

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6253350号
(P6253350)

(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)

(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2013-226572 (P2013-226572)	(73) 特許権者	000112602
(22) 出願日	平成25年10月31日(2013.10.31)		フクダ電子株式会社
(65) 公開番号	特開2015-84976 (P2015-84976A)		東京都文京区本郷3-39-4
(43) 公開日	平成27年5月7日(2015.5.7)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成28年10月13日(2016.10.13)		弁理士 大塚 康德
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100079175
			弁理士 小杉 佳男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の観察領域内の血流速度分布をカラー表示する超音波診断装置であって、
前記被検体内への超音波ビームの送波と該被検体内で反射して戻ってきた超音波の受波とを担うプローブと、

前記被検体内の異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームを前記プローブに送波させる複数種類の送信パルス信号を生成して該プローブに順次送信する送信部と、

前記プローブでの超音波の受波を捉えて、前記複数種類のパルス信号に応じた複数種類の受信信号を生成する受信部と、

前記受信部で生成された前記複数種類の受信信号に基づいて血流速度を算出する演算部と、

前記演算部で算出された血流速度の、前記観察領域内の分布をカラー表示する表示部とを備え、

前記送信部は、前記被検体内の異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームを前記プローブに送波させる、1つのパルス信号内に、周波数の変化軌跡が互いに異なる複数種類のチャープ信号からなる複数種類のパルス信号を生成して、前記プローブに順次送信するものである

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記演算部が、前記受信部で生成された、それぞれが超音波ビームを表わす、前記複数

10

20

種類のパルス信号に応じた複数種類の受信信号を互いに加算することにより加算受信信号を生成し、該加算受信信号に基づいて血流速度を算出するものであ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】

前記複数種類のチャープ信号が、1つのパルス信号内において周波数が上昇した後下降する山形の周波数カーブを描く第1のチャープ信号と、1つのパルス信号のパルス幅内において周波数が下降した後上昇する谷形の周波数カーブを描く第2のチャープ信号とを含むものであることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記複数種類のチャープ信号が、1つのパルス信号内において周波数が連続的に上昇する周波数カーブを描く第1のチャープ信号と、1つのパルス信号内において周波数が連続的に下降する周波数カーブを描く第2のチャープ信号とを含むものであることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記演算部は、血流速度を、2つの前記受信信号の、波形どうしが近似している領域のずれ量に基づいて算出するものであることを特徴とする請求項1から4のいずれか1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】

本発明は被検体内に超音波ビームを送波し反射して戻ってきた超音波を受波して受信信号を得、その受信信号に基づいて超音波のドプラ遷移に基づく血液速度を算出して、観察領域内の血流速度分布をカラー表示する超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

被検体、とりわけ人体の内部の画像を写し出す装置の1つとして、超音波を送受信して得た受信信号に基づいて画像を表示する超音波診断装置が知られている。その超音波診断装置には、通常、受信信号に基づいて被検体内の観察領域内の血流分布をカラー表示する機能が備えられている。

【0003】

この超音波診断装置では、電圧印加を受けて振動して超音波を送波し、また超音波による振動を受けて電圧信号を発生する超音波振動子が多数個配列された超音波探触子を備えたプローブが使われる。このプローブの超音波探触子を被検体の体表に宛てがい、超音波探触子を構成している多数個の超音波振動子のそれぞれに、所定の遅延パターンに従ってそれぞれ遅延された、中心周波数 f_0 の複数のパルスからなるパースト波信号を印加する。すると、その超音波探触子から被検体内に、中心周波数 f_0 の、所定の深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームが所定の方向に送波される。そしてその反射超音波を、超音波探触子を構成する複数の超音波振動子のそれぞれでピックアップして複数の信号を得、それら複数の信号を所定の遅延パターンに従ってそれぞれ遅延させて互に加算する。これにより、被検体内に延びる超音波ビームを表わす、RF信号としての受信信号が得られる。この超音波送受信が複数回繰り返され、その間の超音波のドプラ遷移による位相の変化 (t) が求められて、その位相の変化 (t) と中心周波数 f_0 とから、

30

【0004】

【数1】

$$V_d(t) = \frac{\Phi(t)C}{4\pi f_0 T} \dots (1)$$

【0005】

但し、Tは送受信の繰返し周期

50

C は音速

$V_d(t)$ は超音波ビーム方向のドブラ速度 (血流速度)

t は時刻

である。

が算出される。そして、観察領域内の各点の速度 V_d を、通常は体表に近づく向きの血流が赤、遠ざかる向きの血流が青で、かつ V_d の大きさを色の輝度で表現する。この演算法は、複素自己相関法と呼ばれる。

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 には、この複素自己相関法において、2つの周波数の超音波を送受信して位相差を補正する提案がなされている。

10

【 0 0 0 7 】

また、この複素自己相関法に代えて、時間領域の相互相関法 (C C M) を採用することも提案されている。この C C M を採用すると、上記の複素自己相関法を採用したときのような、血流速度の算出可能速度範囲の制限を受けずに、高速な血流速度も算出可能である。

【 0 0 0 8 】

ただし、この C C M は計算量が膨大である。特許文献 2 には、この C C M において計算量を低減させる提案がなされている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

20

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開平 4 - 2 6 9 9 4 9 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 1 - 2 8 6 4 7 2 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

上記の複素自己相関法、C C M のいずれを採用した場合も、血流による反射超音波を捉え、その反射超音波を表わす受信信号に基づいて血流速度を算出する演算法である。

【 0 0 1 1 】

ここで、血流による超音波の反射は、血液中の多数の赤血球等で発生するが、多数の赤血球等によるランダムな散乱反射により、いわゆるスペckルノイズが発生し、これにより弱め合う干渉が発生した点においては受信信号が弱まって、算出される位相の変化が激しく、分散が大きく、速度が正確に求められなくなるケースが頻繁に発生する。

30

【 0 0 1 2 】

上掲の特許文献 1 には、2つの周波数の超音波を送受信して位相差を補正する提案がなされている。しかながら、上記の (1) 式に基づく血流速度 $V_d(t)$ を算出するには、中心周波数 f_0 で割り算する必要があるにも拘わらず、2つ存在する中心周波数をどのように使って血流速度を算出するのか不明である。また、2つの周波数の超音波を送受信して位相差を補正することによってスペckルノイズあるいはその他のノイズの影響による血流速度の算出値の乱れが解消されるかどうか不明である。

40

【 0 0 1 3 】

また、C C M を採用した特許文献 2 には、互いに極性を反転させた関係にある2つの超音波ビームを送受信して得た受信信号の位相を補正して互いに加算することにより、超音波ビームのサイドローブを低減させる提案がなされている。ただし、この提案は、メインの超音波ビームのビーム径を細めるものではなく、ノイズの影響による血流速度の誤検出を有効に低減させるとは考え難い。

【 0 0 1 4 】

本発明は、上記事情に鑑み、ノイズの影響による血流速度の誤検出を低減させた超音波診断装置を提案すること目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

50

【0015】

上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、
被検体内の観察領域内の血流速度分布をカラー表示する超音波診断装置であって、
被検体内への超音波ビームの送波と該被検体内で反射して戻ってきた超音波の受波とを担うプローブと、

被検体内の異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームをプローブに送波させる複数種類の送信パルス信号を生成して該プローブに順次送信する送信部と、

プローブでの超音波の受波を捉えて、複数種類のパルス信号に応じた複数種類の受信信号を生成する受信部と、

受信部で生成された複数種類の受信信号に基づいて血流速度を算出する演算部と、

演算部で算出された血流速度の、観察領域内の分布をカラー表示する表示部とを備え、
送信部は、被検体内の異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームをプローブに送波させる、1つのパルス信号内に、周波数の変化軌跡が互いに異なる複数種類のチャープ信号からなる複数種類のパルス信号を生成して、プローブに順次送信するものであることを特徴とする。

10

【0016】

本発明の超音波診断装置は、被検体内の互いに異なる深さ位置にそれぞれ焦点を結ぶ複数の超音波ビームを送波している。したがってこれらの超音波ビームを総合すると、被検体内の深さ方向の広い領域においてビーム径が細く絞られた超音波ビームに相当する演算を行なうことができる。このためノイズの影響による血流速度の検出精度の低下を抑え、
高い検出精度を確保することができる。

20

【0017】

ここで、本発明の超音波診断装置において、上記送信部は、中心周波数が互いに異なり、かつ、被検体内の、中心周波数に応じてそれぞれ異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームをプローブに送波させる複数種類のパルス信号を生成して、それら複数種類のパルス信号をプローブに順次送信するものであることが好ましい。

【0018】

超音波ビームはその中心周波数によって被検体内を進む間の減衰率が異なり、またその中心周波数によってビーム径を有効に絞ることのできる焦点距離が異なる。そこで上記のように中心周波数が互いに異なり、かつ、被検体内の、中心周波数に応じてそれぞれ異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームを使うと、複数の超音波ビームを総合したときに、
被検体内の深さ方向の広い領域において、ビーム径をさらに細く絞ることができ、ノイズの影響による血流速度の検出精度の低下をさらに有効に抑えることができる。

30

【0019】

また、本発明の超音波診断装置において、互いに中心周波数が異なる複数の超音波ビームを送波する場合に、上記演算部が、受信部で生成された、それぞれが超音波ビームを表わす、複数種類のパルス信号に応じた複数種類の受信信号のうちの各1種類の受信信号ごとに、超音波のドプラ遷移に基づく血流速度の1次算出を行なう1次算出部と、それら複数種類の受信信号に基づいて1次算出部で1次算出された血流速度の複数の算出値に基づいて血流速度の2次算出を行なう2次算出部とを有するものであることが好ましい。

40

【0020】

各周波数の受信信号に基づいて血流速度の1次算出を行い、複数の周波数の血流速度の算出値に基づく血流速度の2次算出を行なうことにより、スペckルノイズに強い高精度な血流速度が求められる。

【0021】

また、本発明の超音波診断装置において、上記送信部は、被検体内の互いに異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームをプローブに送波させる、1つのパルス信号内における周波数の変化軌跡が互いに異なる複数種類のチャープ信号からなる複数種類のパルス信号を生成して、プローブに順次送信するものであることも好ましい態様である。

【0022】

50

チャープ信号には様々な周波数成分が含まれており、したがってスペックルノイズの影響を一層有効に抑えることができる。

【0023】

また、本発明の超音波診断装置において、複数種類のチャープ信号を用いた態様の場合に、上記演算部が、受信部で生成された、それぞれが超音波ビームを表わす、複数種類のパルス信号に応じた複数種類の受信信号を互いに加算することにより加算受信信号を生成し、加算受信信号に基づいて血流速度を算出するものであることが好ましい。

【0024】

超音波の周波数が異なるとスペックルノイズの表われ方が異なり、超音波の周波数によって受信信号が弱められる箇所が異なる。したがって複数種類の受信信号を互いに加算すると、受信信号の弱められる箇所がそれら複数種類の受信信号により互いに相殺された加算受信信号が得られる。この加算受信信号を生成し、その加算受信信号に基づいて血流速度を算出することにより、スペックルノイズの影響を受け難い高精度な血流速度が算出される。

10

【0025】

ここで、上記複数種類のチャープ信号が、1つのパルス信号内において周波数が上昇した後下降する山形の周波数カーブを描く第1のチャープ信号と、1つのパルス信号のパルス幅内において周波数が下降した後上昇する谷形の周波数カーブを描く第2のチャープ信号とを含むものであってもよく、あるいは上記複数種類のチャープ信号が、1つのパルス信号内において周波数が連続的に上昇する周波数カーブを描く第1のチャープ信号と、1つのパルス信号内において周波数が連続的に下降する周波数カーブを描く第2のチャープ信号とを含むものであってもよい。

20

【0026】

また、本発明の超音波診断装置において、チャープ信号を採用した場合、上記演算部は、血流速度を、2つの受信信号の、波形どうしが近似している領域のずれ量に基づいて算出するものであることが好ましい。

【0027】

チャープ信号は、様々な周波数成分の集合体からなる、複素自己相関法を採用しようとする、中心周波数が一意に定まらないため、上述の(1)式による血流速度の算出は困難であって、前掲の特許文献1と同じジレンマに陥る可能性がある。

30

【0028】

CCMに代表されるような、2つの加算受信信号の波形どうしが近似している領域のずれ量に基づいて血流速度を算出する演算法を採用すると、そのような矛盾が生じなくて済み、この点からも高精度な血流速度の算出に役立つ。

【発明の効果】

【0029】

以上の本発明によれば、スペックルノイズによる血流速度の算出値の乱れが改善され、血流速度の高精度な算出が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

40

【図1】従来の一例としての超音波診断装置の構成を表わすブロック図である。

【図2】複数回(ここではN回)の超音波ビームを送波するとき送信部で生成されるパルス信号送受信間隔の模式図である。

【図3】受信信号の一例とその受信信号に基づいて算出された血流速度を示した図である。

【図4】本発明の第1実施形態としての超音波診断装置の構成を表わすブロック図である。

【図5】焦点を異ならせたときの超音波ビームの概略図である。

【図6】送信周波数 f_0 のみを採用したときの超音波ビーム形状のシミュレーション結果を示した図である。

50

【図 7】 2つの送信周波数 f_1 , f_2 を採用したときの超音波ビーム形状のシミュレーション結果を示した図である。

【図 8】 2つの送信周波数 f_1 , f_2 を採用し、かつ別々の焦点を形成したときの超音波ビーム形状のシミュレーション結果を示した図である。

【図 9】 送信部から送信されるバースト波信号の送信タイミングを示した図である。

【図 10】 2つのカラードプラ処理部で算出可能な血流速度の範囲を示した図である。

【図 11】 本発明の第 2 実施形態としての超音波診断装置の構成を表わすブロック図である。

【図 12】 チャープ信号の一例を示した図である。

【図 13】 図 11 に示す超音波診断装置 1 C における送受信および演算処理の説明図である。

10

【図 14】 図 13 (B) に示す加算処理に採用される重みの一例を表わした図である。

【図 15】 受信信号 (A) と、その受信信号から算出された代表振幅値および代表時刻 (B) を示した図である。

【図 16】 受信信号からの代表振幅値および代表時刻の算出方法の説明図である。

【図 17】 (26) 式に従う演算の説明図である。

【図 18】 シミュレーション結果を示した図である。

【図 19】 チャープ信号の別例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

20

以下、本発明の実施の形態を説明する。

【0032】

ここでは先ず、比較例として、従来の典型的な超音波診断装置について説明し、それに続いて、本発明の一実施形態の超音波診断装置を説明する。

【0033】

図 1 は、従来の一例としての超音波診断装置の構成を表わすブロック図である。

【0034】

この超音波診断装置 1 A には、プローブ 10 と、送信部 11 と、受信部 12 と、制御部 13 が設けられている。

【0035】

30

プローブ 10 には、多数の超音波振動子が配列された超音波探触子 (不図示) が備えられている。その超音波探触子が、被検体としての人体の体表に宛がわれる。

【0036】

送信部 11 はパルス信号を生成し、プローブ 10 の超音波探触子を構成する多数の超音波振動子それぞれに向けてパルス信号を送信する。このパルス信号は、一定の中心周波数 f_0 であって長さが複数波長のバースト波信号、又は周波数の変化軌跡が異なるチャープ信号である。この生成されたパルス信号は、人体内の超音波ビームの延びる向き、およびその超音波ビームの焦点の深さに応じて定められる遅延パターンに従ってそれぞれ遅延されて、各超音波振動子に印加される。すると、それら多数の超音波振動子それぞれから超音波が送波され、それらの超音波の干渉作用により、所望の向きに延び、かつ所望の深さに焦点を持つ超音波ビームが人体内に送り込まれる。人体内に送り込まれた超音波ビームは、その超音波ビームが人体内の浅い位置から深い位置へと進むに従って人体内の各深さ位置で反射されて超音波探触子に戻り、多数の超音波振動子のそれぞれで受波される。したがってこの受波により得られる信号は、時間軸が超音波探触子からの人体内の深さに対応している。

40

【0037】

受信部 12 では、それら多数の超音波振動子での受波により、各超音波振動子で得られた信号を、これも人体内において超音波ビームの延びる向きや焦点の深さ等に応じた遅延パターンに従ってそれぞれ遅延させて互いに加算する。こうすることにより、人体内を所望の向きに延びる超音波ビームを表わす、RF (Radio Frequency) 信号

50

としての受信信号が生成される。この受信部 12 で生成された受信信号は、B モード処理部 14 と M T I フィルタ 15 に入力される。

【0038】

制御部 13 は、送信部 11 からのパルス信号の送信タイミングや、受信部 12 での受信タイミングを制御する。また制御部 13 は、この他にも、この超音波診断装置 1A の動作全体の制御を担っている。

【0039】

表示部 19 に B モード像、すなわち人体内の超音波反射率分布に基づく画像を表示するときは、送信部 11 では、プローブ 10 から人体内に向けて、人体内の観察領域内において順次向きの異なる超音波ビームが送波されるように、順次異なる遅延パターンに基づいて遅延させたパルス信号がプローブ 10 に送信される。受信部 12 でも同様に、その超音波ビームが送波された向きの超音波ビームが生成されるように遅延加算される。

【0040】

受信部 12 でこのようにして得られた受信信号は、B モード処理部 14 に入力されて B モード用の画像処理が施され、座標変換部 17 に入力される。

【0041】

受信部 12 で得られる受信信号は、各超音波ビームに沿う深さ方向を時間軸とする信号である。これに対して、表示部 19 では、ラスタスキャンの向きに並ぶピクセルデータからなる画像信号に基づいて画像が表示される。そこで、座標変換部 17 では、B モード処理部 14 から入力されてきた信号が表示部 19 での表示に適したピクセルデータの配列からなる信号に変換される。

【0042】

この座標変換部 17 から出力された信号は画像合成部 18 に入力される。この画像合成部 18 では、B モード像と人体内の血流を表わすカラードブラ画像を合成する。人体内の血流を表わすカラードブラ画像は、通常は、B モード像に重ねて表示される。カラードブラ画像を表示することなく、B モード像のみ表示することもある。

【0043】

この画像合成部 18 で合成された画像は表示部 19 に入力され、図示しない表示画面上に画像が表示され、診断に供される。

【0044】

また、人体内の血流を表わすカラードブラ画像を表示させるときは、上記の B モード像の生成に加えて以下の処理が行われる。

【0045】

プローブ 10 からは人体内の同一の向きに延びる超音波ビームが複数回送波され、かつプローブ 10 で受波されるように、送信部 11 によるパルス信号の遅延、受信部 12 での遅延加算が行われる。

【0046】

この人体内の同一の向きへの送受信が、観察領域内に延びる超音波ビームの各向きそれぞれについて行われる。

【0047】

このようにして得られた受信信号は M T I フィルタ 15 に入力される。M T I フィルタ 15 はハイパスフィルタの一種であり、ここでは血流のドプラ遷移に起因する成分が通過され、臓器等の動きに起因する成分がカットされる。

【0048】

M T I フィルタ 15 を通過した後の受信信号は、カラードブラ処理部 16 に入力される。このカラードブラ処理部 16 では入力されてきた受信信号の複素自己相関が算出され、その複素自己相関から位相差が算出され、その位相差に基づいて血流速度等が算出される。この血流速度等は、超音波ビーム上の各点ごとに行われる。超音波ビームは観察領域内で順次向きを変えるため、観察領域内の 2 次元的な各点について血流速度等が算出される。この算出された血流速度等を表わすデータは座標変換部 17 に入力されて座標変換を受

10

20

30

40

50

け、画像合成部 18 において B モード像に重ねられる。そして表示部 19 で B モード像に重ねられた血流分布が表示される。この血流分布は、通常は、プローブ 10 の、体表に宛てがわれている超音波探触子に向かう向きの血流が赤、遠ざかる向きの血流が青で表示される。さらに血流の速度が、赤あるいは青の色の輝度で表示される。このようにして、観察領域内の血流分布が表示されて診断に供される。

【 0 0 4 9 】

以下、このカラードブラ処理部 16 での処理を説明する。

【 0 0 5 0 】

図 2 は、複数回（ここでは N 回）の超音波ビームを送波するとき送信部で生成されるパルス信号送受信間隔の模式図である。

10

【 0 0 5 1 】

ここでは、パルス信号 1, 2, ..., N - 1, N からなる N 個のパルス信号が示されている。ここでは、パルス信号の繰返し周期を T、繰返し周波数を PRF と称する。T = 1 / PRF の関係にある。

【 0 0 5 2 】

送信部 11 でこの図 2 に模式的に示すパルス信号がプローブ 10 に同一の遅延パターンで送信されたときの受信部 12 で受信されさらに MTI フィルタ 15 を経由してカラードブラ処理部 16 に入力されてきた受信信号は、

【 0 0 5 3 】

【 数 2 】

20

$$\begin{aligned} S(n,t) &= A(n,t)e^{j\theta(n,t)} \\ &= I(n,t) + jQ(n,t) \cdots (2) \end{aligned}$$

【 0 0 5 4 】

但し、S (n , t) は MTI フィルタからの出力信号

n は、送受信信号の番号であって、図 2 に示す、n = 1, 2, ..., N - 1, N

t は、各受信信号ごとの基準時刻からの時間

A (n , t) は、振幅

$e^{j\theta(n,t)}$ は、位相

30

j は、虚数単位

I (n , t) は、実部

Q (n , t) は、虚部

である。

【 0 0 5 5 】

カラードブラ処理部 16 では、この受信信号 S (n , t) の複素自己相関

【 0 0 5 6 】

【 数 3 】

$$R(l,t) = 1/(N-1) \sum_{n=1}^{N-1} S(n,t)S^*(n+1,t) = 1/(N-1) \sum_{n=1}^{N-1} A(n,t)A(n+1,t)e^{j(\theta(n,t)-\theta(n+1,t))}$$

40

... (3)

【 0 0 5 7 】

但し、* は複素共役を表わす。

が算出される。この複素自己相関 R (1 , t) の実部 Re と虚部 Im は、以下の通りとなる。

【 0 0 5 8 】

【数4】

$$\text{Re}(R(l,t)) = 1/(N-1) \sum_{n=1}^{N-1} [I(n,t)I(n+1,t) + Q(n,t)Q(n+1,t)] \cdots (4)$$

【0059】

【数5】

$$\text{Im}(R(l,t)) = 1/(N-1) \sum_{n=1}^{N-1} [I(n+1,t)Q(n,t) - I(n,t)Q(n+1,t)] \cdots (5)$$

10

【0060】

カラードブラ処理部16では、さらにこの複素自己相関から位相差

【0061】

【数6】

$$\Phi(t) = a \tan \frac{\text{Im}[R(l,t)]}{\text{Re}[R(l,t)]} \cdots (6)$$

【0062】

が算出される。

20

【0063】

この位相差 $\Phi(t)$ と、ドブラ角周波数 $\omega_d(t)$ 、ドブラ周波数 $f_d(t)$ は、

【0064】

【数7】

$$\omega_d(t) = \frac{\Phi(t)}{T} \cdots (7)$$

【0065】

【数8】

30

$$f_d(t) = \frac{\Phi(t)}{2\pi T} \cdots (8)$$

【0066】

の関係にある。またドブラ定理

【0067】

【数9】

40

$$f_d = \frac{2V_d}{C} f_0 ; \cdots (9)$$

【0068】

但し、Cは音速である。

から分かるように、ドブラ周波数 f_d は、送信の中心周波数 f_0 に比例する。これらの関係から、血流速度、すなわち超音波ビーム方向のドブラ速度、 $V_d(t)$ が、

【0069】

【数 1 0】

$$V_d(t) = \frac{f_d(t)C}{2f_0} = \frac{\Phi(t)C}{4\pi f_0 T}; \dots (10)$$

【0 0 7 0】

が算出される。

【0 0 7 1】

さらに、カラードプラ処理部 16 では、血流のパワー Power (t)、および分散 Var (t) を算出することもできる。血流のパワー Power (t)、および分散 Var (t) は、それぞれ

【0 0 7 2】

【数 1 1】

$$Power(t) = R(0,t) = 1/N \sum_{n=1}^N (I(n,t)I(n,t) + Q(n,t)Q(n,t)) \dots (11)$$

【0 0 7 3】

【数 1 2】

$$Var(t) = \frac{2}{T^2} \times \left[1 - \frac{|R(1,t)|}{R(0,t)} \right] = \frac{2}{T^2} \times \left[1 - \frac{\sqrt{Re(R(1,t)) \cdot Re(R(1,t)) + Im(R(1,t)) \cdot Im(R(1,t))}}{Power(t)} \right] \dots (12)$$

【0 0 7 4】

に従って算出される。

【0 0 7 5】

次に、時間領域の相互相関法 (C C M) による血流速度算出処理について説明する。

【0 0 7 6】

上述の複素自己相関法の場合、(6) 式で算出される位相差 (t) は、

【0 0 7 7】

【数 1 3】

$$-\pi \leq \Phi(t) \leq \pi \dots (13)$$

【0 0 7 8】

の制限を受ける、この制限により (1 0) 式で算出される血流速度 V_d に関し、算出可能な最高速度が制限される。これに対し、C C M を採用すると、上記のような制限を受けず高速な血流速度も算出可能である。

【0 0 7 9】

この C C M では、2 つの受信信号を

【0 0 8 0】

【数 1 4】

$$f(n,m), f(n,m+1)$$

【0 0 8 1】

但し、m は、m 番目の受信信号であることを表わし、n は、その m 番目の受信信号中

の n 番目のサンプリングデータであることを表わす。

としたとき、自己相関演算

【 0 0 8 2 】

【 数 1 5 】

$$R_{\max}(n) = \max_{-N \leq k \leq N} \left\{ \sum_{j=-(L-1)/2}^{(L-1)/2} f(n+j, m) \cdot f(n+j+k, m+1) \right\} \quad \dots (14)$$

【 0 0 8 3 】

但し、

【 0 0 8 4 】

【 数 1 6 】

10

$$-(L-1)/2 \leq j \leq (L-1)/2$$

【 0 0 8 5 】

は、波形のセグメントの範囲、

【 0 0 8 6 】

【 数 1 7 】

20

$$-N \leq k \leq N$$

【 0 0 8 7 】

は、サーチ範囲、

【 0 0 8 8 】

【 数 1 8 】

$$R_{\max}(n)$$

30

【 0 0 8 9 】

は、サーチ範囲内での最大の相関値を表わす。

に従って、最大相関値

【 0 0 9 0 】

【 数 1 9 】

$$R_{\max}(n)$$

【 0 0 9 1 】

を満たす

【 0 0 9 2 】

【 数 2 0 】

40

$$k = k_m$$

【 0 0 9 3 】

を求め、

【 0 0 9 4 】

【数 2 1】

$$\tau = k_m \cdot T_s \quad \dots (15)$$

【0 0 9 5】

但し、

【0 0 9 6】

【数 2 2】

 T_s

10

【0 0 9 7】

は、サンプリング周期を表わす。
に従って時間シフト

【0 0 9 8】

【数 2 3】

 τ

【0 0 9 9】

を求め、

【0 1 0 0】

【数 2 4】

$$V_d = \frac{C \cdot \tau}{2T} \quad \dots (16)$$

【0 1 0 1】

但し、

【0 1 0 2】

【数 2 5】

30

 C

【0 1 0 3】

は音速、

【0 1 0 4】

【数 2 6】

 T

40

【0 1 0 5】

は、送受信の繰返し周期を表わす。
に従って、速度

【0 1 0 6】

【数 2 7】

 V_d

【0 1 0 7】

を算出する。

50

【 0 1 0 8 】

この演算法を採用すれば、前述の複素自己相関法を採用したときのような制限を受けずに速度の算出が可能である。

【 0 1 0 9 】

ただし、このCCMも従来から知られている演算法であるが、速度の検出が信号振幅の強さに依存し、弱い信号に対する正しい速度検出率が低い。また、計算量も膨大であり演算に時間がかかる。

【 0 1 1 0 】

前掲の特許文献2には、信号振幅の差を用いて速度を求める最小自乗法として、上記の(14)式に代えて、

【 0 1 1 1 】

【数28】

$$\varepsilon_{\min}(n) = \min_{-N \leq k \leq N} \left\{ \sum_{j=-(L-1)/2}^{(L-1)/2} [f(n+j, m) - f(n+j+k, m+1)]^2 \right\} \quad \dots (17)$$

【 0 1 1 2 】

但し、

【 0 1 1 3 】

【数29】

$$\varepsilon_{\min}(n)$$

【 0 1 1 4 】

は、サーチ範囲内での最小誤差を表わす。
に従って、最小誤差

【 0 1 1 5 】

【数30】

$$\varepsilon_{\min}(n)$$

【 0 1 1 6 】

を満たす

【 0 1 1 7 】

【数31】

$$k = k_m$$

【 0 1 1 8 】

を求め、その後、上記の(15)、(16)式に従って速度

【 0 1 1 9 】

【数32】

$$V_d$$

【 0 1 2 0 】

を算出することが知られている。

【 0 1 2 1 】

(17)式を採用すると、(14)式を採用する場合と比べ、信号振幅の強さに依存せず、血流速度が精度良く検出できる。

【 0 1 2 2 】

ところで、複素自己相関法あるいは時間領域の相互相関法のいずれにおいても、血流速

10

20

30

40

50

度は、血液中の多数の赤血球等で超音波が反射する際のドプラ遷移に基づいて算出されるが、多数の赤血球等での散乱反射によりスペckルノイズが発生し、干渉によって受信信号が弱まる箇所が生じる。受信信号が弱まると、算出される位相差が激しく変動し、血流速度が正しく算出されないケースが頻繁に発生する。

【 0 1 2 3 】

図 3 は、受信信号の一例とその受信信号に基づいて算出された血流速度を示した図である。図 3 (A)、図 3 (B) のいずれについても、横軸は時間軸、すなわち人体の深さに対応する軸である。図 3 (A) の縦軸は受信信号の振幅、図 3 (B) の縦軸は血流速度である。

【 0 1 2 4 】

図 3 (A) には、2 つの受信信号がほぼ重なるようにして示されている。ここでは、2 つの受信信号どうしの区別は不要であり、振幅の大小のイメージで十分である。

【 0 1 2 5 】

図 3 (A) に示す受信信号には、受信信号が弱まった領域 a , b が存在し、図 3 (B) に示す血流速度は、その領域 a , b について、特に領域 a について、大きく変動している。これは、スペckルノイズにより誤って算出された血流速度である。

【 0 1 2 6 】

以上の比較例としての超音波診断装置の説明を踏まえ、次に本発明の一実施形態の超音波診断装置について説明する。

【 0 1 2 7 】

図 4 は、本発明の第 1 実施形態としての超音波診断装置の構成を表わすブロック図である。この図 4 において、図 1 に示す比較例としての超音波診断装置 1 A の構成要素と同一の構成要素には、図 1 に付した符号と同一の符号を付して示す。またここでは、前述の比較例との相違点について説明する。

【 0 1 2 8 】

この図 4 に示す超音波診断装置 1 B には、2 つの M T I フィルタ 1 5 _ 1 , 1 5 _ 2 と 2 つのカラー Doppler 処理部 1 6 _ 1 , 1 6 _ 2 と、合成部 2 0 が備えられている。2 つのカラー Doppler 処理部 1 6 _ 1 , 1 6 _ 2 は、本発明にいう 1 次算出部の一例に相当し、合成部 2 0 は、本発明にいう 2 次算出部の一例に相当する。

【 0 1 2 9 】

この図 4 に示す超音波診断装置 1 B の説明については少し後に回す。

【 0 1 3 0 】

図 5 は、焦点を異ならせたときの超音波ビームの概略図である。

【 0 1 3 1 】

ここでは、繰返し送信周波数 f_1 の超音波ビームについては、従来の単一パルス信号を送信する場合の送信周波数 f_0 の超音波ビームの焦点よりも浅い位置に焦点が形成されている。一方、送信周波数 f_2 の超音波ビームについては、送信周波数 f_0 の超音波ビームの焦点よりも深い位置に焦点が形成されている。尚、全体の扇形の領域 D は観察領域 D を表わしており、点線 L は、超音波ビームの伸びる向き、すなわち超音波の進行方向を表わしている。

【 0 1 3 2 】

図 6 は、送信周波数 f_0 のみを採用したときの超音波ビーム形状のシミュレーション結果を示した図である。ここでは、送信周波数 $f_0 = 3 \text{ MHz}$, 焦点距離 = 80 mm が採用されている。ここでは、図 6 (A) , 図 6 (B) のいずれについても、超音波ビームの強度分布が等高線で表わされている。但し、図 6 (A) は斜視図的、図 6 (B) は平面的に表わされている。後述する図 7、図 8 においても同様である。また (a) は、送信側の超音波ビーム、(b) は、受信側の超音波ビーム、(c) は、送受信双方を総合したときの超音波ビームである。また、どの図においても、x は超音波振動子の配列方向、z は深さ方向を表わしている。

【 0 1 3 3 】

10

20

30

40

50

図7は、2つの送信周波数 f_1 , f_2 を採用したときの超音波ビーム形状のシミュレーション結果を示した図である。ここでは、送信周波数 $f_1 = 2 \text{ MHz}$ 、 $f_2 = 4 \text{ MHz}$ が採用されている。焦点距離はどちらの送信周波数 f_1 , f_2 を用いた場合も 80 mm である。

【0134】

図7(A)の送信側超音波ビームは、送信周波数 f_1 の超音波ビームと送信周波数 f_2 の超音波ビームを重ねたものである。図7(B)の受信側超音波ビーム、図7(C)の送受信双方を総合した超音波ビームについても同様である。

【0135】

図6と図7を比較すると、2つの送信周波数 f_1 , f_2 を採用した図7の場合の方が、単一の送信周波数 f_0 を採用した図6の場合よりも、焦点付近の音響パワーが強く、ビーム幅も狭まっていることが分かる。

【0136】

図8は、2つの送信周波数 f_1 , f_2 を採用し、かつ別々の焦点を形成したときの超音波ビーム形状のシミュレーション結果を示した図である。ここでは、図7の場合と同様、繰返し送信周波数 $f_1 = 2 \text{ MHz}$ 、 $f_2 = 4 \text{ MHz}$ が採用されている。また、焦点に関しては繰返し送信周波数 $f_1 = 2 \text{ MHz}$ の超音波ビームについては焦点距離 = 60 mm 、繰返し送信周波数 $f_2 = 4 \text{ MHz}$ の超音波ビームについては、焦点距離 = 120 mm としている。

【0137】

図8(A)は、図7(A)と同様、送信周波数 f_1 の送信側超音波ビームと送信周波数 f_2 の送信側超音波ビームを重ねて示したものである。図8(B)の受信側超音波ビーム、図8(C)の送受信双方を総合した超音波ビームについても同様である。

【0138】

図7と図8を比較すると、図8の場合、送信周波数 f_1 の超音波ビームと送信周波数 f_2 の超音波ビームとで焦点を変えたことにより、観察領域全範囲内(特に遠距離)の音響パワーが強く、ビーム幅も狭まっている。これを採用すると、カラードプラ画像の方位分解能をさらに改善でき、信号の S/N も良くなり、全領域の血流検出精度も高めることができる。

【0139】

図4の超音波診断装置1Bの説明に戻る。

【0140】

図4に示す送信部11では、被検体内の、互いの異なる2つの深さ位置にそれぞれ焦点を結ぶように調整された各遅延パターンに基づいて複数のパルス信号を生成してプローブ10に送信する。複数の超音波ビームを総合したとき、被検体内の深さ方向に広い領域についてビーム径の細い超音波ビームが生成され、カラードプラ画像の方位分解能が向上できる、信号 S/N も良くなり、ノイズの影響による血流速度の検出精度の低下の防止が期待できる。

【0141】

また、この図4に示す送信部11では、被検体内の、互いに異なる2つの深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームを生成させるにあたり、送信パルスの周波数が互いに異なる2種類のパルス信号を生成している。

【0142】

図9は、送信部から送信されるパルス信号の送信タイミングを示した図である。

【0143】

ここではある深度までの血流速度を検出するために、必要な PRF を定めてその PRF に固定する。従来の一例としての超音波診断装置(図1)で採用されている送信周波数 f_0 より低い第1周波数 f_1 、ここでは $f_1 = (2/3)f_0$ のバースト波信号を送信する。また送信周波数 f_0 より高い第2周波数 f_2 、ここでは $f_2 = (4/3)f_0$ を送信する。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 4 】

これら周波数が異なる 2 種類のバースト波信号は、被検体内の互いに異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームに変換されるように互いに異なる遅延パターンによってそれぞれ遅延されてからプローブ 10 に送信される。

【 0 1 4 5 】

図 9 (A) は、1 つの送信方式を示しており、ここでは、送信周波数 f_1 のパルス信号の送信が繰り返された後、送信周波数 f_2 のパルス信号の送信が繰り返されている。

【 0 1 4 6 】

また図 9 (B) では、送信周波数 f_1 のパルス信号と送信周波数 f_2 のパルス信号が交互に繰り返し送信されている。

10

【 0 1 4 7 】

図 9 (A)、図 9 (B) のいずれの送信方式の場合であっても、送信周波数 f_1 のときの受信信号は M T I フィルタ 15 __ 1 に入力され、送信周波数 f_1 に応じたフィルタリングが行われてカラードプラ処理部 16 __ 1 に入力される。これと同様に、送信周波数 f_2 のときの受信信号は M T I フィルタ 15 __ 2 に入力され、送信周波数 f_2 に応じたフィルタリングが行われてカラードプラ処理部 16 __ 2 に入力される。

【 0 1 4 8 】

カラードプラ処理部 16 __ 1 では、送信周波数 f_1 の受信信号から、血流速度 V_{d1} が

【 0 1 4 9 】

【 数 3 3 】

20

$$V_{d1} = \frac{f_d I \cdot C}{2 f_1} \dots (18)$$

【 0 1 5 0 】

により算出される。但し、 f_{d1} はドプラ周波数である。

【 0 1 5 1 】

このカラードプラ処理部 16 __ 1 で算出される最大、最小血流速度は、

【 0 1 5 2 】

【 数 3 4 】

30

$$V_{dmax1} = \pm \frac{C \cdot PRF}{4 f_1} = \pm \frac{3}{2} \cdot \frac{C \cdot PRF}{4 f_0} = \pm 1.5 V_{dmax} \dots (19)$$

【 0 1 5 3 】

【 数 3 5 】

$$V_{dmin1} = \pm \frac{K_1 \cdot PRF \cdot C}{2 f_1} = \pm \frac{3 K_1 \cdot K_0 \cdot PRF \cdot C}{2 K_0 \cdot 2 f_0} = \pm \frac{3 K_1}{2 K_0} \cdot V_{dmin} \dots (20)$$

40

【 0 1 5 4 】

但し、 V_{dmax1} 、 V_{dmin1} は、送信周波数 f_1 の場合の最大、最小血流速度、 V_{dmax} 、 V_{dmin} は、送信周波数 f_0 の場合の最大、最小血流速度、 K_0 、 K_1 は、送信周波数がそれぞれ f_0 、 f_1 のときの、M T I フィルタのカットオフ周波数を定めるための、P R F に対する各割合 (%) である。

【 0 1 5 5 】

また、これと同様に、もう 1 つのカラードプラ処理部 16 __ 2 では送信周波数 f_2 の受信信号から、血流速度 V_{d2} が、

【 0 1 5 6 】

【数 3 6】

$$V_{d2} = \frac{f_d^2 \cdot C}{2 f_2} \dots (21)$$

【0 1 5 7】

により算出される。但し、 f_{d2} はドプラ周波数である。

【0 1 5 8】

このカラードプラ処理部 1 6 _ 2 で算出される最大、最小血流速度は、

【0 1 5 9】

10

【数 3 7】

$$V_{dmax2} = \pm \frac{C \cdot PRF}{4 f_2} = \pm \frac{3 \cdot C \cdot PRF}{4 \cdot 4 f_0} = \pm \frac{3}{4} V_{dmax} \dots (22)$$

【0 1 6 0】

【数 3 8】

$$V_{dmin2} = \pm \frac{K_2 \cdot PRF \cdot C}{2 f_2} = \pm \frac{3 K_2 \cdot K_0 \cdot PRF \cdot C}{4 K_0 \cdot 2 f_0} = \pm \frac{3 K_2}{4 K_0} \cdot V_{dmin}$$

20

... (23)

【0 1 6 1】

但し、 V_{dmax2} 、 V_{dmin2} は、送信周波数 f_2 の場合の最大、最小血流速度、 V_{dmax} 、 V_{dmin} は、送信周波数 f_0 の場合の最大、最小血流速度、 K_0 、 K_2 は、送信周波数がそれぞれ f_0 、 f_2 のときの、MTIフィルタのカットオフ周波数を定めるための、PRFに対する各割合(%)である。

【0 1 6 2】

図 10 は、2つのカラードプラ処理部で算出可能な血流速度の範囲を示した図である。

【0 1 6 3】

30

図 10 (A) は、送信周波数 $f_1 = (2/3) \cdot f_0$ のときの受信信号に基づく算出可能な血流速度の範囲を示しており、図 10 (B) は送信周波数 $f_2 = (4/3) \cdot f_0$ のときの受信信号に基づく算出可能な血流速度の範囲を示している。

【0 1 6 4】

さらに図 10 (C) は、送信周波数 f_0 ($f_1 < f_0 < f_2$) のときの受信信号に基づく算出可能な血流速度の範囲を示している。

【0 1 6 5】

図 4 に示す合成部 20 では、2つのカラードプラ処理部 1 6 _ 1、1 6 _ 2 で算出された血流速度の算出値に基づき、以下の演算により最終的な血流速度が算出される。

【0 1 6 6】

40

血流速度の算出値が血流速度領域 R1 の範囲内にあるときは、カラードプラ処理部 1 6 _ 1 の算出値、すなわち、血流速度 V_d 、パワー Power、および分散 Var として、

$$V_d = V_{d1}$$

$$Power = Power_1$$

$$Var = Var_1$$

但し、 V_{d1} 、 $Power_1$ 、 Var_1 は、送信周波数 f_1 のときの受信信号から算出される血流速度、パワー、および分散である。

が採用される。

【0 1 6 7】

また、血流速度の算出値が血流速度領域 R2 の領域内にあるときは、カラードプラ処理

50

部 1 6 _ 2 の算出値、すなわち、

$$V_d = V_d 2$$

$$Power = Power 2$$

$$Var = Var 2$$

但し、 $V_d 2$ 、 $Power 2$ 、 $Var 2$ は、送信周波数 f_2 のときの受信信号から算出される血流速度、パワー、分散である。

が採用される。

【 0 1 6 8 】

また、血流速度の算出値が、血流速度領域 R_0 の領域内にあるときは、2つのカラードプラ処理部 1 6 _ 1、1 6 _ 2 の双方での算出が可能であるので、双方での算出値の平均値

10

【 0 1 6 9 】

【 数 3 9 】

$$V_d = \frac{V_d 1 + V_d 2}{2}$$

$$Power = \frac{Power 1 + Power 2}{2}$$

$$Var = \frac{Var 1 + Var 2}{2}$$

20

【 0 1 7 0 】

が算出され、この平均値としての血流速度、パワー、分散が採用される。

【 0 1 7 1 】

このように、本実施形態では2つの送信周波数 f_1 、 f_2 を採用していることで血流速度の算出可能範囲が広がっている。すなわち、図 4 に示す超音波診断装置 1 B での算出可能最大、最小血流速度 $V_{nd max}$ 、 $V_{nd min}$ は、

【 0 1 7 2 】

【 数 4 0 】

30

$$V_{nd max} = \max (V_{d max 1}, V_{d max 2}) = V_{d max 1} > V_{d max}$$

$$V_{nd min} = \min (V_{d min 1}, V_{d min 2}) = V_{d min 2} < V_{d min}$$

【 0 1 7 3 】

となる。MTIフィルタ 1 5 _ 1 における、クラッタ成分除去のためのカットオフ周波数は、繰返し周波数 PRF のある割合 K (%) に定められることが多い。ここでは、2つのMTIフィルタ 1 5 _ 1、1 5 _ 2 それぞれにおけるカットオフ周波数を定める、繰返し周波数 PRF の割合 K_1 (%)、 K_2 (%) を、 $K_1 = K_2 = K_0$ としている。

40

【 0 1 7 4 】

このように、本実施形態によれば、観察可能な最大、最小血流速度の範囲を広げることができる。

【 0 1 7 5 】

尚、ここでは、 $K_1 = K_2 = K_0$ としているが、表示された画像を観察した結果クラッタ成分が少ないと判断されるときには、さらに遅い血流も検出できるようにも K_1 と K_2 を別々に設定してもよい。

【 0 1 7 6 】

また、血流速度の検出精度とカラードプラ画像の分解能はトレードオフの関係にあるが

50

、本実施形態の超音波診断装置 1 B では、送信周波数 f_1 , f_2 の双方を用いているため、図 1 に示す超音波診断装置 1 A のように単一の送信周波数 f_0 を採用した場合と比べ、そのトレードオフが緩和され、検出速度や分解能が向上する。

【 0 1 7 7 】

さらに、本実施形態の場合、複数の中心周波数の超音波ビームを繰り返し送波するため、 S/N が高く、異なる中心周波数の超音波受波で検出されるドプラ速度の加算平均により、多数の赤血球からの散乱反射に起因する血流速度の誤検出が低減され、血流速度の検出精度が向上する。

【 0 1 7 8 】

図 1 1 は、本発明の第 2 実施形態としての超音波診断装置の構成を表わすブロック図である。この図 1 1 においても、図 1 に示す比較例としての超音波診断装置 1 A の構成要素と同一の構成要素には、図 1 に付した符号と同一の符号を付して示す。またここでも、前述の比較例との相違点について説明する。

【 0 1 7 9 】

この図 1 1 に示す超音波診断装置 1 C には、受信部 1 2 と M T I フィルタ 1 5 との間に、2 つのバッファ 2 0 _ 1 , 2 0 _ 2 と加算部 2 1 が備えられている。

【 0 1 8 0 】

図 1 2 は、チャープ信号の一例を示した図である。横軸は時間 t 、縦軸は周波数である。送信部 1 1 では、例えばこの図 1 2 に示すような、周波数の変化軌跡が互いに異なる複数種類（この図 1 2 に示す例では 2 種類）のチャープ信号からなる複数種類のパルス信号が生成されてプローブ 1 0 に送信される。具体的には、この図 1 2 に示す例では、この図 1 2 (A) に示す、1 つのパルス信号内において周波数が上昇した後下降する山形の周波数カーブを描く第 1 のチャープ信号 S_1 と、図 1 2 (B) に示す、1 つのパルス信号内において周波数が下降した後上昇する谷形の周波数カーブを描く第 2 のチャープ信号 S_2 が生成される。これら 2 種類のチャープ信号それぞれからなる 2 種類のパルス信号は、被検体内の、互いに異なる深さ位置にそれぞれ焦点を結ぶ超音波ビームに変換されるように互いに異なる遅延パターンによって遅延されて、プローブに交互に送信される。

【 0 1 8 1 】

図 1 3 は、図 1 1 に示す超音波診断装置 1 C における送受信および演算処理の説明図である。横軸は時刻 t である。

【 0 1 8 2 】

図 1 3 (A) では、1 回の送受信が縦 1 本の線で表わされている。ここでは、第 1 のチャープ信号 S_1 からなるパルス信号の送信により得られる受信信号を R_1 、第 2 のチャープ信号 S_2 からなるパルス信号の送信により得られる受信信号を R_2 とする。

【 0 1 8 3 】

このようにして 2 種類の受信信号 R_1 , R_2 が得られると、次に図 1 3 (B) に示すように、隣接する 2 種類の受信信号 R_1 , R_2 が互いに加算されて、図 1 3 (C) に示す加算受信信号 C が生成される。

【 0 1 8 4 】

ここでは、この加算受信信号 C に基づいて、血流速度 V_d が算出される。この加算受信信号の繰返し周期を T （繰返し周波数を $P R F$ ）としたとき、血流速度は

【 0 1 8 5 】

【 数 4 1 】

$$Vd = \frac{C \cdot \tau}{2T}$$

【 0 1 8 6 】

で表わされる。

【 0 1 8 7 】

ただし、 C は音速、 τ は、例えば前述のCCMを採用したときの(15)式であらわされる時間シフトである。

【 0 1 8 8 】

図14は、図13(B)に示す加算処理に採用される重みの一例を表わした図である。

【 0 1 8 9 】

横軸は時間軸である。この時間軸は被検体内の深さに対応している。

【 0 1 9 0 】

図13に示す2種類の受信信号の加算にあたっては、

【 0 1 9 1 】

【数42】

$$C = R1(t) \cdot k1(t) + R2(t) \cdot k2(t)$$

【 0 1 9 2 】

に従って、被検体内の深さ方向に向かって異なる値に調整された重みで重み付け加算される。超音波ビームはその周波数によって被検体内を進む間の減衰率が異なるが、重み付け加算をすることにより、その減衰率の相違が補われた高精度な血流速度の算出が可能な加算受信信号を生成することができる。

【 0 1 9 3 】

図4に戻って説明を続ける。

【 0 1 9 4 】

受信部12で生成される2種類の受信信号 R_1 、 R_2 のうちの一方の受信信号 R_1 は一方のバッファ20_1に一旦格納され、もう一方の受信信号 R_2 は、もう一方のバッファ20_2に一旦格納される。これらの2つのバッファ20_1、20_2にそれぞれ格納された受信信号 R_1 、 R_2 は、加算部21に入力されて図7に示すように重み付け加算され、加算受信信号 C が生成される。その後の処理は図1に示す超音波診断装置1Aの場合と同様である。ただし、加算部21により生成された加算受信信号 C は複数の周波数の信号成分から成り立っている信号である。そこで、この超音波診断装置1BのカラーDブラ処理部16では、時間領域における最小自乗法による血流速度算出が行なわれる。時間領域における最小自乗法を用いた血流速度の算出法については前述したが、ここでは時間領域における最小自乗法のうち、計算量を低減することのできる新たな演算法について説明する。

【 0 1 9 5 】

ここでは、カラーDブラ処理部16に入力されてきた受信信号を、

【 0 1 9 6 】

【数43】

$$f(n,m) \quad n,m = 1,2,\dots$$

【 0 1 9 7 】

但し、 m は、 m 番目の受信信号であることを表わし、 n は、その m 番目の受信信号中の n 番目のサンプリングデータであることを表わす。

とする。

【 0 1 9 8 】

図15は、受信信号(A)とその受信信号から算出された代表振幅値および代表時刻(B)を示した図である。

【 0 1 9 9 】

10

20

30

40

50

図 1 1 に示すカラードブラ処理部 1 6 では、入力されてきた受信信号

【 0 2 0 0 】

【 数 4 4 】

$$f(n,m)$$

【 0 2 0 1 】

に基づいて、その受信信号の互いに隣接する 2 つのゼロクロス点に挟まれた半波形の代表振幅値および代表時刻を各半波形ごとに算出することにより、半波形ごとの代表振幅値

【 0 2 0 2 】

10

【 数 4 5 】

$$A(i,m)$$

【 0 2 0 3 】

および代表時刻

【 0 2 0 4 】

【 数 4 6 】

$$t(i,m)$$

20

【 0 2 0 5 】

但し、 m は、 m 番目の受信信号であることを表わし、 i は、その m 番目の受信信号中の i 番目の半波形であることを表わす。

が算出される。この算出にあたっては、本実施形態では、式

【 0 2 0 6 】

【 数 4 7 】

$$A(i,m) = \sum_{n=ns}^{ne} f(n,m) \quad \dots (24)$$

30

【 0 2 0 7 】

【 数 4 8 】

$$t(i,m) = \frac{\sum_{n=ns}^{ne} \{f(n,m) \cdot n \cdot Ts\}}{A(i,m)} \quad \dots (25)$$

【 0 2 0 8 】

但し、

【 0 2 0 9 】

40

【 数 4 9 】

$$ns, ne$$

【 0 2 1 0 】

は、半波形の、それぞれ開始点、終了点を表わし、

【 0 2 1 1 】

【 数 5 0 】

$$Ts$$

50

【 0 2 1 2 】

は、受信信号のサンプリング周期を表わす。
が採用されており、これら (2 4) , (2 5) 式に従って算出される。

【 0 2 1 3 】

図 1 6 は、受信信号からの代表振幅値および代表時刻の算出方法の説明図である。

【 0 2 1 4 】

ここでは、図 1 6 (A) に実線で示した半波形についての代表振幅値および代表時刻を例に挙げて説明する。

【 0 2 1 5 】

ここで、半波形は、2つのゼロクロス点、すなわち、図 1 6 (A) の例では、 $n = n_s$ の開始点から $n = n_e$ の終了点に挟まれた部分の波形をいう。図 1 6 (A) にサンプリング周期

【 0 2 1 6 】

【 数 5 1 】

T_s

【 0 2 1 7 】

間隔の縦線の長さが、サンプリングデータ

【 0 2 1 8 】

【 数 5 2 】

$f(n,m)$

【 0 2 1 9 】

である。

【 0 2 2 0 】

ここでは、(2 4) 式に従って、そのサンプリングデータ

【 0 2 2 1 】

【 数 5 3 】

$f(n,m)$

【 0 2 2 2 】

を開始点 $n = n_s$ から終了点 $n = n_e$ まで加算し、その加算値をこの半波形 i の代表振幅値

【 0 2 2 3 】

【 数 5 4 】

$A(i,m)$

【 0 2 2 4 】

とする。

【 0 2 2 5 】

また、(2 5) 式に従う、サンプリングデータ

【 0 2 2 6 】

【 数 5 5 】

$f(n,m)$

【 0 2 2 7 】

によって重み付けられた時刻をこの半波形 i を代表する代表時刻

【 0 2 2 8 】

10

20

30

40

【数56】

$$t(i,m)$$

【0229】

とする。

【0230】

すなわち、この演算法により、この半波形 i のデータは、図4(B)に示すように、代表時刻

【0231】

【数57】

10

$$t(i,m)$$

【0232】

における代表振幅値

【0233】

【数58】

$$A(i,m)$$

【0234】

というデータに圧縮される。

【0235】

図15(B)は、図15(A)に示す受信信号の各半波形について上記の演算を行い、各代表振幅値を対応する各代表時刻に配置したデータ列をあらわしている。

【0236】

図11のカラー Doppler 処理部16では、受信信号(図15(A))から代表振幅値および代表時刻からなる圧縮データ(図15(B))を算出した後、次に、その算出された圧縮データを構成する代表振幅値

【0237】

【数59】

30

$$A(i,m)$$

【0238】

を対応する代表時刻

【0239】

【数60】

$$t(i,m)$$

【0240】

に並べたときの、波形どうしが近似している領域のずれ量に基づいて、人体内の血流速度が算出される。

【0241】

この血流速度の算出にあたり、本実施形態のカラー Doppler 処理部16では、まず、 m 番目と $m+1$ 番目の受信信号の代表振幅値

【0242】

【数61】

$$A(i,m), A(i,m+1)$$

【0243】

50

を使い、

【 0 2 4 4 】

【 数 6 2 】

$$\varepsilon_{\min}(i) = \min_{-N \leq k \leq N} \left\{ \sum_{j=-(L-1)/2}^{(L-1)/2} [A(i+j, m) - A(i+j+k, m+1)]^2 \right\} \quad \dots (26)$$

【 0 2 4 5 】

但し、 i は観測点、

L は奇数であって、

【 0 2 4 6 】

【 数 6 3 】

$$-(L-1)/2 \leq j \leq (L-1)/2$$

【 0 2 4 7 】

は、波形のセグメントの範囲、

【 0 2 4 8 】

【 数 6 4 】

$$-N \leq k \leq N$$

【 0 2 4 9 】

は、サーチ範囲、

【 0 2 5 0 】

【 数 6 5 】

$$\varepsilon_{\min}(i)$$

【 0 2 5 1 】

は、サーチ範囲内での最小誤差を表わす。

に従って、最小誤差

【 0 2 5 2 】

【 数 6 6 】

$$\varepsilon_{\min}(i)$$

【 0 2 5 3 】

を満たす

【 0 2 5 4 】

【 数 6 7 】

$$k = k_m$$

【 0 2 5 5 】

を求める。さらに、

【 0 2 5 6 】

【 数 6 8 】

$$\tau = t(i, m) - t(i + k_m, m+1) \quad \dots (27)$$

10

20

30

40

50

【 0 2 5 7 】

に従って時間シフト

【 0 2 5 8 】

【 数 6 9 】

 τ

【 0 2 5 9 】

を求める。そして、

【 0 2 6 0 】

【 数 7 0 】

$$V_d = \frac{C \cdot \tau}{2T} \quad \dots (28)$$

10

【 0 2 6 1 】

但し、

【 0 2 6 2 】

【 数 7 1 】

 C

20

【 0 2 6 3 】

は音速、

【 0 2 6 4 】

【 数 7 2 】

 T

【 0 2 6 5 】

は送受信の繰り返し周期を表わす。

に従って、血流の速度

【 0 2 6 6 】

【 数 7 3 】

 V_d

30

【 0 2 6 7 】

を算出する。

【 0 2 6 8 】

図 17 は、(2 6) 式に従う演算の説明図である。

【 0 2 6 9 】

図 17 (A) , (B) は、それぞれ、 m 番目、 $m + 1$ 番目の受信信号の代表振幅値を、各代表振幅値に対応する各代表時刻に並べた波形を示した図である。

【 0 2 7 0 】

ここでは、図 17 (A) に示す、 m 番目の受信信号から求めたデータ列の枠 a 内の波形と近似した波形を、図 17 (B) に示す、 $m + 1$ 番目の受信信号から求めたデータ列の中から探索する。この枠 a 中の波形 (データ列) は、近似した波形を探索するためのデータ列の 1 つのセグメントであり、ここでは、

40

【 0 2 7 1 】

50

【数 7 4】

$$-(L-1)/2 \leq j \leq (L-1)/2$$

【0 2 7 2】

の幅の枠 a が設定されている。この枠 a の幅は、この中に代表振幅値が 3 又は 5 程度含まれる幅である。

【0 2 7 3】

図 1 7 (B) に示すデータ列においても、枠 a と同じ幅の枠 b が設定される。

【0 2 7 4】

そして、(2 6) 式に従い、枠 a 内のセグメントと枠 b 内のセグメントの一致の程度が算出される。

【0 2 7 5】

誤差

【0 2 7 6】

【数 7 5】

$$\varepsilon(i)$$

【0 2 7 7】

が小さいほど一致していることを意味している。上記の枠 b を、サーチ範囲

【0 2 7 8】

【数 7 6】

$$-N \leq k \leq N$$

【0 2 7 9】

の中で順次移動させて、移動した各位置において、誤差

【0 2 8 0】

【数 7 7】

$$\varepsilon(i)$$

【0 2 8 1】

が算出され、それらの中の最小誤差

【0 2 8 2】

【数 7 8】

$$\varepsilon_{\min}(i)$$

【0 2 8 3】

が得られる位置

【0 2 8 4】

【数 7 9】

$$k = k_m$$

【0 2 8 5】

が検出される。このようにして、

【0 2 8 6】

10

20

30

40

50

【数 8 0】

$$k = k_m$$

【 0 2 8 7】

が検出されると、次に上記の (2 7) 式に従って、時間シフト

【 0 2 8 8】

【数 8 1】

$$\tau$$

10

【 0 2 8 9】

が算出され、(2 8) 式に従って血流速度

【 0 2 9 0】

【数 8 2】

$$V_d$$

【 0 2 9 1】

が算出される。

20

【 0 2 9 2】

図 1 8 は、シミュレーション結果を示した図である。

【 0 2 9 3】

図 1 8 (A) は、カラードブラ処理部 1 6 に入力されてきた受信信号

【 0 2 9 4】

【数 8 3】

$$f(n,m)$$

【 0 2 9 5】

をそのまま使い、(1 7) 式に示す最小自乗法で計算したときの血流速度を示している。

30

【 0 2 9 6】

また図 1 8 (B) は、カラードブラ処理部 1 6 に入力されてきた受信信号

【 0 2 9 7】

【数 8 4】

$$f(n,m)$$

【 0 2 9 8】

から (2 4) 式、(2 5) 式に従って半波形ごとの代表振幅値と代表時刻を算出し、(2 6) 式に示す最小自乗法で計算したときの血流速度を示している。

40

【 0 2 9 9】

また、図 1 8 (A)、(B) とともに、左側の図 (a) は一定の流速についてのシミュレーション結果、右側の図 (b) は、血管壁付近の流れが遅く、血管中心の速度が速い層流の場合のシミュレーション結果を示している。

【 0 3 0 0】

ここでは、送信周波数 $f_0 = 2 \text{ MHz}$ 、サンプリング周波数 $F_s = 24 \text{ MHz}$ を採用している。

【 0 3 0 1】

図 1 8 (A) と図 1 8 (B) を比較すると、血流速度の算出精度 (縦軸) は、ほぼ同じ

50

である。更に、圧縮された代表時刻の間の血流速度を検出する必要がある場合、その代表時刻の隣接の二つの速度値の線形補間により高速に求めることが可能である。

【 0 3 0 2 】

一方、(1 7) 式、(2 6) 式に従って算出される差の自乗和を求める計算量は、1回の計算(図 1 7 に示した1つの棒 a と1つの棒 b との間での計算)につき、ほぼ $1/6$ となり、また、サーチ範囲内で棒 b を動かしながら行なう計算の繰返し回数も $1/6$ となる。

【 0 3 0 3 】

尚、本実施形態では、半波形ごとの代表振幅値および代表時刻を、(2 4) 式、(2 5) 式に従って算出する例を示したが、代表振幅値および代表時刻を算出するための演算式は、(2 4) 式、(2 5) 式に限定されるものではない。例えば半波形ごとのサンプリングデータのピークの値を代表振幅値とし、そのピークのサンプリングデータのサンプリング時刻を代表時刻としてもよい。

【 0 3 0 4 】

図 1 9 は、チャープ信号の別例を示した図である。横軸は時間、縦軸は周波数 (M H z) である。

【 0 3 0 5 】

図 1 2 には、1つのパルス信号内において周波数が上昇した後下降する山形の周波数カーブを描く第 1 のチャープ信号 S 1 と、1つのパルス信号内において周波数が下降した後上昇する谷形の周波数カーブを描く第 2 のチャープ信号 S 2 とのペアが示されている。これに対し、この図 1 9 には、1つのパルス信号内において周波数が連続的に上昇する周波数カーブを描く第 1 のチャープ信号 S 1 (図 1 9 (A)) と、1つのパルス信号内において周波数が連続的に下降する周波数カーブを描く第 2 のチャープ信号 S 2 (図 1 9 (B)) が示されている。

【 0 3 0 6 】

図 1 2 に示す 2 種類のチャープ信号からなる 2 種類のパルス信号に代えて、この図 1 9 に示す 2 種類のチャープ信号からなる 2 種類のパルス信号を採用してもよい。

【 0 3 0 7 】

尚、ここでは、2つの繰返し送信周波数 f_1 , f_2 あるいは 2 種類のチャープ信号 S 1 , S 2 からなる 2 種類のバースト波信号を採用した例について説明したが、フレームレートが充分速い場合は 2 種類のパルス信号に限られるものではなく、3 種類以上のパルス信号を被検体内のそれぞれ異なる深さ位置に焦点を結ぶ超音波ビームが生成されるように、それぞれ異なる遅延パターンに従って遅延させて循環的にプローブに送信し、それにより得られる 3 種類以上の受信信号に基づいて血流速度を算出してもよい。

【 符号の説明 】

【 0 3 0 8 】

- 1 A , 1 B , 1 C 超音波診断装置
- 1 0 プローブ
- 1 1 通信部
- 1 2 受信部
- 1 3 制御部
- 1 4 B モード処理
- 1 5 , 1 5 _ 1 , 1 5 _ 2 M T I フィルタ
- 1 6 , 1 6 _ 1 , 1 6 _ 2 カラー Doppler 処理部
- 1 7 座標変換部
- 1 8 画像合成部
- 1 9 表示部
- 2 0 合成部
- 2 0 _ 1 , 2 0 _ 2 バッファ
- 2 1 加算部

10

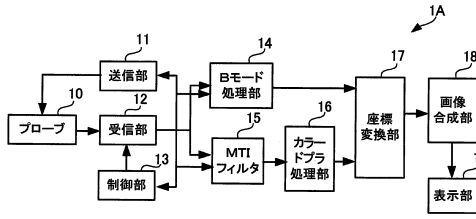
20

30

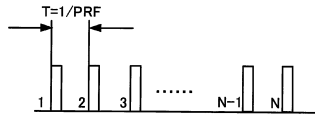
40

50

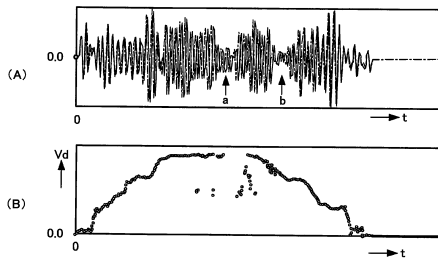
【図1】



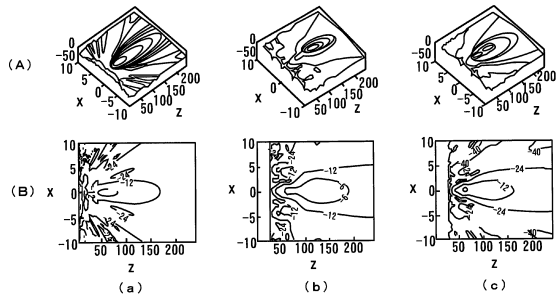
【図2】



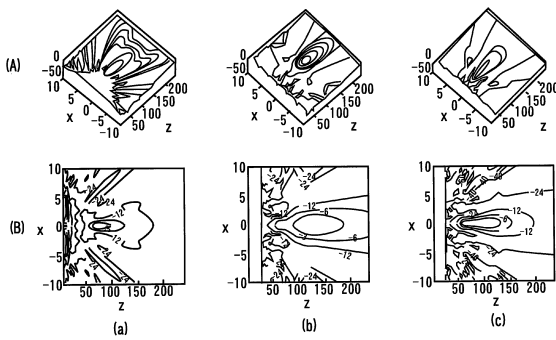
【図3】



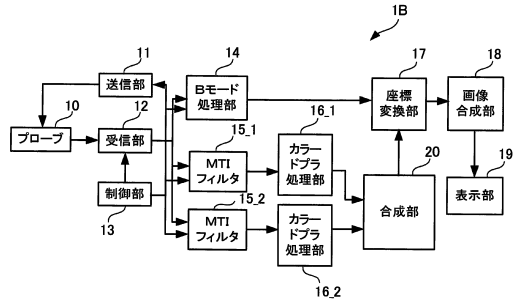
【図6】



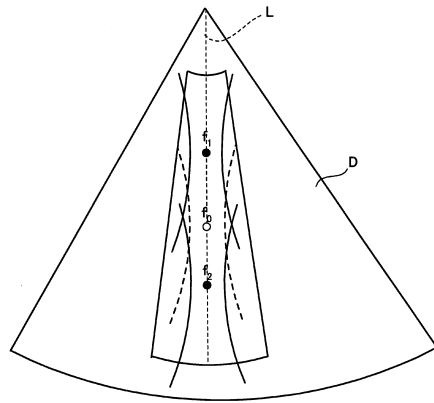
【図7】



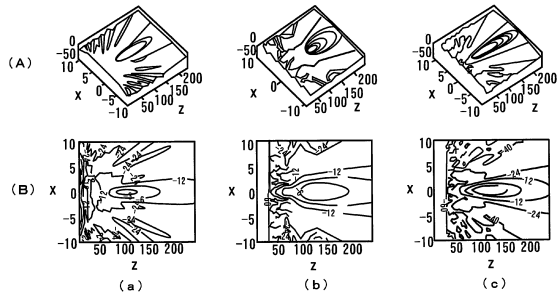
【図4】



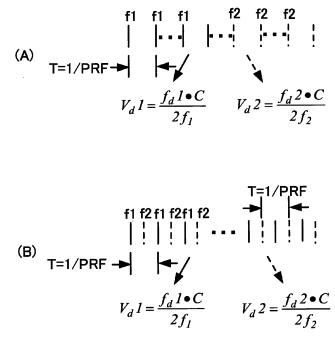
【図5】



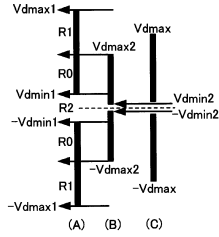
【図8】



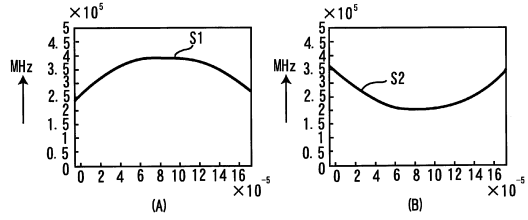
【図9】



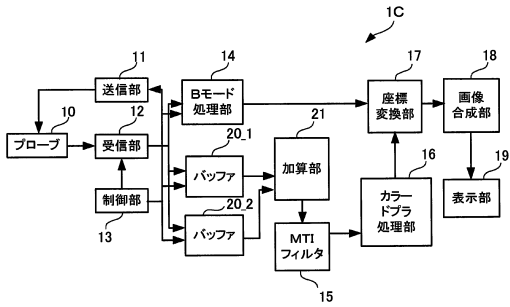
【図10】



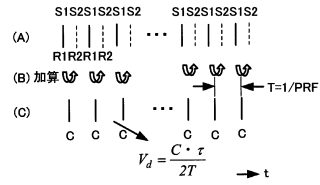
【図12】



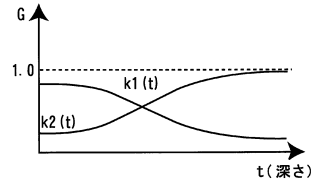
【図11】



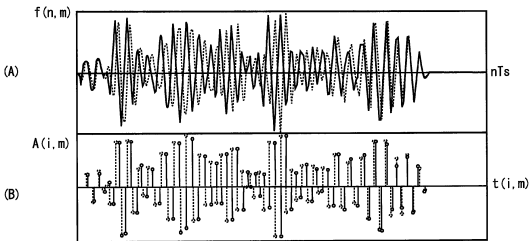
【図13】



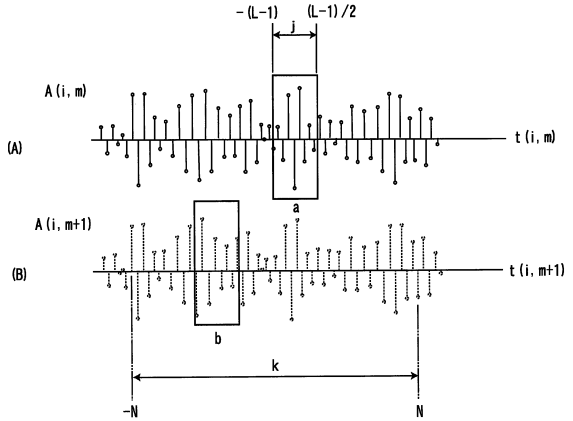
【図14】



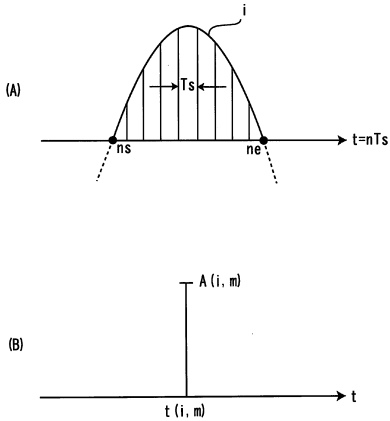
【図15】



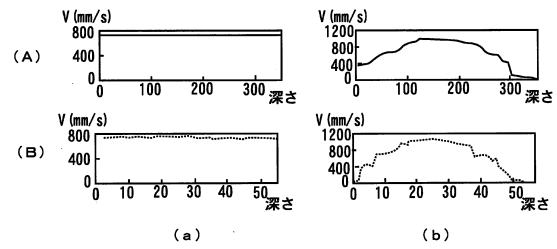
【図17】



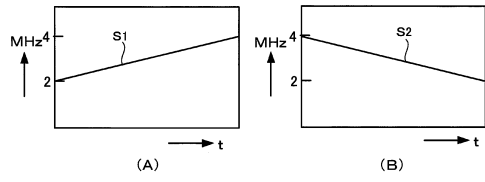
【図16】



【図18】



【 19 】



フロントページの続き

(72)発明者 呉 弘敏

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特開平11-028210(JP,A)

特開2008-054800(JP,A)

特開2008-188235(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6253350B2	公开(公告)日	2017-12-27
申请号	JP2013226572	申请日	2013-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
[标]发明人	呉弘敏		
发明人	呉弘敏		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH10 4C601/HH35 4C601/JB30 4C601/JB41 4C601/JC21		
代理人(译)	大冢康弘		
其他公开文献	JP2015084976A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题: 提供一种超声诊断设备, 其能够改善由于斑点噪声引起的血流速度的计算值的湍流并且以高精度计算血流速度。 解决方案: 生成多种类型的脉冲信号, 用于将在对象中相互不同的深度位置聚焦的超声波束发送到探头, 依次将它们发送到探头, 依次发送对应于多种脉冲信号的脉冲信号生成多种类型的接收信号, 基于多种类型的接收信号计算血流速度, 并在观察区域内显示计算出的血流速度的分布。 点域5

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6253350号 (P6253350)
(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)	(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)	
(51) Int. Cl. A61B 8/06 (2006.01)	F I A61B 8/06	
請求項の数 5 (全 32 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-226572 (P2013-226572)	(73) 特許権者 000112602 フクダ電子株式会社 東京都文京区本郷3-39-4	
(22) 出願日 平成25年10月31日(2013.10.31)	(74) 代理人 100076428 弁理士 大塚 康徳	
(65) 公開番号 特開2015-84976 (P2015-84976A)	(74) 代理人 100115071 弁理士 大塚 康弘	
(43) 公開日 平成27年5月7日(2015.5.7)	(74) 代理人 100112508 弁理士 高柳 司郎	
審査請求日 平成28年10月13日(2016.10.13)	(74) 代理人 100116894 弁理士 木村 秀二	
	(74) 代理人 100079175 弁理士 小杉 佳男	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		