

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-218845

(P2005-218845A)

(43) 公開日 平成17年8月18日(2005.8.18)

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

A61B 8/06  
G01S 15/89

F I

A61B 8/06  
G01S 15/89

テーマコード(参考)

4C601  
5J083

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-185141 (P2004-185141)  
(22) 出願日 平成16年6月23日(2004.6.23)  
(31) 優先権主張番号 特願2004-4806 (P2004-4806)  
(32) 優先日 平成16年1月9日(2004.1.9)  
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000000376  
オリンパス株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
(74) 代理人 100076233  
弁理士 伊藤 進  
(72) 発明者 鯖田 知弘  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
リンパス株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 DE05 EE04 EE11  
JB24 JB45 JC03 JC16 JC17  
5J083 AA02 AB17 AC18 AD12 AE08  
BE09 BE39 DC05 EA01 EA46

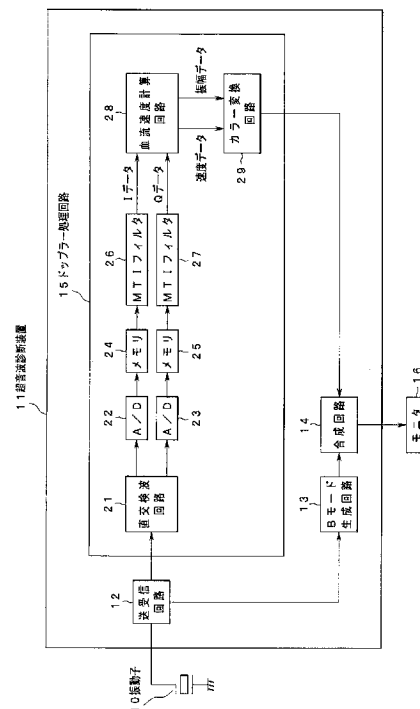
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 血流動態を示すカラーフロー画像のランダムノイズの影響を低減と、血流の残像表示を可能とした超音波診断装置が求められている。

【解決手段】 被検体内に超音波を送受信して受信信号を得る送受信回路12と、受信信号の直交検波出力を得る直交検波回路21と、直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理回路31と、複素自己相関データにより血流動態データを求める速度計算回路34とを有する超音波診断装置11において、速度計算回路34は、複素自己相関データから現フレームの所定の位置の血流速度データを求める際に、現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前フレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成する超音波診断装置。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした請求項 2 に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

40

**【請求項 6】**

被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関

50

データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした請求項 5 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした請求項 6 に記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、被検体内の血流動態データを得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体である人体内に超音波を送信し、人体内部組織により反射された反射超音波を受信して、人体内部の臓器の診断を行う超音波診断装置が従来から用いられている。この超音波診断装置は、反射超音波信号に所定の信号処理を施して、人体の臓器の断層像をモニタに表示させ、その断層像から臓器の疾患等の診断が行われている。更に、送信された超音波が移動物体から反射されると、その反射周波数がドプラー効果により送信周波数から偏移することを利用して人体内部の血流の速度および方向などの血流動態情報を生成して画像表示することも行われている。

30

【0003】

このドプラー効果を用いた血流動態を得る超音波診断装置は、超音波振動子から人体内部に超音波が送信され、その送信された超音波が人体内部の生体組織及び血流により反射された反射超音波が前記超音波振動子により受信される。この反射超音波は、受信回路に入力されて整相されて加算されて受信信号を生成する。この受信信号は、直交検波して互いに直交する 2 つの信号を得る。この 2 つの信号を組み合わせることにより複素信号と観念されて、実数部と虚数部とする。この 2 つの複素信号は、デジタル複素信号に変換され、そのデジタル複素信号からクラッタ成分の情報を除去し、血流情報を抽出する低周波域カットフィルタにより血流情報のデジタル複素信号を抽出する。この血流情報のデジタル複素信号は、複素相関演算により複素相関値を算出し、その複素相関値から血流の速度値が演算される。この演算された血流速度値により血流動態を示すカラー表示画像信号に変換して、モニタに血流動態画像として超音波断層画像と共に表示する。このモニタに表示される血流動態画像は、血流の移動方向により色を変え（赤、青）、速度により輝度を変える。

40

【0004】

このような血流動態画像をモニタに表示する際に、ランダムノイズの影響を低減させて

50

、血流情報の検出精度を向上させるために、血流動態を示す1画面(フレーム)における所定点の複素自己相関値と、及び同一フレームの前記所定点に近接する近接点の複素自己相関値とを用いて、前記所定点における複素自己相関値の平均的な値を算出する超音波診断装置が提案されている(例えば、特許文献1参照)。

【0005】

一方、血流は、心収縮に伴って速度が変化する。しかし、前記血流情報の抽出と演算処理における処理の能力と効率から血流の値が小さくなると速度値の算出に誤差が生じるために、閾値を設けて、その閾値よりも小さい血流速度はモニタに表示させないようにしている。このため、実際には、低速の血流が存在するにも拘わらず、血流表示されない問題が生じる。この問題を解消するために、フィルタ処理を行って血流速度を表示する期間を長くする血流残像表示方法が用いられている(例えば、特許文献2参照)。

10

【特許文献1】特開平7-303644号公報。

【特許文献2】特許第3329589号公報。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の超音波診断装置において、前記特許文献1に提案されている血流動態を示すカラーフロー画像からランダムノイズの影響を低減する処理において、ランダムノイズの低減効果はあるが、その生成された血流動態を示すカラーフロー画像に前記血流残像表示を同時に行うことはできない。このために、モニタに表示されるカラーフロー画像は、血流速度に応じて表示状態と非表示状態となり、術者による観察と診断の障害となっている。

20

【0007】

この血流速度によるカラーフロー画像の表示と非表示を解消するためには、前述したような血流残像表示方法を新たに設ける必要がある。このために、血流動態の処理機能が複雑となり、かつ、コストの上昇をまねく課題がある。

【0008】

本発明は、このような事情に鑑み、血流動態を示すカラーフロー画像のランダムノイズの影響を低減する処理において、同時に血流の残像表示を可能とした超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

30

【0009】

本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る送受信回路12の超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波回路21の直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理回路31の複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める速度計算回路34の血流動態演算手段とを有する超音波診断装置11において、前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴としている。

40

【0010】

本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る送受信回路12の超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波回路21の直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理回路31の複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める速度計算回路34の血流動態演算手段とを有する超音波診断装置11において、前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置に

50

おける血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データと、並びに前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴としている。

【0011】

本発明の超音波診断装置は、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴としている。

10

【0012】

本発明の超音波診断装置は、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴としている。

【0013】

本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る送受信回路12の超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波回路21の直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理回路31の複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める速度計算回路34の血流動態演算手段とを有する超音波診断装置11において、前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴としている。

20

【0014】

本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る送受信回路12の超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波回路21の直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理回路31の複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める速度計算回路34の血流動態演算手段とを有する超音波診断装置11において、前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴としている。

30

40

【0015】

本発明の超音波診断装置は、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴としている。

【0016】

本発明の超音波診断装置は、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを

50

生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴としている。

【0017】

本発明の超音波診断装置により、血流動態を示すカラーフロー画像のランダムノイズを低減できると共に、血流情報の残像表示も可能となった。

【発明の効果】

【0018】

本発明の超音波診断装置は、異なるフレーム上のベクトルデータを利用して速度計算を行うため、血流動態を示すカラーフロー画像、およびパワーフロー画像からランダムノイズの影響を低減させる効果が高く、同時に血流の残像表示も可能となる効果を有している。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明に係る超音波診断装置の実施形態について、図面を用いて説明する。図1は本発明に係る超音波診断装置の第1の実施形態の全体構成を示すブロック図、図2は本発明に係る超音波診断装置に用いる血流速度計算回路の構成を示すブロック図、図3は本発明の超音波診断装置における血流速度の算出に用いるデータを説明する説明図、図4は本発明に係る超音波診断装置における血流速度の算出に用いるデータの重み付けについて説明する説明図、図5は本発明に係る超音波診断装置における血流データのベクトル算出を説明する説明図、図6は本発明に係る超音波診断装置における血流データのベクトル算出時の重み付けしない場合の例を説明する説明図である。

20

【0020】

最初に、図1を用いて、本発明に係る超音波診断装置の全体構成について説明する。超音波診断装置11は、超音波振動子10の駆動を制御して、超音波を送信させる送信信号を供給すると共に、超音波振動子10が受信した生体組織から反射された反射超音波を基に受信信号を生成する送受信回路12、この送受信回路12において生成した受信信号に所定の信号処理を施して、超音波断層画像信号を生成するBモード生成回路13、前記送受信回路12において生成した受信信号にドプラー処理を施して血流動態画像信号を生成するドプラー処理回路15、および、前記Bモード生成回路13において生成された超音波断層画像信号と前記ドプラー処理回路15において生成された血流動態画像信号とを合成してモニタ16に超音波断層画像に血流動態画像を重畳表示させる合成回路14からなっている。なお、前記Bモード生成回路13における超音波断層画像を得る方法は、広く知られた技術が用いられており、本発明の超音波による血流動態を得る方法とは直接関係しないために詳細説明は省略する。

30

【0021】

前記ドプラー処理回路15は、前記送受信回路12からの受信信号を直交検波する直交検波回路21、この直交検波回路21において直交検波されて生成された2つの信号それぞれをアナログ/デジタル変換するアナログ/デジタル変換回路(以下、単にA/D回路と称する)22、23、そのA/D回路22, 23からのデジタル信号を一時記憶するメモリ24, 25, そのメモリ24, 25から読み出したそれぞれのデジタル信号から前記人体内の血流以外の比較的低速により運動する移動体成分を除去するMTIフィルタ26, 27、そのMTIフィルタ26, 27からの血流成分のデジタル信号により血流速度を計算する血流速度計算回路28、及びこの血流速度計算回路28において算出された血流速度値、自己相関振幅値により、その血流速度値、自己相関の振幅値に応じたカラーデータに変換して血流動態のカラー画像信号を生成するカラー変換回路29から構成されている。なお、前記送受信回路12からの受信信号をアナログ/デジタル変換回路によりデジタル信号に変換し、そのデジタル信号をデジタルフィルタにより直交検波させても良い。

40

【0022】

このドプラー処理回路15は、前記送受信回路12からの受信信号を直交検波回路21において、公知である直交検波処理を行い偏移周波数のみを含んだ位相が90°異なる2

50

つの信号を生成する。この直交検波回路 21 において生成された  $90^\circ$  位相の異なる 2 つの信号は、A/D 回路 22、23 において、それぞれアナログ信号からデジタル信号データに変換されて、そのデジタル信号データがそれぞれメモリ 24、25 に記憶される。このメモリ 24、25 に後述する血流速度の算出に必要な量のデジタル信号データが記憶されると、その記憶されたデジタル信号データは、MTI フィルタ 26、27 に出力される。この MTI フィルタ 26、27 は、公知の処理方法により、デジタル信号データ中の血流以外の比較的低速に運動する移動体成分を除去する低周波カットフィルタである。この MTI フィルタ 26、27 において、低速移動体成分が除去されたそれぞれ  $90^\circ$  位相の異なるデジタル信号データは、実数信号データ (In phase データ、以下、I データと称する) と虚数信号データ (Quadrature データ、以下、Q データと称する) として血流速度計算回路 28 に供給される。この血流速度計算回路 28 は、I データと Q データから複素自己相関処理を行い血流の速度、及び自己相関の振幅を検出する。この血流速度計算回路 28 において算出された血流速度、及び自己相関の振幅を基にカラー変換回路 29 において、血流速度、及び血流パワーを示すカラーデータに変換して血流動態画像信号を生成して、前記合成回路 14 へ出力する。

10

#### 【0023】

次に、前記血流速度計算回路 28 の構成について、図 2 を用いて説明する。血流速度計算回路 28 は、前記 MTI フィルタ 26、27 から出力された I データと Q データから複素自己相関のベクトルデータ (複素数データ) を生成処理する複素自己相関処理回路 31、この複素自己相関処理回路 31 において生成された複素数データを 1 フレーム分記憶するフレームメモリ 32、前記複素自己相関処理回路 31 において生成された複素数データの現フレーム分と前記フレームメモリ 32 に記憶されている前フレーム分の複素数データを用いて重み付け加算処理する重み付け加算回路 33、この重み付け加算回路 33 において重み付け加算処理された複素数データから血流の速度データおよび自己相関の振幅データを算出する速度計算回路 34、及びこの速度計算回路 34 において算出された血流の速度と自己相関の振幅データから一定の速度以下の成分 (クラッタ成分等)、およびある一定の振幅以下の成分 (ノイズ) をカットする閾値処理回路 35 から構成されている。なお、図 2 に記載したように、速度計算回路 34 で算出した自己相関の振幅データを直接カラー変換回路に出力することも可能である。

20

#### 【0024】

この血流速度計算回路 28 の複素自己相関処理回路 31 は、前記 I データと Q データから複素自己相関のベクトルデータを算出する。この複素自己相関ベクトルデータは、1 つの音線方向に N 回超音波を送受信した時に、1 回目に送信したある点からのエコーのデジタル複素数データを  $R(i) = I(i) + jQ(i)$  とすると、通常血流の速度  $v$  は、自己相関法によって以下のように計算される。自己相関の振幅データは

30

$$\sqrt{(X^2 + Y^2)}$$

で表される。

40

#### 【0025】

[ 数 1 ]

$$X = \sum_{i=1}^{N-1} \{ I(i+1) I(i) + Q(i+1) Q(i) \}$$

[ 数 2 ]

$$Y = \sum_{i=1}^{N-1} \{Q(i+1)I(i) - I(i+1)Q(i)\}$$

[数3]

$$= \arctan(Y/X)$$

[数4]

$$v = (c/4f_0T) \cdot$$

なお、上記数式1~4において、Nは超音波送信回数、iは1~N-1までの値、cは音速、 $f_0$ は音波の周波数、及びTはパルス繰り返し時間である。

10

【0026】

本発明においては、前記数式1と数式2により求められる $X + jY$ を複素自己相関のベクトルデータと定義する。この複素自己相関処理回路31では、指定した領域のそれぞれの点(ピクセル)における $X + jY$ を計算して、重み付け加算回路33とフレームメモリ32に出力する。

【0027】

次に、重み付け加算回路33について、図3、図4を用いて説明する。図3に示すように、n番目のフレーム上の点Aにおける速度を計算する場合(複素自己相関処理回路31からn番目のフレーム上の点Aにおけるベクトルデータ $X_{n-1} + jY_{n-1}$ が出力される場合)を考える。

20

【0028】

重み付け加算回路33は、制御信号に基づき、フレームメモリ32からn-1番目のフレーム上の点A'(n番目のフレーム上の点Aをn-1番目のフレーム上に投影した点)及びその近傍のベクトルデータ $X_{n-1} + jY_{n-1}$ ,  $X_{n-1}^2 + jY_{n-1}^2$ ,  $X_{n-1}^3 + jY_{n-1}^3$ ,  $X_{n-1}^4 + jY_{n-1}^4$ ... (図3のn-1番目の点A'を含む周囲の斜線で示す部分)を取り出す。この取り出した各ベクトルデータに、係数 $a_{n-1}^k$ を乗じて重みをつける。また、点Aにも同様に係数 $a_n^1$ の係数を乗じて重みをつける(係数 $a_n^1$ は、特に限定はしない)。この係数 $a_{n-1}^k$ は、図4に示すように、点A'からの距離に応じた関数であり、点A'に近いほど係数値を大きく設定している。この重み付けされた点A'、及びその近傍の数点におけるベクトルデータ $X_{n-1} + jY_{n-1}$ ,  $X_{n-1}^2 + jY_{n-1}^2$ ,  $X_{n-1}^3 + jY_{n-1}^3$ ,  $X_{n-1}^4 + jY_{n-1}^4$ ...と、点Aにおけるベクトルデータ $X_n + jY_n$ を加算して、点Aにおけるベクトルデータを再生成する。

30

【0029】

このように重み付け加算回路33において、現フレームであるn番目のフレーム上の点Aのベクトルデータに、フレームメモリ32に記憶されていた現フレームの1つ前のフレームであるn-1番目のフレーム上の点A'、及びその近傍のベクトルデータを加算する利点について説明する。

【0030】

図3に示すように、現フレームであるn番目のフレームの点Aの位置における速度データを計算する場合を考える。前フレームであるn-1番目のフレームのベクトルデータを加算せず、n番目のフレームの点Aにおけるベクトルデータ $X_n + jY_n$ のみ使用して速度検出を行うと、ランダムノイズの影響を大きく受け、血流検出感度が低くなる。また、点Aの位置に血流が存在しないにも関わらずカラー表示されるといった問題が生じる。そこで、前述した特許文献1に提案されているように、n番目のフレームの点Aと、その点A近傍のベクトルデータ(図3における $X_{n-1} + jY_{n-1}$ ,  $X_{n-1}^2 + jY_{n-1}^2$ ,  $X_{n-1}^3 + jY_{n-1}^3$ ,  $X_{n-1}^4 + jY_{n-1}^4$ ...)を加算して速度検出を行うことでランダムノイズ影響を低減させることも可能である。しかし、この処理のみでは、ランダムノイズの影響は低減できても、血流の残像表示する効果は得られない。

40

【0031】

50

そこで、本発明は、図3に示すように、 $n$ 番目のフレームデータの点Aにおける速度を計算するために、 $n$ 番目のフレームの点Aにおけるベクトルデータ $X_n^1 + j Y_n^1$ と、 $n-1$ 番目のフレームの点A'、及びその近傍の点におけるベクトルデータ $X_{n-1}^1 + j Y_{n-1}^1$ ,  $X_{n-1}^2 + j Y_{n-1}^2$ ,  $X_{n-1}^3 + j Y_{n-1}^3$ ,  $X_{n-1}^4 + j Y_{n-1}^4$  ...を重み付け加算して速度検出を行うことにより、ランダムノイズの影響を低減することが可能となった。さらに、 $n$ 番目のフレームと、過去のフレーム( $n-1$ 番目のフレーム)を利用して血流を表示するために、過去の血流情報も有しており、血流を残像表示することが可能となった。この残像表示の度合いは、 $n$ 番目のフレームの点Aのベクトルデータに乗ずる $a_n^1$ によって変更可能である。

## 【0032】

また、一般にランダムノイズは、フレーム毎に現れる位置(ピクセル)が異なるため、点Aにランダムノイズが含まれていても、点A'に含まれていないことがあり、点Aと点A'におけるベクトルデータを加算させることによりランダムノイズの影響を低減させる。

## 【0033】

このようにして、前記重み付け加算回路33において、加算されて得られたベクトルデータ $a_n^1 (X_n^1 + j Y_n^1) + a_{n-1}^1 (X_{n-1}^1 + j Y_{n-1}^1) + a_{n-1}^2 (X_{n-1}^2 + j Y_{n-1}^2) + a_{n-1}^3 (X_{n-1}^3 + j Y_{n-1}^3) + a_{n-1}^4 (X_{n-1}^4 + j Y_{n-1}^4) + a_{n-1}^5 (X_{n-1}^5 + j Y_{n-1}^5) + a_{n-1}^6 (X_{n-1}^6 + j Y_{n-1}^6) + a_{n-1}^7 (X_{n-1}^7 + j Y_{n-1}^7) + a_{n-1}^8 (X_{n-1}^8 + j Y_{n-1}^8) + a_{n-1}^9 (X_{n-1}^9 + j Y_{n-1}^9)$ は、図5に点線で示した傾きを有する。前記数式3によりこの傾きを求めて、前記数式4により速度を算出する。

## 【0034】

図5では重み付け加算を行った結果を示したが、これを重み付けせずに加算した結果を図6に示す。通常、 $n-1$ 番目のフレームの点A'から遠い距離のベクトルデータほど、本来求めたいベクトルデータとは異なる方向を向く可能性が高い。そのため、図6のように重み付けを行わないで加算した場合、ベクトルデータ $X_{n-1}^2 + j Y_{n-1}^2$ ,  $X_{n-1}^3 + j Y_{n-1}^3$ ,  $X_{n-1}^4 + j Y_{n-1}^4$  ...の影響が加算結果に大きく影響しており、検出速度精度が悪くなる。

## 【0035】

そこで、本願では、図5に示すようにベクトルデータ $X_{n-1}^2 + j Y_{n-1}^2$ ,  $X_{n-1}^3 + j Y_{n-1}^3$ ,  $X_{n-1}^4 + j Y_{n-1}^4$  ...を加算する代わりに、重み付けを行った $a_{n-1}^2 (X_{n-1}^2 + j Y_{n-1}^2)$ 、 $a_{n-1}^3 (X_{n-1}^3 + j Y_{n-1}^3)$ 、 $a_{n-1}^4 (X_{n-1}^4 + j Y_{n-1}^4)$ 、...加算することで、それらの影響を小さくしている。よって、速度精度の確保が可能である。また加算するベクトルデータが少ない場合でも、速度精度を保つことが可能となる。

## 【0036】

以上説明したように、現フレームである $n$ 番目のフレーム上の所定点の血流速度を計算するために、現フレームの前フレームである $n-1$ 番目のフレーム上の所定点及び所定点近傍のデータを重み付け加算することにより、血流の速度を精度良く算出でき、ランダムノイズの影響も軽減でき、かつ、加算するベクトルデータが少なくても血流速度の算出が可能となった。

## 【0037】

なお、現フレームである $n$ 番目のフレームの所定点のベクトルデータに加算するベクトルデータは、前フレームである $n-1$ 番目のフレームの所定点及び所定点近傍のベクトルデータ以外に、前々フレームである $n-2$ 、或いは $n-3$ 番目のフレームの所定位置近傍のベクトルデータを用いても良い。また、 $n-1$ ,  $n-2$ ,  $n-3$ 等の複数のフレームにおける所定点、及び所定点近傍のデータを同時に用いても良い。

## 【0038】

10

20

30

40

50

更に、前フレームの所定位置近傍のベクトルデータは、所定位置の周囲  $3 \times 3$  箇所 ( $3 \times 3$  ピクセル) を利用しているが、特に加算するデータ数について限定されるものではない。更に又、図 4 に示した重み付け特性についても 1 例であり、同様の効果が得られればよく、特に限定するものではない。

【0039】

次に、本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施形態における血流速度計算回路について図 7 を用いて説明する。図 7 は本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施形態における血流速度計算回路の構成を示すブロック図である。なお、前述した本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施形態における血流速度計算回路と同じ部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。

10

【0040】

この第 2 の実施形態の超音波診断装置に用いる血流速度計算回路 28' は、複素自己相関処理回路 31 からのベクトルデータ  $X + jY$  を記憶する第 1 のフレームメモリ 37 と、この第 1 のフレームメモリ 37 の出力は、前記重み付け加算回路 33 に直接出力されると共に、第 2 のフレームメモリ 38 を介して前記重み付け加算回路 33 に出力されるようになっている。

【0041】

つまり、前記重み付け加算回路 33 には、前記第 1 のフレームメモリ 37 に記憶された  $n$  番目のフレームのベクトルデータと、この第 2 のフレームメモリ 38 に記憶された  $n - 1$  番目のフレームベクトルデータとにより重み付け加算されるようになっている。

20

【0042】

つまり、第 1 のフレームメモリ 37 からの  $n$  番目のフレームの図 3 に示す A 点を含む周囲近傍のベクトルデータ  $X_n^1 + jY_n^1, X_n^2 + jY_n^2, X_n^3 + jY_n^3, X_n^4 + jY_n^4 \dots$  と、第 2 のフレームメモリ 38 からの  $n - 1$  番目のフレームの図 3 に示す A' 点を含む周囲近傍のベクトルデータ  $X_{n-1}^1 + jY_{n-1}^1, X_{n-1}^2 + jY_{n-1}^2, X_{n-1}^3 + jY_{n-1}^3, X_{n-1}^4 + jY_{n-1}^4 \dots$  とにより前記重み付け換算回路 33 において、重み付け加算して平均ベクトルを算出する。

【0043】

このように、多くの数のベクトルデータを加算することによりランダムノイズの影響を一層低減することが可能となる。なお、この実施形態において、2 つのフレームメモリを設けて、2 つのフレームのベクトルデータを重み付け加算しているが、この加算するフレームの数は、2 つに限定されるものできなく、2 つ以上のフレームが用いられても良い。又は、加算されるベクトルデータの重み付けは、前述したと同様に所定点からの距離に応じて重み付けする。

30

【0044】

次に、本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施形態について説明する。この第 3 の実施形態の超音波診断装置の構成は、図 1 乃至図 2 を用いて説明した第 1 の実施形態と同じであり、血流動態データの生成方法が異なるため、その異なる血流動態データの生成方法のみを説明する。

【0045】

この第 3 の実施形態では、前記血流速度計算回路 28 の重み付け加算回路 33 において、現フレームの所定の位置の速度データを求める際に、前記複素自己相関処理回路 31 からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記フレームメモリ 32 からの現フレームと異なる前フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いる。

40

【0046】

つまり、図 3 に示す現フレームである  $n$  番目のフレーム A 点のベクトルデータ  $X_n^1 + jY_n^1$  と、前フレームである  $n - 1$  番目のフレームの A' 点を含まない、その A' 点の周囲近傍のベクトルデータ  $X_{n-1}^2 + jY_{n-1}^2, X_{n-1}^3 + jY_{n-1}^3, X_{n-1}^4 + jY_{n-1}^4 \dots$  とにより重み付け加算して平均ベクトルを算出する。

50

## 【0047】

このように、前フレームの  $n$  番目のフレームの  $A$  点と  $n - 1$  番目のフレームの  $A'$  点を除いた  $A'$  点近傍のベクトルデータを加算することによりランダムノイズの影響を低減することが可能となり、前述した第1の実施形態と同様の効果が得られる。

## 【0048】

次に、本発明に係る超音波診断装置の第4の実施形態について説明する。この第4の実施形態の超音波診断装置の構成は、図7を用いて説明した第2の実施形態と同じであり、血流動態データの生成方法が異なるため、その異なる血流動態データの生成方法のみを説明する。

## 【0049】

この第4の実施形態では、前記血流速度計算回路28'の重み付け加算回路33において、前記第1のフレームメモリ37に記憶された現フレームのベクトルデータと、この第2のフレームメモリ38に記憶された現フレームと異なる前フレームのベクトルデータとにより重み付け加算される際に、現フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データと、現フレームと異なる前フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いる。

## 【0050】

つまり、第1のフレームメモリ37からの  $n$  番目のフレームの図3に示す  $A$  点を含まない周囲近傍のベクトルデータ  $X_n^2 + jY_n^2$ ,  $X_n^3 + jY_n^3$ ,  $X_n^4 + jY_n^4$  ... と、第2のフレームメモリ38からの  $n - 1$  番目のフレームの図3に示す  $A'$  点を含まない周囲近傍のベクトルデータ  $X_{n-1}^2 + jY_{n-1}^2$ ,  $X_{n-1}^3 + jY_{n-1}^3$ ,  $X_{n-1}^4 + jY_{n-1}^4$  ... とにより前記重み付け換算回路33において、重み付け加算して平均ベクトルを算出する。

## 【0051】

このように、多くの数のベクトルデータを加算することによりランダムノイズの影響を一層低減することが可能となる。

## 【0052】

なお、この実施形態において、前述した第2の実施形態と同様に、2つのフレームメモリを設けて、2つのフレームのベクトルデータを重み付け加算しているが、この加算するフレームの数は、2つに限定されるものできなく、2つ以上のフレームが用いられても良い。又は、加算されるベクトルデータの重み付けは、所定点からの距離に応じて重み付けする。

## 【0053】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

## 【0054】

(付記1) 被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

## 【0055】

(付記2) 被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記

10

20

30

40

50

複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データと、並びに前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

【0056】

(付記3) 前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした付記1に記載の超音波診断装置。

10

【0057】

(付記4) 前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置及び所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした付記2に記載の超音波診断装置。

20

【0058】

(付記5) 被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

30

【0059】

(付記6) 被検体内に超音波を送信し、前記被検体内において反射された超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信手段と、前記受信信号の直交検波出力を得る直交検波手段と、前記直交検波出力の複素自己相関データを求める複素自己相関処理手段と、前記複素自己相関データに基づいて前記被検体内の血流動態データを求める血流動態演算手段とを有する超音波診断装置において、

前記血流動態演算手段は、前記複素自己相関処理手段により求められた複素自己相関データから現フレームの所定の位置における血流動態データを求める際に、前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理したデータを用いて血流動態データを生成することを特徴とした超音波診断装置。

40

【0060】

(付記7)

前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした付記5に記載の超音波診断装置。

50

## 【 0 0 6 1 】

(付記 8) 前記複素自己相関処理手段からの現フレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データと、前記現フレームとは異なるフレームの所定位置を含まない所定位置近傍の複素自己相関データとを加算処理して血流動態データを生成する際に、それぞれの所定位置からの距離に応じて、それぞれの所定位置近傍の複素自己相関データに重み付けすることを特徴とした付記 6 に記載の超音波診断装置。

## 【 0 0 6 2 】

(付記 9) 第 1 のフレームの所定の位置における移動体の速度を検出するために、第 1 のフレームの所定位置におけるデータと、第 1 のフレームとは異なるフレームにおける所定位置および所定位置近傍のデータを利用したことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【 0 0 6 3 】

(付記 10) 所定位置および所定位置近傍のデータは、自己相関法によって求まる複素数データであることを特徴とする付記 9 に記載の超音波診断装置。

## 【 0 0 6 4 】

(付記 11) 前記複素数データは所定位置からの距離に応じて重み付けされたデータであることを特徴とする付記 10 に記載の超音波診断装置。

## 【 0 0 6 5 】

(付記 12) 第 1 のフレームの所定の位置における移動体の速度を検出するために、第 1 のフレームの所定位置および所定位置近傍のデータと、第 1 のフレームとは異なるフレームにおける所定位置および所定位置近傍のデータを利用したことを特徴とする超音波診断装置。

20

## 【 0 0 6 6 】

(付記 13) 所定位置および所定位置近傍のデータは、自己相関法によって求まる複素数データであることを特徴とする付記 12 に記載の超音波診断装置。

## 【 0 0 6 7 】

(付記 14) 前記複素数データは所定位置からの距離に応じて重み付けされたデータであることを特徴とする付記 13 に記載の超音波診断装置。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 6 8 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施形態の全体構成を示すブロック図。

30

【 図 2 】 本発明に係る超音波診断装置に用いる血流速度計算回路の構成を示すブロック図。

【 図 3 】 本発明の超音波診断装置における血流速度の算出に用いるデータを説明する説明図。

【 図 4 】 本発明に係る超音波診断装置における血流速度の算出に用いるデータの重み付について説明する説明図。

【 図 5 】 本発明に係る超音波診断装置における血流データのベクトル算出を説明する説明図。

【 図 6 】 本発明に係る超音波診断装置における血流データのベクトル算出時の重み付けしない場合の例を説明する説明図。

40

【 図 7 】 本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施形態に用いる血流速度計算回路の構成を示すブロック図。

## 【 符号の説明 】

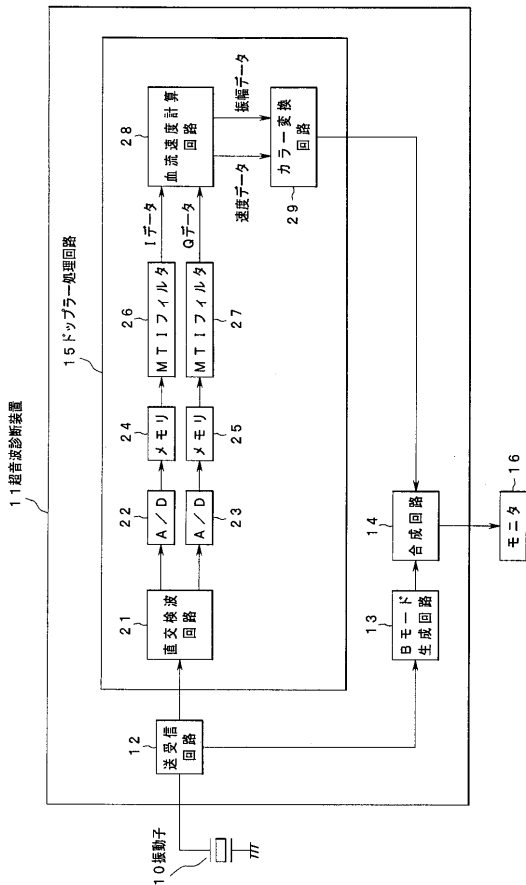
## 【 0 0 6 9 】

- 1 0 超音波振動子
- 1 1 超音波診断装置
- 1 2 送受信回路
- 1 3 Bモード生成回路
- 1 4 合成回路
- 1 5 ドップラー処理回路

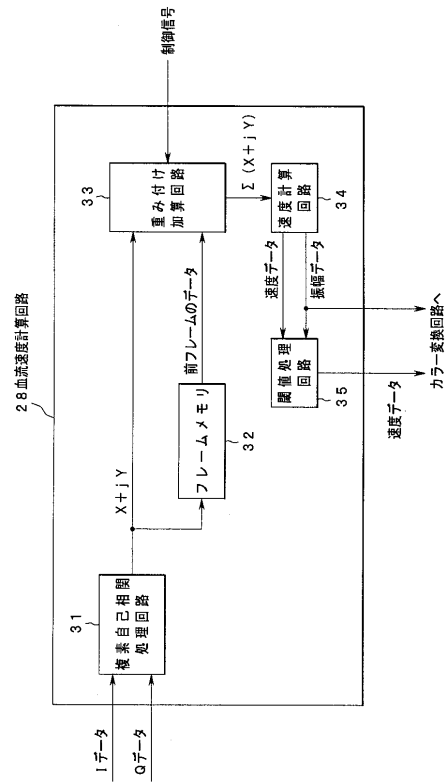
50

- 1 6 モニタ
  - 2 1 直交検波回路
  - 2 2 , 2 3 アナログ/デジタル変換回路
  - 2 4 , 2 5 メモリ
  - 2 6 , 2 7 M T I フィルタ
  - 2 8 血流速度計算回路
  - 2 9 カラー変換回路
  - 3 1 複素自己相関処理回路
  - 3 2 フレームメモリ
  - 3 3 重み付け加算回路
  - 3 4 速度計算回路
  - 3 5 閾値処理回路
- 代理人 弁理士 伊藤 進

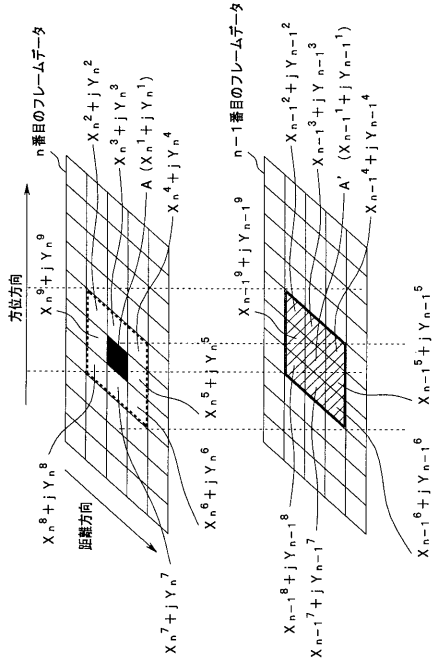
【 図 1 】



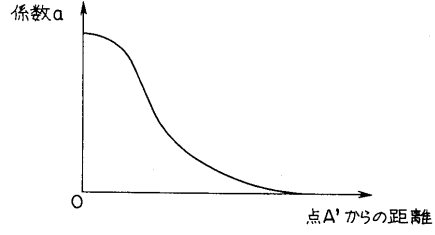
【 図 2 】



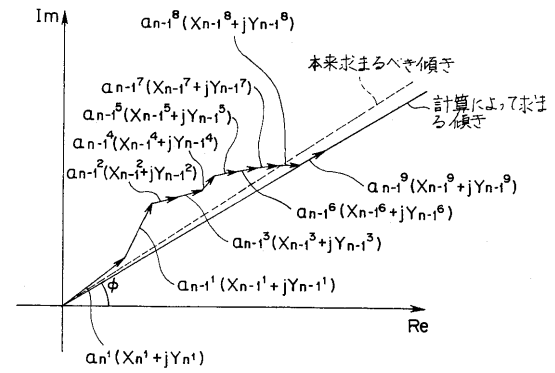
【図 3】



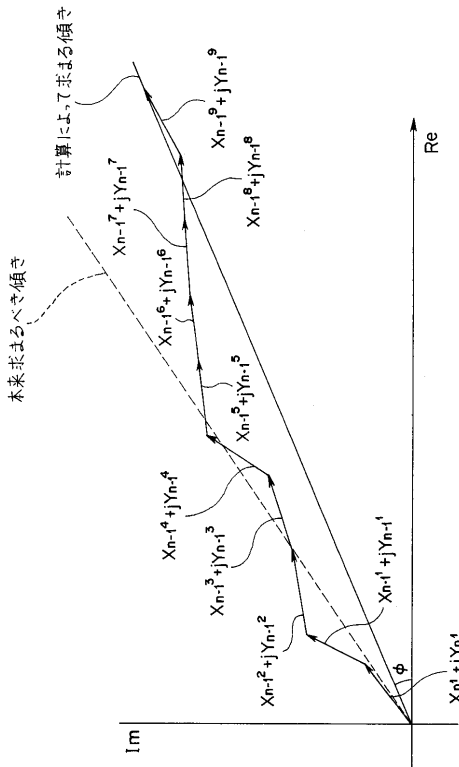
【図 4】



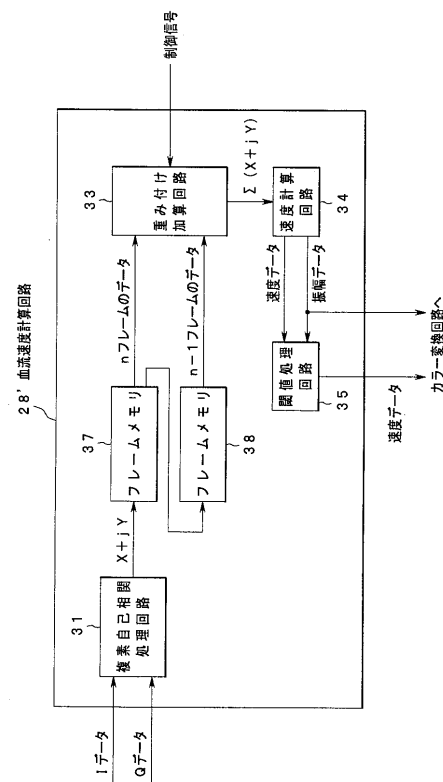
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005218845A</a>	公开(公告)日	2005-08-18
申请号	JP2004185141	申请日	2004-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鯖田知弘		
发明人	鯖田 知弘		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.B A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/JB24 4C601/JB45 4C601/JC03 4C601/JC16 4C601/JC17 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC18 5J083/AD12 5J083/AE08 5J083/BE09 5J083/BE39 5J083/DC05 5J083/EA01 5J083/EA46		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2004004806 2004-01-09 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：获得一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够减小显示血流动态的彩色流图像的随机噪声的影响并显示血流的余像。发送/接收电路（12），用于向/从对象发送/接收超声波以获得接收信号；正交检测电路（21），用于获取接收信号的正交检测输出；以及复自相关，用于获得正交检测输出的复数自相关数据。在具有用于从复数自相关数据获得血流动力学数据的处理电路31和速度计算电路34的超声诊断设备11中，速度计算电路34使用复数自相关数据来确定当前帧中预定位置的血流。当获得速度数据时，使用通过将当前帧的预定位置处的复自相关数据与前一帧的预定位置及预定位置附近的复自相关数据相加而获得的数据来生成血流动力学数据。 声波诊断设备。 [选型图]图1

