

(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2007-7434

(P2007-7434A)

(43) 公開日 平成19年1月18日(2007.1.18)

(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 有 請求項の数 20 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-224597 (P2006-224597)
 (22) 出願日 平成18年8月21日 (2006.8.21)
 (62) 分割の表示 特願平7-116120の分割
 原出願日 平成7年5月15日 (1995.5.15)

(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
 (74) 代理人 100078765
 弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
 弁理士 関口 俊三
 (72) 発明者 嶺 喜隆
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株
 式会社東芝那須工場内
 Fターム(参考) 4C601 DE03 DE04 DE06 DE10 EE03
 EE04 EE09 JB25 JB30 JB33
 KK17 KK19

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】組織エコーの影響が大きい部位でも、静脈注入によるコントラストエコー法を実施して、ドブラ法による造影剤の速度計測を的確に行う。

【解決手段】被検体に超音波ビーム信号を送信する送信駆動手段と、受信するエコー信号を整相加算する受信処理手段と、前記被検体の血管に注入された超音波造影剤に前記超音波ビーム信号が照射されたときに当該照射に应答して生じる当該超音波造影剤の非線形な振動を反映した当該超音波ビーム信号の反射信号の非線形成分のドブラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドブラ抽出手段と、このドブラ抽出手段により抽出された前記ドブラ偏移周波数 f_d を、

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2 f_{set} + f_d}$$

但し、 C : 音速、 V : 被検体内の移動対象の移動速度、 v : 移動速度 V の超音波ビーム方向成分、 θ : 対象の移動方向と超音波ビームとのなす角度、 f_{set} : 速度変換用の設定周波数、 f_d : ドブラ偏移周波数、

の変換式に従って速度成分 v に変換する周波数 / 速度変換手段と、変換された速度成分 v に基づいて前記被検体の血管内に注入された前記超音波造影剤の速度情報を表示する表示手段とを備え、設定周波数は対象となる非線形成分に対応して設定される。

10

20

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを駆動して被検体に超音波ビーム信号を送信する送信駆動手段と、
 前記超音波プローブが出力する電気量のエコー信号を整相加算する受信処理手段と、
 前記被検体の血管に注入された超音波造影剤に前記超音波ビーム信号が照射されたときに当該照射に応答して生じる当該超音波造影剤の非線形な振動を反映した当該超音波ビーム信号の反射信号の非線形成分のドブラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドブラ抽出手段と、
 このドブラ抽出手段により抽出された前記ドブラ偏移周波数 f_d を、

【数 1】

10

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2 f_{set} + f_d}$$

但し、 C :音速、 V :被検体内の移動対象の移動速度、 v :移動速度 V の超音波ビーム方向成分、 θ :対象の移動方向と超音波ビームとのなす角度、 f_{set} :速度変換用の設定周波数、 f_d :ドブラ偏移周波数、

の変換式に従って速度成分 v に変換する周波数 / 速度変換手段と、この周波数 / 速度変換手段により変換された速度成分 v に基づいて前記被検体の血管内に注入された前記超音波造影剤の速度情報を表示する表示手段とを備え、

20

前記速度変換用の設定周波数は、前記ドブラ偏移周波数を抽出する対象となる非線形成分に対応して設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記非線形成分は、前記超音波ビーム信号の送信周波数の 2 倍の高調波成分である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記設定周波数は、前記送信周波数 f_0 を係数 α 倍した値であり、前記係数 α は 1 以外の有理数である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

30

前記係数 α は 1 . 5 ~ 3 . 0 の範囲内の値である請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記係数 α は 0 . 7 以下の値である請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記係数 α は 1 以外の自然数である請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記係数 α は 2 である請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記設定周波数は、当該超音波診断装置のリファレンス周波数 f_r であり、このリファレンス周波数 f_r を前記送信周波数の帯域外に設定した請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記リファレンス周波数 f_r は前記送信周波数の有理数倍の値である請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記リファレンス周波数 f_r は前記送信周波数の 1 . 5 ~ 3 . 0 倍の範囲内の値である請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記リファレンス周波数 f_r は前記送信周波数の 0 . 7 倍以下の値である請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

50

前記リファレンス周波数 f_r は前記送信周波数の自然数倍の値である請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記リファレンス周波数 f_r は前記送信周波数の 2 倍の値である請求項 12 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記設定周波数は当該超音波診断装置のリファレンス周波数 f_r であり、このリファレンス周波数 f_r を前記超音波プローブで受信される超音波受信信号の基本周波数帯域外に設定した請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記リファレンス周波数 f_r は前記超音波プローブで受信されるエコー信号スペクトラムの基本周波数の有理数倍の値である請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記リファレンス周波数 f_r は前記超音波プローブで受信されるエコー信号スペクトラムの基本周波数の 1.5 ~ 3.0 倍の範囲内の値である請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記リファレンス周波数 f_r は前記超音波プローブで受信されるエコー信号スペクトラムの基本周波数の 0.7 倍以下の値である請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記リファレンス周波数 f_r は前記超音波プローブで受信されるエコー信号スペクトラムの基本周波数の自然数倍の値である請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記リファレンス周波数 f_r は前記超音波プローブで受信されるエコー信号スペクトラムの基本周波数の 2 倍の値である請求項 18 記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記周波数 / 速度変換手段は、前記変換式に代えて、前記音速に比べて前記血流の移動速度が小さいことに着目した近似式

【数 2】

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2 f_{set}}$$

を用いる手段である請求項 1 乃至 19 の内の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波造影剤を被検体内に注入し、この造影剤の超音波に対する強い散乱特性によりエコーが増強される性質を利用してコントラスト像を得るとともに、ドプラ法を適用して造影剤の速度計測を行えるようにした超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波造影剤を用いたコントラストエコー法が心筋画像の解析分野で注目されている。

【0003】

このコントラストエコー法の一つとして、超音波造影剤を動脈から注入する動脈注入による心筋コントラストエコー法が研究されており、心筋分布像 (perfusion) による心筋内血流の灌流域の評価に利用されている。この心筋コントラストエコー法は大動脈に留置されたカテーテルより超音波造影剤 (例えば、用手的あるいはソニケータにより気泡の生成された 5 % ヒトアルブミン) を注入するものである。造影剤により心筋内血流の灌流域は、B モード上の輝度増強領域として表示される。同様に、血流の灌流域の評価

10

20

30

40

50

あるいは腫瘍の支配血管系を評価するために、腹部領域でも動脈注入によるコントラストエコー法が研究されている。これらのコントラストエコー法を実施する診断装置は、一般検査用の超音波診断装置あるいはさらにワークステーションが用いられる。これにより、目視によりBモード像の輝度増強を評価したりあるいはメモリに記憶された画像データをワークステーション上で適当な処理後、輝度レベルの変化を定量評価するようになっている。

【0004】

また、近年、超音波造影剤自体の開発も盛んで、静脈から注入して左心系の評価が可能な超音波造影剤が開発され、この超音波造影剤を用いた超音波コントラストエコー法が試みられている。

10

【0005】

この超音波造影剤としては、例えば塩野義製薬株式会社により輸入販売されている、『5%人血清アルブミンを超音波処理するとき生成するアルブミン膜の中に、空気を封じ込めた平均粒子径約4 μ mの空気小球体』（販売名：アルブネックス注5ml）がある。

【0006】

この静脈注入によるコントラストエコー法は、現在、試験、研究段階であり、今後、頭部・心腔・腹部などの診断で、その有用性に期待が高まっている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従来のコントラストエコー法のうち、超音波造影剤の動脈注入によるコントラストエコー法は、カテーテルを大動脈に留置させる必要があるため、それを施行できる施設（手術室）が比較的大きい病院に限られること、また侵襲性が伴う診断のため患者の負担も大きいことなどの理由に因って、一般の臨床には今後も容易には普及し難いと想定されている。

20

【0008】

また、動脈注入による造影剤の気泡は比較的大きいため、心筋や末梢部で詰まり気味となり、数分間も染影が持続することがある。したがって、それらの血管部位ではドプラ計測を行ったとしても、気泡の移動速度は血流速を正確に反映したものではない。

【0009】

一方、静脈注入によるコントラストエコー法では、侵襲性は著しく小さく、患者の負担は小さくて済むものの、造影剤は肺を通して心筋やその他の目的部位に到達することになるため、動脈注入によるコントラストエコー法に比べて、造影剤濃度が薄くなり、輝度増強度が低い。このため、心筋、腹部の末梢部位など、その周囲の組織エコーの影響が大きい部位では、造影剤による輝度増強を観測することは極めて困難であり、心筋分布像による心筋内血流の灌流域の評価や肝臓実質部の血流検出には適用できないという現状にある。

30

【0010】

また、カラードプラ画像を得る場合、特に腹部などでは呼吸などによる周囲組織の動きや血管壁の動きに起因するモーションアーチファクトの影響が大きく、カラードプラ像として用をなさないという問題がある。

40

【0011】

本発明は、このような従来の超音波造影剤を用いたコントラストエコー法の現状に鑑みてなされたもので、周囲からの組織エコーの影響が大きい部位（心筋、臓器実質など）でも、静脈注入によるコントラストエコー法を実施して、ドプラ法による造影剤の速度計測を的確に行う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。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は次のように構成される。

【0013】

本発明は、被検体に注入された超音波造影剤を成す気泡の非線形散乱特性に基づくコン

50

トラストエコー法を特に「ハーモニックエコー法」と称し、このハーモニックエコー法にドブラ法を適用しようとするものである。従来、周波数 f_0 の超音波ビーム信号を送信したときのエコー信号の非線形波成分のドブラ効果が、定性的及び定量的にはどのように表わされるかについては何ら知られていなかった。本発明者は、非線形成分を代表する成分としての２次高調波成分に着目し、この２次高調波成分のドブラ効果の評価について実験を試みたところ、そのドブラ偏移周波数は２次高調波成分の周波数を有する超音波自身で送受信したときのドブラ偏移周波数と同等であることを知見し、確認できた。本発明は、かかる知見を基礎になされたものである。

【 0 0 1 4 】

超音波造影剤は微小な気泡にて構成されており、その強い散乱特性によりエコーが増強される。気泡の散乱には強い非線形特性があることが知られており、これを用いることにより気泡以外からのエコーと造影剤（気泡）からのエコーが区別できる。具体的には次のように実施される。

【 0 0 1 5 】

（１）非線形な散乱により高調波成分が発生する。これを利用して、送信された基本波に対して高調波成分のみ受信する。生体減衰や送受信系の帯域を考えると、２次高調波の利用が特に優れている。

【 0 0 1 6 】

（２）非線形散乱により分調波成分あるいはその超調波成分が発生する。これを利用して、送信された基本波に対して分調波成分を f_0 とし、高調波成分、分調波成分、超調波成分を $\alpha \cdot f_0$ と表現すると、本発明の一態様では、

【 数 １ 】

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2 \alpha f_0 + f_d}$$

の変換式あるいは、音速に対して対象の移動速度が小さいことによる近似変換式

【 0 0 1 7 】

【 数 ２ 】

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2 \alpha f_0}$$

C : 音速、 V : 対象の移動速度、 v : 移動速度 V の超音波ビーム方向成分、

θ : 対象の移動方向と超音波ビームとのなす角度、 f_0 : 送信周波数、 f_d : ドブラ偏移周波数、

により、造影剤の移動速度が検出される。ここで、送信周波数とは、基本的にはパルサの搬送波周波数あるいは送信音圧波形スペクトラムの中心周波数（帯域幅の中心）・ピーク周波数を言う。

【 0 0 1 8 】

この態様では非線形成分である $\alpha \cdot f_0$ が送信周波数帯域にないことが極めて重要である。

【 0 0 1 9 】

[作用]

本発明に係る超音波診断装置によれば、超音波プローブを駆動して被検体に超音波ビーム信号が送信されるとともに、超音波プローブが出力する電気量のエコー信号が整相加算される。被検体の血管に注入された超音波造影剤の超音波ビーム信号の反射に起因するエコー信号の非線形成分のドブラ偏移周波数がエコー信号から抽出され、ドブラ偏移周波数 f_d が、

10

20

30

40

【数 3】

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2 f_{set} + f_d}$$

但し、 C :音速、 V :被検体内の移動対象の移動速度、 v :移動速度 V の超音波ビーム方向成分、 θ :対象の移動方向と超音波ビームとのなす角度、 f_{set} :速度変換用の設定周波数、 f_d :ドプラ偏移周波数、

の変換式に従って速度成分 v に変換された後、この速度成分 v に基づいて被検体内の移動対象の速度情報が表示される。

10

【発明の効果】

【0020】

本発明のハーモニックエコー法によるドプラ法では、ドプラ偏移周波数は非線形波成分の代表としての2次高調波成分で送受信したときのドプラ偏移周波と同等であるという実験的確認に基づいて、ドプラ偏移周波数を速度データに変換するときに用いる設定周波数の最適化を図ることができる。

【0021】

その結果、造影剤の非線形な散乱特性を利用する超音波診断装置において、造影剤の非線形な散乱下で発生するエコー信号についてドプラ原理に基づく造影剤の速度計測が可能になり、

20

(1)従来の動脈投与型のコントラストエコー法では造影剤の移動速度が血流速を反映していないために不可能であった心筋内血流や肝臓実質部の血流など末梢の血流速度が評価可能になる、

(2)従来の静脈投与型のコントラストエコー法では造影剤濃度が動注に比べて薄いことにより不可能であった心筋や肝臓実質部などの末梢の血流速度が評価可能になる、

(3)従来、腹部などでは呼吸などによる周囲組織の動きや血管壁の動きに起因するモーションアーチファクトが血管内の血流速度検出精度の誤差要因であったが、これを大幅に低減できる、などの優れた効果が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0022】

本発明に係る超音波診断装置の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0023】

図1～図8は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態を説明する図である。この実施形態に係る超音波診断装置は超音波造影剤に含まれる気泡の非線形散乱により生成される2次高調波成分を効率良く検出し、その分布像を2次元表示するとともに、ドプラ計測を行なうことができるコントラストエコー法を適用した装置である。

【0024】

図1に示す如く、この超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号の送受信を行なう超音波プローブ10と、この超音波プローブ10を駆動するとともに、超音波プローブ10の受信信号を処理する装置本体11からなる。

40

【0025】

超音波プローブ(以下「プローブ」という)10は、複数の振動子が走査方向に配列されたフェーズド・アレイ・タイプに構成されている。各振動子の受信特性は同一に形成され、振動子を駆動する基本波成分と生体で発生する2次高調波成分を検出可能な、十分に広い信号通過帯域を有している。

【0026】

装置本体11はプローブ10を駆動する送信系、プローブ10からの信号を受信処理する受信・処理系、処理された画像を表示する表示系、および入力系の各回路を有している。この他に、ECGなどの生体信号の検出系などがあるが、図面では割愛している。

50

【 0 0 2 7 】

送信系は、クロック発生回路 2 0、送信遅延回路 2 1、パルサ回路 2 2 および送信共振回路 2 3 を備えている。クロック発生回路 2 0 は超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路であり、送信遅延回路 2 1 は送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路 2 2 は各振動子に対応した個別経路（以下、「チャンネル」という）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、プローブ 1 0 の各振動子に供給するようになっている。

【 0 0 2 8 】

また、送信共振回路 2 3 は本装置の特徴の 1 つであり、生体に注入された超音波造影剤により発生するエコー信号の例えば 2 次高調波成分を効率良く検出するために装備されている。すなわち、送信時にパルサが完全なサイン波駆動でない限り、必ず発生する高調波成分を除去する機能を有する。この送信共振回路 2 3 は具体的には図 2 に示すように、ダイオード逆並列回路より成るリミッタ 2 4 と、プローブやケーブルなどの容量性インピーダンスと共振し、基本波付近にのみ通過帯域をもつコイル部 2 5 とを有する。リミッタ 2 4 は印加される信号値があるレベル以上でオン状態になるため、この送信共振回路 2 3 は信号レベルが高い送信時にのみ共振状態になり、受信時には非共振状態のままである。リミッタ 2 4 及びコイル部 2 5 の直列回路は実際にはチャンネル毎に装備されている。

【 0 0 2 9 】

さらに、受信・処理系は、プローブ 1 0 の出力側に、プリアンプ回路 3 0、受信遅延・加算回路 3 1、バンドパスフィルタ（BPF）3 2 a、3 2 b およびレシーバ回路 3 3 a、3 3 b、および速度演算部 3 4 を例えばこの順に備えている。プリアンプ回路 3 0 は受信エコーの電力を受信チャンネル毎に増幅し、受信遅延・加算回路 3 1 に送る。受信遅延・加算回路 3 1 は、受信チャンネル毎の遅延部とこれらの遅延結果を加算する加算部とを有し、受信エコー信号に対する受信フォーカスを実施する。この受信遅延・加算回路 3 1 の出力側には、上記基本波用および非線形波用のバンドパスフィルタ 3 2 a、3 2 b が並列接続されている。

【 0 0 3 0 】

基本波用バンドパスフィルタ 3 2 a の通過帯域はエコー信号の基本波成分に合致し、一方、非線形波用のバンドパスフィルタ 3 2 b のそれはエコー信号の 2 次高調波成分に合致している。基本波用バンドパスフィルタ 3 2 a の出力側は、基本波用のレシーバ回路 3 3 a を介して後述する DSC 3 5 に接続されるとともに、非線形波用バンドパスフィルタ 3 2 b のそれは非線形波用のレシーバ回路 3 3 b を介して DSC 3 5 に接続されている。この 2 つのレシーバ回路 3 3 a、3 3 b は基本波成分および 2 次高調波成分毎に、包絡線検波、ログ圧縮などの処理を行なって B モード像の画像信号を得る受信処理回路である。

【 0 0 3 1 】

さらにまた、この受信・処理系は DSC（デジタルスキャンコンバータ）3 5 と、モニタ 3 6 とを有する。DSC 3 5 は、レシーバ出力用の A/D 変換器、マルチプレクサ、フレームメモリ、書込み/読出し回路、D/A 変換器などを含み、指令された表示態様に対応した 1 フレームの画像信号を形成するとともに、その画像信号を標準 TV 方式で読出し可能になっている。この DSC 3 5 から読み出された画像信号はパネルインターフェース 3 7 を介してモニタ 3 6 に出力され、表示される。

【 0 0 3 2 】

さらに、上記 DSC 3 5 には DSC メモリ部 3 8 を介して CPU 3 9 が接続されている。

【 0 0 3 3 】

この診断装置の入力系としては、上記パネルインターフェース 3 7 及び操作者が操作するパネル 4 0 を備えている。

【 0 0 3 4 】

上記速度演算部 3 4 では、被検体の血管、特に静脈に注入された超音波造影剤の速度検出が行われる。この速度演算部 3 4 の構成の一例を図 3 に示す。

【 0 0 3 5 】

図 3 に示す速度演算部 3 4 は基準発振器 3 4 1、90°位相器 3 4 2、位相検波器 3 4 3、FFT 演算部 3 4 4、MTI 演算部 3 4 5、及び第 1、第 2 の周波数 / 速度変換器 3 4 6、3 4 7 を備えている。

【 0 0 3 6 】

基準発振器 3 4 1 は整相加算されたエコー信号を位相（直交）検波するためのリファレンス信号（リファレンス周波数 f_r ）を出力する。90°位相器 3 4 2 は入力した信号の位相を正確に 90°変えて出力する。位相検波器 3 4 3 はミキサ 3 4 3 1 a（3 4 3 1 b）及びローパスフィルタ 3 4 3 2 a（3 4 3 2 b）（カットオフ周波数 f_c = リファレンス周波数 f_r に設定してある）の 2 チャンネルの直列回路を有し、一方のミキサ 3 4 3 1 a が直接に、もう一方のミキサ 3 4 3 1 b が位相器 3 4 2 を介してリファレンス信号を受けている。これにより、非線波形用バンドパスフィルタ 3 2 b を通過したエコー信号は位相検波器 3 4 3 により直交検波され、FFT 演算部 3 4 4 及び MTI 演算部 3 4 5 に供給される。

【 0 0 3 7 】

FFT 演算部 3 4 4 はサンプルホールド回路 3 4 4 1 a（3 4 4 2 b）、帯域フィルタ 3 4 4 2 a（3 4 4 2 b）、及び A/D 変換器 3 4 4 3 a（3 4 4 3 b）から成る 2 チャンネルの処理回路を備えるとともに、それらの処理データを受ける FFT（高速フーリエ変換）を行う周波数解析器 3 4 4 4 を備える。これにより、位相検波されたエコー信号は、サンプルホールドにより任意の深さのドブラ信号のみが取り出され、帯域フィルタ 3 4 4 2 a、3 4 4 2 b により不要成分が除去される。このドブラ信号は周波数解析器 3 4 4 4 で直接リアルタイムに周波数解析される。

【 0 0 3 8 】

一方、MTI 演算部 3 4 5 は、A/D 変換器 3 4 5 1 a（3 4 5 1 b）及び MTI フィルタ 3 4 5 2 a（3 4 5 2 b）から成る 2 チャンネルの回路と、自己相関器 3 4 5 3、平均速度演算器 3 4 5 4、分散演算器 3 4 5 5、及びパワー演算器 3 4 5 6 を備える。これにより、位相検波されたエコー信号は、A/D 変換された後、MTI フィルタ 3 4 5 2 a 及び 3 4 5 2 b により心臓壁などの不要固定反射信号が除去される。このエコーデータは、その後、自己相関器 3 4 5 3 で 2 次元断層面の各点の周波数解析（ドブラ解析）がリアルタイムに行われる。この解析により生成されるドブラ偏移周波数 f_d を使って、平均速度演算器 3 4 5 4 により断層面各点の平均ドブラ周波数が演算されるとともに、同様に分散値（スペクトラムの乱度）、パワー（強さ）値が各演算器 3 4 5 5（3 4 5 6）で演算される。

【 0 0 3 9 】

すなわち、FFT 演算部 3 4 4 及び MTI 演算部 3 4 5 により、血管内を移動する造影剤に起因したドブラ偏移周波数が検出される。スペクトラムドブラモードでは FFT 演算部 3 4 4 が作動し、カラードブラモードでは MTI 演算部 3 4 5 が作動する。

【 0 0 4 0 】

FFT 演算部 3 4 4 の解析データは第 1 の周波数 / 速度変換器 3 4 6 を介して DSC 3 5 に供給され、MTI 演算部 3 4 5 の平均速度演算器 3 4 5 4 の演算データは第 2 の周波数 / 速度変換器 3 4 7 を介して DSC 3 5 に供給される。

【 0 0 4 1 】

この第 1 及び第 2 の周波数 / 速度変換器 3 4 6 及び 3 4 7 は本発明の特徴を具体化するもので、下記変換式に基づいてドブラ偏移周波数 f_d のディメンジョンをこれに対応する速度 v 、すなわち造影剤（気泡）の移動速度のディメンジョンに変換する。

【 0 0 4 2 】

本実施例では、位相検波器 3 4 3 のミキサ 3 4 3 1 a 及び 3 4 3 1 b に対するリファレンス周波数 f_r は送信周波数 f_0 の 2 次高調波成分「 $2 \cdot f_0$ 」に含わせてある。リファレンス周波数 f_r 及び 2 次高調波周波数 $2 \cdot f_0$ は本発明の速度変換用の設定周波数 f_{se} を成す。

10

20

30

40

【 0 0 4 3 】

下記の式によりドブラ偏移周波数 f_d は移動速度の超音波ビーム方向成分 v に換算される。

【 数 4 】

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2\alpha f_0 + f_d} \quad \dots\dots(1)$$

ここで、 $\alpha = 2$ であり、 C : 音速、 V : 対象の移動速度、 θ : 対象の移動方向と超音波ビームのなす角、 f_0 : 送信周波数、 f_d : ドブラ偏移周波数である。

10

【 0 0 4 4 】

あるいは、音速に対して対象の（気泡）の移動速度が小さいことによる近似式

【 数 5 】

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2\alpha f_0} \quad \dots\dots(2)$$

により変換される。

【 0 0 4 5 】

送信周波数 f_0 とは、基本的にはパルサの搬送波周波数あるいは送信音圧波形スペクトラムの中心周波数（帯域幅の中心）・ピーク周波数である。 20

【 0 0 4 6 】

上記変換用の係数 α は、対象とする非線形波成分として2次高調波を採用するとき、生体減衰などを考慮した幅を考えると、 $\alpha = 1.5 \sim 2.0$ の範囲内の値であることが望ましい。また分調波を採用するときも同様に幅を考慮して $\alpha = 0.7$ 以下の値が望ましい。高調波全般を考慮するときは α は1以外の自然数とすればよい。

【 0 0 4 7 】

本発明では、リファレンス周波数 f_r が送信周波数帯域に無いことが本質的に重要である。送信周波数帯域とは図4（b）に示す通り、超音波プローブ10より送信される超音波信号のピーク周波数成分付近の帯域を指し、ピーク周波数成分に対し、「-20」dB 30 以上のレベルが目安である。本方式においては、リファレンス周波数 f_r が2次高調波周波数（ $= 2f_0$ ）であっても上記条件を満たさなければ、無意味である。すなわち、受信信号において、造影剤に起因した2次高調波成分と送信時に含まれていた2次高調波成分の周囲臓器によるエコー成分との弁別が不可能となり、本方式で期待される効果が得られないからである。

【 0 0 4 8 】

図5に示す通り、従来のドブラ装置においても、いわゆる送信周波数とリファレンス周波数とをずらして設定していることはあった。これは、生体減衰を考慮して送信のピーク周波数成分より低周波側にリファレンス周波数を設定するものであり、この場合は、リファレンス周波数が送信周波数帯域内にすることが本質的に重要である。本発明の速度変換 40 用の設定周波数 f_{set} は、上述の如く、送信周波数 f_0 及びリファレンス周波数 f_r の何れを用いて定義してもよい。

【 0 0 4 9 】

また、本方式の前提である造影剤の非線形な散乱エコーを対象としない場合に、リファレンス周波数を送信周波数帯域外に設定し、観測されたドブラ偏移周波数を上記変換式（1）又は（2）により速度に換算しても無意味である。ドブラ効果は、送信周波数により異なり、偏移前の送信周波数 f_0 とドブラ偏移周波数 f_d には下記に示す単純な関係にある。

【 0 0 5 0 】

【数 6】

$$f_d = \frac{2V \cos \theta}{C} f_0$$

【0051】

このため、換算は偏移前の周波数 f_0 を用いなければ無意味である。すなわち、

【数 7】

$$v = V \cos \theta = \frac{C f_d}{2 f_0}$$

10

【0052】

基本的には従来のパルスドブラ法では、送信信号帯域内の全ての周波数成分に対するドブラ効果が畳み込まれるため、リファレンス周波数はそのピーク周波数成分にとることが速度精度上最も良い、本方式でのパルスドブラ法では、送信信号帯域外にある非線形成分（高調波・分調波・超調波）のいずれかの帯域を選択し、その帯域での受信信号のピーク周波数成分にリファレンス周波数を設定することが速度精度上最も良い。

【0053】

このように第1及び第2の周波数/速度変換器346及び347で速度のディメンジョンに変換されたデータが、他の必要なデータとともにDSC35に送られ、指令された表示モードのフレーム画像データに変換される。パネルインターフェース37にはカラー処理回路、D/A変換器が内蔵されており、DSC35の画像データは必要に応じて色付け処理され、アナログ信号としてモニタ36に送られる。なお、モニタ36の代りに又はモニタ36と並行に記録器、メモリなどの外部装置を接続してもよい。

20

【0054】

CPU39はパネルインターフェース37を介してパネル40を操作した操作者の指令を読み取り、DSCメモリ部38から重畳表示用マーカやキャラクタデータなどをDSC35に出力させるとともに、速度計測を行うようになっている。

【0055】

続いて、この実施例の作用効果を説明する。

【0056】

送信時には、送信遅延回路21によって送信フォーカスを掛けられた状態で、各チャンネル毎にパルサ回路22から送信共振回路23を介して駆動電圧信号がプローブ10の各振動子に供給される。このとき、送信共振回路23のリミッタ24は駆動電圧信号が所定レベルより高いためにキックオンされ、共振部24が共振する。この共振によって、駆動電圧信号の基本波成分のみがこの送信共振回路23を通過してプローブ10の各振動子に供給される。

30

【0057】

パルサ回路22の完全なサイン波駆動は實際上困難で、通常、その発生した駆動電圧信号に高調波成分を含んでいるが、上記の送信共振回路23により、そのような高調波成分は意図的に遮断され、基本波成分のみの駆動電圧信号によって各振動子が励振される。

40

【0058】

このようにしてプローブ10の各振動子が励振されると、プローブ10から被検体の心筋などの診断部位に向けて送信フォーカスが掛けられた超音波ビーム信号が送出される。この超音波ビーム信号は、診断部位の各組織に静脈から注入されている超音波造影剤（例えば、前述した「アルブネックス注5ml」：販売名）により反射および散乱された超音波エコー信号となる。特に、超音波造影剤は微小な気泡にて構成されており、気泡による強い散乱特性によりエコー信号が増強される。この散乱には非線形特性があり、その非線形特性の散乱によって高調波成分も発生する。この結果、超音波エコー信号には造影剤（気泡）以外の生体組織からエコー成分（基本波成分）と造影剤からのエコー成分（基本波成分およびその高調波成分）が含まれている。

50

【 0 0 5 9 】

この超音波エコー信号は、プローブ 10 の振動子の各々で受信され、対応する電気信号に変換される。この電気量のエコー信号のパワーは微弱であるから、送信共振回路 23 の各リミッタ 24 をキックオンさせることはなく、送信共振回路 23 は非共振状態のままである。この結果、基本波成分および高調波成分を含むエコー信号は送信共振回路 23 には何ら関与されずプリアンプ回路 30 に到達し電力増幅された後、受信遅延・加算回路 31 で各チャンネル毎に受信遅延され、加算される。これにより、受信フォーカスが掛けられる。この受信エコー信号は基本波用 BPF 32a 及び非線形波用 BPF 32b に並行して送られる。基本波用 BPF 32a では、エコー信号のうちの基本波成分 S_f が抽出され、後段のレシーバ回路 33a に送られるとともに、非線形波用 BPF 32a ではエコー信号のうちの 2 次高調波成分 S_{2f} のみが抽出され、同様にレシーバ 33b 及び速度演算部 34 に送られる。 10

【 0 0 6 0 】

一方のレシーバ回路 33a に送られた基本波成分 S_f のエコー信号は包絡線検波や対数圧縮などの処理を受けて、基本波成分の B モード像（振幅の輝度変調画像）の画像データが生成される。もう一方のレシーバ回路 33b に送られた 2 次高調波成分 S_{2f} のエコー信号も同様の処理を受けて、2 次高調波成分の B モード像の画像データが生成される。

【 0 0 6 1 】

これらの基本波成分および 2 次高調波成分の各 B モード像の画像データは、その後、DSC 35 において、指令された表示態様の画像データに変換される。基本波成分による B モード像 IM_f （以下、単に「基本波像」という）と 2 次高調波成分による B モード像 IM_{2f} （以下、単に「2 次高調波像」という）の表示態様としては様々なものがあり、コントラストエコー法施行時に例えば基本波像 IM_f 上に 2 次高調波像 IM_{2f} を重畳表示する表示態様の指令がなされる。これに応じて DSC 35 も両画像データを合成して、モニタ 36 に供給するから、モニタ 36 には図 6 に示す如く、基本波像 IM_f に 2 次高調波像 IM_{2f} が重畳された画像「 $IM_f + 2f$ 」が表示され、生体組織の形態とその中での超音波造影剤の分布を観察することができる。 20

【 0 0 6 2 】

このように、本実施例では、送信共振回路 23 により基本波成分以外の高調波成分を意図的に（積極的に）カットして基本波成分のみの状態で超音波ビームを送信しているため、エコー信号に含まれる 2 次高調波成分は、その殆どが超音波造影剤の非線形の散乱特性に起因したもののみとなる。つまり、送信された基本波成分の超音波信号に対して、造影剤の散乱に因る 2 次高調波成分のみを選択的に信号処理して画像化できるから、生体減衰や送受信系の帯域を考慮すると、優れた 2 次高調波成分の利用になる。 30

【 0 0 6 3 】

さらに、本実施例では、スペクトラムドブラモードが指令されると、速度演算部 34 の FFT 演算部 344 が前述の如く FFT 演算し、その解析データが第 1 の周波数 / 速度変換器 346 で速度データ v に変換される。この速度データ v は DSC 35 を介して、モニタ 36 に例えば図 7 に示す如く、速度情報が輝度変調されたグレースケールのスペクトラムドブラ像として表示される。一方、カラードブラモードが指令されると、速度演算部 34 の MTI 演算部 345 が前述のように周波数解析し、その解析データが第 2 の周波数 / 速度変換器 347 で速度データ v に変換される。このデータ v は DSC 35、パネルインターフェース 37 を介してモニタ 36 に、例えば図 8 に示す如く速度情報が色変調されたカラードブラ像として表示される。 40

【 0 0 6 4 】

図 7 に示すスペクトラムドブラ像では、縦軸が速度軸（周波数軸；速度スケール）で横軸が時間軸である。速度軸は前記速度換算式に基づいており、例えば、最大検出速度が目盛り上に表示される。また、計測機能使用時には、図に示すとおり、ピーク速度などが前記速度換算式に基づいて求められ表示される。このとき、図 1 に示す如く、操作パネル 40 よりの指示はパネルインターフェース 37 を経由し CPU 39 に送られ、CPU 制御 50

のもとで計測データが D S C 3 7 及び D S C メモリ部 3 8 によりモニタ 3 6 に表示される。メモリ情報なども D S C 3 7 および D S C メモリ部 3 8 によりモニタ 3 6 に表示される。

【 0 0 6 5 】

一方、図 8 に示すカラードブラ像では前記変換式に基づいたカラーマップにより色付けがなされ、カラーバー又はカラーパレットとともに、前記速度換算式に基づいた速度値が目盛り上や、計測機能使用時の所望の R O I に対して表示される。

【 0 0 6 6 】

このように、造影剤を使用したコントラストエコー法を、造影剤を成す気泡の非線形散乱特性に基づくハーモニックエコー法に発展させた。さらに、このハーモニックエコー法によるドブラ法では、ドブラ偏移周波数は 2 次高調波成分で送受信したときのドブラ偏移周波数と同等であるとの実験的確認の基に、ドブラ偏移周波数 f_d の速度 v への変換に使う設定周波数 f_{set} を、 $f_{set} = \text{リファレンス周波数 } f_r = 2 f_0$ に確信を持って設定したので、気泡からの 2 次高調波成分 $2 f_0$ を確実に計測することができる。この結果、組織血流や心筋内血流のように、速度が低く且つ微小な流れの血流をも高 S / N 比で検出でき、その速度を精度良く計測することができる。とくに腹部でのカラードブライメージング (C D I) では、モーションアーチファクトが低減し、高品質の C D I 像が得られる。

【 0 0 6 7 】

ところで、図 1 に示す上記実施例では、送信周波数成分は周囲組織により相対的に強く反射されるため、組織内血管内の造影剤による非線形な散乱エコー成分は、図 9 に示すとおり受信エコーのスペクトラム上で基本周波数帯域外にあることが想定される。この意味では、リファレンス周波数は超音波プローブで受信される受信信号の基本周波数帯域外に設定するということができる。ただし、図 1 0 及び図 1 1 に示す超音波診断装置のように、受信する振動子の周波数特性が送信時の基本波成分に対して相対的に低感度な特性をもつ場合はこの限りではない。図 1 0 に示す超音波診断装置のフェーズド・アレイ・タイプのプローブ 1 0 は、振動子グループ A 及び B に分けられている。振動子グループ A の振動子 $1 0_1$ 、 $1 0_3$ 、 $\dots$ $1 0_{n-1}$ の各々は、基本波成分 f のみに実質的に応答するように、その周波数帯域が設定されている (図 1 1 (a) 参照)。振動子グループ B の振動子 $1 0_2$ 、 $1 0_4$ 、 $\dots$ $1 0_n$ の各々は、2 次高調波成分「 $2 \cdot f$ 」のみに実質的に応答するように、その周波数帯域が設定されている (図 1 1 (b) 参照)。これらの周波数帯域は、例えば、振動子の共振周波数をグループ毎に変えることで設定される。

【 0 0 6 8 】

このようにプローブ 1 0 を形成することで、振動子グループ A を介して基本波成分のみの超音波信号の送受が行われ、この振動子グループ A に接続されたプリアンプ回路 3 0 a 及び受信遅延・加算回路 3 1 a から直接、基本波成分 S_f のみのエコー信号が得られる。同様に振動子グループ B を介して超音波造影剤の非線形の散乱によって生じた非線形波成分の内の 2 次高調波成分 S_{2f} のみのエコー信号が受信され、この振動子グループ B に接続されたプリアンプ回路 3 0 b 及び受信遅延・加算回路 3 1 b から直接、2 次高調波成分 S_{2f} のエコー信号が得られる。

【 0 0 6 9 】

なお、図 1 0 の構成においては送信共振回路 2 3 及び B P F 3 2 a、3 2 b を省くことができる。その他の構成、機能は図 1 のものと同等又は同一である。

【 0 0 7 0 】

なお、前記実施例では、抽出する非線形波成分として 2 次高調波成分の場合を例示したが、本発明は必ずしもそれに限定されない。例えばその他の非線形波成分として、N 次高調波成分 ($N \times f$: f は基本周波数、N は正の整数)、N 次低調波成分 (f / N : f は基本周波数、N は正の整数)、さらには超調波 ($M \times f / N$: f は基本周波数、M, N は 1 以外の正の整数) を採用し、それらの周波数成分を前述と同様に非線形波用 B P F で選択的に抽出してもよい。また、複数の高調波成分を同時に対象とするために、それを信号抽

10

20

30

40

50

出 / 処理系をその複数毎、個別に装備したり、1 系統に複数の非線形波成分を分離せずに通すという構成としてもよい。

【0071】

また、上記実施例では基本波成分と非線形波成分の信号処理をそれぞれ別々の系統で行なうように構成しているが、プリアンプ回路で受信後、デジタル化し、その後の信号処理系は1 系統のみを設け、基本波成分と非線形波成分の信号処理を時分割で行なうようにしてもよい。また、メモリを設け、所望の成分について信号処理することもできる。

【0072】

さらに、上記実施例では、基本波成分と非線形波成分を抽出する2つのBPFを受信遅延・加算回路の後段に挿入させるとしたが、それらのBPFをその他にも例えば、プリアンプの後段などの位置に設けてもよい。但し、上記実施例のように、BPFを受信遅延・加算回路の出力側に設けた方が、フィルタ数が少なく済むので、装置大形化や製造コストの上昇を回避するためには有利である。

10

【0073】

さらに、この超音波診断装置に係るプローブは、電子式アレイプローブのみに限定されず、機械走査式プローブであってもよい。

【0074】

さらにまた、上記実施例ではRF（高周波）信号のままビームフォーミング（整相加算）を行なう構成になっているが、信号帯域を中間周波数にシフトした後、ビームフォーミングを行なうこともできる。

20

【0075】

なお、上記実施例において非基本波成分を意図的、積極的に抑圧する抑圧手段としては、基本波成分のみを通す送信系フィルタ、直列共振による送信共振回路を用いることもできる。

【0076】

さらに、本発明における周波数 / 速度変換手段は前述した周波数 / 速度変換器346及び347に限定されることなく、周波数解析器344や自己相関器3453の内部に上記変換器と同等の機能を有するメモリ機構を持たせてもよいし、DSC35の内部に同メモリ機構を持たせてもよい。

【0077】

本発明のハーモニックエコー法によるドプラ法では、ドプラ偏移周波数は非線形波成分の代表としての2次高調波成分で送受信したときのドプラ偏移周波と同等であるという実験的確認に基づいて、ドプラ偏移周波数を速度データに変換するときに用いる設定周波数の最適化を図ることができる。

30

【0078】

その結果、造影剤の非線形な散乱特性を利用する超音波診断装置において、造影剤の非線形な散乱下で発生するエコー信号についてドプラ原理に基づく造影剤の速度計測が可能になり、

（1）従来の動脈投与型のコントラストエコー法では造影剤の移動速度が血流速を反映していないために不可能であった心筋内血流や肝臓実質部の血流など末梢の血流速度が評価可能になる、

40

（2）従来の静脈投与型のコントラストエコー法では造影剤濃度が動注に比べて薄いことにより不可能であった心筋や肝臓実質部などの末梢の血流速度が評価可能になる、

（3）従来、腹部などでは呼吸などによる周囲組織の動きや血管壁の動きに起因するモーションアーチファクトが血管内の血流速度検出精度の誤差要因であったが、これを大幅に低減できる、などの優れた効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図。

【図2】超音波診断装置に備えられる送信共振回路の一例を示す回路図。

50

【図 3】超音波診断装置に備えられる速度演算部のブロック図。

【図 4】(a), (b) は超音波プローブと送信スペクトラムを例示する図。

【図 5】送信スペクトラムとリファレンス周波数の関係を例示する図。

【図 6】同実施例で得られる断層像の例を示す図。

【図 7】ドブラスペクトラムの一例を示す図。

【図 8】カラードプラ像の一例を示す図。

【図 9】送信スペクトラムと非線形散乱成分の関係を例示する図。

【図 10】変形例に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 11】(a), (b) は同変形例に係る振動子のグループ毎の周波数特性図。

【符号の説明】

10

【0080】

10 プローブ

11 装置本体

20 クロック発生回路(送信駆動手段)

21 送信遅延回路(送信駆動手段)

22 パルサ回路(送信駆動手段)

23 送信共振回路

30, 30a, 30b プリアンプ回路(受信処理手段)

31, 31a, 31b 受信遅延・加算回路(受信処理手段)

32a, 32b BPF(受信処理手段)

20

33a, 33b レシーバ回路

34 速度演算部

35 DSC(表示手段)

36 モニタ(表示手段)

341 基準発振器(ドブラ抽出手段)

342 90°移相器(ドブラ抽出手段)

343 位相検波器(ドブラ抽出手段)

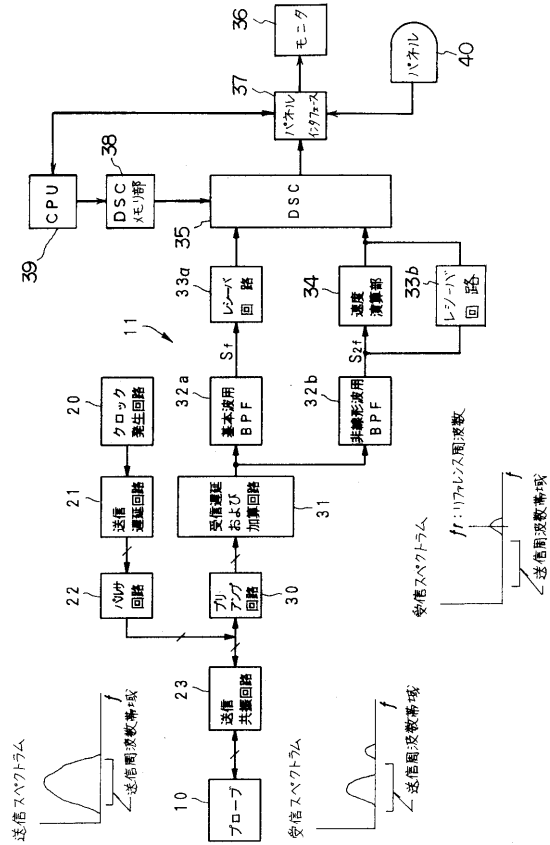
344 FFT演算部(ドブラ抽出手段)

345 MTI演算部(ドブラ抽出手段)

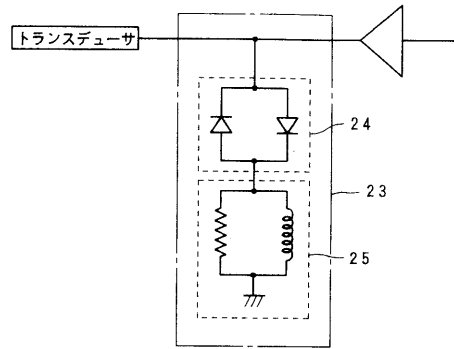
346, 347 第1, 第2の周波数/速度変換器(周波数/速度変換手段)

30

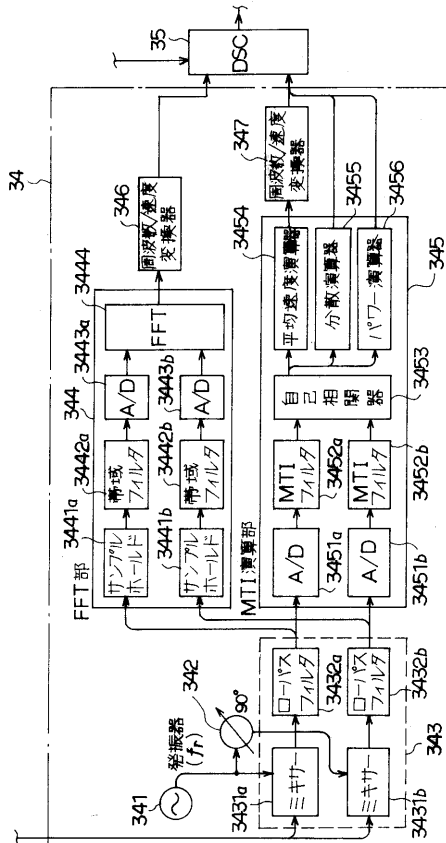
【 図 1 】



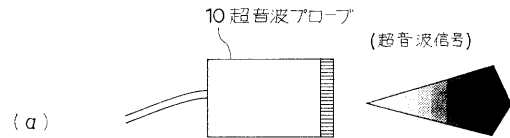
【 図 2 】



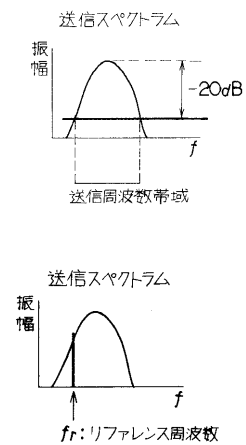
【 図 3 】



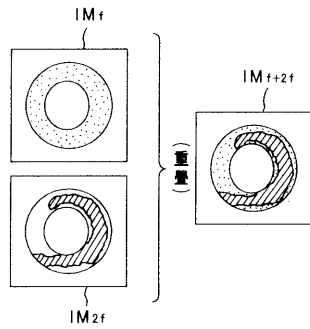
【 図 4 】



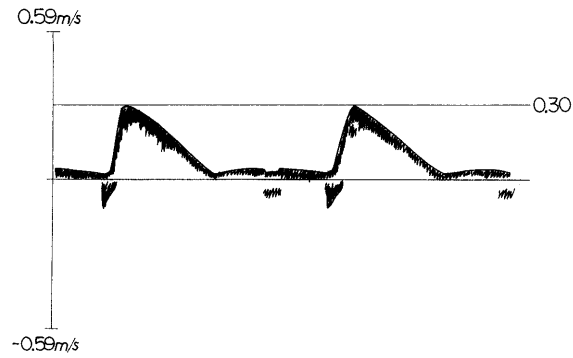
【 図 5 】



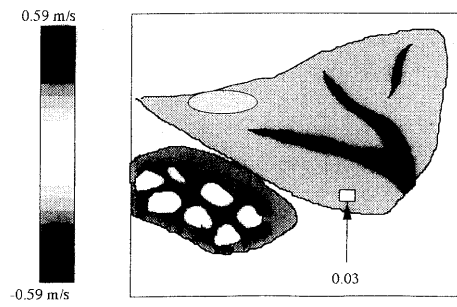
【図 6】



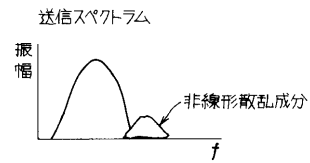
【図 7】



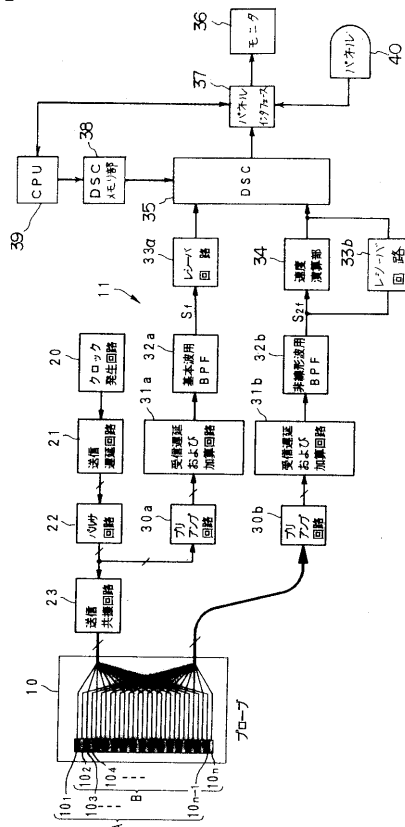
【図 8】



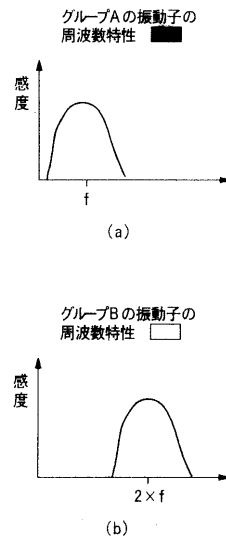
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

【要約の続き】

【選択図】なし

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007007434A	公开(公告)日	2007-01-18
申请号	JP2006224597	申请日	2006-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	嶺喜隆		
发明人	嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB25 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/KK17 4C601/KK19		
代理人(译)	波多野尚志		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在组织回波的影响较大的区域中，通过静脉注射执行造影回波法，也可以通过多普勒法准确地测量造影剂的速度。 解决方案：用于将超声波束信号发送到对象的发送驱动装置，用于对接收到的回波信号进行相加的接收处理装置以及用于注入到对象血管中的超声造影剂的超声波。 从回波信号中提取反映了响应于束信号的照射而产生的超声造影剂的非线性振动的超声束信号的反射信号的非线性分量的多普勒频移频率。 多普勒提取装置，由多普勒提取装置提取的多普勒频移 f_d ，频率/速度转换装置，用于根据转换公式转换为速度分量 v ，以及显示装置，用于基于转换后的速度分量 v 显示注入到对象血管中的超声造影剂的速度信息。 并且设置频率与目标非线性分量相对应地设置。 [选择图]无

$$f_d = \frac{2V \cos \theta}{C} f_0$$