(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2014-108191
(P2014-108191A)
(43)公開日　平成26年6月12日(2014.6.12)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 8/00	(2006.01)	A61B 8/00		4C601

審査請求 未請求　請求項の数 7　ＯＬ　（全 23 頁）

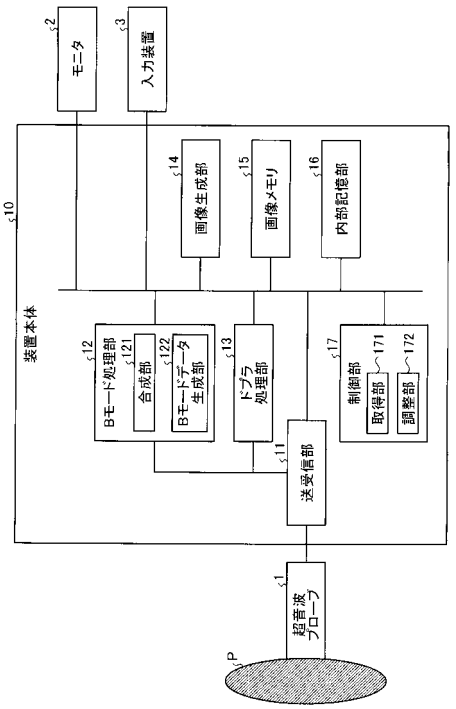
(21)出願番号　特願2012-263357 (P2012-263357)
(22)出願日　平成24年11月30日 (2012.11.30)

(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　100089118
弁理士　酒井　宏明
(72)発明者　掛江　明弘
栃木県大田原市下石上１３８５番地　東芝メディカルシステムズ株式会社内

Ｆターム(参考)　4C601 DE08 DE14 EE04 EE10 HH05 HH06 HH16 HH29 JB36 JB45 JB49 LL38

(54)【発明の名称】超音波診断装置及び制御プログラム

(57)【要約】
【課題】差音成分と２次高調波とを用いて得られる画像の画質を、周波数減衰特性の違いによらず安定化すること。
【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、取得部と、調整部と、送受信部と、合成部と、画像生成部とを備える。取得部は、撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報を取得する。調整部は、第１基本波の振幅と前記第１基本波の中心周波数より大きい中心周波数の第２基本波の振幅との比率を前記関連情報に応じて変更して、前記第１基本波と前記第２基本波との合成超音波の波形を調整する。送受信部は、前記合成超音波を、位相を反転させながら複数回送信させて、複数の反射波データを生成する。合成部は、前記複数の反射波データを合成して、差音成分と前記第１基本波の２次高調波成分とが抽出された合成データを生成する。画像生成部は、前記合成データを用いて、超音波画像データを生成する。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報を取得する取得部と、
第１基本波の振幅と前記第１基本波の中心周波数より大きい中心周波数の第２基本波の振幅との比率を前記関連情報に応じて変更して、前記第１基本波と前記第２基本波との合成超音波の波形を調整する調整部と、
前記合成超音波を、位相を反転させながら複数回送信させて、複数の反射波データを生成する送受信部と、
前記複数の反射波データを合成して、前記第１基本波と前記第２基本波との差音成分と前記第１基本波の２次高調波成分とが抽出された合成データを生成する合成部と、
前記合成データを用いて、超音波画像データを生成する画像生成部と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
帯域幅が最大となる合成データが得られる前記第１基本波の振幅と前記第２基本波の振幅との比率、又は、当該比率により前記第１基本波と前記第２基本波とを合成した波形を、周波数減衰係数と関連付けて記憶する記憶部、
を更に備え、
前記取得部は、前記関連情報として前記撮影部位の周波数減衰係数を取得し、
前記調整部は、前記取得部が取得した周波数減衰係数に対応する比率、又は、前記取得部が取得した周波数減衰係数に対応する波形を前記記憶部から特定し、
前記送受信部は、前記調整部が特定した比率により前記第１基本波と前記第２基本波とを合成した送信超音波、又は、前記調整部が特定した波形の送信超音波を送信させることを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記取得部は、前記撮影部位の周波数減衰係数の指定を操作者から受け付けることを特徴とする請求項２に記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記取得部は、前記撮影部位に対して前記第１基本波及び前記第２基本波の送波を行ない、得られた各々の反射波データに基づいて、前記撮影部位の周波数減衰係数を取得することを特徴とする請求項２に記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記送受信部は、前記被検体の撮影前に、前記第１基本波と前記第２基本波とを、互いの振幅の比率が異なる状態で合成した複数の波形それぞれを用いた超音波送受信を実行させ、
前記合成部は、前記複数の波形それぞれに対応する複数の合成データを生成し、
前記取得部は、前記複数の合成データそれぞれを周波数解析して、各合成データの帯域幅を前記関連情報として取得し、
前記調整部は、前記複数の合成データそれぞれの帯域幅のうち、帯域幅が最大となる合成データに対応する波形を、前記被検体を撮影するための送信超音波の波形として、前記送受信部に通知することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記送受信部が、各走査線で送信フォーカスの深度を所定のフォーカスレートで変更する多段フォーカスを実行可能である場合であって、
前記取得部は、前記関連情報として、前記撮影部位を複数の深度で分割した複数の区間それぞれの関連情報を取得し、
前記調整部は、前記複数の区間それぞれの関連情報に基づいて、前記複数の区間それぞれで超音波波形を調整し、
前記送受信部は、前記複数の区間それぞれで、該当する超音波波形を有する送信超音波を用いた超音波送受信を前記所定のフォーカスレートで実行させ、
前記合成部は、前記複数の区間それぞれの合成データを生成し、

前記画像生成部は、前記複数の区間それぞれの合成データを用いて、前記超音波画像データを生成することを特徴とする請求項１～５のいずれか１つに記載の超音波診断装置。
【請求項７】
撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報を取得する取得手順と、
第１基本波の振幅と前記第１基本波の中心周波数より大きい中心周波数の第２基本波の振幅との比率を前記関連情報に応じて変更して、前記第１基本波と前記第２基本波との合成超音波の波形を調整する調整手順と、
前記合成超音波を、位相を反転させながら複数回送信させて、複数の反射波データを生成する送受信手順と、
前記複数の反射波データを合成して、前記第１基本波と前記第２基本波との差音成分と前記第１基本波の２次高調波成分とが抽出された合成データを生成する合成手順と、
前記合成データを用いて、超音波画像データを生成する画像生成手順と、
をコンピュータに実行させることを特徴とする制御プログラム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明の実施形態は、超音波診断装置及び制御プログラムに関する。
【背景技術】
【０００２】
従来、組織ハーモニックイメージング（Tissue Harmonic Imaging：ＴＨＩ）法は、空間分解能の高いＢモード画像を得る方法として用いられている。ＴＨＩ法は、受信信号に含まれる高調波成分（例えば、２次高調波成分）を用いて映像化を行なう方法である。ＴＨＩ法では、高調波成分の帯域幅が基本波成分の帯域幅より狭いため、方位分解能が向上する。しかし、高調波成分の帯域幅が狭いため、或いは、高調波受信により深部領域における「penetration」が不足するため、ＴＨＩ法では、距離分解能は、改善されない場合がある。
【０００３】
そこで、近年、方位分解能及び距離分解能の高いＢモード画像を得るＴＨＩ法として、受信信号に含まれる２次高調波成分と差音成分とを用いて映像化を行なう方法が実用化されている。以下、この方法を、差音成分を用いた映像化法と記載する。差音成分を用いた映像化法では、中心周波数の異なる２つの基本波を合成した波形の超音波を、各走査線で位相反転しながら複数回送信し、これらの受信信号を合成する。この合成信号は、低い周波数側の２次高調波成分と差音成分とを含む合成ハーモニック信号となり、従来のＴＨＩ法で得られる信号より広帯域なハーモニックエコーとなる。差音成分を用いた映像化法では、この合成ハーモニック信号を用いて映像化を行なうことで、空間分解能（方位分解能及び距離分解能）が高いＢモード画像を得ることができる。
【０００４】
ここで、差音成分を用いた映像化法により距離分解能の高いＢモード画像を得るためには、合成ハーモニック信号の周波数特性が広帯域になるように、中心周波数の異なる２つの基本波それぞれの振幅のレベルを調整する必要がある。超音波プローブから送信される超音波は、超音波プローブの振動子面から遠くなるほど、また、中心周波数が高いほど減衰する。差音成分を用いた映像化法では、中心周波数の異なる２つの基本波を用いるため、深部からの受信信号の強度は、基本波間で異なる。このため、差音成分を用いた映像化法では、映像化に用いる２つの基本波それぞれの周波数減衰特性に応じて、これら２つの基本波それぞれの振幅のレベルを調整する必要がある。
【０００５】
更に、周波数減衰特性は、走査対象ごとに異なる。上記のレベル調整は、映像化に用いる２つの基本波それぞれの周波数減衰特性だけでなく、走査対象の周波数減衰特性も考慮する必要がある。このため、上記のレベル調整は、容易ではなく、差音成分を用いた映像化法では、周波数減衰特性の違いにより画質が低下する場合があった。

【先行技術文献】
【特許文献】
【０００６】
【特許文献１】特許第４５５７５７３号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００７】
本発明が解決しようとする課題は、差音成分と２次高調波とを用いて得られる画像の画質を、周波数減衰特性の違いによらず安定化することができる超音波診断装置及び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】
【０００８】
実施形態の超音波診断装置は、取得部と、調整部と、送受信部と、合成部と、画像生成部とを備える。取得部は、撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報を取得する。調整部は、第１基本波の振幅と前記第１基本波の中心周波数より大きい中心周波数の第２基本波の振幅との比率を前記関連情報に応じて変更して、前記第１基本波と前記第２基本波との合成超音波の波形を調整する。送受信部は、前記合成超音波を、位相を反転させながら複数回送信させて、複数の反射波データを生成する。合成部は、前記複数の反射波データを合成して、前記第１基本波と前記第２基本波との差音成分と前記第１基本波の２次高調波成分とが抽出された合成データを生成する。画像生成部は、前記合成データを用いて、超音波画像データを生成する。
【図面の簡単な説明】
【０００９】
【図１】図１は、第１の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。
【図２】図２は、差音成分を用いた映像化法を説明するための模式図である。
【図３】図３は、差音成分を用いた従来の映像化法の課題を説明するための図である。
【図４】図４は、第１の実施形態に係る内部記憶部が記憶する情報の一例を示す図である。
【図５】図５は、第１の実施形態に係る取得部が行なう第１方法の一例を示す図である。
【図６】図６は、第１の実施形態に係る取得部が行なう第２方法の一例を示す図である。
【図７】図７は、第１の実施形態に係る調整部の処理により得られる合成ハーモニック信号の周波数特性の一例を示す図である。
【図８】図８は、第１の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。
【図９】図９は、第２の実施形態を説明するための図（１）である。
【図１０】図１０は、第２の実施形態を説明するための図（２）である。
【図１１】図１１は、第２の実施形態を説明するための図（３）である。
【図１２】図１２は、第２の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。
【図１３】図１３は、第１及び第２の実施形態に係る変形例を説明するための図（１）である。
【図１４】図１４は、第１及び第２の実施形態に係る変形例を説明するための図（２）である。
【発明を実施するための形態】
【００１０】
以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。
【００１１】
（第１の実施形態）
まず、第１の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図１は、第１の

実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図１に例示するように、第１の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ１と、モニタ２と、入力装置３と、装置本体１０とを有する。

【００１２】

超音波プローブ１は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体１０が有する送受信部１１から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ１が有する複数の圧電振動子は、被検体Ｐからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ１は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有する。なお、超音波プローブ１は、装置本体１０と着脱自在に接続される。

【００１３】

超音波プローブ１から被検体Ｐに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Ｐの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ１が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【００１４】

なお、第１の実施形態は、超音波プローブ１が、被検体Ｐを２次元で走査する１Ｄアレイプローブであっても、被検体Ｐを３次元で走査するメカニカル４Ｄプローブや２Ｄアレイプローブであっても適用可能である。

【００１５】

入力装置３は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有する。入力装置３は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体１０に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【００１６】

モニタ２は、超音波診断装置の操作者が入力装置３を用いて各種設定要求を入力するためのＧＵＩ（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体１０において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【００１７】

装置本体１０は、超音波プローブ１が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図１に示す装置本体１０は、２次元の反射波信号に基づいて２次元の超音波画像データを生成可能であり、３次元の反射波信号に基づいて３次元の超音波画像データを生成可能な装置である。ただし、第１の実施形態は、装置本体１０が、２次元データ専用の装置である場合であっても適用可能である。

【００１８】

装置本体１０は、図１に例示するように、送受信部１１と、Ｂモード処理部１２と、ドプラ処理部１３と、画像生成部１４と、画像メモリ１５と、内部記憶部１６と、制御部１７とを有する。

【００１９】

送受信部１１は、後述する制御部１７の指示に基づいて、超音波プローブ１が行なう超音波送受信を制御する。送受信部１１は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ１に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ１から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ１に駆動信号（駆動パルス）を印加する。

【００２０】
すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。また、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、超音波送信の深さ方向における集束点（送信フォーカス）の位置を制御する。なお、第１の実施形態に係る送受信部１１は、所定のフォーカスレートで、同一スキャンライン上にて、送信フォーカス点の深度を変えて超音波ビームを複数回送信する多段フォーカス（multi focusing）を実行可能であっても良い。多段フォーカスを行なう場合、送受信部１１が有する送信遅延部は、各送信フォーカス点の深度に応じた送信遅延時間を算出してパルサ回路に与える。
【００２１】
なお、送受信部１１は、後述する制御部１７の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電気的に切り替える機構によって実現される。
【００２２】
例えば、第１の実施形態に係る送受信部１１は、後述する制御部１７から通知された波形の送信超音波が、超音波プローブ１から送信されるように制御する。或いは、例えば、第１の実施形態に係る送受信部１１は、後述する制御部１７から通知された情報から、送信波形を計算し、計算した波形の送信超音波が、超音波プローブ１から送信されるように制御する。
【００２３】
また、送受信部１１は、アンプ回路、Ａ／Ｄ（Analog／Digital）変換器、受信遅延回路、加算器、直交検波回路等を有し、超音波プローブ１が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。Ａ／Ｄ変換器は、ゲイン補正された反射波信号をＡ／Ｄ変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間が与えられた反射波信号の加算処理を行う。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。そして、直交検波回路は、加算器の出力信号をベースバンド帯域の同相信号（Ｉ信号、Ｉ：In-pahse）と直交信号（Ｑ信号、Ｑ：Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路は、Ｉ信号及びＱ信号（以下、ＩＱ信号と記載する）を反射波データとして図示しないフレームバッファに格納する。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、ＲＦ（Radio Frequency）信号に変換した上で、図示しないフレームバッファに格納してもよい。
【００２４】
送受信部１１は、被検体Ｐを２次元走査する場合、超音波プローブ１から２次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部１１は、超音波プローブ１が受信した２次元の反射波信号から２次元の反射波データを生成する。また、送受信部１１は、被検体Ｐを３次元走査する場合、超音波プローブ１から３次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部１１は、超音波プローブ１が受信した３次元の反射波信号から３次元の反射波データを生成する。
【００２５】
Ｂモード処理部１２及びドプラ処理部１３は、送受信部１１が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行なう信号処理部である。Ｂモード処理部１２は、送受信部１１から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Ｂモードデータ）を生成する。また、ドプラ処理部１３は、送受信部１１から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や心壁等の組織、造影剤である。Ｂモード処理部１２やドプラ処理部１３は、上述したフレームバッファを介して反

射波データを取得する。

【００２６】

なお、図１に例示するＢモード処理部１２及びドプラ処理部１３は、２次元の反射波データ及び３次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Ｂモード処理部１２は、２次元の反射波データから２次元のＢモードデータを生成し、３次元の反射波データから３次元のＢモードデータを生成する。また、ドプラ処理部１３は、２次元の反射波データから２次元のドプラデータを生成し、３次元の反射波データから３次元のドプラデータを生成する。

【００２７】

ここで、図１に例示するように、Ｂモード処理部１２は、合成部１２１とＢモードデータ生成部１２２とを有する。Ｂモードデータ生成部１２２は、反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、Ｂモードデータを生成する。通常のＢモード撮影が行なわれている場合、合成部１２１による処理は実行されず、Ｂモードデータ生成部１２２は、送受信部１１から受信した反射波データからＢモードデータを生成する。

【００２８】

一方、位相変調法(ＰＭ：Phase Modulation)や、振幅変調法(ＡＭ：Amplitude Modulation)、位相振幅変調法(ＡＭＰＭ)によるハーモニックイメージングが行なわれている場合、Ｂモードデータ生成部１２２は、合成部１２１が出力したデータからＢモードデータを生成する。なお、合成部１２１の処理については、後に詳述する。

【００２９】

画像生成部１４は、Ｂモード処理部１２及びドプラ処理部１３が生成したデータから超音波画像データを生成する。画像生成部１４は、Ｂモード処理部１２が生成した２次元のＢモードデータから反射波の強度を輝度で表した２次元Ｂモード画像データを生成する。また、画像生成部１４は、ドプラ処理部１３が生成した２次元のドプラデータから移動体情報を表す２次元ドプラ画像データを生成する。２次元ドプラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【００３０】

ここで、画像生成部１４は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部１４は、超音波プローブ１による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部１４は、スキャンコンバート以外に、種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成部１４は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

【００３１】

Ｂモードデータ及びドプラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部１４が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Ｂモードデータ及びドプラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。画像生成部１４は、スキャンコンバート処理前の２次元超音波画像データから、表示用の２次元超音波画像データを生成する。

【００３２】

更に、画像生成部１４は、Ｂモード処理部１２が生成した３次元のＢモードデータに対して座標変換を行なうことで、３次元Ｂモード画像データを生成する。また、画像生成部１４は、ドプラ処理部１３が生成した３次元のドプラデータに対して座標変換を行なうことで、３次元ドプラ画像データを生成する。画像生成部１４は、「３次元のＢモード画像データや３次元ドプラ画像データ」を「３次元超音波画像データ（ボリュームデータ）」として生成する。

【００３３】
更に、画像生成部１４は、ボリュームデータをモニタ２にて表示するための２次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対して各種レンダリング処理を行なう。画像生成部１４が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法（ＭＰＲ：Multi Planer Reconstruction）を行なってボリュームデータからＭＰＲ画像データを生成する処理がある。また、画像生成部１４が行なうレンダリング処理としては、例えば、３次元の情報を反映した２次元画像データを生成するボリュームレンダリング（ＶＲ：Volume Rendering）処理がある。

【００３４】
画像メモリ１５は、画像生成部１４が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ１５は、Ｂモード処理部１２やドプラ処理部１３が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ１５が記憶するＢモードデータやドプラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部１４を経由して表示用の超音波画像データとなる。また、画像メモリ１５は、送受信部１１が出力した反射波データを記憶することも可能である。

【００３５】
内部記憶部１６は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ＩＤ、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部１６は、必要に応じて、画像メモリ１５が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部１６が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ転送することができる。また、内部記憶部１６は、外部装置から図示しないインターフェースを経由して転送されたデータを記憶することも可能である。なお、第１の実施形態に係る内部記憶部１６に格納される情報については、後に詳述する。

【００３６】
制御部１７は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部１７は、入力装置３を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部１６から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部１１、Ｂモード処理部１２、ドプラ処理部１３及び画像生成部１４の処理を制御する。また、制御部１７は、画像メモリ１５や内部記憶部１６が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ２にて表示するように制御する。ここで、第１の実施形態に係る制御部１７は、図１に例示するように、取得部１７１と調整部１７２とを有する。取得部１７１及び調整部１７２は、後述する差音成分を用いた映像化法が行なわれている場合に、送受信部１１を制御するために制御部１７に設置される。取得部１７１及び調整部１７２については、後に詳述する。

【００３７】
なお、装置本体１０に内蔵される送受信部１１等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。

【００３８】
以上、第１の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第１の実施形態に係る超音波診断装置は、例えば、組織ハーモニックイメージング（Tissue Harmonic Imaging：ＴＨＩ）法を、パルスインバージョン（Pulse Inversion）法であるＰＭ法により行なう。ＴＨＩ法は、受信信号に含まれる高調波成分（例えば、２次高調波成分）を用いて映像化を行なう方法である。

【００３９】
例えば、送受信部１１は、制御部１７が設定したスキャンシーケンスにより、中心周波数が「ｆ」である基本波の超音波を、位相を反転させながら各走査線で２回送信させる。一例を挙げると、送受信部１１は、１本の走査線で、中心周波数が「ｆ」の超音波を２回送信させる際に、１回目の送信超音波の極性と２回目の送信超音波の極性とを反転させる。これにより、送受信部１１は、１本の走査線にて、２つの反射波データを生成する。こ

こで、１回目の送信「＋１」により得られる反射波データを「ｒ（＋１）」とし、２回目の送信「－１」により得られる反射波データを「ｒ（－１）」とする。

【００４０】

かかる場合、基本波に由来する基本波成分の極性は、「ｒ（＋１）」と「ｒ（－１）」とで反転している。一方、中心周波数が「２ｆ」である２次高調波に由来する２次高調波成分の極性は、「ｒ（＋１）」と「ｒ（－１）」と同じである。そこで、合成部１２１は、「ｒ（＋１）」と「ｒ（－１）」とを加算して、合成信号（合成データ）を生成する。この合成信号（合成データ）では、基本波成分が除去され、２次高調波成分が主に残存したハーモニック信号となる。Ｂモードデータ生成部１２２は、合成部１２１が生成した合成データからＢモードデータを生成し、画像生成部１４は、このＢモードデータから超音波画像データ（Ｂモード画像データ）を生成する。高調波成分の帯域幅は、基本波成分の帯域幅より狭いため、上記の方法で得られるＢモード画像データの方位分解能は、通常のＢモード画像データより高くなる。

【００４１】

しかし、高調波成分の帯域幅が狭いため、或いは、高調波受信により深部領域における「penetration」が不足するため、上記の方法では、距離分解能は、改善されない場合がある。

【００４２】

そこで、近年、方位分解能及び距離分解能の高いＢモード画像データを得るＴＨＩ法として、受信信号に含まれる２次高調波成分と差音成分とを用いて映像化を行なう方法が実用化されている。以下、この方法を、差音成分を用いた映像化法と記載する。差音成分を用いた映像化法では、中心周波数の異なる２つの基本波を合成した波形の超音波を、各走査線で位相反転しながら複数回送信し、これらの受信信号を合成する。図２は、差音成分を用いたＴＨＩ法を説明するための模式図である。なお、図２の横軸は、周波数（単位：ＭＨｚ）を示し、図２の縦軸は、信号強度（単位：ｄＢ）を示す。

【００４３】

例えば、差音成分を用いた映像化法で用いられる２つの基本波を、中心周波数が「ｆ１」の第１基本波と、中心周波数が「ｆ１」より大きい「ｆ２」の第２基本波とする。送受信部１１は、第１基本波の波形と第２基本波の波形とを合成した合成波形の送信超音波を、超音波プローブ１から送信させる。この合成波形は、２次高調波成分と同一の極性を持つ差音成分が発生するように、互いの位相が調整された第１基本波の波形と第２基本波の波形とを合成した波形である。この位相条件は、制御部１７により調整される。以下、２次高調波成分と同一の極性を持つ差音成分を発生させるための位相条件を、同一極性位相条件と記載する。

【００４４】

第１基本波と第２基本波との合成波形の送信超音波による受信信号には、図２に模式的に示すように、中心周波数が「ｆ１」である第１基本波に由来する第１基本波成分と、中心周波数が「ｆ２」である第２基本波に由来する第２基本波成分とが含まれる。また、受信信号には、図２に模式的に示すように、中心周波数が「２ｆ１」である２次高調波に由来する２次高調波成分と、中心周波数が「２ｆ２」である２次高調波に由来する２次高調波成分とが含まれる。

【００４５】

そして、中心周波数の異なる２つの基本波を用いた場合、受信信号には、図２に模式的に示すように、第２基本波と第１基本波との差音「ｆ２－ｆ１」に由来する差音成分とが含まれる。なお、図２に模式的に示す「ＤＣ」は、受信信号の非線形成分（ハーモニック成分）の中で、「０次」の項に対応する成分である。

【００４６】

ここで、送受信部１１は、合成波形の送信超音波を、位相を反転させながら複数回（例えば、２回）送信させる。例えば、送受信部１１は、１本の走査線で、合成波形の送信超音波を２回送信させる際に、１回目の送信超音波の極性と２回目の送信超音波の極性とを

反転させる。これにより、送受信部１１は、１本の走査線にて、２つの反射波データを生成する。ここで、１回目の送信「＋１」により得られる反射波データを「Ｒ（＋１）」とし、２回目の送信「－１」により得られる反射波データを「Ｒ（－１）」とする。

【００４７】

かかる場合、第１基本波成分の極性と、第２基本波成分の極性とは、「Ｒ（＋１）」と「Ｒ（－１）」とで反転している。一方、２次高調波「２ｆ１」に由来する２次高調波成分の極性と、２次高調波「２ｆ２」に由来する２次高調波成分の極性と、差音「ｆ２－ｆ１」に由来する差音成分の極性とは、「Ｒ（＋１）」と「Ｒ（－１）」とで同じである。そこで、合成部１２１は、「Ｒ（＋１）」と「Ｒ（－１）」とを加算して、合成信号（合成データ）を生成する。この合成信号（合成データ）では、基本波成分が除去され、差音成分及び２次高調波成分が主に残存したハーモニック信号となる。

【００４８】

また、合成部１２１は、２次高調波「２ｆ２」に由来する２次高調波成分及び「ＤＣ」を、フィルタ処理により合成信号（合成データ）から除去する。或いは、例えば、制御部１７は、２次高調波「２ｆ２」に由来する２次高調波成分の周波数帯域を、超音波プローブ１が受信可能な周波数帯域外となるように設定する。かかる場合、反射波データには、「２ｆ１」に由来する２次高調波成分が含まれないので、合成部１２１は、「ＤＣ」を、フィルタ処理により合成信号（合成データ）から除去する。これにより、合成部１２１は、「ｆ２－ｆ１」の差音成分と、「２ｆ１」の２次高調波成分とが抽出された合成データ（合成ハーモニック信号）を抽出する。

【００４９】

そして、合成部１２１が出力した合成データからＢモードデータを生成し、画像生成部１４は、このＢモードデータから超音波画像データ（Ｂモード画像データ）を生成する。

【００５０】

合成部１２１が出力した合成データは、低い周波数側の２次高調波成分と差音成分とを含む合成ハーモニック信号となり、従来のＴＨＩ法で得られる信号より広帯域なハーモニックエコーとなる。差音成分を用いた映像化法では、この合成ハーモニック信号を用いて映像化を行なうことで、空間分解能（方位分解能及び距離分解能）が高いＢモード画像データを得ることができる。

【００５１】

なお、差音成分を用いた映像化法では、「ｆ１」及び「ｆ２」の値は、映像化される周波数帯域に応じて、制御部１７により調整される。例えば、「ｆ１＝ｆ」として、「２ｆ」を中心とする広帯域な周波数帯域での映像化を行なう場合、「ｆ２」の値は、「ｆ２＝３×ｆ」に調整される。また、例えば、「ｆ１＝ｆ」として、「２ｆ」より高周波側の周波数を中心とする広帯域な周波数帯域での映像化を行なう場合、「ｆ２」の値は、「３×ｆ」より大きい値、例えば、「ｆ２＝３．５×ｆ」に調整される。また、例えば、「ｆ１＝ｆ」として、「２ｆ」より低周波側の周波数を中心とする広帯域な周波数帯域での映像化を行なう場合、「ｆ２」の値は、「３×ｆ」より小さい値、例えば、「ｆ２＝２．５×ｆ」に調整される。

【００５２】

ここで、差音成分を用いた映像化法により距離分解能の高いＢモード画像を得るためには、合成ハーモニック信号の周波数特性が広帯域になるように、中心周波数の異なる２つの基本波それぞれの振幅のレベルを調整する必要がある。超音波プローブ１から送信される超音波は、超音波プローブ１の振動子面から遠くなるほど、また、中心周波数が高いほど減衰する。差音成分を用いた映像化法では、中心周波数の異なる２つの基本波を用いるため、深部からの受信信号の強度は、基本波間で異なる。このため、差音成分を用いた映像化法では、映像化に用いる２つの基本波それぞれの周波数減衰特性に応じて、これら２つの基本波それぞれの振幅のレベルを調整する必要がある。

【００５３】

更に、周波数減衰特性は、被検体Ｐの撮影部位ごとに異なる。また、周波数減衰特性は

、同一の撮影部位であっても、患者間で異なる。また、周波数減衰特性は、同一の被検体Ｐの撮影部位であっても、撮影時期により異なる場合がある。このように、周波数減衰特性は、撮影部位ごとに異なる。上記のレベル調整は、映像化に用いる２つの基本波それぞれの周波数減衰特性だけでなく、走査対象の周波数減衰特性も考慮する必要がある。

【００５４】

仮に、同一極性位相条件下で、「ｆ１」の第１基本波の振幅と、「ｆ２」の第２基本波の振幅とが「１：１」となる合成波形の送信超音波を、位相を反転しながら送信を２回行なったとする。かかる場合、合成部１２１が出力する合成ハーモニック信号の周波数特性は、走査対象の周波数減数係数により異なる。これについて、図３を用いて具体的に説明する。図３は、差音成分を用いた従来の映像化法の課題を説明するための図である。

【００５５】

図３の（Ａ）及び（Ｂ）の横軸は、周波数（単位：ＭＨｚ）を示し、図３の（Ａ）及び（Ｂ）の縦軸は、信号強度（単位：ｄＢ）を示す。また、図３の（Ａ）及び（Ｂ）では、合成ハーモニック信号の周波数特性を実線で示している。なお、図３の（Ａ）及び（Ｂ）では、合成部１２１が「Ｒ（＋１）」から「Ｒ（－１）」を減算した場合の減算データの周波数特性を点線で示している。減算データは、差分成分と２次高調波成分とが除去され、第１基本波成分と第２基本波成分とが主に残存したデータとなる。

【００５６】

周波数減衰係数が「－０．５ｄＢ／ＭＨｚ／ｃｍ」と低い場合、合成ハーモニック信号は、図３の（Ａ）の実線に例示するように、１ＭＨｚから４．５ＭＨｚに渡る広帯域な周波数特性となる。かかる場合、画像生成部１４は、空間分解能の高い超音波画像データを生成することができる。

【００５７】

一方、周波数減衰係数が「－０．５ｄＢ／ＭＨｚ／ｃｍ」より高い場合、合成ハーモニック信号は、図３の（Ｂ）の実線に例示するように、４ＭＨｚ付近の２次高調波成分が低いために、中心周波数が低く、かつ、帯域も狭い周波数特性となる。かかる場合、画像生成部１４が生成する超音波画像データの空間分解能は、低下する。

【００５８】

更に、第２基本波の振幅「Ａ（ｆ２）」に対する第１基本波の振幅「Ａ（ｆ１）」の比率「Ａ（ｆ１）／Ａ（ｆ２）」を高くすると、合成ハーモニック信号では、２次高調波成分が増加する。また、第１基本波の振幅に対する第２基本波の振幅の比率「Ａ（ｆ２）／Ａ（ｆ１）」を高くすると、差音成分が増加する。このように、上記のレベル調整は、容易ではなく、差音成分を用いた従来の映像化法では、周波数減衰特性の違いにより画質が低下する場合があった。

【００５９】

そこで、第１の実施形態では、差音成分と２次高調波とを用いて得られる画像の画質を、周波数減衰特性の違いによらず安定化させるために、図１に例示する取得部１７１及び調整部１７２は、以下に説明する処理を行なう。

【００６０】

すなわち、取得部１７１は、撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報を取得する。そして、調整部１７２は、第１基本波の振幅と第１基本波の中心周波数より大きい中心周波数の第２基本波の振幅との比率を上記関連情報に応じて変更する。これにより、調整部１７２は、第１基本波と第２基本波との合成超音波の波形を調整する。

【００６１】

そして、送受信部１１は、合成超音波（調整後の波形の送信超音波）を、位相を反転させながら複数回送信させて、複数の反射波データを生成する。そして、合成部１２１は、複数の反射波データを合成して、第１基本波と第２基本波との差音成分と第１基本波の２次高調波成分とが抽出された合成データを生成する。

【００６２】

具体的には、送受信部１１は、各走査線で、合成波形の送信超音波を２回送信させる。

この際、送受信部１１は、１回目の送信超音波の極性と２回目の送信超音波の極性とを反転させる。これにより、送受信部１１は、各走査線にて、２つの反射波データを生成する。そして、合成部１２１は、２つの反射波データを加算して、合成ハーモニック信号である合成データを生成する。そして、画像生成部１４は、合成データを用いて、超音波画像データを生成する。

【００６３】

上記の処理を行なうため、第１の実施形態に係る内部記憶部１６には、以下に説明する２つの情報のいずれかが格納される。例えば、内部記憶部１６は、第１基本波の振幅と第２基本波の振幅との比率を、周波数減衰係数と関連付けて記憶する。この比率は、帯域幅が最大となる合成データが得られる最適比率であり、最適比率は、周波数減衰係数が異なるファントム等を用いて、予め算出される値である。

【００６４】

或いは、第２情報として、内部記憶部１６は、最適比率により第１基本波と第２基本波とを合成した波形（最適波形）を、周波数減衰係数と関連付けて記憶する。このように、第１の実施形態に係る内部記憶部１６は、周波数減衰係数に応じた最適比率、又は、周波数減衰係数に応じた最適波形を記憶する。なお、内部記憶部１６は、例えば、第１基本波の中心周波数「ｆ１」の値と、第２基本波の中心周波数「ｆ２」の値との組み合わせごとに、最適比率又は最適波形を記憶する。或いは、例えば、中心周波数の値に対して複数の区間を設定しておき、内部記憶部１６が、これら区間の組み合わせごとに、同一極性位相条件下で算出された最適比率又は最適波形を記憶する場合であっても良い。

【００６５】

図４は、第１の実施形態に係る内部記憶部が記憶する情報の一例を示す図である。図４の（Ａ）に示す一例は、映像化される周波数帯域に応じて調整された値の「ｆ１」及び「ｆ２」での、周波数減衰係数に応じた最適比率のテーブルである。また、図４の（Ｂ）に示す一例は、映像化される周波数帯域に応じて調整された値の「ｆ１」及び「ｆ２」での、周波数減衰係数に応じた最適波形のテーブルである。

【００６６】

図４の（Ａ）は、第１基本波の振幅を「Ａ１」とし、第２基本波の振幅を「Ａ２」とし、最適比率を「Ａ１／Ａ２」と定義した場合を例示している。かかる場合、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ａ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ≦Ｐ１」である場合の最適比率を「Ｒ１」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ａ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ１＜Ｐ≦Ｐ２」である場合の最適比率を「Ｒ２」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ａ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ２＜Ｐ≦Ｐ３」である場合の最適比率を「Ｒ３」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ａ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ３＜Ｐ≦Ｐ４」である場合の最適比率を「Ｒ４」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ａ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ４＜Ｐ≦Ｐ５」である場合の最適比率を「Ｒ５」と記憶する。最適比率を「Ａ１／Ａ２」と定義した場合、最適比率の値は、周波数減衰係数が高くなるほど、小さくなる。

【００６７】

或いは、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ｂ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ≦Ｐ１」である場合の最適波形「ＷＦ」を、最適比率「Ｒ１」に基づく「ＷＦ（Ｒ１）」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ｂ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ１＜Ｐ≦Ｐ２」である場合の最適波形「ＷＦ」を、最適比率「Ｒ２」に基づく「ＷＦ（Ｒ２）」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ｂ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ２＜Ｐ≦Ｐ３」である場合の最適波形「ＷＦ」を、最適比率「Ｒ３」に基づく「ＷＦ（Ｒ３）」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ｂ）に示すように、周波数減衰係数「Ｐ」が「Ｐ３＜Ｐ≦Ｐ４」である場合の最適波形「ＷＦ」を、最適比率「Ｒ４」に基づく「ＷＦ（Ｒ４）」と記憶する。また、例えば、内部記憶部１６は、図４の（Ｂ）に示すように、周波数減衰係数「

Ｐ」が「Ｐ４＜Ｐ≦Ｐ５」である場合の最適波形「ＷＦ」を、最適比率「Ｒ５」に基づく「ＷＦ（Ｒ５）」と記憶する。

【００６８】

なお、上記の最適波形「ＷＦ」は、詳細には、第１基本波及び第２基本波の中心周波数と、同一極性位相条件と、最適比率とに基づく波形である。最適波形は、最適比率から、第１基本波及び第２基本波の中心周波数と、同一極性位相条件とにより、撮影前に調整部１７２により自動生成され内部記憶部１６に格納される場合であっても良い。

【００６９】

そして、第１の実施形態に係る取得部１７１は、撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報として、当該撮影部位の周波数減衰係数を取得する。ここで、第１の実施形態に係る取得部１７１は、以下に説明する２つの方法により、撮影部位の周波数減衰係数を取得する。

【００７０】

第１方法では、取得部１７１は、撮影部位の周波数減衰係数の指定を操作者から受け付ける。すなわち、第１方法では、操作者は、被検体Ｐの撮影部位の周波数減衰係数を、入力装置３を介して入力する。第１方法では、周波数減衰係数が手動で設定される。図５は、第１の実施形態に係る取得部が行なう第１方法の一例を示す図である。例えば、操作者は、入力装置３を介して、周波数減衰係数「Ｐ５」を入力する。これにより、取得部１７１は、図５に示すように、周波数減衰係数「Ｐ５」を取得する。

【００７１】

一方、第２方法では、被検体Ｐの撮影部位の周波数減衰係数が自動的に設定される。すなわち、第２方法では、取得部１７１は、撮影部位に対して第１基本波及び第２基本波の送信を行ない、得られた各々の反射波データに基づいて、撮影部位の周波数減衰係数を取得する。一例として、取得部１７１は、被検体Ｐの撮影前に、撮影部位に対して送信された第１基本波及び第２基本波の反射波データに基づいて、撮影部位の周波数減衰係数を取得する。例えば、取得部１７１の制御により、送受信部１１は、同一極性位相条件下で、「ｆ１」の第１基本波の振幅と「ｆ２」の第２基本波の振幅とが「１：１」となる合成波形の送信超音波を、位相を反転しながら２回送信させる。これにより、送受信部１１は、各走査線で、２つの反射波データを生成する。そして、合成部１２１は、２つの反射波データを減算した減算データを生成する。

【００７２】

この減算データは、上述したように、第１基本波成分と第２基本波成分とが抽出されたデータとなる。従って、取得部１７１は、減算データの周波数特性を解析することで、第１基本波成分の信号強度と第２基本波成分の信号強度とを取得することができる。すなわち、第２方法では、同一極性位相条件下で２つの基本波の振幅比率を「１：１」とした合成波形を用いたパルスインバージョン法を行ない、２つの基本波成分が抽出された減算データを合成部１２１に生成させる。

【００７３】

図６は、第１の実施形態に係る取得部が行なう第２方法の一例を示す図である。図６では、深さ方向の異なる２つのサンプル点それぞれの減算データの周波数特性を、実線と点線とで示している。図６に例示する点線の周波数特性に対応するサンプル点は、図６に例示する実線の周波数特性の対応するサンプル点より深部に位置する。図６に例示するように、第１基本波成分「ｆ１」の信号強度は、深部ほど低く、第２基本波成分「ｆ２」の信号強度は、深部ほど低い。一方、図６に例示するように、深さ方向での第１基本波成分「ｆ１」の信号強度の減衰は、深さ方向での第２基本波成分「ｆ２」の信号強度の減衰より小さい。

【００７４】

取得部１７１は、深さ方向に沿った複数のサンプル点それぞれの減算データの周波数特性から、第１基本波成分「ｆ１」の信号強度の減衰率と、第２基本波成分「ｆ２」の信号強度の減衰率とを収集する。これにより、取得部１７１は、第１基本波の中心周波数が「

ｆ１」であり、第２基本波の中心周波数が「ｆ２」である場合の撮影部位の周波数減衰係数を取得する。

【００７５】

なお、取得部１７１は、例えば、撮影部位の中心に位置する１本の走査線で、周波数減衰係数取得用の超音波送受信を実行させることにより生成された１つの減算データから、撮影部位の周波数減衰係数を取得する。或いは、取得部１７１は、例えば、本撮影で撮影部位全体を走査するために用いられる全走査線の一部の複数の走査線で、周波数減衰係数取得用の超音波送受信を実行させて、複数の減算データを生成させる。そして、取得部１７１は、例えば、複数の減算データそれぞれから各走査線での周波数減衰係数を取得し、取得した複数の周波数減衰係数を平均することで、撮影部位の周波数減衰係数を取得する。或いは、取得部１７１は、例えば、全走査線で周波数減衰係数取得用の超音波送受信を実行させても良い。

【００７６】

そして、調整部１７２は、取得部１７１が取得した周波数減衰係数に対応する比率（最適比率）を、内部記憶部１６から特定する。そして、送受信部１１は、調整部１７２が特定した比率（最適比率）により第１基本波と第２基本波とを合成した送信超音波を送信させる。上記の処理は、送受信部１１が、周波数、位相、振幅等の情報から送信波形を計算可能である場合に行われる。

【００７７】

例えば、取得部１７１が取得した周波数減衰係数が「Ｐ５」であった場合、調整部１７２は、図４の（Ａ）に例示する内部記憶部１６から、最適比率が「Ｒ５」であると特定する。そして、調整部１７２は、最適比率「Ｒ５」を送受信部１１に通知する。送受信部１１は、第１基本波及び第２基本波の中心周波数と同一極性位相条件と最適比率「Ｒ５」とから送信波形を計算し、計算した送信波形（合成波形）の送信超音波を、位相を反転させながら２回送信させる。

【００７８】

或いは、調整部１７２は、取得部１７１が取得した周波数減衰係数に対応する波形（最適波形）を、内部記憶部１６から特定する。そして、送受信部１１は、調整部１７２が特定した波形（最適波形）の送信超音波を送信させる。上記の処理は、送受信部１１が、送信波形を計算不可である場合に行なわれる。

【００７９】

例えば、取得部１７１が取得した周波数減衰係数が「Ｐ５」であった場合、調整部１７２は、図４の（Ｂ）に例示する内部記憶部１６から、最適波形が「ＷＦ（Ｒ５）」であると特定する。そして、調整部１７２は、最適波形「ＷＦ（Ｒ５）」を送受信部１１に通知する。これにより、送受信部１１は、最適波形「ＷＦ（Ｒ５）」の送信超音波を、位相を反転させながら２回送信させる。

【００８０】

そして、合成部１２１は、送受信部１１が生成した２つの反射波データを加算することで、合成データを生成する。Ｂモードデータ生成部１２２は、各走査線の合成データから、１フレーム分のＢモードデータを生成し、画像生成部１４は、１フレーム分のＢモードデータからＢモード画像データを生成する。

【００８１】

図７は、第１の実施形態に係る調整部の処理により得られる合成ハーモニック信号の周波数特性の一例を示す図である。図７は、図３の（Ｂ）に示す周波数減衰係数を有する撮影部位に対して、上記の処理を行なった場合の、合成ハーモニック信号（合成データ、加算データ）の周波数特性を実線で示している。なお、図７では、減算データの周波数特性を点線で示している。

【００８２】

図７に示すように、合成ハーモニック信号の周波数特性は、図３の（Ｂ）に示す合成ハーモニック信号の周波数特性と比較して、広帯域となっている。図７に示す合成ハーモニ

ック信号から生成されたＢモードデータを用いることで、画像生成部１４は、空間分解能の高いＢモード画像データを生成することができる。

【００８３】

次に、図８を用いて、第１の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図８は、第１の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。なお、図８では、取得部１７１が、第２方法、すなわち、周波数減衰係数取得用の超音波送受信を実行させ、調整部１７２が内部記憶部１６から最適波形を特定する場合に行なわれる処理を例示している。

【００８４】

図８に例示するように、第１の実施形態に係る超音波診断装置の取得部１７１は、差音成分を用いた映像化法による撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップＳ１０１）。ここで、撮影要求を受け付けない場合（ステップＳ１０１否定）、取得部１７１は、要求を受け付けるまで待機する。

【００８５】

一方、差音成分を用いた映像化法による撮影要求を受け付けた場合（ステップＳ１０１肯定）、取得部１７１は、周波数減衰係数取得用の超音波送受信を実行させる（ステップＳ１０２）。なお、制御部１７は、ステップＳ１０２の前に、例えば、操作者から設定された映像化周波数帯域に応じて、第１基本波及び第２基本波の中心周波数及び同一極性位相条件を設定する。

【００８６】

そして、取得部１７１は、減算データの周波数特性を解析することで、撮影部位の周波数減衰係数を取得する（ステップＳ１０３）。そして、調整部１７２は、取得部１７１により取得された周波数減衰係数に対応する波形を特定する（ステップＳ１０４）。調整部１７２は、特定した波形（特定波形）を送受信部１１に通知する。

【００８７】

そして、送受信部１１の制御により、超音波プローブ１は、特定波形、すなわち、最適波形の送信超音波による超音波送受信を実行する（ステップＳ１０５）。例えば、超音波プローブ１は、特定波形の送信超音波による超音波送受信を、位相を反転させながら２回実行する。これにより、送受信部１１は、２つの反射波データを生成する。

【００８８】

そして、合成部１２１は、合成データを生成する（ステップＳ１０６）。Ｂモードデータ生成部１２２は、合成データからＢモードデータを生成し、画像生成部１４は、超音波画像データ（Ｂモード画像データ）を生成する（ステップＳ１０７）。

【００８９】

そして、制御部１７の制御により、モニタ２は、超音波画像データを表示し（ステップＳ１０８）、処理を終了する。

【００９０】

上述したように、第１の実施形態では、内部記憶部１６は、周波数減衰係数の値に応じた最適比率や最適波形を保持する。そして、第１の実施形態では、取得部１７１は、手動又は自動により、撮影部位の周波数減衰係数を取得する。そして、第１の実施形態では、調整部１７２は、取得した撮影部位の周波数減衰係数に対応する最適比率又は最適波形を特定して、送受信部１１にフィードバックする。送受信部１１は、超音波プローブ１から、差音成分と２次高調波成分とが広帯域に抽出可能な超音波の送受信を超音波プローブ１に実行させる。これにより、撮影部位の周波数減衰特性が異なる場合であっても、画像生成部１４は、方位分解能及び距離分解能が高い超音波画像データを常に生成することができる。従って、第１の実施形態では、差音成分と２次高調波とを用いて得られる画像の画質を、周波数減衰特性の違いによらず安定化することができる。

【００９１】

（第２の実施形態）

第２の実施形態では、撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報として、周波数減

衰係数以外の情報を用いる場合について、図９～図１１を用いて説明する。図９～図１１は、第２の実施形態を説明するための図である。

【００９２】

第２の実施形態に係る超音波診断装置は、図１に示す第１の実施形態に係る超音波診断装置と同様に構成される。しかし、第２の実施形態では、内部記憶部１６が記憶する情報と、取得部１７１及び調整部１７２が行なう制御処理とが、以下に説明するように、第１の実施形態とは異なる。

【００９３】

第２の実施形態に係る制御部１７（取得部１７１、或いは、調整部１７２）は、被検体Ｐの撮影前に、送受信部１１に対して以下の処理を実行させる。例えば、調整部１７２の指示により、送受信部１１は、被検体Ｐの撮影前に、第１基本波と第２基本波とを、互いの振幅の比率が異なる状態で合成した複数の波形それぞれを用いた超音波送受信を、超音波プローブ１に実行させる。

【００９４】

例えば、第２の実施形態に係る内部記憶部１６は、複数の比率を記憶する。例えば、内部記憶部１６は、「Ａ１／Ａ２」として、１０個の比率「Ｒ１、Ｒ２、・・・、Ｒ９、Ｒ１０」を記憶する。これら比率の値及び数は、任意の値に変更可能である。

【００９５】

調整部１７２は、被検体Ｐの撮影前に、内部記憶部１６から複数の比率を取得する。ここで、「ｆ１」及び「ｆ２」の値と、同一極性位相条件とは、調整部１７２が映像化周波数帯域に応じて調整済みである。調整部１７２は、「ｆ１」及び「ｆ２」の値と、同一極性位相条件と、１０個の比率とを送受信部１１に通知する。調整部１７２から通知された情報から、送受信部１１は、図９に示すように、１０個の合成波形「ＷＦ（Ｒ１）、ＷＦ（Ｒ２）、・・・、ＷＦ（Ｒ９）、ＷＦ（Ｒ１０）」を計算する。或いは、調整部１７２は、１０個の合成波形「ＷＦ（Ｒ１）、ＷＦ（Ｒ２）、・・・、ＷＦ（Ｒ９）、ＷＦ（Ｒ１０）」を計算して、送受信部１１に通知する。

【００９６】

送受信部１１は、ＷＦ（Ｒ１）の送信超音波を、位相を反転させながら２回行なう。これにより、送受信部１１は、ＷＦ（Ｒ１）に対応する２つの反射波データを生成し、合成部１２１は、ＷＦ（Ｒ１）に対応する合成データ（Ｒ１）を生成する。同様の処理により、合成部１２１は、「ＷＦ（Ｒ２）に対応する合成データ（Ｒ２）～ＷＦ（Ｒ１０）に対応する合成データ（Ｒ１０）」を生成する。

【００９７】

このように、合成部１２１は、複数の波形それぞれに対応する複数の合成データを生成する。そして、取得部１７１は、複数の合成データそれぞれを周波数解析して、各合成データの帯域幅を、撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報として取得する。

【００９８】

例えば、取得部１７１は、合成データにてピーク信号強度を検出し、ピーク信号強度から３ｄＢ落ちの信号強度となる周波数の最小値及び最大値を検出する。そして、取得部１７１は、最大値と最小値との差を、当該合成データの帯域幅（ＢＷ）として取得する。

【００９９】

これにより、取得部１７１は、図１０に例示するように、「ＷＦ（Ｒ１）、ＷＦ（Ｒ２）、・・・、ＷＦ（Ｒ９）、ＷＦ（Ｒ１０）」それぞれに対応する「ＢＷ（Ｒ１）、ＢＷ（Ｒ２）、・・・、ＢＷ（Ｒ９）、ＢＷ（Ｒ１０）」を取得する。

【０１００】

そして、調整部１７２は、複数の合成データそれぞれの帯域幅のうち、帯域幅が最大となる合成データに対応する波形を特定する。例えば、調整部１７２は、図１１に示すように、ＢＷ（Ｒ６）が最大の帯域幅となることを特定し、ＢＷ（Ｒ６）に対応する合成波形「ＷＦ（Ｒ６）」を特定する。

【０１０１】

そして、調整部１７２は、特定した波形を、被検体Ｐを撮影するための送信超音波の波形として、送受信部１１に通知する。なお、送受信部１１が波形を計算可能である場合、調整部１７２は、特定した波形に対応する比率を送受信部１１に通知する。

【０１０２】

これにより、超音波プローブ１は、送受信部１１の制御により、「ＷＦ（Ｒ６）」の送信超音波を、位相を反転させながら各走査線で２回送信する。そして、第２の実施形態でも、第１の実施形態で説明した同様の処理により、超音波画像データが生成される。

【０１０３】

なお、振幅比率ごとの帯域幅を取得するための超音波送受信は、例えば、撮影部位の中心に位置する１本の走査線で実行される場合であっても、本撮影で撮影部位全体を走査するために用いられる全走査線の中で、一部の複数の走査線で実行される場合であっても、全走査線で実行される場合であっても良い。１本の走査線で実行される場合、取得部１７１は、振幅比率ごとの１つの合成データから、振幅比率ごとの帯域幅を取得する。複数本の走査線で実行される場合、取得部１７１は、振幅比率ごとの複数の合成データから、振幅比率ごとの平均帯域幅を取得する。かかる場合、調整部１７２は、平均振幅幅が最大となる波形を特定する。

【０１０４】

また、第２の実施形態は、取得部１７１が、帯域幅と受信中心周波数とから算出される比帯域を関連情報として取得し、調整部１７２が、比帯域が最大となる波形を特定する場合であっても良い。

【０１０５】

次に、図１２を用いて、第２の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図１２は、第１の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。

【０１０６】

図１２に例示するように、第２の実施形態に係る超音波診断装置の取得部１７１は、差音成分を用いた映像化法による撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップＳ２０１）。ここで、撮影要求を受け付けない場合（ステップＳ２０１否定）、取得部１７１は、要求を受け付けるまで待機する。

【０１０７】

一方、差音成分を用いた映像化法による撮影要求を受け付けた場合（ステップＳ２０１肯定）、撮影要求を受け付けた旨を取得部１７１から通知された調整部１７２は、送受信部１１を制御して、複数の波形ごとに、超音波送受信を実行させる（ステップＳ２０２）。なお、制御部１７は、ステップＳ２０２の前に、例えば、操作者から設定された映像化周波数帯域に応じて、第１基本波及び第２基本波の中心周波数及び同一極性位相条件を設定する。

【０１０８】

そして、合成部１２１は、複数の波形ごとに、合成データを生成し（ステップＳ２０３）、取得部１７１は、複数の合成データごとに、周波数解析を行なって、帯域幅を取得する（ステップＳ２０４）。

【０１０９】

そして、調整部１７２は、帯域幅が最大となる波形を特定し（ステップＳ２０５）、特定した波形（特定波形）を送受信部１１に通知する。

【０１１０】

そして、送受信部１１の制御により、超音波プローブ１は、特定波形の送信超音波による超音波送受信を実行する（ステップＳ２０６）。例えば、超音波プローブ１は、特定波形の送信超音波による超音波送受信を、位相を反転させながら２回実行する。これにより、送受信部１１は、２つの反射波データを生成する。

【０１１１】

そして、合成部１２１は、合成データを生成する（ステップＳ２０７）。Ｂモードデー

タ生成部１２２は、合成データからＢモードデータを生成し、画像生成部１４は、超音波画像データ（Ｂモード画像データ）を生成する（ステップＳ２０８）。

【０１１２】

そして、制御部１７の制御により、モニタ２は、超音波画像データを表示し（ステップＳ２０９）、処理を終了する。

【０１１３】

上述したように、第２の実施形態では、第１基本波と第２基本波とを合成する際の振幅比率を予め複数パターン用意しておき、これら比率を用いた複数パターンの送信波形により、第１基本波の２次高調波成分と差音成分とが抽出された合成ハーモニック信号を複数得る。そして、第２の実施形態では、これらの信号を周波数解析して、最も広い帯域幅が得られる送信波形を特定し、特定した送信波形を送受信部１１にフィードバックする。これにより、第２の実施形態でも、撮影部位の周波数減衰特性が異なる場合であっても、画像生成部１４は、方位分解能及び距離分解能が高い超音波画像データを常に生成することができる。

【０１１４】

なお、上記の第１及び第２の実施形態では、取得部１７１が、撮影部位全体の周波数減衰特性に関する関連情報を取得する場合について説明した。しかし、上記の第１及び第２の実施形態は、撮影部位を複数の区間に分割し、取得部１７１が、複数の区間それぞれの関連情報を取得する場合であっても良い。以下、図１３及び図１４を用いて、第１及び第２の実施形態に係る変形例について説明する。図１３及び図１４は、第１及び第２の実施形態に係る変形例を説明するための図である。

【０１１５】

まず、第１変形例について説明する。第１変形例では、撮影部位は、１つ又は複数の走査線で分割される。例えば、第１変形例では、図１３に示すように、複数本の走査線単位で、撮影部位は、６個の区間に分割される。第１の実施形態において、図１３に例示する「６個の区間」が設定された場合、操作者は、「６個の区間」それぞれの周波数減衰係数を入力する。

【０１１６】

或いは、第１の実施形態において、図１３に例示する「６個の区間」が設定された場合、取得部１７１は、周波数減衰係数取得用の超音波送受信を、「６個の区間」それぞれで実行させる。周波数減衰係数取得用の超音波送受信は、「６個の区間」それぞれの中心に位置する１本の走査線で実行される場合であっても、「６個の区間」それぞれの全走査線の中で複数の走査線で実行される場合であっても、「６個の区間」それぞれの全走査線で実行される場合であっても良い。これにより、取得部１７１は、「６個の区間」それぞれの周波数減衰係数、又は、平均周波数減衰係数を取得する。

【０１１７】

また、第２の実施形態において、図１３に例示する「６個の区間」が設定された場合、送受信部１１は、振幅比率ごとの帯域幅を取得するための超音波送受信を「６個の区間」それぞれで実行させる。振幅比率ごとの帯域幅を取得するための超音波送受信は、上記と同様に、「６個の区間」それぞれの中心に位置する１本の走査線で実行される場合であっても、「６個の区間」それぞれの全走査線の中で複数の走査線で実行される場合であっても、「６個の区間」それぞれの全走査線で実行される場合であっても良い。これにより、取得部１７１は、「６個の区間」それぞれの帯域幅、又は、平均帯域幅を特定する。

【０１１８】

そして、調整部１７２は、「６個の区間」それぞれの関連情報に基づいて、「６個の区間」それぞれで超音波波形を調整する。送受信部１１は、「６個の区間」それぞれで、該当する超音波波形を有する送信超音波を用いた超音波送受信を実行させる。合成部１２１は、「６個の区間」それぞれの合成データを生成する。そして、画像生成部１４は、「６個の区間」それぞれの合成データを用いて、超音波画像データを生成する。

【０１１９】

次に、第２変形例について説明する。第２変形例は、送受信部１１が、各走査線で送信フォーカスの深度を所定のフォーカスレートで変更する多段フォーカスを実行可能である場合に適用される。例えば、図１４の（Ａ）に示すように、深度が異なる３つの送信フォーカス「Ｆ１、Ｆ２、Ｆ３」が設定された場合、送受信部１１は、Ｆ１を含む領域を１回目の送受信で走査し、Ｆ２を含む領域を２回目の送受信で走査し、Ｆ３を含む領域を３回目の送受信で走査する。これにより、画像生成部１４は、３つの領域ごとにフォーカスされた３つの超音波画像データを生成し、３つの超音波画像データを合成することで、撮影部位全体の超音波画像データを生成することができる。

【０１２０】

そこで、第２変形例では、取得部１７１は、撮影部位の周波数減衰特性に関連する関連情報として、撮影部位を複数の深度で分割した複数の区間それぞれの関連情報を取得する。そして、調整部１７２は、複数の区間それぞれの関連情報に基づいて、複数の区間それぞれで超音波波形を調整する。そして、送受信部１１は、複数の区間それぞれで、該当する超音波波形を有する送信超音波を用いた超音波送受信を所定のフォーカスレートで実行させる。そして、合成部１２１は、複数の区間それぞれの合成データを生成し、画像生成部１４は、複数の区間それぞれの合成データを用いて、超音波画像データを生成する。

【０１２１】

例えば、第２変形例では、図１４の（Ｂ）に示すように、撮影部位は、深さ方向において、３個の区間に分割される。第１の実施形態において、図１４の（Ｂ）に例示する「３個の区間」が設定された場合、操作者は、「３個の区間」それぞれの周波数減衰係数を入力する。

【０１２２】

或いは、第１の実施形態において、図１４の（Ｂ）に例示する「３個の区間」が設定された場合、取得部１７１は、周波数減衰係数取得用の超音波送受信を、多段フォーカスにより、「３個の区間」それぞれで実行させる。周波数減衰係数取得用の超音波送受信は、「３個の区間」それぞれの中心に位置する１本の走査線で実行される場合であっても、「３個の区間」それぞれの全走査線の中で複数の走査線で実行される場合であっても、「３個の区間」それぞれの全走査線で実行される場合であっても良い。これにより、取得部１７１は、「３個の区間」それぞれの周波数減衰係数、又は、平均周波数減衰係数を取得する。

【０１２３】

また、第２の実施形態において、図１４の（Ｂ）に例示する「３個の区間」が設定された場合、振幅比率ごとの帯域幅を取得するための超音波送受信を、多段フォーカスにより、「３個の区間」それぞれで実行させる。振幅比率ごとの帯域幅を取得するための超音波送受信は、上記と同様に、「３個の区間」それぞれの中心に位置する１本の走査線で実行される場合であっても、「３個の区間」それぞれの全走査線の中で複数の走査線で実行される場合であっても、「３個の区間」それぞれの全走査線で実行される場合であっても良い。これにより、取得部１７１は、「３個の区間」それぞれの帯域幅、又は、平均帯域幅を特定する。

【０１２４】

そして、調整部１７２は、「３個の区間」それぞれの関連情報に基づいて、「３個の区間」それぞれで超音波波形を調整する。送受信部１１は、「３個の区間」それぞれで、該当する超音波波形を有する送信超音波を用いた超音波送受信を所定のフォーカスレートで実行させる。合成部１２１は、「３個の区間」それぞれの合成データを生成する。そして、画像生成部１４は、「３個の区間」それぞれの合成データを用いて、超音波画像データを生成する。

【０１２５】

また、多段フォーカスが実行可能である場合、第１変形例と第２変形例とを組み合わせた第３変形例が行なわれても良い。第３変形例では、例えば、図１４の（Ｃ）に示すように、撮影部位は、複数本の走査線単位で６個の区間に分割され、更に、深さ方向において

、３個の区間に分割されることで、「１８個の区間」に分割される。第３変形例では、図１３及び図１４の（Ｂ）を用いて説明した処理により、「１８個の区間」それぞれで関連情報が取得され、「１８個の区間」それぞれで超音波波形が調整される。

【０１２６】

第１変形例、第２変形例、又は、第３変形例を行なうことで、差音成分を用いた映像化法で生成される超音波画像データの空間分解能を更に向上させることができる。

【０１２７】

なお、第１及び第２の実施形態、並びに、第１変形例～第３変形例で説明した超音波診断装置が実行する制御方法は、あらかじめ用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（ＦＤ）、ＣＤ－ＲＯＭ、ＭＯ、ＤＶＤなどのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【０１２８】

以上、説明したとおり、第１及び第２の実施形態、並びに、第１変形例～第３変形例によれば、差音成分と２次高調波とを用いて得られる画像の画質を、周波数減衰特性の違いによらず安定化することができる。

【０１２９】

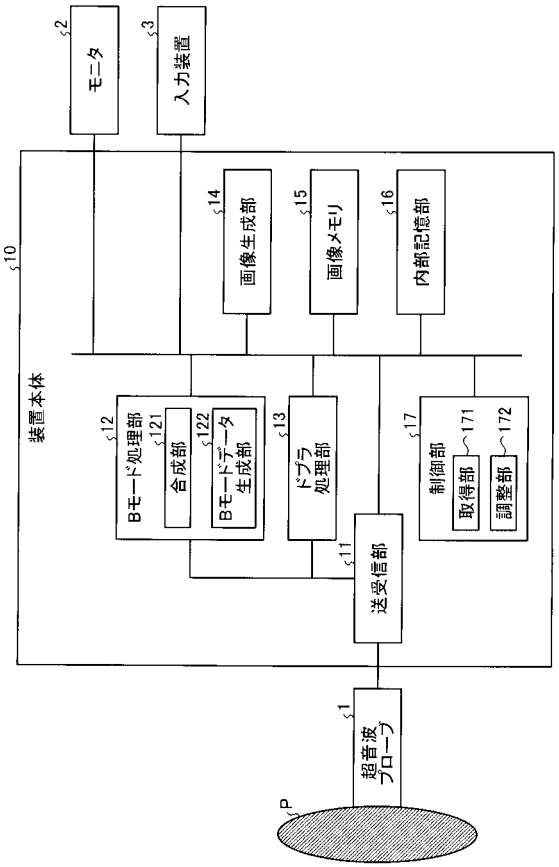
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

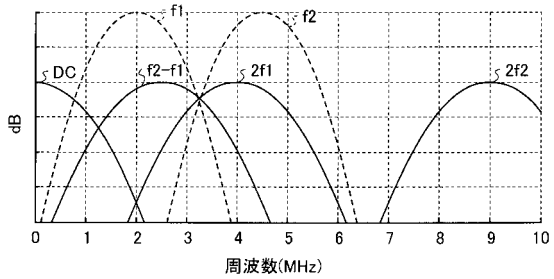
【０１３０】

１１　送受信部
１２１　合成部
１４　画像生成部
１７１　取得部
１７２　調整部

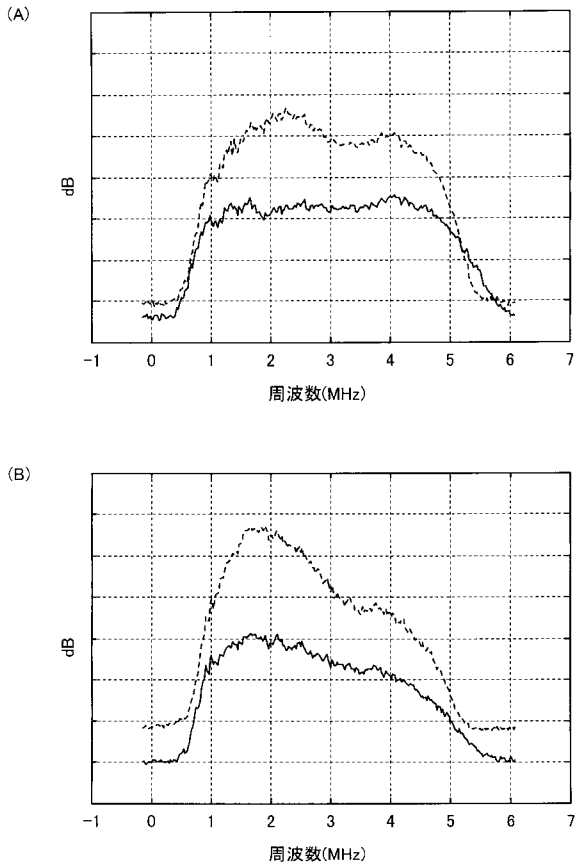
【図１】



【図２】



【図３】



【図４】

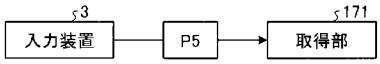
(A)

周波数減衰係数(P)	A1/A2
P≦P1	R1
P1＜P≦P2	R2
P2＜P≦P3	R3
P3＜P≦P4	R4
P4＜P≦P5	R5
・・・	・・・

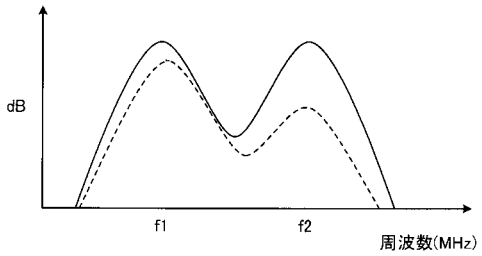
(B)

周波数減衰係数(P)	WF
P≦P1	WF(R1)
P1＜P≦P2	WF(R2)
P2＜P≦P3	WF(R3)
P3＜P≦P4	WF(R4)
P4＜P≦P5	WF(R5)
・・・	・・・

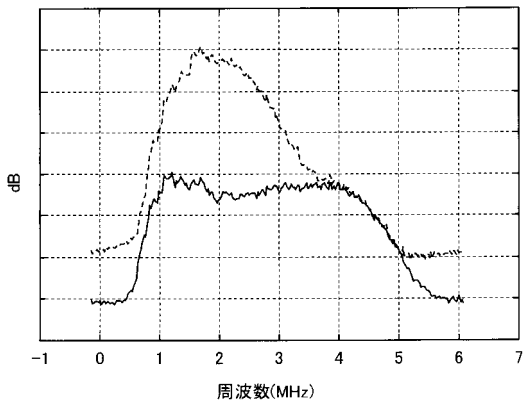
【図５】



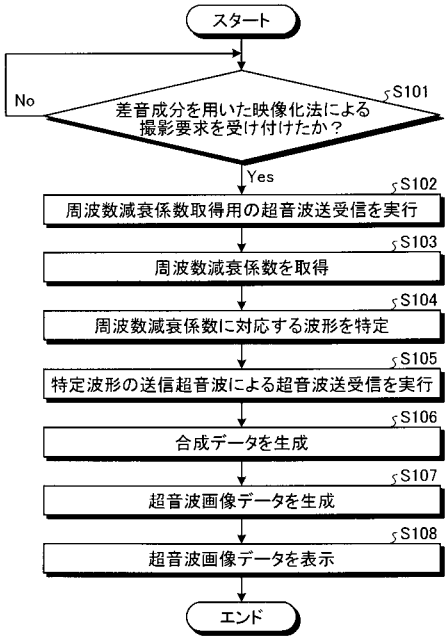
【図６】



【図７】



【図８】

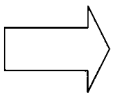


【図９】

WF
WF (R1)
WF (R2)
WF (R3)
WF (R4)
WF (R5)
WF (R6)
WF (R7)
WF (R8)
WF (R9)
WF (R10)

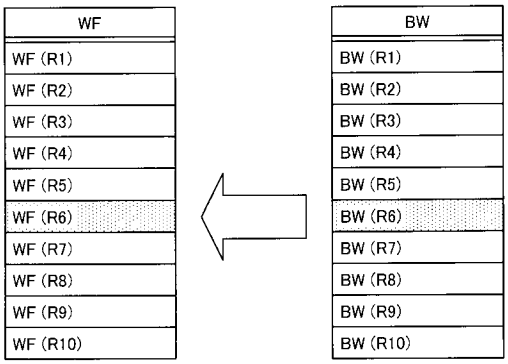
【図１０】

WF
WF (R1)
WF (R2)
WF (R3)
WF (R4)
WF (R5)
WF (R6)
WF (R7)
WF (R8)
WF (R9)
WF (R10)

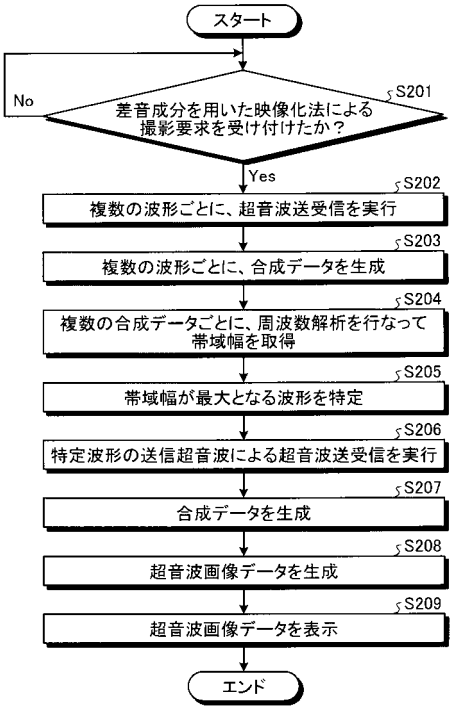


BW
BW (R1)
BW (R2)
BW (R3)
BW (R4)
BW (R5)
BW (R6)
BW (R7)
BW (R8)
BW (R9)
BW (R10)

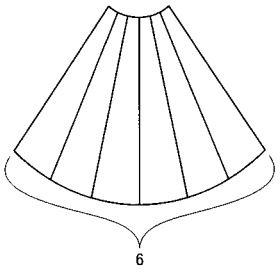
【図１１】



【図１２】



【図１３】



【図１４】

