

(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2014-83360

(P2014-83360A)

(43) 公開日 平成26年5月12日(2014.5.12)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)

F I  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-236554 (P2012-236554)  
(22) 出願日 平成24年10月26日(2012.10.26)

(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 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊  
(74) 代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100103034  
弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

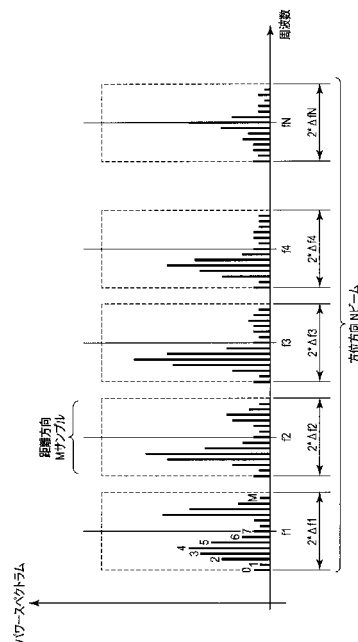
(57) 【要約】

【課題】超音波診断においてCWD法を利用した計測を行う場合において、方位方向及び深さ方向への同時計測を可能とする超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】異なる中心周波数を有する複数の第1の送信波を周波数変調し合成することで第2の送信波を生成し、第2の送信波を連続的に送信し、周波数変調された第2の送信波に対応する反射波を受信し、当該反射波に基づく第1の受信信号を発生し、周波数変調に関する帯域幅に対応し中心周波数毎に設けられたバンドパスフィルタを用いて、第1の受信信号から複数の方位方向に対応する複数の第2の受信信号を抽出し、各第2の受信信号を復調し、復調された各第2の受信信号を周波数解析し、各方位方向の深さ方向に関する距離情報を算出し、各方位方向の深さ方向に関する距離情報に基づいて超音波画像を生成し表示する。

【選択図】 図7

図7



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波プローブを介して、異なる中心周波数を有する複数の第 1 の送信波を周波数変調し合成することで第 2 の送信波を生成し、前記第 2 の送信波を連続的に送信する送信ユニットと、

前記超音波プローブを介して前記周波数変調された第 2 の送信波に対応する反射波を受信し、当該反射波に基づく第 1 の受信信号を発生する受信ユニットと、

前記周波数変調に関する帯域幅に対応し前記中心周波数毎に設けられたバンドパスフィルタを用いて、前記第 1 の受信信号から複数の方位方向に対応する複数の第 2 の受信信号を抽出するフィルタユニットと、

前記各第 2 の受信信号を復調する復調ユニットと、

前記復調された各第 2 の受信信号を周波数解析し、各方位方向の深さ方向に関する距離情報を算出する解析ユニットと、

前記各方位方向の深さ方向に関する距離情報に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波画像を表示する表示ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記復調ユニットは、前記複数の第 1 の送信波の複素共役波形を用いて前記各第 2 の受信信号を復調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】

前記復調ユニットは、複数の第 1 の送信波の変調区間に応じて、超音波伝播速度から換算される距離方向観測区間に対応した逆向きの復調を行い、

前記画像生成ユニットは、全観測区間に相当する周波数解析により得られたスペクトラムの周波数分布が距離方向反射強度分布に対応する前記超音波画像を生成すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

連続超音波 (CW:continuous wave) を用いた連続波ドプラ (CWD:continuous wave Doppler) 計測を実施する場合に、方位方向及び深さ方向への同時計測を可能とする超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動子から発生する超音波パルスを被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動子により受信して生体情報を収集するものである。超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で画像データのリアルタイム表示が可能であり、例えば、心臓等、動きのある対象物を観察出来るため、循環器領域、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

## 【0003】

この様な超音波診断装置を用いた超音波診断において、CWD法と呼ばれる血流速度の計測方法がある。この手法は、連続波の超音波を用いてドプライメージングを行うことにより、血流速度を計測するものであり、一般的に深部の高速血流の計測に用いられている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献 1】特開 2008 - 63829 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 23391 号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

従来のCWD法は、PWD法と異なり距離分解能がない。また、複数ビームの同時収集もできない。前者は最近FMCW技術が検討され対応できる可能性が大きい、後者は連続波送信しながらビームを揺動するといった原理的な問題があり解決困難である。

## 【0006】

上記事情を鑑みてなされたもので、超音波診断においてCWD法を利用した計測を行う場合において、方位方向及び深さ方向（距離方向）への分解能を持った同時計測を可能とする超音波診断装置を提供することを目的としている。

10

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブを介して、異なる中心周波数を有する複数の第1の送信波を周波数変調し合成することで第2の送信波を生成し、前記第2の送信波を連続的に送信する送信ユニットと、前記超音波プローブを介して前記周波数変調された第2の送信波に対応する反射波を受信し、当該反射波に基づく第1の受信信号を発生する受信ユニットと、前記周波数変調に関する帯域幅に対応し前記中心周波数毎に設けられたバンドパスフィルタを用いて、前記第1の受信信号から複数の方位方向に対応する複数の第2の受信信号を抽出するフィルタユニットと、前記各第2の受信信号を復調する復調ユニットと、前記復調された各第2の受信信号を周波数解析し、各方位方向の深さ方向に関する距離情報を算出する解析ユニットと、前記各方位方向の深さ方向に関する距離情報に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、前記超音波画像を表示する表示ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

20

## 【発明の効果】

## 【0008】

以上本発明によれば、超音波診断においてCWD法を利用した計測を行う場合において、方位方向及び深さ方向（距離方向）への分解能を持った同時計測を可能とする超音波診断装置を実現することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0009】

30

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、周波数分割したFMCW機能を実現する超音波送信ユニット21の構成を示した図である。

【図3】図3は、周波数分割したFMCW機能に従う送信処理を説明するための図である。

【図4】図4は、周波数分割したFMCW機能に従う送信処理を説明するための図である。

【図5】図5は、周波数分割したFMCW機能に従う送信ビームを説明するための図である。

【図6】図6は、本周波数分割したFMCW機能を実現する超音波受信ユニット22の構成を示した図である。

40

【図7】図7は、周波数分割したFMCW機能に従う受信処理を説明するための図である。

【図8】図8は、本応用例に係る復調処理を説明するための概念図である。

【図9】図9(a), (b)は、応用例に係る復調処理の効果の説明するための図である。

【図10】図10は、応用例に係る復調処理の効果の説明するための図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0010】

以下、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

50

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。

【0011】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドブラ・血流検出ユニット24、画像生成ユニット25、画像メモリ26、表示処理ユニット27、制御プロセッサ(CPU)28、記憶ユニット29、インタフェースユニット30を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0012】

超音波プローブ12は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス(探触子)であり、その先端に複数の超音波振動子、整合層、パッキング材等を有している。超音波振動子は、超音波送信ユニット21からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該超音波振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。パッキング材は、当該超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0013】

なお、本超音波プローブ12は、CWD送受信が可能な帯域を有するものである。また、複数の超音波振動子が一次元に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。

【0014】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。

【0015】

モニター14は、表示処理ユニット27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、各方位方向毎のドブラ波形等を表示する。

【0016】

超音波送信ユニット21及び超音波受信ユニット22は、後述する周波数分割したFMCWD機能を実現するための送信、受信を実行する。超音波送信ユニット21及び超音波受信ユニット22の構成・動作については、後で詳しく説明する。

【0017】

Bモード処理ユニット23は、受信ユニット22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

【0018】

ドブラ・血流検出ユニット24は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出・解析し、ドブラ波形、血流データとしての平均速度、分散、パワー等の血流情報を求める。また、ドブラ・血流検出ユニット24は、後述する同時多方向CWD機能に従って各方位方向毎のドブラ偏移周波数を検出し、各方位方向毎のドブラ波形、血流データとしての平均速度、分散、パワー等の血流情報を求める。

【0019】

画像生成ユニット25は、Bモード処理ユニット23、画像メモリ26から受け取った二次元的或いは三次元的なRAWデータをRAW-ピクセル変換(或いはボクセル変換)を実行することにより、二次元或いは三次元画像データを生成する。また、画像生成ユニ

10

20

30

40

50

ット 25 は、生成した画像データに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示 (MPR: multi planar reconstruction)、最大値投影表示 (MIP: maximum intensity projection) 等の所定の画像処理を行う。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像生成ユニット 25 の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0020】

画像メモリ 26 は、例えば B モード処理ユニット 23 から受け取った複数の B モードデータを用いて、二次元的或いは三次元的な B モード RAW データを生成する。

【0021】

表示処理ユニット 27 は、画像生成ユニット 25 において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度 (ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、RGB 変換等の各種を実行する。

【0022】

制御プロセッサ 28 は、情報処理装置 (計算機) としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 29 は、記憶ユニット 31 から後述する周波数分割した FMCWD 機能を実現するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、同時多方向 CWD に関する制御、同機能によって得られた各方位方向に関するドプラ信号を用いた計算 (コンパウンド、信号強度の空間分布、自動角度補正、血流速度の血管内分布、診断指標値等の計算) を実行する。

【0023】

記憶ユニット 29 は、後述する周波数分割した FMCWD 機能を実現するための制御プログラムや、診断情報 (患者 ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、スペクル除去機能を実現するためのプログラム、ボディマーク生成プログラム、映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブル、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 29 のデータは、インタフェースユニット 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0024】

インタフェースユニット 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置 (図示せず) に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0025】

(周波数分割した FMCWD 機能)

次に、本超音波診断装置 1 が具備する周波数分割した FMCWD 機能について説明する。当該機能は、方位方向及び距離方向 (深さ方向) の双方に分解能をもつ CWD を実現する技術である。すなわち、CWD 法によって血流計測を行う場合において、超音波ビームの方位方向毎に異なる基本周波数を割り当てた多重波 (マルチ周波数送信波) を、各超音波振動子から帯域毎に周波数変調しながら送信する。また、当該周波数変調された多重波によって得られる反射波から各基本周波数のドプラ偏移周波数を検出することで、各方位方向からの反射波を弁別すると共に、弁別された方位方向毎の反射波を復調することで、距離方向についての分解能を実現するものである。

【0026】

図 2 は、本周波数分割した FMCWD 機能を実現する超音波送信ユニット 21 の構成を示した図である。超音波送信ユニット 21 は、原振発生部 21a、送信分周部 21b、チャープ波発生部 21c、波形合成部 21d 等を有している。

【0027】

原振発生部 21a は、所定の周波数  $f_r$  Hz (周期;  $1/f_r$  秒) を有する原振波形を繰り返し発生する。送信分周部 21b は、原振波形を分周し、方位方向に応じて異なる基本周波数  $f_1$ 、 $f_2$ 、 $\dots$ 、 $f_N$  が割り当てられた基本波形を発生する。

10

20

30

40

50

## 【0028】

チャープ波発生部21cは、各基本周波数に対応するチャープ発生器21c-1~21c-Nを有する。各チャープ発生器21c-1~21c-Nには、それぞれ送信分周部21bから対応する基本周波数を有する基本波形を逐次入力する。各チャープ発生器21c-1~21c-Nは、入力する基本波形に基づいて、各基本周波数 $f_1$ 、 $f_2$ 、 $\dots$ 、 $f_N$ を中心周波数とし、それぞれが帯域幅を $f_1 \sim f_N$ とするチャープ波を発生する。これにより、図3、図4に示すようにそれぞれが $f_i \pm f_i$ (ただし、 $i$ は1~ $N$ を満たす2以上の自然数)の帯域を有するチャープ波 $i$ によって帯域分割し、 $N$ 方位方向に対応する $N$ 個のビームを確保する。

## 【0029】

10

波形合成部21dは、図4に示すように、各チャープ発生器21c-1~21c-Nからチャープ波を受け取り加算することで送信ビームフォーミングを行い、各チャープ波が多重化された送信波形 $VM$ を発生する。波形合成部21dは、発生した送信波形 $VM$ に超音波振動子毎に異なる位相遅延( $\tau_1$ 、 $\tau_2$ 、 $\tau_3$ 、 $\dots$ 、 $\tau_N$ )を与え、各超音波振動子に供給する。その結果、図5に示すように、方位方向1に対応するチャープ波1、方位方向2に対応するチャープ波2、 $\dots$ 、方位方向 $N$ に対応するチャープ波 $N$ が多重化された送信ビームが超音波プローブ12から連続的に送信されることになる。なお、図5の例では、中心偏向角を $\theta$ とする送信ビームの例を示した。

## 【0030】

送信された送信ビームは、被検体の体内において反射され、反射波として各超音波振動子に受信される。受信ユニット22は、当該超音波振動子毎に受信された各反射波に対して、以下に述べる周波数分割したFMCWD機能に従う受信処理を実行する。

20

## 【0031】

図6は、本周波数分割したFMCWD機能を実現する超音波受信ユニット22の構成を示した図である。超音波受信ユニット22は、バンドパスフィルタアレイ22a、復調部22b、周波数解析部22c等を有している。

## 【0032】

バンドパスフィルタアレイ22aは、各周波数帯域 $f_1 \pm f_1 \sim f_N \pm f_N$ に対応するバンドパスフィルタ22a-1~22a-Nを有している。各バンドパスフィルタ22a-1~22a-Nは、超音波プローブ12を介して受け取った受信信号から、それぞれ対応する周波数帯域の信号を抽出する。これにより、 $N$ 個の方位方向に対応する $N$ 個のチャープ波1~ $N$ が分離されることになる。

30

## 【0033】

復調部22bは、各周波数帯域に対応する複数の復調器22b-1~22b-Nを有する。各復調器22b-1~22b-Nは、対応する周波数帯域を有するチャープ波1~ $N$ に対して復調処理を実行する。これにより、図7に示す様に、 $f_1 \pm f_1 \sim f_N \pm f_N$ に帯域分割された $N$ 個の方位方向に対応する $N$ 個の受信ビームのパワースペクトラムが検出されることになる。

## 【0034】

周波数解析部22cは、周波数帯域 $f_1 \pm f_1 \sim f_N \pm f_N$ に対応する $N$ 個の周波数解析器22c-1~22c-Nを有する。各周波数解析器22c-1~22c-Nは、各復調器22b-1~22b-Nから出力された復調信号を離散フーリエ変換することで、周波数情報を距離情報に変換する。これにより、各方位方向(すなわち送受信ビーム1~ $N$ 毎)について距離情報が検出されることになる。

40

## 【0035】

画像生成ユニット25は、各方位方向について距離情報を用いて、各方位方向の各深さについてのドプラ情報がマッピングされた超音波画像を生成する。生成された超音波画像は、表示処理ユニット27において所定の表示処理を受けた後、モニター14に所定の形態で表示される。

## 【0036】

50

(応用例)

各復調器 2 2 b - 1 ~ 2 2 b - N において実行される復調処理は、どのようなものであってもよい。本応用例では、各バンドパスフィルタ 2 2 a - 1 ~ 2 2 a - N からの出力であるチャープ波 1 ~ N に対して、送信時において生成された各周波数帯域に対応するチャープ波の複素共役波形を積算する復調処理について説明する。

【 0 0 3 7 】

図 8 は、本応用例に係る復調処理を説明するための概念図である。同図に示すように、本応用例に係る復調処理では、復調部 2 2 b の各周波数帯域に対応する各復調器 2 2 b - 1 ~ 2 2 b - N において、波形合成部 2 1 d において合成する前の各チャープ波 6 0 のアップ（或いはダウン）の変調区間に応じて、超音波伝播速度から換算される距離方向観測区間に対応した逆向き（すなわち、合成前のチャープ波がアップの場合にはダウン、合成前のチャープ波がダウンの場合にはアップ）の受信リファレンスチャープ波 6 3（すなわち、チャープ波 6 0 の複素共役波形）を積算することで復調を行う。

10

【 0 0 3 8 】

一般的に、1 回のチャープ送信 6 0（アップまたはダウン）と単一受信検波器（ = 0 ）の検波出力の中に、対応する距離方向観測区間の反射体強度情報 6 1 が全て含まれている。当該検出出力を用いた 1 回の周波数解析（離散的フーリエ変換：DFT）等を全観測区間に対して行うことにより、距離方向反射強度分布を、周波数スペクトラムとして検出することができる。この信号処理により、ハードウェア/ソフトウェアの大幅な規模削減が可能である。同時に、パルス圧縮の効果が得られるため、パルス法に比べて波形の尾引き等が少なく、良好な距離分解能を得ることができる。

20

【 0 0 3 9 】

図 9 ( a ) は、多位相復調のレンジを 0 mm に固定し 3 0 mm 位置と 6 0 mm 位置のピンターゲットからの反射信号を復調した波形を示したものであり、横軸（時間軸）の単位は 1  $\mu$  s であり、縦軸はフルスイングで 0 . 1 V p p である。なお、受信波は複素復調しているため、波形 A は I - p h a s e 信号、波形 B は Q - p h a s e 信号である。また、図 9 ( b ) は、図 9 ( a ) の波形を周波数解析した結果に H a m m i n g 窓をかけ、1 2 8 点 F F T 後パワースペクトラムを計算し対数圧縮して得られた  $\pm 5 0 0$  k H z レンジでの深さの異なるスペクトラムである。すなわち、スペクトラム C はプローブ表面（体表 0 mm）での反射に由来する成分であり、スペクトラム D は 3 0 mm 位置のピンターゲットからの反射成分であり、スペクトラム E は 6 0 mm 位置のピンターゲットからの反射成分である。なお、縦軸はパワーの d B そのものに対応し、横軸は F F T 出力の並べ替え補正していないので、左端が 0 H z で中央に進むにつれ周波数が高くなり、中央部で 5 0 0 k H z、右半分は中央から - 5 0 0 k H z となり負の絶対値が減少し右端で 0 H z となる。

30

【 0 0 4 0 】

図 1 0 は、図 9 ( b ) に示すスペクトラムに従う B モード像から比較プロファイルを作成し、F M C W の A モード（F F T 点数はそのまま、帯域を 1 / 2 にして 3 章解析より感度を高めた）に、ピーク位置基準に合わせたものである。水中 3 0 mm と 4 0 mm のピンターゲットの画像信号 P は、通常のパルス法による反射エコーパワーを S T C 補正（距離に応じたゲイン補正）をかけて表示用に対数圧縮したものである。一方、F M C W 法による反射エコーパワーを対数圧縮したスペクトラム F には、S T C 補正はかかっていることがわかる。同図から、F M C W 法では、パルス圧縮効果によって固定体後方の尾引きがないこと、連続波ペンシルプローブ（2 M H z）なのに距離分解能が良いことが確認できる。

40

【 0 0 4 1 】

また、本実施例では図 2、図 4、図 5、図 6 などアナログ回路（B P F など）を用いて説明しているが、アナログ信号とデジタル信号を変換する D A 変換器や A D 変換器のサンプリング周波数が十分に高ければ、デジタル処理やソフトウェアによる波形の合成分離も可能である。

50

## 【 0 0 4 2 】

(効果)

本超音波診断装置によれば、CWD法によって血流計測を行う場合において、超音波ビームの方位方向毎に異なる基本周波数を割り当てたマルチ周波数送信波を、各超音波振動子から帯域毎に周波数変調しながら送信する。また、当該周波数変調されたマルチ周波数送信波によって得られる反射波から各基本周波数のドブラ偏移周波数を検出することで、各方位方向からの反射波を弁別すると共に、弁別された方位方向毎の反射波を復調することで、周波数情報を距離情報に変換する。これにより、CWD法においても、各方位方向（すなわち送受信ビーム1～N毎）について深さ毎のドブラ情報を取得することができる。

10

## 【 0 0 4 3 】

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。

## 【 0 0 4 4 】

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。

## 【 0 0 4 5 】

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。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。

20

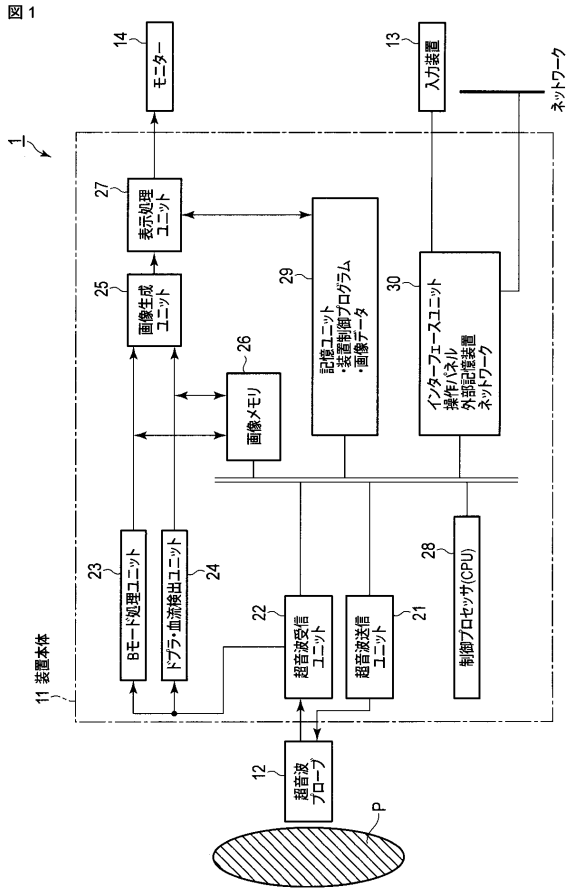
## 【符号の説明】

## 【 0 0 4 6 】

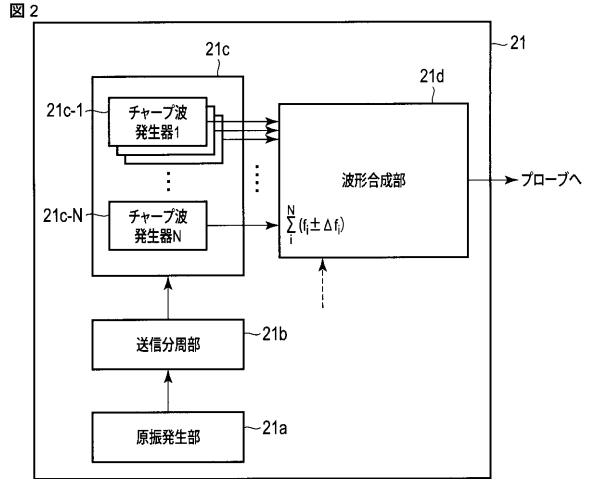
1 ... 超音波診断装置、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニター、 2 1 ... 超音波送信ユニット、 2 2 ... 超音波受信ユニット、 2 3 ... Bモード処理ユニット、 2 4 ... ドブラ・血流検出ユニット、 2 5 ... 画像生成ユニット、 2 6 ... 画像メモリ、 2 7 ... 表示処理ユニット、 2 8 ... 制御プロセッサ、 2 9 ... 記憶ユニット、 3 0 ... インタフェースユニット

30

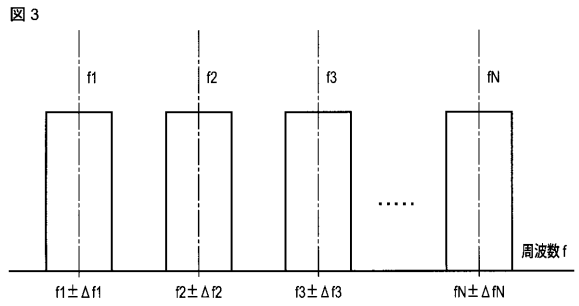
【 図 1 】



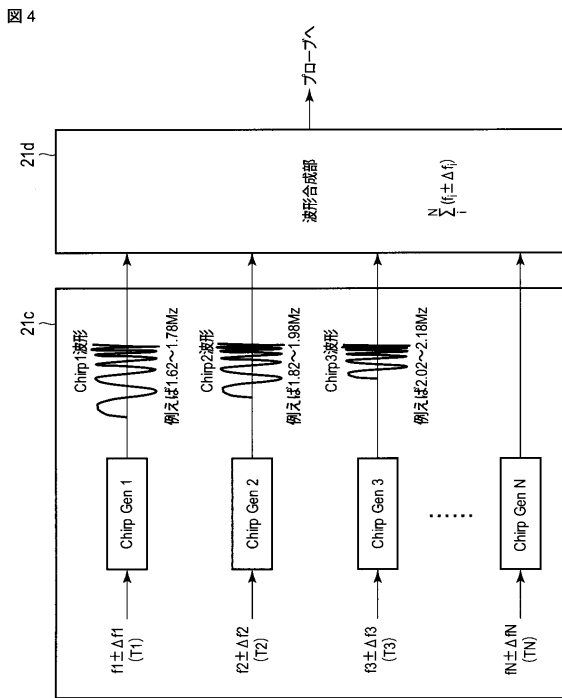
【 図 2 】



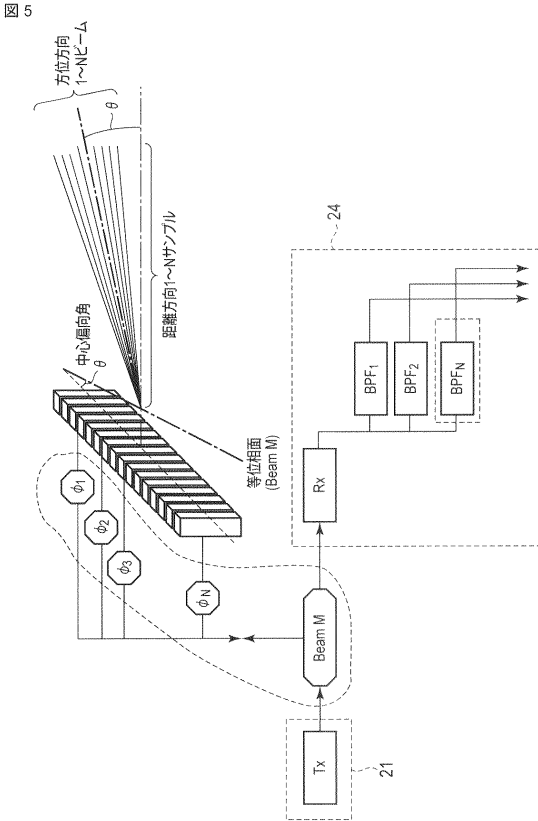
【 図 3 】



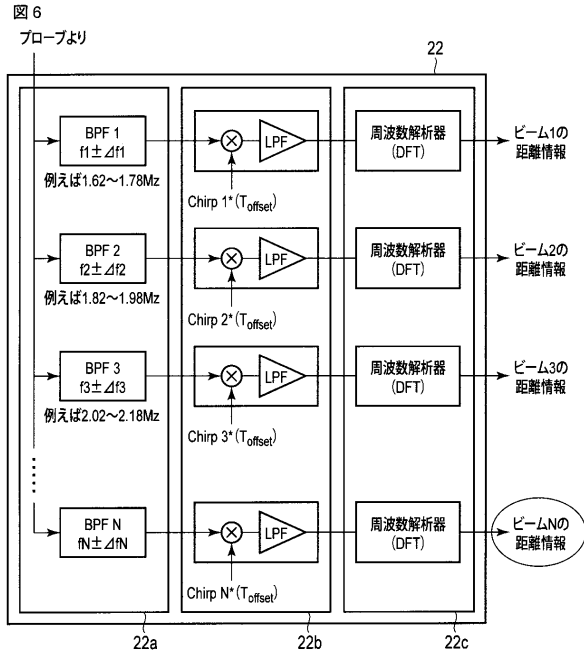
【 図 4 】



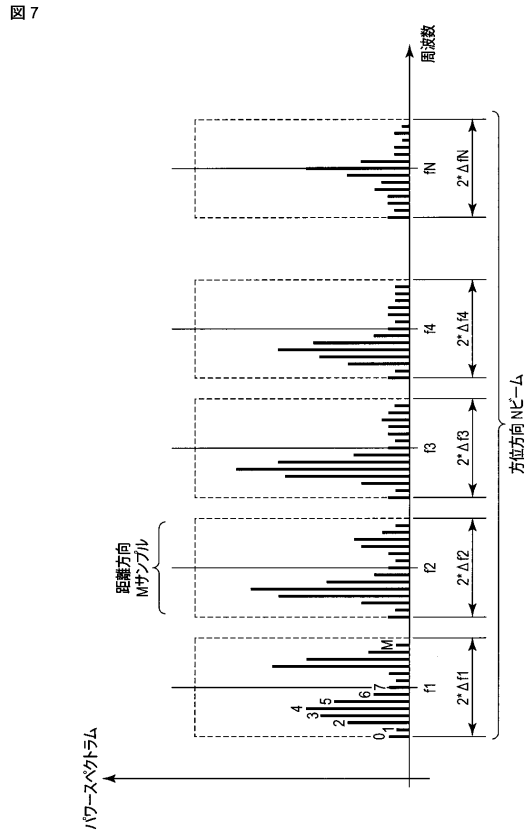
【 図 5 】



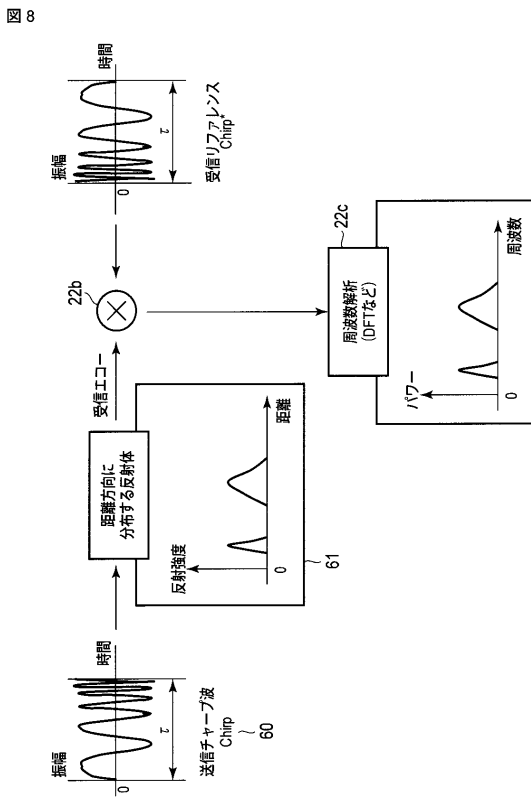
【 図 6 】



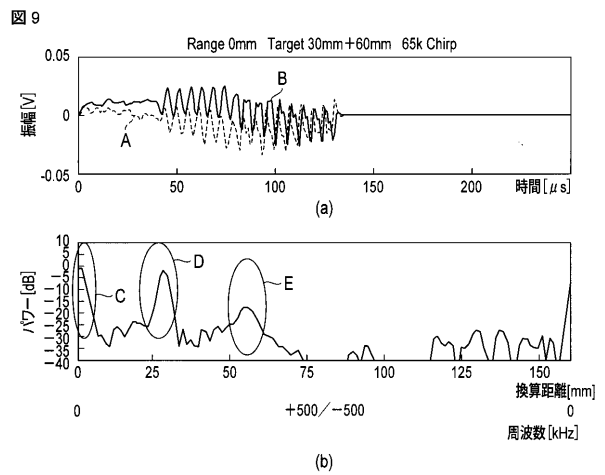
【 図 7 】



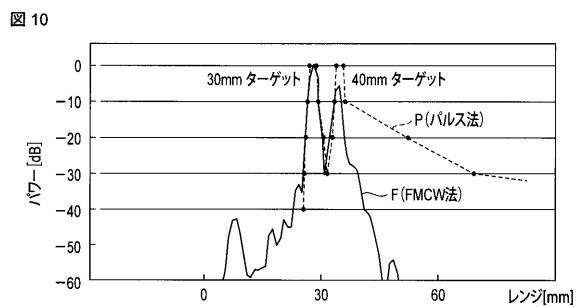
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

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 100153051

弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805

弁理士 井関 守三

(74)代理人 100172580

弁理士 赤穂 隆雄

(74)代理人 100179062

弁理士 井上 正

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 馬場 達朗

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本社内

Fターム(参考) 4C601 DE02 EE05 HH06 HH10 JB31 JB49

专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014083360A</a>	公开(公告)日	2014-05-12
申请号	JP2012236554	申请日	2012-10-26
[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	馬場達朗		
发明人	馬場 達朗		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/EE05 4C601/HH06 4C601/HH10 4C601/JB31 4C601/JB49		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声波检查，在超声检查中使用CWD方法进行测量时，实现方位角和深度方向的同时测量。解决方案：超声波检查仪通过对具有不同中心频率的多个第一传输波进行频率调制并将它们组合，产生第二传输波，并连续传输第二传输波。超声波检查器接收与频率调制的第二传输波相对应的反射波，并基于反射波产生第一接收信号。超声波检查器通过使用带通滤波器从第一接收信号中提取对应于多个方位角方向的多个第二接收信号，该带通滤波器对应于与频率调制有关的带宽并且被提供用于每个中心频率。超声波检查器解调每个第二接收信号，对每个解调的第二接收信号应用频率分析，并计算与每个方位方向上的深度方向有关的距离信息。超声波检查仪基于与每个方位方向上的深度方向有关的距离信息生成超声波图像，并显示图像。

