

(11)特許出願公開番号

特開2009-28158

(P2009-28158A)

(43) 公開日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

4C017

A 6 1 B 5/0285 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 4 0 H

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-193553 (P2007-193553)

(22) 出願日 平成19年7月25日 (2007. 7. 25)

(71) 出願人 306037311

富士フイルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人 100110777

弁理士 宇都宮 正明

(74) 代理人 100100413

弁理士 渡部 温

(72) 発明者 石原 圭大郎

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA11 AC23 BC11

[最終頁に続く](#)

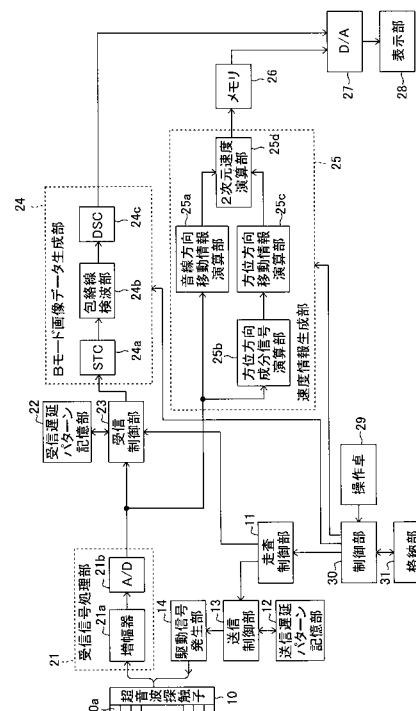
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】装置をあまり大規模にすることなく、角度依存性の影響を受けずに血流速度を定量的に求めることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】この超音波診断装置は、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、複数の受信信号に基づいて、被検体内の音線方向における移動体の移動に関する第1の移動情報を算出する第1の移動情報演算手段と、複数の受信信号に基づいて、音線方向と直交する方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を算出する信号演算手段と、方位方向成分信号に基づいて、被検体内の方位方向における移動体の移動に関する第2の移動情報を算出する第2の移動情報演算手段と、第1及び第2の移動情報に基づいて、被検体内を移動する移動体の2次元速度情報を求める2次元速度演算手段とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて超音波を送信し、被検体内で反射された超音波エコーを受信して複数の受信信号をそれぞれ出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、

前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に基づいて、被検体内の音線方向における移動体の移動に関する第 1 の移動情報を算出する第 1 の移動情報演算手段と、

前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に基づいて、音線方向と直交する方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を算出する信号演算手段と、

前記信号演算手段によって算出される方位方向成分信号に基づいて、被検体内の方位方向における移動体の移動に関する第 2 の移動情報を算出する第 2 の移動情報演算手段と、

前記第 1 及び第 2 の移動情報演算手段によってそれぞれ算出される第 1 及び第 2 の移動情報に基づいて、被検体内を移動する移動体の 2 次元速度情報を求める 2 次元速度演算手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記信号演算手段が、複数の異なる時間において前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に基づいて、方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を算出する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記信号演算手段が、複数の異なる時間において算出される方位方向成分信号を加算平均することによりノイズを低減する、請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記信号演算手段が、前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に対して補間処理を施し、補間処理が施された複数の受信信号に基づいて、方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を算出する、請求項 1～3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記信号演算手段が、複数の異なる時間において前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に対して数値補間処理を施し、数値補間処理が施された複数の受信信号に基づいて、方位方向における超音波エコーの状態を表す方位方向成分信号を算出する、請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 2 の移動情報演算手段が、前記信号演算手段によって算出された方位方向成分信号に対して相関処理を施すことにより、被検体内の方位方向における移動体の移動に関する第 2 の移動情報を算出する、請求項 1～5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に基づいて B モード画像データを生成することにより、B モード画像を表示部に表示させる B モード画像データ生成手段をさらに具備し、

前記 2 次元速度演算手段が、前記表示部に表示された B モード画像において位置が指定されたときに、指定された位置における移動体の速度ベクトルを求めて、該速度ベクトルを表す画像を前記表示部に表示させる、請求項 1～6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用に用いられる超音波診断装置においては、通常、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子（プローブ）が用いられる。複数の超音波トランスデューサから送信される超音波ビームによって被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波エコーの強度に基づいて、被検体の組織に関する画像情報が得られる。また、超音波エコーに含まれているドプラ効果による周波数変移情報に基づいて、被検体内における血液の移動に関する情報が得られる。

【0003】

現在、真の血流速度を求める方法としては、図5に示すように、音線方向と血流方向とのなす角（ドプラ角） θ を算出することにより、ドプラ効果によって求められた音線方向における速度成分 V_y に基づいて、真の血流速度 V を計算することが行われている。例えば、次式を用いることによって、真の血流速度 V を計算することができる。

$$V = V_y / \cos \theta$$

しかしながら、ドプラ角 θ が 90° となる付近においては、計算によって求められる血流速度 V の誤差が増大し、又は、血流速度 V を求めることが不可能となってしまう。

【0004】

関連する技術として、特許文献1には、実時間で高精度に2次元的な血流速度や組織変位量を求め、超音波が斜めに反射されても反射強度に応じた強度の信号を得ることを目的とする超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、複数の重み付け加算手段を備え、各重み付け加算手段において受信ビームの方向が互いに異なる方向となるようにして、各加算信号に基づいて血流速度及び／又は組織変位量の各受信ビームの方向の成分を求め、これらの線分を合成して2次元ベクトル量としての血流速度及び／又は組織変位量を求めて表示する。

【0005】

また、特許文献2には、シングルビームのドプラ法により求められるビーム方向速度成分の情報しか得られないという制約の下で、実用上ある程度妥当な観測面内の流れの様子を求めることを目的とした観測装置が開示されている。この観測装置は、ドプラ法によって求められた各点のビーム方向速度成分をビームに直交する経路に沿って積分して流量関数を計算し、その経路に沿ってビーム方向速度成分の正の値のみの積分値と負の値のみの積分値とを求め、両者の内の小さい方を渦流の流量とみなし、両者の内の大きい方に対する渦流の流量の割合から渦流のビーム方向の速度成分を求め、渦流を2次元流とみなすことにより渦流の流れ関数を計算し、さらに、流れ関数からビームに直交する方向の渦流の速度成分を計算する。

【0006】

しかしながら、特許文献1及び特許文献2においては、ドプラ法によって求められた各速度成分に対して角度による補正を行っているので、計算される血流速度は角度依存性を有している。即ち、ドプラ角が 90° になると計算不能になってしまうので、真の血流速度を求めているとはいえない。また、それら以外にも、2次元アレイプローブやクロスビームシステムを使用して真の血流速度を求める方法も考えられるが、装置が大規模になってしまうので、現実的ではない。

【特許文献1】特開平5-115479号公報（第1頁、図1）

【特許文献2】特開2000-126182号公報（第1、4頁、図3）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、装置をあまり大規模にすることなく、角度依存性の影響を受けずに血流速度を定量的に求めることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体内で反射された超音波エコーを受信して複数の受信信号をそれぞれ出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に基づいて、被検体内の音線方向における移動体の移動に関する第1の移動情報を算出する第1の移動情報演算手段と、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に基づいて、音線方向と直交する方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を算出する信号演算手段と、信号演算手段によって算出される方位方向成分信号に基づいて、被検体内の方位方向における移動体の移動に関する第2の移動情報を算出する第2の移動情報演算手段と、第1及び第2の移動情報演算手段によってそれぞれ算出される第1及び第2の移動情報に基づいて、被検体内を移動する移動体の2次元速度情報を求める2次元速度演算手段とを具備する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号に基づいて方位方向成分信号を算出し、方位方向成分信号に基づいて方位方向における移動体の移動に関する情報を算出することにより、装置をあまり大規模にすることなく、角度依存性の影響を受けずに血流速度を定量的に求めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波探触子10と、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、受信信号処理部21と、受信遅延パターン記憶部22と、受信制御部23と、Bモード画像データ生成部24と、速度情報生成部25と、メモリ26と、D/A変換器27と、表示部28と、操作卓29と、制御部30と、格納部31とを含んでいる。

【0011】

被検体に当接させて用いられる超音波探触子10は、1次元又は2次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ10aを備えている。それらの超音波トランスデューサ10aは、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

【0012】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0013】

走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部12は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部13は、走査制御部11において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部12に記憶されている複数の遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ

10 aの駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。

【0014】

駆動信号発生部14は、例えば、複数の超音波トランスデューサ10aにそれぞれ対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号発生部14は、送信制御部13によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10aから送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波探触子10に供給しても良いし、複数の超音波トランスデューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波探触子10に供給しても良い。

【0015】

信号処理部21は、複数の超音波トランスデューサ10aに対応して、複数の増幅器（プリアンプ）21aと、複数のA/D変換器21bとを含んでいる。超音波トランスデューサ10aから出力される受信信号は、増幅器21aにおいて増幅され、増幅器21aから出力されるアナログ信号は、A/D変換器21bによってデジタル信号（受信データ）に変換される。A/D変換器21bから出力される受信データは、受信制御部23及び速度情報生成部25に入力される。

【0016】

受信遅延パターン記憶部22は、複数の超音波トランスデューサ10aから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部23は、走査制御部11において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部22に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線データが形成される。

【0017】

Bモード画像データ生成部24は、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像データを生成する。Bモード画像データ生成部24は、STC（sensitivity time control）部24aと、包括線検波部24bと、DSC（Digital Scan Converter：デジタル・スキャン・コンバータ）24cとを含んでいる。

【0018】

STC部24aは、受信制御部23によって形成された音線データに対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。包括線検波部24bは、STC部24aにおいて補正が施された音線データに対して、包括線検波処理を施すことにより、包括線データを生成する。DSC24cは、包括線検波部24bによって包括線検波処理が施された音線データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、Bモード画像データを生成する。

【0019】

速度情報生成部25は、被検体内の移動体（例えば、血管内の血液）の2次元速度情報を表す画像データを生成する。速度情報生成部25は、音線方向における移動体の移動に関する情報を算出する音線方向移動情報演算部25aと、音線方向と直交する方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を算出する方位方向成分信号演算部25bと、方位方向成分信号に基づいて、方位方向における移動体の移動に関する情報を算出する方位方向移動情報演算部25cと、音線方向及び方位方向における移動体の移動に関する情報に基づいて、被検体内を移動する移動体の2次元速度情報を求める2次元速度演算部25dとを含んでいる。

【0020】

音線方向移動情報演算部25aは、受信信号処理部21から出力される受信データに基づいて、被検体内の音線方向における移動体の移動に関する音線方向移動情報を算出する。例えば、音線方向移動情報演算部25aは、受信データに対して、直交検波処理を施し

10

20

30

40

50

、さらに、相関演算処理又はPW（パルス幅）法による処理等を施すことによって、音線方向におけるドプラ変移周波数を算出し、それに基づいて音線方向移動情報を算出する。

【0021】

方位方向成分信号演算部25bは、受信信号処理部21から出力される受信データに基づいて、音線方向と直交する方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を算出する。さらに、方位方向移動情報演算部25cは、方位方向成分信号演算部25bによって算出される方位方向成分信号に基づいて、被検体内の方位方向における移動体の移動に関する方位方向移動情報を算出する。

【0022】

図2は、方位方向成分信号及び方位方向移動情報を算出する原理を説明するための図である。図2の(a)及び(b)において、横軸は、複数の受信素子（超音波トランスデューサ）が並べられているライン方向（方位方向）を表しており、縦軸は、被検体の深さ方向を表している。複数の受信素子（超音波トランスデューサ）は、被検体に向けて超音波を周期的に送信することにより、複数のエコー系列を周期的に受信する。

【0023】

図2の(a)は、時間 $t = t_1$ において複数の受信素子が受信するエコー系列（第K番目）を示しており、それに基づいて、被検体の血管中に存在する赤血球の位置に応じた受信波形（第K番目）が得られる。また、図2の(b)は、時間 $t = t_2$ において複数の受信素子が受信するエコー系列（第(K+1)番目）を示しており、赤血球の位置が移動しているので、それに応じた受信波形（第(K+1)番目）が得られる。これらの受信波形は、音線方向と直交する方位方向における超音波エコーの成分を表す方位方向成分信号を表している。

【0024】

図2の(a)及び(b)に示す受信波形において、黒丸は実測値のサンプルを表しているが、受信素子の数によってサンプル数が限られている。そこで、方位方向成分信号演算部25bは、複数の受信素子によって得られる複数の受信信号に対して補間処理を施すことにより、白丸で表す補間値を追加するようにしても良い。

【0025】

図2の(c)は、図2の(a)に示す時間 $t = t_1$ における受信波形（第K番目）と、図2の(b)に示す時間 $t = t_2$ における受信波形（第(K+1)番目）とを、重ねて示す図である。赤血球の位置の移動に伴って、受信波形も移動しており、この受信波形の移動は、血管中における血液の移動量に相当している。時間 $t = t_1$ における受信波形と時間 $t = t_2$ における受信波形とは、相関性（周期性）を有しているので、これらの受信波形は、相関関数を用いて表すことができる。そこで、図1に示す方位方向移動情報演算部25cは、方位方向成分信号演算部25bによって算出された方位方向成分信号に対して相関処理を施すことにより、方位方向移動情報を算出している。

【0026】

図3は、複数の時間において得られた受信データに基づいて方位方向成分信号を算出する動作を説明するための図である。図3の(a)に示すように、方位方向成分信号演算部25b（図1）は、ライン方向（方位方向）に並べられた複数の受信素子（ここでは、4つの受信素子とする）によって時間 $t = t_1$ において受信されたエコー系列に基づいて受信データD1～D4を生成し、時間 $t = t_2$ において受信されたエコー系列に基づいて受信データD5～D8を生成し、時間 $t = t_3$ において受信されたエコー系列に基づいて受信データD9～D12を生成する。

【0027】

実際には、それぞれの深さにおいて反射された超音波エコーに基づいて複数の受信データの組が生成されるが、図3の(a)には、ある深さにおいて反射された超音波エコーに基づいて得られた1組の受信データD1～D12のみが示されている。また、図3の(b)には、ある深さにおいて反射された超音波エコーに基づいて、受信データD1～D4によって表される第K番目の受信波形と、受信データD5～D8によって表される第(K+1)番目の受信波形と、受信データD9～D12によって表される第(K+2)番目の受信波形とが示されている。

10

20

30

40

50

1) 番目の受信波形と、受信データ D 9 ~ D 1 2 によって表される第 (K + 2) 番目の受信波形とが、時系列に示されている。

【 0 0 2 8 】

ここで、方位方向成分信号演算部 2 5 b は、複数の異なる時間において算出される方位方向成分信号を加算平均することにより、ノイズを低減するようにしても良い。また、方位方向成分信号演算部 2 5 b は、複数の異なる時間において複数の受信素子によって得られる複数の受信信号に対して、多項式補間等による数値補間処理を施すことにより、数値補間処理が施された複数の受信信号に基づいて方位方向成分信号を算出するようにしても良い。

【 0 0 2 9 】

図 3 の (c) は、受信データに対する補間処理を説明するための図である。図 3 の (c) に示すように、実際に受信された超音波エコーに基づいて得られたサンプルデータに対して、補間データ D 1 3 が追加されている。例えば、補間データ D 1 3 の値は、同じ時間 $t = t_2$ において取得されたサンプルデータ D 5、D 6、D 7、D 8 等の値に基づいて算出しても良いし、複数の異なる時間 $t = t_1 \sim t_3$ において取得されたサンプルデータ D 2、D 3、D 6、D 7、D 1 0、D 1 1 等の値に基づいて算出しても良い。

【 0 0 3 0 】

再び図 1 を参照すると、2 次元速度演算部 2 5 d は、音線方向移動情報演算部 2 5 a によって算出される音線方向移動情報、及び、方位方向移動情報演算部 2 5 c によって算出される方位方向移動情報に基づいて、被検体内を移動する移動体の 2 次元速度情報（例えば、指定された位置における移動体の速度ベクトル）を表す画像データを求める。このようにして、被検体内を移動する移動体の 2 次元速度情報を表す画像データが生成される。

【 0 0 3 1 】

メモリ 2 6 は、速度情報生成部 2 5 から出力される 2 次元速度情報画像データを必要に応じて格納する。D / A 変換器 2 7 は、B モード画像データ生成部 2 4 から出力される B モード画像データと、速度情報生成部 2 5 から出力され、又は、メモリ 2 6 から読み出される 2 次元速度情報画像データとを、アナログの画像信号に変換する。表示部 2 8 は、例えば、C R T や L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの画像信号に基づいて、被検体の B モード画像、及び、被検体の血管中における血液の 2 次元速度情報画像を表示する。

【 0 0 3 2 】

制御部 3 0 は、操作卓 2 9 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 1 1、B モード画像データ生成部 2 4、及び、速度情報生成部 2 5 を制御する。上記の走査制御部 1 1、B モード画像データ生成部 2 4、速度情報生成部 2 5、及び、制御部 3 0 は、C P U とソフトウェア（プログラム）によって実現することができる。ソフトウェア（プログラム）は、格納部 3 1 に格納される。格納部 3 1 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、又は、D V D - R O M 等を用いることができる。

【 0 0 3 3 】

図 4 は、表示部に表示される超音波画像の例を示す図である。この超音波画像 4 0 は、被検体の B モード画像 4 1 と、被検体の血管中における血液の 2 次元速度情報画像 4 2 とを含んでいる。オペレータが、図 1 に示す操作卓 2 9 を用いて、B モード画像 4 1 に表示されている血管の周囲に関心領域 (R O I : region of interest) を設定し、さらに、血管中の位置 A を指定すると、制御部 3 0 の制御の下で、2 次元速度演算部 2 5 d が、指定された位置 A における血液の速度ベクトルを求めて、この速度ベクトルを表す 2 次元速度情報画像 4 2 をグラフとして表示部 2 8 に表示させる。2 次元速度情報画像 4 2 においては、複数の時間 $t = t_1、t_2、\dots$ における速度ベクトルの経時的な変化が表されている。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 3 4 】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】方位方向成分信号及び方位方向移動情報を算出する原理を説明するための図である。

【図3】複数の時間において得られた受信データに基づいて方位方向成分信号を算出する動作を説明するための図である。

【図4】表示部に表示される超音波画像の例を示す図である。

10

【図5】真の血流速度を求める方法を示す図である。

【符号の説明】

【0036】

10 超音波探触子

10a 超音波トランスデューサ

11 走査制御部

12 送信遅延パターン記憶部

13 送信制御部

14 駆動信号発生部

21 受信信号処理部

20

21a 増幅器

21b A/D変換器

22 受信遅延パターン記憶部

23 受信制御部

24 Bモード画像データ生成部

24a STC部

24b 包絡線検波部

24c DSC

25 速度情報生成部

25a 音線方向移動情報演算部

30

25b 方位方向成分信号演算部

25c 方位方向移動情報演算部

25d 2次元速度演算部

26 メモリ

27 D/A変換器

28 表示部

29 操作部

30 制御部

31 格納部

40 超音波画像

40

41 Bモード画像

42 2次元速度情報画像

Figure 1 is a block diagram of a portable device 10. The device includes a microphone 10a, a touch panel 10b, and a speaker 10c. The internal system is divided into three main functional blocks: 21 (Signal Processing), 22 (Image Data Generation), and 23 (Control). Block 21 contains a signal amplifier 21a, an A/D converter 21b, a signal generator 21c, a signal controller 21d, and a signal memory 21e. Block 22 contains a signal controller 22a, a signal generator 22b, a signal controller 22c, a signal generator 22d, and a signal memory 22e. Block 23 contains a signal controller 23a, a signal generator 23b, a signal controller 23c, a signal generator 23d, and a signal memory 23e. The diagram shows the flow of signals between these blocks and the external components.

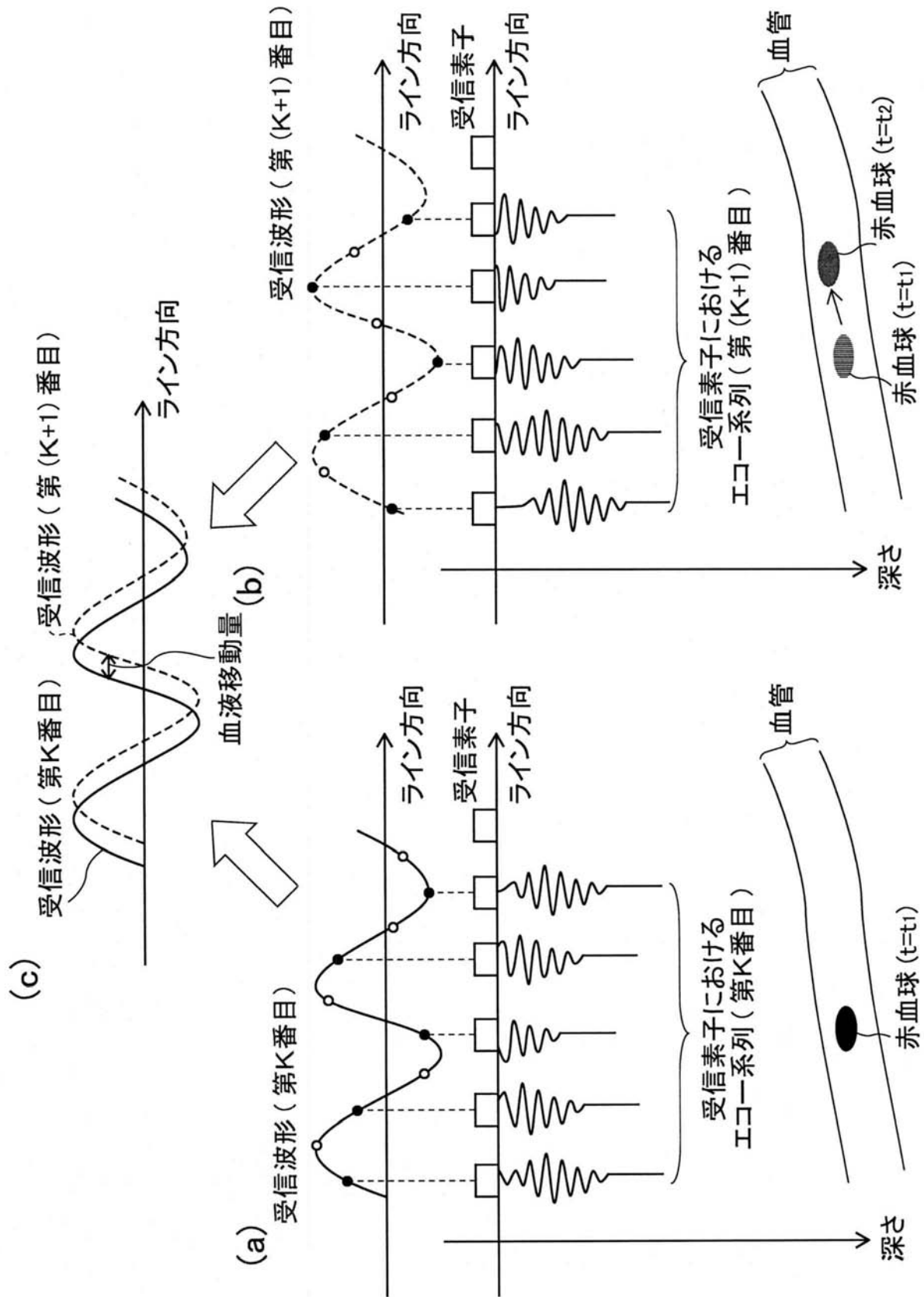
Figure 1 consists of three sub-diagrams (a), (b), and (c) illustrating a sampling method for a signal. Each diagram has a horizontal axis labeled 'ライン方向' (Line Direction) and a vertical axis labeled '時間 t' (Time t).

(a) shows a signal waveform (solid line) with sampling points marked by a dashed line. The sampling points are labeled D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7, D8, D9, D10, D11, and D12. The sampling points are taken at times t_1 , t_2 , and t_3 .

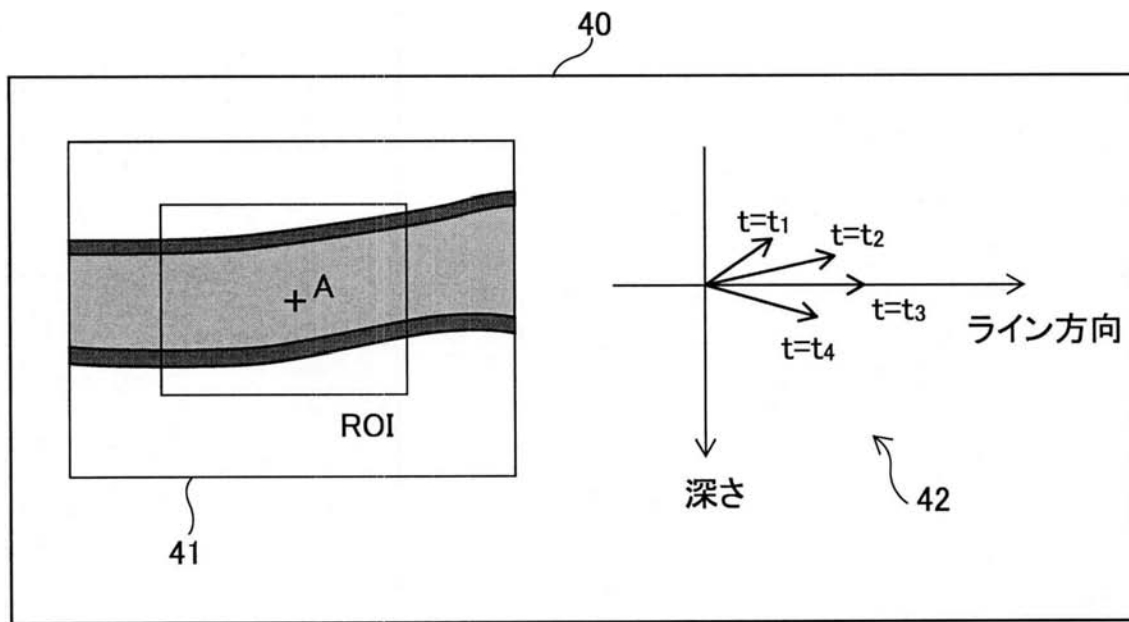
(b) shows the same signal waveform with sampling points marked by a dashed line. The sampling points are labeled D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7, D8, D9, D10, D11, and D12. The sampling points are taken at times t_1 , t_2 , and t_3 .

(c) shows the same signal waveform with sampling points marked by a dashed line. The sampling points are labeled D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7, D8, D9, D10, D11, and D12. The sampling points are taken at times t_1 , t_2 , and t_3 .

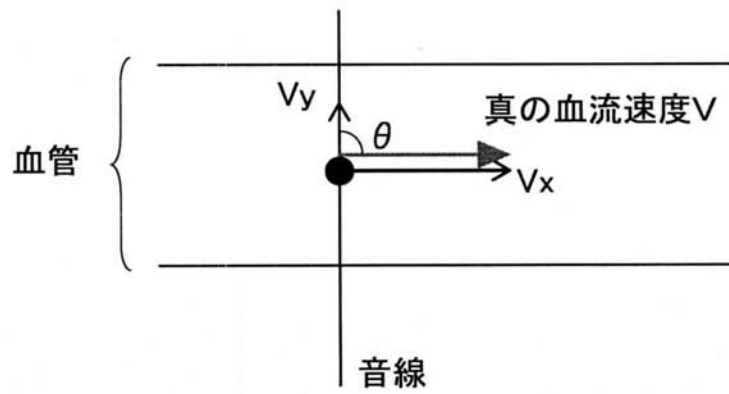
【図 2】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD03 DE03 EE05 EE09 EE12 GB04 GB06 HH04
JB05 JB13 JB22 JB24 JB43 JB46 JB48 JB55 JB57 JC02
JC03 JC37 KK12 KK20 KK25 KK31 KK40 KK41 LL02 LL11

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009028158A	公开(公告)日	2009-02-12
申请号	JP2007193553	申请日	2007-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	石原圭太郎		
发明人	石原 圭太郎		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/0285		
CPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B5/02.340.H A61B5/02.840.H A61B5/0285.H A61B8/14		
F-TERM分类号	4C017/AA11 4C017/AC23 4C017/BC11 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE05 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/JB05 4C601/JB13 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB43 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JB55 4C601/JB57 4C601/JC02 4C601/JC03 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK20 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK40 4C601/KK41 4C601/LL02 4C601/LL11		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP5148194B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够定量地获得血流速度而不受角度依赖性影响而不会使系统如此大规模的超声诊断系统。解决方案：超声诊断系统具有：超声探头，包括多个超声换能器，用于接收超声回波并输出多个接收信号；第一移动信息操作装置，用于根据多个接收信号计算关于移动体在物体中沿光线方向移动的第一移动信息；信号操作装置，用于计算方位方向分量信号，该方位角分量信号表示在与光线方向正交的方位方向上的超声回波的分量；第二移动信息操作装置，用于根据方位方向分量信号计算关于移动体在物体中沿方位方向移动的第二移动信息；和二维速度操作装置，用于根据第一和第二移动信息获得关于在物体中移动的移动体的二维速度信息。Z

