロセッサ 2 7 の制御のもと、Bモード処理部 2 3 やドブラ処理部 2 4 から受け取った信号データ（生データ）、画像生成部 2 5 から受け取った画像データ（静止画像、動画像）を記録する。また、記憶部 3 2 は、当該装置の制御プログラム、診断プロトコルや送受信条件等の各種データ群、広帯域送受信機能を実現するための専用プログラム、各送信条件と広帯域送受信を行うための波形情報とを対応付けたテーブル等を記憶する。

40

【 0 0 3 1 】

モニター 1 4 は、表示制御部 2 7 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を静止画像又は動画像として表示する。

【 0 0 3 2 】

（広帯域送受信機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する、広帯域送受信機能について説明する。この機能は、ハーモニック成分の映像化を行う場合、エコー成分に含まれる異なる次数のハーモニック成分が相互に重なり（干渉し）、その結果、広帯域の一周波数成分（ハーモニック成分

50

)が形成されるような送信を行うものである。本実施形態では、説明を具体的にするため、DCハーモニック成分と二次ハーモニック成分とが同位相重なり合い、その結果、広帯域の一周波数成分(ハーモニック成分)が形成されるような送信を行う場合を例とする。

【0033】

図2は、本広帯域送受信機能によって得られるエコー信号のスペクトラム分布の一例を示した図であり、本広帯域送受信機能の概念を説明するための図である。同図に示すように、本広帯域送受信機能によれば二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分とが、例えば周波数 f_1 付近で位相干渉し重なり合うことになる。その結果、二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分とから構成される融合ハーモニック成分は、図3に示すようになり、その中心付近にピークを持つ理想的なスペクトラム分布を持つようになる。

10

【0034】

このような広帯域送受信は、例えば次のようにして実現することができる。すなわち、DCハーモニック成分と二次ハーモニック成分とを用いて広帯域送受信を行う場合には、図4に例示するような波形が時間軸で見て偶対称(時間に関して偶対称)となるような超音波送信を行う。なお、波形が時間に関して偶対称とは、波形の中心での時間軸の反転に関して対称であることを意味する。

【0035】

これにより、DCハーモニック成分と二次ハーモニック成分とは同一位相で発生し、相互に干渉し重なり合うことになる。また、例えば一次ハーモニック成分と三次ハーモニック成分とを用いて広帯域送受信を行う場合には、波形が時間軸で見て奇対称(時間に関して奇対称)となるような超音波送信を行うことで、相互の重なり合いの部分の位相を同期させて発生させることができる。送信超音波の波形を時間軸で見て偶対称とするか奇対称とするかは、いずれの次数の高調波を重ね合わせるかに応じて、例えば入力装置13から選択できる。

20

【0036】

なお、本広帯域送受信によって得られるハーモニック成分は、例えばフェイズインバージョン法により抽出することができる。ここで、フェイズインバージョン法とは、例えば、同一方向に続けて2回の超音波送信(ただし、1回目と2回目の超音波の位相は反転している)を行うことで、一回目の超音波送信に起因する基本波成分と二回目の超音波送信に起因する基本波成分とを逆位相で発生させると共に、一回目の超音波送信に起因する二次ハーモニック成分と二回目の超音波送信に起因する二次ハーモニック成分とを同位相で発生させるものである。しかしながらこれに拘泥されず、例えばフェイズインバージョン法と類似の方法やフィルタ法によって抽出する様にしてもよい。

30

【0037】

(動作)

次に、本超音波診断装置1の受信感度均一送信処理における動作について説明する。

【0038】

図5は、本超音波診断装置1によって実行される広帯域送受信処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、入力装置13から患者情報等が入力され(ステップS1)、広帯域送受信が選択され送信条件が設定される(ステップS2)。制御プロセッサ28は、例えば設定された送受信条件等と記憶部32に格納されたテーブルとに基づいて、今回の広帯域送受信に用いる波形(時間軸で見て偶対称となるような波形)を決定する(ステップS3)。なお、この広帯域送受信に用いる波形は、所定の計算式等に従って決定するようにしてもよい。

40

【0039】

次に、制御プロセッサ28は、波形が時間軸で見て偶対称となるような超音波が各走査線につき位相を反転させながら連続的(例えば2回)に送信されるように、超音波送信部21を制御する(ステップS4)。この送信によって取得されるエコー信号は、超音波受信部22、Bモード処理部23において所定の処理を受け、画像生成部25に供給される。画像生成部25は、供給されたエコー信号に基づいて、超音波画像を生成する。モニタ

50

－ 14 は、生成された超音波画像を所定の形態で表示する（ステップ S5）。

【0040】

（効果）

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0041】

本超音波診断装置によれば、波形が時間軸で見て偶対称となるような超音波送信を行うことで、DCハーモニック成分と二次ハーモニック成分とを同一位相で発生させ、相互に重なり合うようにする。これにより、二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分とから構成される融合ハーモニック成分を、その中心付近にピークを持つ理想的なスペクトラム分布にすることができる。従って、この融合ハーモニック成分を用いることで、ハーモニック映像化において、被検体表面の近距離から遠距離まで高い距離分解能で多重化の無い画像を取得することができる。

10

【0042】

また、本超音波診断装置では、送信超音波の波形を時間軸で見て偶対称とするか奇対称とするかは、いずれの次数の高調波を重ね合わせるかに応じて、任意に選択することができる。従って、従来に比して自由度の高いハーモニック映像化を実現することができ、画像診断の質の向上に寄与することができる。

【0043】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

20

【0044】

本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0045】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

30

【産業上の利用可能性】

【0046】

以上本発明によれば、ハーモニック成分を映像化する場合において、被検体表面の近距離から遠距離まで高い距離分解能で多重化の無い画像を取得することができる超音波診断装置及び超音波診断装置に用いられる超音波送信制御プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0047】

40

【図1】図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。

【図2】図2は、本広帯域送受信機能によって得られるエコー信号のスペクトラム分布の一例を示した図である。

【図3】図3は、本広帯域送受信機能によって得られるエコー信号のスペクトラム分布の一例（二次ハーモニック成分とDCハーモニック成分とを融合したもの）を示した図である。

【図4】図4は、本広帯域送受信機能において用いられる送信超音波の波形の一例を示した図である。

【図5】図5は、本超音波診断装置1によって実行される広帯域送受信処理の流れを示し

50

たフローチャートである。

【図6】図6は、従来の二次ハーモニック成分の映像化について説明するための図である。

【図7】図7は、従来の二次ハーモニック成分の映像化について説明するための図である。

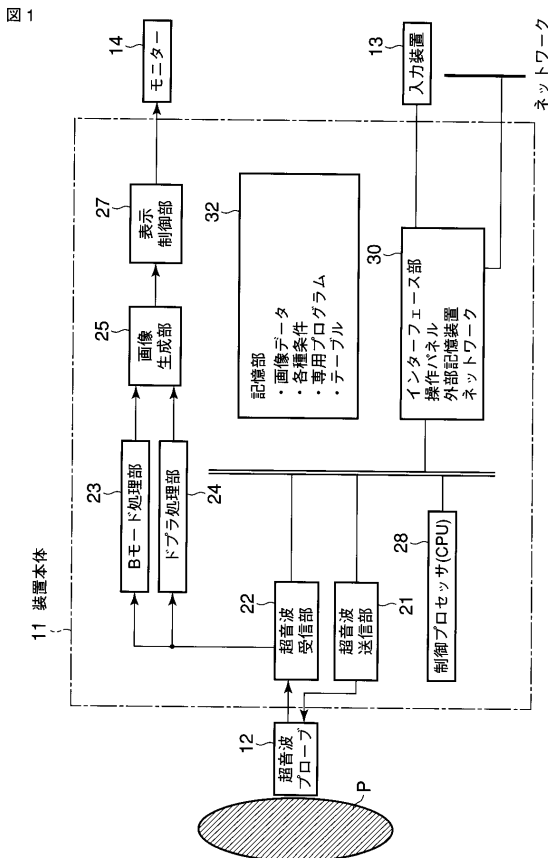
【図8】図8は、従来の二次ハーモニック成分の映像化について説明するための図である。

【符号の説明】

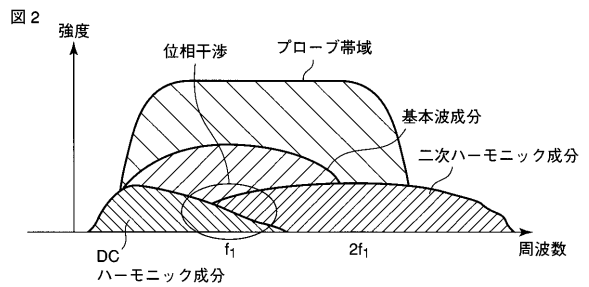
【0048】

10...超音波診断装置、11...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信部、22...超音波受信部、23...Bモード処理部、24...ドプラ処理部、25...画像生成部、27...表示制御部、28...制御プロセッサ(CPU)、29...インターフェース部、32...記憶部

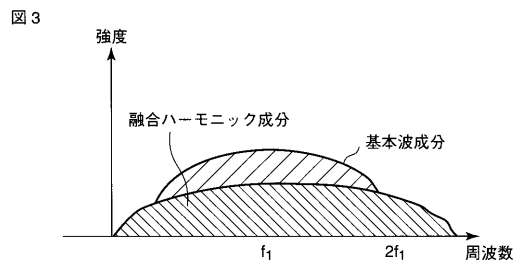
【図1】



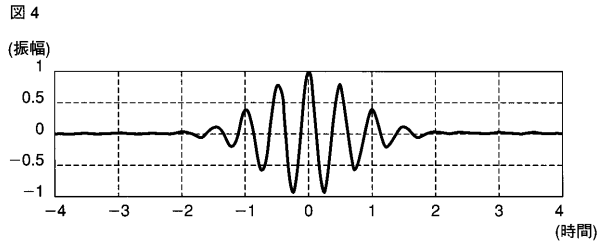
【図2】



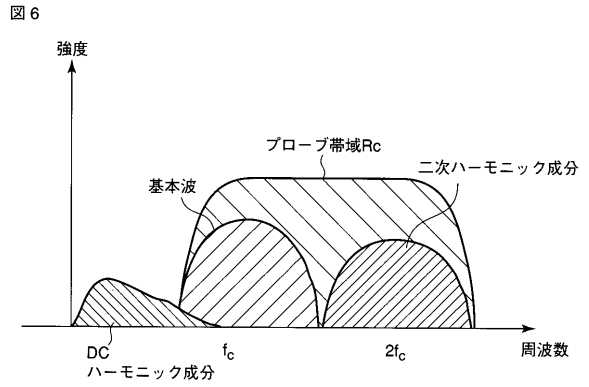
【図3】



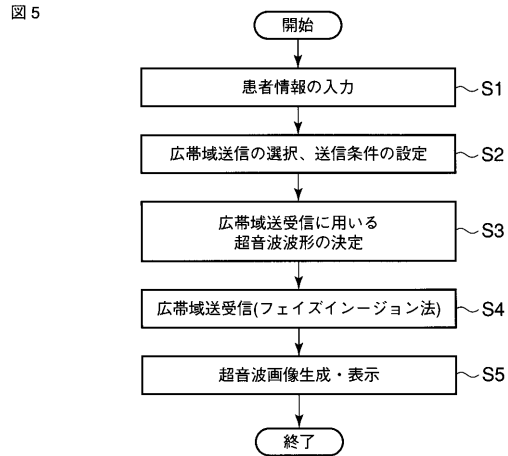
【 図 4 】



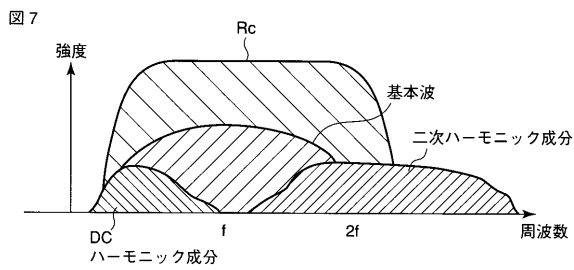
【 図 6 】



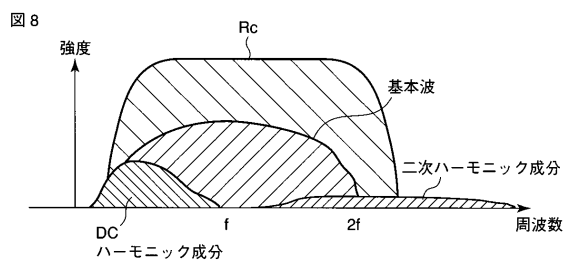
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 DE08 DE12 DE14 EE01 EE04 EE06 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和超声波传输控制程序		
公开(公告)号	JP2008109951A	公开(公告)日	2008-05-15
申请号	JP2006292983	申请日	2006-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	川岸哲也		
发明人	川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/5202		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/DE14 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP5366359B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备等，其能够在对谐波分量成像时无需从短距离到长距离以高距离分辨率多路复用地获取图像。 解决方案：通过执行超声波传输，使得在时间轴上观察时波形为偶数对称，则在同一相位中会产生直流谐波分量和二次谐波分量，从而使它们彼此重叠。 结果，由二次谐波分量和DC谐波分量组成的融合谐波分量可以具有在其中心附近具有峰值的理想频谱分布。 通过使用该融合谐波分量进行成像，可以在不以短距离到长距离以高距离分辨率进行复用的情况下获取图像。 [选型图]图1

