(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2004-160251
(P2004-160251A)

(43)公開日　平成16年6月10日(2004.6.10)

(51)Int.Cl.[7]	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/08	A61B 8/08	4C601
A61B 8/06	A61B 8/06	

審査請求 有　請求項の数 3　ＯＬ　（全 19 頁）

(21)出願番号　特願2004-28685 (P2004-28685)
(22)出願日　平成16年2月4日 (2004.2.4)
(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

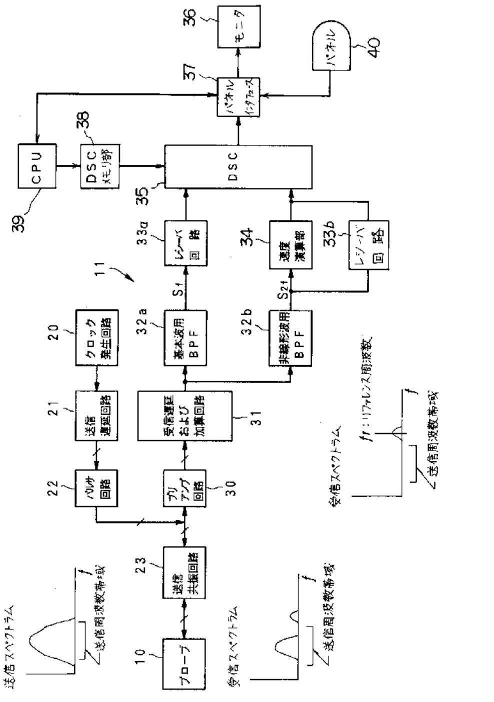
Ｆターム(参考)　4C601 BB01 BB02 DD03 DE04 DE06 DE10 DE13 EE09 JB30 JB31 JB43 JB49 KK02 KK12 KK17 KK18 KK24 KK25 KK31

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】
【課題】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）であっても、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情報の表示及び計測を的確に行なう。
【解決手段】被検体の血管に注入された超音波造影剤に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プラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出する手段（３４１～３４５）と、この抽出された前記ドプラ偏移周波数ｆｄを、
【数１】

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

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、



【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プラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドプラ抽出手段と、
このドプラ抽出手段により抽出された前記ドプラ偏移周波数ｆdを、
【数１】

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

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を前記非線形成分に対する速度スケールに関連付けてカラーコード化して前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてカラー表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
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プラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドプラ抽出手段と、
このドプラ抽出手段により抽出された前記ドプラ偏移周波数ｆdを、
【数２】

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

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を前記非線形成分に対する速度目盛上にて前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてＦＦＴ表示する表示手段と

、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項３】

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プラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドプラ抽出手段と、

このドプラ抽出手段により抽出された前記ドプラ偏移周波数ｆdを、

【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を、前記非線形成分に対する速度スケールに関連付けてカラーコード化して前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてカラー表示する手段、または、前記速度成分ｖを前記非線形成分に対する速度目盛上にて前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてＦＦＴ表示する手段の何れかを有する表示手段と、

この表示手段により表示された画像上で指定した所望領域の前記速度情報を計測可能にした計測手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【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なえるようにした超音波診断装置に関する。

【０００２】

に関する。

【背景技術】

【０００３】

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。

【０００４】

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。

【０００５】

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、これ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。

【０００６】

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に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４μｍの空気小球体』（販売名：アルブネックス注５ｍｌ）がある。

【０００７】

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】

【０００８】

しかしながら、上述した従来のコントラストエコー法のうち、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。

【０００９】

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。

【００１０】

一方、静脈注入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、造影剤は肺を通っ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。

【００１１】

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。

【００１２】

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）であっても、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情報の表示及び計測を的確に行な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】

【００１３】

上述した目的を達成するために、本発明の１つの態様に係る超音波診断装置は、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プラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドプラ抽出手段と、このドプラ抽出手段により抽出された前記ドプラ偏移周波数ｆｄを、

【数４】

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

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、

【００１４】

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を前記非線形成分に対する速度スケールに関連付けてカラーコード化して前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてカラー表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする。

【００１５】

また、本発明の別の形態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プラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドプラ抽出手段と、このドプラ抽出手段により抽出された前記ドプラ偏移周波数ｆｄを、

【数５】

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

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、

【００１６】

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を前記非線形成分に対する速度目盛上にて前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてＦＦＴ表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする。

【００１７】

さらに別の形態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プラ偏移周波数を前記エコー信号から抽出するドプラ抽出手段と、このドプラ抽出手段により抽出された前記ドプラ偏移周波数ｆdを、
【数６】

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

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、

【００１８】
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を、前記非線形成分に対する速度スケールに関連付けてカラーコード化して前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてカラー表示する手段、または、前記速度成分ｖを前記非線形成分に対する速度目盛上にて前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてＦＦＴ表示する手段の何れかを有する表示手段と、この表示手段により表示された画像上で指定した所望領域の前記速度情報を計測可能にした計測手段と、を備えたことを特徴とする。
【００１９】
上述した本発明に係る各種の構成は、下記の原理に基づいている。本発明では、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プ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プラ効果が、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次高調波成分のドプラ効果の評価について実験を試みたところ、そのドプラ偏移周波数は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プラ偏移周波数と同等であることを確認できた。本発明は、かかる知見を基礎になされたものである。
【００２０】
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。
【００２１】
（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。
【００２２】
（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α・f_0と表現すると、本発明の一態様では、

【数７】

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

【００２３】

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

【数８】

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

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のなす角度、f_0：送信周波数、

f_d：ドプラ偏移周波数、

【００２４】

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。

【００２５】

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

【００２６】

このため、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プラ偏移周波数がエコー信号から抽出され、ドプラ偏移周波数ｆｄが、

【数９】

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

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

【００２７】

の変換式に従って速度成分ｖに変換される。この後、この速度成分ｖに基づいて被検体内

の超音波造影剤の速度情報が表示され、及び/又は、計測される。

【発明の効果】

【００２８】

本発明に係る超音波診断装置によれば、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）であっても、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情報の表示及び計測を的確に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２９】

［実施の形態］

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【００３０】

本発明の一実施の形態を図１～図８に基づいて説明する。この実施の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。

【００３１】

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。

【００３２】

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。

【００３３】

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。

【００３４】

送信系は、クロック発生回路２０、送信遅延回路２１、パルサ回路２２および送信共振回路２３を備えている。クロック発生回路２０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２１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２２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を発生し、プローブ１０の各振動子に供給するようになっている。

【００３５】

また、送信共振回路２３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２３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２４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２５とを有する。リミッタ２４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２３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２４及びコイル部２５の直列回路は実際にはチャンネル毎に装備されている。

【００３６】

さらに、受信・処理系は、プローブ１０の出力側に、プリアンプ回路３０、受信遅延・加算回路３１、バンドパスフィルタ（ＢＰＦ）３２ａ、３２ｂおよびレシーバ回路３３ａ、３３ｂ、および速度演算部３４を例えばこの順に備えている。プリアンプ回路３０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３１に送る。受信遅延

・加算回路３１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３１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３２ａ、３２ｂが並列接続されている。基本波用バンドパスフィルタ３２ａ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３２ｂ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３２ａの出力側は、基本波用のレシーバ回路３３ａを介して後述するＤＳＣ３５に接続されるとともに、非線形波用バンドパスフィルタ３２ｂのそれは非線形波用のレシーバ回路３３ｂを介してＤＳＣ３５に接続されている。この２つのレシーバ回路３３ａ，３３ｂ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。

【００３７】

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）３５と、モニタ３６とを有する。ＤＳＣ３５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ＤＳＣ３５から読み出された画像信号はパネルインターフェース３７を介してモニタ３６に出力され、表示される。

【００３８】

さらに、上記ＤＳＣ３５にはＤＳＣメモリ部３８を介してＣＰＵ３９が接続されている。

【００３９】

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３７及び操作者が操作するパネル４０を備えている。

【００４０】

上記速度演算部３４では、被検体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３４の構成の一例を図３に示す。

【００４１】

同図に示す速度演算部３４は基準発振器３４１、９０°位相器３４２、位相検波器３４３、ＦＦＴ演算部３４４、ＭＴＩ演算部３４５、及び第１、第２の周波数／速度変換器３４６、３４７を備えている。基準発振器３４１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ｆｒ）を出力する。９０°位相器３４２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３４３はミキサ３４３１ａ（３４３１ｂ）及びローパスフィルタ３４３２ａ（３４３２ｂ）（カットオフ周波数ｆｃ＝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３４３１ａが直接に、もう一方のミキサ３４３１ｂが位相器３４２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３２ｂを通過したエコー信号は位相検波器３４３により直交検波され、ＦＦＴ演算部３４４及びＭＴＩ演算部３４５に供給される。

【００４２】

ＦＦＴ演算部３４４はサンプルホールド回路３４４１ａ（３４４２ｂ）、帯域フィルタ３４４２ａ（３４４２ｂ）、及びＡ／Ｄ変換器３４４３ａ（３４４３ｂ）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）を行なう周波数解析器３４４４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プラ信号のみが取り出され、帯域フィルタ３４４２ａ、３４４２ｂにより不要成分が除去される。このドプラ信号は周波数解析器３４４４で直接リアルタイムに周波数解析される。

【００４３】

一方、ＭＴＩ演算部３４５は、Ａ／Ｄ変換器３４５１ａ（３４５１ｂ）及びＭＴＩフィルタ３４５２ａ（３４５２ｂ）から成る２チャンネルの回路と、自己相関器３４５３、平

均速度演算器３４５４、分散演算器３４５５、及びパワー演算器３４５６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３４５２ａ及び３４５２ｂ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３４５３で２次元断層面の各点の周波数解析（ドプラ解析）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プラ偏移周波数f_dを使って、平均速度演算器３４５４により断層面各点の平均ドプ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３４５５（３４５６）で演算される。

【００４４】
すなわち、ＦＦＴ演算部３４４及びＭＴＩ演算部３４５により、血管内を移動する造影剤に起因したドプラ偏移周波数が検出される。スペクトラムドプラモードではＦＦＴ演算部３４４が作動し、カラードプラモードではＭＴＩ演算部３４５が作動する。

【００４５】
ＦＦＴ演算部３４４の解析データは第１の周波数／速度変換器３４６を介してＤＳＣ３５に供給され、ＭＴＩ演算部３４５の平均速度演算器３４５４の演算データは第２の周波数／速度変換器３４７を介してＤＳＣ３５に供給される。

【００４６】
この第１及び第２の周波数／速度変換器３４６及び３４７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プラ偏移周波数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。

【００４７】
本実施の形態では、位相検波器３４３のミキサ３４３１ａ及び３４３１ｂ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・f_0」に合わせてある。リファレンス周波数f_r及び２次高調波周波数２・f_0は本発明の速度変換用の設定周波数f_{set}を成す。

【００４８】
下記の式によりドプラ偏移周波数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１０】

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

【００４９】
ここで、α＝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：ドプラ偏移周波数である。

【００５０】
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１１】

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

【００５１】
により変換される。

【００５２】
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。

【００５３】

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、α＝１．５～２．０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α＝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。

【００５４】

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。

【００５５】

図５に示す通り、従来のドプラ装置においても、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あることが本質的に重要である。本発明の速度変換用の設定周波数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。

【００５６】

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、観測されたドプ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。ドプラ効果は、送信周波数により異なり、偏移前の送信周波数f_0とドプラ偏移周波数f_dには下記に示す単純な関係にある。

【数１２】

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

【００５７】

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１３】

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

【００５８】

基本的には従来のパルスドプラ法では、送信信号帯域内の全ての周波数成分に対するドプ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プラ法では、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。

【００５９】

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。

【００６０】

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。

【００６１】

続いて、この実施の形態の作用効果を説明する。

【００６２】

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。

【００６３】

パルサ回路２２の完全なサイン波駆動は実際上困難で、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。

【００６４】

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。

【００６５】

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ＢＰＦ３２ａ及び非線形波用ＢＰＦ３２ｂに並行して送られる。基本波用ＢＰＦ３２ａ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ＢＰＦ３２ａ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。

【００６６】

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。

【００６７】

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、Ｄ

ＳＣ３５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ＤＳＣ３５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。

【００６８】

このように、本実施の形態では、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。

【００６９】

さらに、本実施の形態では、スペクトラムドプ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ＤＳＣ３５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イスケールのスペクトラムドプラ像として表示される。一方、カラードプ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ＤＳＣ３５、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プラ像として表示される。

【００７０】

図７に示すスペクトラムドプラ像では、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、操作用パネル４０よりの指示はパネルインターフェース３７を経由しＣＰＵ３９に送られ、ＣＰＵ制御のもとで計測データがＤＳＣ３７及びＤＳＣメモリ部３８によりモニタ３６に表示される。メモリ情報などもＤＳＣ３７およびＤＳＣメモリ部３８によりモニタ３６に表示される。

【００７１】

一方、図８に示すカラードプ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ＲＯＩに対して表示される。

【００７２】

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プラ法では、ドプラ偏移周波数は２次高調波成分で送受信したときのドプラ偏移周波数と同等であるとの実験的確認の基に、ドプラ偏移周波数ｆ$_{d}$の速度ｖへの変換に使う設定周波数ｆ$_{set}$を、ｆ$_{set}$＝リファレンス周波数ｆ$_{r}$＝２ｆ$_{0}$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２ｆ$_{0}$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プライメージング（ＣＤＩ）では、モーションアーチファクトが低減し、高品質のＣＤＩ像が得られる。

【００７３】

ところで、図１に示す上記実施の形態では、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１０及び図１１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１０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１０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１０_1、１０_3、・・・１０_{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１１（ａ）参照）。振動子グループＢの振動子１０_2、１０_4、・・・１０_nの各々は、２次高調波成分「２・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１１（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。

【００７４】

このようにプローブ１０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３０ａ及び受信遅延・加算回路３１ａ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３０ｂ及び受信遅延・加算回路３１ｂから直接、２次高調波成分$Ｓ_{2f}$のエコー信号が得られる。

【００７５】

なお、図１０の構成においては送信共振回路２３及びＢＰＦ３２ａ、３２ｂ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。

【００７６】

以上のように、上述した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。

【００７７】

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、

（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。

【００７８】

なお、前記実施の形態では、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×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×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ＢＰＦ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したりするという構成としてもよい。

【００７９】

また、上記実施の形態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。

【００８０】

さらに、上記実施の形態では、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、上記実施の形態のように、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て済むので、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。

【００８１】

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。

【００８２】

さらにまた、上記実施の形態では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。

【００８３】

なお、上記実施の形態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。

【００８４】

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３４４４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。

【図面の簡単な説明】

【００８５】

【図１】本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置のブロック図。
【図２】送信共振回路の一例を示す回路図。
【図３】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】同実施の形態で得られる断層像の例を示す図。
【図７】ドプ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。

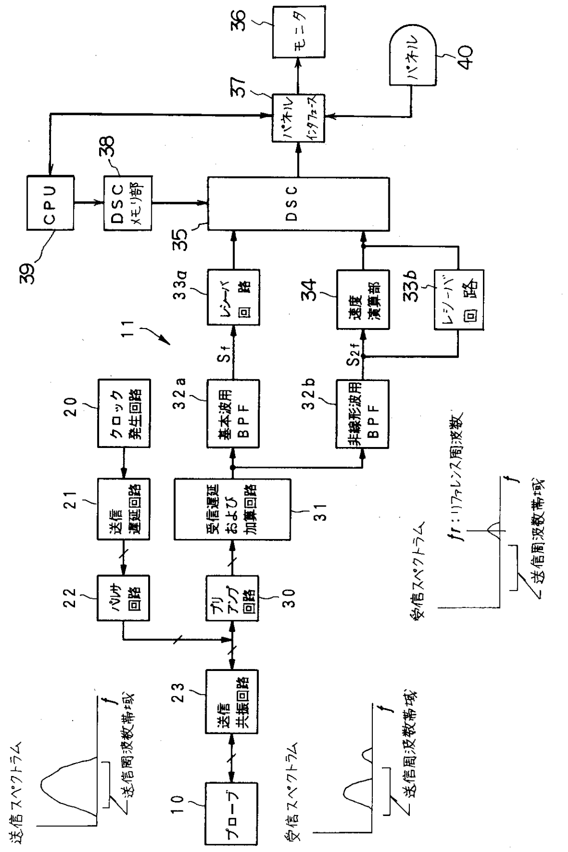
【符号の説明】

【００８６】

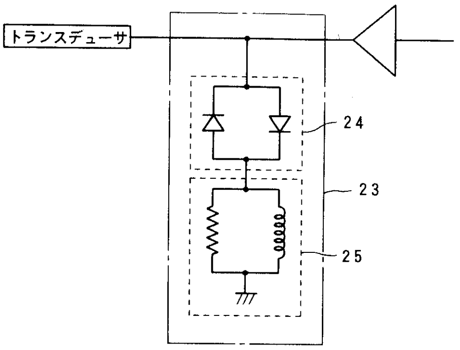
１０　プローブ
１１　装置本体
２０　クロック発生回路（送信駆動手段）
２１　送信遅延回路（送信駆動手段）
２２　パルサ回路（送信駆動手段）
２３　送信共振回路
３０，３０ａ，３０ｂ　プリアンプ回路（受信処理手段）
３１，３１ａ，３１ｂ　受信遅延・加算回路（受信処理手段）
３２ａ，３２ｂ　ＢＰＦ（受信処理手段）

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（ドプラ抽出手段）
３４２　９０°移相器（ドプラ抽出手段）
３４３　位相検波器（ドプラ抽出手段）
３４４　ＦＦＴ演算部（ドプラ抽出手段）
３４５　ＭＴＩ演算部（ドプラ抽出手段）
３４６，３４７　第１，第２の周波数／速度変換器（周波数／速度変換手段）

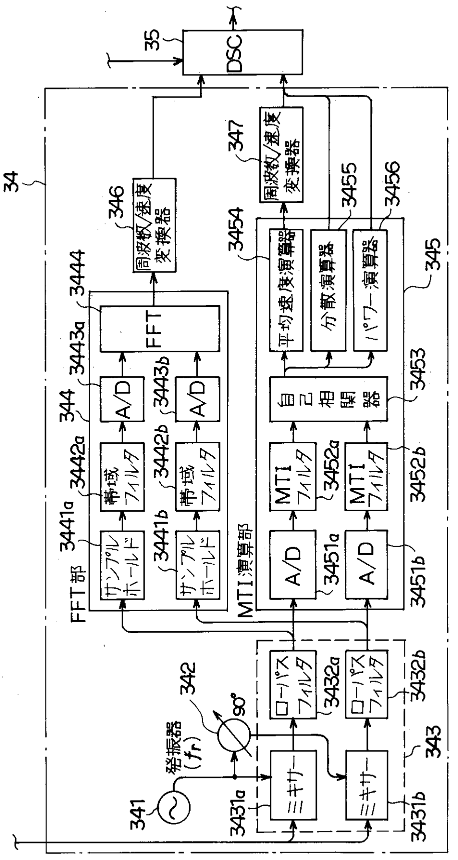
【図１】



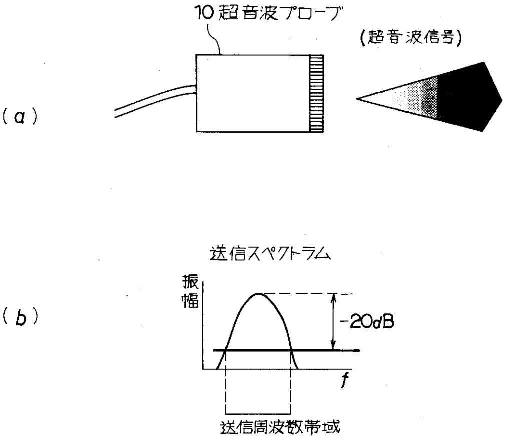
【図２】



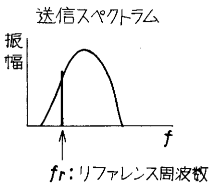
【図３】



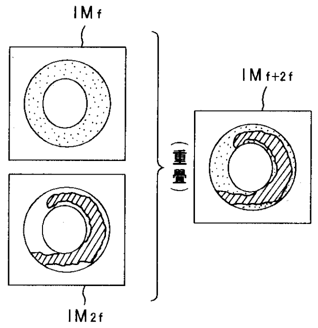
【図４】



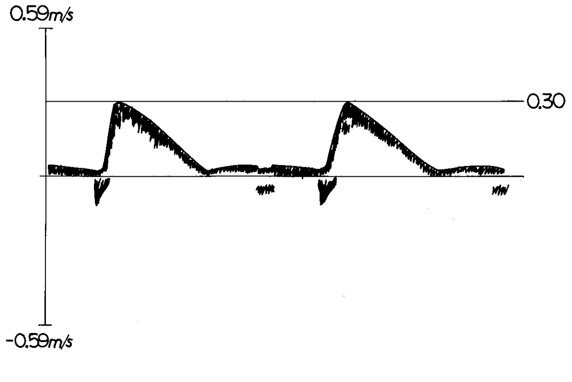
【図５】



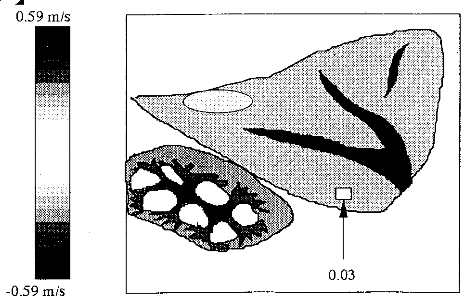
【図６】



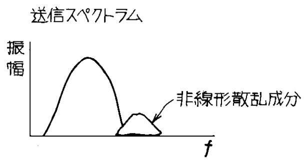
【図７】



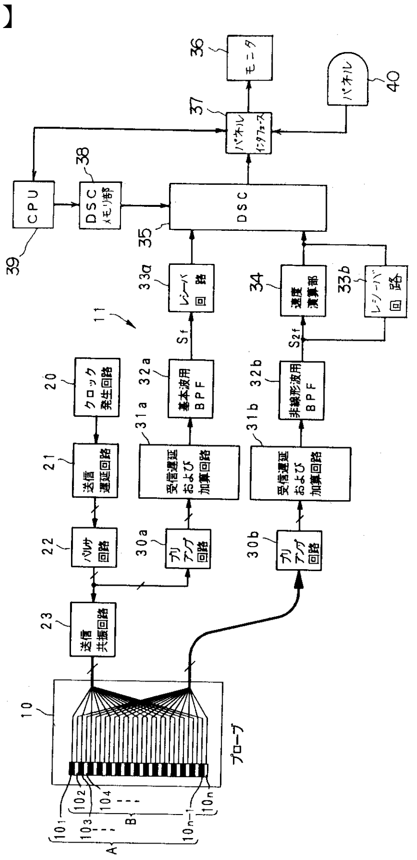
【図８】



【図９】

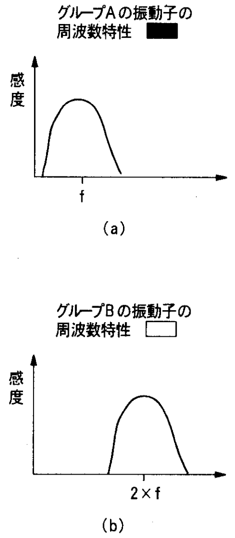


【図１０】



モニタ
パネル
パネル インタフェース
CPU
DSC メモリ部
DSC
レシーバ回路
速度演算部
基本波用BPF
非線形波用BPF
クロック発生回路
送信遅延回路
受信遅延および加算回路
パルサ回路
プリアンプ回路
送信共振回路
プローブ

【図１１】

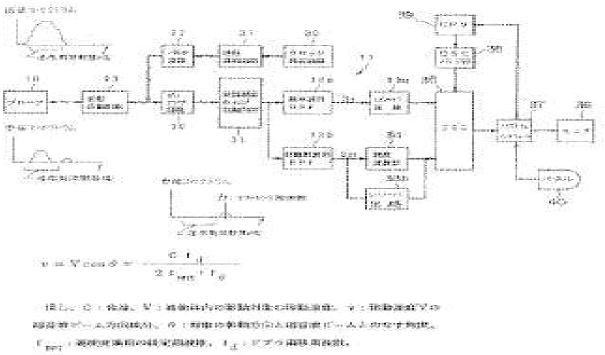


グループAの振動子の
周波数特性
感度
f
(a)
グループBの振動子の
周波数特性
感度
2×f
(b)

フロントページの続き

【要約の続き】
の変換式に従って速度成分ｖに変換する手段（３４６，３４７）と、この変換された速度成分ｖを前記非線形成分に対する速度スケールに関連付けてカラーコード化して前記被検体内の前記超音波造影剤の速度情報としてカラー表示する手段（３５，３６）と、を備える。
【選択図】　図１

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004160251A	公开(公告)日	2004-06-10
申请号	JP2004028685	申请日	2004-02-04
[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	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/EE09 4C601/JB30 4C601/JB31 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK18 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/DE07		
代理人(译)	波多野尚志		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在周围组织回声的影响较大的区域（心肌，器官实质等），也可以通过静脉注射进行对比回波法来通过多普勒法准确显示和测量对比剂的速度信息。 要做。 解决方案：当用超声波束信号照射注入对象血管的超声造影剂时，超声波束会反射响应于该照射而发生的超声造影剂的非线性振动。 用于从回波信号（341〜345）中提取信号的反射信号的非线性分量的多普勒频移率，以及提取的多普勒频移率fd，[等式1] 用于根据转换公式（346,347）将速度分量v转换为速度分量v的装置，以及通过将转换后的速度分量v与非线性分量的速度标度相关联地颜色编码，将超声造影剂在对象中的速度信息转换为速度分量。 并且用于显示颜色的装置（35、36）。 [选型图]图1