(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2010-188115
(P2010-188115A)
(43)公開日　平成22年9月2日(2010.9.2)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/06 (2006.01)	A61B 8/06	4C601

審査請求 未請求　請求項の数 10　ＯＬ　（全 27 頁）

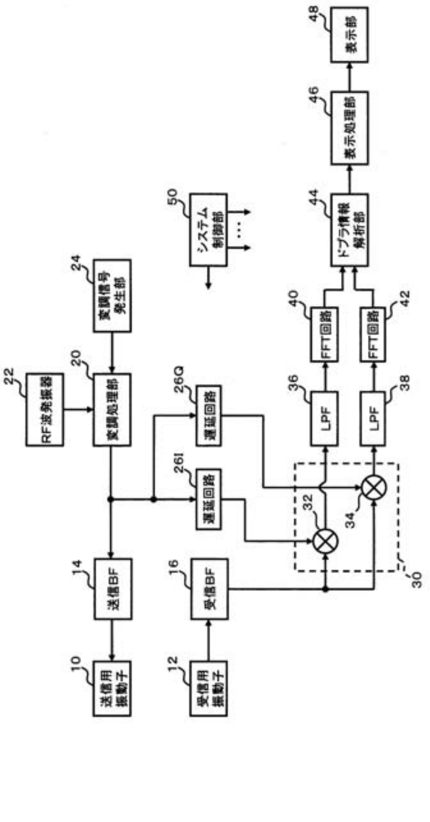
(21)出願番号　特願2009-190944(P2009-190944)
(22)出願日　平成21年8月20日(2009.8.20)
(31)優先権主張番号　特願2009-12856(P2009-12856)
(32)優先日　平成21年1月23日(2009.1.23)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(71)出願人　390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼６丁目２２番１号
(74)代理人　100075258
弁理士　吉田　研二
(74)代理人　100096976
弁理士　石田　純
(72)発明者　赤羽　睦弘
東京都三鷹市牟礼６丁目２２番１号　アロカ株式会社内

Ｆターム(参考)　4C601 DD03 DE02 FF08 HH03 JB17 JB50

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】
【課題】連続波を利用して得られる最高速度の位置を探索する技術を提供する。
【解決手段】変調処理部２０から出力される変調された連続波が遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおいて遅延処理され、参照信号として受信ミキサ３０の各ミキサに供給される。遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおいて、サンプルゲートに対応した深さからの受信信号の位相と参照波の位相を一致させることにより、サンプルゲートに対応した復調信号が選択的に抽出される。そして、超音波ビーム上のほぼ全域を範囲とする探索範囲内における最高速度が計測され、その探索範囲内に設定されたサンプルゲート内における速度と最高速度との比較に基づいて、最高速度の位置が探索される。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
周期的な信号に基づいて変調された連続波の送信信号を出力する送信信号出力部と、
前記送信信号に対応した超音波の送信波を生体に送波してその送信波に伴う受信波を生体から受波することにより受信信号を得る送受波部と、
超音波ビーム上に設定されたサンプルゲートの位置に応じて遅延処理された参照信号を用いて、超音波ビームに沿って得られる受信信号に対して復調処理を施すことにより、サンプルゲートの位置に対応した復調信号を得る復調処理部と、
前記復調信号に基づいてサンプルゲート内における移動体の速度を得る速度演算部と、
を有し、
超音波ビーム上の探索範囲内における最高速度を計測し、探索範囲内に設定されたサンプルゲート内における速度と最高速度との比較に基づいて、最高速度の位置を探索する、
ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
請求項１に記載の超音波診断装置において、
前記サンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較し、それら両速度が互いに一致している場合にそのサンプルゲート内に前記最高速度の位置が含まれると判断する、
ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項３】
請求項２に記載の超音波診断装置において、
前記探索範囲を２分割して得られる一方の範囲をサンプルゲートとし、そのサンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較し、それら両速度が互いに一致している場合に前記探索範囲の一方の範囲に前記最高速度の位置が含まれると判断し、前記両速度が互いに一致していない場合に前記探索範囲の他方の範囲に前記最高速度の位置が含まれると判断する、
ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項４】
請求項３に記載の超音波診断装置において、
前記最高速度が含まれると判断された範囲をさらに２分割して得られる一方の範囲をサンプルゲートとする分割処理と、そのサンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較して前記最高速度の位置が含まれる範囲を選択する選択処理と、を段階的に繰り返すことにより、前記最高速度の位置が含まれる範囲を段階的に絞り込む、
ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項５】
請求項２に記載の超音波診断装置において、
前記探索範囲内で超音波ビームに沿ってサンプルゲートを段階的に移動させ、各段階ごとにサンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較してそのサンプルゲート内に前記最高速度の位置が含まれるか否かを判断し、前記最高速度の位置を探索する、
ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項６】
請求項１から５のいずれか１項に記載の超音波診断装置において、
複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに探索範囲内における暫定最高速度を計測し、暫定最高速度が最大となる超音波ビームを特定してその超音波ビーム上において前記最高速度の位置を探索する、
ことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項７】
請求項１から６のいずれか１項に記載の超音波診断装置において、
前記送信信号出力部は、搬送波信号に対して変調処理を施して形成された前記送信信号を出力し、
前記変調処理の変調度に応じて前記サンプルゲートの幅が決定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項８】

請求項１から５のいずれか１項に記載の超音波診断装置において、

対象組織である心臓に対して複数の超音波ビームを形成し、各超音波ビームごとに探索範囲内における血流の暫定最高速度を計測し、暫定最高速度が最大となる最大超音波ビームを特定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項９】

請求項８に記載の超音波診断装置において、

前記最大超音波ビームの探索範囲内における血流の最高速度を複数の時相に亘って各時相ごとに記憶する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項１０】

請求項９に記載の超音波診断装置において、

前記最大超音波ビームに設定されたサンプルゲート内において各時相の速度を計測し、計測された各時相の速度とそれに対応した時相の前記最高速度との比較に基づいて、最高速度の位置を探索する、

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、超音波診断装置に関し、特に、連続波を利用する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

超音波診断装置の連続波を利用した技術として、連続波ドプラが知られている。連続波ドプラでは、例えば、数ＭＨｚの正弦波である送信波が生体内へ連続的に放射され、生体内からの反射波が連続的に受波される。反射波には、生体内における運動体（例えば血流など）によるドプラシフト情報が含まれる。そこで、そのドプラシフト情報を抽出して周波数解析することにより、運動体の速度情報を反映させたドプラ波形などを形成することができる。

【０００３】

連続波を利用した連続波ドプラは、パルス波を利用したパルスドプラに比べて一般に高速の速度計測の面で優れている。こうした事情などから、本願の出願人は、連続波ドプラに関する研究を重ねてきた。その成果の一つとして、特許文献１において、周波数変調処理を施した連続波ドプラ（ＦＭＣＷドプラ）に関する技術を提案している。

【０００４】

一方、連続波ドプラでは、連続波を利用していることにより位置計測が困難である。例えば、従来の一般的な連続波ドプラの装置（ＦＭＣＷドプラを利用しない装置）では、位置計測を行うことができなかった。これに対し、本願の出願人は、特許文献２において、ＦＭＣＷドプラにより選択的に生体内組織の所望の位置からドプラ情報を抽出することができる極めて画期的な技術を提案している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２００５－２５３９４９号公報

【特許文献２】特開２００８－２８９８５１号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

特許文献１や特許文献２に記載されたＦＭＣＷドプラの技術は、それまでにない超音波

診断の可能性を秘めた画期的な技術である。本願発明者は、この画期的な技術の改良についてさらに研究を重ねてきた。

【０００７】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、連続波を利用して得られる最高速度の位置を探索する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、周期的な信号に基づいて変調された連続波の送信信号を出力する送信信号出力部と、前記送信信号に対応した超音波の送信波を生体に送波してその送信波に伴う受信波を生体から受波することにより受信信号を得る送受波部と、超音波ビーム上に設定されたサンプルゲートの位置に応じて遅延処理された参照信号を用いて、超音波ビームに沿って得られる受信信号に対して復調処理を施すことにより、サンプルゲートの位置に対応した復調信号を得る復調処理部と、前記復調信号に基づいてサンプルゲート内における移動体の速度を得る速度演算部と、を有し、超音波ビーム上の探索範囲内における最高速度を計測し、探索範囲内に設定されたサンプルゲート内における速度と最高速度との比較に基づいて、最高速度の位置を探索する、ことを特徴とする。

【０００９】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、前記サンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較し、それら両速度が互いに一致している場合にそのサンプルゲート内に前記最高速度の位置が含まれると判断する、ことを特徴とする。

【００１０】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、前記探索範囲を２分割して得られる一方の範囲をサンプルゲートとし、そのサンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較し、それら両速度が互いに一致している場合に前記探索範囲の一方の範囲に前記最高速度の位置が含まれると判断し、前記両速度が互いに一致していない場合に前記探索範囲の他方の範囲に前記最高速度の位置が含まれると判断する、ことを特徴とする。

【００１１】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、前記最高速度が含まれると判断された範囲をさらに２分割して得られる一方の範囲をサンプルゲートとする分割処理と、そのサンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較して前記最高速度の位置が含まれる範囲を選択する選択処理と、を段階的に繰り返すことにより、前記最高速度の位置が含まれる範囲を段階的に絞り込む、ことを特徴とする。

【００１２】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、前記探索範囲内で超音波ビームに沿ってサンプルゲートを段階的に移動させ、各段階ごとにサンプルゲート内における速度と前記最高速度とを比較してそのサンプルゲート内に前記最高速度の位置が含まれるか否かを判断し、前記最高速度の位置を探索する、ことを特徴とする。

【００１３】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに探索範囲内における暫定最高速度を計測し、暫定最高速度が最大となる超音波ビームを特定してその超音波ビーム上において前記最高速度の位置を探索する、ことを特徴とする。

【００１４】

望ましい態様において、前記送信信号出力部は、搬送波信号に対して変調処理を施して形成された前記送信信号を出力し、前記変調処理の変調度に応じて前記サンプルゲートの幅が決定される、ことを特徴とする。

【００１５】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、対象組織である心臓に対して複数の超音波ビームを形成し、各超音波ビームごとに探索範囲内における血流の暫定最高速度を計

測し、暫定最高速度が最大となる最大超音波ビームを特定する、ことを特徴とする。

【００１６】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、前記最大超音波ビームの探索範囲内における血流の最高速度を複数の時相に亘って各時相ごとに記憶する、ことを特徴とする。

【００１７】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、前記最大超音波ビームに設定されたサンプルゲート内において各時相の速度を計測し、計測された各時相の速度とそれに対応した時相の前記最高速度との比較に基づいて、最高速度の位置を探索する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【００１８】

本発明により連続波を利用して得られる最高速度の位置を探索する技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【００１９】

【図１】本発明に係る超音波診断装置を示す機能ブロック図である。

【図２】ベースバンド信号の直流および高調波成分の生体内深さ依存性を説明するための図である。

【図３】心臓内の血流の診断例を示す図である。

【図４】最高速度の位置の探索を説明するための図である。

【図５】角度方向の探索を説明するためのフローチャートである。

【図６】角度方向の探索例を示す図である。

【図７】深さ方向の探索例１を説明するためのフローチャートである。

【図８】深さ方向の探索例１を示す図である。

【図９】深さ方向の探索例２を示す図である。

【図１０】複数の時相に亘って各時相ごとに記憶される最高速度を示す図である。

【図１１】深さ方向の探索例３を説明するためのフローチャートである。

【図１２】深さ方向の探索例３を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２０】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【００２１】

図１には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図１はその全体構成を示す機能ブロック図である。送信用振動子１０は生体内へ送信波を連続的に送波し、また、受信用振動子１２は生体内からの反射波を連続的に受波する。このように、送信および受信がそれぞれ異なる振動子で行われて、いわゆる連続波ドプラ法による送受信が実行される。

【００２２】

本実施形態において利用される連続波は、周期的な信号に基づいて変調処理されたものである。変調処理された連続波は、変調処理部２０によって形成される。変調処理部２０は、変調信号発生部２４から供給される周期的な信号に基づいて、ＲＦ波発振器２２から供給されるＲＦ波に対して変調処理を施して連続波を発生する。

【００２３】

変調処理部２０における変調処理としては、周波数変調（ＦＭ）や位相変調（ＰＭ）などのアナログ変調処理と、位相シフトキーイング（ＰＳＫ）や周波数シフトキーイング（ＦＳＫ）などのデジタル変調処理などが好適である。変調処理部２０において形成される連続波の波形等については後に詳述する。変調処理部２０は、変調処理された連続波を送信ビームフォーマ（送信ＢＦ）１４へ出力する。

【００２４】

送信ビームフォーマ（送信ＢＦ）１４は、送信用振動子１０が備える複数の振動素子に対して送信信号を出力する。送信ビームフォーマ１４には、変調された連続波が入力され

る。送信ビームフォーマ１４は、その連続波に対して、各振動素子に応じた遅延処理を施して各振動素子に対応した送信信号を形成する。なお、送信ビームフォーマ１４において形成された各振動素子に対応した送信信号に対して、必要に応じて電力増幅処理が施されてもよい。こうして変調された連続波による送信ビームが形成される。

【００２５】

受信ビームフォーマ（受信ＢＦ）１６は、受信用振動子１２が備える複数の振動素子から得られる複数の受波信号を整相加算処理して受信ビームを形成する。受信ビームフォーマ１６は、各振動素子から得られる受波信号に対してその振動素子に応じた遅延処理を施し、複数の振動素子から得られる複数の受波信号を加算処理することにより受信ビームを形成する。なお、各振動素子から得られる受波信号に対して低雑音増幅等の処理を施してから、受信ビームフォーマ１６に複数の受波信号が供給されてもよい。こうして受信ビームに沿った受信ＲＦ信号が得られる。

【００２６】

受信ミキサ３０は受信ＲＦ信号に対して直交検波を施して複素ベースバンド信号を生成する回路であり、２つのミキサ３２，３４で構成される。各ミキサは受信ＲＦ信号を所定の参照信号と混合する回路である。

【００２７】

受信ミキサ３０の各ミキサに供給される参照信号は、変調された連続波（送信信号）に基づいて生成される。つまり、変調処理部２０から出力される連続波が遅延回路２６Ｉと遅延回路２６Ｑにおいて遅延処理され、遅延回路２６Ｉにおいて遅延処理された連続波がミキサ３２に供給され、遅延回路２６Ｑにおいて遅延処理された連続波がミキサ３４に供給される。

【００２８】

遅延回路２６Ｉと遅延回路２６Ｑは、目標となる選択位置の深さに応じた遅延量だけ連続波に遅延処理を施し、遅延された参照信号を出力する。遅延回路２６Ｉと遅延回路２６Ｑは、各々、例えばｎ段のシフトレジスタによって形成することができる。この場合、シフトレジスタのｎ段のタップから選択位置の深さに応じた遅延量のタップが選択され、選択されたタップから選択位置の深さに応じた参照信号（遅延処理された連続波）が出力される。

【００２９】

なお、遅延回路２６Ｉと遅延回路２６Ｑは、互いに連続波の位相をπ／２だけずらして遅延処理を行う。その結果、ミキサ３２から同相信号成分（Ｉ信号成分）が出力され、ミキサ３４から直交信号成分（Ｑ信号成分）が出力される。そして、受信ミキサ３０の後段に設けられるＬＰＦ（ローパスフィルタ）３６，３８によって、同相信号成分および直交信号成分の各々の高周波数成分がカットされて検波後の必要な帯域のみの復調信号が抽出される。

【００３０】

後に詳述するが、各ミキサで実行される受信ＲＦ信号と参照信号との混合処理の結果である受信ミキサ出力信号（復調信号）には、目標となる選択位置からの受信信号成分が多く含まれている。ＬＰＦ３６，３８において、その選択位置からの受信信号成分に含まれている直流信号成分が抽出される。

【００３１】

ＦＦＴ回路（高速フーリエ変換回路）４０，４２は、復調信号（同相信号成分および直交信号成分）の各々に対してＦＦＴ演算を実行する。その結果、ＦＦＴ回路４０，４２において復調信号が周波数スペクトラムに変換される。なお、ＦＦＴ回路４０，４２から出力される周波数スペクトラムは、回路の設定条件などにより周波数分解能δｆの周波数スペクトラムデータとして出力される。

【００３２】

ドプラ情報解析部４４は、周波数スペクトラムに変換された復調信号からドプラ情報を抽出する。その際、予め遅延回路２６Ｉ，２６Ｑによって、生体内の選択位置の深さに応

じて参照信号と受信信号との間の遅延関係が調整されているため、その選択位置からのドプラ情報が選択的に抽出される。遅延関係の調整と選択位置からのドプラ情報の抽出との関連については、後に詳述する。ドプラ情報解析部４４は、選択位置からのドプラ情報を抽出し、例えば、その選択位置における血流速度などを算出する。

【００３３】

表示処理部４６は、生体組織から抽出された速度情報に基づいて、例えばドプラ波形や、深さと速度の情報を含むグラフなどを形成し、形成したドプラ波形やグラフなどを表示部４８にリアルタイムで表示させる。なお、図１に示す超音波診断装置内の各部は、システム制御部５０によって制御される。つまり、システム制御部５０は、送信制御や受信制御や表示制御などを行う。

【００３４】

次に、本実施形態における位置の選択性について説明する。本実施形態では、変調処理された連続波に対応した超音波を送受波して受信信号を得て、生体内の選択位置の深さに応じて参照信号と受信信号との間の遅延関係を調整し、選択位置からの受信信号と参照信号との相関を強めて復調処理を施すことにより、選択位置からドプラ情報を選択的に抽出してその選択位置に関する速度を算出する。変調処理部２０における変調方式としては、周波数変調（ＦＭ）などが好適である。そこで、周波数変調方式による位置選択性について説明する。

【００３５】

変調処理部２０において周波数変調（ＦＭ）を施す場合、変調処理部２０は、ＲＦ波発振器２２から供給されるＲＦ波、および、変調信号発生部２４から供給される正弦波や鋸歯状波などの変調波に基づいて連続波を発生する。

【００３６】

周波数f_0のＲＦ波（搬送波）に対して、周波数f_mの正弦波によりＦＭ変調を施したＦＭＣＷ送信波は次式のように表現できる。次式において、Δfは周波数変動幅の０－Ｐ値（ゼロピーク値：最大周波数偏移）であり、最大周波数偏移Δfと変調周波数f_mの比であるβはＦＭの変調指数（変調度）である。

【００３７】

【数１】

$$v_T(t) = A\sin\left[2\pi f_0 t + \beta\sin(2\pi f_m t)\right]$$

$$\beta = \frac{\Delta f}{f_m}$$

【００３８】

また、ドプラシフトを伴う場合のＦＭＣＷ受信波は、生体における往復の減衰をαとすると次式で表現できる。なお、次式においてf_mに対するドプラシフトは、f_0のシフト分f_dに比較して小さいので無視している。

【００３９】

【数２】

$$v_R(t) = \alpha A\sin\left[2\pi(f_0 + f_d)t - \phi_0 + \beta\ \sin(2\pi f_m t - \phi_m)\right]$$

$\phi_0 = \dfrac{4\pi f_0 d}{c}$ ：ターゲットとの往復伝搬時間２ｄ/ｃに相当するRF波f_0の位相角

ｃ ：超音波の伝搬速度

$\phi_m = \dfrac{4\pi f_m d}{c}$ ：ターゲットとの往復伝搬時間２ｄ/ｃに相当する変調周波数f_mの位相角

【００４０】

数２式で表される受信波形は、受信用振動子１２を介して受信される信号波形（受信Ｒ

Ｆ信号）である。ＦＭＣＷドプラでは、受信ＲＦ信号に対する復調処理において、ＦＭＣＷ送信波を参照信号として受信波と乗算を行う。図１を利用して説明したように、変調処理部２０から出力される連続波（ＦＭ連続波）が遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおいて遅延処理され、参照信号としてミキサ３２，３４に供給される。遅延回路２６Ｉと遅延回路２６Ｑは、互いに連続波の位相をπ／２だけずらして遅延処理を行う。従って、ミキサ３２へ供給される参照信号v_{rI}（ｔ）と、ミキサ３４へ供給される参照信号v_{rQ}（ｔ）は、次式のように表現できる。

【００４１】

【数３】

$$v_{rI}(t) = A\sin\left[2\pi f_0 t - \phi_{0r} + \beta\sin(2\pi f_m t - \phi_{mr})\right]$$

$$v_{rQ}(t) = A\cos\left[2\pi f_0 t - \phi_{0r} + \beta\sin(2\pi f_m t - \phi_{mr})\right]$$

【００４２】

数３式において、ϕ_{mr}は、遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおける遅延処理により任意に設定できる参照信号の位相を示しており、ϕ_{0r}は、任意に設定した参照信号の位相に対応して決まる搬送波の位相変化量を示している。

【００４３】

受信ミキサ３０では、復調処理として直交検波が行われる。つまり、ミキサ３２において、受信ＲＦ信号v_R（ｔ）と参照信号v_{rI}（ｔ）の乗算に相当する処理が実行され、また、ミキサ３４において、受信ＲＦ信号v_R（ｔ）と参照信号v_{rQ}（ｔ）の乗算に相当する処理が実行される。

【００４４】

ミキサ３２における受信ＲＦ信号v_R（ｔ）と参照信号v_{rI}（ｔ）の乗算v_{DI}（ｔ）は次式のように表現される。なお、次式の計算途中において、周波数２f_0の成分が消去されている。これは、ＬＰＦ３６において除去される周波数成分である。

【００４５】

【数４】

$$\begin{aligned}
v_{DI}(t) &= v_R(t)\times v_{rI}(t)\\
&= \alpha A\sin\left[2\pi(f_0+f_d)t - \phi_0 + \beta\sin(2\pi f_m t - \phi_m)\right]\times A\sin\left[2\pi f_0 t - \phi_{0r} + \beta\ \sin(2\pi f_m t - \phi_{mr})\right]\\
&\approx \frac{\alpha A^2}{2}\cos\left[2\pi f_d t - \phi_0 + \phi_{0r} + \beta\sin(2\pi f_m t - \phi_m) - \beta\sin(2\pi f_m t - \phi_{mr})\right]\\
&= \frac{\alpha A^2}{2}\cos\left[2\pi f_d t - \phi_0 + \phi_{0r} + 2\beta\cos(2\pi f_m t - \frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\cdot\sin\frac{\phi_{mr}-\phi_m}{2}\right]\\
&= \frac{\alpha A^2}{2}\cos\left[2\pi f_d t - \phi_0 + \phi_{0r} + k\beta\cos(2\pi f_m t - \frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]
\end{aligned}$$

$$k = 2\ \sin\frac{\phi_{mr}-\phi_m}{2}$$

【００４６】

ここで、ベッセル関数に関する次の公式を利用する。

【００４７】

【数５】

$$\cos(\ \beta\cos\ x\ ) = J_0(\ \beta\ ) + \sum_{n=1}^{\infty}(-1)^n J_{2n}(\ \beta\ )\cos\ 2nx$$

$$\sin(\ \beta\cos\ x\ ) = 2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n+1}(\ \beta\ )\cos(\ 2n+1)x$$

【００４８】

数５式の公式を用いると、数４式はさらに次式のように計算される。

【００４９】

【数６】

$$v_{DI}(t)=\frac{\alpha A^2}{2}\cos\left[2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r}+k\beta\cos(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]$$
$$=\frac{\alpha A^2}{2}\left\{\cos(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\times\cos\left[k\beta\cos(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]-\sin(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\times\sin\left[k\beta\cos(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]\right\}$$
$$=\frac{\alpha A^2}{2}\left\{\cos(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\left[J_0(k\beta)+2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n}(k\beta)\cos 2n(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]\right.$$
$$\left.-\sin(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\left[2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n+1}(k\beta)\cos(2n+1)(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]\right\}$$

【００５０】

一方、ミキサ３４における受信ＲＦ信号v_R（ｔ）と参照信号v_{rQ}（ｔ）の乗算v_{DQ}（ｔ）は次式のように表現される。なお、次式の計算途中において、周波数２f_0の成分が消去されている。これは、ＬＰＦ３８において除去される周波数成分である。

【００５１】

【数７】

$$v_{DQ}(t)=v_R(t)\times v_{rQ}(t)$$
$$=\alpha A\sin\left[2\pi(f_0+f_d)t-\phi_0+\beta\sin(2\pi f_m t-\phi_m)\right]\times A\cos\left[2\pi f_0 t-\phi_{0r}+\beta\ \sin(2\pi f_m t-\phi_{mr})\right]$$
$$\approx\frac{\alpha A^2}{2}\sin\left[2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r}+\beta\sin(2\pi f_m t-\phi_m)-\beta\sin(2\pi f_m t-\phi_{mr})\right]$$
$$=\frac{\alpha A^2}{2}\sin\left[2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r}+2\beta\cos(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\cdot\sin\frac{\phi_{mr}-\phi_m}{2}\right]$$
$$=\frac{\alpha A^2}{2}\sin\left[2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r}+k\beta\cos(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]$$
$$=\frac{\alpha A^2}{2}\left\{\sin(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\times\cos\left[k\beta\cos(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]-\cos(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\times\sin\left[k\beta\cos(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]\right\}$$
$$=\frac{\alpha A^2}{2}\left\{\sin(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\left[J_0(k\beta)+2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n}(k\beta)\cos 2n(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]\right.$$
$$\left.-\cos(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\left[2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n+1}(k\beta)\cos(2n+1)(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]\right\}$$

【００５２】

ここで、数６式のv_{DI}（ｔ）と数７式のv_{DQ}（ｔ）とに基づいて、複素ベースバンド信号を定義する。まず、v_{DI}（ｔ）とv_{DQ}（ｔ）に含まれている直流（ＤＣ）成分、変調周波数f_mの偶数次高調波成分を次式のように表現する。

【００５３】

【数８】

$$\dot{v}_{DE}(t)=\frac{\alpha A^2}{2}\left[\cos(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})+j\sin(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\right]\times\left[J_0(k\beta)+2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n}(k\beta)\cos 2n(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]$$
$$=\frac{\alpha A^2}{2}\exp j(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\left[J_0(k\beta)+2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n}(k\beta)\cos 2n(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]$$

【００５４】

次に、ｖ$_{\mathrm{DI}}$（ｔ）とｖ$_{\mathrm{DQ}}$（ｔ）に含まれている変調周波数ｆ$_{\mathrm{m}}$の成分、変調周波数ｆ$_{\mathrm{m}}$の奇数次高調波成分を次式のように表現する。

【００５５】

【数９】

$$\dot{v}_{DO}(t)=-\frac{\alpha A^2}{2}\left[\cos(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})+j\sin(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\right]\times\left[2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n+1}(k\beta)\cos(2n+1)(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]$$
$$=-\frac{\alpha A^2}{2}\exp j(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r})\left[2\sum_{n=0}^{\infty}(-1)^n J_{2n+1}(k\beta)\cos(2n+1)(2\pi f_m t-\frac{\phi_{mr}+\phi_m}{2})\right]$$

【００５６】

数８式と数９式から、直交検波後のベースバンド信号において、ドプラシフトｆ$_{\mathrm{d}}$を含んだドプラ信号は、ＤＣ成分と変調周波数ｆ$_{\mathrm{m}}$の成分と変調周波数ｆ$_{\mathrm{m}}$の高調波成分とからなる複数の成分の各々についての両側帯波として出現することがわかる。通信工学ではこの種の信号形式を両側帯波搬送波除去変調（Double-Sideband Suppressed-Carrier, DSB-SC）と呼んでいる。

【００５７】

ここで、受信信号と参照信号の位相を互いに揃えた場合、つまり、遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおける遅延処理によりφ$_{\mathrm{mr}}$を調整してφ$_{\mathrm{m}}$と一致させた場合（φ$_{\mathrm{mr}}$＝φ$_{\mathrm{m}}$）を考える。φ$_{\mathrm{mr}}$とφ$_{\mathrm{m}}$を一致させた場合には、数４式におけるｋが０となる。この結果を数５式のベッセル関数に適用すると、次式のように、０次のベッセル関数の値のみが１となり、それ以外のベッセル関数の値は０となる。

【００５８】

【数１０】

$$J_0(k\beta)=1,\quad J_1(k\beta)=0,\quad J_2(k\beta)=0,\quad J_3(k\beta)=0,\quad J_4(k\beta)=0,\quad \cdots\cdots,$$

【００５９】

数１０式に示す結果を数８式と数９式に適用すると次式のとおりとなる。

【００６０】

【数１１】

$$\dot{v}_{DE}(t)=\frac{\alpha A^2}{2}\exp j(2\pi f_d t-\phi_0+\phi_{0r}),\qquad \dot{v}_{DO}(t)=0$$

【００６１】

数１１式は、参照波（参照信号）の位相φ$_{\mathrm{mr}}$を送受信間の位相差φ$_{\mathrm{m}}$に設定すると、圧縮変換により、ＤＣ成分（直流信号成分）に対応したドプラ信号のみが抽出できることを示している。その結果として得られる複素ドプラ周波数ｆ$_{\mathrm{d}}$の値と極性は、血流などの流体の速度とその極性を表わしている。また、ドプラ信号の振幅は、搬送波および参照波の位相に依存しないこともわかる。

【００６２】
そして、本実施形態においては、以下に説明するように、ＰＷドプラ（パルスドプラ）と同様に特定位置のドプラ情報を比較的良好なＳＮＲで得ることができる。数６式から数９式において、ドプラ信号の振幅を支配するJ_0（ｋβ）の因数であるｋβについて考察する。数４式におけるｋの定義から、ｋβは次式のように表現できる。
【００６３】
【数１２】

$$k\beta = 2\beta\sin(\frac{\phi_{mr}-\phi_m}{2}) = 2\beta\sin(-\frac{2\pi f_m d}{C}+\frac{\phi_{mr}}{2}) = -2\beta\sin(\frac{2\pi f_m d}{C}-\frac{\phi_{mr}}{2})$$

【００６４】
数１２式は、ｋβが深さｄに依存して正弦波状に変化することを意味している。第１次ベッセル関数の性質により、ｋβが０のときにJ_0（ｋβ）が最大値となる。数１２式などから、目的とする深さからの受信信号の位相ϕ_mと、参照波の位相ϕ_{mr}とを一致させるとｋβを０とすることができ、ｋβが０となる深さにおいてJ_0（ｋβ）が最大となりドプラ信号の振幅が最大となる。つまり、遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおいて、目的とする深さからの受信信号の位相ϕ_mと参照波の位相ϕ_{mr}を一致させることにより、目的とする深さからのドプラ信号の振幅が最大となるようにして、そのドプラ信号を選択的に抽出することができる。
【００６５】
なお、周波数変調処理に換えて、周波数変調処理と同じ角度変調の方式として一般的によく知られている位相変調処理（ＰＭ処理）を利用してもよい。つまり、搬送波信号に対して位相変調処理を施すことにより、変調処理部２０から出力されるＦＭ連続波と同じ波形あるいは同等な波形を形成してもよい。
【００６６】
以上のように、ドプラ信号が選択的に抽出される選択位置は、遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおける遅延処理に基づいて決定される。図１のシステム制御部５０は、目標となる選択位置の深さに応じて遅延回路２６Ｉ，２６Ｑにおける遅延時間を制御する。
【００６７】
図２は、ベースバンド信号の直流および高調波成分の生体内深さ（体表からの距離）依存性を説明するための図である。図２には、複数の変調度（変調指数）βについて、各変調度βごとにベースバンド信号（復調信号）の周波数スペクトラムが示されている。なお、β＝０からβ　３０までの各周波数スペクトラムは、固定組織からからの反射電力を表している。図２においては、組織における減衰の効果は省略した。なお、ＦＭ変調度の大きさは、一般的に、変調度βにより定量化される。βは、ＦＭ変調による搬送波の最大周波数偏移Δｆと変調周波数f_mの比として定義され、β＝Δｆ／f_mにより定義される。
【００６８】
β＝０の場合は無変調であるため、これは通常のＣＷドプラ速度計測システムと等価である。この場合は、どんな深さからの反射電力にも位置依存性は無い。また、送受信ともに無変調なので、ベースバンド信号に変調波成分が出現する余地は無い。連続超音波（ＣＷ）にＦＭ変調をかけ、周波数偏移Δｆを徐々に増加させると、ＦＭＣＷ送受信波はＦＭ変調された信号となり、その電力は搬送波から側帯波に移行してゆく。送受信間の遅延時間差が無い場合はベースバンド信号に変調波の高調波成分は発生しない。直交検波器の２つの入力（つまり受信信号と参照信号）に時間差を生じさせないためには、当該深さからの反射波の遅延時間に相当する遅延時間を参照波に与えてやればよい。
【００６９】
図２の例は、距離d_0＝７．５ｃｍにおいて、参照波に与える遅延時間を受信波の遅延時間と一致するように設定した場合を示している。したがって、距離d_0からの反射電力は、直流成分のみで、変調波の高調波成分はまったく発生しない。距離がd_0以外の場所では、送信波と受信波間に時間差が生じるので、両者の相関性が少なくなってくる。した

がって、直流成分が減少し、同時に高調波成分が出現しはじめる。

【００７０】

変調度（変調指数β）が大きくなるにつれて、距離ｄ$_0$における反射電力の位置ずれに対する変化は敏感になってくる。すなわち、距離ｄ$_0$における反射電力の選択性が増加する。この傾向はβが増加するにしたがってますます顕著になる。図２では、その様子をβが０から３０の場合について示している。そして、βが３０以上になると、この選択性はＰＷ（パルス波）ドプラにおけるレンジゲートの役割と類似の機能に近づいてくる。本実施形態においては、反射電力が選択的に抽出される領域をサンプルゲート（サンプルボリューム）と称する。

【００７１】

次に、距離ｄ$_0$からの反射電力が、ドプラシフトｆ$_d$を伴っていると仮定する。この場合は、固定物と相似形の距離依存性が出現するが、ドプラ周波数ｆ$_d$だけ、直流成分からシフトしてあらわれる。ドプラスペクトラムは、変調波あるいはその高調波の両側帯波にも同時に出現するが、距離ｄ$_0$からのドプラエコーは直流からｆ$_d$だけシフトした周波数成分のみとなる。この様子を図２（ＤＰ）に示す。

【００７２】

図２（ＤＰ）に示すように、距離ｄ$_0$からのドプラエコーが直流からｆ$_d$だけシフトした周波数成分のみとなるのは、搬送波周波数ｆ$_0$からｆ$_d$だけずれた周波数において、参照信号とドプラ信号との相関が最も強くなるからである。このドプラ信号は、直流付近にのみ出現し、変調波ｆ$_m$とその高調波成分（２ｆ$_m$，３ｆ$_m$，・・・）の付近には出現しない。したがって、直流付近のこの成分だけをローパスフィルタ（低域濾波器）によって抽出することにより、通常のＣＷと同様のＳＮＲ（信号体ノイズ比）を保った状態で、位置情報の特定されたドプラ情報を得ることができる。

【００７３】

具体的には、例えば、図１の遅延回路２６Ｉ，２６Ｑによって、目標となる深さ（位置）ｄに対応した遅延時間τ（τ＝２ｄ／ｃ：音速ｃ，深さｄ）で参照信号に対して遅延処理が施されることにより、サンプルゲートの位置が決定され、図１のＦＦＴ回路４０，４２から図２（ＤＰ）に相当するドプラ周波数スペクトラム情報が出力され、図１のドプラ情報解析部４４によって、図２（ＤＰ）の直流付近のドプラ信号が抽出される。また、変調処理部２０における変調度βの大きさに応じて、サンプルゲートの幅を調整することができる。

【００７４】

本実施形態においては、上述した位相シフト型ＦＭＣＷ超音波ドプラシステムの特徴を利用し、生体内における血流などの測定対象部位にサンプルゲートを設定して測定対象部位からのドプラ情報を選択的に抽出する。特に、本実施形態においては、例えば、心臓の弁付近において生じる血流などの最高速度の位置を探索することができる。

【００７５】

図３は、心臓内の血流の診断例を示す図である。図３（Ｉ）は、心臓の左室（ＬＶ）などを含んだ心臓の断層画像である超音波のＢモード画像を示しており、図３（ＩＩ）は、そのＢモード画像を利用して設定されたビームカーソル（ＢＣ）上に沿って得られる速度情報を示している。

【００７６】

まず、検査者（ユーザ）は、図１の超音波診断装置を操作してＢモードに設定する。図１を利用した説明においてはＢモード機能についての説明を省略したが、図１の超音波診断装置は、Ｂモード画像の形成機能を備えていることが望ましい。検査者は、プローブを操作して被検者の心臓を含む空間内に超音波を送受波させ、図３（Ｉ）に示すような心臓のＢモード画像を表示させる。そして、検査者は、Ｂモード画像から所望の部位の位置を確認し、例えば心臓の弁の付近などにビームカーソル（ＢＣ）を設定する。

【００７７】

ビームカーソル（ＢＣ）が設定されると、図１の超音波診断装置が連続波ドプラモード

に変更される。連続波ドプラモードにおいては、ビームカーソル（ＢＣ）に対応した超音波ビームに沿った連続波が利用され、その超音波ビームに沿ってドプラ情報が取得されてそのドプラ情報に応じた速度などが算出される。

【００７８】

図３（ＩＩ）は、縦軸を速度として横軸に時間を示した速度情報である。ビームカーソル（ＢＣ）が心臓の弁の付近を通るように設定されていると、その弁を通る血流などの速度が図３（ＩＩ）の速度情報に反映される。心臓が拡張運動と収縮運動を周期的に繰り返すため、図３（ＩＩ）に示すような時間軸方向に周期的な速度情報が得られる。なお、速度情報との間で互いに時間軸を揃えた心電波形を並列的に表示させてもよい。

【００７９】

例えば、心臓の弁狭窄の度合いや狭窄部位で生じる血流のジェット流と弁との関係を観察する際には、弁の付近において生じる血流の最高速度やその最高速度が生じている位置などを確認できることが望ましい。本実施形態においては、位相シフト型ＦＭＣＷ超音波ドプラシステムの特徴を利用して、最高速度の位置を探索することを可能としている。

【００８０】

図４は、最高速度の位置の探索を説明するための図である。本実施形態においては、まず、複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに暫定的な最高速度を計測し、その暫定的な最高速度が最大となる超音波ビームが特定される。そして、特定された超音波ビーム上において最高速度の位置が探索される。

【００８１】

図４（ａ）は、角度方向の探索、つまり、暫定的な最高速度が最大となる超音波ビームが特定される様子を示す図である。図４（ａ）に示すように、超音波ビームが角度方向（θ方向）に走査され、複数の角度において複数の超音波ビームが形成される。そして、各超音波ビームごとにそのビームに沿って得られる血流などの最高速度が計測され、複数の超音波ビームのうちの最高速度が最大となる超音波ビームが特定される。

【００８２】

図４（ｂ）は、深さ方向の探索、つまり、超音波ビーム上における最高速度の位置が探索される様子を示す図である。複数の超音波ビームのうちの最高速度が最大となる超音波ビームが特定されると、その特定された超音波ビーム上において、深さ方向（ｒ方向）に沿って最高速度の位置が探索される。

【００８３】

図５は、角度方向の探索を説明するためのフローチャートである。まず、検査者がＢモード画像を利用して所望の部位の位置を確認し、例えば心臓の弁を通るようにビームカーソルを設定する（Ｓ５０１）。これにより、ビームカーソルに対応した超音波ビームの角度θが設定される。

【００８４】

次に、超音波診断装置がＦＭＣＷモードに設定される（Ｓ５０２）。ここでは、超音波ビームの深さ方向に沿って、比較的広い範囲に亘って血流速度を計測することが望ましいため、サンプルゲートの幅がビーム全域に亘って比較的広く設定されように、変調度（変調指数）βが小さく設定される（図２参照）。例えば、変調度βが０．１程度に設定される。変調度βが小さく設定されると変調の施されない通常の連続波モード（ＣＷモード）に近い状態となり、擬似的なＣＷモードとなる。もちろん、変調度βを０として通常のＣＷモードを利用してもよい。

【００８５】

なお、変調度の設定において、例えば、変調信号発生部（図１の符号２４）が予め必要な変調度に応じた波形をメモリなどに記憶しておき、選択された変調度に対応した波形をそのメモリから読み出して変調処理部（図１の符号２０）へ供給するようにしてもよい。また、変調処理部が予め必要な変調度に応じた変調後の連続波の波形をメモリなどに記憶しておき、選択された変調度に対応した連続波の波形をそのメモリから読み出して出力するようにしてもよい。

【００８６】
　超音波診断装置がＦＭＣＷモードに設定されると、ビームカーソルに対応した角度θの超音波ビームが形成され（Ｓ５０３）、そして、その超音波ビーム上において１心拍中の最高血流速度が検出される（Ｓ５０４）。擬似的なＣＷモードに設定されているため、超音波ビームの深さ方向の広い範囲（例えばほぼ全域）が計測範囲となっており、その計測範囲内からドプラ情報が取得されて速度が算出される。これにより、例えば、図３（ＩＩ）に示すように、複数の心拍に亘って血流の速度が算出され、１心拍中の最高血流速度が検出される。

【００８７】
　図５のフローチャートにおいては、後に複数の超音波ビームが次々に形成され、各超音波ビームごとに最高血流速度が検出される。そこで、複数の超音波ビームに亘って得られる複数の最高血流速度のうちの最大値Ｖｍａｘと、その際の超音波ビームの角度θｍａｘがメモリなどに登録される（Ｓ５０５）。第１番目の超音波ビームの場合には、その超音波ビームから得られる最高血流速度が最大値Ｖｍａｘとなり、その超音波ビームの角度θが角度θｍａｘとして登録される。

【００８８】
　全超音波ビームについての計測が終了していない場合には（Ｓ５０６）、角度θが変更される（Ｓ５０７）。Ｓ５０７においては、例えば、角度幅Δθだけ角度θが増加あるいは減少されて新たな角度θに設定される。そして、新たに設定された角度θにより、Ｓ５０３からＳ５０５までの処理が実行され、Ｓ５０６における終了条件が満たされない場合には、Ｓ５０７においてさらに角度θが更新される。

【００８９】
　こうして、例えば予め規定された本数の全超音波ビームについての計測が終了すると（Ｓ５０６）本フローチャートが終了し、最終的に、Ｓ５０５において、全超音波ビームに亘って得られる複数の最高血流速度のうちの最大値Ｖｍａｘと、その際の超音波ビームの角度θｍａｘが登録される。

【００９０】
　図６は、角度方向の探索例を示す図であり、図６（ａ）～（ｄ）には、互いに角度が異なる複数の超音波ビームにより得られた速度情報が示されている。図５のフローチャートに従って最高血流速度が最大となる角度が探索されると、例えば図６（ｂ）の角度と最高血流速度が選択される。角度方向の探索が終了すると次に深さ方向の探索が実行される。

【００９１】
　図７は、深さ方向の探索例１を説明するためのフローチャートである。まず、超音波診断装置がＦＭＣＷモードに設定され（Ｓ７０１）、角度方向の探索で選択された角度θｍａｘの超音波ビームが形成される（Ｓ７０２）。

【００９２】
　次に、超音波ビームの深さ方向の探索範囲が浅い方の範囲Ａと深い方の範囲Ｂに２分割され、範囲Ａの幅に対応したサンプルゲートが設定される（Ｓ７０３）。深さ方向の探索の開始時には、例えば、超音波ビームの深さ方向の全域が探索範囲となり、その探索範囲がほぼ２等分されて範囲Ａと範囲Ｂが形成される。そして、遅延回路（図１の符号２６Ｉ，２６Ｑ）における遅延時間が適宜制御され、浅い方の範囲Ａの位置（深さ）にサンプルゲートの位置が設定され、さらに、変調度β（図２参照）が適宜制御され、範囲Ａの幅となるようにサンプルゲートの幅が設定される。

【００９３】
　こうして設定されたサンプルゲート内において、１心拍中の最高血流速度が検出される（Ｓ７０４）。サンプルゲートが設定されているため、超音波ビームの深さ方向のうちのサンプルゲート内が計測範囲となっており、その計測範囲内からドプラ情報が取得されて速度が算出される。これにより、サンプルゲート内における１心拍中の最高血流速度が検出される。

【００９４】

そして、図５のＳ５０５において登録された最大値Ｖｍａｘ、つまり、図７のＳ７０２において設定された超音波ビームの全域を計測対象とした場合の最高血流速度が参照され、図７のＳ７０４において検出されたサンプルゲート内の最高血流速度Ｖと比較される（Ｓ７０５）。

【００９５】

Ｓ７０５において、サンプルゲート内の最高血流速度Ｖと最大値Ｖｍａｘが一致していれば、そのサンプルゲート内に最大値Ｖｍａｘとなる血流速度が存在すると判断され、そのサンプルゲートが設定された範囲Ａが選択される。一方、Ｓ７０５において、サンプルゲート内の最高血流速度Ｖと最大値Ｖｍａｘが一致しておらず、ＶがＶｍａｘよりも小さい場合には、そのサンプルゲート内に最大値Ｖｍａｘとなる血流速度が存在しないと判断され、そのサンプルゲートが設定されていない方の範囲Ｂが選択される。なお、最高血流速度Ｖと最大値Ｖｍａｘの差が、実質的に等しいとみなせる程度の許容範囲内の差である場合には、最高血流速度Ｖと最大値Ｖｍａｘが等しいと判断してもよい。

【００９６】

こうして、Ｓ７０３において２分割された範囲のうち、最大値Ｖｍａｘが含まれると判断された方の範囲が選択されると、範囲の絞り込みが終了したか否かが確認される（Ｓ７０６）。例えば、Ｓ７０５において選択された範囲の大きさ（幅）が予め設定された絞り込み範囲よりも大きい場合には、Ｓ７０５において選択された範囲が次の探索範囲とされ（Ｓ７０７）、再びＳ７０３以降の処理が実行される。

【００９７】

Ｓ７０６における終了条件が満たされず、Ｓ７０３からＳ７０７までの処理が繰り返し実行されると、探索範囲の２分割が繰り返されて探索範囲が徐々に（例えば１／２ずつ）小さくなる。こうして、探索範囲が絞り込まれて、予め設定された絞り込み範囲に達すると、Ｓ７０６における終了条件が満たされて本フローチャートが終了する。これにより、最終的に絞り込まれた小さい範囲の中に、最大値Ｖｍａｘとなる最高血流速度が存在することが確認でき、最高血流速度の位置を特定することが可能になる。

【００９８】

図８は、深さ方向の探索例１を示す図であり、図８（ａ）～（ｄ）には、深さ方向の探索範囲を段階的に絞り込む様子が示されている。つまり、図８（ａ）における探索範囲が２分割され、その分割後の浅い方の範囲にサンプルゲートを対応させると図８（ｂ）となる。この例においては、図８（ｂ）のサンプルゲート内に最高血流速度が存在するため、図８（ａ）の速度情報と図８（ｂ）の速度情報がほぼ一致している。

【００９９】

これに対し、仮に、図８（ａ）における探索範囲が２分割され、その分割後の深い方の範囲にサンプルゲートを対応させると図８（ｃ）となる。図８（ｃ）のサンプルゲート内には最高血流速度が存在しないため、図８（ａ）の速度情報と図８（ｃ）の速度情報が互いに異なっている。

【０１００】

また、図８（ｂ）のサンプルゲート内に最高血流速度が存在するため、図８（ｂ）のサンプルゲートをさらに２分割して、その分割後の浅い方の範囲にサンプルゲートを対応させると図８（ｄ）となる。この例においては、図８（ｄ）のサンプルゲート内に最高血流速度が存在するため、図８（ａ）や図８（ｂ）の速度情報と図８（ｄ）の速度情報がほぼ一致している。こうして、図８（ｄ）のサンプルゲート内に最高血流速度が存在することが確認できる。

【０１０１】

図９は、深さ方向の探索例２を示す図である。図９の探索例では、サンプルゲートの幅が微小幅ＳＶに固定される。そして、サンプルゲートが初期深さｄｉの位置に設定され、微小幅ＳＶずつ深さ方向にサンプルゲートの位置を移動させていく。そして、各位置において、サンプルゲート内の１心拍中の最高血流速度Ｖが検出される。サンプルゲートの位置を移動させつつ各位置において最高血流速度Ｖを検出していき、最高血流速度Ｖが最大

値Ｖｍａｘ（図５のＳ５０５）に一致すると、その位置に最大値となる血流が存在することが確認できる。

【０１０２】

図７から図９を利用して説明した深さ方向の探索では、サンプルゲート内において１心拍中の最高血流速度を検出し、１心拍ごとに探索処理を進めている。これに対し、以下に説明するように、１心拍内の各時相ごとに血流速度を計測して各時相ごとに深さ方向の探索を行うこともできる。

【０１０３】

この場合には、まず、図５，６を利用して説明した角度方向の探索により選択された角度θｍａｘの超音波ビームについて、この超音波ビームの深さ方向の広い範囲（例えばほぼ全域）に亘る計測範囲内において、血流の最高速度を複数の時相に亘って計測し、各時相ごとに計測された速度をメモリ等に記憶しておく。

【０１０４】

図１０は、複数の時相に亘って各時相ごとに記憶される最高速度を示す図である。図１０に示すグラフの横軸は時間軸であり、心電波形のＲ波を基準時相（時刻０）として、各時刻ｔ（ｔ１，ｔ２，・・・）における最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）の値が縦軸方向に示されている。角度θｍａｘの超音波ビーム上において血流の最高速度が時間的に変化する様子を計測すると、例えば図１０に示す速度変化のグラフが得られる。そして、図１０に示す各時刻ｔにおける最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）の値が、例えばｔ１，ｔ２，・・・の順にメモリに記憶される。この記憶内容が、深さ方向の探索に利用される。

【０１０５】

図１１は、深さ方向の探索例３を説明するためのフローチャートである。まず、超音波診断装置がＦＭＣＷモードに設定され（Ｓ１１０１）、角度方向の探索で選択された角度θｍａｘの超音波ビームが形成される（Ｓ１１０２）。

【０１０６】

次に、超音波ビームの深さ方向の探索範囲が浅い方の範囲Ａと深い方の範囲Ｂに２分割され、範囲Ａの幅に対応したサンプルゲートが設定される（Ｓ１１０３）。深さ方向の探索の開始時には、例えば、超音波ビームの深さ方向の全域が探索範囲となり、その探索範囲がほぼ２等分されて範囲Ａと範囲Ｂが形成される。そして、遅延回路（図１の符号２６Ｉ，２６Ｑ）における遅延時間が適宜制御され、浅い方の範囲Ａの位置（深さ）にサンプルゲートの位置が設定され、さらに、変調度β（図２参照）が適宜制御され、範囲Ａの幅となるようにサンプルゲートの幅が設定される。

【０１０７】

こうして設定されたサンプルゲート内において、ある時刻ｔの血流速度Ｖ（ｔ）が計測される（Ｓ１１０４）。サンプルゲートが設定されているため、超音波ビームの深さ方向のうちのサンプルゲート内が計測範囲となっており、その計測範囲内からドプラ情報が取得されて速度が算出される。

【０１０８】

そして、図１０を利用して説明した各時刻ｔごとの最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）の値が参照され、図１１のＳ１１０４において計測された血流速度Ｖ（ｔ）と比較される（Ｓ１１０５）。この比較の際には、血流速度Ｖ（ｔ）に対応する時刻の最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）が参照される。例えば、Ｓ１１０４における計測時刻がｔ１の場合には、Ｓ１１０５において血流速度Ｖ（ｔ１）と最高速度Ｖｍａｘ（ｔ１）が比較される。また、Ｓ１１０４における計測時刻がｔ２の場合には、Ｓ１１０５において血流速度Ｖ（ｔ２）と最高速度Ｖｍａｘ（ｔ２）が比較される。

【０１０９】

Ｓ１１０５において、サンプルゲート内の血流速度Ｖ（ｔ）と最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）が一致していれば、そのサンプルゲート内に最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）となる血流速度が存在すると判断され、そのサンプルゲートが設定された範囲Ａが選択される。一方、Ｓ１１０５において、サンプルゲート内の血流速度Ｖ（ｔ）と最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）が一致し

ておらず、Ｖ（ｔ）がＶｍａｘ（ｔ）よりも小さい場合には、そのサンプルゲート内に最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）となる血流速度が存在しないと判断され、そのサンプルゲートが設定されていない方の範囲Ｂが選択される。なお、Ｖ（ｔ）とＶｍａｘ（ｔ）の差が、実質的に等しいとみなせる程度の許容範囲内の差である場合には、Ｖ（ｔ）とＶｍａｘ（ｔ）が等しいと判断してもよい。

【０１１０】

こうして、Ｓ１１０３において２分割された範囲のうち、最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）が含まれると判断された方の範囲が選択されると、範囲の絞り込みが終了したか否かが確認される（Ｓ１１０６）。例えば、Ｓ１１０５において選択された範囲の大きさ（幅）が予め設定された絞り込み範囲よりも大きい場合には、Ｓ１１０５において選択された範囲が次の探索範囲とされ（Ｓ１１０７）、再びＳ１１０３以降の処理が実行される。

【０１１１】

Ｓ１１０６における終了条件が満たされず、Ｓ１１０３からＳ１１０７までの処理が繰り返し実行されると、探索範囲の２分割が繰り返されて探索範囲が徐々に（例えば１／２ずつ）小さくなる。こうして、探索範囲が絞り込まれて、予め設定された絞り込み範囲に達すると、Ｓ１１０６における終了条件が満たされて本フローチャートが終了する。これにより、最終的に絞り込まれた小さい範囲の中に、最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）となる最高血流速度が存在することが確認でき、最高血流速度の位置を特定することが可能になる。

【０１１２】

図１２は、深さ方向の探索例３を示す図であり、図１２（ａ）～（ｄ）には、図１１のフローチャートに従って深さ方向の探索範囲を段階的に絞り込む様子が示されている。つまり、図１２（ａ）における探索範囲が２分割され、その分割後の浅い方の範囲にサンプルゲートを対応させると図１２（ｂ）となる。この例では、図１２（ｂ）のサンプルゲート内で時刻ｔ２に計測された速度が、破線で示される最高速度に一致するため、次の探索範囲が図１２（ｂ）のサンプルゲート内となる。

【０１１３】

これに対し、仮に、図１２（ａ）における探索範囲が２分割され、その分割後の深い方の範囲にサンプルゲートを対応させると図１２（ｃ）となる。この例では、図１２（ｃ）のサンプルゲート内で時刻ｔ３に計測された速度が、細かい方の破線で示される最高速度よりも小さいため、次の探索範囲として浅い方の範囲、つまり図１２（ｂ）のサンプルゲートが選択される。

【０１１４】

また、図１２（ｂ）のサンプルゲートをさらに２分割して、その分割後の浅い方の範囲にサンプルゲートを対応させると図１２（ｄ）となる。この例では、図１２（ｄ）のサンプルゲート内で時刻ｔ４に計測された速度が、破線で示される最高速度に一致するため、図１２（ｄ）のサンプルゲート内に最高血流速度が存在することが確認できる。

【０１１５】

さらに、図９を利用して説明した探索例２を変形し、以下に説明するような探索例４を実現してもよい。図９の探索例では、サンプルゲートの幅が微小幅ＳＶに固定される。そして、サンプルゲートが初期深さｄｉの位置に設定され、微小幅ＳＶずつ深さ方向にサンプルゲートの位置を移動させていく。探索例２では、各位置において、サンプルゲート内の１心拍中の最高血流速度Ｖが検出される。

【０１１６】

これに換えて、探索例４では、各位置において、サンプルゲート内である時刻ｔの血流速度Ｖ（ｔ）が計測され、図１０を利用して説明した最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）と比較される。こうして、サンプルゲートの位置を移動させつつ各位置において血流速度Ｖ（ｔ）と最高速度Ｖｍａｘ（ｔ）が比較され、これらの速度が一致すると、その位置に最大値となる血流が存在することが確認できる。

【０１１７】

１心拍ごとに探索処理を進める探索例１，２と比較して、探索例３，４では１心拍内の

各時刻ｔごとに探索処理を進めることができるため、探索に要する時間を大幅に短縮することが可能になる。

【０１１８】

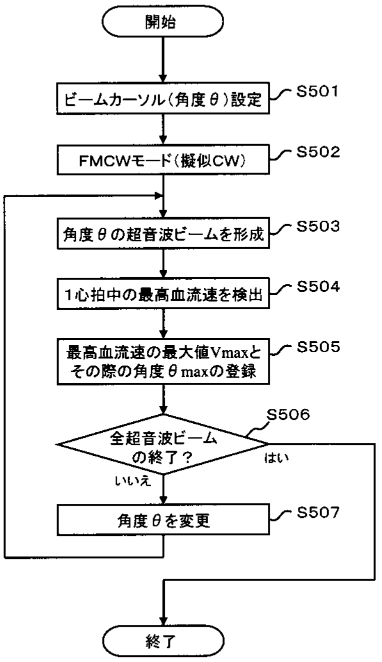
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した本発明の好適な実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

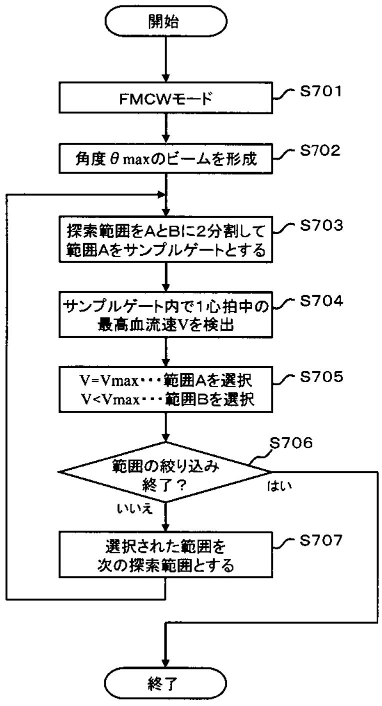
【０１１９】

２０　変調処理部、２２　ＲＦ波発振器、２４　変調信号発生部、２６Ｉ，２６Ｑ　遅延回路、４０，４２　ＦＦＴ回路、４４　ドプラ情報解析部。

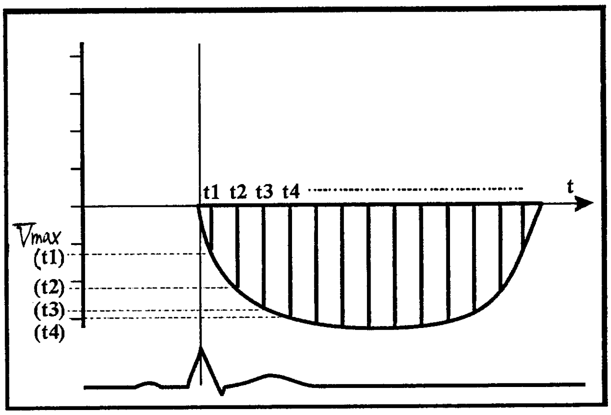
【図５】



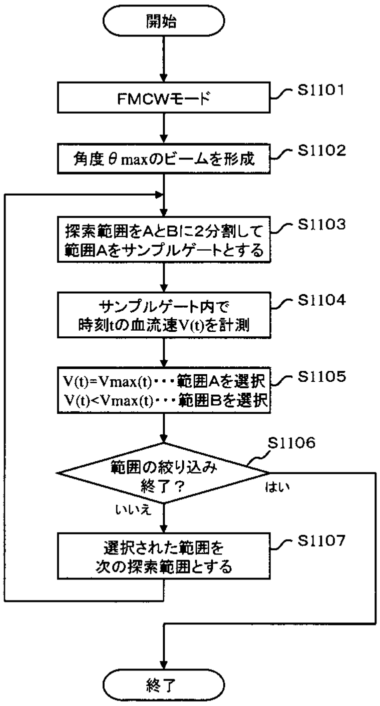
【図７】



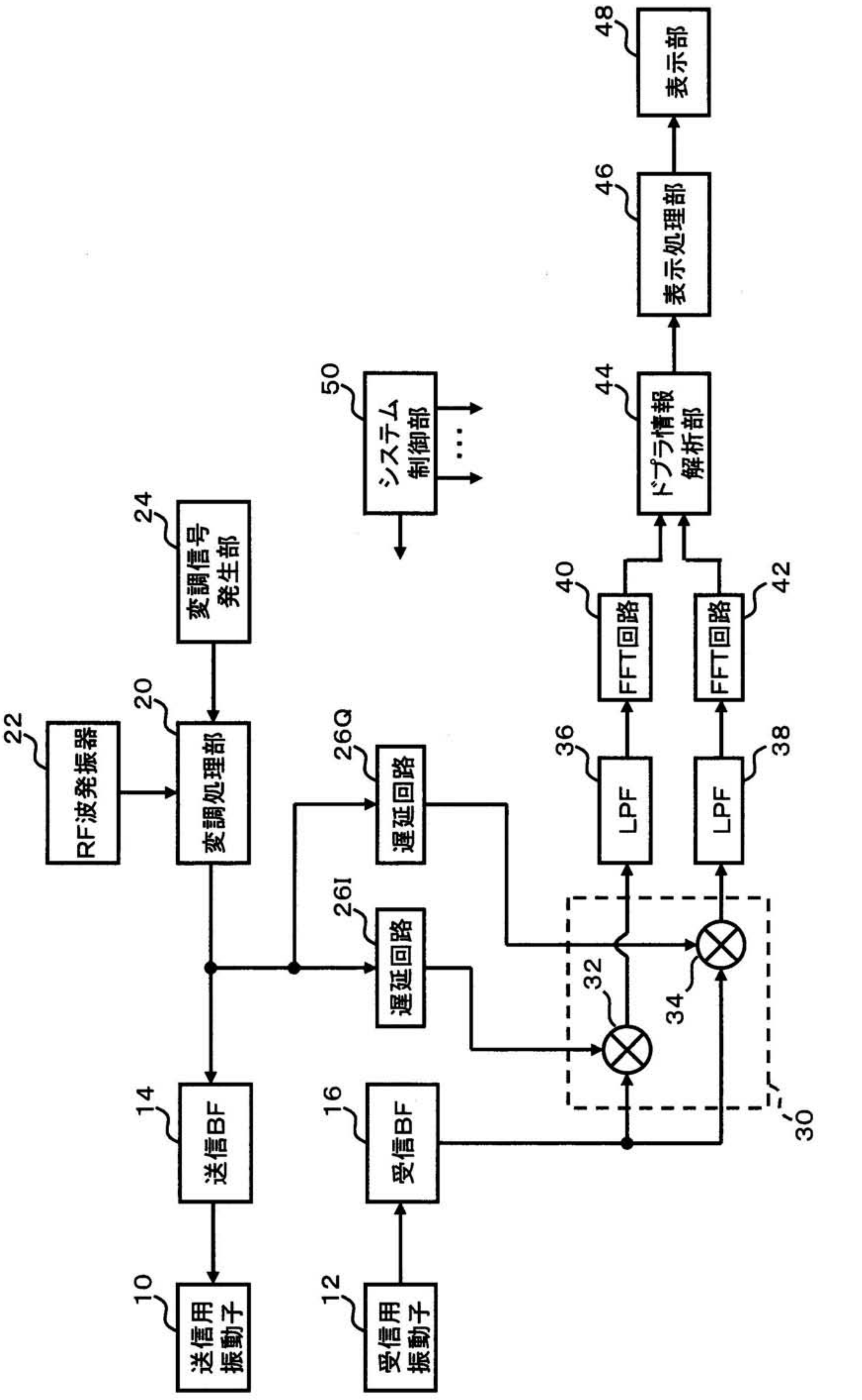
【図１０】


t1 t2 t3 t4
t
Vmax
(t1)
(t2)
(t3)
(t4)

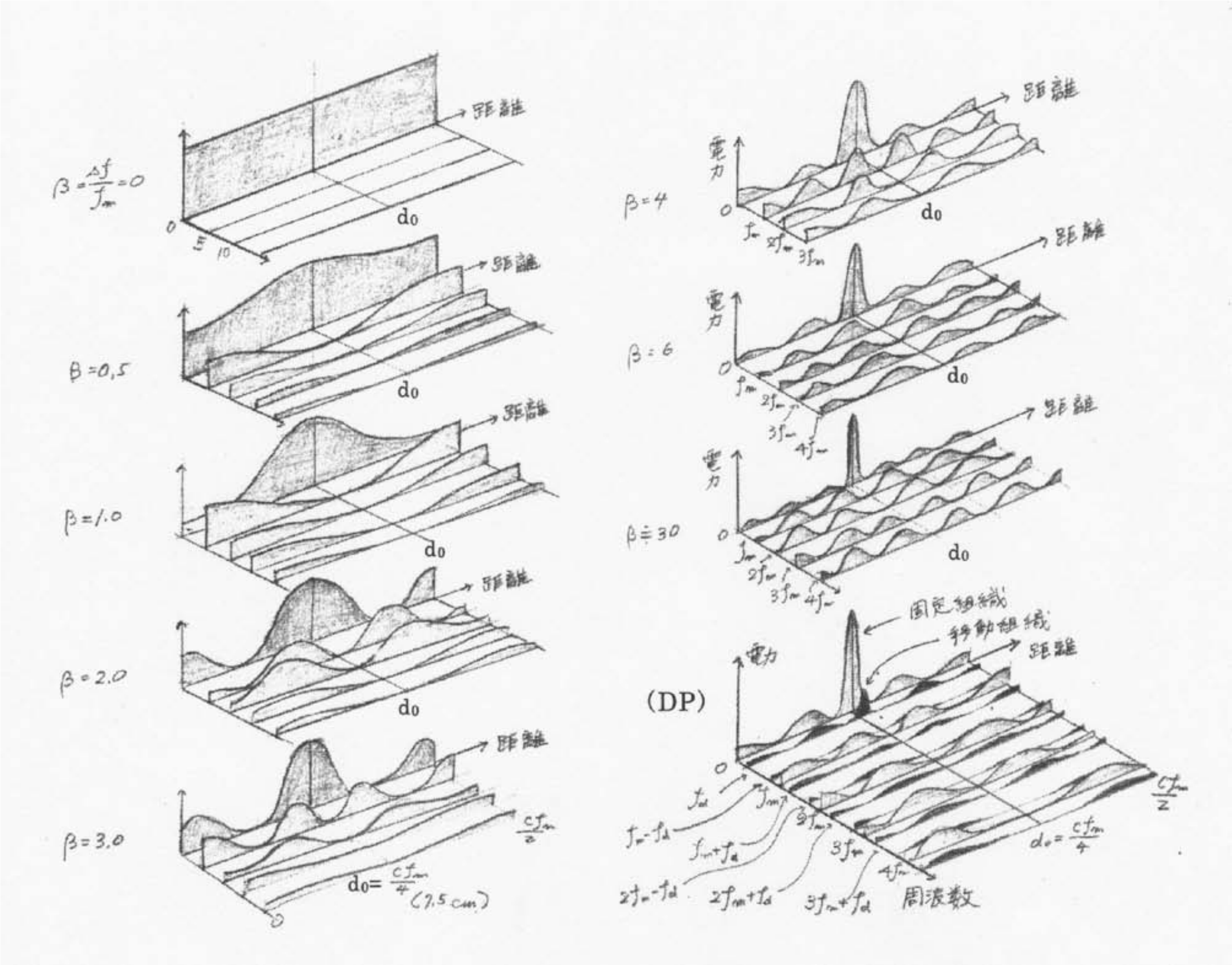
【図１１】


開始
FMCWモード
S1101
角度θmaxのビームを形成
S1102
探索範囲をAとBに2分割して
範囲Aをサンプルゲートとする
S1103
サンプルゲート内で
時刻tの血流速V(t)を計測
S1104
V(t)=Vmax(t)・・・範囲Aを選択
V(t)<Vmax(t)・・・範囲Bを選択
S1105
S1106
範囲の絞り込み
終了？
はい
いいえ
選択された範囲を
次の探索範囲とする
S1107
終了

【図１】

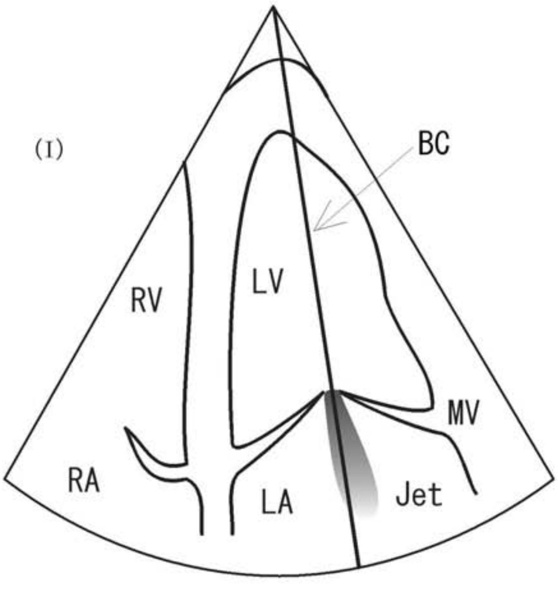

送信用振動子
10
送信BF
14
変調処理部
20
RF波発振器
22
変調信号発生部
24
受信用振動子
12
受信BF
16
遅延回路
26I
遅延回路
26Q
32
34
30
LPF
36
LPF
38
FFT回路
40
FFT回路
42
システム制御部
50
ドプラ情報解析部
44
表示処理部
46
表示部
48

【図２】

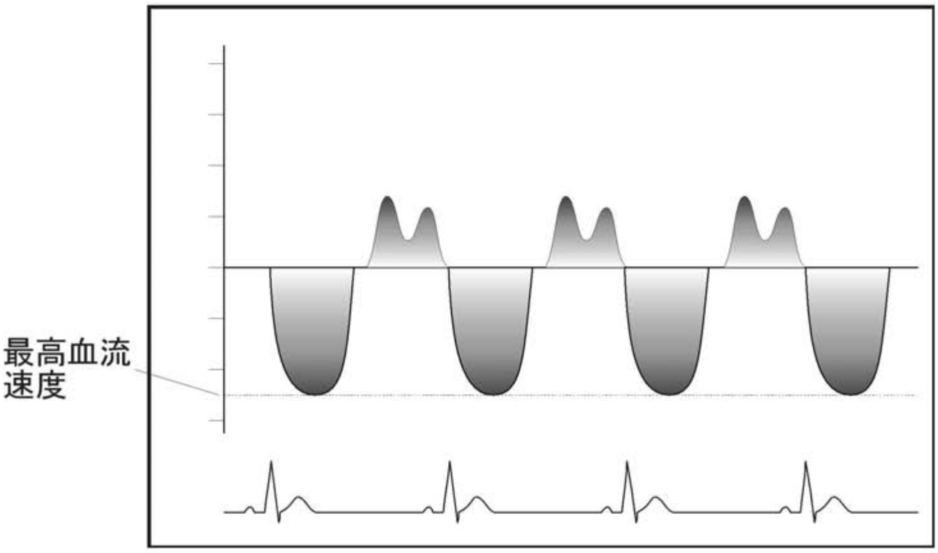


【図３】

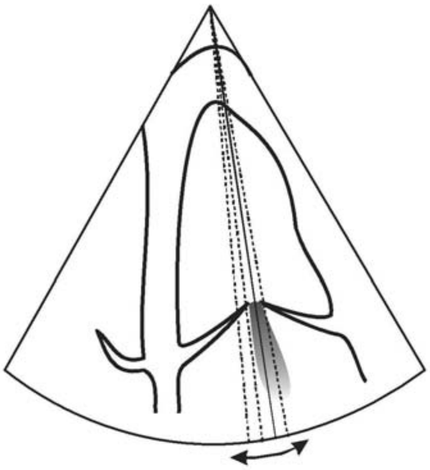
(I)



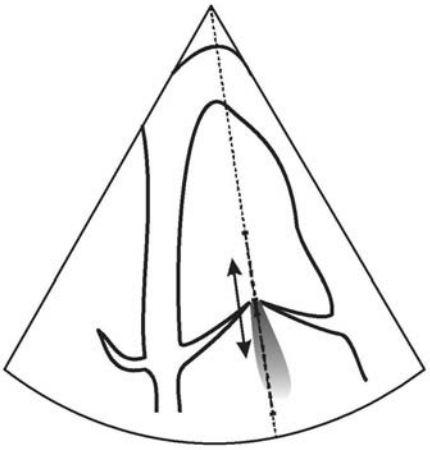
(II)



【図４】

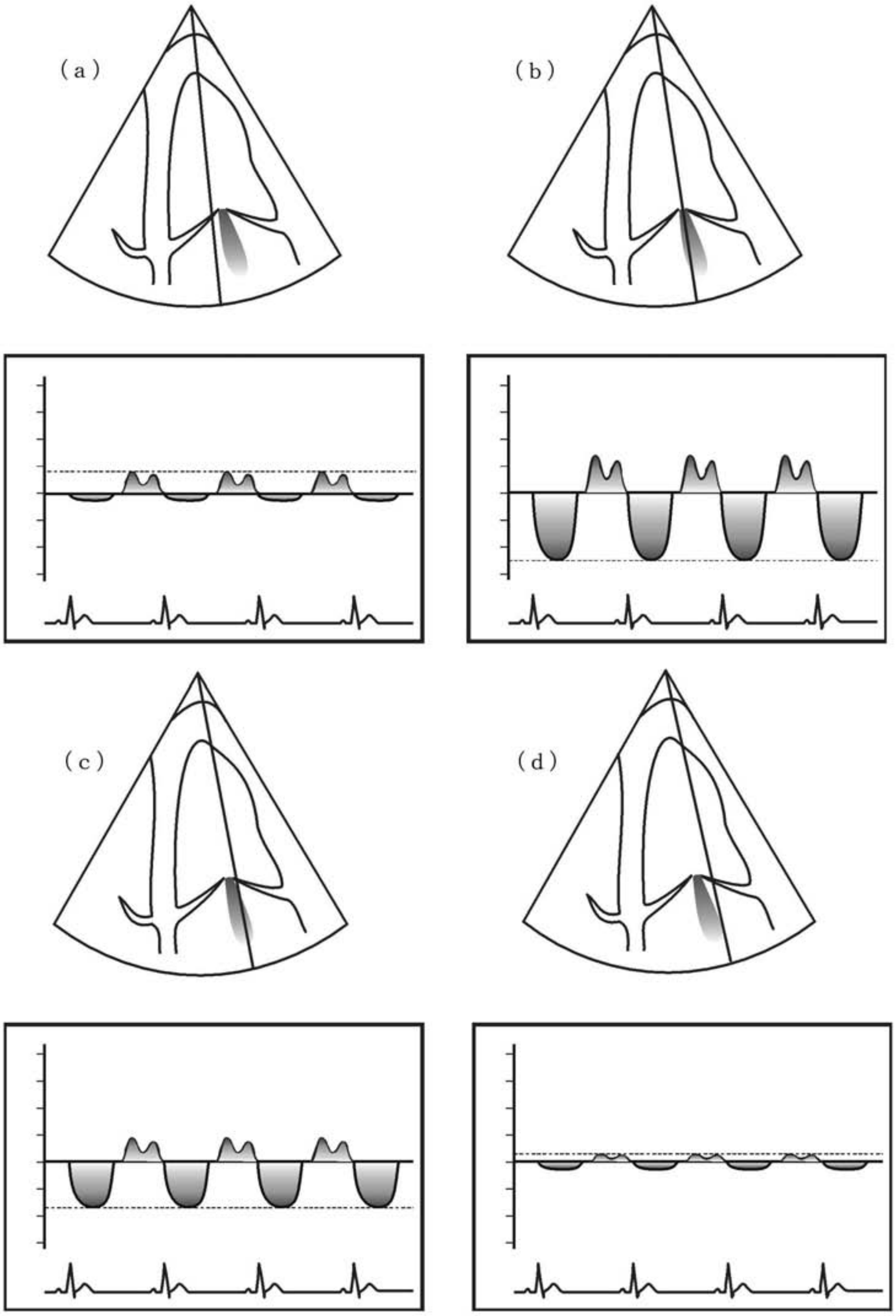


（ａ）θ方向探索

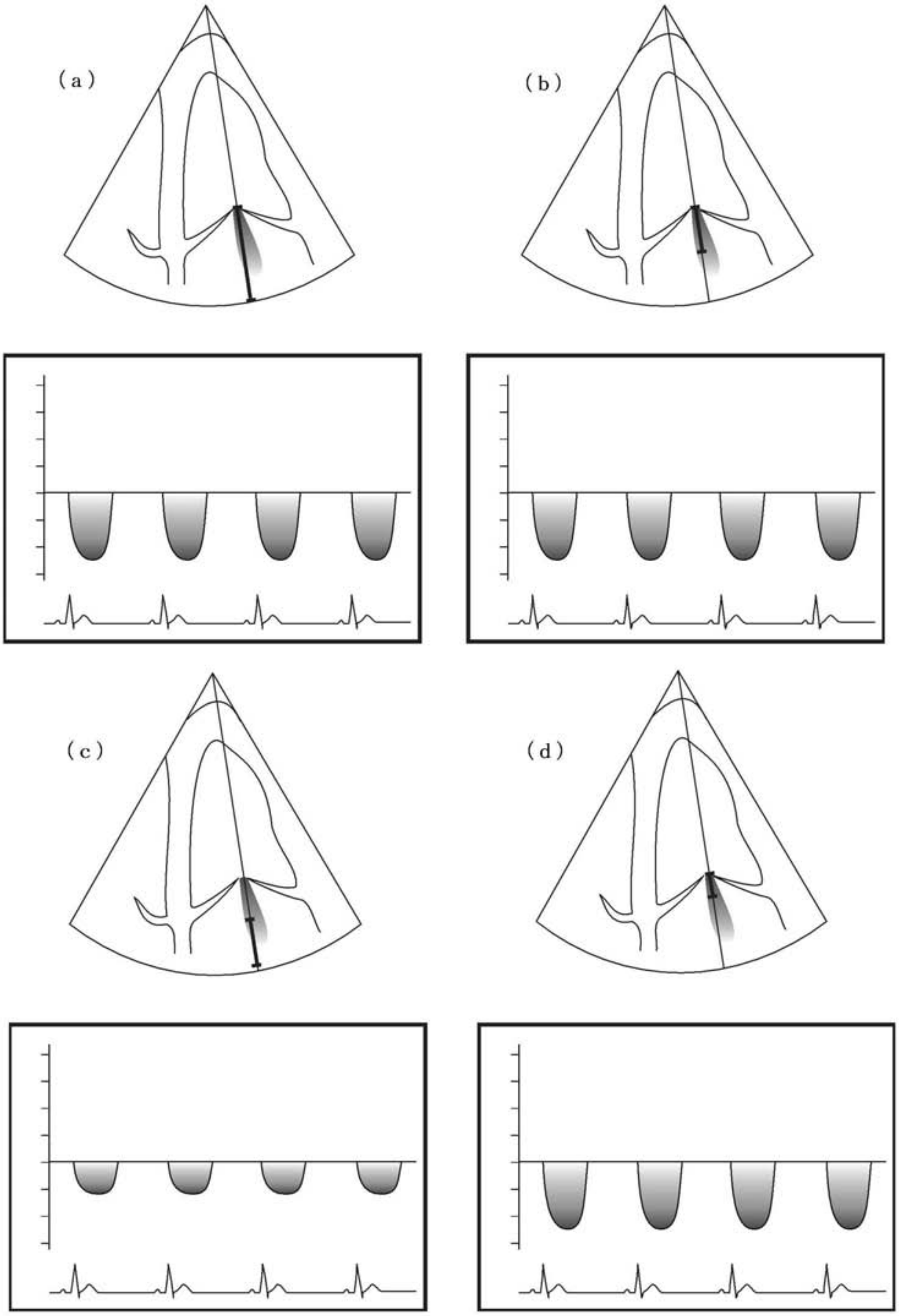


（ｂ）ｒ方向探索

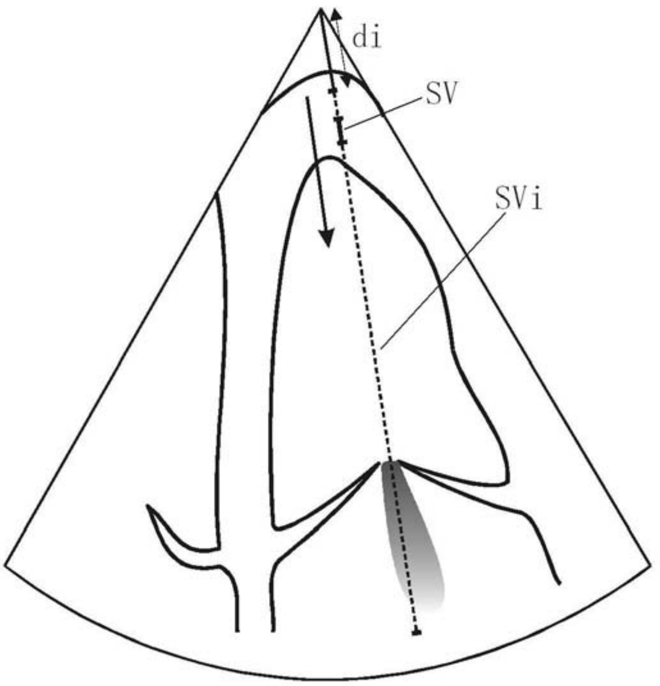
【図６】



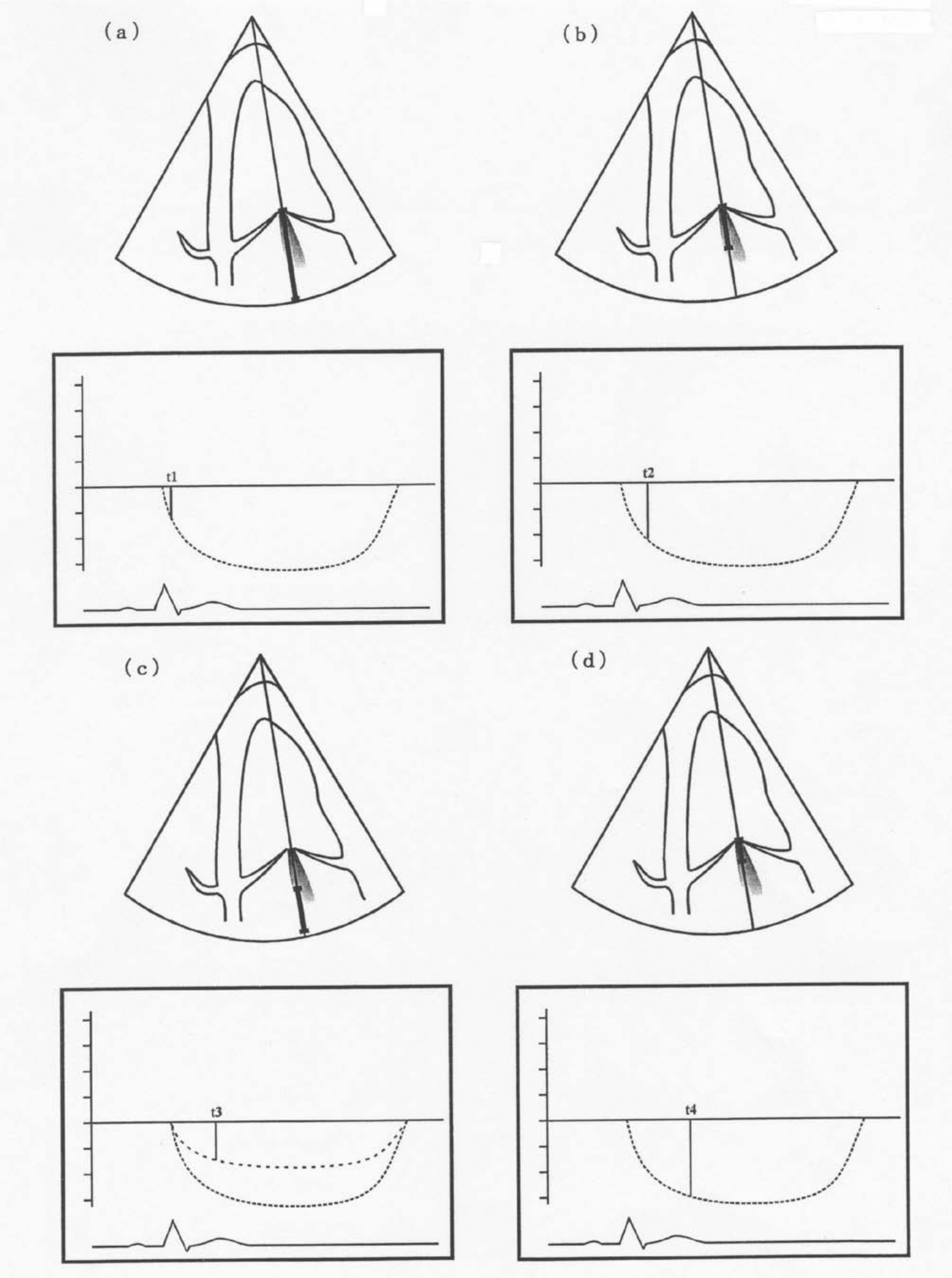
【図８】



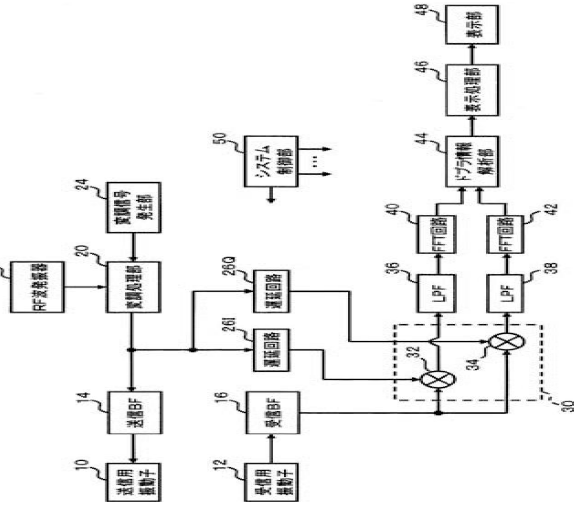
【図９】



【図１２】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	[JP2010188115A](JP2010188115A)	公开(公告)日	2010-09-02
申请号	JP2009190944	申请日	2009-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	赤羽睦弘		
发明人	赤羽 睦弘		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/FF08 4C601/HH03 4C601/JB17 4C601/JB50		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
优先权	2009012856 2009-01-23 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种技术，用于搜索利用连续波找到的最大速度位置。解决方案：从调制部分20输出的连续波被延迟电路26I和26Q延迟，并作为参考信号提供给每个接收混频器30。通过匹配来自对应于采样门的深度的接收信号的相位和延迟电路26I和26Q处的参考波的相位，选择性地提取对应于采样门的解调信号。测量在超声波束上几乎覆盖整个区域的搜索范围内的最大速度，并且基于搜索范围内的样本门集中的最大速度和速度的比较来搜索最大速度的位置。Ž