

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 10183

(P2003 - 10183A)

(43)公開日 平成15年1月14日 (2003.1.14)

(51) Int. Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト-ド* (参考)

A 6 1 B 8/08
8/06

A 6 1 B 8/08
8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2001 - 200574(P2001 - 200574)

(22)出願日 平成13年7月2日(2001.7.2)

(71)出願人 000005821

松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地

(72)発明者 砂川 和宏

宮城県仙台市泉区明通二丁目五番地 株式
会社松下通信仙台研究所内

(72)発明者 反中 由直

神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号
松下通信工業株式会社内

(74)代理人 100097445

弁理士 岩橋 文雄 (外 2 名)

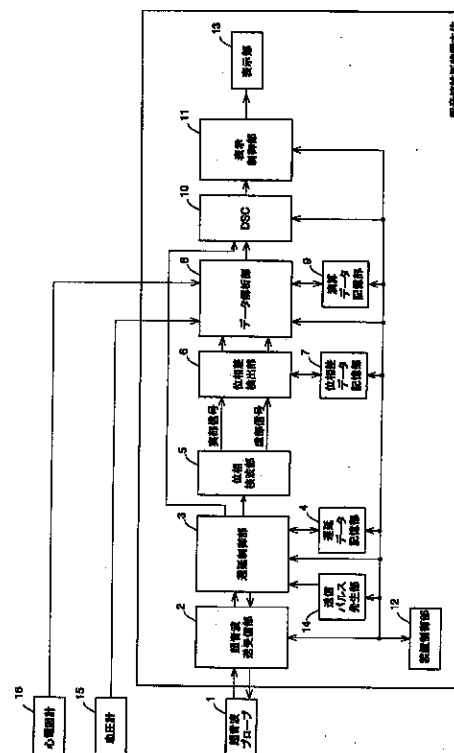
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波を経皮的に生体内に送信し、生体内の組織と血液からの超音波反射信号の位相情報から、生体内の組織の運動と血液中の赤血球集合の位置関係変化を追跡し、生体内の組織の運動速度と血流速度を求めながら、生体内の組織の運動と血液の移動変化を推定することを目的とする。

【解決手段】 超音波パルスを送受信する超音波プローブ1から送信し、受信した生体内からの超音波反射信号から、位相検波部5で、位相検波し、位相差検出部6で、位相検波信号から超音波送受信繰り返し周期間の位相差を求め、データ解析部7で、超音波反射波の位相差から生体内の組織の運動速度と血流速度を算出し、速度より算出した移動量から、生体内の組織と血液の移動を追跡し、追跡した結果と、生体内の組織と血液の移動量と速度波形を、表示制御部10を介して、表示部13に同時に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波プローブを介して生体内に超音波パルスを送信し、前記生体内で反射した超音波反射波を受信する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段で受信した前記超音波反射波を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波した信号において所定の時間間隔で位相検波した複数の信号間の位相差を検出する位相差検出手段と、前記位相差から前記生体内の血流を含む組織の移動状態を解析するデータ解析手段と、前記生体内の組織の移動状態を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記超音波プローブが複数の超音波振動子を有し、前記複数のそれぞれの超音波振動子で送受信した前記超音波パルスおよび前記超音波反射波の遅延量を制御することによって前記超音波パルスと前記超音波反射波とで構成される音響線の偏向角度制御を行う遅延制御手段を具備し、前記位相検出手段が偏向角度の異なった複数の前記音響線ごとに前記位相差を検出し、前記データ解析手段が前記複数の音響線ごとの前記位相差から前記生体内の組織の移動速度および移動変位を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記データ解析手段が前記複数の音響線ごとの前記位相差から前記生体内の組織の、前記超音波プローブ表面に対して直交する方向の直交方向移動速度成分と前記超音波プローブ表面に平行する方向の平行方向移動速度成分とを検出し、前記直交方向移動速度成分および平行方向移動速度成分から前記生体内組織の移動速度および移動変位を算出することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記複数の超音波振動子を選択する振動子選択手段を備え、前記振動子選択手段が、前記複数の超音波振動子のうち隣接した複数の超音波振動子を群として選択するとともに前記超音波振動子群を複数選択し、前記データ解析手段が、前記複数の超音波振動子群のそれぞれによって送受信される超音波で構成される音響線における前記位相差から前記生体内組織の移動速度および移動変位を算出することを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記遅延制御手段が、前記音響線の偏向角度を任意に制御し、前記データ解析手段が、前記それぞれの音響線における前記位相差から前記生体内組織の移動速度および移動変位を算出することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記超音波反射波の情報から超音波診断画像を構成する診断画像構成手段を備え、診断画像構成手段で構成された前記超音波診断画像から任意の測定領域を少なくとも 1 つ選択可能とし、前記位相差検出手段が、前記選択した少なくとも 1 つの測定領域の前記超音波反射波の前記位相差を同時あるいはほぼ同時に検出することによって、前記データ解析手段が前記選択した測

*定領域の生体内組織の移動速度および移動変位を算出することを特徴とする請求項 2 ないし請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 診断画像構成手段で構成された前記超音波診断画像から任意の測定領域を少なくとも 1 つ選択可能とし、前記遅延制御手段が前記音響線の偏向角度を走査フレームごとに任意に設定し、前記選択した少なくとも 1 つの測定領域において、前記任意に偏向角度が設定された走査フレームごとに前記超音波反射波の前記位相差を同時あるいはほぼ同時に検出することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記生体内の組織の移動速度と移動変位とを極座標変換し、速度量と角度を求めるとを特徴とする請求項 2 ないし請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 心電図計からの信号を入力する心電図信号入力手段を備え、前記入力された心電図信号と前記動脈壁の移動変位とを関連づけて前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 2 ないし請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 前記データ解析手段が、動脈壁の移動速度および移動変位、動脈内血流の移動速度および移動変位を算出するとともに、前記動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記動脈内血流の移動速度または移動変位の関係を求め、前記関係を示すグラフを前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記データ解析手段が、前記心電図信号の R 波の発生時間からの遅延時間を任意に設定し、前記設定された遅延時間時点での動脈壁の移動速度および移動変位と動脈内血流の移動速度および移動変位を算出し、前記動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記動脈内血流の移動速度または移動変位の関係を示すグラフを前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 9 または請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 血圧計からの信号を入力する血圧値入力手段を備え、前記データ解析手段が前記検出された動脈内血流の移動変位を、前記血圧計から入力される最高血圧値と最低血圧値で正規化することによって血圧変位に換算し、前記動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記血圧変位の関係を示すグラフを前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 9 ないし請求項 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体内の組織に超音波を送信し、生体内から得られた超音波エコー信号から位相検波手段を用いて位相を検出し、その位相から生体内の組織運動あるいは血流速度を演算し、その演算結果を表示することができる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の超音波診断装置は、生体内組織の断層像を表示するBモード機能、生体内組織の運動状態の時間変化を表示するMモード機能、血流速度の時間変化を表示するFFTドプラ機能および血流などの生体内で移動する部位にその移動する方向により着色することによって移動状態を表示するカラードプラ機能などの機能を有している。

【0003】このような従来の超音波診断装置を用いて動脈硬化診断を目的として頸動脈の診断を行う場合、Bモード機能を用いて血管内径の大きさおよび血管壁厚の厚みを評価し、血栓などが血管の内壁に付着することによって発生する隆起病変をBモード画像による断層像の輝度によって評価し、Mモード機能を用いて心臓の拍動に伴う時間的な血管内径変化の評価し、またFFTドプラ機能やカラードプラ機能を用いて隆起病変による血管狭窄部位の血流速度の評価などを行うことにより病変の性状を判断している。

【0004】また、生体組織の運動を計測する手法として、特開平9-323485号公報に開示されているように、組織ドプラーメージングを用いた手法が提案されており、この手法は、生体内の組織の動きや向きに応じて、その部位に着色してカラー画像化することにより、組織の動きを定量的に把握することができるようにするものである。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】動脈硬化診断を目的として頸動脈の診断を行う場合、頸動脈内に発生する隆起病変が血流に与える影響を評価するために、血流変化と動脈壁の運動の関係を容易に把握することが必要となっている。

【0006】しかしながら、上記従来の超音波診断装置を用いて、主に血栓による隆起病変を診断する場合、隆起病変組織の性質により断層画像の輝度が低く表示されるためBモード機能を用いた評価法では発見しにくく、また、輝度により性状を判断しているために定量的に評価できないという問題がある。

【0007】また、従来の超音波診断装置では、カラードプラ機能を用いれば、Bモード機能では発見しにくい輝度の低い病変を、着色することによって血液の流れている内腔と分別することが可能となり、Bモードのみによる診断と比較してその診断精度は向上するが、血压変化や血流変化に対する動脈壁の動きを定量的に把握することは困難である。

【0008】また、カラードプラ機能を実現するためには、血流（高速な移動）と、体動など（低速な移動）とを正しく区別し、血流のみの情報を取り出す処理が必要となっているため、生体からの低速な移動量を示す信号をフィルタで除去しているため、生体内の組織の動きと血流変化を同時に計測することはできない。

【0009】また、組織ドプラーメージングを用いれば組織の動きを定量的に把握することができるが、血压変化や血流変化に対する動脈壁の動きまでは把握することは困難である。

【0010】本発明は、上記従来の課題を解決するものであり、主として循環器系の病変の診断のために、生体内の血流や動脈壁などの組織の移動速度と移動変位を同時に計測し、血流変化と動脈壁の運動の関係を容易に把握するための表示をすることができる超音波診断装置を提供するものである。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波診断装置は、超音波プローブを介して生体内に超音波パルスを送信し、前記生体内で反射した超音波反射波を受信する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段で受信した前記超音波反射波を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波した信号において連続して位相検波した複数の信号間の位相差を検出する位相差検出手段と、前記位相差から前記生体内の血流を含む組織の移動状態を解析するデータ解析手段と、前記生体内の組織の移動状態を表示する表示手段とを具備した構成を有している。この構成により、受信した超音波受信信号の位相差を検出するという簡易な方法で、生体内組織の移動状態を解析することができる。

【0012】また、本発明の超音波診断装置は、前記超音波プローブが複数の超音波振動子を有し、前記複数のそれぞれの超音波振動子で送受信した前記超音波パルスおよび前記超音波反射波の遅延量を制御することによって前記超音波パルスと前記超音波反射波とで構成される音響線の偏向角度制御を行う遅延制御手段を具備し、前記位相検出手段が偏向角度の異なった複数の前記音響線ごとに前記位相差を検出し、前記データ解析手段が前記複数の音響線ごとの前記位相差から前記生体内の組織の移動速度および移動変位を算出する構成を有している。この構成により、偏向角度の異なった複数の音響線ごとに受信される超音波受信信号の位相差を検出するという簡易な方法で、精度高く生体内の組織の移動速度および移動変位を算出することができる。

【0013】また、本発明の超音波診断装置は、前記データ解析手段が前記複数の音響線ごとの前記位相差から前記生体内の組織の、前記超音波プローブ表面に対して直交する方向の直交方向移動速度成分と前記超音波プローブ表面に平行する方向の平行方向移動速度成分とを検出し、前記直交方向移動速度成分および平行方向移動速度成分から前記生体内組織の移動速度および移動変位を算出する構成を有している。この構成により、受信される超音波受信信号の位相差を検出し、この位相差から生体内組織の移動速度および移動変位を算出する再の算出精度を高めることができる。

【0014】また、本発明の超音波診断装置は、前記複

数の超音波振動子を選択する振動子選択手段を備え、前記振動子選択手段が、前記複数の超音波振動子のうち隣接した複数の超音波振動子を群として選択するとともに前記超音波振動子群を複数選択し、前記データ解析手段が、前記複数の超音波振動子群のそれぞれの音響線における前記位相差から前記生体内組織の移動速度および移動変位を算出する構成を有している。この構成により、容易に音響線を偏向させることができ、また複数の音響線から位相を検出するので、精度高く生体内組織の移動速度および移動変位を算出することができる。

【0015】また、本発明の超音波診断装置は、前記遅延制御手段が、前記複数の超音波振動子群のそれぞれの音響線の偏向角度を任意に制御し、前記データ解析手段が、前記それぞれの音響線における前記位相差から前記生体内組織の移動速度および移動変位を算出する構成を有している。この構成により、容易に音響線の偏向角度を変更させることができるので、生体内組織の移動速度および移動変位を算出の自由度を高めることができる。

【0016】また、本発明の超音波診断装置は、前記超音波反射波の情報から超音波診断画像を構成する診断画像構成手段を備え、診断画像構成手段で構成された前記超音波診断画像から任意の測定領域を少なくとも1つ選択可能とし、前記位相差検出手段が、前記選択した少なくとも1つの測定領域の前記超音波反射波の前記位相差を同時あるいはほぼ同時に検出することによって、前記データ解析手段が前記選択した測定領域の生体内組織の移動速度および移動変位を算出する構成を有している。この構成により、超音波診断画像により、対象領域を確認しながら、その対象領域の移動速度および移動変位を算出することができるので、診断の精度を向上させることができる。

【0017】また、本発明の超音波診断装置は、診断画像構成手段で構成された前記超音波診断画像から任意の測定領域を少なくとも1つ選択可能とし、前記遅延制御手段が前記音響線の偏向角度を走査フレームごとに任意に設定し、前記選択した少なくとも1つの測定領域において、前記任意に偏向角度が設定された走査フレームごとに前記超音波反射波の前記位相差を同時あるいはほぼ同時に検出する構成を有している。この構成により、超音波診断画像の画質を劣化させることなく、その対象領域の移動速度および移動変位を算出することができる。

【0018】また、本発明の超音波診断装置は、前記生体内の組織の移動速度と移動変位とを極座標変換し、速度量と角度を求める構成を有している。この構成により、生体内組織の移動速度および移動変位を算出する精度を高めることができる。

【0019】また、本発明の超音波診断装置は、心電図計からの信号を入力する心電図信号入力手段を備え、前記入力された心電図信号と前記動脈壁の移動変位とを関連づけて前記表示手段に表示する構成を有している。こ

の構成により、生体内組織の移動変位と心電図波形を同時に表示することができるので、とくに循環器系の診断に有効となる。

【0020】また、本発明の超音波診断装置は、前記データ解析手段が、動脈壁の移動速度および移動変位、動脈内血流の移動速度および移動変位を算出するとともに、前記動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記動脈内血流の移動速度または移動変位の関係を求め、前記関係を示すグラフを前記表示手段に表示する構成を有している。この構成により、動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記動脈内血流の移動速度または移動変位の関係をグラフ化することにより、診断領域の病変の状態を明らかにすることができる。

【0021】また、本発明の超音波診断装置は、前記データ解析手段が、前記心電図信号のR波の発生時間からの遅延時間を任意に設定し、前記設定された遅延時間時点での動脈壁の移動速度および移動変位と動脈内血流の移動速度および移動変位を算出し、前記動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記動脈内血流の移動速度または移動変位の関係を前記表示手段に表示する構成を有している。この構成により、心臓の拍動に連動して、動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記動脈内血流の移動速度または移動変位の関係をグラフ化できるので、病変と心臓の拍動との関係を明らかにすることができる。

【0022】また、本発明の超音波診断装置は、血圧計からの信号を入力する血圧値入力手段を備え、前記データ解析手段が前記検出された動脈内血流の移動変位を、前記血圧計から入力される最高血圧値と最低血圧値で正規化することによって血圧変位に換算し、前記動脈壁の移動速度または移動変位に対する前記血圧変位の関係を前記表示手段に表示する構成を有している。この構成により、動脈壁の移動速度または移動変位に対する血圧変位の関係をグラフ化できるので、血圧変動と動脈壁との関係を明らかにすることができる。

【0023】

【発明の実施の形態】(第1の実施の形態)本発明の第1の実施の形態について、図を用いて説明する。

【0024】まず、図1を用いて本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の構成について説明する。超音波プローブ1は、複数の超音波振動子を有しており、それぞれの超音波振動子が生体へ所定の時間間隔で超音波送信パルスを送信するとともに、生体の組織で反射した超音波反射波を所定の時間間隔で受信する。送信パルス発生部14は、超音波プローブ1で送信される超音波送信パルスを発生する。超音波送受信部2は、超音波プローブ1のそれぞれの超音波振動子が送信する超音波パルスをそれぞれ増幅するとともに、超音波プローブ1それぞれの超音波振動子が受信した超音波反射波の受信処理をそれぞれ行ない、受信した超音波反射波を超音波受信信

号として位相検波部3へ出力する。ここで、装置制御部12が、振動子選択手段として、複数の超音波振動子のいずれかを選択するかを制御する。遅延制御部3は、複数の超音波振動子それぞれが送受信する超音波送信パルスおよび超音波受信信号の遅延時間をそれぞれ制御して超音波を送受信する方向（音響線の方向）の偏向角度の制御を行う。この遅延制御された超音波受信信号は、断層像表示であるBモード表示および、組織の移動量の時間変化を表示するMモード表示をするために、デジタルスキャンコンバータ(DSC)10へ出力されるとともに、位相差検出および測定対象の移動速度算出のために位相検波部5へ出力される。遅延データ記憶部4は、遅延制御部3で制御する各超音波振動子の遅延時間データを記憶しており、予め設定した超音波送受信の音響線の偏向角度に基づいた遅延時間データを複数記憶し、超音波送信パルスごとに遅延制御部3が異なる遅延データを読み出すことにより、超音波送信パルスごとに異なる偏向角度で超音波の送受信を行う。

【0025】位相検波部5は、遅延制御部3で所定の遅延制御された受信した超音波受信信号を位相検波し、実部信号と虚部信号に分離する。位相差検出部6は、位相検波部5から出力された実部信号と虚部信号とから、所定の時間間隔で受信される複数の超音波受信信号間、または表示部13に表示される一画面間（複数の走査フレーム間）の超音波受信信号の位相差を検出する。位相差データ記憶部7は、位相差検出部6で検出される所定の時間間隔で受信される複数の超音波送信パルスごとの位相データを一時的に記憶しておく。この記憶された位相データを用いて、位相差検出部6が、位相差データ記憶部7で記憶された前回受信した超音波受信信号の位相データと、今回受信した超音波受信信号の位相データを比較することによって、所定の時間間隔で受信される複数の超音波送信パルス間または複数の走査フレーム間の位相差を検出する。データ解析部8は、位相差検出部6で検出された位相差を基に、対象となる生体内の組織の移動速度および移動変位を算出する。また、データ解析部8には、本超音波診断装置に接続される血圧計15から出力される最高血圧値、最低血圧値および心電図計16から出力される心電図波形が入力され、心臓の拍動のタイミングの検出や心臓の拍動に伴う血圧変化を把握するために用いられる。演算データ記憶部9は、データ解析部8が、生体内の組織の移動速度および移動変位などを演算する際のデータを記憶しておく。

【0026】DSC10は、遅延制御部3から入力された、BモードおよびMモード表示用の超音波受信信号を超音波診断画像として構成するとともに、この超音波診断画像とデータ解析部8から入力された生体内の組織の移動速度情報および移動変位情報とを、超音波が送受信される超音波走査方向（垂直方向の走査）から、通常のテレビジョンモニタと同様の水平方向の走査に変換す

る。表示制御部10は、DSC9によって走査変換された超音波画像信号を映像信号に変換する。表示部13は、超音波画像信号の映像信号を表示する。装置制御部12は、超音波診断装置14の各部の制御を行う。

【0027】次に、本発明の第1の実施の形態の動作について説明する。

【0028】送信パルス発生部14で発生された超音波送信パルスは、遅延制御部3に入力され、送信偏向角度を設定するために、超音波プローブ1の複数の超音波振動子それぞれに対して異なった遅延時間が設定され、超音波送信部2へ出力される。設定される遅延時間は、予め遅延データ記憶部に記憶されているデータを用いて設定することができる。これは、超音波プローブに実装される超音波振動子の数が増えると、各超音波振動子に対応した遅延量をその都度計算して設定していたのでは設定時間がかかりすぎてしまうためである。また、設定時間が診断上問題のない程度であれば、この遅延データ記憶部4に記憶されて遅延データではなく装置制御部12から遅延データを設定することもできる。

【0029】複数の超音波振動子によって超音波送信パルスが送信されるが、この複数の超音波振動子のうち、どの超音波振動子を用いて送信するかを、装置制御部12が、超音波送信部2を制御することによって行う。

【0030】この超音波送信パルスは、超音波送信部2で増幅されて、超音波プローブ1から生体へ送信される。生体へ送信された超音波送信パルスは、生体の組織で反射して、超音波反射波として超音波プローブ1で受信されて電気信号に変換される。この電気信号に変換された超音波反射波は、超音波送受信部で増幅などの受信処理が行われ、超音波受信信号として位相検波部3へ出力される。また、位相検波部3に入力された超音波受信信号は、いわゆる直行検波が行われ、実部信号と虚部信号とに分離されて、位相差検出部6へ出力される。

【0031】次に、位相差検出部6で、所定の時間間隔で受信される複数の超音波受信信号間の位相差の検出方法について、図2を用いて説明する。

【0032】超音波プローブ1の複数の超音波振動子のなかで、所定数の超音波振動子を群として選択し、この群を超音波振動子群17aとする。この超音波振動子群17aを用いて、対象Aに対して所定の時間間隔で受信される複数の超音波受信信号間の位相差の検出する方法について説明する。

【0033】対象Aは、超音波振動子群17aの直下に存在しないため、超音波振動子群17aから送受信される超音波で形成される音響線の角度を偏向させる必要がある。送信時においては、超音波振動子群17aの中心側（対象Aに近い方）の振動子に行くにしたがって遅延時間を大きくして超音波パルスを送信する。そうすると、まず超音波振動子群17aの外側の振動子から順に所定の遅延時間をもって超音波パルスが送信されること

になり、対象Aに向かって超音波が送信されることになる。

【0034】対象Aで反射した超音波反射波は、一定の時間後に超音波振動子群17aに到達するが、超音波振動子群17aの外側の振動子に一番遅く到達する。そこで、遅延制御部3にて、超音波振動子群17aの外側の振動子ほど、遅延時間を小さくして受信処理を行うことによって、超音波振動子群17aで対象Aの方向から反射した超音波反射波を受信することができる。

【0035】超音波振動子群17aからは、所定の時間間隔で繰り返し超音波パルスを送信しており、その超音波パルスを送信していない時間に繰り返し超音波反射波の受信処理を行っている。対象Aが移動していなければ、繰り返し受信される超音波反射波の位相は毎回同じであるが、対象Aが移動していると、ドブラ効果により位相が変化して受信される。この位相差は、繰り返し受信した超音波反射波において、送信した超音波パルスの位相データを基準にして、この基準となる位相データと前回受信した超音波反射波の位相データとを比較してその位相差データを位相差データ記憶部7に記憶しておき、次に、基準となる位相データと今回受信した超音波反射波の位相データとを比較し、この比較による今回受信した位相差データと位相差データ記憶部7に記憶した前回受信した位相差データとを比較することによって検出する。

【0036】また、図2において、対象Aの直上にある超音波振動子群17bを用いても同様に対象Aの移動による、超音波反射波の位相差を検出することができる。この場合、対象Aが超音波振動子群17bの直下にあるため、音響線を偏向させる必要がないので遅延時間制御は不要となる。

【0037】このように、2つの超音波振動子群を用いて、対象Aに対して異なった角度から位相差を検出することにより、次に述べる方法によって対象Aの移動速度および移動変位を求めることができる。

【0038】位相差から対象の速度を求めるには、繰り返し受信される超音波反射波において、前回受信した超音波反射波の位相と今回受信した超音波反射波の位相との位相差と、超音波の波長とから対象の移動量を算出し、その移動量と繰り返し受信する時間間隔とから、対象の速度 = 対象Aの移動量 / 繰り返し受信時間間隔

によって対象の速度を算出する。

【0039】具体的に図3を用いて、データ解析部8が、測定対象の移動速度および移動変位を求める方法を説明する。対象速度vは、測定対象の移動速度である。x方向移動速度成分vxは、測定対象の移動速度の超音波プローブ1の表面と直交する方向の速度成分であり、z方向移動速度成分vzは、測定対象の移動速度の超音波プローブ1の表面と平行する方向の速度成分である。*50

*v1は測定対象の移動速度の超音波振動子群17aからの対象Aに対する方向の速度成分である。θは、超音波振動子群17aからの対象Aに対する方向と、超音波振動子群17bからの対象Aに対する方向との成す角である。

【0040】対象Aが超音波プローブ1表面に対して、ある方向に速度vで移動している場合、音響線方向D1の方向では移動速度成分vx、音響線方向D2の方向では移動速度成分v1を持つ。音響線方向D2の方向での移動速度成分v1を音響線方向D1方向（以下「x軸方向」という）に投影すると、

$$v_x + X_A = v_1 / \cos \theta$$
となる。ここでXAは、測定対象の移動速度成分に超音波プローブ1表面と平行方向（以下「z軸方向」という）成分が含まれていることにより生じる量であり、測定対象の移動速度成分にz軸方向の成分が含まれていない場合、XA = 0となる。

【0041】測定対象のz軸方向の移動速度成分vzとXAの成す角度は、音響線方向D2の偏向角度であり、したがって、z軸方向の移動速度成分vzは、

【0042】
【式1】
$$v_z = \frac{1}{\sin \theta} (v_1 - v_x \cos \theta)$$

で求められる。

【0043】測定対象のx軸方向の移動速度vxは、音響線方向D1で計測される。したがって、測定対象の速度vは、z軸方向の移動速度vzと、測定対象のx軸方向の移動速度vxから、

【0044】
【式2】
$$v = \sqrt{v_x^2 + v_z^2}$$

で求められる。また、対象の超音波プローブ1表面に対する運動方向の角度θは、

【0045】
【式3】
$$\theta = \tan^{-1}(v_z/v_x)$$

で求められる。

【0046】このように、x軸方向の移動速度成分と、z軸方向の移動速度成分をそれぞれもとめ、これらの移動速度成分から、測定対象の移動速度と移動変位を算出することができる。

【0047】なお、偏向角度の異なった複数の音響線方向の位相差に基づいて移動速度を算出することにより、超音波プローブ表面と直交する方向と、超音波プローブ

表面と平行する方向の移動速度および移動変位を、極座標変換し、速度量と角度を検出することもできる。

【0048】データ解析部 8 で算出された測定対象の移動速度情報および移動変位情報は D S C 10 へ出力される。この移動速度情報および移動変位情報は、D S C 10 において、B モード画像および M モード画像と合成されるとともに、表示部 13 に表示できるように走査変換が行われ、表示制御部 11 により表示部 13 に B モード画像、M モード画像および移動速度情報および移動変位情報などが表示される。

【0049】このように、本発明の第 1 の実施の形態によれば、同一の測定の対象に対して、偏向角度の異なった複数の音響線方向で超音波の送受信を行うことによって、受信した生体からの二次元の反射波の情報から任意の二次元の測定領域を B モード画像および M モード画像上で選択し、選択した領域の生体内からの超音波反射波の位相差を求めることによって、FFT ドブラ法などによる複雑な送受信制御や FFT 演算を行うことなく、対象の移動速度および移動変位を算出することが可能になる。

【0050】次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。

【0051】図 4 を用いて、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置における、複数の偏向角度により測定対象の移動速度および移動変位を算出する方法について説明する。

【0052】第 2 の実施の形態の構成は、第 1 の実施の形態で図 1 を用いて説明したものと同一であるので、構成の説明は省略する。

【0053】図 4 に示すように、対象 A に対し、複数の偏向角度により移動速度および移動変位を算出するには、超音波振動子群 17 a、17 b、17 c を用いて行う。超音波振動子群 17 b は対象 A の直上の超音波振動子群であり、超音波振動子群 17 a は対象 A から最も遠い超音波振動子群であり、超音波振動子群 17 c は超音波振動子群 17 a と超音波振動子群 17 b の間に位置している超音波振動子群である。

【0054】超音波振動子群 17 b は対象 A の直上にあるため各超音波振動子への遅延制御は不要である。超音波振動子群 17 a は対象 A に対して、 θ_5 の角度をもつ位置関係になっており（音響線方向 D5 の方向）、この θ_5 の角度を持つように遅延制御部 3 で遅延時間の制御が行われる。また、超音波振動子群 17 c は対象 A に対して θ_4 の角度をもつ位置関係になっており（音響線方向 D4 の方向）、この θ_4 偏向角度を持つように遅延制御部 3 で遅延時間の制御が行われる。

【0055】このように、本発明の第 2 の実施の形態によれば、この θ_4 および θ_5 の偏向角度における位相差をそれぞれ検出し、その平均値をとることによって位相差検出の精度を高めることができる。この方法は、対象

A の超音波プローブ 1 表面に平行な移動成分が微小な場合、または対象 A が超音波プローブ 1 表面に近い位置に存在する場合に有効である。

【0056】次に、本発明の第 3 の実施の形態について説明する。

【0057】図 5、図 6 を用いて、本発明の第 3 の実施の形態の超音波診断装置における、位置の異なる測定対象のそれぞれの移動速度および移動変位を求める方法について説明する。

10 【0058】第 3 の実施の形態の構成は、第 1 の実施の形態で図 1 を用いて説明したものと同一であるので、構成の説明は省略する。

【0059】図 5 に示すように、対象 A および対象 B の位置の異なる複数の対象の移動速度および移動変位を算出するには、超音波振動子群 17 a、17 b、17 c を用いて行う。対象 A の移動速度を算出するときは、図 2 を用いて説明した方法と同様に、超音波振動子群 17 a と、超音波振動子群 17 b を用いてそれぞれで受信された超音波受信信号の位相差を検出することによって算出

20

する。
【0060】一方、対象 B の移動速度および移動変位を算出するときは、対象 B の直上にある超音波振動子群 17 b と、超音波振動子群 17 a よりも超音波プローブ 1 の中央寄りの超音波振動子群 17 c とを用いる。超音波振動子群 17 c によって超音波を送受信するときの遅延制御部 3 による遅延時間の制御は、超音波振動子群 17 a と同じ制御でよい。

【0061】このように、対象 A の移動速度および移動変位を算出するときは、超音波振動子群 17 a と超音波振動子群 17 b を用い、対象 B の移動速度および移動変位を算出するときは、超音波振動子群 17 a と超音波振動子群 17 c を用いるように制御することによって、遅延時間の変更を行うことなく、異なった位置の対象の移動速度および移動変位を同時あるいはほぼ同時に算出することができる。

【0062】また、図 6 に示すように、対象 B の移動速度および移動変位を算出するときは、超音波振動子群 17 a を用い、その音響線の偏向角度を深くすることによっても行うことができる。このとき、超音波振動子群 17 a への遅延制御を行う場合、対象 A を測定対象とする場合と、対象 B を測定対象とする場合とのそれぞれの遅延時間データを遅延データ記憶部 4 に記憶させておき、測定対象変更時に遅延データ記憶部 4 から読み出すことにより、容易に測定対象を変更させることができ、使用する超音波振動子群を変更することなく、異なった位置の対象の移動速度および移動変位を同時あるいはほぼ同時に算出することができる。

【0063】また、図 7 に示すように、複数の測定対象の位置が、深さ方向および水平方向に異なっている場合も、上記同様に、超音波振動子群の位置および音響線の

50

偏向角度の異ならせて超音波を送受信することにより、異なった位置の対象の移動速度および移動変位を同時あるいはほぼ同時に算出することができる。

【0064】なお、本実施の形態では、測定対象が点であるとして説明したが、測定対象は点のみならず、Bモード表示およびMモード表示と併用することにより、Bモード画像およびMモード画像の任意の二次元の領域を指定して、その指定領域内での生体組織の移動速度および移動変位を同時あるいはほぼ同時に算出することもできる。

【0065】次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。

【0066】第4の実施の形態の構成は、第1の実施の形態で図1を用いて説明したものと同一であるので、構成の説明は省略する。

【0067】超音波診断画像を表示部13に表示する場合、通常、数百本の音響線で構成される断層像で1画面を表示している。この1画面を走査フレームという。

【0068】超音波送受信の音響線方向の偏向角度をこの走査フレームごとに任意に設定し、各走査フレームごとと位相差を検出することによって、第1の実施の形態で説明したものと同様の方法により、測定対象移動速度および移動変位を算出する。このとき、受信した生体からの二次元の反射波の情報から、任意の二次元の測定領域を選択し、この選択した領域の生体内からの、設定した走査フレームごとに異なる任意の偏向角度の超音波反射波の位相差を同時あるいはほぼ同時に求めることにより、走査フレームごとに測定対象の位置に最適な音響線方向の偏向角度を設定することができる。

【0069】したがって、走査フレームごとにBモード表示を優先して表示することができるので、Bモード画像の画質を劣化させることなく、測定対象の移動速度および移動変位を算出することができる。

【0070】また、走査フレームごとに音響線の偏向角度を制御することにより、異なる偏向角度の位相差を求め、位相差検出部6あるいはデータ解析部8で、最適な移動速度、移動変位を求めることができる偏向角度の位相差データを、複数選択した測定領域それぞれに対して選択することにより、常に最適な偏向角度を設定しながら、測定対象の移動速度および移動変位を求めることができる。

【0071】次に、本発明の第5の実施の形態について説明する。

【0072】本発明の第5の実施の形態の超音波診断装置は、血圧計15と心電計16とを接続することができるようにしたもので、心臓の拍動ごとに、動脈壁と動脈内腔の血流の速度および移動変位を求め、血流の速度および移動変位に対する、動脈壁の移動速度および移動変位のヒステリシスカーブを求めるデータ解析手段8を

備えたものである。

【0073】2つの測定対象を選択し、測定対象の一方を動脈内の血流とし、もう一方を動脈壁として、それぞれの移動速度および移動変位を算出する。また、動脈のMモード表示を行い、入力された心電図波形とともに、表示部13に表示することができる。心電図波形と動脈のMモード表示の一例を図8に示す。

【0074】図8において、心電図波形20は心電図計16から入力された心電図波形である。R波21は心電図波形の一部であり、心臓が血液を左心室から大動脈に送り出すときに生じる波形である。動脈壁(前壁)の移動変位22は、動脈の皮膚に近い方の壁の移動変位の時間変化を示している。動脈内腔の移動変位23は、動脈の内腔の移動変位の時間変化を示している。動脈壁(後壁)の移動変位24は、動脈の皮膚に近い方の壁の移動変位の時間変化を示している。

【0075】心臓はR波21のタイミング t_0 で収縮し血液を動脈に送り出す。動脈壁(前壁)の移動変位22および動脈壁(後壁)の移動変位24は、 t_0 から時刻 t 経過後に心臓の収縮に伴う血液の圧力波(以下、脈波という)が動脈に伝搬し、動脈の拡張および動脈壁の厚みが変化していることを示している。この時刻 t を任意に設定することができる。なお、上記では心電図波形のR波を用いているが、他のQ波、S波などを用いることもできる。

【0076】また、上記時刻 t における動脈内の血流の速度データおよび動脈壁の移動変位データを算出し、超音波受信信号を受信ごとにこれらのデータを演算データ記憶部9に記憶しておき、データ解析部8がこれらのデータを解析することによって、その変化をグラフとして表示部13に表示することができる。図9にそのグラフを示す。横軸が動脈壁の厚みの変位であり、縦軸が動脈内の血流の速度である。

【0077】一般に、動脈硬化症が発症すると動脈壁は硬くなるために、脈波の伝搬に伴う動脈壁の厚み変化は小さくなることから、動脈壁の厚み変化に対する血流の速度をグラフにすると、図9に示すようなグラフが得られる。動脈硬化の進展により、動脈壁が硬くなればグラフの傾きは小さくなり、動脈硬化の指標として非常に有効である。なお、動脈壁は弾性特性の他に粘性特性ももっているために図9に示すようなヒステリシスカーブを描く。

【0078】このように、本発明の第5の実施の形態によれば、心電図波形に対する動脈壁のMモード画像を表示でき、心電図波形の任意のタイミングにおいての動脈壁の厚み変化に対する血流の速度をグラフを表示することができるので、動脈硬化の診断精度を向上させることができる。

【0079】なお、動脈内腔の血流の速度を、外部の血圧計から入力される最高血圧値と最低血圧値で正規化する

ることによって、血流の速度を血圧に換算し、動脈壁の厚み変化に対する血圧の変化をグラフにすることもできる。

【0080】

【発明の効果】以上説明したように、本発明は、同一の測定の対象に対して、偏向角度の異なった複数の音響線方向で超音波の送受信を行ない、受信した前記超音波反射波を位相検波し、位相検波した信号において連続して位相検波した複数の信号間の位相差を検出し、この位相差から生体内の組織の移動速度および移動変位を算出でき、生体内の組織の動きと血流変化を同時に計測することができ、その結果血流変化と動脈壁の運動の関係を容易に把握することができるので、とくに循環器系の病変の診断精度を向上させることができるという効果を有する超音波診断装置を提供することができるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置のブロック図

【図2】本発明の第1の実施の形態の音響線の偏向に関する説明図

【図3】本発明の第1の実施の形態の二種類の音響線方向を用いた対象の移動速度計測に関する説明図

【図4】本発明の第2の実施の形態の複数の超音波振動子群からの音響線方向の偏向角度制御に関する説明図

【図5】本発明の第3の実施の形態の複数の測定対象の移動速度計測に関する説明図

【図6】本発明の第3の実施の形態の複数の測定対象の

移動速度計測に関する説明図

【図7】本発明の第3の実施の形態の複数の測定対象の移動速度計測に関する説明図

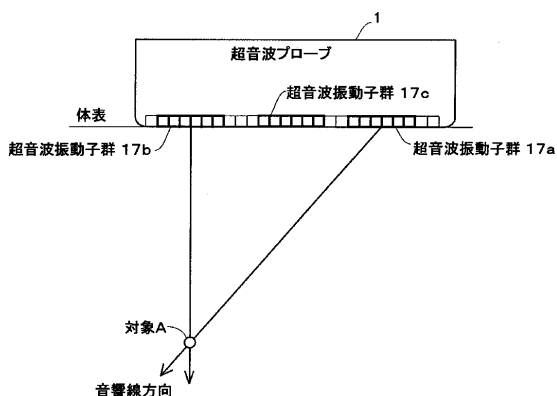
【図8】本発明の第5の実施の形態の心電図波形と動脈壁の移動変位を示した図

【図9】本発明の第5の実施の形態の動脈壁の移動変位と血流速度の関係を示した図

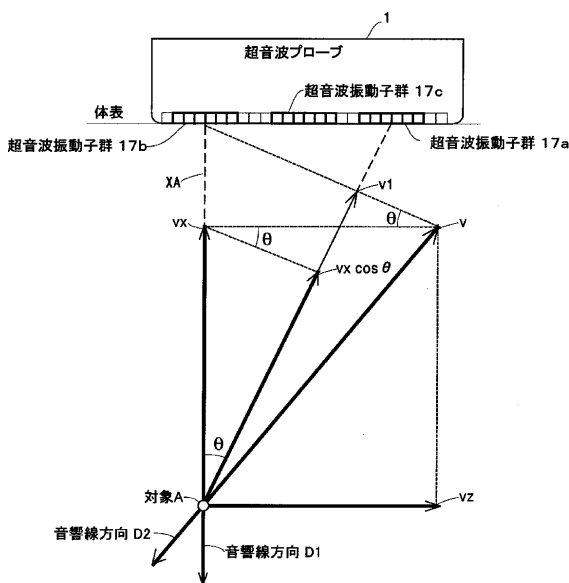
【符号の説明】

- 1 超音波プローブ
- 2 超音波送受信部
- 3 遅延制御部
- 4 遅延データ記憶部
- 5 位相検波部
- 6 位相差検出部
- 7 位相差データ記憶部
- 8 データ解析部
- 9 演算データ記憶部
- 10 D S C
- 11 表示制御部
- 12 装置制御部
- 13 表示部
- 14 送信パルス発生部
- 15 血圧計
- 16 心電図計
- 17 a 超音波振動子群
- 17 b 超音波振動子群
- 17 c 超音波振動子群

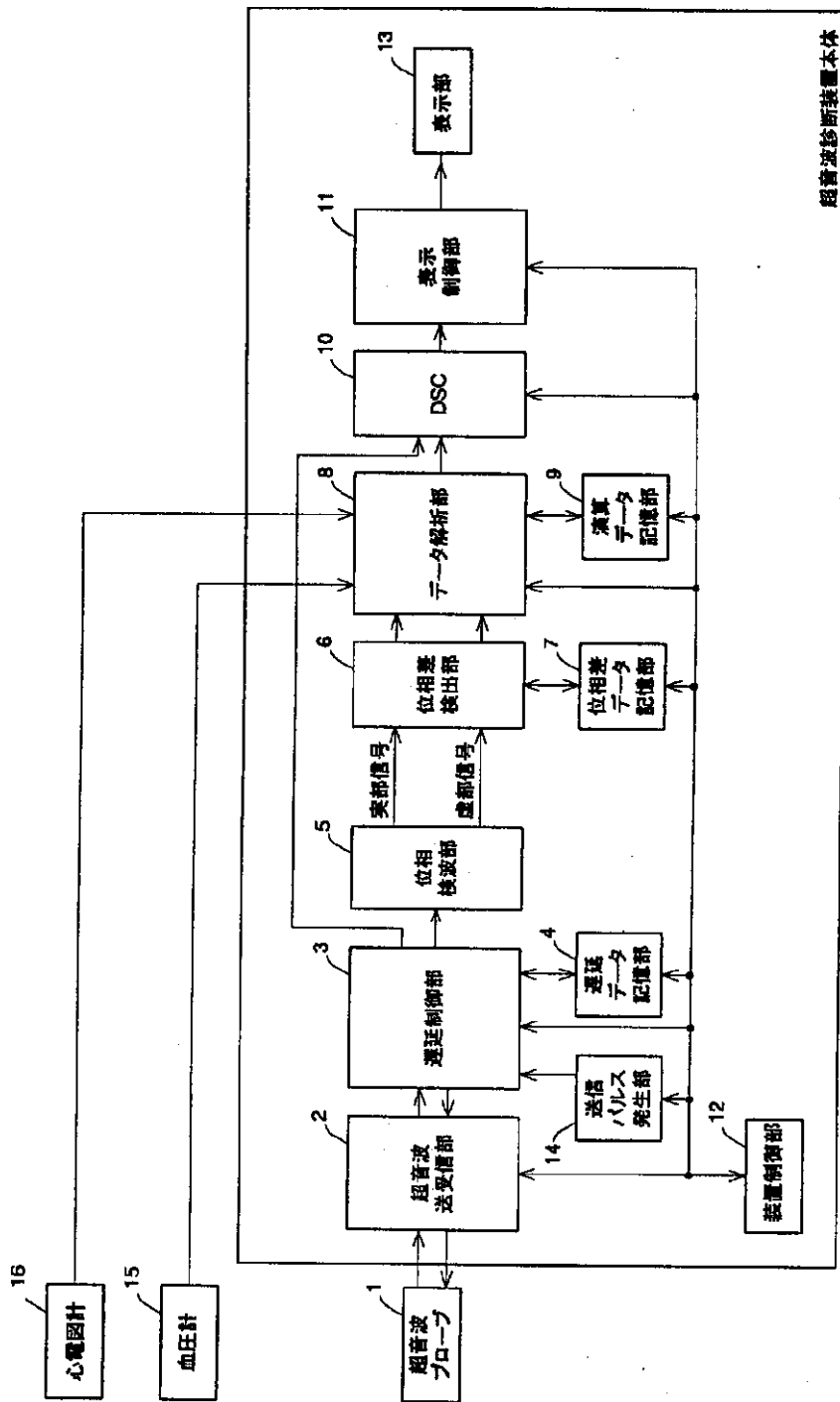
【図2】



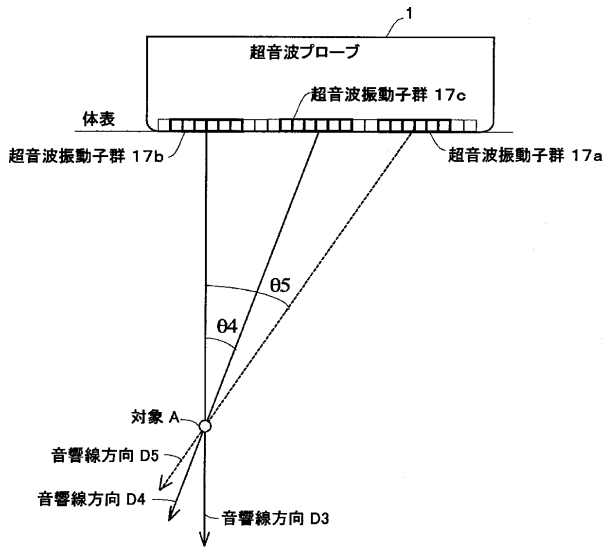
【図3】



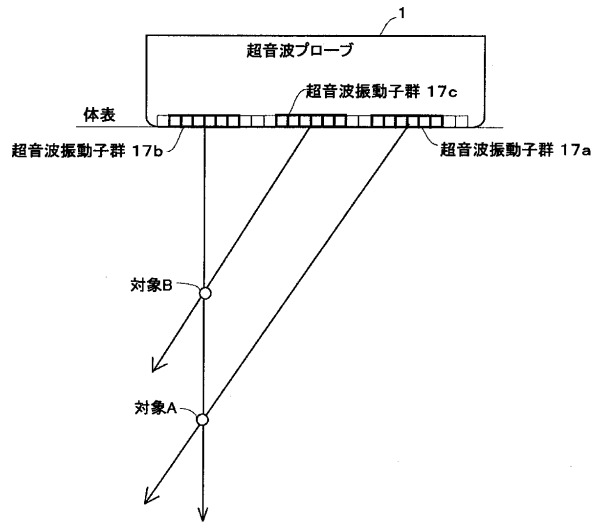
【図1】



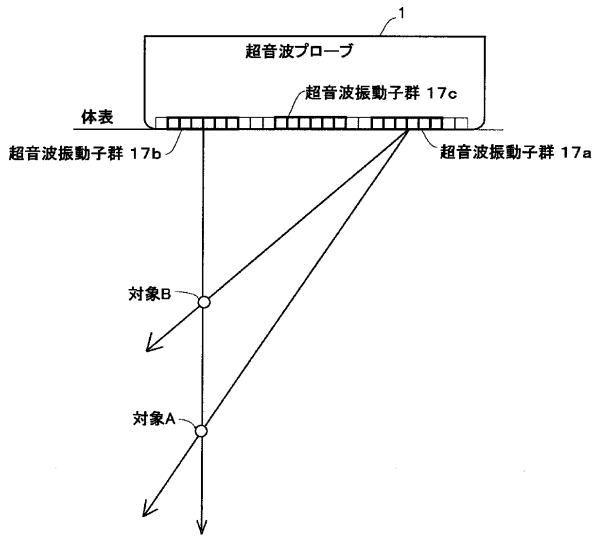
【図4】



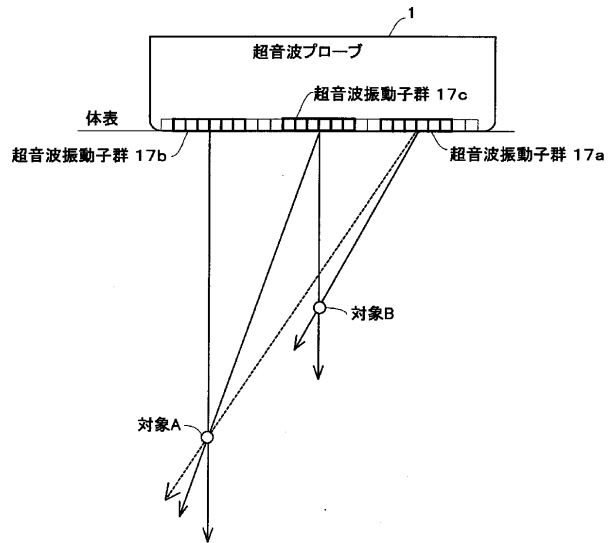
【図5】



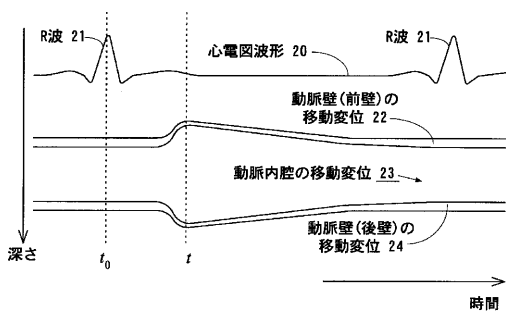
【図6】



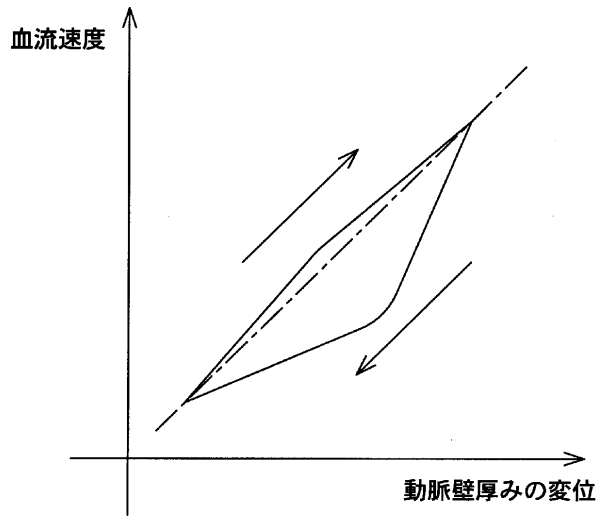
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 金井 浩
宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉05 東北大
学大学院工学研究科内

Fターム(参考) 4C301 BB23 DD01 DD04 DD06 EE20
HH54

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003010183A	公开(公告)日	2003-01-14
申请号	JP2001200574	申请日	2001-07-02
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	砂川和宏 反中由直 金井浩		
发明人	砂川 和宏 反中 由直 金井 浩		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/469 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/BB23 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/EE20 4C301/HH54 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DD03 4C601/DD05 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要根据人体和血液中组织的超声波反射信号的相位信息，将经皮超声波传输到活体内并改变活体内组织的运动与血液中红细胞聚集之间的位置关系。本发明的目的是在跟踪并获得活体中组织的运动速度和血流速度的同时，估计活体中组织的运动和血液的运动变化。

解决方案：超声波脉冲从超声波探头1发送和接收，从活体接收的超声波反射信号由相位检测单元5进行相位检测，相位差检测单元6从相位检测信号中检测超声波。数据分析单元7获得声波发送/接收重复周期之间的相位差，根据超声波反射波的相位差和根据该速度计算出的生物体内的移动量，计算生物体内组织的运动速度和血流速度。追踪组织和血液的运动，并且通过显示控制单元10将追踪结果以及活体中组织和血液的运动量和速度波形同时显示在显示单元13上。

