

(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2015-42213

(P2015-42213A)

(43) 公開日 平成27年3月5日(2015.3.5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号

特願2013-174521 (P2013-174521)

(22) 出願日

平成25年8月26日 (2013.8.26)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53  
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
ュー・ブルバード・ダブリュー・710  
・3000

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 劉 磊

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DD06 DE04 EE05  
JB40 JB41 JB43 JC37 KK12  
KK25 KK33

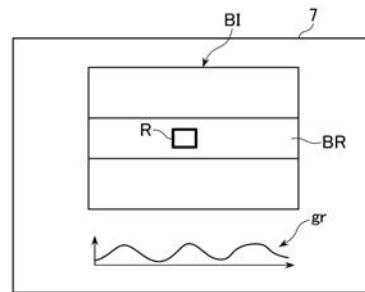
(54) 【発明の名称】 解析装置、解析装置の制御プログラム及び超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】超音波計測融合シミュレーションによって得られるパラメータの時間変化を観察することができる解析装置を提供する。

【解決手段】解析装置は、数値シミュレーションによって得られる超音波のビーム方向における血流速と血流速算出部によって超音波のエコー信号に基づいて得られる超音波のビーム方向における血流速との差を算出してこれを前記数値シミュレーションへフィードバックする計測融合シミュレーション部であって、前記数値シミュレーションにあっては、前記フィードバックされた前記差を補償するように反復演算を行なう計測融合シミュレーション部と、前記数値シミュレーションによって反復演算して得られた血流速及び血流の圧力の少なくともいずれかについての関心領域Rにおける時間変化を示すグラフgrを表示部7に表示させるグラフ表示制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図8



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に対する超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、前記被検体の血管内の血流速を算出する血流速算出部と、

前記被検体の血流速及び血流の圧力の数値シミュレーションを行なう数値シミュレーション部と、該数値シミュレーション部によって得られる超音波のビーム方向における血流速と前記血流速算出部によって得られる超音波のビーム方向における血流速との差を算出して、該差を前記数値シミュレーション部へフィードバックするフィードバック部と、を有し、前記数値シミュレーション部は、前記フィードバック部から入力された前記差を補償するように反復演算を行なう計測融合シミュレーション部と、

前記数値シミュレーションの対象部分に、関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記数値シミュレーション部によって反復演算して得られた血流速及び血流の圧力の少なくともいずれかについての前記関心領域における時間変化を示すグラフ及び／又は前記血流速及び前記血流の圧力の少なくとも一方に基づいて算出されたパラメータの前記関心領域における時間変化を示すグラフを表示部に表示させるグラフ表示制御部と、

を備えることを特徴とする解析装置。

**【請求項 2】**

前記数値シミュレーション部は、前記対象部分に設定された複数の点において数値シミュレーションを行ない、

前記フィードバック部は、前記複数の点の各々において前記差を算出して、該差を対応する点の各々にフィードバックする

ことを特徴とする請求項 1 に記載の解析装置。

**【請求項 3】**

前記対象部分は、前記被検体に対する超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて設定されることを特徴とする請求項 2 に記載の解析装置。

**【請求項 4】**

前記グラフは、前記関心領域における複数の点の各々において得られたパラメータの平均値の時間変化を示すことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の解析装置。

**【請求項 5】**

前記グラフは、前記関心領域における複数の点の各々において得られたパラメータの散布度の時間変化を示すことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の解析装置。

**【請求項 6】**

前記関心領域設定部によって、複数の前記関心領域が設定され、

前記グラフ表示制御部は、複数の前記関心領域の各々についての前記グラフを表示させる

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の解析装置。

**【請求項 7】**

前記グラフ表示制御部は、一つの前記関心領域について複数種類のパラメータのグラフを表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の解析装置。

**【請求項 8】**

同一の時間における複数のパラメータの相関に基づいて、疾患の疑いの有無を判定する判定部を備えることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の解析装置。

**【請求項 9】**

前記表示部に表示された複数の前記グラフにおいて、操作者が前記時間を指定する入力を行なう入力部を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の解析装置。

**【請求項 10】**

コンピュータに、

被検体に対する超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、前記被検体の血管内の血流速を算出する血流速算出機能と、

前記被検体の血流速及び血流の圧力の数値シミュレーションを行なう数値シミュレーシ

10

20

30

40

50

ヨン機能と、該数値シミュレーション機能によって得られる超音波のビーム方向における血流速と前記血流速算出部によって得られる超音波のビーム方向における血流速との差を算出して、該差を前記数値シミュレーション機能へフィードバックするフィードバック機能と、を有する計測融合シミュレーション機能であって、前記数値シミュレーション機能は、前記フィードバック機能から入力された前記差を補償するように反復演算を行なう計測融合シミュレーション機能と、

前記数値シミュレーションの対象部分に、関心領域を設定する関心領域設定機能と、

前記数値シミュレーション機能によって反復演算して得られた血流速及び血流の圧力の少なくともいずれかについての前記関心領域における時間変化を示すグラフ及び／又は前記血流速及び前記血流の圧力の少なくとも一方に基づいて算出されたパラメータの前記関心領域における時間変化を示すグラフを表示部に表示させるグラフ表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする解析装置の制御プログラム。

【請求項 1 1】

請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の解析装置を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、数値シミュレーションによって得られた被検体の血管における血流速と超音波のエコー信号に基づいて算出された血流速との誤差を補償するように反復演算を行なつて、前記血流速を少なくとも含むパラメータを算出する解析装置、解析装置の制御プログラム及び超音波診断装置に関する。 20

【背景技術】

【0 0 0 2】

血流の状態を知るための超音波画像としてドプラ画像がある。このドプラ画像は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号のドプラシフトを求め、例えば超音波のビーム方向に沿った血流の速度成分をカラーで表示するものである。

【0 0 0 3】

しかし、ドプラ画像においては、超音波のビーム方向に沿った血流の速度成分しか表示できない。また、速度以外にも、例えば血管内の圧力分布など、診断に有用なパラメータがある。しかし、圧力分布は、超音波のエコー信号に基づいて得ることができない。 30

【0 0 0 4】

そこで、血流の流れ方向に沿った速度や圧力を算出するための手法として、特許文献 1 や非特許文献 1 に、超音波計測融合シミュレーションが開示されている。この超音波計測融合シミュレーションは、超音波のエコー信号に基づいて算出された血流速と、数値シミュレーションによって得られる血流速との誤差を算出し、この誤差を補償するように、数値シミュレーションによる計算結果を実際の血流場に収束させて、血流速や圧力を算出している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 5】

【特許文献 1】特許第 4 2 6 9 6 2 3 号公報

【非特許文献】

【0 0 0 6】

【非特許文献 1】船本健一、早瀬敏幸、「医療計測と数値シミュレーションを融合した血管内血流の解析」、可視化情報、Vol. 29、No. 114(2009年7月)、p. 20 - 26

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 7】

10

20

30

40

50

ところで、上述の超音波計測融合シミュレーションによって得られる血流速及び圧力や、これらを用いて算出される血流の状態や血管壁の状態と関係する各種のパラメータは、実際の血流の状態や実際の血管壁の状態を表している。従って、前記各種のパラメータの時間変化を観察することは、循環器系疾患などの診断に対して、臨床上有用であることが期待される。

**【課題を解決するための手段】**

**【0008】**

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、被検体に対する超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、前記被検体の血管内の血流速を算出する血流速算出部と、前記被検体の血流速及び血流の圧力の数値シミュレーションを行なう数値シミュレーション部と、該数値シミュレーション部によって得られる超音波のビーム方向における血流速と前記血流速算出部によって得られる超音波のビーム方向における血流速との差を算出して、該差を前記数値シミュレーション部へフィードバックするフィードバック部と、を有し、前記数値シミュレーション部は、前記フィードバック部から入力された前記差を補償するように反復演算を行なう計測融合シミュレーション部と、前記数値シミュレーション部によって反復演算して得られた血流速及び血流の圧力の少なくともいずれかについての前記関心領域における時間変化を示すグラフ及び／又は前記血流速及び前記血流の圧力の少なくとも一方に基づいて算出されたパラメータの前記関心領域における時間変化を示すグラフを表示部に表示させるグラフ表示制御部と、を備えることを特徴とする解析装置である。10 20

**【発明の効果】**

**【0009】**

上記観点の発明によれば、前記数値シミュレーション部によって得られる血流速とエコー信号に基づいて前記血流速算出部によって得られる血流速との差を補償するように、前記数値シミュレーション部によって反復演算して得られたパラメータの関心領域における時間変化を示すグラフが表示されるので、臨床上有用な情報を得ることができる。

**【図面の簡単な説明】**

**【0010】**

【図1】本発明の実施形態における計測装置の構成の一例を示すブロック図である。30

【図2】表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】実施形態における計測装置の作用を示すフローチャートである。

【図4】計算格子の設定を説明する図である。

【図5】関心領域の設定を説明する図である。

【図6】関心領域が、血流が生じている領域ではない部分を含んでいるか否かを判定する手法を説明する図である。

【図7】関心領域が、血管壁を含んでいるか否かを判定する手法を説明する図である。

【図8】関心領域におけるパラメータの時間変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図9】関心領域における速度の最小値から最大値までの範囲の時間変化のグラフを示す図である。40

【図10】複数の関心領域の各々におけるパラメータの時間変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図11】関心領域の境界部分に位置している前記計算格子の交点と、関心領域内に完全に包含されている計算格子の交点とを示す図である。

【図12】実施形態の第一変形例において、一つの関心領域について、複数のパラメータの各々についてのグラフが表示された表示部を示す図である。

【図13】実施形態の第二変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図14】疾患の有無を判定する時相を、操作者がグラフにおいて指定することを説明する図である。50

【図15】判定部による疾患の有無の判定を説明する図である。

【図16】実施形態の第三変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。図1に示す解析装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、計測融合シミュレーション部5、表示制御部6、表示部7、入力部8、記憶部9を備える。前記解析装置1は、超音波診断装置において実現されてもよい。

【0012】

前記超音波プローブ2は、生体組織に対して超音波の送受信を行なう。また、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2を所定のスキャンパラメータで駆動させてスキャン面を走査させる。そして、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。

【0013】

前記エコーデータ処理部4は、Bモード処理部41及びカラードプラ(color doppler)処理部42を有している。前記Bモード処理部41は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコー信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行ない、Bモードデータを作成する。また、前記カラードプラ処理部5は、前記送受信部3から出力されたエコー信号に対し、直交検波処理、MTIフィルタ(Moving Target Indication filter)処理、自己相關演算処理等のカラードプラ処理を行なってカラードプラデータを作成する。カラードプラデータには、流速データ、分散データ及びパワーデータが含まれる。前記カラードプラ処理部42は、本発明における血流速算出部の実施の形態の一例である。また、前記カラードプラ処理部42は、本発明における血流速算出機能の実施の形態の一例の機能を実行する。

【0014】

前記計測融合シミュレーション部5は、本発明における計測融合シミュレーション部の実施の形態の一例である。この計測融合シミュレーション部5は、計算格子設定部51、数値シミュレーション部52及びフィードバック部53を有し、本発明における計測融合シミュレーション機能の実施の形態の一例の機能を実行する。詳細は後述する。前記数値シミュレーション部52は、本発明における数値シミュレーション部の実施の形態の一例であり、後述するように、本発明における数値シミュレーション機能の実施の形態の一例の機能を実行する。また、前記フィードバック部53は、本発明におけるフィードバック部の実施の形態の一例であり、後述するように、本発明におけるフィードバック機能の実施の形態の一例の機能を実行する。

【0015】

前記表示制御部6は、図2に示すように、関心領域設定部61、グラフ表示制御部62及び画像表示制御部63を有している。前記関心領域設定部61は、前記入力部8における操作者の入力に基づいて、後述するように、Bモード画像に関心領域を設定する。前記関心領域設定部61は、本発明における関心領域設定部の実施の形態の一例である。また、前記関心領域設定部61は、本発明における感心領域設定機能の実施の形態の一例の機能を実行する。

【0016】

前記グラフ表示制御部62は、後述するように、前記数値シミュレーション部52で得られたパラメータの前記関心領域内における時間変化を示すグラフを、前記表示部7に表示させる。前記グラフ表示制御部62は、本発明におけるグラフ表示制御部の実施の形態の一例である。また、前記グラフ表示制御部62は、本発明におけるグラフ表示制御機能の実施の形態の一例の機能を実行する。

【0017】

前記画像表示制御部63は、前記エコーデータ処理部4から出力されたデータを、スキャンコンバータ(Scan Converter)によって走査変換して超音波画像デー

10

20

30

40

50

夕を作成する。また、前記画像表示制御部 63 は、前記超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示部 7 に表示させる。具体的には、前記画像表示制御部 63 は、B モードデータを走査変換して B モード画像データを作成し、カラードプラデータを走査変換してカラードプラ画像データを作成する。そして、前記画像表示制御部 63 は、前記 B モード画像データに基づく B モード画像及び前記カラードプラ画像データに基づくカラードプラ画像を前記表示部 7 に表示させる。また、前記画像表示制御部 63 は、その他の画像を前記表示部 7 に表示させる。

#### 【 0 0 1 8 】

前記表示部 7 は、LCD (Liquid Crystal Display) や有機EL (Electro-Luminescence) ディスプレイなどである。前記入力部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。10

#### 【 0 0 1 9 】

前記記憶部 9 は、HDD (Hard Disk Drive : ハードディスクドライブ) や、RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) である。前記記憶部 9 には、前記エコーデータ処理部 4 で得られた前記 B モードデータ及び前記カラードプラデータ、前記数値シミュレーション部 52 で得られたパラメータなどが記憶される。20

#### 【 0 0 2 0 】

次に、本例の解析装置の作用について、図 3 のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップ S1 では、操作者は、前記超音波プローブ 2 によって、被検体における血管を含む領域に対し、B モード用の超音波の送受信とカラードプラモード用の超音波の送受信を行なう。そして、前記 B モード処理部 41 が、B モード用の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて B モードデータを作成する。また、前記カラードプラ処理部 42 は、カラードプラモード用の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいてカラードプラデータを作成する。前記 B モードデータ及び前記カラードプラデータは、前記記憶部 9 に記憶される。前記画像表示制御部 63 は、前記 B モードデータに基づく B モード画像や前記カラードプラデータに基づくカラードプラ画像を前記表示部 7 に表示させてもよい。また、B モード画像データやカラードプラ画像データは、前記記憶部 9 に記憶されてもよい。30

#### 【 0 0 2 1 】

次に、ステップ S2 では、前記計算格子設定部 51 が、前記数値シミュレーション部 52 による数値シミュレーションが行われる対象部分を特定し、この対象部分に計算格子を設定する。具体的には、前記計算格子設定部 51 は、図 4 に示すように、B モードデータ BD を二値化して血管の領域 BR を前記対象部分として特定する。図 4 では、血管の領域 BR ではない領域にドット (dot) が付され、ドットが付されていない領域が血管の領域 BR を示している。血管は、組織と比較して B モードデータの信号強度が小さい (B モード画像においては暗い) ので、前記計算格子設定部 51 は、B モードデータが所定の閾値以下の部分を前記血管の領域 BR と特定する。そして、前記計算格子設定部 51 は、前記血管の領域 BR 内に、計算格子 G を設定する。40

#### 【 0 0 2 2 】

前記計算格子設定部 51 は、前記 B モードデータを前記記憶部 9 から読み出して、前記ステップ S2 による処理を行なう。

#### 【 0 0 2 3 】

次に、ステップ S3 では、前記計測融合シミュレーション部 5 が、前記計算格子 G の交点 (縦線と横線の交点) の各々に対して、計測融合シミュレーションを行なって、被検体の血管における血流速及び血流の圧力を算出する。この計測融合シミュレーションについて具体的に説明すると、前記数値シミュレーション部 52 が、前記計算格子 G の交点 (縦線と横線の交点) の各々に対して、血流の速度及び圧力についての数値シミュレーションを、非圧縮性ナビエ・ストークス方程式と圧力方程式とを用いて行なう。この数値シミュ50

レーションが実行される時に、前記フィードバック部 5 3 は、前記数値シミュレーションによって得られる超音波のビーム方向における血流速の算出値と、前記カラードプラ処理部 4 2 によって得られる超音波のビーム方向における血流速との差を、前記計算格子 G の交点の各々について算出して、この差を前記数値シミュレーション部 5 2 へフィードバックする。前記差のフィードバックは、対応する前記計算格子 G の交点に対して行われる。そして、前記数値シミュレーション部 5 2 は、前記差を補償するように反復演算を行なって演算結果を実際の血流場に収束させて、血流の速度及び圧力を算出する（計測融合シミュレーションの詳細は、上記特許文献 1 及び上記非特許文献 1 参照）。

## 【0024】

前記計測融合シミュレーションによって算出される血流の速度としては、互いに直交する X 方向（前記計算格子 G の横線の方向）及び Y 方向（前記計算格子 G の縦線の方向）のそれぞれの速度  $V_x$ ,  $V_y$  や、これら速度  $V_x$  の二乗と速度  $V_y$  の二乗の和の平方根、すなわち X 方向の速度ベクトルと Y 方向の速度ベクトルとの和の速度ベクトル  $u$  の大きさ ( $V_x^2 + V_y^2$ ) がある。また、前記計測融合シミュレーションによって算出される血流の圧力は、前記 X 方向及び前記 Y 方向の圧力である。

10

## 【0025】

また、前記ステップ S 3 において、前記数値シミュレーション部 5 2 は、前記血流の速度や血流の圧力に基づいて、血流の状態と関係するパラメータ又は血管壁の状態と関係するパラメータを算出してもよい。例えば、前記数値シミュレーション部 5 2 は、血流の状態と関係するパラメータとして、前記計算格子 G の交点の各々について、前記速度ベクトル  $u$  の回転（すなわち、 $\times u$ ）を渦度として計算してもよい。

20

## 【0026】

また、前記数値シミュレーション部 5 2 は、例えば、血管壁の状態と関係するパラメータとして、前記速度ベクトル  $u$  に基づいて、血管壁の各地点に作用する壁せん断応力を算出してもよい。壁せん断応力  $\tau$  は、例えば下記（式 1）によって算出される。

$$\tau = \mu \times (d u / d y) \quad \dots \quad (\text{式 } 1)$$

上記（式 1）において、 $\mu$  は血液の粘性値で既知の値である。また、 $y$  は Y 方向における血管壁からの距離を示す。

## 【0027】

また、血管壁の状態と関係するパラメータとして、血管壁に一番近い計算格子 G の交点における Y 方向の圧力も挙げられる。この血管壁に一番近い計算格子 G の交点における Y 方向の圧力は、血管壁に対して Y 方向にかかる圧力ということができる。

30

## 【0028】

以上のように前記ステップ S 3 において、前記計測融合シミュレーション部 5 によって得られる各種のパラメータは、前記超音波による計測によって得られる値よりも、実際の状態に即した値になる。また、前記計測融合シミュレーション部 5 により、例えば圧力など前記超音波による計測では得られないパラメータも得ることができる。前記ステップ S 3 において算出されたこれらのパラメータは、前記記憶部 9 に記憶されてもよい。

## 【0029】

次に、ステップ S 4 では、操作者は前記入力部 8 を用いて、図 5 に示すように、前記表示部 7 に表示された B モード画像 B I において、血管の領域 B R 内に関心領域 R を設定する入力を行なう。また、操作者は前記入力部 8 を用いて、後述のグラフを表示させたいパラメータを指定する入力を行なう。

40

## 【0030】

図 5 では、前記関心領域 R は一つのみ設定されているが、複数の関心領域 R が設定されてもよい。

## 【0031】

このステップ S 4 において、操作者は、前記入力部 8 を用いて、血流の観察モードか血管壁の観察モードのいずれかを選択する入力を行なってもよい。血流の観察モードは、血流の状態を観察するモードであり、血流の状態と関係するパラメータのうち、操作者によ

50

って指定されたパラメータのグラフを、後述のステップ S 5において表示させるモードである。前記血流の状態と関係するパラメータとしては、例えば前記ステップ S 3において得られる血流の速度  $V_x$ ,  $V_y$ ,  $V_{xy}$ 、圧力、渦度がある。また、血流の状態と関係するパラメータとして、前記速度  $V_x$ ,  $V_y$ についての散布度などが入力されてもよい。

#### 【0032】

また、血管壁の観察モードは、血管壁の状態を観察するモードであり、血管壁の状態と関係するパラメータのうち、操作者によって指定されたパラメータのグラフを、後述のステップ S 5において表示させるモードである。血管壁の状態と関係するパラメータとして、例えば前記ステップ S 3において得られる壁せん断応力や血管壁にかかる Y 方向の圧力がある。

10

#### 【0033】

前記ステップ S 4において、血流の観察モードが入力された場合、前記関心領域設定部 6 1 は、操作者によって設定された前記関心領域 R が、血流の領域 B R ではない部分を含むか否かを判定してもよい。例えば、前記関心領域設定部 6 1 は、図 6 に示すように、前記関心領域 R が、前記ステップ S 2 において特定された血管の領域 B R の外側を含む場合、前記関心領域が、血流が生じている領域ではない部分を含んでいると判定する。前記関心領域設定部 6 1 は、例えば B モード画像データ B D に基づいて前記判定を行なう。前記関心領域設定部 6 1 は、例えば B モードデータに基づいて前記判定を行なってもよい。

#### 【0034】

前記関心領域設定部 6 1 は、前記関心領域 R が、血流が生じている領域ではない部分を含む場合、前記表示部 7 に警告のメッセージ等を表示してもよい。

20

#### 【0035】

また、前記ステップ S 4において、血管壁の観察モードが入力された場合、操作者によって設定された前記関心領域 R が、血管壁を含んでいるか否かを判定してもよい。例えば、前記関心領域設定部 6 1 は、図 7 に示すように、前記関心領域 R の全てが、血管の領域 B R に含まれている場合、前記関心領域 R に血管壁が含まれていないと判定する。前記関心領域設定部 6 1 は、例えば B モード画像データ B D に基づいて前記判定を行なう。前記関心領域設定部 6 1 は、例えば B モードデータに基づいて前記判定を行なってもよい。

#### 【0036】

前記関心領域設定部 6 1 は、前記関心領域 R に血管壁が含まれていない場合、前記表示部 7 に警告のメッセージ等を表示してもよい。

30

#### 【0037】

血流の観察モードでは、血管の領域 B R の外側に前記関心領域 R を設定することができないようになっていてもよい。また、血管壁の観察モードでは、血管壁を含まない領域に前記関心領域 R を設定することができないようになっていてもよい。

#### 【0038】

次に、ステップ S 5 では、前記グラフ表示制御部 6 2 は、図 8 に示すように、前記ステップ S 4 において指定されたパラメータの前記関心領域 R における時間変化を示すグラフ g r を、前記表示部 7 に表示させる。前記グラフ g r は、横軸が時間、縦軸がパラメータの値である。例えば、前記グラフ g r として、複数心周期分の長さのグラフが表示される。このように、前記計測融合シミュレーション部 5 によって得られたパラメータの時間変化を示すグラフ g r が表示されることにより、操作者は、実際の血流や血管壁の状態について、臨床上有用な情報を得ることができる。

40

#### 【0039】

前記ステップ S 4 において指定されたパラメータが速度  $V_x$ ,  $V_y$  についての散布度ではない場合、例えば前記グラフ表示制御部 6 2 が、関心領域 R 内のパラメータの平均値を算出し、この平均値の時間変化を前記グラフ g r として表示させる。

#### 【0040】

一方、前記ステップ S 4 において指定されたパラメータが、前記速度  $V_x$ ,  $V_y$  についての散布度である場合、前記数値シミュレーション部 5 2 は、前記関心領域 R における前

50

記計算格子 G のすべての交点の前記速度  $V_x$  又は前記速度  $V_y$  についての散布度を算出してもよい。この散布度は、前記速度  $V_x$ ,  $V_y$  の最小値から最大値までの範囲、分散、標準偏差、変動係数などである。操作者は、前記ステップ S 4において、いずれかの散布度を指定する。

#### 【0041】

例えは、前記ステップ S 4において指定されたパラメータが、前記速度  $V_x$ ,  $V_y$  のいずれかの最小値から最大値までの範囲である場合、前記グラフ  $g_r$  として、図 9 に示すように、前記速度  $V_x$ ,  $V_y$  のいずれかの最小値から最大値までの範囲の時間変化を示すグラフ  $g_r$  が、前記表示部 7 に表示される（図 9 ではグラフ  $g_r$  のみ図示）。このグラフ  $g_r$  は、横軸が時間、縦軸が前記速度  $V_x$  又は速度  $V_y$  である。グラフ  $g_r$  の縦方向の幅が、前記速度  $V_x$ ,  $V_y$  のいずれかの最小値から最大値までの範囲を示している。10

#### 【0042】

前記ステップ S 4において、図 10 に示すように、複数の関心領域 R 1, R 2 が設定されている場合、前記グラフ表示制御部 6 2 は、各々の関心領域 R 1, R 2 についてのグラフ  $g_{r1}$ ,  $g_{r2}$  を前記表示部 7 に表示させる。このグラフ  $g_{r1}$ ,  $g_{r2}$  は同じパラメータの時間変化を示す。ここでは、パラメータは一種類のみであるが、複数の関心領域が設定されている場合、各々の関心領域について、複数種類のパラメータのグラフが表示されてもよい。

#### 【0043】

操作者による入力部 8 の入力によって、前記関心領域 R の位置や大きさを変更できるようになっていてもよい。この場合、前記グラフ表示制御部 6 2 は、変更後の関心領域 R についてのグラフ  $g_r$  を表示させる。20

#### 【0044】

図 11 に示すように、関心領域 R の境界部分に位置している前記計算格子 G の交点 p a と、関心領域 R 内に完全に包含されている計算格子 G の交点 p b とが存在している場合、前記グラフ表示制御部 6 2 は、前記交点 p b よりも前記交点 p a の重み付けを低くして前記関心領域 R 内のパラメータの平均値を算出してもよい。

#### 【0045】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。図 12 に示すように、前記グラフ表示制御部 6 2 は、一つの関心領域 R について、複数種類のパラメータの各々についてのグラフ  $g_{r1}$ ,  $g_{r2}$  を表示させてもよい。30

#### 【0046】

次に、第二変形例について説明する。図 13 に示すように、前記表示制御部 6 は、同一の時間における複数のパラメータの相関に基づいて、疾患の疑いの有無を判定する判定部 6 4 を有している。この判定部 6 4 は、本発明における判定部の実施の形態の一例である。

#### 【0047】

この第二変形例において、前記判定部 6 4 による判定の対象となる時間を、操作者が前記表示部 7 において指定することができるようになっていてもよい。具体的に図 14 に基づいて説明する。図 14 においては、一つの関心領域 R について、複数種類のパラメータの各々についてのグラフ  $g_{r1}$ ,  $g_{r2}$  が表示されている。40

#### 【0048】

前記グラフ表示制御部 6 2 は、前記グラフ  $g_{r1}$ ,  $g_{r2}$  に、時間指定バー (bar)  $b_a$  を表示させる。この時間指定バー  $b_a$  は、前記グラフ  $g_{r1}$ ,  $g_{r2}$  において、前記判定部 6 4 による判定対象となる時間を示している。前記時間指定バー  $b_a$  は、前記グラフ  $g_{r1}$  と前記グラフ  $g_{r2}$  において同一の時間を示している。

#### 【0049】

前記グラフ表示制御部 6 2 は、操作者による前記入力部 8 の入力に基づいて前記時間指定バー  $b_a$  を表示させる。具体的には、操作者は、前記入力部 8 を用いて前記時間指定バー  $b_a$  を左右方向に移動させ、判定対象となる時間を、グラフ  $g_{r1}$ ,  $g_{r2}$  において指

定する。前記入力部 8 は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

【0050】

前記判定部 64 は、前記時間指定バー b a によって指定された時間における複数のパラメータの値の相関に基づいて、疾患の疑いの有無を判定する。前記判定部 64 は、複数のパラメータの値の大小関係に基づいて判定を行なう。例えば、前記判定部 64 が、第一のパラメータ P1 と第二のパラメータ P2 の二つのパラメータの値の大小関係に基づいて判定を行なう場合、図 15 に示すように、第一のパラメータ P1 についての第一閾値 TH1 と第二のパラメータ P2 についての第二閾値 TH2 が設定される。前記判定部 64 は、判定対象となる時間における第一のパラメータ P1 及び第二のパラメータ P2 が、前記第一閾値 TH1 以上であるか否か及び前記第二閾値 TH2 以上であるか否かを判定する。これにより、判定対象となる時間における第一のパラメータ P1 及び第二のパラメータ P2 が、前記図 15 に示される第一の領域 X1、第二の領域 X2、第三の領域 X3、第四の領域 X4 のいずれに属するかが判別される。10

【0051】

前記第一の領域 X1 は、前記第一のパラメータ P1 が前記第一閾値 TH1 未満であり前記第二のパラメータ P2 が前記第二閾値 TH2 以上である領域である。前記第二の領域 X2 は、前記第一のパラメータ P1 が前記第一閾値 TH1 以上であり前記第二のパラメータ P2 が前記第二閾値 TH2 以上である領域である。前記第三の領域 X3 は、前記第一のパラメータ P1 が前記第一閾値 TH1 未満であり前記第二のパラメータ P2 が前記第二閾値 TH2 未満である領域である。前記第四の領域 X4 は、前記第一のパラメータ P1 が前記第一閾値 TH1 以上であり前記第二のパラメータ P2 が前記第二閾値 TH2 未満である領域である。20

【0052】

前記判定部 64 は、前記時間指定バー b a によって指定された時間における第一のパラメータ P1 の値及び第二のパラメータ P2 の値が、前記第一の領域 X1 ~ 前記第四の領域 X4 のいずれに属しているかによって、疾患の疑いの有無を判定する。第一のパラメータ P1 の値及び第二のパラメータ P2 の値が、前記第一の領域 X1 ~ 前記第二の領域 X4 のいずれに属すれば、疾患の疑いが有るか否かは、疾患の種類とパラメータの種類により、予め記憶されているものとする。前記第一閾値 TH1 及び前記第二閾値 TH2 も、疾患の種類やパラメータの種類に応じて設定される。30

【0053】

例えば、前記第一のパラメータ P1 が壁せん断応力 であり、前記第二のパラメータ P2 が、血管壁に対して Y 方向にかかる圧力 Py である場合、壁せん断応力 が小さく前記圧力 Py が大きい場合には、血管壁のプラーク (plaque) が剥離する可能性が高いと考えられる。そこで、前記判定部 64 は、前記時間指定バー b a によって指定された時間における壁せん断応力 と圧力 Py が前記第一の領域 X1 に属する場合、疾患の疑いがあると判定する。

【0054】

次に、第三変形例について説明する。図 16 に示すように、前記表示制御部 6 は、波形解析部 65 を有していてもよい。この波形解析部 65 は、前記グラフ gr の波形を解析する。例えば、前記波形解析部 65 は、前記グラフ gr における極大値、周期、極大値と極大値の間の時間の長さを特定する。前記波形解析部 65 は、前記表示部 7 に表示されたグラフ gr の画像解析によって前記グラフ gr の波形を解析するのではなく、前記グラフ表示制御部 62 によって得られたパラメータの平均値や散布度などのデータに基づいて波形解析を行なってもよい。40

【0055】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。

【符号の説明】

【0056】

10

20

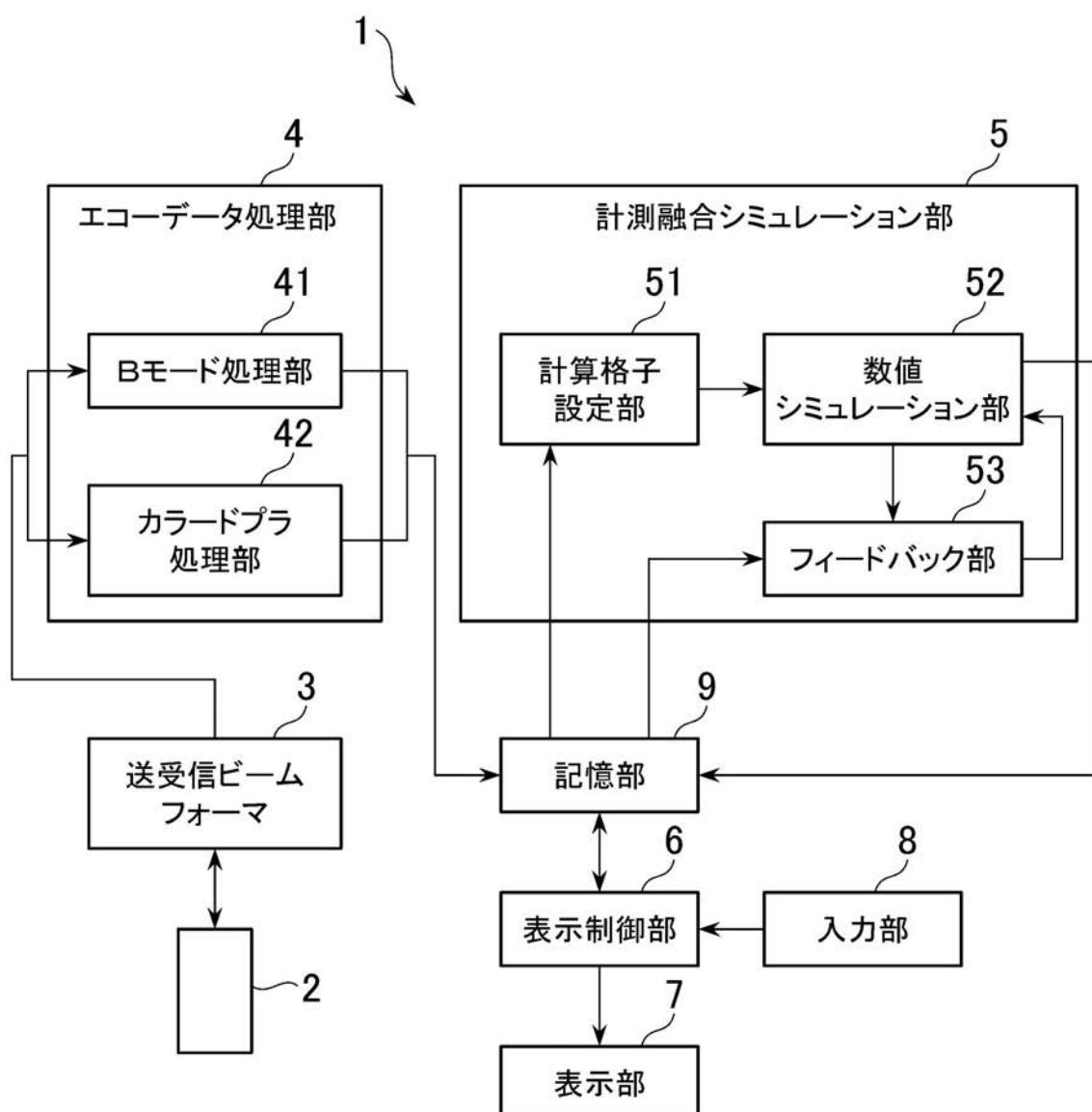
30

40

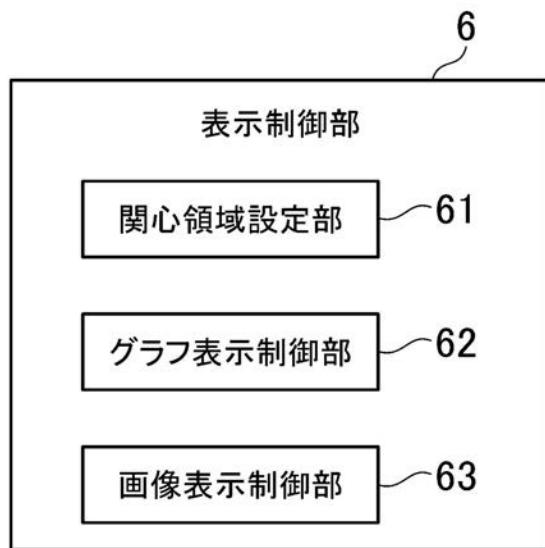
50

- 1 解析装置
  - 5 計測融合シミュレーション部
  - 7 表示部
  - 8 入力部
- 5 2 数値シミュレーション部
  - 5 3 フィードバック部
  - 6 1 関心領域設定部
  - 6 2 グラフ表示制御部
  - 6 4 判定部

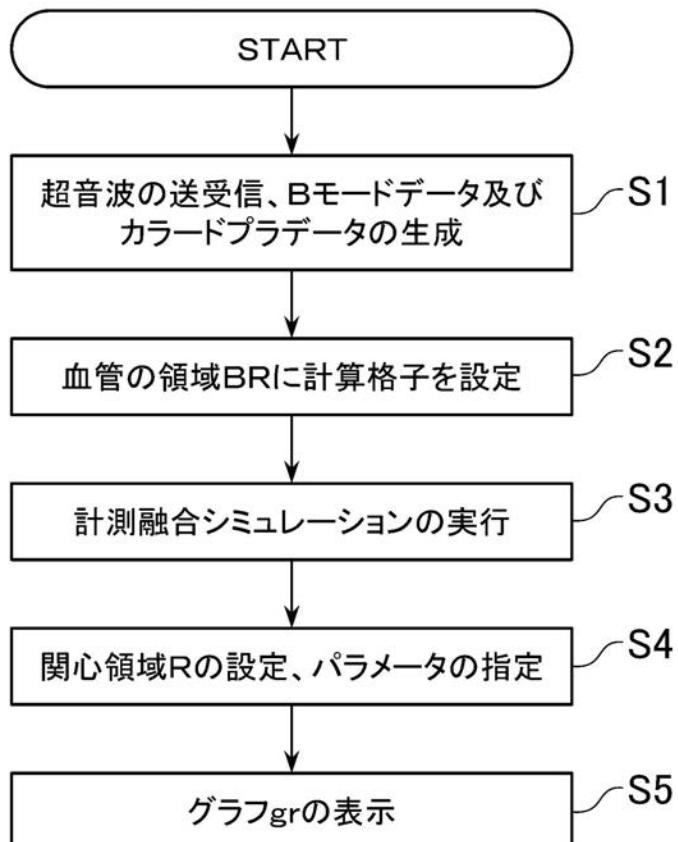
【図1】



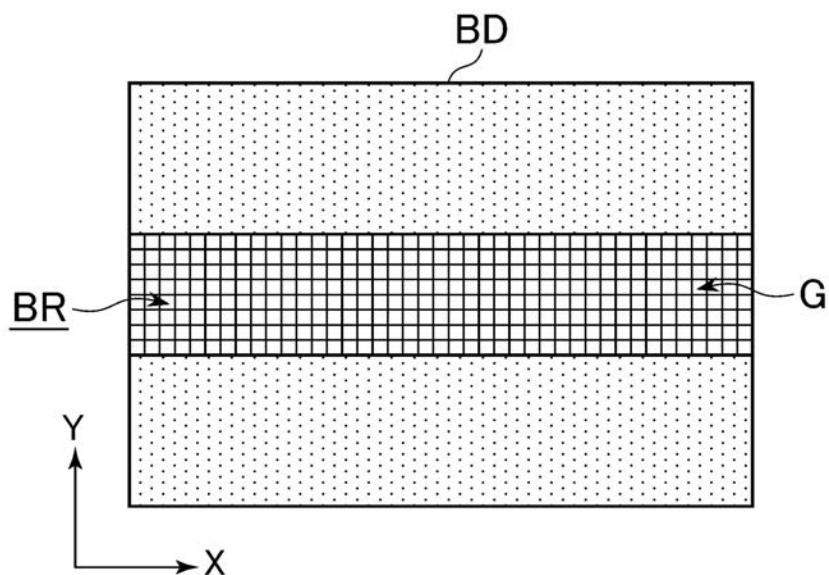
【図2】



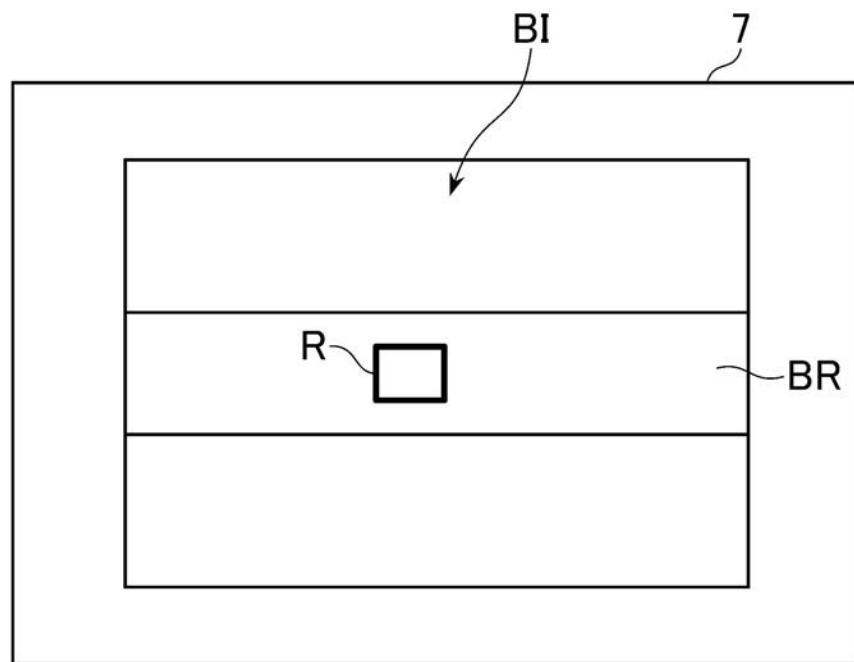
【図3】



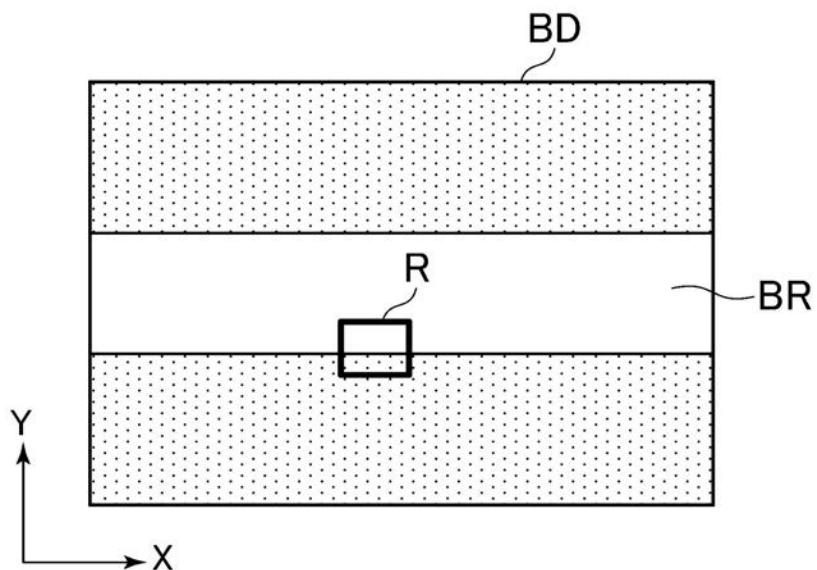
【図4】



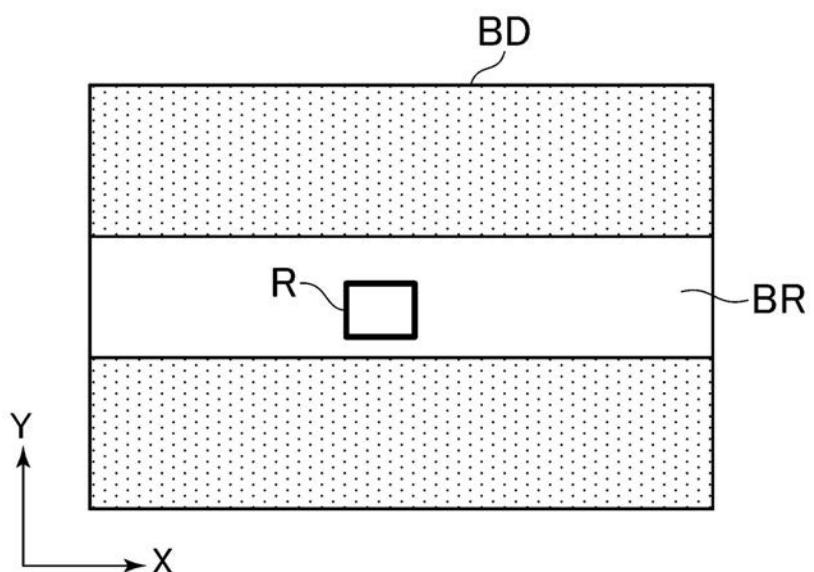
【図5】



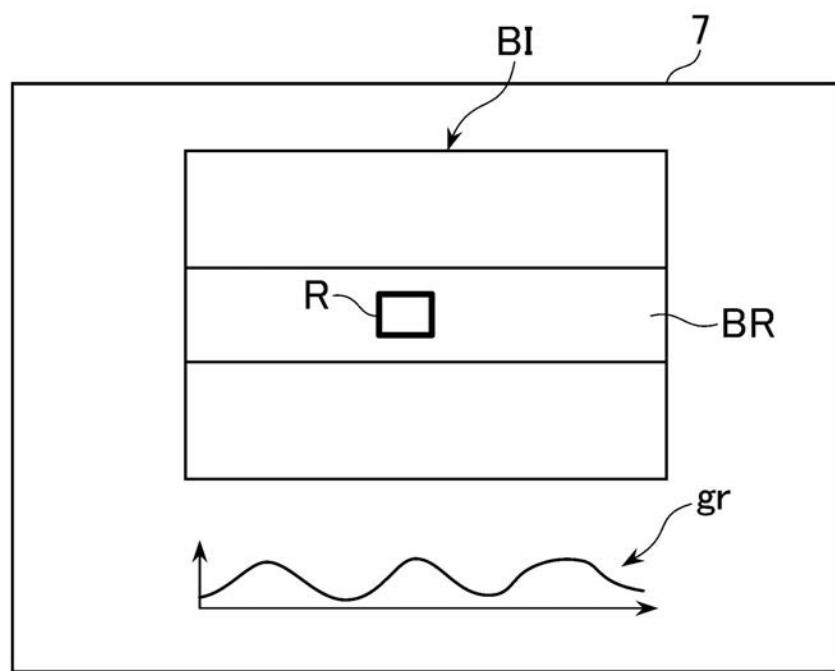
【図6】



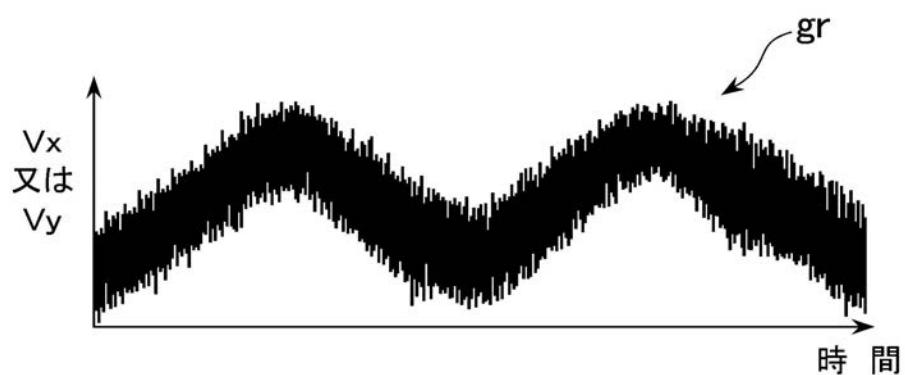
【図7】



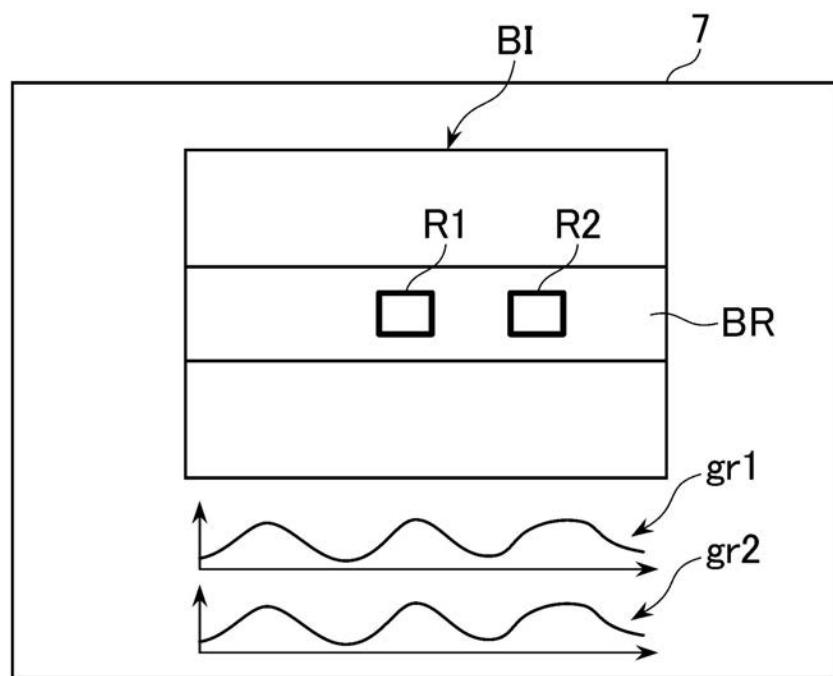
【図8】



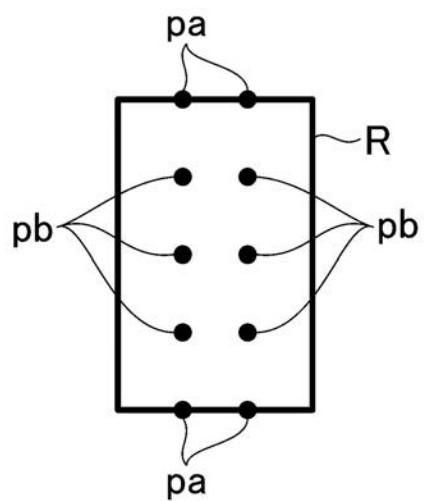
【図9】



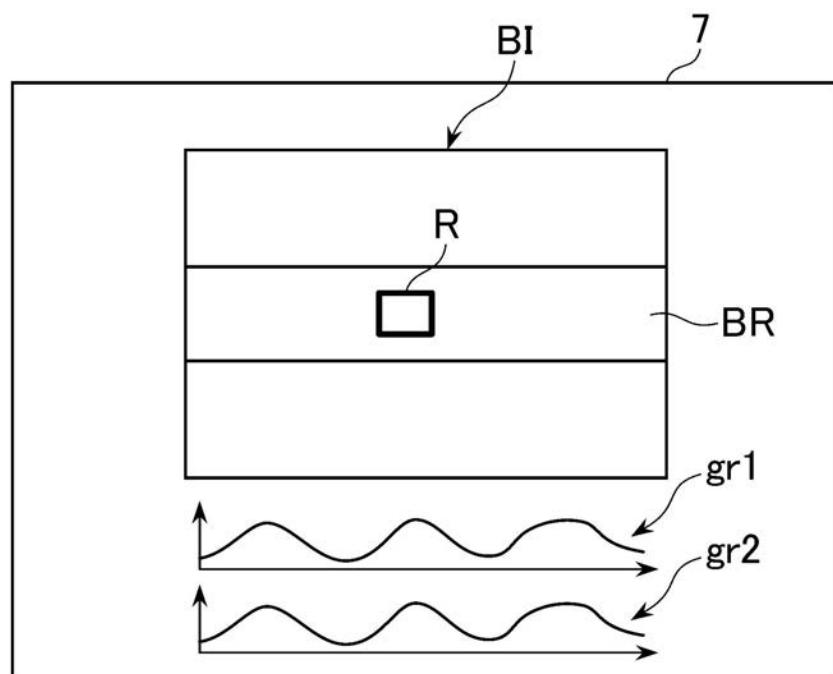
【図 10】



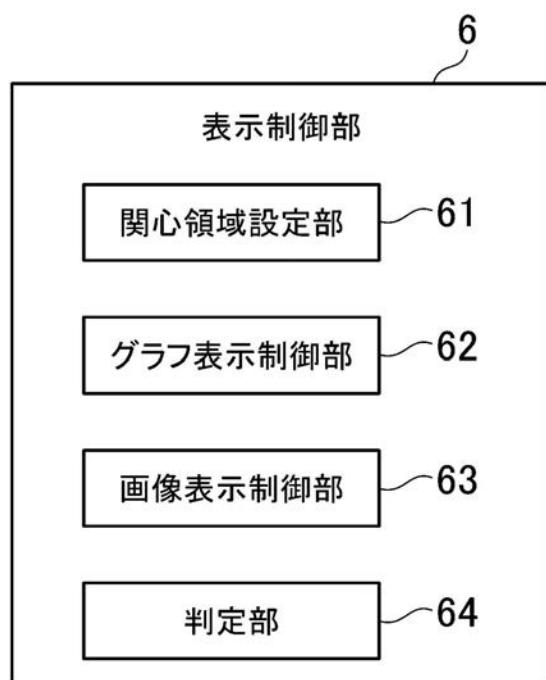
【図 11】



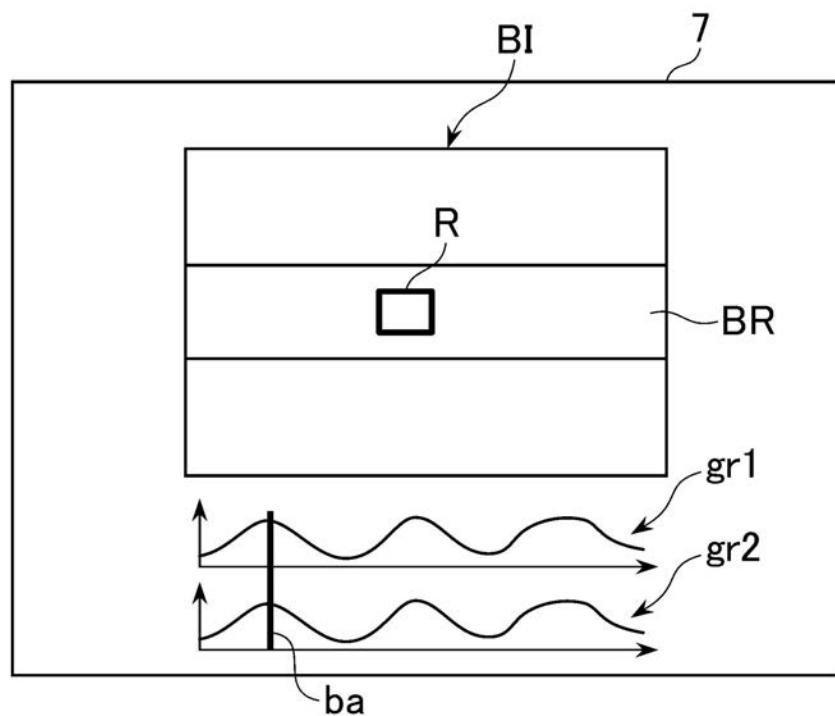
【図 1 2】



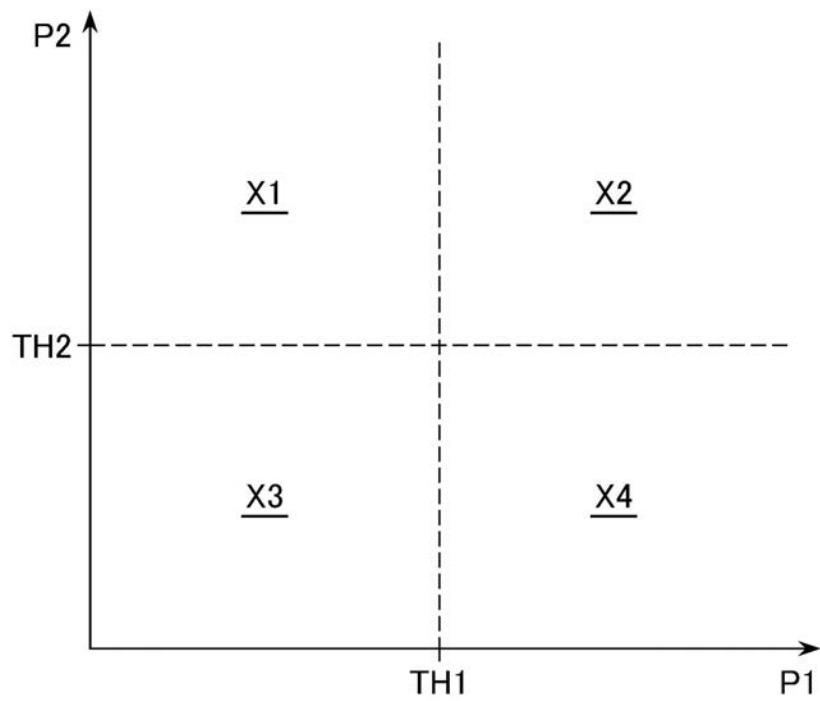
【図 1 3】



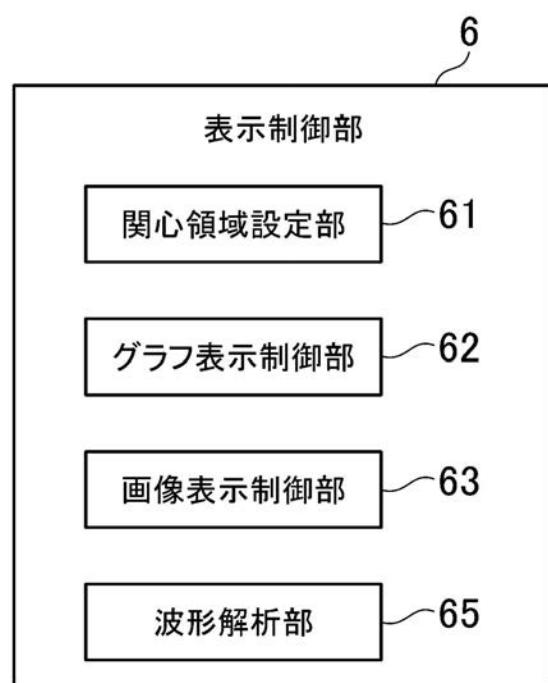
【図14】



【図15】



【図16】



专利名称(译)	分析装置，分析装置的控制程序，超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015042213A</a>	公开(公告)日	2015-03-05
申请号	JP2013174521	申请日	2013-08-26
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	劉磊		
发明人	劉 磊		
IPC分类号	A61B8/06		
F1分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-Term分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD06 4C601/DE04 4C601/EE05 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK33		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：提供一种能够观察通过超声测量融合模拟获得的参数的时间变化的分析仪。分析装置被配置为基于超声波的回波信号来计算通过数值模拟获得的超声波的束方向上的血流速度和由血液流速计算单元获得的超声波的束方向上的血流速度。测量融合模拟单元，其计算差并将其反馈给数值模拟；在数值模拟中，测量融合模拟单元执行迭代操作以补偿反馈的差，曲线图显示控制单元，其使显示单元7显示曲线图gr，该曲线图gr示出通过数值模拟通过迭代计算获得的血流速度和血流压力中的至少一个的关注区域R中的时间变化。它的特点是 [选择图]图8

