

(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2013-154083
(P2013-154083A)

(43) 公開日 平成25年8月15日(2013.8.15)

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

F1
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-18844 (P2012-18844)
(22) 出願日 平成24年1月31日(2012.1.31)

(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 100159651
弁理士 高倉 成男
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠

最終頁に続く

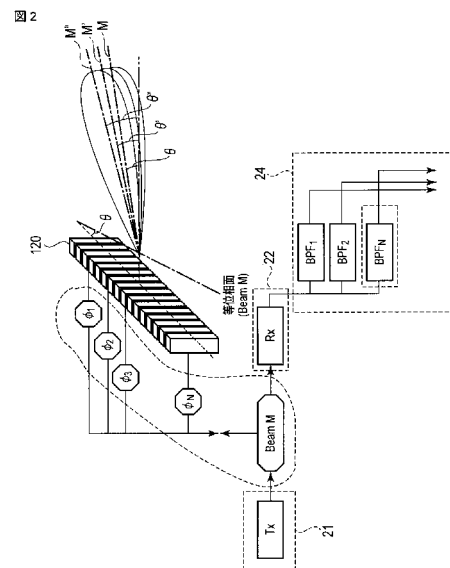
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(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】複数の方位方向のそれぞれに割り当てられた複数の周波数が多重化された駆動信号を発生し、当該駆動信号を各超音波振動子毎に異なる遅延時間を持って複数の超音波振動子に供給する送信ユニットと、各超音波振動子が受信した前記各エコー信号を前記各超音波振動子毎に異なる遅延時間を持って加算し、各周波数毎に分離することで、各方位方向に対応する複数のビーム信号を発生する信号処理ユニットと、各方位方向に対応する複数のビーム信号を用いて、各方位方向毎のドブラ偏移周波数を検出するドブラ処理ユニットと、を具備する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

供給される信号に応答して被検体に超音波を送信し、当該送信された超音波に起因する反射波を前記被検体から受信しエコー信号を発生する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、

複数の方位方向のそれぞれに割り当てられた複数の周波数が多重化された駆動信号を発生し、当該駆動信号を前記各超音波振動子毎に異なる遅延時間を持って前記複数の超音波振動子に供給する送信ユニットと、

前記各超音波振動子が受信した前記各エコー信号を前記各超音波振動子毎に異なる遅延時間を持って加算し、前記各周波数毎に分離することで、前記各方位方向に対応する複数のビーム信号を発生する信号処理ユニットと、

前記各方位方向に対応する複数のビーム信号を用いて、前記各方位方向毎のドブラ偏移周波数を検出するドブラ処理ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信ユニットは、前記複数の超音波振動子に供給される前記各駆動信号を位相遅延させることで、前記各方位方向に関するビームステアリングを実行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】

前記送信ユニットは、前記駆動信号に応答して前記各超音波振動子が送信する超音波を空間的に重複させ、

前記信号処理ユニットは、前記空間的に重複する超音波に起因して得られるエコー信号を平均化することにより、前記複数のビーム信号を発生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】

前記ドブラ処理ユニットは、前記各方位方向毎のドブラ偏移周波数に基づいて、前記各方位方向に関するドブラ計測値の分布を計算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 5】

前記送信ユニットは、方位角 0 の中心ビームに関して対称な二つの方位方向に異なる周波数を割り当て、

前記ドブラ処理ユニットは、前記対称な二つの方位方向から得られるドブラ偏移速度に基づいて、前記被検体の血流方向及び大きさの少なくとも一方を推定すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記送信ユニットは、方位角 0 の中心ビームに関して対称な二つの方位方向に異なる周波数を割り当て、

前記ドブラ処理ユニットは、前記対称な二つの方位方向から得られるドブラ偏移速度に基づいて、前記中心ビームの角度を補正すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波プローブは、前記複数の超音波振動子が二次元状に配列された二次元プローブであり、

前記送信ユニットは、同一周波数の送信超音波音場が同心円状にセグメント化された三次元音場が形成されるように、前記複数の超音波振動子のそれぞれに所定の周波数に対応する前記駆動信号を供給すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記各方位方向毎のドブラ偏移周波数を用いて、所定の診断指標を計算する計算ユニットをさらに具備する請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【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。

10

【0003】

このよう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】

20

【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

【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。

30

【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を目的としている。

【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、供給される信号に応答して被検体に超音波を送信し、当該送信された超音波に起因する反射波を前記被検体から受信しエコー信号を発生する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、複数の方位方向のそれぞれに割り当てられた複数の周波数が多重化された駆動信号を発生し、当該駆動信号を前記各超音波振動子毎に異なる遅延時間を持って前記複数の超音波振動子に供給する送信ユニットと、前記各超音波振動子が受信した前記各エコー信号を前記各超音波振動子毎に異なる遅延時間を持って加算し、前記各周波数毎に分離することで、前記各方位方向に対応する複数のビーム信号を発生する信号処理ユニットと、前記各方位方向に対応する複数のビーム信号を用いて、前記各方位方向毎のドプラ偏移周波数を検出するドプラ処理ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【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、方位方向への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。

50

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図である。

【図2】図2は、同時多方向CWD機能を説明するための図である。

【図3】図3は、異なる3つの方位方向に割り当てられる電圧波形の一例を示した図である。

【図4】図4は、図3に示した3つの電圧波形の多重波を示した図である。

【図5】図5は、図4に示した多重波を送信して得られる受信ビームのスペクトラム分布を示した図である。

【図6】図6は、多重波送信で得られる受信ビームを帯域フィルタで分離したスペクトラム分布の図である。

10

【図7】図7は、異なる13の各方位方向につき、方位方向0度を周波数2.0MHzとして、0.5MHz間隔で異なる周波数を割り当てる場合の一例を示した図である。

【図8】図8は、従来 of CWD法を説明するための図である。

【図9】図9は、本同時多方向CWD機能の応用例1を説明するための図である。

【図10】図10は、本同時多方向CWD機能の応用例1を説明するための図である。

【図11】図11は、本同時多方向CWD機能の応用例2を説明するための図である。

【図12】図12は、本同時多方向CWD機能の応用例2を説明するための図である。

【図13】図13は、本同時多方向CWD機能の応用例2を説明するための図である。

【図14】図14は、本同時多方向CWD機能の応用例3を説明するための図である。

20

【図15】図15は、本同時多方向CWD機能の応用例3を説明するための図である。

【図16】図16は、本同時多方向CWD機能の応用例3を説明するための図である。

【図17】図17は、本同時多方向CWD機能の応用例3を説明するための図である。

【図18】図18は、本同時多方向CWD機能の応用例4を説明するための図である。

【図19】図19は、本同時多方向CWD機能の応用例4を説明するための図である。

【図20】図20は、本同時多方向CWD機能の応用例5を説明するための図である。

【図21】図21は、本同時多方向CWD機能の応用例5を説明するための図である。

【図22】図22は、本同時多方向CWD機能の応用例5を説明するための図である。

【図23】図23は、本同時多方向CWD機能の応用例6を説明するための図である。

【図24】図24は、本同時多方向CWD機能の応用例6を説明するための図である。

30

【図25】図25は、本同時多方向CWD機能の応用例6を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。

40

【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

50

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。

10

【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は、図示しない原振発生部、送信分周部、送信ドライバ等を有している。原振発生部は、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。送信分周部は、原振発生部を分周し、所望の周波数を有する波形を生成する。送信ドライバは、分周処理によって生成される異なる周波数に対応する複数の波形を合成した多重波を、所定の遅延時間をもって各超音波振動子に供給する。

20

【0017】

超音波受信ユニット22は、図示しないアンプ回路、A/D変換器、受信遅延部、加算器を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー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、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ビームが形成される。

30

【0018】

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。

【0019】

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。

40

【0020】

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。

50

【 0 0 2 1 】

画像メモリ 2 6 は、例えば B モード処理ユニット 2 3 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 R A W データを生成する。

【 0 0 2 2 】

表示処理ユニット 2 7 は、画像生成ユニット 2 5 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、R G B 変換等の各種を実行する。

【 0 0 2 3 】

制御プロセッサ 2 8 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 2 9 は、記憶ユニット 3 1 から後述する同時多方向 C W D 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 C W D 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。

【 0 0 2 4 】

記憶ユニット 2 9 は、後述する同時多方向 C W D 機能を実現するための制御プログラムや、診断情報（患者 I D、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、スペッ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 2 9 のデータは、インタフェースユニット 3 0 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。

【 0 0 2 5 】

インタフェースユニット 3 0 は、入力装置 1 3、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 3 0 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。

【 0 0 2 6 】

（同時多方向 C W D 機能）

次に、本超音波診断装置 1 が具備する同時多方向 C W D 機能について説明する。当該機能は、C W D 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周波数を割り当てた多重波を各超音波振動子から送信し、当該多重波によって得られる反射波から各周波数のドプラ偏移周波数を検出することで、各方位方向についての C D W を同時に実行するものである。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、本同時多方向 C W D 機能を説明するための図である。なお、以下においては、説明を簡単にするため、三方向につき同時に C W D 計測を行う場合を例とする。

【 0 0 2 8 】

図 2 において、例えば方位方向 θ に周波数 F 、方位方向 θ' に周波数 F' 、方位方向 θ'' に周波数 F'' を割り当てる。係る場合、送信ユニット 2 1 は、原振波形を分周して、図 3 に示す様に、方位方向 θ に割り当てられる駆動電圧波形 $V(F)$ 、方位方向 θ' に割り当てられる駆動電圧波形 $V'(F')$ 、方位方向 θ'' に割り当てられる波形駆動電圧 $V''(F'')$ を生成する。送信ユニット 2 1 は、生成された波形 $V(F)$ 、波形 $V'(F')$ 、波形 $V''(F'')$ 合成（多重化）することで、図 4 に示すような多重波 V_M を発生し、各超音波振動子毎の位相遅延（ ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 、 \dots 、 ϕ_N ）を持つ駆動信号として、図 2 に示す様に対応する各超音波振動子に供給する。その結果、方位方向 θ に対応するビーム M 、方位方向 θ' に対応するビーム M' 、方位方向 θ'' に対応するビーム M'' の多重波が超音波プローブ 1 2 から送信されることになる。なお、図 2 の例では、方位方向 θ に対応する送信ビーム M の等位相面のみを例示している。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

それぞれ所定の位相遅延を有する多重波は、各超音波振動子毎に送信される。当該送信多重波は、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を増幅し遅延加算することで受信ビームを生成する。係る受信ビームは、周波数帯域の異なる 3 つの波形の多重化した送信多重波に起因するため、例えば図 5 に示すようなスペクトラム波形を有する。ドプラ計測ユニット 24 は、各帯域毎のバンドパスフィルタにより、図 6 に示すような各方位方向に対応するスペクトラムを有するエコー信号に分離し、各エコー信号に対してドプラ計測処理を実行する。

【0030】

以上述べた例では、方位方向、 θ 、 ϕ の三方向につき同時にそれぞれ異なる周波数を割り当てて CWD 計測を行う場合を例示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、 n 方位方向（ただし、 n は 2 以上の任意の数）につき、異なる周波数を割り当て同様の処理を行うことで、同時に CWD 計測を行うことが可能である。なお、図 7 に、異なる 13 の各方位方向につき、方位方向 0 度を周波数 2.0 MHz として、0.5 MHz 間隔で異なる周波数を割り当てる場合の一例を示した。

10

【0031】

以上述べた同時多方向 CWD 機能は、従来には存在しないものである。すなわち、従来においては、例えば図 8 に示す様に、超音波振動子毎に位相遅延させた所定周波数 F による駆動電圧を、各超音波振動子に供給することにより、方位方向を一つとするビームフォーミングを行っている。これに対し、本同時多方向 CWD 機能では、図 2 に示した様に、超音波ビームの方位方向毎に異なる周波数を割り当てた多重波を、各超音波振動子毎に位相遅延させて各超音波振動子に供給し、当該多重波によって得られる反射波から各周波数のドプラ偏移周波数を検出する。従って、各方位方向についての CWD を同時に実行することが可能となる。

20

【0032】

（応用例 1）

従来の CWD の場合、単一周波数に対し位相遅延をかけて、図 9 に示す従来のステアリング領域 R_1 において図 10 に示すようにビーム B_1 を偏光させる。これは、PWD と異なり時間遅延を使わないため、偏向角度について偏向範囲に制約が発生し、非常に狭い送受信開口を使わざるをえないからである。このため、 2θ を越える範囲の偏向ではエリアシングが発生し、ビーム B_1 の偏向範囲が限定されることになる。また、開口をひろげる場合は、アーティファクトとのトレードオフはあるが、ウェイティングなどの開口制御をおこなう必要がある。

30

【0033】

本応用例 1 は、本同時多方向 CWD 機能により上記制約を解消し、ビームのステアリング角を拡大するものである。すなわち、本応用例に係る同時多方向 CWD 機能では、図 9 の拡張領域 R_{2a} 、 R_{2b} において、図 10 のビーム B_1 とは異なる周波数を有するビーム B_2 に対して位相遅延をかける。これにより、当該拡張領域 R_{2a} 、 R_{2b} においてさらに 2θ の位相分の余裕を発生させることができる。

40

【0034】

より具体的には、従来ステアリング範囲は 2 MHz 駆動とし、当該従来ステアリング範囲の外側に、さらにステアリング範囲を拡張する場合を想定する。係る場合、従来ステアリング範囲の 2 MHz の偏向遅延データはそのまま固定とし、拡張するステアリング範囲内の各方位方向に割り当てる駆動周波数を、例えば 2 MHz ~ 2.4 MHz に上げていく。これにより、従来の片側偏向上限を 10° とした場合には、ステアリング範囲を 14° 程度まで拡張することができる。受信においても、同様に周波数連動させた受信遅延を行う。これにより、本同時多方向 CWD 機能によれば、従来に比して、より広域なステアリング範囲を確保することが可能となる。

【0035】

なお、強偏向時においては、従来と同様、アポダイゼーションによる開口縮小が必要で

50

あるが、その影響は小さいと考えられ、端部における感度低下の緩和に利用することができる。また、以上の説明においては、図 9、図 10 等に示すように、本同時多方向 C W D 機能に従うビームステアリングにより、従来のステアリング範囲 R 1 に対してさらに拡張領域 R 2 a、R 2 b 分の偏光範囲を拡張する例について説明した。しかしながら、拡張範囲は拡張領域 R 2 a、R 2 b のみに限定されず、例えば逐次的に落とした周波数をさらなる拡張領域に対して割り当てることで、さらに偏向限界を拡張することが可能となる。

【 0 0 3 6 】

(応用例 2)

応用例 2 は、本同時多方向 C W D 機能により同時計測範囲を拡大することで、血流計測制度を向上させるものである。

10

【 0 0 3 7 】

図 1 1、1 2、1 3 は、本同時多方向 C W D 機能の応用例 2 を説明するための図である。図 1 1 に示すように、従来ではメインビーム軸 A 1 を中心に音場を形成する。係る場合、同時計測範囲は、開口制御（例えば、開口を小さくし、フォーカスを遠方にするなどでビームを広げる等）によるビーム形状（音場）の拡大量制御に依存していた。これに対し、本同時多方向 C W D 機能では、図 1 2 に示すように中心ビームの軸 B 1 を中心として複数のビーム音場（N 本のビーム音場）を重畳させる。N 本のビーム音場から得られる各エコー信号を、図 1 3 に示すようにビーム毎に異なるバンドパスフィルタにより検波して信号を取り出し、得られるビーム情報をコンパウンドする（アンサンブル平均を取得する）。この様にビームの本数を N 本とすることで得られる情報を増やし、S / N 比を $(1 / N^{1/2})$ 倍にすることができる。

20

【 0 0 3 8 】

(応用例 3)

応用例 3 は、同時多方向 C W D 機能により例えば心腔内の逆流ジェットの状態を把握可能とするものである。

【 0 0 3 9 】

図 1 4、1 5、1 6、1 7 は、本同時多方向 C W D 機能の応用例 3 を説明するための図である。図 1 4 に示すように、従来の C W D 計測では、ビームプロファイルに依存した血流情報しか得られず、ボリュームトータルとしての偏移成分しか捉えることができない。これに対し、本同時多方向 C W D 機能では、図 1 5 に示すように N 本のビームを重畳させ、周波数帯域ごとに分離し、各周波数帯域でのドプラ偏移周波数のスペクトラムを、例えば図 1 6 に示すようにビーム配列方向（方位方向）の分布として検出する。これにより、各ビーム毎の血流情報（最大値、パワー値等）を計測することができ、また、これらの結果から、例えば分布値に応じて色を割り当てたカラーマップ（図 1 7）を生成することで、最大値、パワー値のビーム配列方向（方位方向）の分布を視覚的に推定することができる。また、このような最大値等の分布から、例えば図 1 5 に示したような逆流ジェットがどの方位方向まで影響しているか（すなわち、逆流ジェット形状の定量的な分布）を把握することができる。

30

【 0 0 4 0 】

(応用例 4)

応用例 4 は、同時多方向 C W D 機能により送信角度を自動補正するものである。なお、従来の角度補正のアルゴリズムは、例えば特開 2 0 0 8 - 3 0 1 8 9 2 号公報に詳しい。

40

【 0 0 4 1 】

図 1 8、1 9 は、本同時多方向 C W D 機能の応用例 4 を説明するための図である。まず、二次元断面での送信角度補正の例を、図 1 8 を用いて説明する。同図に示す様に、二次元断面での同時 2 方向からの血流速度（ここでは、点 P 1 からの速度又は周波数と、点 P 2 からの速度又は周波数）を計測でき、ビーム角 θ_1 とビーム間の角 θ_2 とを既知とすれば、以下のようにして真の血流速度 f_0 を計算することができる。

【 0 0 4 2 】

まず、点 P 1 からの周波数 f_1 、点 P 2 からの周波数 f_2 は、ターゲットの血流ベ

50

クトルの方向角として、 f_0 、 α 、 β を用いてそれぞれ次のように表すことができる。

【0043】

$$f_2 = f_0 \cdot \sin(\theta/2 - \alpha) \quad (1)$$

$$f_1 = f_0 \cdot \sin(\theta/2 + \alpha) \quad (2)$$

上記(1)、(2)は、次のように変形できる。

【0044】

$$f_2 = f_0 \cdot \cos(\alpha) \quad (3)$$

$$f_1 = f_0 \cdot \cos(\alpha) \quad (4)$$

f_1 、 f_2 、 α を既知とすれば、 f_0 は次の式(5)、(6)にて求めることができる。

【0045】

$$\tan \alpha = \{ (f_1 + f_2) / (f_2 - f_1) \} \cdot \tan(\theta/2) \quad (5)$$

$$= \tan^{-1} \{ (f_1 + f_2) / (f_2 - f_1) \} \cdot \tan(\theta/2) \quad (6)$$

また、角度補正後の f_0 は、次の式(7)にて求めることができる。

【0046】

$$f_0 = 1/2 \{ (f_1 + f_2)^2 / \cos^2 \alpha + (f_2 - f_1)^2 / \sin^2 \alpha \}^{1/2} \quad (7)$$

従って、同時多方向CWD機能を実際に二次元断面での適用する場合には、中心ビームに関して方位方向(方位角)が対称な2組の偏向ビームペアに、例えば中心ビームを2MHzとして、ペアの一方を1.8MHz、他方を2.2MHzといった具合に周波数を割り当てて送受信を実行する。これによりそれぞれの方位方向から得られるドブラ偏移速度をもとに、真の血流方向と大きさを推定し、角度補正(手動)を自動化することが可能になる。さらに2組のペアを複数利用することによって、推定精度を向上させることも可能である。例えば、1.9MHzと2.1MHz、1.8MHzと2.2MHz、1.7MHzと2.3MHz、1.6MHzと2.4MHzの複数のペアを用いて上記計算を実行し平均化する。これにより、角度補正をさらに高精度で実現することができる。

【0047】

上記の角度補正を、三次元に展開する。図19に示したように、例えば、点P1、P2、P3、P4からの周波数をそれぞれ f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 として、点P1、P2からアジマス方向の断面(X-Z平面)、点P3、P4からエレベーション方向の断面(Y-Z平面)の投影ベクトルをそれぞれ二次元の手法を用いて計算する。その結果、アジマス方向の断面の補正角 α 、補正速度 f_a 、エレベーション方向の断面の補正角 β 、補正速度 f_e を、それぞれ次の式(8)、(9)、(10)、(11)のように取得することができる。

【0048】

$$f_a = 1/2 \{ (f_1 + f_2)^2 / \cos^2 \alpha + (f_2 - f_1)^2 / \sin^2 \alpha \}^{1/2} \quad (8)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \{ (f_1 + f_2) / (f_2 - f_1) \} \cdot \tan(\theta/2) \quad (9)$$

$$f_e = 1/2 \{ (f_4 + f_3)^2 / \cos^2 \beta + (f_4 - f_3)^2 / \sin^2 \beta \}^{1/2} \quad (10)$$

$$\beta = \tan^{-1} \{ (f_4 + f_3) / (f_4 - f_3) \} \cdot \tan(\theta/2) \quad (11)$$

三次元の角度補正 f_0 (の絶対値)は、次の式(12)、(13)にて求めることができる。

【0049】

$$|f_0| = \{ f_e^2 + (f_a \cdot \cos \alpha)^2 \}^{1/2} \quad (12)$$

$$= \{ f_a^2 + (f_e \cdot \cos \beta)^2 \}^{1/2} \quad (13)$$

同時多方向CWD機能を実際に三次元断面での適用する場合には、二次元の場合と同様に、中心ビームに関して方位方向(方位角)が対称な2組の偏向ビームペアに異なる周波数を割り当てて送受信を実行すればよい。また、2組のペアを複数利用することによって、同様に推定精度を向上させることも可能である。

【0050】

10

20

30

40

50

(応用例 5)

応用例 5 は、二次元超音波プローブを用いた同時多方向 C W D 機能により、血流速度の血管内分布を取得するものである。

【 0 0 5 1 】

図 2 0、2 1、2 2 は、本同時多方向 C W D 機能の応用例 5 を説明するための図である。図 2 0 に示すように、二次元超音波プローブにより、同一周波数のビームが同心円状にセグメント化された三次元領域（筍の皮のようにセグメント化された三次元領域）の超音波走査を実行する。例えば、図 2 1 に示すように、中心軸 A を含む同心円状のセグメント 1、2、3、4 のそれぞれに、2.0 MHz、1.9 MHz、1.8 MHz、1.6 MHz をそれぞれ割り当て、同時多方向 C W D を実行する。その結果得られるセグメント毎の周波数分布から各セグメントにおける血流速度とパワーとを取得することができ、これらを各セグメントの空間的位置に対応させてマッピングすることにより、血流速度等の三次元的血管内分布を推定することができる。特に、図 2 2 に示すように、エンドファイヤー型の血管内視鏡プローブへ応用すれば、血管内の簡易な血流速度プロファイルを取得することができる。

10

【 0 0 5 2 】

(応用例 6)

応用例 6 は、同時多方向 C W D 機能を用いて、脈波速度計測等の所定の診断指標値を高精度に計測するものである。

【 0 0 5 3 】

図 2 3、2 4、2 5 は、本同時多方向 C W D 機能の応用例 6 を説明するための図である。例えば、二つの方位方向に異なる周波数を割り当てて同時多方向 C W D 機能を実行し、図 2 3 に示すように各方位方向について得られるドプラ画像から、内膜間の径変化、外膜間の径変化を計算し、その結果から血管内径を計算することができる。また、図 2 4 に示すように、一方の方位方向のドプラ波形から得られる最高速度（C C A）と、他方の方位方向のドプラ波形から得られる最高速度（I C A）とを計測し、得られた C C A と I C A との差分からピーク時間差を求め、両者の距離から脈波速度 C を計算することも可能である。さらに、脈波速度、血管内径等から、所定の式により動脈硬化度を計算することができる。

20

【 0 0 5 4 】

また、図 2 5 に示すように、中心ビームと血管（血流）のなす角度を θ 、2 組のペアの受信ビームの中心ビームからの角度を α とする。この場合において、ビームの幾何形状と観測されたビームのドプラ成分（速度）を f_1 、 f_2 とから、実際の血管内の速度を V_1 、 V_2 を推定することができる。また、推定された V_1 、 V_2 から、脈波の伝播速度と、圧較差による圧力損失を計算することができる。

30

【 0 0 5 5 】

(効果)

本超音波診断装置によれば、C W D 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周波数を割り当てた多重波を各超音波振動子から送信し、当該多重波によって得られる反射波から各周波数のドプラ偏移周波数を検出することで、各方位方向についての C W D を同時に実行することができる。従って、C W D 法においても、通常の位相遅延以上のビーム偏光を実現することができ、従来に比して広域範囲での血流計測を実現することができる。

40

【 0 0 5 6 】

また、方位方向にビーム音場を重複させ得られるエコー信号をコンバウンドすることにより、S / N 比を向上させることができる。

【 0 0 5 7 】

また、方位方向に割り当てた各周波数毎の最大値、パワー値し、そのビーム配列方向（方位方向）の分布状況から、例えば逆流ジェットがどの方位方向まで影響しているか（逆流ジェット形状の定量的な分布）等を把握することができる。

50

【 0 0 5 8 】

また、方位角 0 の中心ビームに関して方位方向（方位角）が対称な 2 組の偏向ビームペアに異なる周波数を割り当てて同時多方向 C W D 機能を実行する。その結果として各方位方向から得られるドプラ偏移速度をもとに、真の血流方向と大きさを推定し、角度補正（手動）を自動化することが可能である。

【 0 0 5 9 】

また、二次元超音波プローブにより、同一周波数のビーム音場が同心円状にセグメント化された三次元領域のそれぞれに異なる周波数を割り当て、同時多方向 C W D を実行する。その結果得られるセグメント毎の周波数分布から各セグメントにおける血流速度とパワーとを取得し、これらを各セグメントの空間的位置に対応させてマッピングすることにより、血流速度等の三次元的血管内分布を推定することができる。

10

【 0 0 6 0 】

また、二つの方位方向に異なる周波数を割り当てて同時多方向 C W D 機能を実行し、各方位方向について得られるドプラ画像から、内膜間の径変化、外膜間の径変化を計算し、その結果から血管内径を計算することができる。さらに、例えば一方の方位方向のドプラ波形から得られる最高速度（C C A）と、他方の方位方向のドプラ波形から得られる最高速度（I C A）とを計測し、得られた C C A と I C A との差分からピーク時間差を求め、両者の距離から、脈波速度、血管内径、動脈硬化度等を計算することができる。

【 0 0 6 1 】

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。

20

【 0 0 6 2 】

例えば、本実施形態に係る機能は、当該機能の制御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（C D - R O M、D V D 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。

【 0 0 6 3 】

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

【 0 0 6 4 】

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。

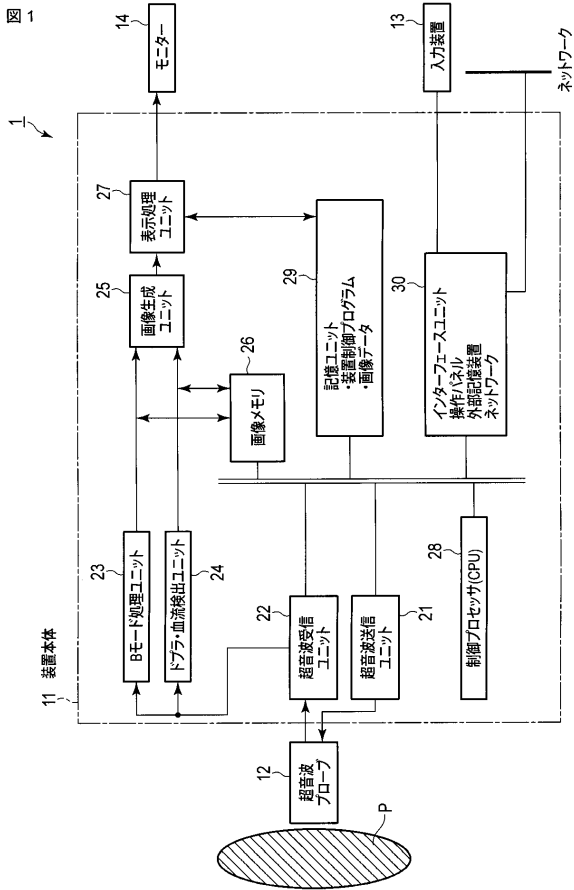
【 符号の説明 】

【 0 0 6 5 】

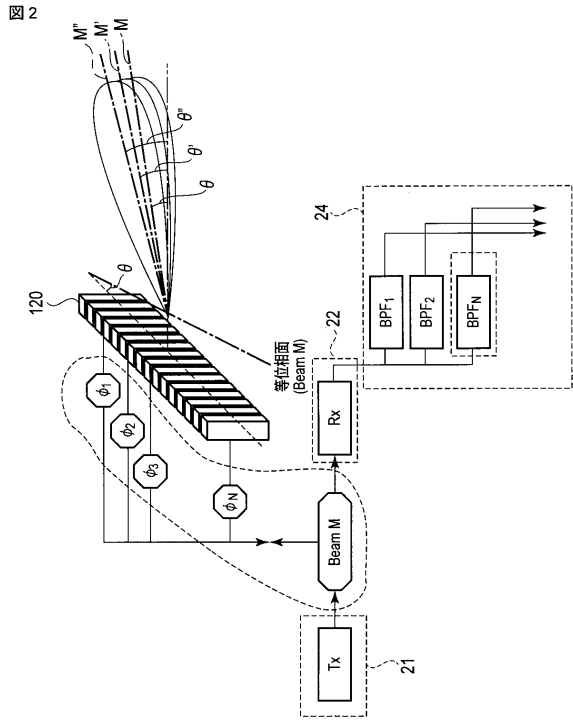
1 ... 超音波診断装置、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニター、 2 1 ... 超音波送信ユニット、 2 2 ... 超音波受信ユニット、 2 3 ... Bモード処理ユニット、 2 4 ... ドプラ・血流検出ユニット、 2 5 ... 画像生成ユニット、 2 6 ... 画像メモリ、 2 7 ... 表示処理ユニット、 2 8 ... 制御プロセッサ、 2 9 ... 記憶ユニット、 3 0 ... インタフェースユニット

40

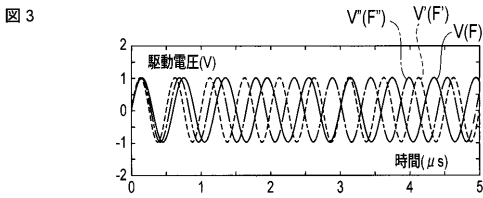
【図1】



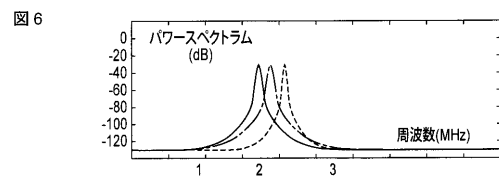
【図2】



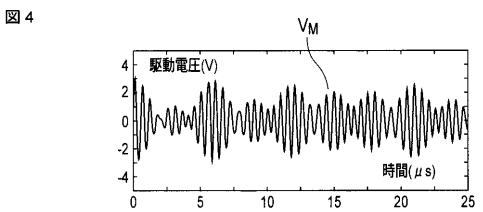
【図3】



【図6】



【図4】

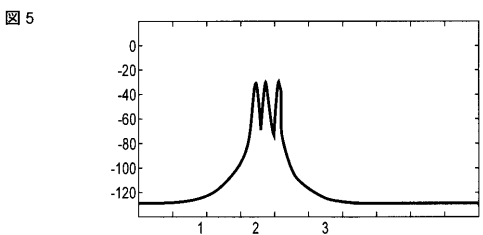


【図7】

図7

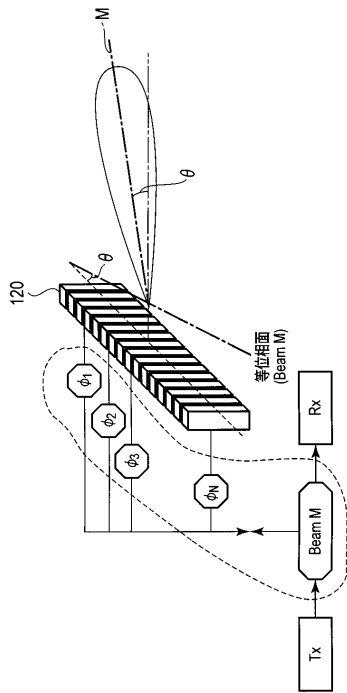
周波数(MHz)	偏向角度(°)	中心からの角度差(°)
1.7	3.8420	-1.638
1.75	4.1155	-1.3645
1.8	4.3888	-1.0912
1.85	4.6620	-0.818
1.9	4.9349	-0.5451
1.95	5.2076	-0.2724
2.0	5.4800	0
2.05	5.7523	0.2723
2.1	6.0242	0.5442
2.15	6.2959	0.8159
2.2	6.5673	1.0873
2.25	6.8384	1.3584
2.3	7.1091	1.6291

【図5】



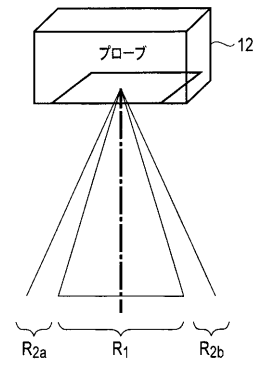
【 図 8 】

図 8



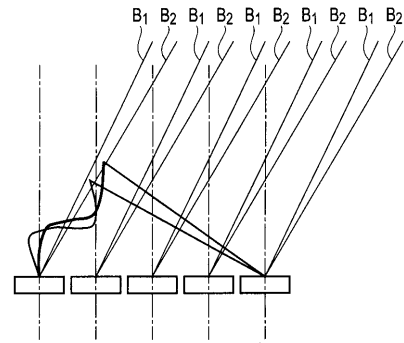
【 図 9 】

図 9



【 図 1 0 】

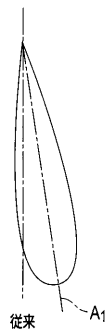
図 10



拡張域の走査範囲拡大の原理

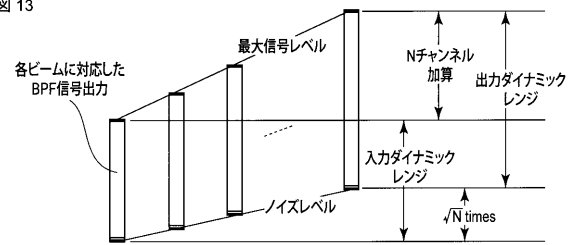
【 図 1 1 】

図 11



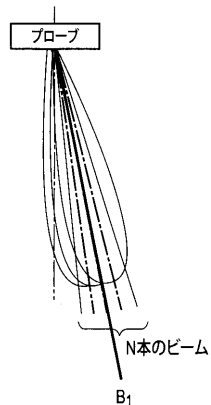
【 図 1 3 】

図 13



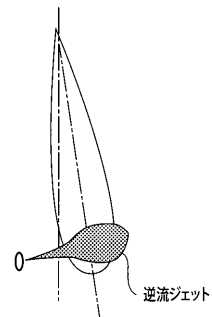
【 図 1 2 】

図 12



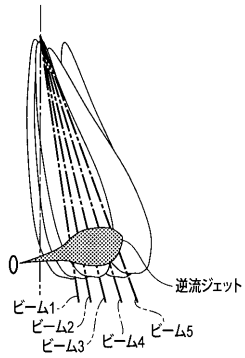
【 図 1 4 】

図 14



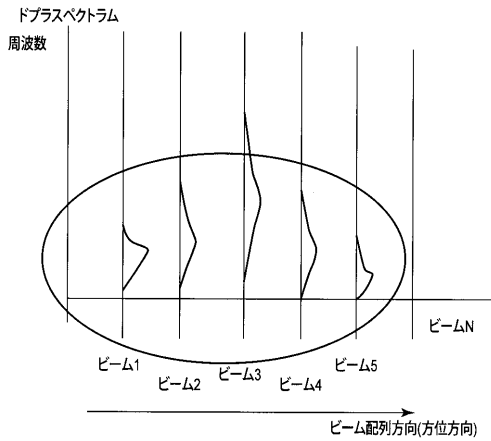
【図 15】

図 15



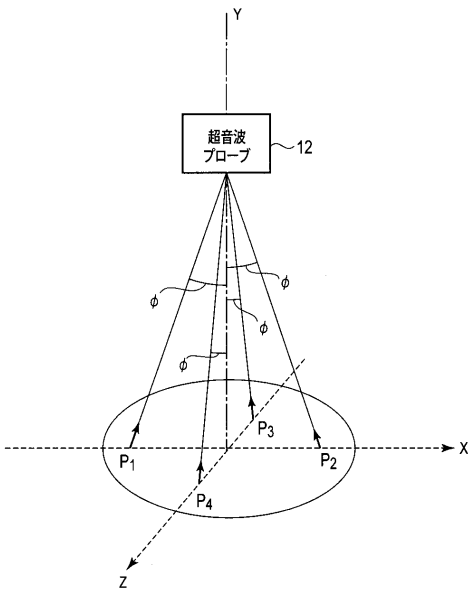
【図 16】

図 16



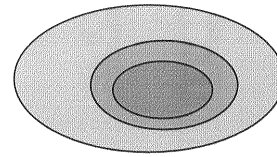
【図 19】

図 19



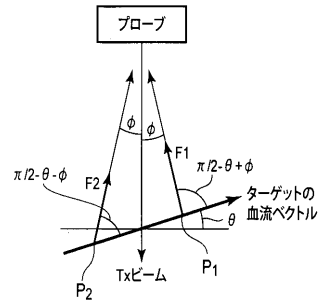
【図 17】

図 17



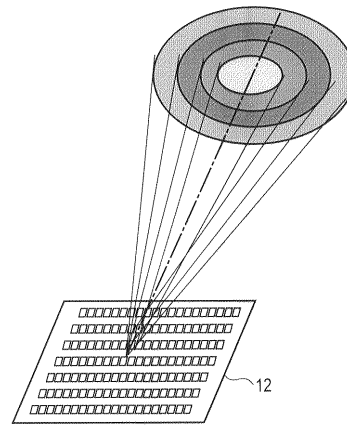
【図 18】

図 18



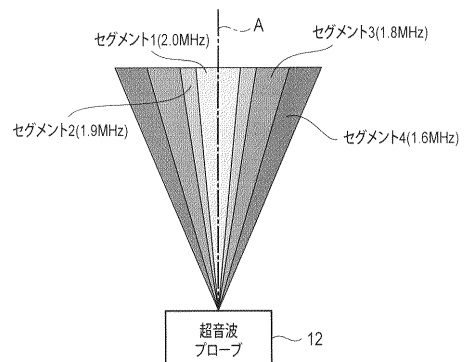
【図 20】

図 20



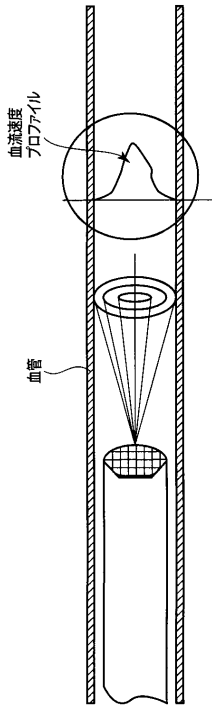
【図 21】

図 21



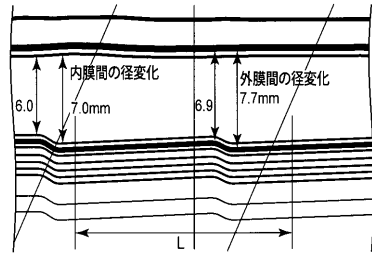
【 図 2 2 】

図 22



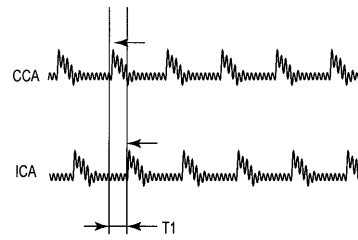
【 図 2 3 】

図 23



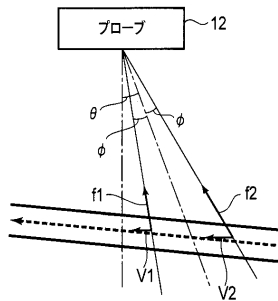
【 図 2 4 】

図 24



【 図 2 5 】

図 25



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (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 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
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (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社内

Fターム(参考) 4C601 DE02 EE06 GB04 GB06 GB13 HH27 HH28 HH31 HH35 JB31
JB48 JB54 JC13

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013154083A	公开(公告)日	2013-08-15
申请号	JP2012018844	申请日	2012-01-31
[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/EE06 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB13 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/HH35 4C601/JB31 4C601/JB48 4C601/JB54 4C601/JC13		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP6000559B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，在使用超声波诊断中的CWD方法进行测量的情况下，能够在方位方向上同时进行测量。通过多路复用分配给多个方位方向的多个频率产生驱动信号，并且驱动信号被分成多个超声波振动一种传输单元，用于为每个超声波换能器提供由每个超声波换能器接收的回波信号，并为每个超声波换能器提供不同的延迟时间，并为每个频率分离回波信号，以及多普勒处理单元，用于通过使用对应于每个方位方向的多个波束信号来检测每个方位角方向的多普勒频移。The

