

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許番号

特許第3464185号
(P3464185)

(45)発行日 平成15年11月5日(2003.11.5)

(24)登録日 平成15年8月22日(2003.8.22)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

請求項の数 19 (全 14数)

(21)出願番号 特願2000 - 32856(P2000 - 32856)

(22)出願日 平成12年2月10日(2000.2.10)

(65)公開番号 特開2001 - 218768(P2001 - 218768A)

(43)公開日 平成13年8月14日(2001.8.14)

審査請求日 平成13年9月21日(2001.9.21)

(73)特許権者 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 岡田 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株
式会社内

(72)発明者 原田 烈光

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株
式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外1名)

審査官 神谷 直慈

(56)参考文献 特開 平6 - 217975(JP,A)

特開 昭58 - 177631(JP,A)

特開 昭60 - 80440(JP,A)

特開 昭55 - 143133(JP,A)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波パルスを送波し、エコーデータを取り込む送受波手段と、

前記エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成する断層画像形成手段と、

前記断層画像上に計測ラインを設定する計測ライン設定手段と、

前記計測ライン上で血管壁の変位を演算する変位演算手段と、

前記計測ラインを基準としてサンプルゲートを設定するサンプルゲート設定手段と、

前記サンプルゲートでの血流速度を演算する血流速度演算手段と、

前記血管壁の変位及び前記血流速度から評価値としてのウエーブインテンシティを演算する評価値演算手段と、

2

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、前記断層画像の表示とともに、前記血管壁の変位の時間変化に相当する変位波形と、前記血流速度の時間変化を表す速度波形と、が表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項2記載の装置において、更に前記評価値の時間変化を表す評価値波形が表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項3記載の装置において、更に生体信号波形が表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項4記載の装置において、前記変位波形、前記速度波形、前記評価値波形及び前記生体信号波形がそれぞれの時間軸を平行にしてリアルタ

イム表示され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 のいずれかに記載の装置において、

前記断層画像における注目部位近傍の拡大画像を表示する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 1 記載の装置において、前記計測ライン設定手段は、前記計測ラインをユーザー指定する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 1 記載の装置において、前記計測ライン上において血管壁の運動に追従して、当該血管壁の位置をトラッキングする手段を含み、前記血管壁の位置のトラッキング結果から前記血管壁の変位が演算されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】 請求項 8 記載の装置において、前記サンプルゲート設定手段は、前記トラッキングされた血管壁の位置に追従させて、血管内に前記サンプルゲートを動的に設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】 請求項 1 記載の装置において、前記計測ラインの方位が変位計測用の第 1 ビーム方位とされ、前記サンプルゲートを通過して前記計測ラインに交差する方位にドブラ計測用の第 2 ビーム方位が設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】 請求項 10 記載の装置において、前記送受波手段は、複数の超音波振動素子からなるアレイ振動子を含み、前記アレイ振動子により、前記第 1 ビーム方位における超音波の送受波及び前記第 2 ビーム方位における超音波の送受波が時分割でなされることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】 超音波パルスを送波し、エコーデータを取り込む送受波手段と、前記エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成する断層画像形成手段と、前記断層画像上に計測ラインを設定する計測ライン設定手段と、前記計測ライン上で血管径を演算する血管径演算手段と、前記計測ラインを基準としてサンプルゲートを設定するサンプルゲート設定手段と、前記サンプルゲートでの血流速度を演算するドブラ演算手段と、入力された最大血圧及び最小血圧を基準として、前記血管径の変化を血圧の変化に換算する血圧演算手段と、前記血圧及び前記血流速度から評価値としてのウエーブインテンシティを演算する評価値演算手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】 請求項 12 記載の装置において、前記血圧演算手段は、前記血管径の最大を前記最大血圧

とみなし、かつ、前記血管壁の最小を前記最小血圧とみなすことによって血圧を換算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】 請求項 12 記載の装置において、前記最大血圧及び前記最小血圧は、被検者の特定部位に装着された血圧計により取得されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】 請求項 12 記載の装置において、前記評価値演算手段は、前記血圧の時間微分を演算する手段と、前記血流速度の時間微分を演算する手段と、前記血圧の時間微分及び前記血流速度の時間微分に基づいて前記ウエーブインテンシティを演算する手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】 超音波パルスを送波し、エコーデータを取り込む手段と、前記エコーデータに基づいて血管内における計測部位の血流速度を演算する手段と、前記血流速度の時間微分を演算する手段と、前記エコーデータに基づいて血管径を演算する手段と、前記エコーデータに基づく血管径及び生体計測信号に基づいて、前記計測部位の血圧を演算する手段と、前記血圧の時間微分を演算する手段と、同時刻の前記血流速度の時間微分と前記血圧の時間微分とを乗算し、これによりウエーブインテンシティを演算する手段と、を含み、更に、前記エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成し、それを表示画面上に表示する手段と、前記表示画面内の血管の断層画像上に前記計測部位を表すマークを表示する手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】 請求項 16 記載の装置において、前記血管の断層画像とともに前記ウエーブインテンシティの時間変化を波形として表示する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 18】 エコーデータに基づいて血管内の血流速度の時間変化を表す血流速度グラフを形成する手段と、前記エコーデータに基づいて血管径の時間変化を表す血管径グラフを形成する手段と、同時刻の前記血流速度及び前記血管径から評価値としてのウエーブインテンシティを演算し、その時間変化を表す評価値グラフを形成する手段と、前記血流速度グラフ、前記血管径グラフ及び前記評価値グラフを同時表示する手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 19】 エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成する手段と、前記エコーデータに基づいて血管内の血流速度の時間変

5

化を表す血流速度グラフを形成する手段と、前記エコーデータに基づいて血管径の時間変化を表す血管径グラフを形成する手段と、同時刻の前記血流速度及び前記血管径から評価値としてのウエーブインテンシティを演算し、その時間変化を表す評価値グラフを形成する手段と、前記血管の断層画像、前記血流速度グラフ、前記血管径グラフ及び前記評価値グラフを同時表示する手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関し、特に血管径や血流速度などを計測する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】血管の性状や心臓などの機能を診断するために超音波診断装置が利用される。超音波診断装置を利用して血管壁の変位を計測する場合、血管を通過する超音波ビーム上において、エコーデータに基づいて、血管壁が自動的にトラッキングされ、それにより血管壁の変位が計測される。血管壁の変位の時間変化は、心臓の拍動に同期したものであるが、その波形の形態を観察することによって、心不全、動脈硬化などの疾病を診断するための基礎データを取得できる。

【0003】一方、超音波診断装置を利用して血管内の血流の速度を計測する場合、超音波ビーム上において、血管の内部にサンプルゲートが固定的に設定され、そのサンプルゲート内のエコーデータに含まれるドプラ情報を抽出することにより、血流速度（サンプルゲート内の平均流速）が演算される。その血流速度が血管の性状や心機能を診断するための基礎データとなる。

【0004】従来の超音波診断装置においては、血管壁の変位及び血流速度がそれぞれ独立の計測モードとして計測されていた。

【0005】ところで、近年、「ウエーブインテンシティ」という新しい評価値が診断データとして確立されつつある。もともと、このウエーブインテンシティは、心臓から末梢へ向かう前進脈波と末梢で反射して心臓へ向かう反射脈波のどちらの作用が優勢であるかを判別するための指標として提唱されたものである。具体的には、ウエーブインテンシティ WI は、動脈中の局所部位の圧力を P 、当該局所部位の血流速度を U として、それらの

$$WI = P \cdot U \quad \dots (1)$$

として定義される。

【0006】つまり、ウエーブインテンシティは、所定時間 t における圧力 P の変化及び血流速度 U の変化の積として定義される。上記(1)式は以下の(2)式のように表現することもできる。

【0007】

6

$WI = (dP/dt) \cdot (dU/dt) \quad \dots (2)$
上記(2)式では、ウエーブインテンシティ WI が圧力 P の時間微分及び血流速度 U の時間微分の積として定義されている。

【0008】ウエーブインテンシティの計測手法として、超音波を利用した非侵襲計測法が提案されている。この手法では、超音波エコートラッキング法及び超音波ドプラ法が併用される。

【0009】具体的には、従来において、例えば、頸動脈を計測対象とする場合、被検者の頸部に、血管壁計測用の1つの振動子（第1送受波器）、並びに、ドプラ計測用の1つの送信振動子及び2つの受波振動子（第2送受波器）を備えた超音波探触子が当接される。第1送受波器における超音波パルスの送波及びエコーの受波によるエコーデータに基づいて、頸動脈の壁の位置が自動的にトラッキングされ、これにより血管径の変位が計測される。一方、第2送受波器において、超音波の連続波が送波され、またエコーの受波が行われ、それによるエコーデータに含まれるドプラ情報の解析により血流速度の時間変化が計測される。

【0010】従来から、血管径の変化と血圧の変動の間には密接な相関があることが知られており、被検者の上腕に装着されたカフ型血圧計の測定による最大血圧及び最小血圧をリファレンスとして、血管径の変化を校正することで、局所部位の血圧が推定される。

【0011】そして、以上の血流速度の変化及び血圧の変化から、上記(2)式に従って、ウエーブインテンシティがオフラインの計算によって求められている。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従来手法においては、第1送受波器がAモード用の単一の振動子で構成されていることから、血管の断層像を表示することはできず、血管の中心に超音波ビームが一致しているかどうかを目視確認できず、計測の信頼性に問題がある。また、第2送受波器にて、送波ビームと2つの受波ビームが形成されており、その交点がドプラ情報のサンプル点となるが、当該サンプル点の位置は固定的となるために、そのサンプル点が血管の中心に一致しているかは不確実であり、血管内部の壁付近や血管壁上、あるいは血管外にサンプル点が設定されてしまうと、計測精度が大きく低下する。つまり、この面でも計測の信頼性が確保されていない。

【0013】一般的に見ても、従来の超音波診断装置の中には、断層画像と、血管壁（あるいは血管径）の変位波形と、血流速度波形と、を同時表示するものは存在しない。また、リアルタイムで自動的にウエーブインテンシティを計測する機能を備えた超音波診断装置も提供されていない。

【0014】本発明は、上記従来課題に鑑みなされたものであり、その目的は、血管などの組織についての超

音波計測の信頼性を向上させることにある。

【0015】本発明の他の目的は、血管径の変化と血流速度を高精度に同時計測できるようにすることにある。

【0016】本発明の他の目的は、血管等に関わる複数の計測情報を実時間で同時表示し、血管等に関する総合診断を可能にすることにある。

【0017】

【課題を解決するための手段】(1)上記目的を達成するために、本発明は、超音波パルスを送波し、エコーデータを取り込む送受波手段と、前記エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成する断層画像形成手段と、前記断層画像上に計測ラインを設定する計測ライン設定手段と、前記計測ライン上で血管壁の変位を演算する変位演算手段と、前記計測ラインを基準としてサンプルゲートを設定するサンプルゲート設定手段と、前記サンプルゲートでの血流速度を演算する血流速度演算手段と、前記血管壁の変位及び前記血流速度から評価値としてのウエーブインテンシティを演算する評価値演算手段と、を含むことを特徴とする。

【0018】上記構成では、血管壁の変位及び血流速度の各計測において超音波パルスの送波が実行される。つまり、パルスドプラ方式によれば距離分解能を得ることができ、血管内にドプラ情報抽出用のサンプルゲートを自在に設定可能である。一般に、血管壁の変位を計測するための広帯域の超音波パルスの送波と、血流速度を計測するための狭帯域の超音波パルスの送波は別々に時分割で実行され、その送波パターンとしては各種のパターンを設定可能である。

【0019】上記構成では、望ましくは、超音波ビームの機械走査及び電子走査が行われ、これにより二次元データ取り込み領域(走査面)が形成される。その走査面上に血管の軸中心が合致するように、超音波探触子の生体への当接位置や当接姿勢を調整するのが望ましい。この場合、表示される断層画像の観察によって、その位置決め調整は容易である。なお、超音波ビームの三次元スキャンを行うようにしてもよい。

【0020】血管の中心軸を通る断層画像が設定されたならば、その断層画像上において、血管軸に対して計測ラインが自動的に又はマニュアルで設定される。その計測ライン上において、血管壁の内面又は外面が特定され、望ましくは、超音波探触子から見た手前側の前壁の内面と奥側の後壁の内面とが特定され、それら両者間の距離から、血管径が演算される。その場合、公知のエコー-tracking法を利用してもよい。

【0021】なお、血管壁の探索を合理的に行うために、それに先立って、自動探索範囲を設定しておくのが望ましい。計測ラインと血管軸とが直交しない場合、それらの交差角度によりデータの角度補正を行ってもよい。また、計測ラインは、通常、超音波ビーム方位の中の1方位として設定されるが、断層画像上において任意

の方向に計測ラインを設定するようにしてもよい。いずれにしても、血管軸に直交させて計測ラインを設定するようにするのが望ましい。

【0022】望ましくは計測ライン上において血管内の中央部にサンプルゲートが適応的に設定される。あるいは、以下に説明するように、計測ラインに対して、交差するドプラ計測方位を設定し、かかる方位にドプラ計測用の超音波ビームが別途設定される。つまり、そのドプラ計測用の超音波ビーム上にサンプルゲートが設定される。そのサンプルゲートは、可変設定可能な幅(広がり)を有していてもよいが、実質的に見てポイントとして設定されてもよい。サンプルゲートの設定は、自動的に又はマニュアルで行われるが、すでに血管壁の位置が特定されていれば、その位置に追従させて動的に設定させるのが望ましい。例えば、前壁の位置と後壁の位置の間としてサンプルゲートの中心を自動決定するのが望ましい。

【0023】この自動的なサンプルゲート設定及び上記の血管壁のトラッキングによれば、仮に、血管全体が変位しても、あるいは呼吸などによって超音波探触子の姿勢が若干変化しても、それに追従して高精度の計測を行える。なお、上記構成では、サンプルゲートの深さや幅を自在に可変設定できるようにするのが望ましく、その場合、体格の違いなどに対処して、血管に対して適切にサンプルゲートなどを設定でき、高精度の計測を実現できる。

【0024】サンプルゲート内のエコーデータが有するドプラ情報を利用して血流速度(通常、サンプルゲート内の平均流速)が演算される。その場合、例えば公知の自己相関法などを適用可能であるが、FFT演算などを利用してもよい。なお、血管軸に計測ラインが直交している場合、当該方位において超音波の送受波を行って血流速度の計測を行うのは、ドプラ計測原理から困難である。そこで、上記のように、計測ラインに対して、血管中心部において交差するドプラ計測方位を設定し、かかる方位にドプラ計測用の超音波ビームを別途設定するのが望ましい。

【0025】ちなみに、1つの送波ビームに対してそれとは異なる方位に複数の受波ビームを設定するようにすれば、血流の流速ベクトルを得ることもでき、そのような流速ベクトルを利用して各種の補正(例えば、血流速度の補正など)を行える。

【0026】上記のように精度良く求められた血管壁の変位(あるいは血管径の変化)及び血流速度から、所定の評価値が演算される。その評価値としては、各種のものが想定されるが、上記構成では、評価値として上記のウエーブインテンシティが演算される。

【0027】(2)望ましくは、前記断層画像の表示とともに、前記血管壁の変位の時間変化に相当する変位波形と、前記血流速度の時間変化を表す速度波形と、が表

示される。

【0028】この構成によれば、断層画像を観察することで、血管と超音波ビームとの関係を確認することができ、つまり超音波探触子の姿勢や当接位置を適宜調整可能である。計測ラインをマニュアル設定する場合には、その設定を正しく行える。変位波形と速度波形とが同時に表示されるので、それらの相関を見ながら、血管などの循環器の総合診断が可能となる。

【0029】望ましくは、更に前記評価値の時間変化を表す評価値波形が表示される。この構成によれば、評価値波形によって評価値の時間変動傾向を分析でき、また併せて変位波形及び速度波形が同時表示されるので、演算結果としての評価値がどのような背景から求められているかを考察できる。

【0030】望ましくは、更に生体信号波形が表示される。ここで、生体信号波形は心電図や心音などの波形である。それらの補助情報を併せて考慮することによって、血管などの診断をよりの確に行える。

【0031】望ましくは、前記変位波形、前記速度波形、前記評価値波形及び前記生体信号波形がそれぞれの時間軸を平行にしてリアルタイム表示される。つまり、データ計測とデータ演算とを同時進行で行えるという利点がある。

【0032】望ましくは、前記計測ライン設定手段は、前記計測ラインをユーザー指定する手段である。その手段としては、キーボード、トラックボールなどのポインティングデバイスであってもよい。

【0033】望ましくは、前記計測ライン上において血管壁の運動に追従して、当該血管壁の位置をトラッキングする手段を含み、前記血管壁の位置のトラッキング結果から前記血管壁の変位が演算される。血管壁のトラッキングにおいては、閾値を利用した弁別及び特定位置の追従検出を行うのが望ましい。そのために公知の幾つかの手法を適用可能である。前壁と後壁の両者の位置を特定するのが望ましく、その両者間の距離をもって迅速に血管径を演算可能である。

【0034】望ましくは、前記サンプルゲート設定手段は、前記トラッキングされた血管壁の位置に追従して血管内に前記サンプルゲートを動的に設定する。例えば、前壁から血管の内側への一定距離を基準として、あるいは前壁と後壁との中間点を基準として、サンプルゲートを設定することができる。なお、血管内において血管軸に直交する方向上の各位置において流速を測定し、その最高流速位置を基準にサンプルゲートの位置を設定してもよい。

【0035】望ましくは、前記計測ラインの方位が変位計測用の第1ビーム方位とされ、前記サンプルゲートを通過して前記計測ラインに交差する方位にドブラ計測用の第2ビーム方位が設定される。この構成によれば、変位計測とドブラ計測（血流速度計測）の双方にとって相

応しい角度条件の下、評価値を演算するための情報を取得できる。もちろん、場合によっては、変位計測とドブラ計測とで超音波ビームを兼用してもよい。

【0036】望ましくは、前記送受波手段は、複数の超音波振動素子からなるアレイ振動子を含み、前記アレイ振動子により、前記第1ビーム方位における超音波の送受波及び前記第2ビーム方位における超音波の送受波が時分割でなされる。この場合、アレイ振動子上に、第1ビーム形成用の送受波開口と、第2ビーム形成用の送受波開口とを設定するのが望ましい。第2ビームに対しては、サンプルゲートの位置変動に追従して動的な方位修正が行われるようにするのが望ましい。なお、送波ビーム及び受波ビームの形成は周知の通り各振動素子へ与える送信信号に対する遅延制御及び各振動素子からの受信信号に対する整相加算によって実現できる。

【0037】(3)また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波パルスを送波し、エコーデータを取り込む送受波手段と、前記エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成する断層画像形成手段と、前記断層画像上に計測ラインを設定する計測ライン設定手段と、前記計測ライン上で血管径を演算する血管径演算手段と、前記計測ラインを基準としてサンプルゲートを設定するサンプルゲート設定手段と、前記サンプルゲートでの血流速度を演算するドブラ演算手段と、入力された最大血圧及び最小血圧を基準として、前記血管径の変化を血圧の変化に換算する血圧演算手段と、前記血圧及び前記血流速度から評価値としてのウエーブインテンシティを演算する評価値演算手段と、を含むことを特徴とする。

【0038】上記構成によれば、入力された最大血圧及び最小血圧（あるいは血圧信号）に従って、血管径が血圧（注目する血管部位での圧力）に換算される。つまり、従来から、血管径の変化が血圧の変化に強く関連することが知られており、それを応用して、血管径から血圧を推定するものである。

【0039】ここで望ましくは、前記血圧演算手段は、前記血管径の最大を前記最大血圧とみなし、かつ、前記血管壁の最小を前記最小血圧とみなすことによって血圧を換算する。また望ましくは、前記最大血圧及び前記最小血圧は、被検者の特定部位に装着された血圧計により取得される。なお、最大血圧及び最小血圧を手入力させてもよく、あるいは登録データを読み出して最大血圧及び最小血圧としてもよい。なお、カテーテル型の血圧センサを当該血管又は相当部位に挿入し、そのセンサからの出力と腕部の血圧の実測値との相関から換算係数を求めてもよい。

【0040】望ましくは、前記評価値演算手段は、前記血圧の時間微分を演算する手段と、前記血流速度の時間微分を演算する手段と、前記血圧の時間微分及び前記血流速度の時間微分に基づいてウエーブインテンシティを演算する手段と、を含む。これは上記の(2)式に基づ

いてウエーブインテンシティを求めるための構成である。時間微分は単に一定の微小時間におけるデータ差分を演算するものでもよい。

【0041】(4)また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波パルスを送波し、エコーデータを取り込む手段と、前記エコーデータに基づいて血管内における計測部位の血流速度を演算する手段と、前記血流速度の時間微分を演算する手段と、前記エコーデータに基づいて血管径を演算する手段と、前記エコーデータに基づく血管径及び生体計測信号に基づいて、前記計測部位の 10 血圧を演算する手段と、前記血圧の時間微分を演算する手段と、同時刻の前記血流速度の時間微分と前記血圧の時間微分とを乗算し、これによりウエーブインテンシティを演算する手段と、を含み、更に、前記エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成し、それを表示画面上に表示する手段と、前記表示画面内の血管の断層画像上に前記計測部位を表すマークを表示する手段と、を含むことを特徴とする。

【0042】血圧は上記のようにエコーデータ及び生体信号の一方又は両方を利用して求められる。エコーデータのみを用いる場合、それに係数の乗算を行ってもよい。また、エコーデータに基づく血管径の変化を外部からの血圧値で較正してもよい。また、カテーテル形の血圧センサを利用して、正確に血管内の血圧を測定するようにしてもよい。

【0043】このマークによって、断層画像上において計測ポイントの確認を行えるので、計測の信頼性を高められる。

【0044】望ましくは、前記血管の断層画像とともに前記ウエーブインテンシティの時間変化を波形として表示する手段を含む。

【0045】

【0046】

【0047】

【0048】(6)また、上記目的を達成するために、本発明は、エコーデータに基づいて血管内の血流速度の時間変化を表す血流速度グラフを形成する手段と、前記エコーデータに基づいて血管径の時間変化を表す血管径グラフを形成する手段と、同時刻の前記血流速度及び前記血管径から評価値としてのウエーブインテンシティを 40 演算し、その時間変化を表す評価値グラフを形成する手段と、前記血流速度グラフ、前記血管径グラフ及び前記評価値グラフを同時表示する手段と、を含むことを特徴とする。

【0049】(7)また、上記目的を達成するために、本発明は、エコーデータに基づいて血管の断層画像を形成する手段と、前記エコーデータに基づいて血管内の血流速度の時間変化を表す血流速度グラフを形成する手段と、前記エコーデータに基づいて血管径の時間変化を表す血管径グラフを形成する手段と、同時刻の前記血流速 50

度及び前記血管径から評価値としてのウエーブインテンシティを演算し、その時間変化を表す評価値グラフを形成する手段と、前記血管の断層画像、前記血流速度グラフ、前記血管径グラフ及び前記評価値グラフを同時表示する手段と、を含むことを特徴とする。

【0050】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0051】図1には、本発明に係る超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。この超音波診断装置は、血管の性状や心臓の機能などを評価するための評価値として上記のウエーブインテンシティを演算する機能を有している。

【0052】図1において、プローブ10は、超音波パルスの送波及びエコーの受波を行う超音波探触子である。このプローブ10は後に詳述するアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子の電子走査によって超音波ビームが電子的に走査される。その電子走査方式としては例えば電子リニア走査や電子セクタ走査などを挙げることができる。本実施形態に係る超音波診断装置は、上記のように、ウエーブインテンシティを計測する機能を有しており、そのウエーブインテンシティの計測にあたっては、血管14の中心軸に超音波ビームの走査によって形成される走査面が一致するようにプローブ10の生体表面12への当接位置や当接姿勢が手操作によって調整される。

【0053】送信回路16は、プローブ10に対して送信信号を供給する回路であり、その送信回路16の動作は送受信制御部18によって制御されている。受信回路20は、プローブ10からの受信信号に対して増幅や整相加算などの処理を行う回路である。この受信回路20も送受信制御部18によって制御されている。

【0054】送受信制御部18は、送信ビームの形成及び受信ビームの形成を行うための送受信制御を実行している。また、この送受信制御部18は、後に説明するように、設定されたサンプルゲートの走査面上における位置に応じてドプラビーム方位を設定する機能を有している。ここで、そのサンプルゲートが変動する場合、送受信制御部18はそれに追従させてドプラビーム方位やサンプル深さを動的に変化させる。これについては後に説明する。

【0055】断層画像形成部22は、断層画像すなわちBモード画像を形成する回路である。形成された断層画像のイメージ情報は表示処理部24に出力されている。変位演算部26は、血管壁の位置の変位、具体的にはプローブ10から見た手前側にある前壁の位置とプローブ10から見て奥側にある後壁の位置とを演算する回路である。また、変位演算部26は、前壁の位置と後壁の位置とから血管径を演算する機能を有している。

【0056】具体的には、変位演算部26は、後に示す

計測ライン上においてユーザー設定されたトラッキングゲートにおいて、血管壁の位置をトラッキングする機能を有しており、その血管壁の位置は、エコーデータのレベルを所定の閾値とを比較することによって特定され、エコーデータの信号の位相の変化を追従検出することによって、血管壁の変位がトラッキングされている。これ自体は公知の手法である。

【0057】速度演算部28は、計測ライン上において設定されたサンプルゲート（後述のドプラビーム方位上に設定されるサンプルゲートを含む）内のエコーデータを参照し、そのエコーデータからドプラ情報を抽出して速度情報を求め、それらの平均値として血流速度を演算する回路である。変位演算部26で演算された血管径を表す変位信号102及び速度演算部28で演算された血流速度を表す血流速度信号104は、表示処理部24及び評価値演算部34に出力されている。

【0058】ちなみに、計測ライン設定器30は後に示す計測ラインを設定するための手段であり、またトラッキングゲート設定器32はトラッキングゲートをマニュアルで設定するための手段であり、それらは例えばキーボードやトラックボールなどのポインティングデバイスによって構成される。

【0059】評価値演算部34は、後に図2を用いて説明するように、血管径及び血流速度から、評価値としてのウエーブインテンシティを演算する回路である。この評価値演算部34はハードウェアで構成することもできるが、ソフトウェアによって構成してもよい。後に示す図2にはその具体的な構成例が示されている。評価値演算部34にて演算されたウエーブインテンシティの値は表示処理部24に出力されている。

【0060】本実施形態においては、評価値演算部34がウエーブインテンシティを計算するために血圧計38から出力されるデータ106、具体的には最大血圧と最小血圧とがリファレンスとして参照されている。ここで、その血圧計38は被検者の上腕表面に巻き付けられて被検者の血圧を測定するものであってもよい。あるいは、血管内に挿入されるカテーテルタイプの血圧計を利用することもできる。但し、被検者の負担を考慮すれば、前者のタイプの血圧計を用いるのが望ましい。

【0061】メモリ40は、血圧計38を用いない場合にユーザー登録されたあるいは過去に計測された最小血圧及び最大血圧を格納しておくための記憶装置である。すなわち、高精度の測定が必要でない場合には、メモリ40に格納されたデータに基づいて血管径の変化波形を血圧の変化波形に換算することができる。

【0062】表示処理部24は、表示器36に表示する表示画像を構成する回路である。表示処理部24は画像合成機能などを有している。表示器36における表示例については後に図3及び図4を用いて説明する。

【0063】なお、速度演算部28は、従来の超音波ド

プラ診断装置に搭載されている直交検波器や自己相関器などで構成するのが望ましい。表示処理部24には心電計からの心電信号107が入力されており、心電波形も表示器36に表示可能である。

【0064】図2には、図1に示した評価値演算部34の具体的な構成例が示されている。速度演算部28から出力される血流速度信号104は微分器42に入力され、微分器42によって血流速度の時間微分が演算される。その微分結果は乗算器48に出力されている。

【0065】一方、スケーリング部44には、変位演算部26から出力される変位信号104及び血圧計38から出力される血圧信号106が入力されている。スケーリング部44は、変位信号102の最大値を血圧最大とし、かつ、変位信号102の最小血圧とすることにより、変位信号102の波形を血圧波形として較正する。すなわち単位変換を実行する。よって、スケーリング部44から、換算された血圧信号が出力されることになる。微分器46はその血圧信号に対する時間微分を実行し、その微分結果が乗算器48に出力されている。

【0066】乗算器48は、微分器42及び微分器46から出力される血流速度の微分結果及び血圧の微分結果を乗算することにより、評価値としてのウエーブインテンシティを求める回路である。すなわち、図2に示す構成は上記の(2)式を実行する回路である。なお、微分器42の前段に符号反転器を設け、正負逆転した血流速度信号104が入力される場合には、その信号の符号を反転するようにしてもよい。すなわち、ウエーブインテンシティにおいては正及び負の極性が重要であり、そのような極性を演算条件に合わせるものである。

【0067】図3には、図1に示した表示器36に表示される画像の一例が示されている。当該画像の左側には断層画像200が表示される。その断層画像200は血管14の縦断面を含んでいる。すなわち、この断層画像200はプローブを血管に対して正しく位置決めした状態において取り込まれたものである。

【0068】断層画像200上において、ユーザーにより計測ライン202が設定される。図3に示す例では超音波ビーム方位の1つとして計測ライン202が設定されているが、必ずしもそれには限定されず、例えば計測ライン202の方位を自在に設定できるようにすれば、血管14の中心軸に対して常に直交した方向に計測ライン202を設定することが可能となる。

【0069】計測ライン202上においては、本実施形態においてユーザー設定により、トラッキングゲートA、Bが設定される。ここで、トラッキングゲートAは前壁204の内膜204Aを含んで設定されるものであり、トラッキングゲートBは後壁206の内膜206Aを含んで設定される。このトラッキングゲートA、B内においてエコーデータが参照され、そのエコーデータのレベルを基準として内膜204A、206Aが自動的に

特定され、また血管 1 4 の変動に伴って内膜 2 0 4 A 及び 2 0 6 A の位置が追従検出される。その場合においては、受信信号の位相の変化に対する追従が行われている。上述したようにそれ自体は公知の手法である。

【0070】本実施形態においては、上記のように両側の血管壁の位置が特定されると、その中点を基準として血管 2 1 0 内にサンプルゲート S が自動的かつ動的に設定される。そのサンプルゲート S の幅はユーザーにより自在設定可能である。

【0071】前壁 2 0 4 及び後壁 2 0 6 の位置が拍動によって変化した場合、すなわち血管径が変動すると、それに追従してサンプルゲート S も変動することになる。すなわち、本実施形態によれば、血管 1 4 の内部の中心部に的確にサンプルゲート S を動的に設定できるという利点がある。

【0072】表示画面の右側には、互いに時間軸を平行とした複数のグラフが表示される。具体的には、トラッキングゲート A において特定された前壁 2 0 4 の変位波形 2 1 2 と、トラッキングゲート B においてトラッキングされた後壁 2 0 6 の変位波形 2 1 4 と、それらの変位波形の間の距離として演算される血管径の変化波形 2 1 6 と、が表示される。さらに、それらの下段には、血流速度の変化波形 2 1 8 が表示され、その下段には、血管径の変化波形及び血流速度の変化波形から演算されるウエーブインテンシティの波形 2 2 0 が表示される。その下には、補助情報としての心電図 2 2 2 が表示されている。

【0073】したがって、図 3 に示すような表示例によれば、まず第 1 に、断層画像 2 0 0 に血管 1 4 自体やマークを表示して血管に対するサンプルゲート S の位置などを明瞭に表示できるので、常にどの部位の計測を行っているのか視覚的に認識できるという利点がある。よって、計測の信頼性を高めることが可能となる。また、複数のグラフを互いに時間軸を平行にして表示したので、ウエーブインテンシティの波形を評価する際において、その基礎となった波形との相関関係などを分析することが可能となる。そして、このような複数のグラフの同時表示によれば、例えば計測誤差や計測エラーなどが生じていても、その原因を究明でき、その意味においても計測の信頼性を極めて向上可能である。

【0074】図 4 には、他の表示例が示されている。なお、図 3 に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【0075】この図 4 に示す表示例においては、表示画面の左上段に断層画像 2 0 0 が表示され、それと共に、右上段にはその断層画像 2 0 0 内における注目部位近傍の拡大画像 2 2 4 が表示される。すなわち、血管が細いような場合、それを拡大した画像 2 2 4 を表示すれば、トラッキングゲートなどの設定をよりの確に行うことができると共に、サンプルゲート S の位置を確実に認識可

能である。

【0076】表示画面の下段には図 3 に示した表示例と同様に複数のグラフが互いに時間軸を一致させて表示されている。このような複数のグラフから血管や心臓などの総合診断を行えるという利点がある。

【0077】ちなみに、図 5 には、実測定データが示されており、その (A) は血圧変化波形を示し、(B) は血流速度変化波形を示し、(C) はウエーブインテンシティの時間変化を示す波形が示されており、(D) にはウエーブインテンシティの負の領域の面積を示すネガティブエリアが示されている。また、(E) には心電波形が示されている。もちろん、生体信号としてはこれ以外にも各種のものを表示可能である。

【0078】図 6 には、本実施形態に係るビーム設定方法が示されている。図 6 に示すように、血管 1 4 の中心軸に対して完全に直交する計測ライン 5 4 が設定された場合、血管径の演算にとっては好都合であるが、その計測ライン 5 4 上において取得されたエコーデータからドプラ情報を抽出するのはその原理上困難である。図 1 に示した送受信制御部 1 8 がビームステアリングを実行しており、図 6 において符号 5 6 がドプラビーム方位を示している。このドプラビーム方位 5 6 はサンプルゲート S を通過して計測ライン 5 4、すなわち血管径計測用のビーム方位に対して角度 θ をなして交差しているものである。この場合において、トラッキングゲート A, B はそれぞれ計測ライン 5 4 上に設定されるが、サンプルゲート S はドプラビーム方位 5 6 上に設定されることになる。角度 θ は、例えば 15 度に設定される。

【0079】プローブ 1 0 はアレイ振動子 5 0 を有している。このアレイ振動子 5 0 は複数の振動素子 5 2 によって構成されるものである。通常は、超音波ビーム 6 0 がアレイ振動子 5 0 のアレイ方向に沿って電子スキャンされ、走査面 6 2 が形成される。これにより断層画像が形成される。

【0080】一方、トラッキングゲート A, B などの設定が完了した状態では、計測ライン 5 4 上における超音波の送受波とドプラビーム方位 5 6 上における超音波の送受波とが所定のパターンで時分割制御される。その場合においては、計測ライン 5 4 に相当する方位に超音波の送受波を行うために送受信開口 5 4 a が設定され、これと同様に、ドプラビーム方位 5 6 上において超音波の送受波を行うために送受信開口 5 6 A が設定される。このような制御を行うため、送受信制御部 1 8 には計測ライン設定器 3 0 で設定された計測ラインの位置情報及び血管径の中心点の情報が入力されている。上述したように、送受信制御部 1 8 は、血管 1 4 の変動に伴ってその中心点が変わった場合、その変動に対応してドプラビーム方位 5 6 の位置や方位を可変設定する。これにより、常に適切なサンプルゲート S を設定することが可能となる。

【0081】図7には、ビーム設定方法の変形例が示されている。この例においては、計測ライン54上に血管壁の変位を計測するためのビームが形成され、一方において、サンプルゲートSを通過してドプラ計測用の送信ビーム56-1が設定され、それに交差する2つのドプラ計測用の受信ビーム56-2, 56-3が設定されている。このようなビーム設定によれば、計測ライン54が血管軸に直交した場合においてもドプラ計測を行えると共に、いわゆる1送信2受信が行われるため、血流の速度ベクトルを求めることも可能となる。

【0082】図8～図11には、ドプラ計測及び血管壁の変位計測のタイミングを表すチャートが示されている。まず図8において、符号120は送信繰り返し周期を表すパルスを表しており、符号Dはドプラ計測すなわち速度演算が行われる期間を示している。また、符号Mは血管壁の変位の演算すなわち血管変位計測が行われる期間を示している。図8に示す例では、例えば送信繰り返し周波数(PRF)として4kHzが設定され、ドプラ計測は連続的に繰り返し行われているが、変位計測についてはドプラ計測4回に対して1回の割合で実行され

ている。すなわちこの図8に示すチャートは、1ビームを利用してドプラ計測及び変位計測を行う場合のものである。

【0083】一方、図9～図11に示すチャートは、変位計測用のビームとドプラ計測用のビームの2つのビームを設定する場合のものである。図9に示す例では、方位1及び方位2が繰り返し設定され、方位1においては変位計測が実行され、方位2においてはドプラ計測が実行されている。この場合において、例えば、PRFが2kHzのとき、方位1と方位2の交互に送信が行われるため、ドプラ計測と変位計測のそれぞれの実質PRFは1kHzとなる。

【0084】図10に示す例では、PRFが8kHzで、ドプラ計測の実質PRFが4kHz、変位計測の実質PRF1kHzの場合を示している。また、図11に示す例では、PRFが8kHzで、ドプラ計測の実質PRFが8kHz、変位計測の実質PRFが1kHzの場合を示している。なお、これらの計測パターンは一例であって、これ以外にも必要に応じて各種のパターンを採用できる。

【0085】次に図12及び図13には、図1に示した装置の動作例がフローチャートとして示されている。

【0086】まず、S101では、Bモード計測が設定される。すなわちS102では、Bモード画像すなわち断層画像を画像上で確認しながら、図1に示したプローブ10の位置や姿勢を適宜調整し、血管14の中心軸に走査面が合致させる操作が行われる。

【0087】S103では、図3などに示した計測ライン202がマニュアルで設定される。S104では、その計測ライン上において、前壁にトラッキングゲートA

がマニュアル設定され、S105においては後壁にトラッキングゲートBがマニュアル設定される。

【0088】S106では、サンプルゲートの幅がユーザー設定される。この設定を行わない場合にはデフォルトの値がセットされることになる。S107では、トラッキングされた前壁の位置(深さ)及び後壁の位置(深さ)の中間点(中間の深さ)が演算される。

【0089】そして、S108では、その中間点を基準として上下対称にサンプルゲートが自動的に設定される。このサンプルゲートの位置は、血管壁の変位に伴って追従設定されることになる。

【0090】S109では、そのようなサンプルゲートあるいは血管径の中心を基準としてドプラビーム方位が演算される。そして、S110においてはBモードからM/Dモードへモードが変更される。この場合、一般には、Bモード画像はフリーズされる。ここで、M/Dモードは図6に示したように変位計測用のビームとドプラ計測用のビームとを所定サイクルで形成するモードである。

【0091】図13において、S111では、前壁及び後壁のトラッキングが開始され、一方において、S112ではドプラ計測が開始される。S113では、血管径が演算され、一方において、S114では、ドプラ情報の平均値として血流速度が演算される。

【0092】S113及びS114で算出された血管径及び血流速度を利用してリアルタイムでウエーブインテンシティを演算する場合には、S113及びS114の次にS117が実行され、上述したように血流速度の微分と変位信号の較正及び微分のそれぞれの結果を乗算することによってウエーブインテンシティが演算される。

【0093】一方、より高精度の計測を行う場合には、S113及びS114で計測された血管径及び血流速度が所定の心拍分だけバッファリングされる(S115)。そして、その中で、安定した5心拍分のデータが選択され、それらについて平均化が実行される(S116)。

【0094】以上のように平均化された血管径及び血流速度に基づいてS117においてウエーブインテンシティが演算される。S118では必要に応じてウエーブインテンシティの波形が解析される。ここにおいては例えば第1ピーク及び第2ピークの特長やその波形変化などが解析されることになる。

【0095】以上説明したように、上記実施形態によれば、血管に対して確実に計測領域を設定することができ、その上で血管壁の変位と血流速度とを同時に計測することができ、その結果、計測精度を向上及び信頼性の向上を図ることが可能となる。また、表示画像内に関連する複数の情報が同時表示されるため、それらを用いて血管の性状や心機能などを総合評価することが可能となる。

【0096】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血管径及び血流速度などを高精度で計測することが可能であり、その上で評価値を演算し、信頼性の高い超音波診断を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】 図1に示す評価値演算部の具体的な構成例を示す図である。

【図3】 表示画像の一例を示す図である。

【図4】 表示画像の他の例を示す図である。

【図5】 実際の計測データの例を示す図である。

【図6】 変位計測用のビームとドブラ計測用のビームの関係を示す図である。

【図7】 ビーム設定の他の例を示す図である。

【図8】 ドブラ計測と変位計測のタイミング関係を示*

*す図である。

【図9】 ドブラ計測と変位計測のタイミング関係を示す図である。

【図10】 ドブラ計測と変位計測のタイミング関係を示す図である。

【図11】 ドブラ計測と変位計測のタイミング関係を示す図である。

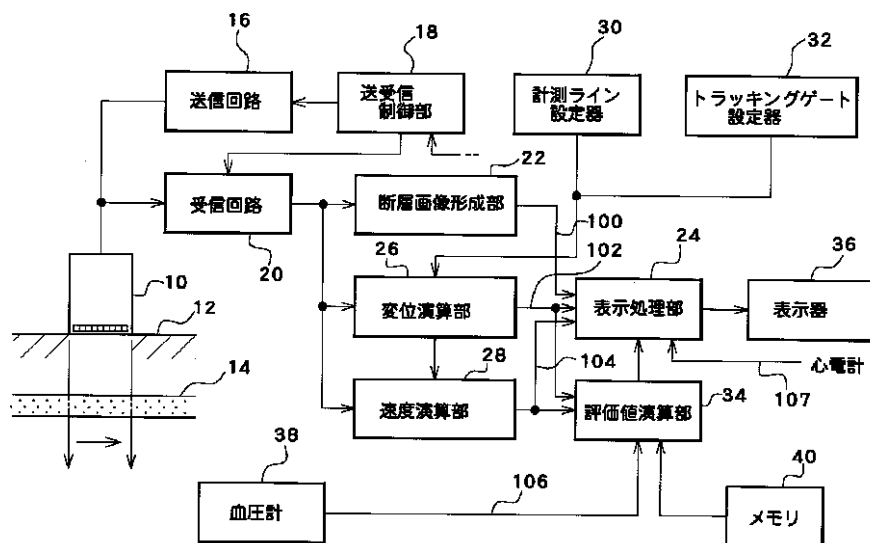
【図12】 本発明に係る計測方法を表すフローチャートである。

10 【図13】 本発明に係る計測方法を表すフローチャートである。

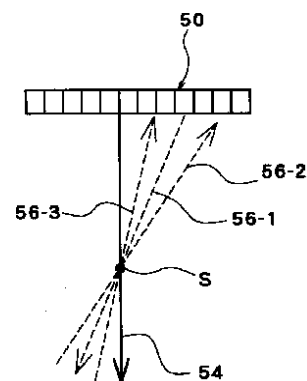
【符号の説明】

10 プローブ、12 生体表面、14 血管、16 送信回路、18 送受信制御部、20 受信回路、22 断層画像形成部、24 表示処理部、26 変位演算部、28 速度演算部、30 計測ライン設定器、32 トラッキングゲート設定器、34 評価値演算部、36 表示器、38 血圧計、40 メモリ、100 計測ライン設定器、102 変位信号、104 血流速度信号、106 血圧信号、107 心電計

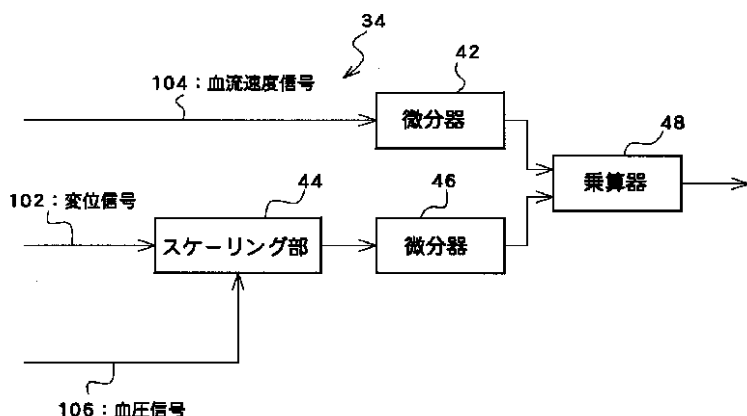
【図1】



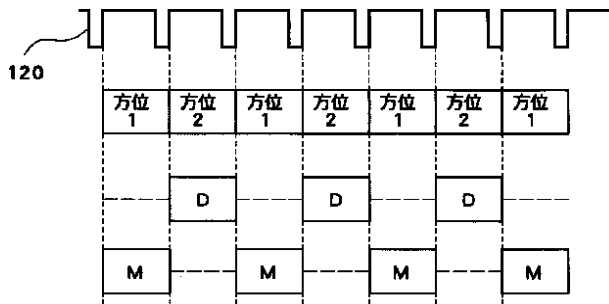
【図7】



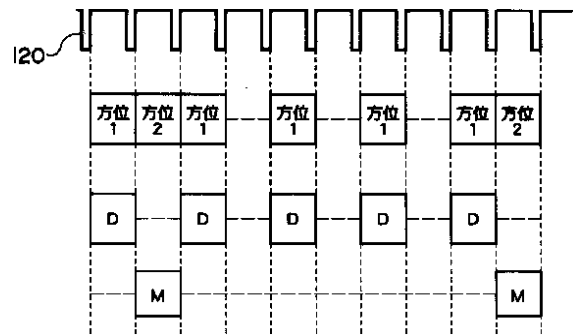
【図2】



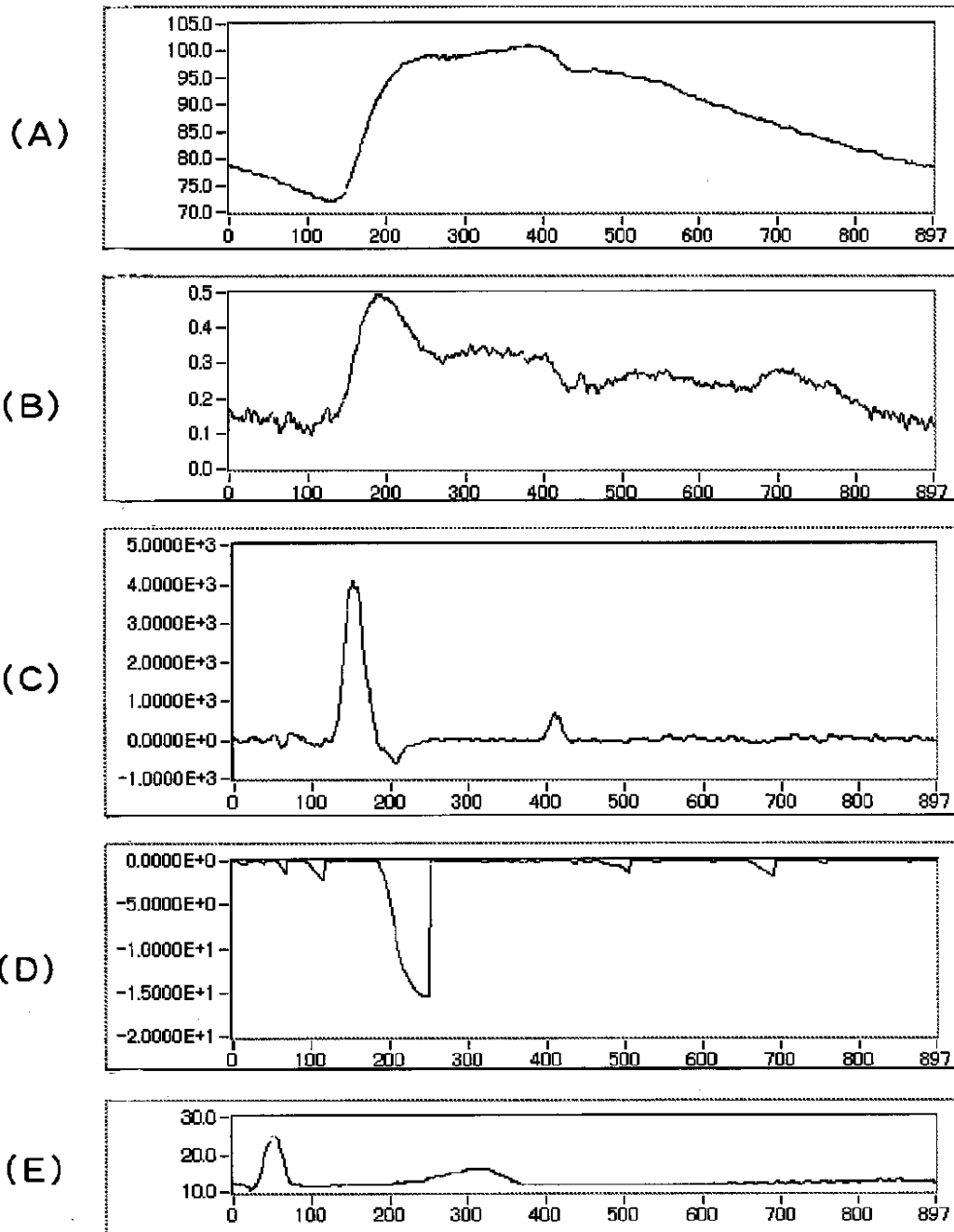
【図 9】



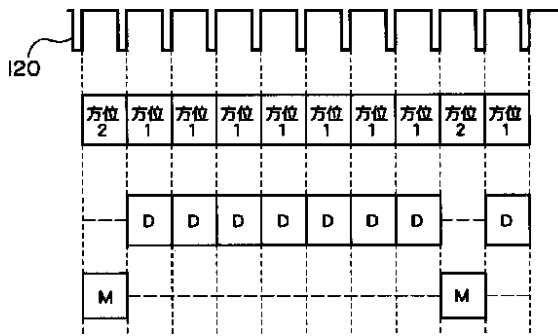
【図 10】



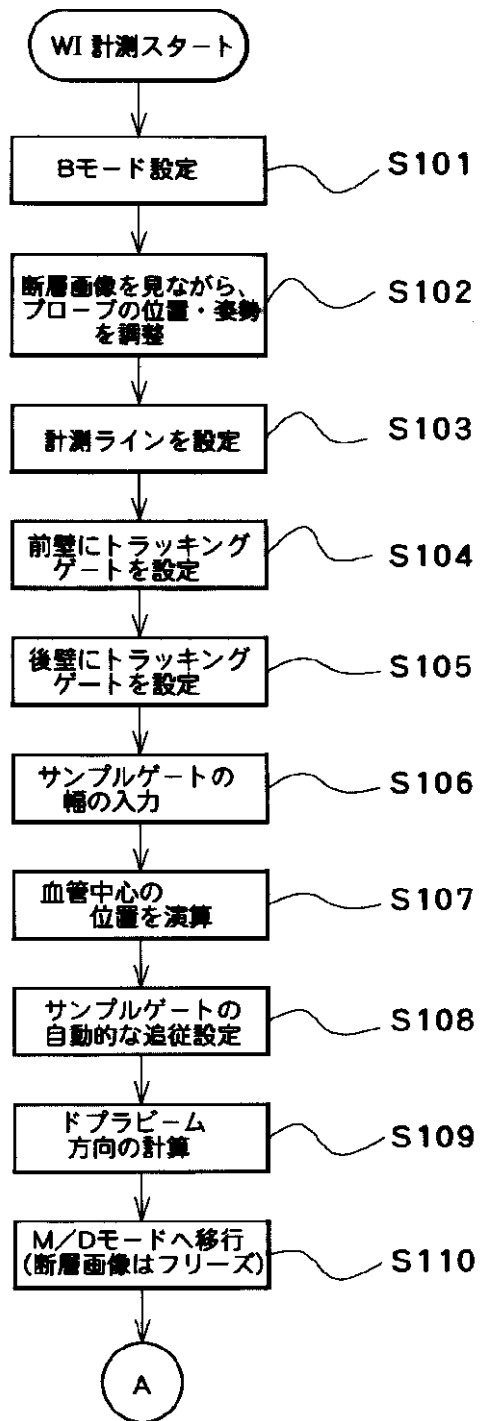
【図 5】



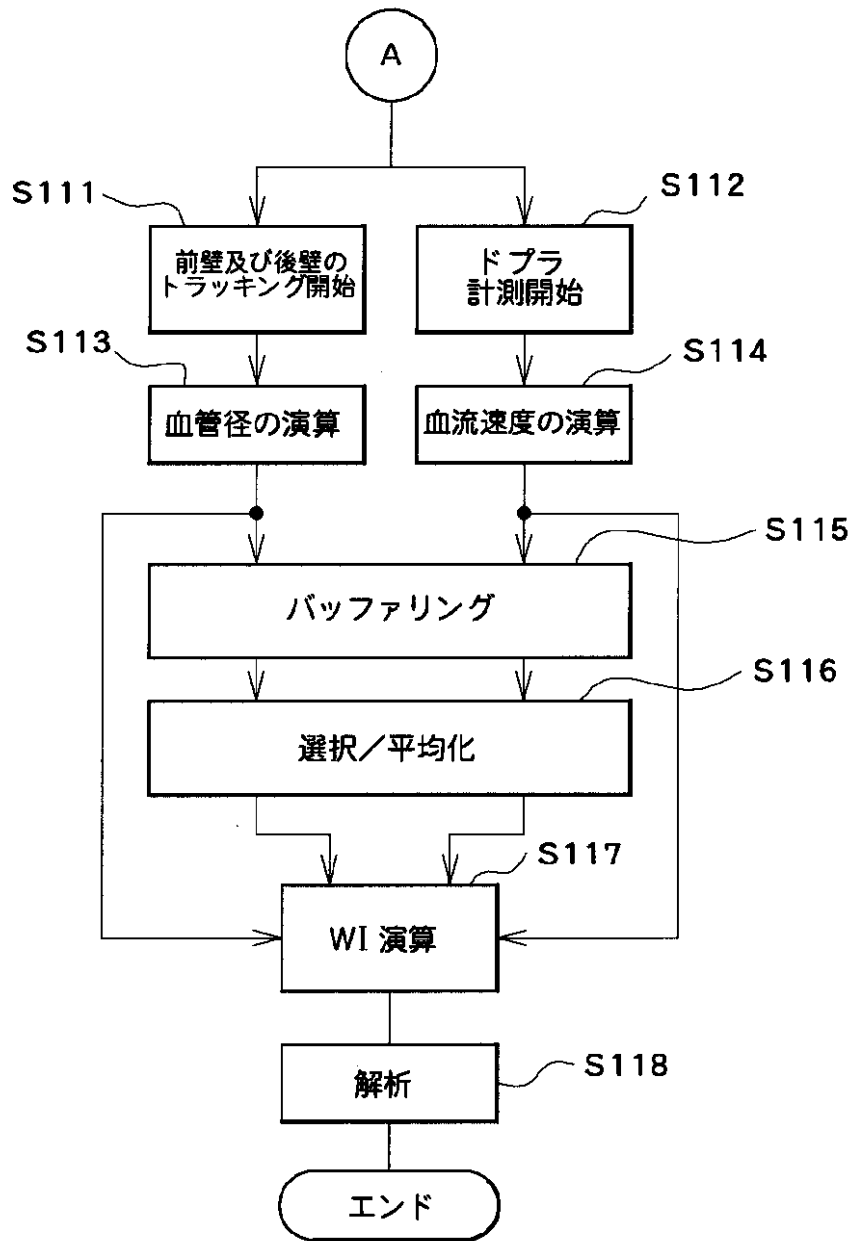
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(56) 参考文献 特開 平 6 - 217975 (J P , A)
特開 昭 58 - 177631 (J P , A)
特開 昭 60 - 80440 (J P , A)
特開 昭 55 - 143133 (J P , A)

(58) 調査した分野 (Int . Cl .⁷ , D B 名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3464185B2	公开(公告)日	2003-11-05
申请号	JP2000032856	申请日	2000-02-10
[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		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	冈田孝 原田烈光		
发明人	冈田 孝 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/04		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/04		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/EE20 4C301/JB08 4C301/JB30 4C301/JB32 4C301/KK27 4C301/KK31 4C301/KK34 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/JB16 4C601/JB17 4C601/JB34 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK36		
其他公开文献	JP2001218768A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过利用超声波检查仪高度精确地测量波浪强度作为评估值。解决方案：在断层图像200上设置测量线202，并且在测量线202上执行前壁204的跟踪和后壁206的跟踪。因此，准备血管直径的变化波形216。在测量线202上设置跟踪门S，并且基于其中的回波数据准备用于指示平均血流速度的血流速度变化波形218。从血管直径变化波形216和血流速度变化波形218计算波强度。在此之前，通过最大血压和最小血压校准血管直径变化波形并将其视为血压。波形。可以设置用于多普勒测量的光束穿过光束以进行位移测量。

【图2】

