

(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 - 61958

(P2003 - 61958A)

(43)公開日 平成15年3月4日(2003.3.4)

(51)Int.Cl<sup>7</sup>

識別記号

F I

テ-マ-ド\* ( 参 考 )

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L ( 全 28数 )

(21)出願番号 特願2002 - 173177(P2002 - 173177)

(22)出願日 平成14年6月13日(2002.6.13)

(31)優先権主張番号 特願2001 - 182535(P2001 - 182535)

(32)優先日 平成13年6月15日(2001.6.15)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 594164531  
東芝医用システムエンジニアリング株式会  
社

東京都北区赤羽2丁目16番4号

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 志岐 栄一

東京都北区赤羽二丁目16番4号 東芝医用シ  
ステムエンジニアリング株式会社内

(74)代理人 100078765

弁理士 波多野 久 ( 外 1 名 )

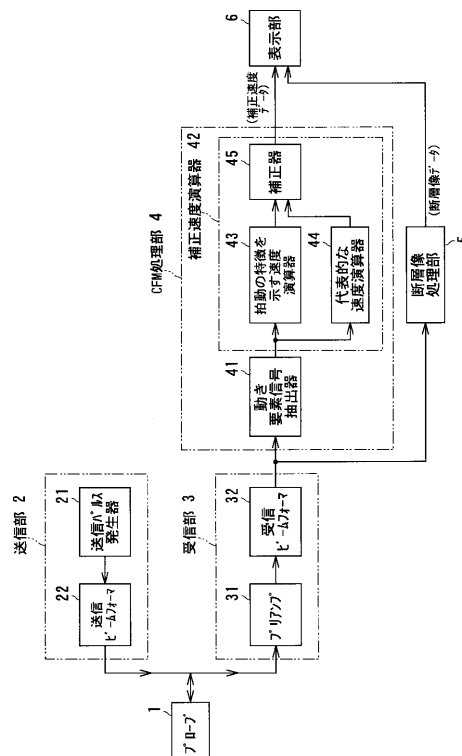
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】血管の拍動性を簡便に且つ効果的に表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブ1、送信部2（送信パルス発生器21、送信ビームフォーマ22）、受信部3（プリアンプ31、受信ビームフォーマ32）、CFM処理部4（動き要素信号抽出器41、補正速度演算器42）、断層像処理部5、及び表示部6を備え、被検体内に超音波パルスを送受信しながら所定の断面をスキャンし、このスキャンで得られる画像を表示する。この際、補正速度演算器42は、受信信号から被検体内の運動体の拍動の特徴を示す速度（運動体の速度）を演算する演算器43と、代表的な速度（基準速度）を演算する演算器44と、運動体の速度を基準速度を用いて補正する補正器45とを備え、その補正された速度データを表示部6上で表示する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内に超音波パルスを送受信しながらスキャンを行なうスキャン手段と、  
前記スキャン手段によるスキャンで得られる受信信号から前記被検体内の運動体の速度を順次求める手段と、  
所定時間中に得られる複数の前記速度から基準速度を求め、前記運動体の速度それぞれを前記基準速度を用いて補正する処理手段と、  
前記処理手段で求めたデータを、前記所定期間中に複数回更新するように表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記基準速度は、

- 1) 所定時間の速度の平均値又はこの平均値の絶対値、
- 2) 所定時間の速度の絶対値の平均値、
- 3) 所定時間の速度の R M S 値 (Root Mean Square Value)、
- 4) 所定時間の速度又はこの速度の絶対値に対し、F I R (Finite Impulse Response) フィルタ、I I R (Infinite Impulse Response) フィルタ、及び非線形フィルタのいずれかをを用いて演算した値又はその絶対値、及び
- 5) 所定時間の速度のベクトル的な平均値又はこの平均値の絶対値、の内の少なくとも 1 つ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】 前記処理手段は、

- 1) 前記運動体の速度を前記基準速度で除算する手段、及び
- 2) 前記運動体の速度を前記基準速度に対する相対的な値に変換する手段の内の少なくとも 1 つを備えた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 4】 被検体内に超音波パルスを送受信しながらスキャンを行なうスキャン手段と、  
前記スキャン手段によるスキャンで得られる受信信号から前記被検体内の移動体に関する速度情報を求める手段と、  
前記速度情報に基づいて、拍動の状態を表す表示画像を生成する表示画像生成手段と、  
前記速度情報に基づいて、拍動表示のオン・オフ動作を切り替えるように前記表示画像生成手段を制御する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 前記処理手段は、前記速度のサンプリング定理に基づく折り返りを補正する手段と、前記処理手段で求めたデータの時間的変化を緩和する手段との少なくとも 1 つを備えた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 6】 前記スキャン手段は、前記被検体内の 1 断面を心拍動の駆出期に対応する時間の逆数で示される値以上のフレーム数でスキャンす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 7】 前記表示手段は、前記処理手段で求めたデータの 2 次元画像を表示す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 8】 被検体内に超音波パルスを送受信しながら 1 断面を 1 心拍分に相当する複数回スキャンしながら 3 次的にスキャンするスキャン手段と、  
前記スキャン手段による 3 次的なスキャンで得られる受信信号から前記被検体内の運動体の速度を順次求める手段と、  
所定期間中に得られる複数の前記速度から基準速度を求め、前記運動体の速度それぞれを前記基準速度を用いて補正する処理手段と、

前記処理手段で求めたデータの少なくとも 3 次元画像を、前記所定期間中に複数回更新するように表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】 前記スキャン手段は、2 次元アレイ振動子を用いた電子スキャンにより前記被検体を 3 次的にスキャンする手段であり、  
前記運動体の速度は、所定時間の最大速度であり、  
前記基準速度は、前記被検体の心時相で変化しない情報であることを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 前記断面の断層像を得る手段を更に備え、

前記表示手段は、前記断層像と前記処理手段で求めたデータの画像とを同一モニタ上に表示する手段と、前記断層像に前記処理手段で求めたデータの画像を重畳表示する手段との少なくとも 1 つを備え、  
前記断層像は、2 次元画像又は 3 次元画像であることを特徴とする請求項 1 または請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記処理手段で求めたデータの画像をカラーで表示する手段と、  
前記処理手段で求めたデータと前記被検体の運動体からの散乱エコーのパワー情報とを組み合わせた情報を表示する手段と、  
前記処理手段で求めたデータの大きさが前記基準速度の近傍及びそれよりも小さい値に対しては所定のカラーバーの色を低速を表す色とし、前記処理手段で求めたデータの大きさが前記基準速度の近傍より大きくなるにつれて前記カラーバーの色を高速を表す色とするように表示する手段と、

前記処理手段で求めたデータと折り返り速度とを同時に表示する手段との少なくとも 1 つを備えたことを特徴とする請求項 1 または請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 前記処理手段は、前記被検体内の運動体の速度をピクセル毎に求める手段を備え、この 1 つ以上のピクセルにおける速度の時間変化のグラフを、前記処理手段で求めたデータの画像と同時に表示する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 または請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】 前記処理手段は、パルサティリティー

・インデックス (PI)、レジスティビティ・インデックス (RI) 等のインデックスを求める処理手段を備えたことを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】 前記処理手段で求めたデータの画像と前記被検体の運動体からの散乱エコーのパワー情報の画像とを混在させて表示する手段と、

前記処理手段で求めたデータと前記パワー情報とを組み合わせた情報の画像と前記パワー情報の画像とを混在させて表示する手段と、

前記処理手段で求めたデータのカラーバーと前記パワー情報のカラーバーを同時に表示する手段と、

前記処理手段で求めたデータと前記パワー情報とを組み合わせる表示カラーバーと前記パワー情報のカラーバーを同時に表示する手段と、

前記処理手段で求めたデータのカラーバーの上限値と下限値を設定する手段と、

前記処理手段で求めたデータのカラーバーの上限値、下限値、及び折返り速度の少なくとも 1 つを表示する手段と、の内の少なくとも 1 つを備えたことを特徴とする請求項 1 または請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】 前記平均を行なった後、平均値の (1 + ) 倍 ( 0 ) 以下の前記運動体の速度を用いて再度前記平均を行い、この 2 回目の平均値を前記基準速度とすることを特徴とする請求項 2 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、被検体内の血流の動態、特に血流の拍動性を効果的に表示する超音波診断装置に関する。また、本発明は、被検体内の血流の拍動性を 3 次元的に表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置には、通常、断層像を表示する B モード等の断層像モードのほか、血流像を表示する CFM (Color Flow Mapping) モード等の超音波診断で用いる画像表示に関する種々のモードが知られている。

【0003】こういったモードの内、CFM は、血流情報を 2 次元的にリアルタイムに表示するものである。この場合の血流情報は、一般的には超音波プローブ側に近づく流れが赤色、その逆に超音波プローブ側から遠ざかる流れが青色でそれぞれモニタ上で視認可能に表示される。

$$z_i = x_i + jy_i$$

$$= a_i \cdot \exp [j \{ 2\pi f_d T_{rn} (i-1) + \phi \}] \quad \cdots (1)$$

$$(i=1, 2, \dots, N)$$

の式で表すことができる。この式において、 $a_i$  は振幅、 $f_d$  はドブラ周波数、 $T_{rn}$  は、超音波パルスの任意走査線方向への送信間隔、 $\phi$  は初期位相をそれぞれ示

\*【0004】このような CFM の表示を行うための原理及び処理内容の概要を説明する。まず、超音波診断装置において、従来広く知られているように、診断対象の被検体内の同一場所 (方向) を複数回 (N 回)、超音波走査することにより時系列のエコー信号を得て、その時系列のエコー信号からドブラ法に基いて所望の深さ位置での血流速度又は血流の散乱パワーを検出する。すなわち、ドブラ信号は、被検体内の同一場所を所定時間間隔で走査することにより得られる血球からの反射信号 (血流信号) の単位時間内での位相シフト量として得られる。こうして得られたドブラ信号が血流速度又は血流の散乱パワーに換算される。

【0005】さらに詳細に説明すると、各回の超音波走査に伴うエコー信号から、ミキサ及び LPF (Low Pass Filter) にて直交位相検波を行うことにより、ドブラ信号が I (In-Phase) 信号および Q (Quadrature-Phase) 信号として抽出される。

【0006】ここで抽出されたドブラ信号には、血球のように移動している物体 (運動体) からの反射波と、血管壁や臓器実質のように殆ど移動していない固定物体からの反射波 (クラッタ信号) とが混在して含まれる。この内、運動体からの反射波では、ドブラシフトが生じるのに対し、固定物体からの反射波では、その反射強度が強く支配的であるものの、ドブラシフトが殆ど生じないといった特徴をもつ。

【0007】従って、このようなドブラシフト量の差を利用して、MTI (Moving Target Indicator) フィルタにより固定物体からの反射波を反映したクラッタ成分を除去すれば、血流ドブラ信号を効率よく抽出できる。そして、この血流ドブラ信号、すなわち各深さ位置の N 個のドブラデータ  $x_i$  (I 信号) 及び  $y_i$  (Q 信号) ( $i = 1, 2, \dots, N$ ) を用いて周波数解析を行うことにより、そのスペクトルの平均値 (ドブラ周波数)、分散値、あるいは血球からの反射強度 (パワー) が算出される。

【0008】ここで用いる周波数解析には、通常、自己相関法が採用される。この自己相関法を用いた周波数解析の例を説明する。上述したように、MTI フィルタによるクラッタ成分除去で得られる血流ドブラ信号は、N 個のドブラデータ  $x_i$  及び  $y_i$  で構成される複素数  $z_i$  であり、これは、

【数 1】

す。この内、ドブラ周波数  $f_d$  は、説明の都合上、N 個のドブラデータ間で一定値としているが、一般性を失うものではない。

【0009】上記(1)式において、複素数  $z_i$  の単位時間当りの位相回転がドプラ周波数  $f_d$  となる。そこで、N個のドプラデータの平均的な複素自己相関関数を、

$$Z = (N-1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-1} z_i^* z_{i+1}$$

$$= (N-1)^{-1} \sum a_i \cdot a_{i+1} \exp [j \{2\pi f_d T_{rn}\}] \quad \dots (3)$$

となる。このため、ドプラ周波数  $f_d$  は、

【数4】  
 $f_d = (2\pi T_{rn})^{-1} \tan^{-1} (Y/X) \quad \dots (4)$

$$X = \sum (x_i x_{i+1} + y_i y_{i+1})$$

$$Y = \sum (x_i y_{i+1} - y_i x_{i+1})$$

$$V_d = f_d \cdot c / (2 f_M \cdot \cos \theta) \quad \dots (5)$$

の式から、ドプラ速度  $V_d$  を換算することができる。この(5)式において、 $c$  は音速、 $f_M$  はミキサの基準信号周波数、 $\theta$  は超音波ビームと血流との成す角度(以下、「ドプラ角度」と呼ぶ)をそれぞれ示す。

【0011】ここで、CFMの場合には、その画像を構成する空間上の各位置毎に異なるドプラ角度を各位置毎に求めるのは困難であるため、上記(5)式中のドプラ角度補正が省略される。すなわち、CFMでは、

【数6】  
 $V_d = f_d \cdot c / (2 f_M) \quad \dots (6)$

の式で得られるドプラ速度  $V_d$  の値がカラー表示される。このため、ドプラ角度の大きいところでは、本来の流速値よりも小さくなり、遅い速度で表示される(このことを「角度依存性」とあると言う)。

【0012】このようにして得られる血流速度は、モニタ上では、通常、Bモードで得られる断層像を背景にして2次元的に表示される。

【0013】また、近年では超音波診断装置の3次元画像表示が盛んに研究・開発され、血流の3次元パワー画像も表示可能となってきた。この場合、3次元データの収集は、例えば振動子が1次元配列された電子スキャンプローブを用いたハンスキャンで行われる。このハンスキャンは、振動子の配列方向に電子スキャンさせながら、プローブを把持する操作者の手を動かしてそのプローブを振動子の配列方向と直交する方向に移動させるものである。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】しかし、現状のCFMモードの表示では、次のような問題があった。

【0015】まず、近年では各種診断法の進歩に伴い、血管を動脈、門脈、静脈というように簡便で有効に見分けることが可能な表示が求められている。特に、超音波を用いて血管を上記のように見分けるには、血流の拍動性を見るのがよいと考えられる。

【数2】

$$Z = X + j Y = A \cdot \exp [j \quad ] \quad \dots (2)$$

とすると、

【数3】

10 の式で表される。

【0010】このドプラ周波数  $f_d$  を用いると、

【数5】

【0016】従来、こういった血管の拍動性を調べる方法としては、1つにパルスティリティー・インデックス P I (Pulsatility Index) と呼ばれる表示法が知られている。この P I は、一心拍中の血流速度の変化の程度を定量化したインデックスで、血管の末梢循環抵抗を反映するため、産科での胎児の発育不全の早期発見や、腹部領域での腫瘍の鑑別診断に有効とされている(特開平5-317311号公報)。

【0017】その他の方法としては、例えば血管の拍動性を検査する際、血流の加速度の定量性をCFM法による二次元カラーフローマップ情報又は三次元表示情報に加えるため、フレームメモリに書き込まれた時系列に隣接する2つのフレームの血流速度データから血流の加速度を演算し表示する方法(特許第2768959号公報)や、エコー源の移動速度の拍動強度を表す画像を撮像する超音波撮像方法および装置を実現するため、受信したエコーのドップラシフトに基づきエコー源の移動速度を検出し、その移動速度の現在の時相における値および過去の時相における値を用いた演算により移動速度の拍動の強度を検出し、その検出した拍動の強度を表す画像を生成する方法(特開2000-152935号公報)等も既に提案されている。しかし、未だ実用的に使用されるに至っていない。

【0018】また、現状のCFMモードでは、パワー表示の場合には、血流の拍動性を明瞭に表すことが困難である。また、速度表示の場合でも、速度値を示す色が時間的に変化していれば拍動性、それが変化していなければ非拍動性というように見分けられると考えられるが、実際には注視していても判別が難しい場合が多く、実用的ではない。いずれの表示であっても、血流の拍動性をもっと簡便に分かる表示が必要である。

【0019】特に、末梢では流速が遅いため、動脈であっても拍動の変化量が小さくなり、速度表示で動脈と静脈を区別することは非常に困難である。また、速度表示

には、上述したように角度依存性の問題があるため、ドブラ角度が大きいくところでは本来の流速値に比べて検出される流速値が小さくなり、末梢同様に、拍動性を検出するのは非常に困難である。

【0020】一方、上述した3次元表示においても、単なる血管の表示から更に進んで、動脈、門脈、静脈というように血管の種別をつけた表示が求められている。ここでも、血流の拍動性を元に表示するのがよいと考えられるが、拍動性を3次的に表示するのに適した超音波診断装置が必要である。

【0021】本発明は、上述した従来技術の問題に着目してなされたもので、血管の拍動性を簡便に且つ効果的に表示する超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0022】また、本発明は、血管の拍動性を3次的に表示するのに適した超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0023】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体内に超音波パルスを送受信しながら所定のスキャンを行なうスキャン手段と、このスキャン手段によるスキャンで得られる受信信号から前記被検体内の速度を順次求める手段と、所定期間中に得られる複数の前記速度から基準速度を求め、前記運動体の速度それぞれを前記基準速度を用いて補正する処理手段と、この処理手段で求めたデータを、前記所定期間中に複数回更新するように表示する表示手段とを備えたことを基本的な特徴とする。

【0024】本発明において、前記処理手段は、前記受信手段から動き要素の信号を抽出する抽出手段を備えることが可能である。

【0025】本発明において、被検体内の「運動体の速度」（即ち、拍動の特徴を示す速度）には、例えば瞬時速度が採用できる。また、「基準速度」（即ち、代表的な速度）には、1）所定時間の速度における平均値又はこの平均値の絶対値、2）所定時間の速度における絶対値の平均値、3）所定時間の速度のRMS値（Root Mean Square Value）、4）所定時間の速度又はこの速度の絶対値に対してFIR（Finite Impulse Response）フィルタ、IIR（Infinite Impulse Response）フィルタ、非線形フィルタを用いて演算した値又はその絶対値、及び5）所定時間の速度におけるベクトル的な平均値又はこの平均値の絶対値、の内の少なくとも1つを採用できる。前記所定時間は、好ましくは、被検体の1心拍、又は1心拍に相当する時間、或いは1心拍と同等の効果が得られる時間である。

【0026】本発明において、前記処理手段による補正は、1）前記運動体の速度を前記基準速度で除算する手段、及び2）前記運動体の速度を前記基準速度に対する相対的な値に変換する手段の内の少なくとも1つを備え

ることができる。

【0027】本発明において、前記処理手段は、より好ましくは、前記速度の折り返りを補正する補正手段を備える。本発明において、前記処理手段で求めたデータの時間的な変化を緩和する緩和手段をさらに備えることができる。本発明において、前記スキャン手段は、1断面を心拍動の駆出期に対応する時間の逆数で示される値以上のフレーム数でスキャンする手段を備えることが望ましい。

10 【0028】本発明において、前記表示手段は、前記処理手段で求めたデータの2次元画像を表示することができる。

【0029】本発明の別の側面に係る超音波診断装置は、被検体内に超音波パルスを送受信しながら1断面を1心拍分に相当する複数回スキャンしながら3次的にスキャンするスキャン手段と、前記スキャン手段による3次的なスキャンで得られる受信信号から前記被検体内の運動体の速度を順次求める手段と、所定期間中に得られる複数の前記速度から基準速度を求め、前記運動体の速度それぞれを前記基準速度を用いて補正する処理手段と、前記処理手段で求めたデータの少なくとも3次元画像を、前記所定期間中に複数回更新するように表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【0030】本発明において3次元スキャンを行う場合、前記スキャン手段には、2次元アレイ振動子を用いた電子スキャンにより被検体を3次的にスキャンする手段が好適である。本発明において3次元スキャンを行う場合、前記運動体の速度は、前記所定時間の最大速度であることが好適である。本発明において被検体の拍動性を得て、その情報の3次元画像を表示する場合、前記運動体の拍動性を示す情報が心時相で変化しない情報であることが好適である。

【0031】本発明において、前記断面の断層像を得る手段を備え、前記表示手段は、前記断層像と前記処理手段で求めたデータとを同一モニタ上に表示することが可能である。この場合、前記表示手段は、前記断層像に前記処理手段で求めたデータの画像を重畳表示するとより効果的である。また、本発明で3次元表示を行う場合、前記断層像が3次元画像であってもよい。本発明において、前記処理手段で求めたデータの画像をカラーで表示すると効果的である。

【0032】本発明において、前記処理手段で求めたデータと前記運動体からの散乱エコーのパワーとを組み合わせた情報を表示することも可能である。本発明において、前記処理手段で求めたデータの大きさが前記代表的な速度の近傍又はそれよりも小さい値に対してカラーバーの色を低速を表す色とし、前記代表的な速度の近傍よりも大きくなるにつれて前記カラーバーの色を高速を表す色とするように表示すれば、より効果的である。

【0033】本発明において、前記処理手段で求めたデ

ータの画像と前記被検体の運動体からの散乱エコーのパワー情報の画像とを混在させて表示すると更に効果的である。前記処理手段で求めたデータと前記パワー情報とを組み合わせた情報の画像と前記パワー情報の画像とを混在させて表示することも可能である。この場合のカラーバーは、前記処理手段で求めたデータのカラーバーと前記パワー情報のカラーバーを同時に表示することが望まれる。前記処理手段で求めたデータと前記パワー情報とを組み合わせる表示カラーバーと前記パワー情報のカラーバーを同時に表示してもよい。また、前記処理手段

10 で求めたデータのカラーバーの上限値、下限値を設定手段を用いて適宜設定したり、前記処理手段で求めたデータのカラーバーの上限値、下限値、折返り速度などを表示するとより効果的である。

【0034】以上、本発明に係る超音波診断装置によれば、スキャン手段により被検体内の同一方向に超音波パルスを複数回送受信しながら画像化したい断面がスキャンされる。そして、処理手段により、スキャン手段によるスキャンで得られる受信信号からその断面のサンプル点毎に組織信号が除去され、これにより血流信号が得られ、この血流信号から運動体の速度（即ち、拍動の特徴を示す速度）と基準速度（即ち、代表的な速度）が求められ、運動体の速度が基準速度で補正される。そこで、表示手段により、こうして得られたサンプル点毎のデータ、例えば 2 次元画像や 3 次元画像が表示される。

【0035】これによれば、運動体の速度が基準速度で補正されるため、末梢血管の様な速度の遅い血流の拍動性も明瞭に示される。また、ドブラの角度依存性も解消され、ドブラ角度が大きくても血流の拍動性が明瞭に示される。このように補正されたデータが表示されるため、従来の CFM のパワー画像や速度画像に比べ、拍動性を簡便に且つ効果的に表示でき、動脈、門脈、静脈等の視認性が向上し、診断能が向上する。

【0036】特に、運動体の速度に瞬時速度を用いれば、特に優れた拍動性表示が可能であり、拍動性の変化をリアルタイム且つダイナミックに表示でき、これにより、拍動性の視認性を高めることができる。また、基準速度には、所定時間の瞬時速度の平均値又はこの平均値の絶対値、所定時間の瞬時速度の絶対値の平均値、所定時間の瞬時速度の RMS 値、所定時間の瞬時速度又はこの瞬時速度の絶対値に対して FIR フィルタ、IIR フィルタ、非線形フィルタを用いて演算した値又はその絶対値、所定時間の瞬時速度のベクトル的な平均値又はこの平均値の絶対値等が好適である。

【0037】さらに、所定時間は、1 心拍又はそれに相当する時間が好適で、それと同等の効果をえられる時間であってもよい。また、補正としては割算が最も簡便で効果的である。即ち、この割算により、末梢血管の様な速度の遅い血流の拍動性も明瞭に示され、ドブラの角度依存性も解消される。さらに、速度の折り返りを補正す

ることにより、本発明をより速い速度まで適用可能となり、非常に効果的となる。

【0038】また、リアルタイム表示において、拍動性の変化が早く見辛いと感じる場合は、時間的な変化を緩和して表示することにより視認性を高めることができる。

【0039】また、ある 1 断面を心拍動の駆出期に対応する時間の逆数で示される値以上のフレーム数でスキャンすることにより、駆出期を取りこぼしなく確実に捉えられるため、拍動性を確実に表示でき、診断能が大幅に向上する。これは、拍動性は、心臓のポンプ作用によって起こるものであり、1 心周期のうち、駆出期に最もその特徴が現れ、即ち、静脈や門脈では 1 心周期を通して血流速度がほぼ平坦であるのに対して、動脈では駆出期に速度が急速に増加して減少し、その後、次の駆出期まで漸減するため、従って拍動性を検出するには駆出期を確実に捉えることが必須であるためである。

【0040】また、3 次元の画像を得る場合には、スキャン手段により、被検体内を 3 次元的にスキャンされ、表示手段により、スキャンで得られたデータの 3 次元画像が表示される。このとき、スキャン手段によるスキャンが 1 断面を複数回スキャンしながら 3 次元スキャンが行われることが必須である。これによれば、スキャンする各断面において運動体の速度や基準速度を得ることができ、補正されたデータを 3 次元的に得ることができ、本発明における 3 次元画像を得ることができる。

【0041】ここで、被検体内をスキャン手段により 3 次元的にスキャンして被検体の血流の拍動性を示す情報を得て、その情報の 3 次元画像を表示する場合、1 断面を複数回スキャンしながら 3 次元スキャンを行うことにより、精度の高い拍動性の 3 次元画像を表示することができ、診断能が大きく向上する。

【0042】本発明における 3 次元スキャンを有効に実施するには、2 次元アレイ振動子を用いた電子スキャンにより被検体を 3 次元的にスキャンする方法が最適である。

【0043】また、運動体の速度として、所定時間の最大速度を用いれば、動脈等の拍動性の高い血管は高拍動性の色、門脈や静脈等の拍動性の低い血管は低拍動性の色で常に表示されるので、拍動性の特徴を最もよく表した心時相の画像を常に得ることができる。従って、上記の 3 次元表示と組み合わせる用いるのが好適であり、3 次元画像を構成する際の基になる拍動性を表す 2 次元画像を心時相で変化しない画像として容易に得ることができ、3 次元の拍動性画像を容易に構成できる。一般には、被検体の血流の拍動性を示す情報を心時相で変化しない情報として得れば、3 次元の拍動性画像をより容易に構成できる。

【0044】上記の 2 次元及び 3 次元の拍動性画像を表示する場合には、断面の断層像を得る手段を同時に備

え、表示手段により断層像と処理手段で求めたデータの画像とを同一モニタに表示すれば、血管の位置同定が容易になり、視認性が更に向上した画像が得られ、診断能が向上する。

【0045】特に、表示手段は、断層像に処理手段で求めたデータの画像を重畳表示すると効果的である。また、3次元表示の場合には、断層像は2次元画像のみならず3次元画像であっても効果的である。本発明において、拍動性画像をカラーで表示すれば、視認性が更に良くなり、効果的である。本発明において、処理手段で求めたデータと被検体内の運動体からの散乱パワーとを組み合わせた情報をカラー画像として表示すれば、視覚的効果を更に高めることができる。

【0046】また、基準速度が種々の平均速度である場合、処理手段で求めたデータの大きさが代表的な速度の近傍であるときは、静脈や門脈では各心時相での値とほぼ同じであり、動脈では駆出期以外の時相での値とほぼ同じである。そこで、処理手段で求めたデータの大きさが基準速度の近傍及びそれより小さい値に対してはカラーバーの色を低速を表す色とし、基準速度の近傍より大きくなるにつれてカラーバーの色を高速を表す色にすれば、非拍動性と拍動性の色を明瞭に使い分けることができ、拍動性の区別が容易になり、診断能が向上する。

【0047】また、呼吸・拍動等により臓器が動いた場合や、血管が末梢血管やドブラ角度が大きい血管である様な場合に、一時的にあるいは心時相によっては血流信号が検出できないことがあり、その結果、基準速度が求まらずに運動体の速度を補正できない場合がある。即ち、速度の補正はできないけれども運動体の速度（従ってその瞬間の血流信号）は検出できる場合が起こる。

【0048】この様な場合は、処理手段で求めたデータの画像（拍動性を示す画像）は表示できないが、血流の存在を示すパワー表示は可能である。従って、運動体の速度を補正できた場合は、処理手段で求めたデータの画像の表示を行ない、運動体の速度の補正はできないが血流検出ができた場合は、パワー表示を行なう。即ち、処理手段で求めたデータの画像とパワー画像を混在させて表示する。

【0049】この様にすることにより、検出された血管は全て表示できることになり、かつ運動体の速度の補正ができた血管は拍動性が表示でき、血管検出能が高い拍動性表示が可能で、診断能が大きく向上する。この際、拍動性画像とパワー画像をカラーで表示すれば、視認性が向上して効果的であり、また、運動体の速度の補正ができた部分に対して、処理手段で求めたデータと被検体内の運動体からの散乱パワーとを組み合わせた情報をカラー画像として表示すれば、視覚的効果を更に高めることができる。

【0050】この場合のカラーバーは、拍動性を示すカラーバーとパワーを示すカラーバーとを同時に表示する

ことが必要である。拍動性を示すカラーバーは、上記した表示法によれば拍動性の区別が容易になる。また、運動体の速度の補正ができた部分に対して、処理手段で求めたデータと被検体内の運動体からの散乱パワーとを組み合わせた情報をカラー画像として表示する場合は、1つのカラーバーの例えば縦方向に拍動性を示すカラー、その横方向にパワーを示すカラーを組み合わせる。このカラーバーと、パワーのカラーバーとを同時に表示することも可能である。

【0051】また、これらのカラーバーと併せて、拍動性を示すカラーバーの上限値と下限値を表示すれば、色と拍動性の程度との関係が明示され拍動性の程度の認識がより容易になり診断能が向上する。また、カラーバーの上限値と下限値を設定する手段を用いて、これらの値を適切な値に設定することにより、拍動性をより効果的に表示でき、診断能が向上する。また、折返り速度を表示すれば、速度レンジの設定を適切にでき、拍動性をより効果的に検出でき、検出能が向上する。

【0052】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を添付図面を参照して具体的に説明する。

【0053】第1実施形態

最初に、本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置を図1～図14に基づいて説明する。

【0054】図1は、本例の超音波診断装置の機能ブロック図を示す。図1に示すように、本例の超音波診断装置は、被検体の体表に当接させる超音波プローブ（以下、単に「プローブ」と呼ぶ）1のほか、このプローブ1に電気的に接続された送信部2及び受信部3と、このうちの受信部3に電気的に接続されたCFM処理部4及び断層像（Bモード）処理部5と、この両処理部4、5に電気的に接続された表示部6とを備える。

【0055】プローブ1は、超音波信号と電気信号との間で双方向に信号変換する機能を有するもので、その一例として、その先端部にリニア状に配置されたアレイ型圧電振動子を有する。このアレイ型圧電振動子は、複数の圧電素子を並列に配置し、その配置方向を走査方向とするもので、複数の圧電振動子それぞれが送受信の各チャンネル（送信チャンネル及び受信チャンネル）を成す。

【0056】送信部2は、図1に示すように、送信パルスが発生する送信パルス発生器21と、この送信パルス発生器21からの送信パルスを遅延制御すると共に駆動パルス信号に変換してプローブ1の送信チャンネル毎の振動子を励振させる送信ビームフォーマ22とを備え、これにより、プローブ1を駆動させてその各振動子を介して被検体内に超音波パルスを送受信させる。

【0057】受信部3は、図1に示すように、受信チャンネル毎に割り当てられるプリアンプ31と、このプリ

アンプ 31 で受信した信号に対し受信遅延加算及び直交位相検波を行う受信ビームフォーマ 32 とを備え、これにより、受信した信号を遅延加算することで送信時と同一方向にビームフォーミングしたエコー信号を形成し、そのエコー信号から I (In-Phase) 信号および Q (Quadrature-Phase) 信号を生成する。

【0058】ここで生成される I 信号および Q 信号により、ドプラ信号の方向分離、すなわち血流などの移動物体がプローブ 1 側に近づいているか、それともプローブ 1 側から遠ざかっているかの分離が可能となる。この I 10 信号および Q 信号 (以下、「ドプラ信号」と総称する) は、CFM 処理部 4 及び断層像処理部 5 にそれぞれ送られる。

【0059】断層像処理部 5 は、超音波パルスの送受信で得られる受信信号から B モード断層像としての被検体の断層像データを生成し、その断層像データを表示部 6 に送る。

【0060】CFM 処理部 4 は、図 1 に示すように、その信号入力側から順に、機能上、動き要素信号抽出器 41 と、補正速度演算器 42 とを備える。この内、補正速度演算器 42 は、図 1 に示すように、基本的には、被検体内の運動体の速度としての拍動の特徴を示す速度を演算する演算器 (以下、「拍動の特徴を示す速度演算器」) 43 と、基準速度としての代表的な速度を演算する演算器 (以下、「代表的な速度演算器」) 44 と、両演算器 43、44 の演算結果を元に拍動の特徴を示す速度を代表的な速度を用いて補正する補正器 45 とで構成される。

【0061】この構成により、CFM 処理部 4 は、動き要素信号抽出器 41 の処理によりクラッタ成分を除去して血流ドプラ信号を得た後、補正速度演算器 42 の処理により、その拍動の特徴を示す速度演算器 43 にて本発明に基づく運動体の速度としての拍動の特徴を示す速度を演算すると共に代表的な速度演算器 44 にて基準速度としての代表的な速度とを演算し、補正器 45 にて拍動の特徴を示す速度を代表的な速度で補正して補正速度データを生成し、この補正速度データを表示部 6 に送る。

【0062】表示部 6 は、例えば断層像処理部 5 からの断層像データ上に CFM 処理部 4 からの CFM 血流補正速度画像データを重畳すると共に補正速度の大きさを示すカラーバー等を併記した状態の画像データを作成し、その画像データをモニタ上に表示する。これにより、補正速度データをマッピングして表示できるので、拍動性を簡便に且つ効果的に表示することができ、動脈、門脈、静脈等の血管を区別して表示でき、視認性が向上し、診断能が向上するようになる。

【0063】次に、本発明に係る補正速度演算器 42 の具体例を詳述する。

【0064】図 2 は、補正速度演算器 42 の詳細な構成例 (図中の符号では補正速度演算器 42A) を示す機能 50

ブロック図である。図 2 に示す例では、補正速度演算器 42A は、機能上、前述した拍動の特徴を示す速度演算器 43、代表的な速度演算器 44、及び補正器 45 のほか、速度演算器 46、バッファメモリ 47、及び 1 心拍時間設定器 48 を備える。

【0065】この構成によれば、動き要素信号抽出器 41 から出力される各ピクセル毎 (以下、各ピクセル毎の演算であるので、この記載は省略する) の血流ドプラ信号は、補正速度演算器 42A に入力され、速度演算器 46 にてその血流ドプラ信号から速度データが演算される。ここで演算された速度データは、バッファメモリ 47 に一時格納される。

【0066】このバッファメモリ 47 には、速度データがそれぞれ 1 心拍またはそれに相当する時間 (以下、「1 心拍時間」と略記する) 分、格納される。そして、速度演算器 46 から新たな速度データが入力される度に、バッファメモリ 47 からは最も古いデータが棄却され、常に 1 心拍時間分の速度データを保持しながらリアルタイムでデータが更新されていく。

【0067】これと同時に、拍動の特徴を示す速度演算器 43 により、バッファメモリ 47 の 1 心拍時間分のデータから指定された拍動の特徴を示す速度値が抽出されるか、又は、関係する速度群から抽出して指定された拍動の特徴を示す速度  $V_{cha}$  が演算され、その速度  $V_{cha}$  が補正器 45 に送られる。

【0068】一方、代表的な速度演算器 44 により、バッファメモリ 47 の 1 心拍時間分のデータから代表的な速度  $V_{rep}$  が演算され、その速度  $V_{rep}$  が補正器 45 に送られる。

【0069】そして、補正器 45 により、拍動の特徴を示す速度  $V_{cha}$  が代表的な速度  $V_{rep}$  で補正され、その補正速度  $V_{cmp}$  が得られる。この補正速度  $V_{cmp}$  は、その補正の関数を G とすると、

$$\text{【数 7】 } V_{cmp} = G(V_{cha}, V_{rep})$$

の式で表現できる。ここで得られた補正速度  $V_{cmp}$  が表示部 6 に出力される。

【0070】このようにして、補正速度演算器 42 では、代表的な速度  $V_{rep}$  を 1 心拍時間で得るので、心拍動の影響を受けにくい代表的な速度  $V_{rep}$  が得られ、従って、拍動の特徴を示す速度  $V_{rep}$  の特性を的確に反映した補正速度  $V_{cmp}$  を得ることができる。

【0071】なお、本例においては、バッファメモリ 47 が新たな速度データが入力される度に更新されるのに対応して、拍動の特徴を示す速度  $V_{cha}$  と、代表的な速度  $V_{rep}$  もそれぞれ新たな速度データが入力される度に再計算されて更新され、従って補正速度  $V_{cmp}$  も新たな速度データが入力される度に再計算されて更新される。従って、補正速度  $V_{cmp}$  は、リアルタイムで補正速度演算器 42 から出力され、これにより、リアルタイム性に優れた補正速度データが得られる。

【0072】本例における1心拍時間は、1心拍時間設定器48により、バッファメモリ47及び代表的な速度演算器44に対して設定される。具体的には、1心拍に相当する時間 $T_{HR}$ を、速度データのサンプリング時間 $T_{FR}$ （速度データが更新されていく時間間隔、すなわちフレーム数の逆数）で除することで、前記1心拍時間のサンプル数 $L$ が設定される。すなわち、このサンプル数 $L$ の算出式は、

【数8】 $L = T_{HR} / T_{FR}$   
の式で示すことができる。

【0073】ここで、1心拍に相当する時間 $T_{HR}$ は、図示しない心電同期回路で、被検体より得られた心電同期信号に基づき1心拍の時間を測ることにより得られ、この値が図示しないCPUを介して1心拍時間設定器48に送られる。また、心電同期を用いない場合は、1心拍とほぼ同等の時間がCPUにより1心拍時間設定器48に設定される。このときの1心拍に相当する時間 $T_{HR}$ は、例えば約1秒である。

【0074】なお、本例では、1心拍を用いて説明してあるが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば複数心拍を用いてもよい。この場合、複数心拍では基本的には1心拍の値が繰り返されるだけであり、拍動の特徴を示す速度や代表的な速度は基本的に同じ値で、バッファメモリ47の容量が増大するだけであるので、できれば1心拍の方が好ましい。また、近似値として1心周期よりも短い時間で平均を行うことも可能であり、この場合にはバッファメモリ47の容量を減らすことができる。一般的に、1心拍の平均と同等の効果が得られる時間であればよい。

【0075】図3は、図2に示す補正速度演算器42A 30の一例である補正速度演算器42Bを示すブロック図である。図3において、補正速度演算器42Bには、前述の拍動の特徴を示す速度演算器43の例として瞬時速度抽出器43A、前述の代表的な速度演算器44の例として平均速度演算器44A、及び前述の補正器45の例として除算器45Aが、それぞれ採用されている。

【0076】図4(a)及び(b)は、上記構成の内、瞬時速度抽出器43Aの動作を説明するもので、画像を構成する、ある1ピクセルを対象として時間 $t$ に対する速度 $V$ の変化を示すグラフである（以下、同様のグラフ 40は全て1ピクセルについて説明するものである）。

【0077】図4(a)において、 $T_{FR}$ は、速度データのサンプリング時間（ $T_{FR} = 1 / \text{フレーム数}$ ）、 $T_{HR}$ は、1心拍に相当する時間、 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ 、 $V_{L+1}$ 、 $V_{L+2}$ 、...、 $V_{L+n}$ は、あるピクセルにおいて時間 $T_{FR}$ 毎にサンプリングされる速度データ、データ群(0)は、ある時間において1心拍に相当する時間 $T_{HR}$ 分、バッファメモリ47に格納される速度データ群（ $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ ）、データ群(1)は、データ群(0)の時相よりも1フレーム後に\*50

\*格納される速度データ群（ $V_2$ 、...、 $V_L$ 、 $V_{L+1}$ ）をそれぞれ示す（図中のデータ群(2)、...、(n)もこれと同様である）。

【0078】すなわち、データ群(1)では、データ群(0)の中の最も古いデータ、すなわち速度 $V_1$ が棄却され、最新のデータ、すなわち速度 $V_{L+1}$ が追加され、このようにしてバッファメモリ47内のデータが順次更新されていく。

【0079】図4(a)では、瞬時速度として、データ群の最新のデータが採用される。例えば、データ群(0)では速度 $V_L$ 、データ群(n)では速度 $V_{L+n}$ がそれぞれ瞬時速度として採用される。従って、図3に示す瞬時速度抽出器43Aでは、これらの速度 $V_L$ 、 $V_{L+n}$ 、...が逐次読み出される。この場合、バッファメモリ47を経由せずに速度演算器46から直接、速度 $V_L$ 、 $V_{L+n}$ 、...を得ることも可能である。

【0080】一方、平均速度演算器44Aでは、1心拍時間の速度データの平均値 $\langle V \rangle$ が演算される。ここで平均値 $\langle V \rangle$ としては、各時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ の平均値、各時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ の平均値の絶対値、各時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ の絶対値の平均値、及び各時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ のRMS値(Root Mean Square Value)のいずれでもよい。すなわち、平均値 $\langle V \rangle$ の演算式は、

$$\begin{aligned} \text{【数9】} \quad \langle V \rangle &= (V_1 + V_2 + \dots + V_L) / L \\ \langle V \rangle &= |V_1 + V_2 + \dots + V_L| / L \\ \langle V \rangle &= (|V_1| + |V_2| + \dots + |V_L|) / L \\ \langle V \rangle &= \sqrt{(V_1^2 + V_2^2 + \dots + V_L^2) / L} \end{aligned}$$

のいずれの式でも構わない。上記の式において、 $L$ は、1心拍時間で得られる各ピクセルの速度データのサンプル数である。

【0081】その他、平均値 $\langle V \rangle$ としては、各時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ 、又はその絶対値 $|V_1|$ 、 $|V_2|$ 、...、 $|V_L|$ に対して、FIRフィルタ、又はIIRフィルタ、又は非線形フィルタを用いて演算した値又はその絶対値を採用することもできる。この場合のフィルタリングする演算の関数をFILとすれば、平均値 $\langle V \rangle$ の演算式は、

$$\begin{aligned} \text{【数10】} \quad \langle V \rangle &= \text{FIL}(V_1, V_2, \dots, V_L) \\ \langle V \rangle &= |\text{FIL}(V_1, V_2, \dots, V_L)| \\ \langle V \rangle &= \text{FIL}(|V_1|, |V_2|, \dots, |V_L|) \\ \langle V \rangle &= |\text{FIL}(|V_1|, |V_2|, \dots, |V_L|)| \end{aligned}$$

等の式で表すことができる。

【0082】また、平均値 $\langle V \rangle$ としては、各時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ のベクトル的な平均値又はその

絶対値を用いることも可能である。この例を図 5 (a)、(b)、及び(c)を用いて説明する。

【0083】図 5 (a) ~ (c) は、ドプラ速度のサンプリング定理による折り返りを説明するものである。一般に、超音波は、超音波パルスを一定時間  $T_{rn}$  で送信しているため、ある走査線方向で考えると、得られる血流ドプラ信号も一定間隔  $T_{rn}$  の  $N$  個の離散的な信号となる。このため、ドプラ速度は、図 5 (a) に示すように、折り返り速度  $\pm V_{a1} = \pm 1 / (2 T_{rn}) \cdot c / 2 f_m$  のところで折り返る。例えば、速度をプラス (+) 方向に大きくしていくと、 $+V_{a1}$  を超えたところで  $-V_{a1}$  に折り返り、マイナス (-) 方向から 0 に近づいていく。

【0084】図 5 (b) は、これと同様のことを前述の従来技術の項で説明した (2) 式で示される  $N$  個のドプラデータの平均的な複素自己相関関数  $Z$  を用いて説明するものである。この複素自己相関関数  $Z$  は、ベクトルと考えることができる。すなわち、図 5 (b) において、速度が増減するということは、複素自己相関関数  $Z$  に相当するベクトルが複素平面上でその原点を中心に回転することを意味する。

【0085】従って、この場合には、 $+X$  軸からの複素自己相関関数  $Z$  の回転角が速度  $V$  に相当し (厳密には速度  $V$  に比例した位相角  $2 f_d T_{rn}$ )、 $+X$  軸上に速度  $V = 0$ 、 $-X$  軸上に前記折り返り速度  $V = \pm V_{a1}$  が

$$\langle V \rangle = c / (2 f_m) \cdot (2 \pi T_{rn})^{-1} \tan^{-1} (\langle Y \rangle / \langle X \rangle)$$

$$\langle V \rangle = |c / (2 f_m) \cdot (2 \pi T_{rn})^{-1} \tan^{-1} (\langle Y \rangle / \langle X \rangle)|$$

等の式で示すように演算できる。

【0089】上記の演算は、図 3 に示す例では、速度演算器 46 から出力される自己相関関数  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、... をバッファメモリ 47 に格納しておき、そのバッファメモリ 47 に格納された自己相関関数  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、... を平均速度演算器 44A に逐次読み出すことで行われる。これにより、平均速度演算器 44A では、データ群 (0)、(1)、... の速度データの平均値  $\langle V \rangle_0$ 、 $\langle V \rangle_1$ 、... が逐次演算される。そして、除算器 45A では、補正速度  $V_{cmp0}$ 、 $V_{cmp1}$ 、... が、

$$\text{【数 13】} \quad V_{cmp0} = V_L / \langle V \rangle_0$$

$$V_{cmp1} = V_{L+1} / \langle V \rangle_1$$

...の式で示すように逐次演算される。

【0090】この場合、分母である速度データの平均値  $\langle V \rangle_0$ 、 $\langle V \rangle_1$ 、... として、絶対値を採用すると、補正速度  $V_{cmp0}$ 、 $V_{cmp1}$ 、... は、

$$\text{【数 14】} \quad V_{cmp0} = V_L / |\langle V \rangle_0|$$

$$V_{cmp1} = V_{L+1} / |\langle V \rangle_1|$$

\*それぞれ位置することになる。そして、速度  $V$  が (+) 方向に増加し、 $-X$  軸を越えると、 $V = \pm V_{a1}$  を境にプラス (+) の値からマイナス (-) の値に転じる。

【0086】そこで、図 5 (c) に示すように、同様の複素平面上で各時相の自己相関関数  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、...、 $Z_L$  の加算、又は平均を行えば、各時相の速度  $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$  の平均を行うことができる。これは、ベクトル的な平均とも言える。この方法の特徴は、速度が極端に変化しない限り、折り返りの影響を受けないといった点にある。

【0087】ここでの自己相関関数の平均を求める方法としては、自己相関関数の大きさを正規化して平均する方法も考えられる。すなわち、平均値  $\langle Z \rangle$  は、

$$\text{【数 11】} \quad \langle Z \rangle = (Z_1 + Z_2 + \dots + Z_L) / L$$

$$\langle Z \rangle = (Z_1 / |Z_1| + Z_2 / |Z_2| + \dots + Z_L / |Z_L|) / L$$

等の式で示すように算出可能である (図 5 (c) の場合、速度  $V_1$ 、速度  $V_2$  の平均速度  $\langle V \rangle$  は、例えば  $\langle Z \rangle = (Z_1 + Z_2) / 2$  となる)。

【0088】このようにして求めた自己相関関数の平均値  $\langle Z \rangle$  は、 $\langle Z \rangle = \langle X \rangle + j \langle Y \rangle$  であるから、前述の従来技術の項で説明した (2) 式、(4) 式を用いると、速度  $V$  の平均値  $\langle V \rangle$  は、

$$\text{【数 12】} \quad \langle V \rangle = c / (2 f_m) \cdot (2 \pi T_{rn})^{-1} \tan^{-1} (\langle Y \rangle / \langle X \rangle)$$

...の式で示すように演算される。これにより、分子である瞬時速度の正負の符号で方向分離された方向付き補正速度データが得られる。

【0091】また、補正速度  $V_{cmp0}$ 、 $V_{cmp1}$ 、... として絶対値を採用すると、

$$\text{【数 15】} \quad V_{cmp0} = |V_L| / \langle V \rangle_0$$

$$V_{cmp1} = |V_{L+1}| / \langle V \rangle_1$$

...の式で示すように演算され、大きさのみを示す補正データが得られる。

【0092】また、抽出する速度の瞬時値は、前述のように最新の速度に限定されるものではなく、バッファメモリ 47 に格納されるデータの何れであってもよい。

【0093】図 4 (b) は、抽出する速度の瞬時値として、格納されたデータ群 (0)、(1)、...、(n) の中で時間的に中央のデータ (例えば、データ群 (0) の場合には、1 心拍に相当する時間  $T_{HR}$  の中央時間  $T_{HR} / 2$  に対するデータ  $V_L$ ) を選んだ場合の例である。この場合には、平均速度演算器 44A で得られる平均速度と、瞬時速度抽出器 43A で得られる瞬時速度との時間的なずれが最小となり、補正速度の信頼性がより

向上するといった利点もある。

【0094】なお、前述した図4(a)の場合では、抽出する速度の瞬時値として、格納されたデータ群の中で最新のデータを選んでいるため、プローブ1で収集されたデータが表示されるまでの処理による遅延時間を最も小さくでき、最もリアルタイム性に優れた画像を得ることができる。

【0095】なお、図3に示す補正速度演算器42Bの例では、補正器45として除算器45Aを用いているが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば図6に示す補正速度演算器42Cのように図3中の除算器45Aの代わりに平均速度基準速度変換器45Bを採用することも可能である。なお、図6中の平均速度基準速度変換器45Bを除く構成(速度演算器46、バッファメモリ47、1心拍時間設定器、瞬時速度抽出器43A、平均速度演算器44A)は、前述の補正速度演算器42Bと同様である。この場合の平均速度基準速度変換器45Bによる補正原理は、平均速度 $\langle V \rangle$ に一定値を乗じた値( $= \times \langle V \rangle$ )で瞬時速度 $V$ を割る演算を採用するもので、各ピクセル毎に表示速度レンジを変え 20

る様な場合に相当する。

【0096】すなわち、図6の例による演算法では、平均速度 $\langle V \rangle$ に一定値を乗じた値 $\langle V \rangle$ が表示レンジに相当し( $\langle V \rangle$ はピクセルに依存しない一定値)、ピクセル毎に異なる平均値 $\langle V \rangle$ に一定値を乗じてピクセル毎に異なる速度レンジ $\langle V \rangle$ を得て、そのピクセル毎の速度レンジ $\langle V \rangle$ でピクセル毎の瞬時値 $V$ を除するが、一般的には平均速度基準速度変換器45Bにて瞬時値 $V$ を速度レンジ $\langle V \rangle$ 基準の値に変換することにより補正する。この例では、上記除算を用いた例の場合 30

とは一定値倍だけの値の違いが発生するが、後述するカラーバーの階調に割り振る際に同じとなる。

【0097】また、補正速度は、速度を用いているので、拍動の特徴を支援する速度演算や代表的な速度演算において、折り返りの影響を受ける。この折り返りは、サンプリング定理に基づいて原理的に起きるので、その影響を完全になくすることはできないが、補正による改善は可能である。この場合の補正法として、上記ベクトル的な演算を行う方法が考えられるが、その他の例を以下説明する。

【0098】図7は、折り返り補正機能を追加した補正速度演算器42Dの機能ブロック図を示す。図7に示す補正速度演算器42Dには、前述した図2に示す補正速度演算器42Aの内、速度演算器46とバッファメモリ47との間に折り返り補正器49が挿入されている。その他の構成(拍動の特徴を示す速度演算器43、代表的な速度演算器44、補正器45)は、図2に示す例と同様である。この例で追加される折り返り補正器49は、速度変化の物理的連続性を利用して処理を行うものである。

【0099】図8は、この折り返り補正器49による処理 50

例を前述した図5(b)、(c)と同様の複素自己相関関数を用いて説明するものである。ここでは、各時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ 、...、 $V_L$ を演算する時間間隔が速度変化に対してある程度短ければ、隣り合う時相の速度は複素平面上で大きく離れることはないため、折り返りの補正が可能となることを前提にしている。図8に示す例は、隣り合う時相の速度 $V_1$ 、 $V_2$ のうち、 $V_1$ は折り返しがなく、 $V_2$ に折り返しが生じて $-V_2'$ と検出されている場合である。この場合には、両者 $V_1$ 、 $V_2$ の差の絶対値をとると、 $-V_2' - V_1 > Va$ となる。このような場合には、 $-V_2' + 2Va = V_2$ となる演算を行えば、 $V_2 - V_1 < Va$ となり、速度の物理的連続性から考えると、 $-V_2'$ よりも $V_2$ の方が確からしい値であるため、 $V_2$ が採用される。

【0100】このようにして、折り返り補正器49にて折り返しが補正される。これにより、検出できる速度の範囲を広げることができ、速度精度が向上するため、拍動性の検出能がより向上し、診断能もより向上するようになる。

【0101】上記のようにして得られた補正速度は、表示部6の画面上で表示される。この表示例を図9(a)に示す。図9(a)は、補正速度が断層像上に重畳表示され、方向分離がされていない場合の表示例である。図9(a)中のカラーバーは、補正速度の大きさを示し、例えば補正速度が小さければ赤色、大きければ黄色で表される。

【0102】図9(b)には、補正速度の時間的な変化を示す。この例は、前述した図3に示す補正速度演算器42Bで与えられる補正速度に対応したものである。図9(b)中の補正速度の大きさ1は、その補正速度の定義式(例えば、 $V_{cmp} = V / \langle V \rangle$ 等)から容易に分かるように、平均速度に対応している。

【0103】図9(b)に示すように、補正速度は、静脈や門脈の場合にはほぼ1付近で変動しているが、動脈の場合には1心周期の間で見るとその駆出期に1を超えて急速に増加・減少し、その後は1付近で漸減している。すなわち、1心周期が約1秒であるのに対し、その駆出期は200ms～300msであるため、1心周期の平均速度は、速度が漸減している時相の速度に近いことが分かる。

【0104】従って、補正速度が1近傍よりも小さければ赤色様、1近傍よりも大きくなるにつれて黄色様にしていけば、図9(a)に示すように、動脈のように拍動性の強い血管は、1心周期の駆出期に黄色様、その他の期間には赤色様になるのに対し、静脈や門脈のように拍動性の弱い血管は、1心周期を通して赤色様になるため、動静脈を明瞭に区別して表示することが可能となる。これにより、血管の拍動性を明瞭に区別できる。

【0105】また、カラーバーの表示に用いる色は、補正速度の大きさが1近傍及びそれよりも小さい値に対し

ては低速を表す色とし、1近傍よりも大きくなるにつれて高速を表す色とすれば、非拍動性と拍動性の色を明瞭に使い分けることができ、拍動性の区別が容易になり、診断能が向上する。

【0106】図10(a)～(e)は、カラーバーの表示例を示す。

【0107】図10(a)は、前述した図9(a)の場合と同様に、補正速度が小さい場合は例えば赤色にし、大きくなるにつれて例えば黄色にしたカラーバーの表示例である。本例では、補正速度の大小を色相で区別して

10 いるが、本発明はこれに限定されるものではない。  
【0108】図10(b)は、図10(a)に示す補正速度にパワー表示を組み合わせたカラーバーの表示例である。本例では、血流からの散乱パワーが大きければ明るくし、小さければ暗くしている。これにより、血管に立体感を持たせることができ、より効果的な表示が可能となる。ここで用いるパワーは、前述した図1中のCFM処理部4内の図示しないパワー演算器で演算される。

20 【0109】図10(c)は、図10(a)に示す補正速度表示で方向分離を行ったカラーバーの表示例である。本例では、プローブ1に近づく流れを例えば暖色系、遠ざかる流れを例えば寒色系で示している。このように方向分離することにより、血管の区別をより容易に行える場合がある。

【0110】図10(d)は、図10(c)に示す方向分離した補正速度にパワーを組み合わせたカラーバーの表示例である。本例では、前述の図10(b)、(c)の両方の効果を併せ持つ。

30 【0111】図10(e)は、図10(a)～(d)と同様の補正速度表示でその黄系色と赤系色との境界部に閾値を表すマーカを追加した表示例である。

【0112】また、前記のように速度の折り返し補正を行っているが、これでも折り返しは完全に補正できないため、操作者が表示部6のモニタを見ながら容易に対応できるように、サンプリング定理で規定される速度範囲である折り返し速度をモニタ上に表示させることも可能である。

40 【0113】この場合には、前述した図5(a)～(c)を参照すれば、折り返し速度は $+V_{a1}$ 、 $-V_{a1}$ であるため、この値をモニタ上に表示する。また、速度範囲を(+)方向又は(-)方向に $V$ 分、広げることでもでき、例えば(+)方向に広げたときは、速度範囲は $+V_{a1} + V$ から $-V_{a1} + V$ となるので、この値をモニタ上に表示する。

【0114】このようにすれば、検出可能な速度範囲がおおよそ分かるので、操作者が図示しない操作パネル上のボタンを押すことで、折り返し速度を調整し、折り返しを防ぐことが可能となる。これにより、よりの確な画像が得られ、より一層、的確な診断ができるようになる。

【0115】また、拍動性は心臓のポンプ作用によって起こるもので、1心周期のうち、駆出期に最もその特徴が現れる。すなわち、前述したように、静脈や門脈では1心周期を通して血流速度がほぼ平坦であるのに対し、動脈では駆出期に速度が急速に増加して減少し、その後、次の駆出期まで漸減する。従って、拍動性を検出するには、駆出期を確実に捉えることが必須である。このためには、例えば1断面を心拍動の駆出期に対応する時間の逆数で示される値以上のフレーム数でスキャンさせることが望ましい。このようにすれば、駆出期を取りこぼしなく確実に捉えられるため、拍動性をより確実に表示できる。

【0116】次に、本例の補正速度表示の効果を従来の場合と比較して説明する。

【0117】図11(a)及び(b)は、従来の速度モードの表示で動脈を捉えた場合を説明するものである。図11(a)は、モニタの表示例である。図11(a)において、矢印はモニタ上に表示される動脈中の位置の異なる各点、 $\bullet$ 、 $\circ$ での血流速度(向きと大きさ)を示し、その血流速度の大きさは各々 $V_a$ 、 $V_b$ 、 $V_a$ で、各点、 $\bullet$ 、 $\circ$ における超音波走査線と血流の成す角度(ドブラ角度)は各々 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ である。また、本例では、 $V_a > V_b$ 、 $\alpha < \beta$ の関係となっている。

【0118】図11(b)は、図11(a)中の各点、 $\bullet$ 、 $\circ$ での血流ドブラ速度、すなわち各点、 $\bullet$ 、 $\circ$ における血流速度の超音波線方向成分 $V_a \cdot \cos(\alpha)$ 、 $V_b \cdot \cos(\beta)$ 、 $V_c \cdot \cos(\gamma)$ の時間変化を示す。図11(b)では、図11(a)で示す同じ血管(動脈)であるため、ドブラ速度の時間変化は各点でほぼ同じであるが、その大きさが比例算で各点毎に異なっているのが分かる。従って、従来の速度モード表示では、拍動性は本来同じであるにもかかわらず、実際には異なったものとして表示されることになる。このことは前述した通りである。

【0119】具体的には、図11(a)及び(b)に示すように、流速が遅い細い血管(点 $\circ$ )や、ドブラ角度の大きい血管(点 $\bullet$ )では、拍動性が小さく表示されてしまい、実際に拍動性が弱い血管との区別がつきにくくなる。また、カラーバーは、速度0から正負の折り返し速度までを色相を変える等して表示され、例えば点 $\bullet$ のところでは速い速度の色、点 $\circ$ や点 $\gamma$ のところでは遅い速度の色というように異なった色で表示されるため、更に判別しにくい。この上、カラーバーの表示範囲や表示方法が必ずしも拍動性を表示するのに適しておらず、表示自体も分かりにくい。こういった事情により、従来の速度モードで拍動性の判別をするのは容易ではなかった。

50 【0120】これに対し、図12(a)及び(b)は、本発明に基づく例の補正速度の表示で前述した従来例

(図 11(a) 及び (b)) と同様の動脈を捉えた場合を説明するものである。図 12(a) は、モニタの表示例で、図中のカラーバーは、前述した図 9(a) や図 10(a) の例と同様に、方向分離していない場合の補正速度の例を示す。図 12(b) は、各点、 $\theta_a$ 、 $\theta_b$ 、 $\theta_c$  において前述した速度補正により補正された血流ドプラ速度  $V_a \cdot \cos(\theta_a)$ 、 $V_b \cdot \cos(\theta_b)$ 、 $V_c \cdot \cos(\theta_c)$  の時間変化を示す。

【0121】本例の場合は、図 12(a) 及び (b) に示すように、同じ血管であれば、太くてドプラ角度の小さい部分(点  $\theta_a$ )も、細い部分(点  $\theta_b$ )も、或いはドプラ角度の大きい部分(点  $\theta_c$ )も、全て同じように補正速度は、速度の漸減部分の値はほぼ 1 で、拍動の強い部分は 1 より大きい同様の値になる。

【0122】すなわち、本例の速度モードの表示では、流速やドプラ角度に依存せずに、同様の補正速度が得られ、従って同様の拍動性が得られる。これを前述したカラーバーを用いて表示すれば、流速やドプラ角度に依存せずに、拍動性を明瞭に表示でき、これにより、視認性も大幅に向上するようになる。特に、本例の速度モードでは、場合によって非拍動性血管との区別が困難となる遅い流速や大きいドプラ角度の血流に対しても拍動性の検出ができるので、非常に効果的で、診断能もより大幅に向上する。

【0123】なお、前述した通り、拍動性の変化は駆出期に大きく現れるが、駆出期の時間範囲は 200ms ~ 300ms なので、そのままを目視で確認すると短く感じる場合も考えられる。この場合には、図 13(a) ~ (c) に例示するように補正速度の変化を緩和する処理を行えば、目視しやすくなり、有効である。

【0124】図 13(a) は、緩和処理をしない場合の補正速度の時間変化の例、図 13(b) は、緩和処理をした場合の補正速度の時間変化の例をそれぞれ示す。本例では、図 13(a) に示す補正速度に対し、拍動性を的確に捉えるため、図 13(b) に示すように、その立ち上がり部分ではその立ち上がりに追従させ、その立ち下がり部分では急速に小さくなるのではなく緩やかに小さくなるように緩和処理が施される。このようにすれば、残像感を出して拍動性の視認性をより向上させることが可能となる。

【0125】このような緩和処理は、例えば前述した表示部 6 で行うことができる。この場合の表示部 6 の構成例を図 13(c) に示す。図 13(c) において、表示部 6A は、既知の構成、すなわちカラーイメージメモリ 61、断層像イメージメモリ 62、DSC(デジタル・スキャン・コンバータ) 63、及びモニタ 64 のほか、カラーイメージメモリ 61 と DSC 63 との間に補正速度変化緩和器 60 が挿入されている。

【0126】この構成によれば、前述の CFM 処理部 4 から送られてくる補正速度データがカラーイメージメモ

リ 61 に一時格納される。このカラーイメージメモリ 61 には、複数フレーム分のデータが格納される。そこで、補正速度変化緩和器 60 は、カラーイメージメモリ 61 のデータを読み出して前述の緩和処理を行い、その値を DSC 63 に出力する。これとは別に、前述の断層像処理部 5 から送られてくる断層像データは、断層像イメージメモリ 62 に格納された後、DSC 63 に出力される。

【0127】そして、DSC 63 では、所定の画像処理、走査線変換のほか、補正速度変化緩和器 60 からの緩和処理が施された補正速度画像と断層像イメージメモリ 62 からの断層像画像との合成等が行われ、その出力がモニタ 64 上で画像として表示される。

【0128】なお、本例では、血流ドプラ信号の補正速度を求める機能を CFM 処理部 4 内に設けている構成としているが、これに限らず、例えば表示部 6 内に設けることも可能である。この場合の構成例を図 14 に示す。

【0129】図 14 に示す例では、CFM 処理部 4B は、従来と同様の構成(動き要素信号抽出器 41、速度演算器 42)で構成され、速度演算器 42 から速度データを出力する。また、表示部 6B は、前述した既知の構成、すなわちカラーイメージメモリ 61、断層像イメージメモリ 62、DSC 63、及びモニタ 64 のほか、カラーイメージメモリ 61 の入力側に前述の CFM 処理部 4 内に設けられた速度補正演算器 42A と同様の補正速度演算器 65(拍動の特徴を示す速度演算器 66、代表的な速度演算器 67、補正器 68、バッファメモリ 69、及び 1 心拍時間設定器 70)が付加されている。この構成により、本例でも上記と同様の拍動性表示が可能となり、同様の効果が得られる。

## 【0130】第 2 実施形態

次に、本発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置を図 15 ~ 図 22 に基づいて説明する。本例は、前述した血流ドプラ信号の速度補正を 3 次元表示の場合に適用したものである。

【0131】図 15 は、本例の超音波診断装置の機能ブロック図を示す。図 15 に示すように、本例の超音波診断装置は、被検体の体表部分に当接させるプローブとして 2 次元アレイプローブ 7 を採用したものである。

【0132】その他、本例の超音波診断装置は、図 15 に示すように、2 次元アレイプローブ 7 に電氣的に接続された送信部 2A(図 1 と同様の送信パルス発生器 21、送信ビームフォーマ 22 のほか、スキャン制御器 2C が付加)及び受信部 3A(図 1 と同様のプリアンプ 31、受信ビームフォーマ 32)と、このうちの受信部 3A に電氣的に接続された CFM 処理部 4(図 1 と同様の動き要素信号抽出器 41、補正速度演算器 42)及び断層像処理部 5 と、この両処理部 4、5 に電氣的に接続された表示部 8(図 13(c) と同様の DSC 83、モニタ 84 のほか、3 次元カラーイメージメモリ 81、3 次

元断層像イメージメモリ 82 を採用) とを備える (前記と同様の構成についてはその説明を簡略又は省略する)。

【0133】2次元アレイプロブ 7 は、超音波信号と電気信号との間で双方向に信号変換する機能を有するもので、その一例として、その先端部に 2 次元に配置された 2 次元アレイ型圧電振動子を有する。この 2 次元アレイ型圧電振動子は、複数の圧電素子を縦横に 2 次元的に配置し、超音波信号を縦横斜めの方向等、3 次元的に走査可能にしたもので、複数の圧電振動子それぞれが、送受信の各チャンネルを成す。

【0134】この 2 次元アレイプロブ 7 を用いれば、スキャンする断面を変えながら複数断面をスキャン (ボリュームスキャン) して、3 次元データ (ボリュームデータ) を収集することができる。このボリュームスキャンの例を図 16 (a) ~ (c) 及び図 17 (a) ~ (c) に示す。

【0135】図 16 (a) は、断面をスキャンしながら、その断面をその垂直方向に移動させる方法、図 17 (a) は、断面をスキャンしながら、その断面をその中心軸周りに回転させながら移動させる方法をそれぞれ説明するものである。何れの方法においても、1 つの断面を複数回、好適には 1 心拍時間分、スキャンさせることが共通し、これが本発明の特徴の 1 つとなっている。

【0136】その例として、図 16 (b) 及び図 17 (b) は、断面を一致させて 1 つの断面を 1 心拍時間、スキャンした後、例えば超音波ビームの厚み分だけ断面をずらして同様のスキャンを行う方法、また、図 16 (c) 及び図 17 (c) は、1 断面を 1 フレームだけスキャンした後、超音波ビームの厚みより小さい幅僅かにずらしながら 1 フレームずつスキャンを行う方法をそれぞれ示す。何れの方法も、スキャンされた空間上の任意の 1 点は 1 心拍時間スキャンされたことになる。このようなボリュームスキャンによって、各断面における補正速度の演算が初めて可能になり、3 次元の拍動性表示が初めて可能になる。

【0137】なお、図 16 (b) 及び図 17 (b) の場合は、スキャン断面が 1 心拍時間静止しているので、補正速度の演算精度の面でより優れている。また、図 16 (c) 及び図 17 (c) の場合は、スキャン断面が連続しているため、補正速度を空間的に細かく求めることができ、優れている。

【0138】これらのスキャンは、送信部 2A のスキャン制御部 23 (図 15 参照) を用いてスキャン断面を制御することで行うことができる。このスキャン制御シーケンスの一例を図 18 (a) ~ (c) に示す。

【0139】図 18 (a) は、従来の 1 次元アレイプロブによる走査シーケンス例を説明するものである。この場合は、図 18 (a) に示すように、同一のスキャン断面で、その断面を構成する同一の複数走査線 (図中の

走査線 1、走査線、...、走査線 J) を、画像の 1 フレーム毎 (図中の 1 フレーム、2 フレーム、...) に繰り返しスキャンするようになっている。

【0140】これに対し、図 18 (b) 及び (c) は、本例の 2 次元アレイプロブによるボリュームスキャンの制御シーケンス例を説明するものである。

【0141】この内、図 18 (b) は、前述した図 16 (b) 及び図 17 (b) の場合に相当するものである。この場合は、図 18 (b) に示すように、ボリュームスキャン領域内のある 1 つの断面 (図中の断面 1) で、その断面を構成する複数走査線 (図中の走査線 1 - 1 (断面 1 の走査線 1 を意味する)、走査線 1 - 2、...、走査線 1 - J) を走査して 1 フレームとし、同一断面で同一走査を I 回 (I フレーム)、即ち、1 心拍時間分、繰り返しスキャンした後、例えば超音波ビームの厚み分だけ断面の位置をステップ状にずらし、その断面 (図中の断面 2) で同様に 1 心拍時間分スキャンし、以後、ボリュームスキャン領域内の全ての断面に対し 1 心拍時間分スキャンするようになっている。

【0142】また、図 18 (c) は、前述した図 16 (c) 及び図 17 (c) の場合にそれぞれ相当するものである。この場合は、図 18 (c) に示すように、ボリュームスキャン領域内のある 1 つの断面 (図中の断面 1) で、その断面を構成する複数走査線 (図中の走査線 1 - 1、走査線 1 - 2、...、走査線 1 - J) を、画像の 1 フレーム分スキャンした後、超音波ビームの厚みよりも小さい幅 (例えば、超音波ビームの厚みの  $1/I$  の厚み幅) だけ断面の位置を少しずらし、その断面 (図中の断面 2) で同様に 1 フレーム分スキャンし、以後、断面の位置を少しずつずらしながら断面 3、...、断面 I、断面 I + 1、... と連続的に順次スキャンしていく。I 個の断面をスキャンするのに 1 心拍時間要することになる。そして、断面 1 から断面 I までのデータで補正速度を演算し、1 つの補正速度データの断面が得られる。次に 1 フレーム分の時間遅れで、断面 2 から断面 I + 1 までのデータで補正速度を演算し、となりの補正速度データの断面が得られる。以下、同様に 1 フレームずつ遅れて、順次、となりあった断面の補正速度が得られる。

【0143】なお、上記のボリュームスキャンの場合、断面をスキャンする際に 1 回の送信に対して複数方向から受信する並列同時受信を用いれば、例えば複数の断面を同時にスキャンすることができ、ボリュームスキャンの時間を短縮できる等、1 つの断面を 1 心拍時間スキャンしながら種々のスキャン法を工夫できることは勿論である。

【0144】なお、本例では、2 次元アレイプロブ 7 を用いた電子スキャンを例示してあるが、その利点を他の方法 (1 次元アレイプロブを用いた場合) と比較して説明する。

【0145】図 19 (a) は、従来の 1 次元配列の振動

子を有する電子スキャンプローブ（１次元アレイプローブ）を手にとって、通常の１断面スキャンを行いながら、そのスキャン断面と垂直方向に断面の位置をずらす、いわゆるハンドスキャンによる方法を説明するものである。この方法では、前述のように１つの断面を１心拍時間スキャンしながら断面の位置をずらすことは大きな困難を伴い、実用的ではない。

【０１４６】図１９（ｂ）は、従来の１次元配列の振動子を有する電子スキャンプローブ（１次元アレイプローブ）を既知のガイド棒を用いたスライド機構及び回転機構を有するプローブ移動用の機械に装着し、この機械を用いてプローブをゆっくり動かしながら１つの断面を１心拍時間スキャンしながらボリウムデータを収集する方法を説明するものである。この方法は、１つの断面を１心拍時間スキャンすることが可能であるが、機械が大掛かりになり、スキャンとプローブ移動との同期をとる必要もあって煩雑となり、図１９（ａ）の場合と同様に実用的ではない。

【０１４７】これに対し、図１９（ｃ）は、本例の２次元アレイプローブで電子スキャンを行う方法を説明するものである。この方法によれば、操作者は被検体の検査部位にプローブを固定していればよく、これにより、自動的に精度よくボリウムデータが収集・表示され、簡便で精度良い３次元の拍動性表示が可能となる。

【０１４８】上記の２次元アレイプローブで収集されたデータから、補正速度が演算される。このときの補正速度としては、例えば最大速度を用いると３次元の再構成が容易になる。この最大速度を用いた補正を行うための補正速度演算器４２の構成例を図２０に示す。

【０１４９】図２０に示す補正速度演算器４２Ｅは、前述した図３の場合と同様に、速度演算器４６、バッファメモリ４７、平均速度演算器４４Ａ、除算器４５Ａ、及び１心拍時間設定器４８のほか、拍動の特徴を示す速度演算器として最大速度検出器４３Ｂを有する。ここでの最大速度検出器４３Ｂの動作例を図２１に示す。

【０１５０】図２１は、前述した図４（ａ）及び（ｂ）の場合と同様に、ある１ピクセルを対象として時間ｔに対する速度Ｖの変化を示すグラフである。図２１において、 $T_{FR}$ は、速度データのサンプリング時間（ $T_{FR} = 1 / \text{フレーム数}$ ）、 $T_{HR}$ は、１心拍時間、 $V_1$ 、 $\dots$ 、 $V_I$ 、 $\dots$ 、 $V_L$ 、 $V_{L+1}$ 、 $\dots$ 、 $V_{II}$ 、 $\dots$ は、あるピクセルにおいて時間 $T_{FR}$ 毎にサンプリングされる速度データ、データ群（０）は、ある時間において１心拍時間 $T_{HR}$ 分、バッファメモリ４７に格納される速度データ群（ $V_1$ 、 $V_2$ 、 $\dots$ 、 $V_L$ ）、データ群（１）は、データ群（０）の時相よりも１フレーム後に格納される速度データ群（ $V_2$ 、 $\dots$ 、 $V_{L+1}$ ）をそれぞれ示す（図中のデータ群（２）、（３）、（４）...もこれと同様である）。

【０１５１】ここで、バッファメモリ４７には、データ\*50

\*群の中の最も古いデータ、すなわち速度 $V_1$ が棄却され、最新のデータ、すなわち速度 $V_{L+1}$ が追加され、このようにしてデータが順次更新されていく。

【０１５２】これと同時に、最大速度検出器４３Ｂにて、データ群毎に速度データの最大速度、すなわち図２１の例ではデータ群（０）～（２）では速度 $V_I$ 、データ群（３）、（４）では速度 $V_{II}$ が読み出され、除算器４５Ａに送られる。このデータ群は、１心拍時間 $T_{HR}$ 分のデータなので、どのデータ群にも常に１心拍中の最大速度データが含まれている。しかも、格納されるデータ群は常に最新値に更新されているので、最大速度も常に最新値となる。

【０１５３】一方、平均速度演算器４４Ａでは、前述と同様に、データ群の速度データの平均値 $\langle V \rangle_0$ 、 $\langle V \rangle_1$ 、 $\langle V \rangle_3$ 、 $\langle V \rangle_4$ 、...が逐次演算され、除算器４５Ａに送られる。

【０１５４】これにより、除算器４５Ａでは、最大速度検出器４３Ｂからの最大速度（ $V_I$ 、 $V_{II}$ 等）と、平均速度演算器４４Ａからの平均速度 $\langle V \rangle_0$ 、 $\langle V \rangle_1$ 、 $\langle V \rangle_3$ 、 $\langle V \rangle_4$ 、...とを元に、補正速度 $V_{cmp0}$ 、 $V_{cmp1}$ 、 $V_{cmp2}$ 、 $V_{cmp3}$ 、...が、

【数１６】

$$V_{cmp0} = V_I / \langle V \rangle_0$$

$$V_{cmp1} = V_I / \langle V \rangle_1$$

$$V_{cmp2} = V_{II} / \langle V \rangle_2$$

$$V_{cmp3} = V_{II} / \langle V \rangle_3$$

...の式で示すように逐次演算される。

【０１５５】この場合、分母である速度データの平均値として、絶対値を採用すると、補正速度は、

【数１７】

$$V_{cmp0} = V_I / |\langle V \rangle_0|$$

$$V_{cmp1} = V_I / |\langle V \rangle_1|$$

$$V_{cmp2} = V_{II} / |\langle V \rangle_2|$$

$$V_{cmp3} = V_{II} / |\langle V \rangle_3|$$

...の式で演算でき、これにより、分子である瞬時速度の正負の符号で方向分離された方向付き補正速度データが得られる。

【０１５６】また、補正速度として絶対値を採用すると、

【数１８】

$$V_{cmp0} = |V_I| / \langle V \rangle_0$$

$$V_{cmp1} = |V_I| / \langle V \rangle_1$$

$$V_{cmp2} = |V_{II}| / \langle V \rangle_2$$

$$V_{cmp3} = |V_{II}| / \langle V \rangle_3$$

...の式で示すように、大きさのみを示す補正速度データが得られる。この演算は、前述した図３の場合と同様で

ある。

【0157】このようにすれば、常に補正された最大速度を表示でき、例えば前述した図5の表示例の場合、動脈は常に速い速度を示す黄色で示され、静脈や門脈は常に遅い速度を示す赤色で示され、静止画状態の画像が表示される。一般的には、拍動性を示す情報として心時相で変化しない情報を用いれば、静止画状態の画像が表示される。この画像は、静止画を見たい場合、静止画をデータとして保存する場合、3次元画像を構成する場合等に特に効果的である。

【0158】また、補正された最大速度データは、ホールドせずにリアルタイムで常に更新されるので、仮にゆるやかな呼吸を行って血管が多少移動したとしても、血管の表示もそれに応じて移動して表示でき、有効である。従って、こういった補正された最大速度データを用いれば、視認性、保存性、及びリアルタイム性に優れ且つ3次元画像構成に適した拍動性画像が得られ、診断能がより一層向上するといった利点がある。

【0159】上記のように補正速度演算器42Eで演算された補正速度データは、表示部8に送られる(図20、図15参照)。この表示部8は、前述した通り、イメージメモリとして3次元データが格納可能な3次元カラーイメージメモリ81及び3次元断層像イメージメモリ82を備え、上記の補正速度データを3次元カラーイメージメモリ81に格納すると共に、これと同時に2次元の又は3次元の収集・演算された断層像データを3次元断層像イメージメモリ82に格納する。

【0160】そこで、前述したボリュームスキャンが終了し、ボリュームデータの収集が終了すると、3次元カラーイメージメモリ81に格納された3次元の補正速度データと、3次元断層像イメージメモリ82に格納された2次元または3次元の断層像データとが読み出され、操作者が図示しない操作パネルから入力及び指定されたフォーマットに従って、DSC83を介してモニタ84上に3次元画像が表示される。この3次元画像の表示例を図22(a)及び(b)に示す。

【0161】図22(a)は、3次元の拍動性血管像に2次元の断層像を組み合わせた画像であり、図22(b)は、3次元の拍動性血管像に3次元の断層像を組み合わせた画像である。

【0162】従って、これらの画像表示法の特徴を生かし、必要に応じて使い分けることにより、断層像で位置同定したり患部を観察したりしながら、拍動性血管を3次元で表示できるので、動静脈を血管の繋がりよく、視認性よく、簡便に、区別しながら認識でき、検査の効率と精度が大幅に向上するようになる。

【0163】以上のように、上記第1及び第2実施形態によれば、血管の拍動性を捉えることにより、血管を動脈・静脈と描き分けることが基本的に可能となる。しかし、動静脈と拍動性とは厳密には1対1で対応しないこ

とが明らかであり、その例外が発生する場合も考えられる。

【0164】例えば、下大静脈では拍動性が見られ、このような場合には静脈であってもある程度拍動性画像として表示される可能性がある。また、図23に示すドブラ画像のように、腫瘍血流において拍動性を示しながらも1心拍の平均速度に対して速度の変化が小さい場合があり、このような場合は、拍動しているにも拘わらず拍動性画像として明瞭に表示されない場合も考えられる。

10 【0165】そこで、上記のような場合の改善策として、より好適な例を図24及び図25に基づいて説明する。

【0166】本例の方法では、まず、CFM処理部において従来行われているように、ピクセル毎に速度演算を行い、各ピクセルの速度を求める。そして、図24に示すように、マーカを用いて拍動性画像上で任意のピクセルが指定されると、その指定されたピクセルの速度の時間変化(速度-時間のグラフ)を拍動性画像と同時に表示する。

20 【0167】これによれば、従来のCFM及びスペクトラムドブラの同時表示では、スペクトラムドブラがCFMと別に専用のスキャンを必要としているため、CFM画像のフレーム数が1/2に低下するのに対し、本例による方法では、拍動性表示と同じスキャンデータから速度が求められるので、フレーム数が低下するといった事態は発生しない。このことは、拍動性表示を行う際に駆出期を確実に捉えるためには非常に重要である。また、従来のCFM、スペクトラムドブラ同時表示が、1点のスペクトラムしか表示できないのに対し、本例による方法では、複数点の速度の時間変化が表示可能であり、使い勝手が格段によい。もちろん、拍動性画像と同期してリアルタイム表示が可能であり、速度-時間のグラフのみ、又は、拍動性画像のみをフリーズさせることも可能である。

【0168】なお、本例で用いるマーカは、その大きさを変えることができ、マーカの範囲内で空間的な平均処理を行えば、速度データを安定させることができる。また、速度-時間のグラフは、実際はフレーム毎の速度をプロットすることになるが、これは図25(a)～

40 (b)に示すように、各フレームの値を点でプロットしてもよく、或いは各点を折線や曲線で結んでもよい。また、心電同期で時相をずらしながら速度を求めて数心拍の速度を重ね書きすれば、時間間隔がより密なグラフが得られる。また、速度演算では、通常は平均速度を求めて表示するが、その平均速度と速度の分散とを組み合わせることで擬似的な最高速度を求めて表示してもよい。さらに、本例の方法ではリアルタイム表示が最適であるが、これに限定されず、例えば拍動性表示をフリーズした後、指定したピクセルの速度-時間表示を行ってもよい。この場合、速度データをメモリに記憶させておく必

要がある。

【0169】上記の例によれば、拍動流の表示画像を補い、より確実な拍動性検出を行なうことができ、診断能がより一層向上する。

【0170】なお、上記の拍動流表示については、例えば、次のような第1～第3の適用例が可能である。

【0171】1) 第1の適用例は、上記の拍動流表示と既知の広帯域送信（例えば、特開2000-342586号公報、特開2001-269344号公報等参照）の方式とを組み合わせるものである。ここでの「広帯域送信」とは、パワードプラモード時に、通常の4波～8波の超音波パルスによる送信駆動を行なうのではなく、Bモード時と同等の1波又は2波の超音波パルス、即ち広帯域の超音波パルスによる送信駆動するもので、これにより、Bモードと本質的に同等の距離分解能を得ることができる（例えば特開2000-342586号公報参照）。

【0172】この広帯域の超音波パルスの例としては、例えばバースト波数が3未満の超音波パルスを例示できる。これにより、ブルーミングが無い又は殆どない空間分解能の良い血流画像を表示でき、診断能をより向上させることが可能となる。（例えば、特開2000-342586号公報参照）。ここで、超音波パルスの送信周波数の逆数が送信パルスの1周期であり、1周期の時間長さを持つ超音波パルスをバースト1数のパルス、2周期の時間長さを持つ超音波パルスをバースト2波のパルス、M周期の時間長さを持つ超音波パルスをバーストM波のパルスとそれぞれ呼び、このときの1波、2波、...、M波をバースト波数と呼ぶ。

【0173】従って、本適用例によれば、上記の拍動流表示による効果に加え、より一層の高分解能化が可能となる。

【0174】2) 第2の適用例は、前述した基準速度を算出する方法を工夫したものである。

【0175】図26は、血流画像を成すカラーマップ上のある1つのピクセルでの速度の時間変化（フレーム方向変化）を例に挙げて、前述した補正速度を求める演算式を説明するものである。一般性を失うことなく、ここでは例として、基準速度として、1心拍時間の速度の絶対値の平均値をとり、補正速度＝瞬時速度の絶対値 / 1心拍時間の速度の絶対値の平均値とする。この補正速度は、前述した通り、速度データを同じピクセルの速度で割って求めているため、ドブラ角度依存性の問題が解消され、血管の拍動性をより明瞭に検出することができる。この場合の平均値の算出法は、1心拍時間の全ての瞬時速度を対象として、その範囲での平均演算を1回行なって平均値を求めるのが通常である。

【0176】この1回平均の方式に対し、本適用例における平均値の算出法として2回平均方式を採用した場合を図27（動脈の場合）及び図28（静脈の場合）に示

す。本例における2回平均方式は、1心拍中の全ての瞬時速度を対象としてその範囲での平均演算により平均値M1を演算後、さらに、その平均値M1の所定値（Th値、例えばTh値＝1＋）倍の値（M1 \* Th値）以下の瞬時速度のみを対象として（言い換えると、M1 \* Th値を超える瞬時速度を除外として）、2回目の平均演算を行なってその平均値M2を求め、これを平均値M1の代わりに上記補正速度の演算式中の分母側に採用するものを言う。

【0177】この2回平均方式によれば、1) 図27に示す動脈の場合では、1回平均演算による平均値M1と比べると、2回目の平均値M2が低くなる分、拍動性がより強調されるのに対し、図28に示す静脈の場合では両者の差は殆どなく非拍動性に表示される、2) 2回目の平均値M2の方が図27から手動でトレースして出す平均値に感覚的に近く理解しやすい、3) 駆出期しか検出されていない場合でも、拍動性が表示され易い等の特徴が得られ、静脈と動脈とをより一層明瞭に見分けることができるようになり、診断能をより向上させることが可能となる。

【0178】3) 第3の適用例は、上述の拍動流表示と既知のパワー表示とを混在させて表示するものである。

【0179】呼吸・拍動等により臓器が動いた場合や、血管が末梢血管やドブラ角度が大きい血管である様な場合に、一時的にあるいは心時相によっては血流信号が検出できないことがあり、その結果、基準速度が求まらずに運動体の速度を補正できない場合がある。

【0180】即ち、臓器が動いた場合には、ある1つのピクセルに着目した場合、1心拍時間内で血管が存在しなくなり、1心拍時間内の運動体の速度が全ては得られず欠落が生じる。

【0181】また、末梢血管では、血流速度が遅くなり検出されるドブラ信号周波数は低くなり、ドブラ角度が大きい血管でも角度依存性により検出されるドブラ信号周波数はやはり低くなる。この様な場合には、MTIフィルタによってドブラ周波数が低い信号はカットされるので、例えば動脈の駆出期のドブラ信号は検出できるが拡張期のドブラ信号は検出できないようなことが生じ、その結果、1心拍時間内の運動体の速度が全ては得られず欠落が生じる。

【0182】本適用例は、この様な事態に対処するためのものである。そのために、ある程度、運動体の速度の欠落が生じて、基準速度を求められる様にする。以下、1つのピクセルに着目して説明する。

【0183】図29に示すように、例えば1心拍時間に20フレームあったとすると、その内の例えば70%以上のフレームで運動体の速度が検出できれば、即ち14フレーム以上で運動体の速度が検出できれば、これらの値を用いて計算する基準速度は信頼性があると判断し、基準速度を計算する。この14フレームは連続したフレ

ームであってもよいし(図29中の(1)、(2)参照)、とびとびのフレームであってもよい(図29中の(3)参照)。そして、検出された運動体の速度をここで計算した基準速度で補正して補正速度を求める。そして、そのフレームのそのピクセルでは拍動性表示を行なうようにする。

【0184】一方、20フレーム中で14フレーム未満の運動体の速度しか検出できなければ、この場合に計算する基準速度は信頼性がないと判断し、基準速度を計算せず補正速度を求めない(図29中の(4)参照)。しかし、血流信号は検出されているので、血流の存在を示すため、そのフレームのそのピクセルでは通常のパワー表示で表示する様にする。もちろん、運動体の速度が検出されていないピクセルでは拍動性表示もパワー表示もしない。

【0185】この結果、図30(a)に示すように、拍動性表示とパワー表示とが混在して表示されることになる(以下、この表示を「拍動流・パワー混在表示」と称する)。このように拍動流・パワー混在表示にすることにより、検出された血管は全て表示できることになり、かつ運動体の速度の補正ができた血管は拍動性が表示でき、血管検出能が高くかつより高い検出確率で拍動性表示が可能で、診断能が大きく向上する。

【0186】この拍動流・パワー混在表示においては、拍動性画像とパワー画像をカラーで表示すれば視認性が向上して効果的である。この場合のカラーバーの例を図30(b)、(c)に示す。カラーバーは、補正速度(拍動流)のカラーバーと、パワーのカラーバーとを同時に表示する。

【0187】図30(b)は、図10(a)の補正速度のカラーバーと通常のパワーのカラーバーとを組み合わせた例であり、図30(c)は、図10(b)の補正速度のカラーバーと通常のパワーのカラーバーとを組み合わせた例である。いずれの場合も、補正速度とパワーとが別の色で表示されるので、拍動流とパワーの区別が明瞭にできてかつ拍動流については拍動の程度が明瞭に示され、検出能と診断能が大きく向上する。

【0188】さらに、前述した図30(a)に示す補正速度のカラーバーには、上限値と下限値が表示されている。この様にすることにより、補正速度のカラーから拍動の程度を更に読み取り易くすることができる。

【0189】さらに、図30(d)に示すように、図示しない操作パネル上に設定スイッチを設けることにより、図30(a)の画像を見ながら、補正速度の上限値、下限値を適切に設定することができ、拍動の視認性を向上することができる。また、図30(a)の画面上に折返り速度を表示し、さらに図30(d)に示すように、図示しない操作パネル上に設定スイッチを設けることにより、図30(a)の画像を見ながら、折返り速度を適切に設定して、拍動の表示性能を向上させることが

\*できる。

【0190】以上により、本適用例によれば、血流と拍動性の検出能を高くし、かつ拍動の視認性を向上させることにより、診断能をより大きく向上させることが可能になる。

【0191】なお、本発明は、代表的に例示した上記実施例に限定されるものではなく、当業者であれば、特許請求の範囲の記載内容に基づき、その要旨を逸脱しない範囲内で種々の態様に変形、変更して実施でき、これらの変更、変形例も本発明の権利範囲に属する。

【0192】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血流の補正速度を2次元のまたは3次元的に表示することにより、血流の拍動性を効果的に表示することができる。従って、血管の視認性が向上し、検査効率と精度が向上し、診断能が大幅に向上する。

【0193】また、本発明において3次元スキャンを行って血流の拍動性を捉えて3次元的に表示する場合、1断面を複数回スキャンしながら3次元スキャンを行うことにより、精度の高い拍動性データを3次元的に得ることができ、診断能が大幅に向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す概略ブロック図。

【図2】補正速度演算器の全体構成を示す概略ブロック図。

【図3】瞬時速度を平均速度で除算する場合の補正速度演算器の具体例を示す概略ブロック図。

【図4】(a)及び(b)は瞬時速度抽出器の動作を説明する時間-速度のグラフで、(a)は瞬時速度としてデータ群の最新のデータを採用する場合のグラフ、(b)は瞬時速度としてデータ群の中央のデータを採用する場合のグラフ。

【図5】(a)~(c)は、1心拍時間の速度データの平均値としてベクトル的な平均値又はその絶対値を用いる場合の説明図。

【図6】拍動の特徴を示す速度を代表的な速度基準の値に変換する場合の補正速度演算器の具体例を示す概略ブロック図。

【図7】折り返り補正機能を有する場合の補正速度演算器の具体例を示す概略ブロック図。

【図8】折り返り補正法の例を説明する図。

【図9】(a)は、補正速度の表示例を示す図、(b)は、(a)に対応した補正速度の時間的な変化を示すグラフ。

【図10】(a)~(e)は、カラーバーの表示例を説明する図。

【図11】(a)及び(b)は、従来の速度モードの表示で動脈を捉えた場合の説明図。

【図 12】(a) 及び (b) は、本発明の場合の補正速度の表示で図 11 と同じ動脈を捉えた場合の説明図。

【図 13】(a) は、補正速度の変化を緩和しない場合の補正速度の時間変化を示すグラフ、(b) は、補正速度の変化を緩和した場合の補正速度の時間変化を示すグラフ、(c) は、補正速度の変化を緩和する機能を有する表示部の要部構成を示す概略ブロック図。

【図 14】表示部内に補正速度演算器を有する構成例の概略ブロック図。

【図 15】本発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す概略ブロック図。

【図 16】(a) ~ (c) は、ボリウムスキャンの一例を説明する図。

【図 17】(a) ~ (c) は、ボリウムスキャンのその他の例を説明する図。

【図 18】(a) ~ (c) は、ボリウムスキャンの制御シーケンスの一例を説明する図。

【図 19】(a) ~ (c) は、2 次元アレイプローブを用いた電子スキャンを他の方法と比較した場合の説明図。

【図 20】拍動の特徴を示す速度として最大速度を採用した場合の補正速度演算器の具体例を示す概略ブロック図。

【図 21】図 20 に示す補正速度演算器の動作を説明する時間 - 速度のグラフ。

【図 22】(a) 及び (b) は、3 次元画像の表示例を説明する図。

【図 23】拍動しているにも拘わらず拍動性画像が明瞭に表示されない場合の例を説明する時間 - ドブラ速度のグラフ。

【図 24】マーカで指定されたピクセルの速度の時間変化を示すグラフを拍動性画像と同時に表示する場合を説明する図。

【図 25】(a) ~ (c) は、マーカで指定されたピクセルの速度の時間変化を示す各種グラフ。

【図 26】補正速度として正規化速度を採用する場合の演算方法の概要を説明する図。

【図 27】2 回平均方式による動脈の場合の平均値を説明する図。

【図 28】2 回平均方式による静脈の場合の平均値を説明する図。

【図 29】1 心拍中の速度データの有効フレーム率を用いて拍動性演算の有効・無効を判定する場合を説明する図。

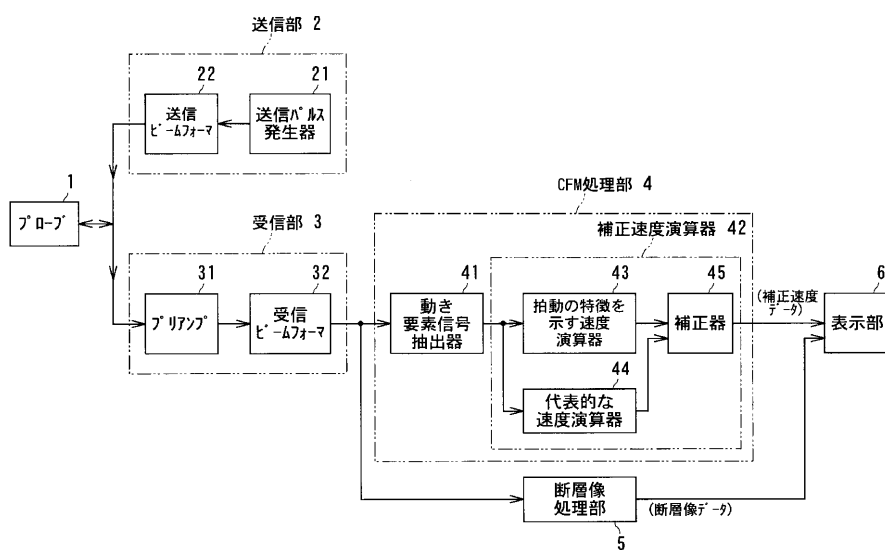
【図 30】(a) ~ (d) は、拍動性とパワーの混在表

示を説明する図。

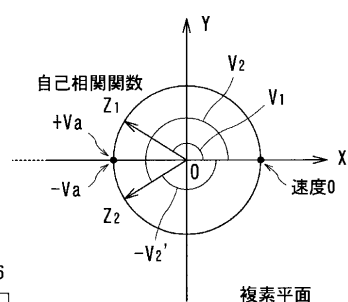
【符号の説明】

- 1 プローブ
- 2、2 A 送信部
- 3、3 A 受信部
- 4、4 A、4 B C F M 処理部
- 5 断層像処理部
- 6、6 A、6 B 表示部
- 7 2 次元アレイプローブ
- 8 表示部 (3 次元表示の場合)
- 21 送信パルス発生器
- 22 送信ビームフォーマ
- 23 スキャン制御器
- 31 プリアンプ
- 32 受信ビームフォーマ
- 41 動き要素信号抽出部
- 42、42 A ~ 42 E 補正速度演算器
- 43 拍動の特徴を示す速度 (運動体の速度) 演算器
- 20 43 A 瞬時速度抽出器
- 43 B 最大速度検出器
- 44 代表的な速度 (基準速度) 演算器
- 44 A 平均速度演算器
- 45 補正器
- 45 A 除算器
- 45 B 平均速度基準速度変換器
- 46 速度演算器
- 47 バッファメモリ
- 48 1 心拍時間設定器
- 30 49 折返し補正器
- 60 補正速度変化緩和器
- 61 カラーイメージメモリ
- 62 断層像イメージメモリ
- 63 D S C
- 64 モニタ
- 65 速度補正演算器 (表示部側)
- 66 拍動の特徴を示す速度 (運動体の速度) 演算器
- 67 代表的な速度 (基準速度) 演算器
- 68 補正器
- 69 バッファメモリ
- 70 1 心拍時間設定器
- 81 3 次元カラーイメージメモリ
- 82 3 次元断層像イメージメモリ
- 83 D S C
- 84 モニタ

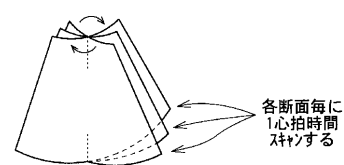
【図1】



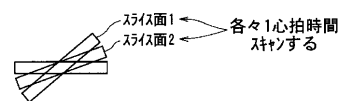
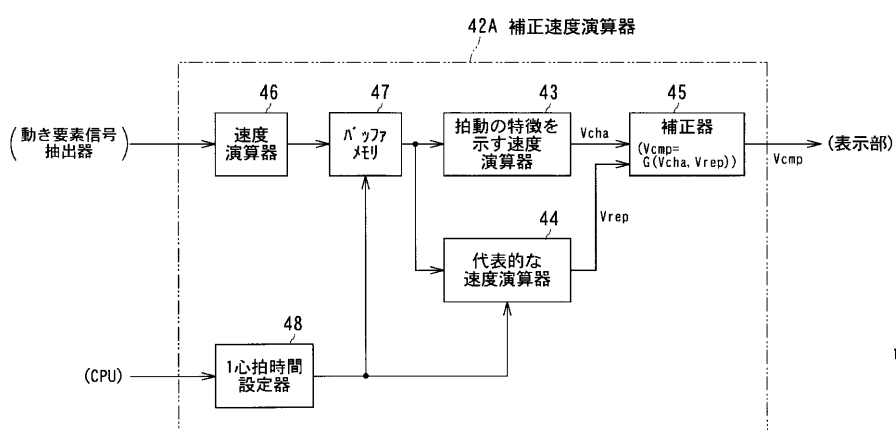
【図8】



【図17】



【図2】

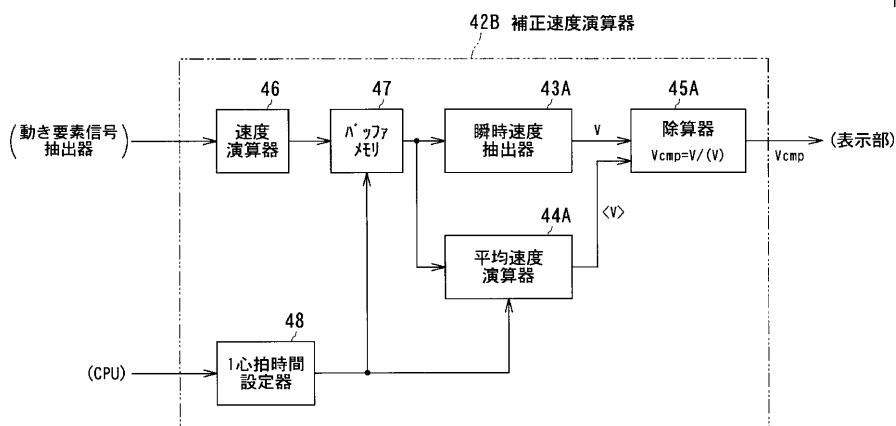


(b) (a)を上から見た図



(c)

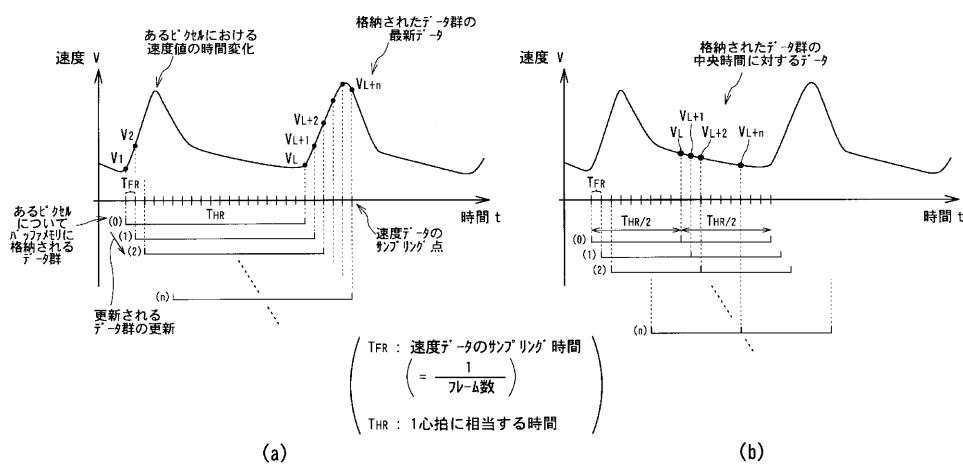
【図3】



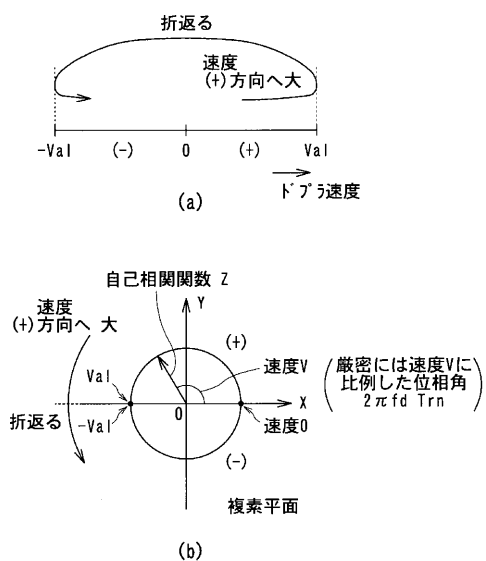
【図23】



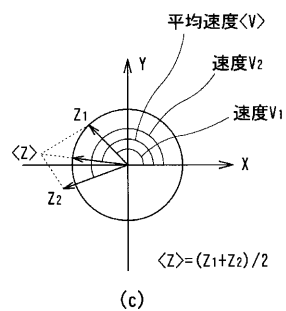
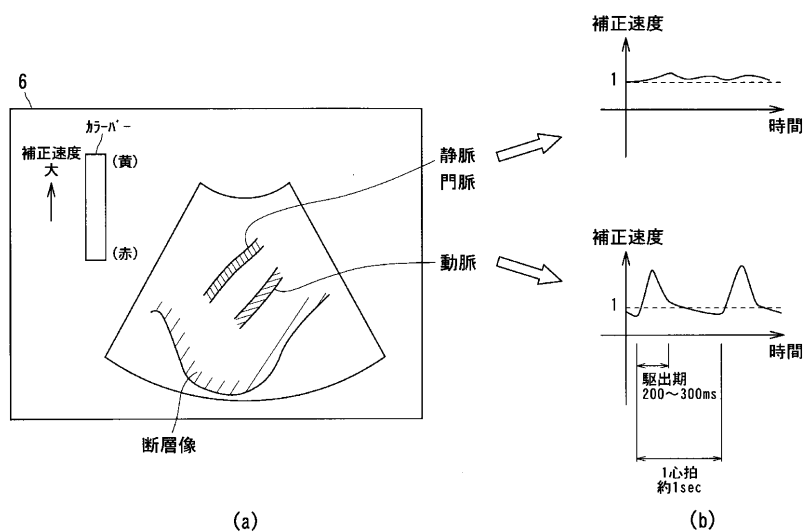
【図4】



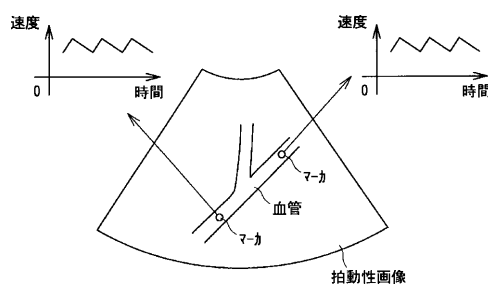
【図5】



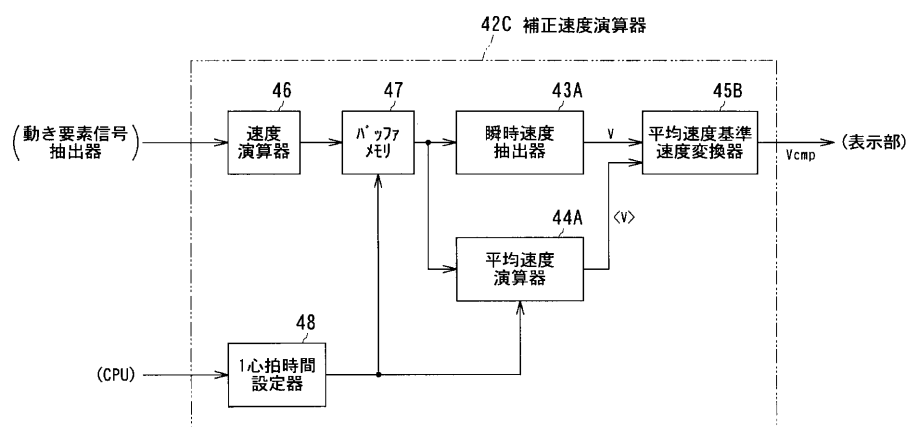
【図9】



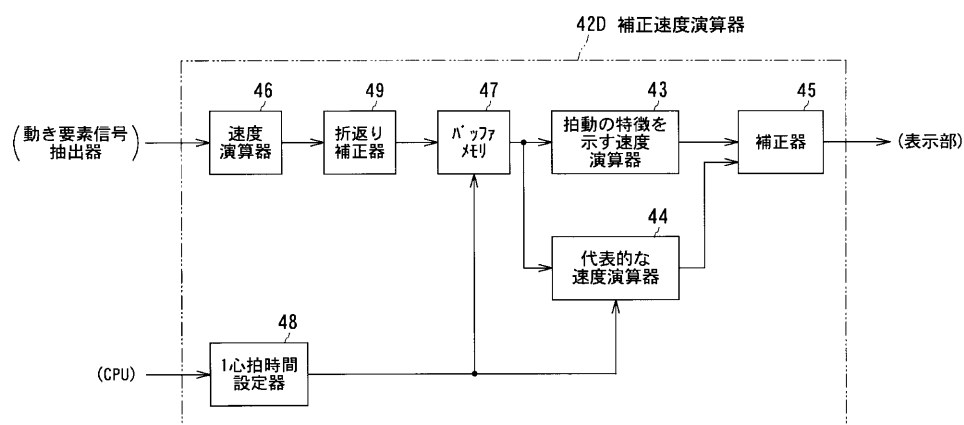
【図24】



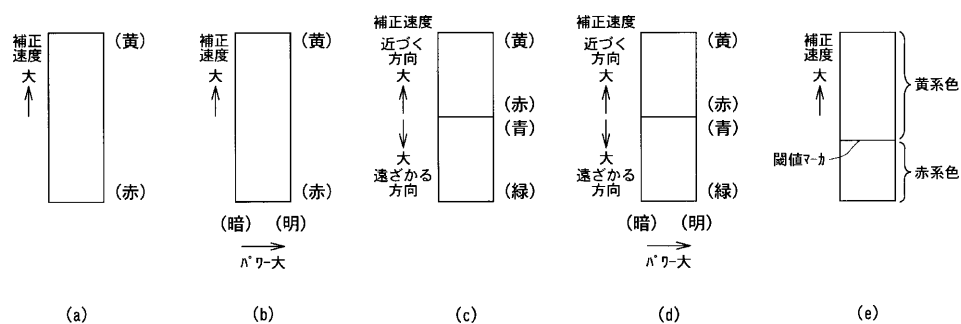
【図6】



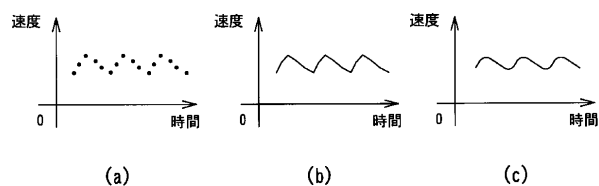
【図7】



【図10】



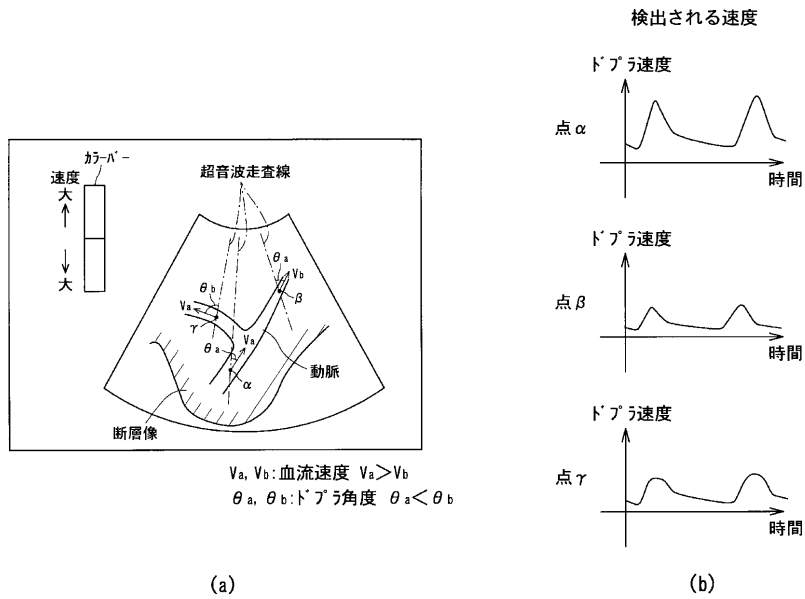
【図25】



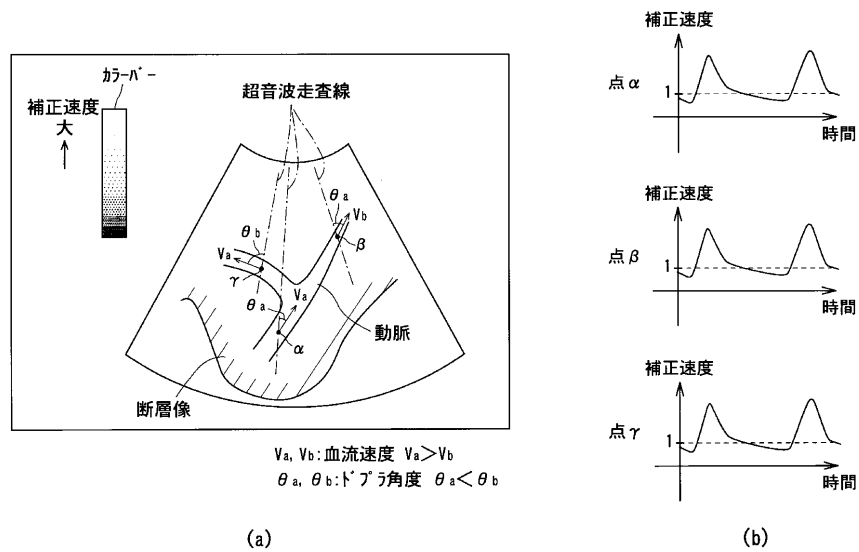
【図28】



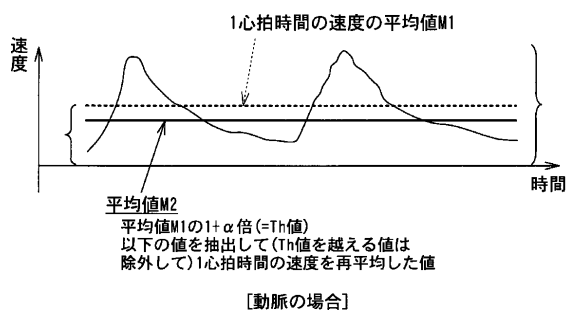
【図11】



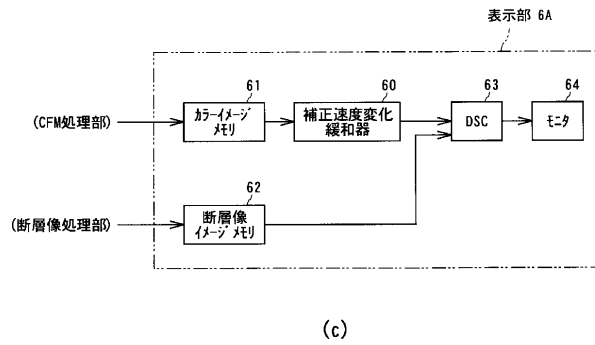
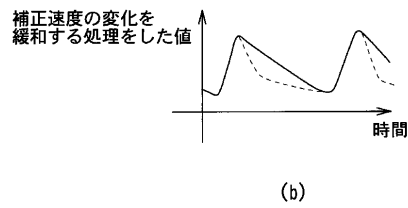
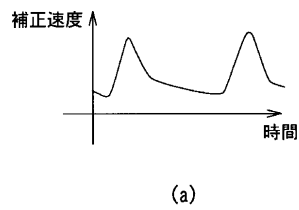
【図12】



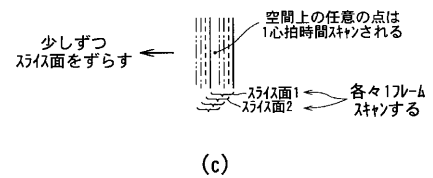
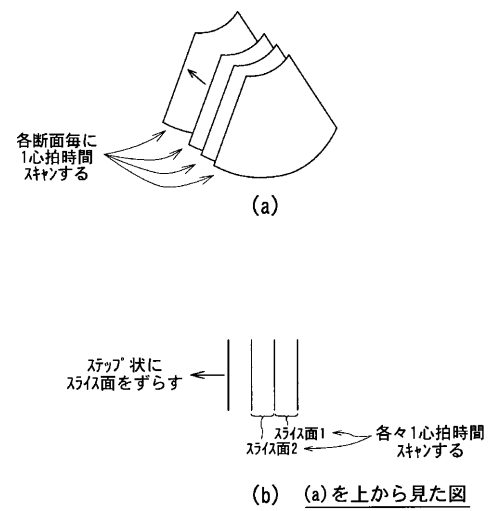
【図27】



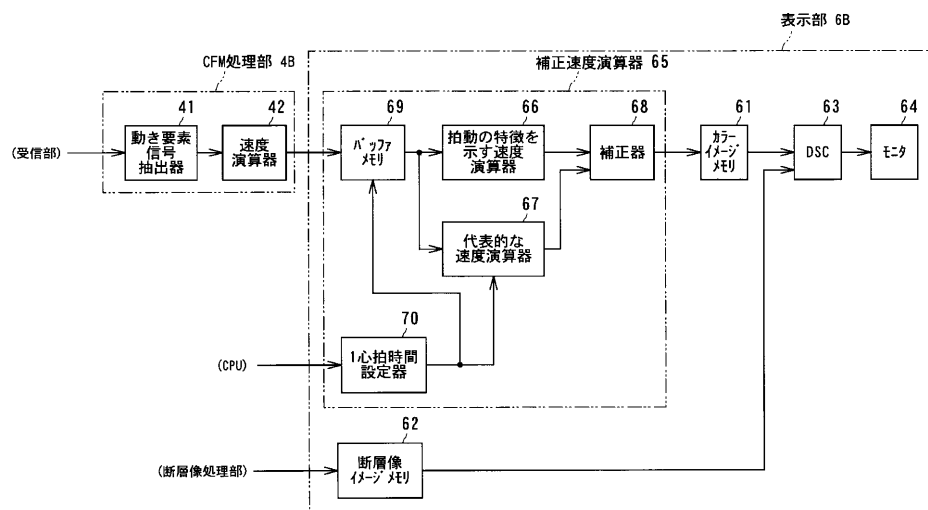
【図13】



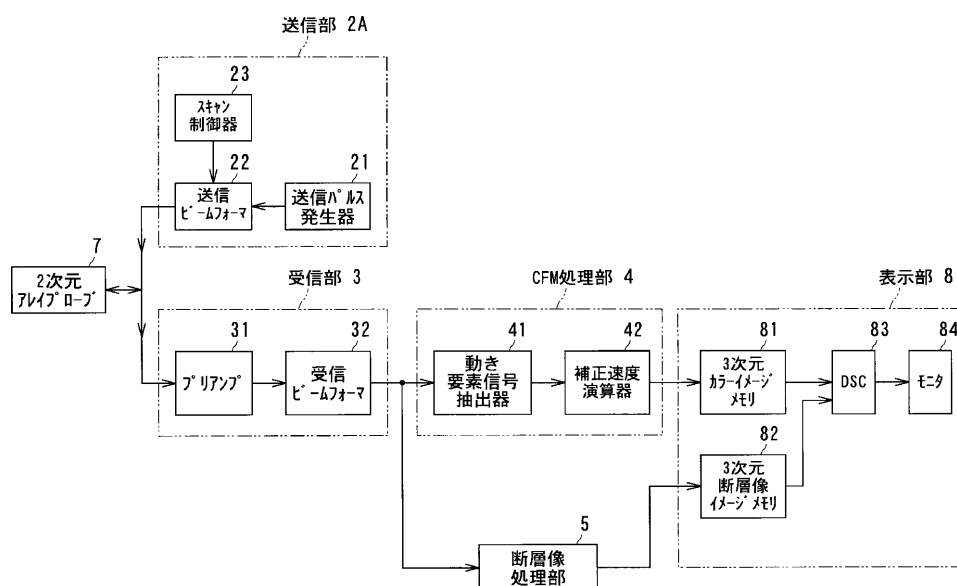
【図16】



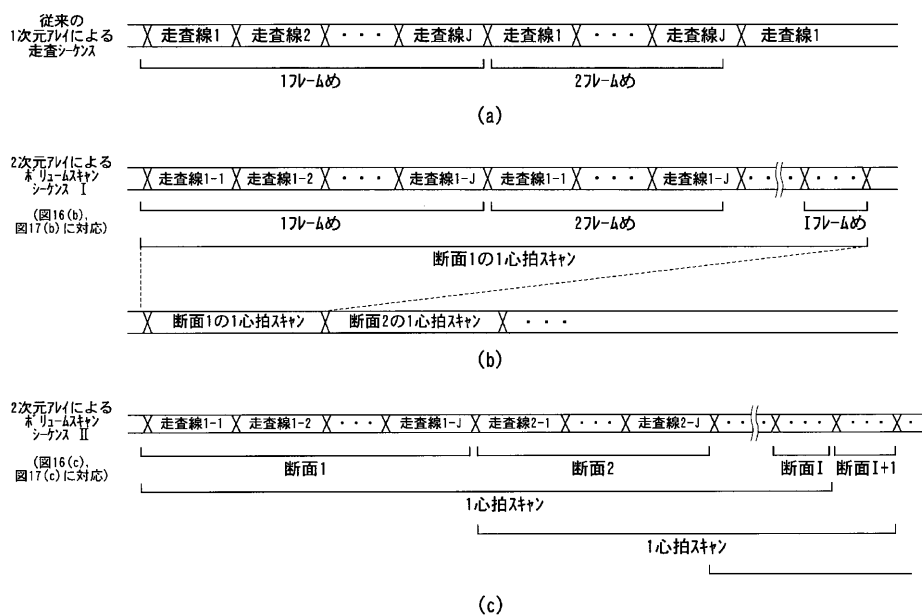
【図14】



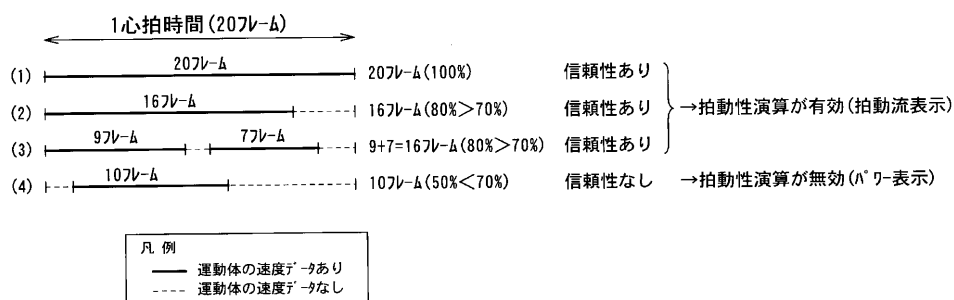
【図15】



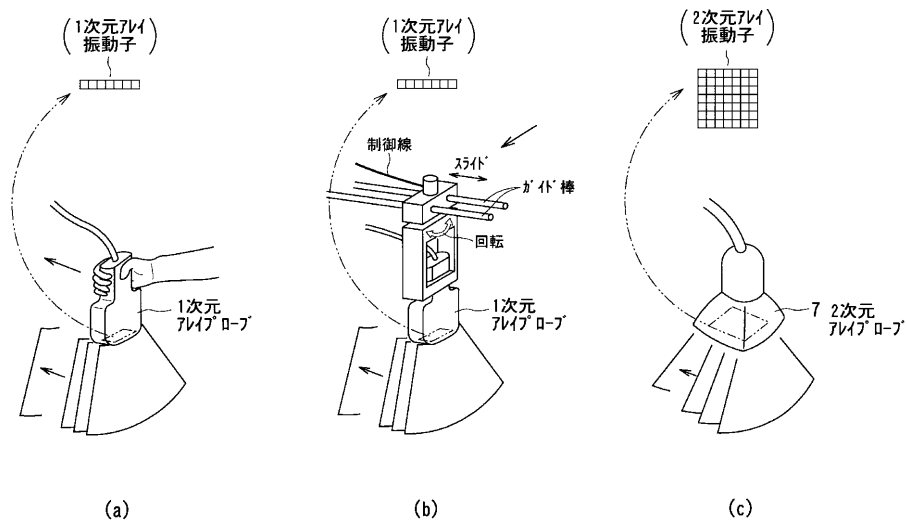
【図18】



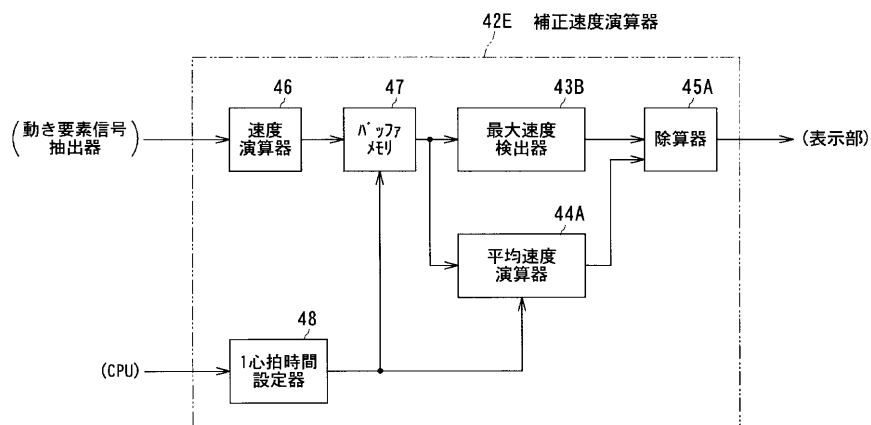
【図29】



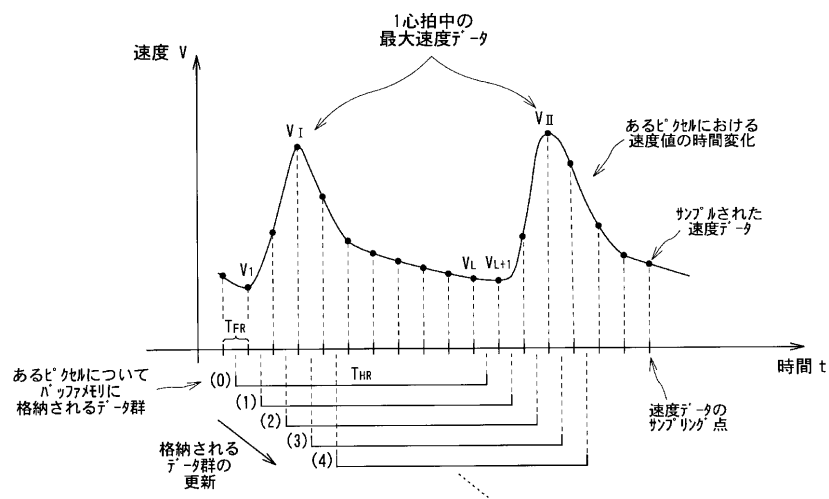
【図 19】



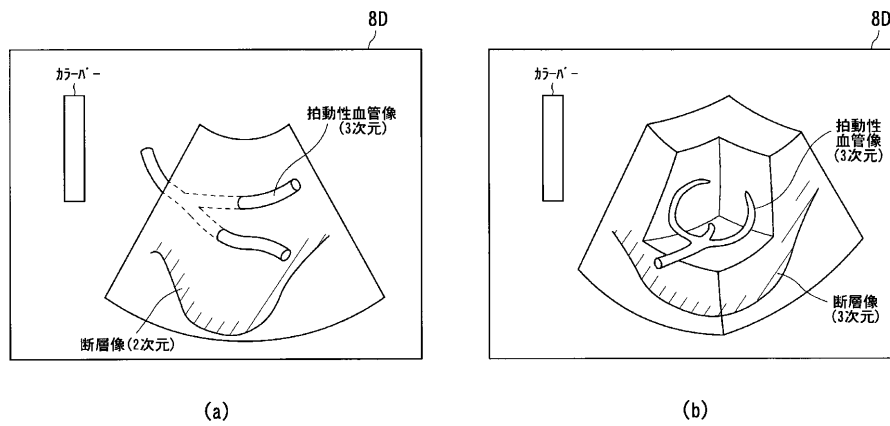
【図 20】



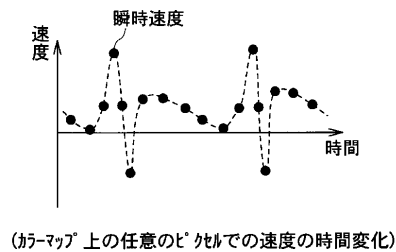
【図 21】



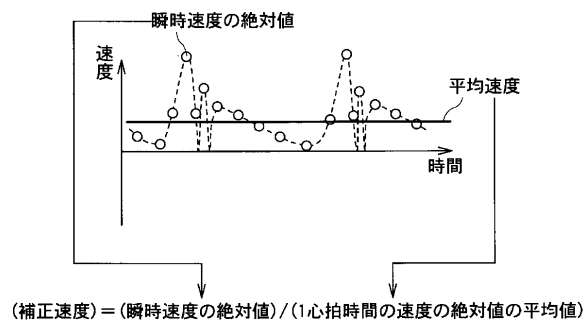
【図 22】



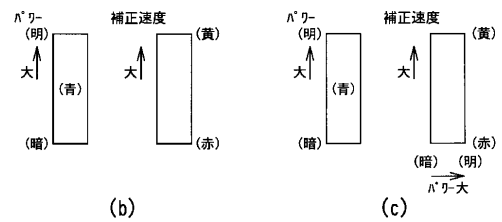
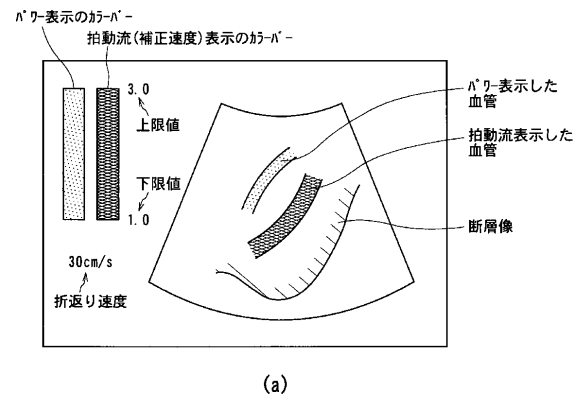
【図 26】



↓ 瞬时速度の絶対値



【図 30】



折返り速度	上限値	下限値
△	△	△
30	3.0	1.0
▽	▽	▽

設定スイッチ

(d)

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 DD04 DD10 EE20 JB17 JB21  
KK16 KK21  
4C601 DD07 DE01 DE03 EE30 JB34  
JB51 JC25 KK18 KK21

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003061958A</a>	公开(公告)日	2003-03-04
申请号	JP2002173177	申请日	2002-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工 株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	志岐 荣一		
发明人	志岐 荣一		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/DD10 4C301/EE20 4C301/JB17 4C301/JB21 4C301/KK16 4C301/KK21 4C601/DD07 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/JB34 4C601/JB51 4C601/JC25 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/DD05 4C601/DE04		
优先权	2001182535 2001-06-15 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够简单有效地显示血管脉搏的超声诊断设备。解决方案：该超声波诊断装置具有超声波探头1，发送部2（发送脉冲发生器21和发送波束形成器22），接收部3（前置放大器31和接收波束形成器32），CFM处理部分4（运动元件信号提取器41，校正速度计算机42），断层图像处理部分5和显示部分。在向患者发送脉冲和从患者接收脉冲的同时，扫描指定部分，并显示通过扫描获得的图像。此时，校正速度计算机42设置有计算装置43，用于根据接收信号计算表示对象中的运动体的脉动特性的速度，计算单元44用于计算代表速度（参考速度）和校正单元45，用于以基准速度校正移动体的速度，并且校正的速度数据显示在显示器6上。

