

(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2014-23923

(P2014-23923A)

(43) 公開日 平成26年2月6日(2014.2.6)

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

F1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2013-129731 (P2013-129731)  
 (22) 出願日 平成25年6月20日 (2013.6.20)  
 (31) 優先権主張番号 特願2012-141239 (P2012-141239)  
 (32) 優先日 平成24年6月22日 (2012.6.22)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 西原 財光  
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  
 (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 EE22 JB24 JB25 JB26 JB31  
KK12 LL05

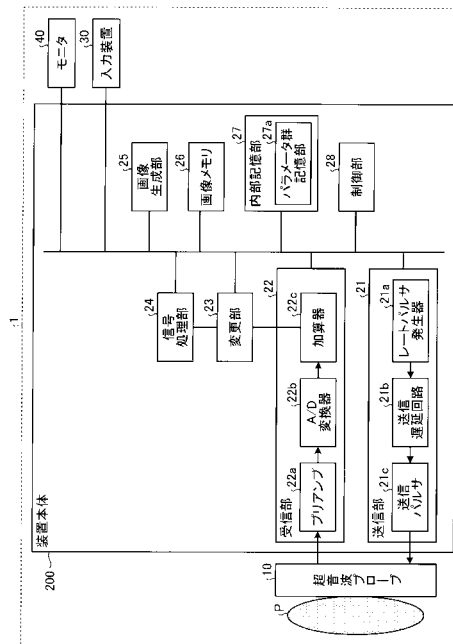
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波画像データの感度及び空間分解能を最適とすることができる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 超音波診断装置1は、受信部22と、変更部23とを備える。受信部22は、超音波受信信号を出力する。変更部23は、映像化する超音波画像データの空間周波数の変化に応じて、前記受信部22が映像化に用いる超音波受信信号として出力する映像化受信信号の周波数特性に関するパラメータ群を取得し、取得したパラメータ群に基づいて前記映像化受信信号に対する映像化処理で用いる中心周波数及び周波数帯域を変更する。

【選択図】 図6



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波受信信号を出力する受信部と、  
映像化する超音波画像データの空間周波数の変化に応じて、前記受信部が映像化に用いる超音波受信信号として出力する映像化受信信号の周波数特性に関するパラメータ群を取得し、取得したパラメータ群に基づいて前記映像化受信信号に対する映像化処理で用いる中心周波数及び周波数帯域を変更する変更部と、  
を備える、超音波診断装置。

**【請求項 2】**

超音波送受信条件に応じた超音波受信信号の周波数特性に関するパラメータ群を記憶するパラメータ群記憶部、  
を更に備え、  
前記変更部は、前記映像化受信信号の超音波送受信条件に対応するパラメータ群を前記パラメータ群記憶部から取得する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

**【請求項 3】**

前記変更部は、前記映像化受信信号を周波数解析して、当該映像化受信信号のパラメータ群を取得する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記変更部は、映像化処理で用いる中心周波数として、前記映像化受信信号に対する直交検波処理に用いる参照信号の周波数を決定し、映像化処理で用いる周波数帯域として、前記映像化受信信号に対する直交検波処理及び間引き処理により設定される通過帯域を決定する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記パラメータ群は、超音波受信信号の上限周波数、超音波受信信号の下限周波数及び超音波受信信号のピーク周波数の少なくとも 1 つを含む、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記変更部は、前記空間周波数の変更をとまなう設定要求を受け付けた場合に、前記映像化処理で用いる中心周波数及び周波数帯域を変更する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 7】**

前記変更部は、前記映像化受信信号のピーク周波数を含み、前記映像化受信信号の上限周波数及び下限周波数を超えない周波数帯域を前記映像化処理で用いる周波数帯域として決定し、決定した周波数帯域の中心周波数を前記映像化処理で用いる中心周波数として決定する、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

**【背景技術】**

40

**【0002】**

従来、超音波診断装置では、超音波画像データの生成までに要する演算回数を削減するため、受信信号の間引き（デシメーション：decimation）によるデータ量の削減が行なわれている。また、超音波診断装置では、映像化される周波数空間に応じて、間引き率（デシメーションレート：decimation rate）を変更することで、画像生成用に出力される出力データのサンプリング周波数を変更して、データ量の削減及び空間分解能を両立させている。

**【0003】**

しかし、従来では、間引き率によっては、超音波画像データの感度及び空間分解能が最適とならない場合があった。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-161262号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、超音波画像データの感度及び空間分解能を最適とすることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、受信部と、変更部とを備える。受信部は、超音波受信信号を出力する。変更部は、映像化する超音波画像データの空間周波数の変化に応じて、前記受信部が映像化に用いる超音波受信信号として出力する映像化受信信号の周波数特性に関するパラメータ群を取得し、取得したパラメータ群に基づいて前記映像化受信信号に対する映像化処理で用いる中心周波数及び周波数帯域を変更する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、従来の超音波診断装置の構成例を示す図である。

【図2】図2は、図1に示す従来の検波器の構成例を示す図である。

【図3】図3は、直交検波処理による周波数変調の概要を示す図である。

【図4】図4は、従来技術の課題を説明するための図(1)である。

【図5】図5は、従来技術の課題を説明するための図(2)である。

【図6】図6は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。

【図7】図7は、本実施形態に係る変更部の構成例を示す図である。

【図8】図8は、パラメータ群記憶部が記憶するパラメータ群の一例を示す図である。

【図9】図9は、本実施形態に係る変更部が行なう処理の一例を示すフローチャートである。

【図10A】図10Aは、図9に示すフローチャートにより行なわれる通過帯域の遷移例を説明するための図(1)である。

【図10B】図10Bは、図9に示すフローチャートにより行なわれる通過帯域の遷移例を説明するための図(2)である。

【図10C】図10Cは、図9に示すフローチャートにより行なわれる通過帯域の遷移例を説明するための図(3)である。

【図10D】図10Dは、図9に示すフローチャートにより行なわれる通過帯域の遷移例を説明するための図(4)である。

【図11A】図11Aは、本実施形態に係る変更部が行なう処理により決定される通過帯域の具体例を示す図(1)である。

【図11B】図11Bは、本実施形態に係る変更部が行なう処理により決定される通過帯域の具体例を示す図(2)である。

【図11C】図11Cは、本実施形態に係る変更部が行なう処理により決定される通過帯域の具体例を示す図(3)である。

【図11D】図11Dは、本実施形態に係る変更部が行なう処理により決定される通過帯域の具体例を示す図(4)である。

【図12】図12は、変形例に係る変更部の構成例を示す図である。

【図13】図13は、図12に示す解析部を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

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。

【0009】

10

20

30

40

50

(実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波診断装置について説明する前に、図1を用いて、従来の超音波診断装置について説明する。図1は、従来の超音波診断装置の構成例を示す図である。図1に示すように、従来の超音波診断装置100は、超音波プローブ10と、装置本体20と、入力装置30と、モニタ40とを有する。

【0010】

超音波プローブ10は、複数の音響素子(音響素子群)として、例えば、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20が有する送信部21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10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10は、圧電振動子に設けられる整合層、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。

10

【0011】

超音波プローブ10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10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。

20

【0012】

入力装置30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、トラックボール等を有し、超音波診断装置100の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体20に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【0013】

モニタ40は、超音波診断装置100の操作者が入力装置30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20において生成された超音波画像等を表示したりする。

【0014】

装置本体20は、超音波画像撮影の全体制御を行なう装置であり、具体的には、超音波プローブ10が受信した反射波に基づいて超音波画像データを生成する装置である。装置本体20は、例えば、図1に示すように、送信部21と、受信部22と、検波器230と、信号処理部24と、画像生成部25と、画像メモリ26と、内部記憶部27と、制御部28とを有する。

30

【0015】

送信部21は、図1に示すように、レートパルス発生器21aと、送信遅延回路21bと、送信パルス21cとを有し、超音波プローブ10に駆動信号を供給する。レートパルス発生器21a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。レートパルスは、送信遅延回路21bを通ることで異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルス21cへ電圧を印加する。すなわち、送信遅延回路21bは、超音波プローブ10から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器21aが発生する各レートパルスに対し与える。送信パルス21cは、かかるレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ10に駆動信号(駆動パルス)を印加する。

40

【0016】

駆動パルスは、送信パルス21cからケーブルを介して超音波プローブ10内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。すなわち、送信遅延回路21bは、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振

50

動子面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 1 7 】

なお、送信部 2 1 は、後述する制御部 2 8 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、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 1 0 が送信した超音波の反射波は、超音波プローブ 1 0 内部の圧電振動子まで到達した後、圧電振動子において、機械的振動からアナログ電氣的信号（反射波信号）に変換され、受信部 2 2 に入力される。受信部 2 2 は、図 1 に示すように、プリアンプ 2 2 a と、A / D 変換器 2 2 b と、加算器 2 2 c とを有し、超音波プローブ 1 0 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なったデータを、後段の検波器 2 3 0 に出力する。

10

【 0 0 1 9 】

プリアンプ 2 2 a は、反射波信号をチャンネルごと（或いは、振動子ごと）に増幅してゲイン調整を行なう。A / D 変換器 2 2 b は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換することでゲイン補正された反射波信号をデジタルデータに変換する。プリアンプ 2 2 a 及び A / D 変換器 2 2 b は、チャンネルごと（或いは、振動子ごと）に設置される。すなわち、プリアンプ 2 2 a 及び A / D 変換器 2 2 b は、それぞれ複数の回路により構成される。加算器 2 2 c は、デジタルデータに受信指向性を決定するために必要な受信遅延時間を与える。また、加算器 2 2 c は、受信遅延時間が与えられたデジタルデータの加算処理を行なう。加算器 2 2 c 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。すなわち、加算器 2 2 c は、所謂、ビームフォーミング（beam forming）を行なう。

20

【 0 0 2 0 】

このように、送信部 2 1 及び受信部 2 2 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。すなわち、送信部 2 1 は、送信ビームフォーマーとして機能し、受信部 2 2 は、受信ビームフォーマーとして機能する。

【 0 0 2 1 】

検波器 2 3 0 は、加算器 2 2 c から出力されたデータに対して、周波数変調処理やフィルタリング処理等を行なうことで、データ補間処理及び間引き処理を行なう。検波器 2 3 0 が出力するデータは、反射波データとして、後段の信号処理部 2 4 に出力される。なお、検波器 2 3 0 が行なう処理については、後に詳述する。

30

【 0 0 2 2 】

信号処理部 2 4 は、検波器 2 3 0 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、信号処理部 2 4 は、検波器 2 3 0 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、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、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。

【 0 0 2 3 】

画像生成部 2 5 は、信号処理部 2 4 が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部 2 5 は、B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像データを生成する。また、画像生成部 2 5 は、ドプラデータから移動体情報を表す平均速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ画像データを生成する。また、画像生成部 2 5 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、ボディマークなどを合成した合成画像データを生成することもできる。

40

【 0 0 2 4 】

ここで、画像生成部 2 5 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、表示用画像としての超音波画像データを生成する。また、画像生成部 2 5 は、スキャンコンバート以外に種々の

50

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）などを行なう。

【0025】

また、画像生成部25は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、3次元画像の再構成処理などを行うことが可能である。また、画像生成部25が搭載する記憶メモリから、例えば、診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。

【0026】

Bモードデータ及びドブラデータは、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25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ブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

10

【0027】

画像メモリ26は、画像生成部25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26は、信号処理部24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26が記憶するBモードデータやドブラデータは、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25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26は、検波器230が出力した反射波データを記憶することも可能である。

20

【0028】

内部記憶部27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ポディマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部27は、必要に応じて、画像メモリ26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27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27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。

【0029】

制御部28は、超音波診断装置100の処理全体を制御する。具体的には、制御部28は、入力装置30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27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、送信部21、受信部22、検波器230、信号処理部24及び画像生成部25の処理を制御する。また、制御部28は、画像メモリ26や内部記憶部27が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ40にて表示するように制御する。

30

【0030】

以上、従来 of 超音波診断装置100の構成例について説明した。かかる構成において、従来 of 超音波診断装置100は、検波器230により、周波数変調処理やフィルタリング処理等を行なうことで、データ補間処理及び間引き処理を行なう。超音波診断装置100は、検波器230での間引き処理により、信号処理部24や画像生成部25に出力されるデータ量を削減し、超音波画像データの生成までに要する演算回数を削減する。以下、図2等を用いて、検波器230について詳細に説明する。図2は、図1に示す従来 of 検波器の構成例を示す図である。

40

【0031】

図2に例示するように、検波器230は、直交検波回路231と、参照信号発生器232と、デシメーション回路233とを有する。直交検波回路231は、加算器22cの出力信号をベースバンド帯域の同相信号（I信号、I：In-phase）と直交信号（Q信号、Q：Quadrature-phase）とに変換する。図3は、直交検波処理による周波数変調の概要を示す図である。なお、図3に示す横軸の「freq」は、周波数（frequency）であり、図3に示す縦軸の「power」は、超音波受信信号の各周波数での強度を示す。図3に示すように

50

、超音波受信信号の周波数帯域は、周波数  $f_0$  を持つ参照信号を用いた直交検波により、 $0\text{ Hz}$  へ周波数シフトされる。これにより、上限周波数が「 $f_{s1}/2$ 」の超音波受信信号は、図3に示すように、上限周波数が「 $f_{s2}/2$ 」の超音波受信信号となる。サンプリング定理により、「 $f_{s2}/2$ 」をナイキスト周波数（折り返し周波数）とする「 $f_{s2}$ 」をサンプリング周波数とすることができる。「 $f_{s2} < f_{s1}$ 」であることから、直交検波処理により、サンプリング周波数を低くすることが可能となる。すなわち、同じ時間長のデータを扱う場合、直交検波を行なうことで、データ量削減が可能となる。

#### 【0032】

具体的には、加算器22cから出力されたデータは、図2に示すように、直交検波回路231により、それぞれが周波数  $f_0$  を持つ参照信号501及び参照信号502と掛け合わされる。参照信号501及び参照信号502は、参照信号発生器232により生成される。従来、周波数  $f_0$  は、一般的には、超音波受信信号の中心周波数に設定される。周波数  $f_0$  は、送信条件等とともに予め設定されるパラメータの一つである。ここで、参照信号501及び参照信号502は、互いに位相が90度異なる信号である。すなわち、参照信号501は、「 $\sin(2f_0t)$ 」の信号として表すことができ、参照信号502は、「 $\cos(2f_0t)$ 」の信号として表すことができる。

10

#### 【0033】

直交検波回路231は、加算器22cから出力された超音波受信信号に対して、参照信号501及び参照信号502を用いた直交検波処理を行なう。これにより、超音波受信信号の周波数  $f_0$  が、ベースバンド（ $0\text{ Hz}$ ）へと周波数変調される。そして、直交検波回路231から出力された信号（I信号及びQ信号）は、デシメーション回路233により、間引き処理される。そして、デシメーション回路233で間引き処理されたデータが、反射波データとして、信号処理部24に出力される。

20

#### 【0034】

ここで、デシメーション回路233の間引き（デシメーション）処理は、後段で扱われるデータ量を削減するために実施される。間引き率（デシメーションレート）が高いほどデータ量をより削減することができるが、データのサンプリング周波数が低くなり、時間分解能が低くなる。サンプリング周波数の低下により時間分解能が低下すると、モニタ40に出力される超音波画像データの空間分解能が低下する。このため、実際に映像化される空間周波数に応じて、デシメーションレートを適切に設定する必要がある。具体的には、デシメーション回路233による間引きは、映像化される空間周波数（ピクセルレート）がA/D変換器22bでのアナログ/デジタル変換で行なわれたサンプリング周波数よりも低い場合に可能となる。ここで、A/D変換器22bにおけるサンプリング周波数は、一般的には、固定されていることが多い。

30

#### 【0035】

上述したように、デシメーションレートが高いほどデータ削減効果が高いが、データのサンプリング周波数が低くなり、時間分解能（空間分解能）が低下する。また、単純に間引き処理を行なうと、折り返しによるノイズが発生する。このため、直交検波処理後のデータに対して、ナイキスト周波数（折り返し周波数）を考慮したLPF（Low Pass Filter）処理を行なう必要がある。なお、図2に示す構成例では、LPF処理を行なう処理部（以下、LPFと記載する）を図示していないが、LPFは、直交検波回路231とデシメーション回路233との間に設置される。或いは、LPFは、デシメーション回路233に内蔵される。以下では、デシメーション回路233がLPFを内蔵しているものとして説明する。このLPFは、直交検波処理により副次的に発生する高調波成分「 $2 * f_0$ 」を抑制する効果も兼ねていることが多い。

40

#### 【0036】

以上が、図1に示す従来の超音波診断装置100が有する検波器230の処理となる。

#### 【0037】

ここで、画像生成部25が生成する超音波画像データの画像サイズは、モニタサイズやモニタ解像度に応じて、ある程度一定のサイズであることが多い。また、画像出力領域の

50

変更が可能である場合もあるが、その場合であっても、ある少数の限られた選択肢の中からの選択である場合が多い。しかし、超音波画像データで表示される深さ（depth）変更や、Pan / Zoom等により、映像化される撮影領域が変更された際に、画像サイズが一定である場合、映像化される空間周波数が、変更されることとなる。かかる場合、従来のシステムでは、デシメーション回路233のデシメーションレートを変更することで、映像化される空間周波数に応じて、信号処理部24へ出力するデータ（以下、出力データ）のサンプリング周波数を変更している。これにより、従来では、データ量の削減効果を維持し、空間分解能を調整する。例えば、超音波画像データの深さ方向での画像サイズが1000ピクセルに固定されているとする。ここで、深さ「10cm」までが10000データで表現されるデータがデシメーション回路233に入力された場合、デシメーションレートは、「 $1000 / 10000 = 1 / 10$ 」となる。一方、深さ「10cm」から深さ「20cm」に変更された場合、深さ「20cm」までが20000データで表現されるデータがデシメーション回路233に入力されることとなり、デシメーションレートは、「 $1 / 20$ 」に変更される。かかる場合、超音波画像データ全体は低空間分解能となるが、その場合の空間分解能は、表示モニタの解像度等の表示様式に依存している。

10

#### 【0038】

また、図1及び図2に例示する従来のシステムでは、直交検波処理における参照信号の周波数 $f_0$ は、超音波の伝搬における周波数依存減衰の影響を考慮して、伝搬時間（深さ）に応じて変更されることが多い。更に、図1及び図2に例示する従来のシステムでは、実際に映像化に用いられる通過帯域は、常に、ナイキスト周波数で制約される周波数帯域の範囲内で、通過可能な最も広い通過帯域に設定されるものではない。図1及び図2に例示する従来構成では、実際に映像化に用いられる通過帯域は、超音波受信信号や、映像化に用いるための受信信号の特性に応じて、ナイキスト周波数により制約される範囲よりも更に狭い範囲内で設定されることも多い。すなわち、図1及び図2に例示する従来のシステムでは、映像化に用いられる通過帯域は、デシメーションレートに応じて設定された通過帯域とナイキスト周波数で制約される通過帯域とのうち、狭い帯域が選択される。

20

#### 【0039】

なお、図1や図2に示す従来構成は、あくまでも一例であり、従来の超音波診断装置100は、A/D変換器22bの前段で周波数変調を行なって、A/D変換器22bにおけるサンプリング周波数を変更しても良い。又は、従来の超音波診断装置100は、加算器22cの前段に検波器を設置し、加算器22cと信号処理部24と画像生成部25とを合わせた回路を設置することで、演算回数を削減する構成であっても良い。従来のシステムで、A/D変換前に周波数変調する場合は、検波器230と略等価な機能を有する回路を、A/D変換器22bの前段に配置し、実際に映像化される空間周波数に応じてA/D変換器22bにおけるサンプリング周波数を変更する。

30

#### 【0040】

上述したように、従来、直交検波に用いる参照信号の周波数 $f_0$ は、一般的には、超音波受信信号の中心周波数に設定される。また、上述したように、従来では、設定変更により映像化される空間周波数が変わった場合、デシメーション回路233のデシメーションレートを変更することで、データ量の削減を維持し、空間分解能を調整している。

40

#### 【0041】

しかし、従来のように、直交検波処理に用いる参照信号の周波数を設定する条件を固定した場合、デシメーションレートによっては常に最適な信号帯域を収集することが困難な場合があった。この点について、図4及び図5を用いて詳細に説明する。図4及び図5は、従来技術の課題を説明するための図である。

#### 【0042】

図4及び図5に示す超音波受信信号は、「ある観測時間」によって定まる「ある深さ」までの同一の周波数特性を有する超音波受信信号に対して、異なる周波数の参照信号で直交検波処理を行なった結果を示している（両図の「点でハッチングされた領域」を参照）。また、図4及び図5では、直交検波処理後の超音波受信信号それぞれに対して、異なる

50

デシメーションレートで間引きを行なうことで設定された通過帯域を示している。

【0043】

ここで、図4は、「デシメーションレートが高い場合」、すなわち、「低空間分解能となる深部表示の場合」を優先して、直交検波処理に用いる参照信号の周波数 $f_0$ を設定した例である。また、図5は、「デシメーションレートが低い場合」、すなわち、「高空間分解能となる浅部表示やZoom時の場合」を優先して、直交検波処理に用いる参照信号の周波数 $f_0$ を設定した例である。

【0044】

図4に示す「4A、4B、4C」は、図4に示す直交検波処理後の超音波受信信号に対して、更に、異なるデシメーションレートで間引きを行なうことで設定された通過帯域を示している。また、図5に示す「5A、5B、5C」は、図5に示す直交検波処理後の超音波受信信号に対して、更に、異なるデシメーションレートで間引きを行なうことで設定された通過帯域を示している。通過帯域4Aや通過帯域5Aは、デシメーションレートが高く設定されてサンプリング周波数が低くなった結果、通過帯域が狭くなった場合を例示している。一方、通過帯域4Cや通過帯域5Cは、デシメーションレートが低く設定されてサンプリング周波数が高くなった結果、通過帯域が広がった場合を例示している。また、通過帯域4Bは、通過帯域4Aのデシメーションレートと通過帯域4Cの間のデシメーションレートにより設定された通過帯域を例示しており、通過帯域5Bは、通過帯域5Aのデシメーションレートと通過帯域5Cの間のデシメーションレートにより設定された通過帯域を例示している。

10

20

【0045】

図4に示すように、通過帯域4Aは、超音波受信信号の中で、高感度な周波数（強度が高い周波数）を効果的に通過できる帯域であるとともに、帯域外領域（ノイズ領域）を遮断する帯域となっている。しかし、図4に示すように、通過帯域4Cは、帯域外領域（ノイズ領域）を通過させた帯域であるとともに、映像化可能な周波数帯域を遮断している帯域となっている。ここで、図4に示す参照信号の周波数 $f_0$ は、デシメーションレートを高くして通過帯域4Aを設定する場合を優先して設定された周波数である。その結果、映像化される空間周波数が変更されたことにもなってデシメーションレートを低くすると、通過帯域は、通過帯域4Bや通過帯域4Cとなる。通過帯域4Cにより通過される信号帯域は、必ずしも最適ではなく、感度を劣化させる帯域となっている。

30

【0046】

また、図5に示すように、通過帯域5Cは、超音波受信信号の中で、高感度な周波数（強度が高い周波数）を効果的に通過できる帯域となっている。しかし、通過帯域5Aは、超音波受信信号の中で、より高感度な周波数帯域が存在するにもかかわらず、低感度な周波数帯域（強度が低い周波数帯域）を通過させているため、感度及び分解能を劣化させる帯域となっている。ここで、図5に示す参照信号の周波数 $f_0$ は、デシメーションレートを低くして通過帯域5Cを設定する場合を優先して設定された周波数である。その結果、映像化される空間周波数が変更されたことにもなってデシメーションレートを高くすると、通過帯域は、通過帯域5Bや通過帯域5Aとなる。通過帯域5Aにより通過される信号帯域は、必ずしも最適ではなく、感度を劣化させる帯域となっている。

40

【0047】

上述したように、従来技術では、参照信号の周波数は、デシメーションレートに依らず、超音波受信信号の中心周波数に固定されている。このため、従来技術で、デシメーションレートによっては必ずしも周波数通過帯域が最適な設定とならない場合があった。すなわち、従来では、デシメーションレートによっては、超音波画像データの感度及び空間分解能が最適とならない場合があった。

【0048】

そこで、本実施形態では、超音波画像データの感度及び空間分解能を最適とするため、以下で説明する処理を行なう。図6は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。

50

## 【0049】

図6に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置1は、前述した従来の超音波診断装置100と同様に、超音波プローブ10、入力装置30及びモニタ40及びを有する。そして、本実施形態に係る超音波診断装置1は、従来の超音波診断装置100が有する装置本体20の代わりに、装置本体200を有する。

## 【0050】

図6に示す装置本体200は、図1に示す装置本体20と同様に、受信部22、送信部21、信号処理部24、画像生成部25、画像メモリ26及び制御部28を有する。図6に示す受信部22、送信部21、信号処理部24、画像生成部25、画像メモリ26及び制御部28は、図1を用いた説明した受信部22、送信部21、信号処理部24、画像生成部25、画像メモリ26及び制御部28と同様に構成される。

10

## 【0051】

また、図6に示す装置本体200は、図1に示す装置本体20と同様に、内部記憶部27を有する。図6に示す内部記憶部27は、図1に示す内部記憶部27の各種データを記憶する。ただし、図6に示す内部記憶部27は、図1に示す内部記憶部27とは異なり、パラメータ群記憶部27aを有する。

## 【0052】

そして、図6に示す装置本体200は、検波器230の代わりに変更部23を有する。本実施形態に係る超音波診断装置1では、パラメータ群記憶部27aが記憶するパラメータ群を用いて変更部23が、以下の処理を行なう。

20

## 【0053】

変更部23は、映像化する超音波画像データの空間周波数の変化に応じて、映像化に用いる超音波受信信号（以下、映像化受信信号）の周波数特性に関するパラメータ群を取得する。受信部22は、超音波受信信号を出力する。映像化受信信号は、映像化する超音波画像データの空間周波数の変化に応じて、受信部22が映像化に用いる超音波受信信号として出力する超音波受信信号である。例えば、映像化受信信号は、空間周波数の変化に応じて、加算器22cが出力する超音波受信信号である。そして、本実施形態では、変更部23は、パラメータ群記憶部27aを参照して、映像化受信信号のパラメータ群を取得する。パラメータ群記憶部27aは、超音波送受信条件に応じた超音波受信信号の周波数特性に関するパラメータ群を記憶する。変更部23は、映像化する超音波画像データの空間周波数の変化に応じて、映像化受信信号の超音波送受信条件に対応するパラメータ群をパラメータ群記憶部27aから取得する。そして、変更部23は、取得したパラメータ群に基づいて映像化受信信号に対する映像化処理で用いる中心周波数及び周波数帯域を変更する。これにより、変更部23は、デジタルデータである映像化受信信号のサンプリング周波数を変更（周波数復調）する。ここで、変更部23は、空間周波数の変更をともなう設定要求を受け付けた場合に、映像化処理で用いる中心周波数及び周波数帯域を変更する。例えば、空間周波数の変更をともなう設定要求としては、入力装置30を介して操作者が行なう深さ（depth）変更要求や、Pan処理要求、Zoom処理要求、画像出力領域変更要求が挙げられる。

30

## 【0054】

ここで、本実施形態に係る変更部23は、映像化処理で用いる中心周波数として、映像化受信信号に対する直交検波処理に用いる参照信号の周波数を、取得したパラメータ群に基づいて決定する。また、本実施形態に係る変更部23は、映像化処理で用いる周波数帯域として、映像化受信信号に対する直交検波処理及び間引き処理により設定される通過帯域を、取得したパラメータ群に基づいて決定する。

40

## 【0055】

すなわち、変更部23は、検波器230と同様に直交検波処理及びデシメーション処理を行なう。図7は、本実施形態に係る変更部の構成例を示す図である。

## 【0056】

図7に示すように、変更部23は、直交検波回路231と、参照信号発生器232と、

50

デシメーション回路 233 とを有する。同一の符号を付与しているように、変更部 23 が有する直交検波回路 231、参照信号発生器 232 及びデシメーション回路 233 は、図 2 に示す検波器 230 が有する直交検波回路 231、参照信号発生器 232 及びデシメーション回路 233 と同様の回路である。

【0057】

ただし、図 7 に示すように、本実施形態に係る変更部 23 は、検波器 230 とは異なり、参照周波数演算器 234 を有している。参照周波数演算器 234 は、パラメータ群記憶部 27a から取得したパラメータ群から参照信号の周波数を決定する。そして、参照周波数演算器 234 は、決定した参照信号の周波数を参照信号発生器 232 に転送する。参照信号発生器 232 は、参照周波数演算器 234 から受信した参照信号の周波数に基づき、図 7 に示す参照信号 51 及び参照信号 52 を生成する。直交検波回路 231 は、加算器 22c から出力された超音波受信信号（映像化受信信号）に対して、参照信号 51 及び参照信号 52 を用いた直交検波処理を行なう。

10

【0058】

従来では、参照信号発生器 232 は、予め設定された周波数に基づいて、参照信号 501 及び参照信号 502 を生成していた。これに対して、本実施形態では、参照信号発生器 232 は、参照周波数演算器 234 から受信した周波数に基づいて、参照信号 51 及び参照信号 52 を生成する。

【0059】

以下、参照周波数演算器 234 が参照信号の周波数を決定するために用いるパラメータ群と、参照周波数演算器 234 がパラメータ群を用いて参照信号の周波数を決定する方法とについて、具体的に説明する。なお、以下では、「参照信号の周波数」を「参照周波数」として記載する。

20

【0060】

パラメータ群記憶部 27a が記憶するパラメータ群は、超音波送受信条件ごとに予め求められた超音波受信信号の周波数特性に関する複数の情報であり、参照周波数を決定するための複数の情報である。パラメータ群は、例えば、様々なファントムに対して様々な超音波送受信条件により超音波送受信を行なうことで得られる超音波受信信号から、求めることができる。或いは、パラメータ群は、実際に超音波検査を行なう被検体 P に対して様々な超音波送受信条件により超音波送受信を行なうことで得られた超音波受信信号から、求めることができる。

30

【0061】

かかる処理に求められたパラメータ群は、パラメータ群記憶部 27a に格納される。図 8 は、パラメータ群記憶部が記憶するパラメータ群の一例を示す図である。

【0062】

パラメータ群に含まれるパラメータは、例えば、図 8 に示すように、超音波受信信号の「第 n 番目の強度となるピーク周波数」である。「 $n = 1$ 」の場合、ピーク周波数は、例えば、基本波の周波数となる。また、「 $n = 2$ 」の場合、ピーク周波数は、例えば、2 次高調波の周波数となる。

【0063】

また、パラメータ群に含まれるパラメータは、例えば、図 8 に示すように、超音波受信信号の「重心周波数」である。また、パラメータ群に含まれるパラメータは、例えば、図 8 に示すように、超音波受信信号の「帯域幅」や、超音波受信信号の「比帯域」である。超音波受信信号の「帯域幅」としては、「 $-6 \text{ dB}$ の帯域幅」や「 $-20 \text{ dB}$ の帯域幅」が用いられる。また、超音波受信信号の「比帯域」としては、「 $-6 \text{ dB}$ の比帯域」や「 $-20 \text{ dB}$ の比帯域」が用いられる。

40

【0064】

また、パラメータ群に含まれるパラメータは、例えば、図 8 に示すように、超音波受信信号の「上限周波数」や、超音波受信信号の「下限周波数」である。「上限周波数」及び「下限周波数」は、超音波受信信号の周波数帯域において、映像化したい超音波受診信号

50

の周波数領域の上限値及び下限値となる。

【 0 0 6 5 】

なお、パラメータ群に含まれるパラメータは、超音波受信信号の周波数特性そのものの情報に限られず、例えば、図 8 に示すように、「ピーク周波数」や「上限周波数」、「下限周波数」を推定可能な「送信周波数」や「送信周波数の整数倍の周波数」であっても良い。例えば、「送信周波数の 2 倍の周波数」は、ハーモニックイメージングで用いられる 2 次高調波に対応する。仮に、「上限周波数」、「下限周波数」及び「ピーク周波数」の 3 種類がパラメータ群の項目として設定されている場合、パラメータ群記憶部 27a は、例えば、「超音波送受信条件：C1」で得られた超音波受信信号から求めた「上限周波数、下限周波数、ピーク周波数」、「超音波送受信条件：C2」で得られた超音波受信信号から求めた「上限周波数、下限周波数、ピーク周波数」、「超音波送受信条件：C3」で得られた超音波受信信号から求めた「上限周波数、下限周波数、ピーク周波数」等を記憶する。

10

【 0 0 6 6 】

変更部 23 は、図 8 に示すパラメータ群の 1 つのパラメータ、又は、複数のパラメータを用いて参照周波数を決定する。以下では、超音波受信信号の「ピーク周波数 (n = 1)」、「上限周波数」及び「下限周波数」をパラメータ群として参照周波数を決定する場合について、図 9、図 10A、図 10B、図 10C 及び図 10D を用いて説明する。図 9 は、本実施形態に係る変更部が行なう処理の一例を示すフローチャートである。また、図 10A ~ 図 10D は、図 9 に示すフローチャートにより行なわれる通過帯域の遷移例を説明するための図である。

20

【 0 0 6 7 】

図 9 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の制御部 28 は、操作者から入力装置 30 を介して、映像化する超音波画像データの空間周波数が変更される設定を受け付けたか否かを判定する (ステップ S101)。ここで、空間周波数が変更される設定を受け付けない場合 (ステップ S101 否定)、制御部 28 は、設定を受け付けるまで待機する。

【 0 0 6 8 】

一方、空間周波数が変更される設定を受け付けた場合 (ステップ S101 肯定)、制御部 28 の制御により、参照周波数演算器 234 は、処理対象となる映像化受信信号を受信するために用いられた超音波送受信条件に対応付けられたパラメータ群 (ピーク周波数、上限周波数及び下限周波数) を取得する (ステップ S102)。ここで、「映像化受信信号」は、空間周波数が変更される設定により変更された超音波送受信条件により収集された超音波受信信号である。

30

【 0 0 6 9 】

そして、参照周波数演算器 234 は、取得したピーク周波数を中心として、設定可能な最も広い通過帯域を設定する (ステップ S103)。ここで、「設定可能な最も広い通過帯域」とは、受信部 22 が有する A/D 変換器 22b のサンプリング周波数及びデシメーションレートから、サンプリング定理を満たす範囲内で設定可能な最も広帯域な領域である。図 10A では、超音波受信信号 (映像化受信信号) のピーク周波数、上限周波数及び下限周波数を上向きの矢印で示している。例えば、図 10A に示す「ピーク周波数、上限周波数及び下限周波数」は、映像化受信信号の超音波送受信条件と同一、又は、類似する「超音波送受信条件：C3」に対応付けられた「上限周波数、下限周波数、ピーク周波数」である。また、図 10A では、上記の「設定可能な最も広い通過帯域」を台形の枠線で示している。

40

【 0 0 7 0 】

そして、参照周波数演算器 234 は、ピーク周波数が下限周波数に近い周波数であるか否かを判定する (ステップ S104)。ここで、ピーク周波数が下限周波数に近い周波数である場合 (ステップ S104 肯定)、参照周波数演算器 234 は、ステップ S103 で設定した通過帯域の下端が下限周波数より小さいか否かを判定する (ステップ S105a)

50

)。

【0071】

ここで、ステップS103で設定した通過帯域の下端が下限周波数以上の周波数である場合(ステップS105a否定)、参照周波数演算器234は、ステップS103で設定した通過帯域が映像化受信信号の上限周波数及び下限周波数の間に位置する帯域であると判定する。そして、参照周波数演算器234は、ステップS103で設定した通過帯域の中心を参照周波数として設定し、参照信号発生器232に参照信号を発生させ(ステップS109)、処理を終了する。

【0072】

一方、ステップS103で設定した通過帯域の下端が下限周波数より小さい場合(ステップS105a肯定)、参照周波数演算器234は、ステップS103で設定した通過帯域の下端が下限周波数と一致するようにシフトする(ステップS106a、図10Bを参照)。

10

【0073】

そして、参照周波数演算器234は、ステップS106aでシフトした通過帯域の上端が上限周波数より大きいか否かを判定する(ステップS107a)。ここで、ステップS106aでシフトした通過帯域の上端が上限周波数以下の周波数である場合(ステップS107a否定)、参照周波数演算器234は、ステップS106aで設定した通過帯域が映像化受信信号の上限周波数及び下限周波数の間に位置する帯域であると判定する。そして、参照周波数演算器234は、ステップS106aで設定した通過帯域の中心を参照周波数として設定し、参照信号発生器232に参照信号を発生させ(ステップS109)、処理を終了する。

20

【0074】

一方、ステップS106aでシフトした通過帯域の上端が上限周波数より大きい場合(ステップS107a肯定)、参照周波数演算器234は、ステップS106aでシフトした通過帯域の上限が上限周波数を超えないように、ステップS106aでシフトした通過帯域幅を制限する(ステップS108a、図10C参照)。図10Cでは、帯域制限を受ける前の通過帯域を破線で示し、帯域制限を受けた後の通過帯域を実線で示している。ここで、上限周波数及び下限周波数は、映像化したい信号領域を示しており、上限周波数及び下限周波数の外側は、映像化したくないノイズ領域である。このため、S/Nを最適化する観点から、図10Cに示すように通過帯域を絞ることで、ノイズ領域を遮断することが望ましい。このため、ステップS108a(及び後述するステップS108b)の処理では、通過帯域を「上限周波数」及び「下限周波数」の領域内に制限する。なお、ステップS103で設定される通過帯域は、「設定可能な最も広い通過帯域」を設定しているため、広げることができないが、フィルタ係数の設定により、狭めることは可能である。

30

【0075】

そして、参照周波数演算器234は、ステップS108aで制限した通過帯域の中心を参照周波数として設定し(図10Dを参照)、参照信号発生器232に参照信号を発生させ(ステップS109)、処理を終了する。

【0076】

一方、ピーク周波数が上限周波数に近い周波数である場合(ステップS104否定)、参照周波数演算器234は、ステップS103で設定した通過帯域の上端が上限周波数より大きいか否かを判定する(ステップS105b)。

40

【0077】

ここで、ステップS103で設定した通過帯域の上端が上限周波数以下の周波数である場合(ステップS105b否定)、参照周波数演算器234は、ステップS103で設定した通過帯域が映像化受信信号の上限周波数及び下限周波数の間に位置する帯域であると判定する。そして、参照周波数演算器234は、ステップS103で設定した通過帯域の中心を参照周波数として設定し、参照信号発生器232に参照信号を発生させ(ステップS109)、処理を終了する。

50

## 【0078】

一方、ステップS103で設定した通過帯域の上端が上限周波数より大きい場合（ステップS105b肯定）、参照周波数演算器234は、ステップS103で設定した通過帯域の上端が上限周波数と一致するようにシフトする（ステップS106b）。

## 【0079】

そして、参照周波数演算器234は、ステップS106bでシフトした通過帯域の下端が下限周波数より小さいか否かを判定する（ステップS107b）。ここで、ステップS106bでシフトした通過帯域の下端が下限周波数以上の周波数である場合（ステップS107b否定）、参照周波数演算器234は、ステップS106bで設定した通過帯域が映像化受信信号の上限周波数及び下限周波数の間に位置する帯域であると判定する。そして、参照周波数演算器234は、ステップS106bで設定した通過帯域の中心を参照周波数として設定し、参照信号発生器232に参照信号を発生させ（ステップS109）、処理を終了する。

10

## 【0080】

一方、ステップS106bでシフトした通過帯域の下端が下限周波数より小さい場合（ステップS107b肯定）、参照周波数演算器234は、ステップS106bでシフトした通過帯域の下限が下限周波数を超えないように、ステップS106bでシフトした通過帯域幅を制限する。

## 【0081】

そして、参照周波数演算器234は、ステップS108bで制限した通過帯域の中心を参照周波数として設定し、参照信号発生器232に参照信号を発生させ（ステップS109）、処理を終了する。

20

## 【0082】

このように、変更部23は、映像化受信信号のピーク周波数を含み、映像化受信信号の上限周波数及び下限周波数を超えない周波数帯域を映像化処理で用いる周波数帯域として決定する。そして、変更部23は、決定した周波数帯域の中心周波数を映像化処理で用いる中心周波数として決定する。すなわち、本実施形態では、図9に例示する処理を行なうことで、常に、下限周波数から上限周波数の内側に通過帯域が設定され、かつ、ピーク周波数を通過帯域内に入れることが可能となる。これにより、本実施形態では、常に、S/Nの劣化を最低限に抑え、最適な空間分解能を維持した状態で、反射波データを後段の信号処理部24に出力して、超音波画像データを生成することが可能となる。その結果、本実施形態では、超音波画像データの感度及び空間分解能を最適とすることができる。

30

## 【0083】

図9に例示する処理により決定される通過帯域の具体例について、更に、図11A、図11B、図11C及び図11Dを用いて説明する。図11A、図11B、図11C及び図11Dは、本実施形態に係る変更部が行なう処理により決定される通過帯域の具体例を示す図である。

## 【0084】

例えば、変更部23が、図11Aに示すような周波数特性を有する超音波受信信号を受信したとする。図11Aに示す超音波受信信号の周波数帯域は、図4及び図5に示す超音波受信信号の周波数帯域と同一である。

40

## 【0085】

参照周波数演算器234は、超音波送受信条件に基づいて、ピーク周波数、下限周波数及び上限周波数を取得する。そして、参照周波数演算器234は、図11Aに示すように、取得したピーク周波数、下限周波数及び上限周波数を超音波受信信号に設定する。ここで、図11B、図11C及び図11Dは、通過帯域（通過可能帯域）がそれぞれ異なるデシメーションレートが設定されている場合に、参照周波数演算器234が決定する通過帯域の具体例を示している。

## 【0086】

図11Bを用いて、デシメーションレートが高く、通過帯域が狭く設定されている場合

50

において、参照周波数を決定する方法について説明する。まず、参照周波数演算器 234 は、「ピーク周波数」を中心に設定された通過帯域が、「下限周波数」又は「上限周波数」にかかるかどうかを確認する。図 11B に示す場合、参照周波数演算器 234 は、「ピーク周波数」を通過帯域の中心に設定しても、通過帯域が「下限周波数」及び「上限周波数」にかからないため、「ピーク周波数」を参照周波数として決定する。図 11C に示す場合でも、参照周波数演算器 234 は、「ピーク周波数」を通過帯域の中心に設定しても、通過帯域が「下限周波数」及び「上限周波数」にかからないため、「ピーク周波数」を参照周波数として決定する。

【0087】

一方、図 11D に示す場合、「ピーク周波数」を中心に通過帯域を設定すると、通過帯域が「下限周波数」の外にも設定されてしまうため、参照周波数演算器 234 は、通過帯域の下限が「下限周波数」になるようにシフト処理を行なう。すなわち、参照周波数演算器 234 は、「下限周波数」を基準とし、基準の周波数より高い周波数帯域が通過帯域となるように決定する。

10

【0088】

ここで、図 11B に示す参照周波数により定まる通過帯域は、デシメーションレートが高く、通過帯域が狭い場合を優先して参照信号の周波数を設定した場合の通過帯域（図 4 に示す通過帯域 4A）に類似している。一方、図 11D に示す参照周波数により定まる通過帯域は、デシメーションレートが低く、通過帯域が広い場合を優先して参照信号の周波数を設定した場合の通過帯域（図 5 に示す通過帯域 5C）に類似している。

20

【0089】

図 11A ~ 図 11D を用いて説明したように、本実施形態では、間引き率（デシメーションレート）に依存することなく、最適な参照周波数を設定することができる。

【0090】

従来では、映像化される空間周波数の変化に応じて、超音波受信信号の帯域幅のみを変更し、その帯域自体を変更していなかった。このため、従来では、映像化される空間周波数の変化によっては、超音波画像データの感度及び空間分解能が最適とならない場合があった。

【0091】

これに対して、本実施形態では、上述したように、映像化される空間周波数の変化に応じて、参照周波数を変更することで、通過帯域を「高感度な周波数を効果的に通過でき、かつ、ノイズ領域を遮断する通過帯域」に変更する。これにより、本実施形態では、映像化される空間周波数の変化によらず、常に最適な超音波受信信号の周波数帯域を映像化することが可能となり、超音波画像データの感度及び空間分解能を最適とすることができる。

30

【0092】

なお、上述した参照周波数の決定方法は、図 8 に例示した複数のパラメータから選択した 1 つ、又は、複数のパラメータを用いて実行可能である。また、本実施形態では、変更部 23 が行なう処理を、加算器 22c の前段で行なう場合であっても良い。例えば、映像化受信信号は、空間周波数の変化に応じて、プリアンプ 22a が出力した超音波受信信号であっても良い。或いは、例えば、映像化受信信号は、空間周波数の変化に応じて、A/D 変換器 22b が出力した超音波受信信号であっても良い。また、本実施形態では、空間周波数の変化に応じて、直交検波処理の参照周波数を変更する場合について説明した。しかし、本実施形態は、音響信号を解析可能な他の処理で用いられる周波数変換のための中心周波数を、空間周波数の変化に応じて変更する場合であっても良い。上記の他の処理は、例えば、周波数変換、LPF、包絡線検波等の組み合わせ処理である。

40

【0093】

なお、近年、超音波診断装置の小型化が進められており、例えば、装置本体 20 を構成する処理部の一部が超音波プローブ 10 の内部に格納された超音波診断装置や、装置本体 20 が超音波プローブ 10 の内部に格納された超音波診断装置が実用化されている。かか

50

る超音波診断装置では、例えば、図6に示す送信部21、受信部22及び変更部23が少なくとも超音波プローブ10に内蔵されることで、上述した変更処理を行なうことができる。

#### 【0094】

ここで、上記の実施形態では、変更部23がパラメータ群記憶部27aを参照して、映像化受信信号のパラメータ群を取得する場合について説明した。すなわち、上記の実施形態では、映像化受信信号の超音波送受信条件、或いは、映像化受信信号の超音波送受信条件と類似した超音波受信条件に対応付けられているパラメータ群が、映像化受信信号のパラメータ群として用いられる場合について説明した。しかし、実際に得られる映像化受信信号の周波数特性と、この映像化受信信号の超音波送受信条件で予め得た超音波受信信号の周波数特性とは、必ずしも、一致しない場合がある。そこで、変更部23は、以下に説明する変形例を行なっても良い。変形例に係る変更部23は、映像化処理の対象である映像化受信信号を周波数解析して、当該映像化受信信号のパラメータ群を取得する。かかる変形例について、図12及び図13を用いて説明する。図12は、変形例に係る変更部の構成例を示す図であり、図13は、図12に示す解析部を説明するための図である。

10

#### 【0095】

図12に示すように、変形例に係る変更部23は、図7と比較して、解析部235を更に備える。解析部235は、映像化処理の対象である映像化受信信号を周波数解析して、当該映像化受信信号のパラメータ群を取得する。解析部235は、例えば、操作者が指定した項目のパラメータを周波数解析により取得する。仮に、「上限周波数」、「下限周波数」及び「ピーク周波数」が設定されているとする。かかる場合、解析部235は、図13に示すように、周波数解析により映像化受信信号Rのピーク周波数Pを算出する。そして、解析部235は、図13に示すように、例えば、ピーク周波数Pの強度の「-20dB」の強度となる2つの周波数を下限周波数L及び上限周波数Uとして算出する。なお、下限周波数L及び上限周波数Uを算出するためのdBの値は、任意に変更可能である。また、下限周波数Lを算出するためのdBの値と、上限周波数Uを算出するためのdBの値とは、異なる値であっても良い。

20

#### 【0096】

そして、解析部235は、周波数解析により算出した「上限周波数U」、「下限周波数L」及び「ピーク周波数P」を参照周波数演算器234に通知する。これにより、参照周波数演算器234は、映像化処理に用いる周波数帯域である通過帯域を決定し、映像化処理に用いる中心周波数である参照周波数を決定する。そして、参照周波数演算器234は、決定した参照周波数を参照信号発生器232に通知する。なお、本変形例で行なわれる処理は、図9のフローチャートの中で、ステップS102のパラメータ群の取得処理が、解析部235により行なわれる点以外、同様であるので、説明を省略する。

30

#### 【0097】

このように、本変形例では、周波数解析により、映像化に用いる超音波受信信号そのもののパラメータ群を算出して、通過帯域及び参照周波数を決定する。これにより、本変形例では、撮影される被検体Pの撮影部位の特性に応じた最適な通過帯域及び参照周波数を、適応的に決定することができる。従って、本変形例では、超音波画像データの感度及び空間分解能を確実に最適とすることができる。また、本変形例では、予め超音波送受信条件ごとのパラメータ群を予め求めておく必要がないことから、通過帯域設定処理の略全てを自動化することができる。

40

#### 【0098】

ここで、解析部235は、算出したパラメータ群をパラメータ群記憶部27aに格納しても良い。例えば、解析部235は、「上限周波数U」、「下限周波数L」及び「ピーク周波数P」を、映像化受信信号Rの超音波送受信条件に対応付けて、パラメータ群記憶部27aに格納する。かかる処理により、パラメータ群記憶部27aは、様々な超音波送受信条件でのパラメータ群を蓄積することができる。

#### 【0099】

50

周波数解析で得られるパラメータ群を蓄積することで、本変形例は、解析部 235 を用いたパラメータ群の取得処理と、パラメータ群記憶部 27a を用いたパラメータ群の取得処理とを併用することが可能である。すなわち、操作者は解析部 235 を用いるか、パラメータ群記憶部 27a を用いるかを指定することができる。例えば、操作者は、リアルタイム性を優先したい場合は、パラメータ群記憶部 27a を用いた処理を指定し、超音波画像データの感度及び空間分解能を優先したい場合は、解析部 235 を用いた処理を指定することができる。

【0100】

なお、上記の実施形態で説明した内容は、周波数解析によりパラメータ群を取得する点以外、本変形例に適用可能である。

【0101】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、参照周波数演算器 234 は、制御部 28 に組み込まれる場合であっても良い。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU 及び当該 CPU にて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0102】

以上、説明したとおり、本実施形態及び変形例によれば、超音波画像データの感度及び空間分解能を最適とすることができる。

【0103】

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】

【0104】

- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 200 装置本体
- 21 送信部
- 21a レートパルサ発生器
- 21b 送信遅延回路
- 21c 送信パルサ
- 22 受信部
- 22a プリアンプ
- 22b A/D変換器
- 22c 加算器
- 23 変更部
- 231 直交検波回路
- 232 参照信号発生器
- 233 デシメーション回路
- 234 参照周波数演算器
- 24 信号処理部
- 25 画像生成部
- 26 画像メモリ

10

20

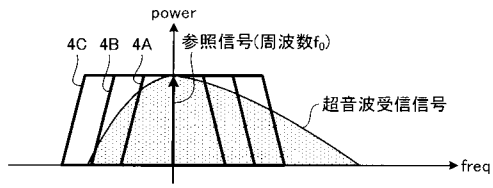
30

40

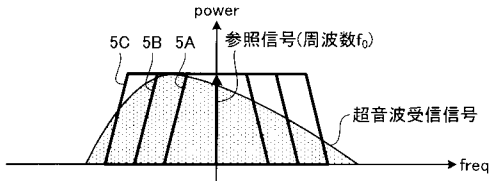
50



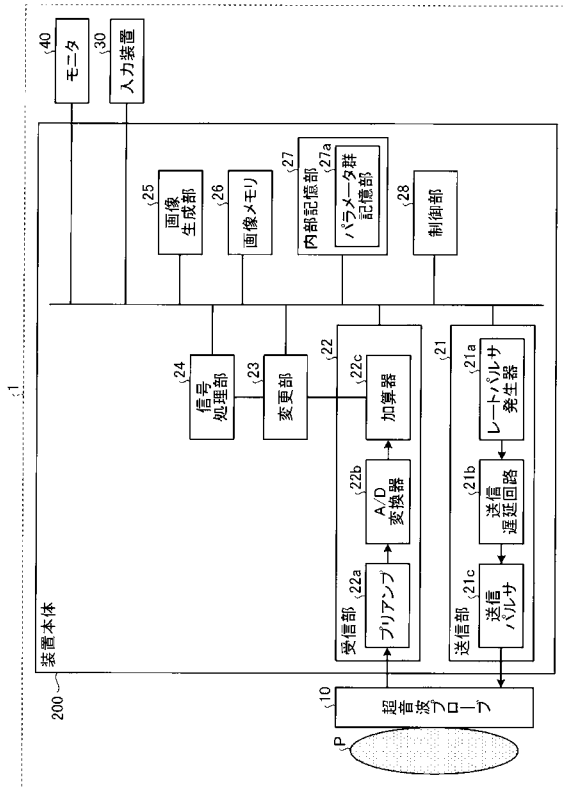
【 図 4 】



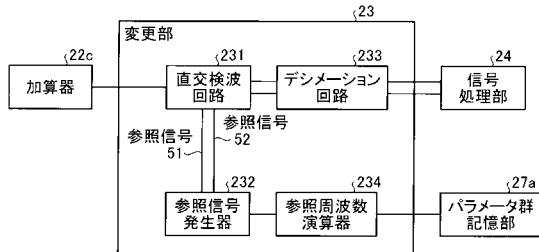
【 図 5 】



【 図 6 】



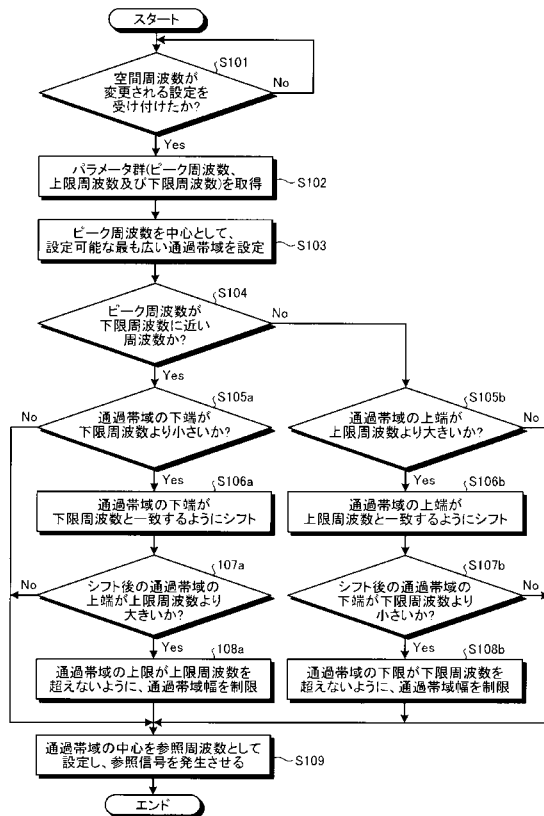
【 図 7 】



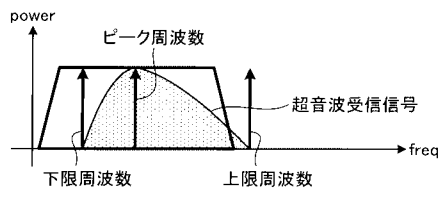
【 図 8 】

第n番目の強度となるピーク周波数
重心周波数
帯域幅
比帯域
上限周波数
下限周波数
送信周波数
送信周波数の整数倍の周波数

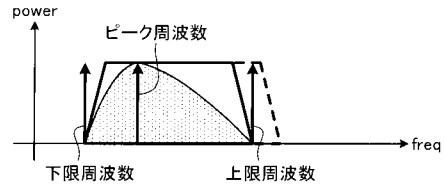
【 図 9 】



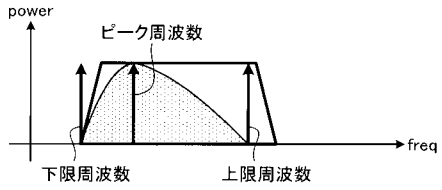
【図 1 0 A】



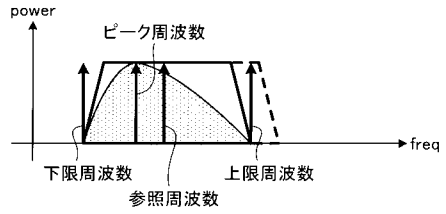
【図 1 0 C】



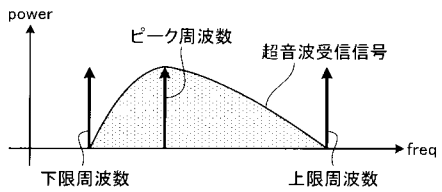
【図 1 0 B】



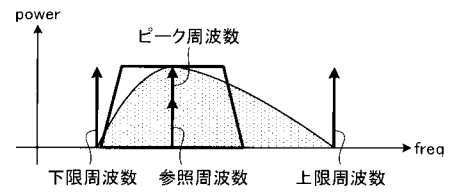
【図 1 0 D】



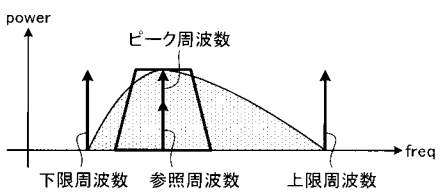
【図 1 1 A】



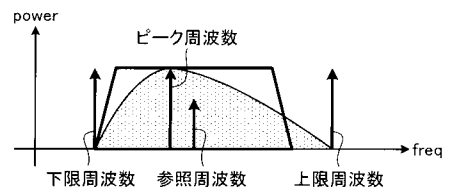
【図 1 1 C】



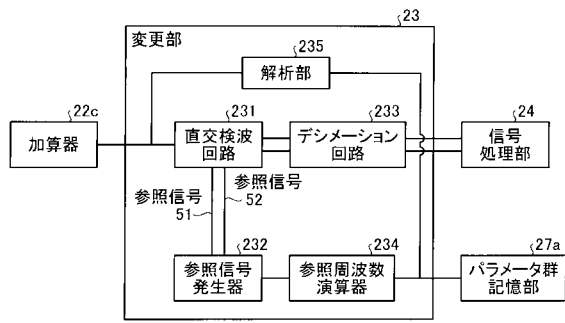
【図 1 1 B】



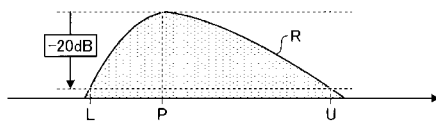
【図 1 1 D】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014023923A</a>	公开(公告)日	2014-02-06
申请号	JP2013129731	申请日	2013-06-20
[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	西原財光 掛江明弘		
发明人	西原 財光 掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52023 G01S7/52034 G01S15/895 A61B8/14 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE22 4C601/JB24 4C601/JB25 4C601/JB26 4C601/JB31 4C601/KK12 4C601/LL05		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2012141239 2012-06-22 JP		
其他公开文献	JP6253901B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够优化超声图像数据的灵敏度和空间分辨率的超声诊断设备。 超声诊断设备1包括接收单元22和改变单元23。接收器22输出超声波接收信号。改变单元23根据要可视化的超声图像数据的空间频率的变化，获得与作为接收单元22用于成像的超声接收信号而输出的成像接收信号的频率特性有关的参数组。根据获取的参数组，更改用于可视化接收信号的可视化过程中使用的中心频率和频带。 [选择图] 图6

