

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5476569号
(P5476569)

(45) 発行日 平成26年4月23日(2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日(2014. 2. 21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2010-73407 (P2010-73407)	(73) 特許権者	304021831
(22) 出願日	平成22年3月26日(2010. 3. 26)		国立大学法人 千葉大学
(65) 公開番号	特開2011-200598 (P2011-200598A)		千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号
(43) 公開日	平成23年10月13日(2011. 10. 13)	(73) 特許権者	000109543
審査請求日	平成25年3月25日(2013. 3. 25)		テルモ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
		(74) 代理人	100076428
			弁理士 大塚 康德
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管の超音波撮影を行うことで取得された画像フレーム群を取得する取得手段と、
 前記画像フレーム群における画像の変化に基づいて被検者の拍動を検出し、前記画像フレーム群の前記拍動による影響がない期間とその出現する周期とを推定する推定手段と、
 前記推定手段により推定された期間のうちの一つの期間の画像に基づいて高周波成分が除去された参照高周波成分除去画像と前記一つの期間中の標準偏差成分で構成される参照標準偏差画像を生成する第1生成手段と、
 前記推定手段により推定された期間のうちの前記一つの期間とは異なる他の期間の画像に基づいて高周波成分が除去された比較高周波成分除去画像と前記他の期間中の標準偏差成分で構成される比較標準偏差画像を生成する第2生成手段と、
 前記参照高周波成分除去画像と前記比較高周波成分除去画像との差分画像を算出し、前記参照標準偏差画像と前記比較標準偏差画像と前記差分画像とに基づいて濃淡判定画像を生成する算出手段と、
 前記濃淡判定画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記一つの期間から所定数のフレームからなる第1のフレーム群を抽出し、前記第1のフレーム群の画像について各画素の標準偏差を算出して参照標準偏差画像を生成し、前記他の期間から所定数のフレームからなる第2のフレーム群を抽出し、前記第2のフレーム群の画像について各画素の標準偏差を算出して比較標準偏差画像を生成する第3生成手段

10

20

を更に備え、

前記算出手段は、前記参照高周波成分除去画像と前記比較高周波成分除去画像との差分画像から、前記参照標準偏差画像と前記比較標準偏差画像の和を減算して濃淡判定画像を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記参照高周波成分除去画像は前記第1のフレーム群の画像の各画素を加算平均して得られた画像であり、前記比較高周波成分除去画像は前記第2のフレーム群の各画素を加算平均して得られた画像であることを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記推定手段は、

前記画像フレーム群の隣接するフレーム間の差分値の総和を時系列に並べ、周波数領域の情報へ変換し、該周波数領域の情報からピークに対応する周波数を検出することで拍動の周期を推定し、決定された拍動の周期に基づいて前記画像フレーム群の前記拍動による影響がない前記期間とその周期を推定することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記推定手段は、前記画像フレーム群の隣接するフレーム間の差分値の総和を時系列に並べた場合に出現するピーク位置に基づいて前記期間の開始位置を推定することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記所定数は、検出された前記被検者の拍動の周期に基づいて設定されることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記表示手段は、前記濃淡判定画像の各画素に、画素値に対応する色を割り当てて着色画像を生成し、前記着色画像を前記比較高周波成分除去画像にオーバーレイすることにより得られたオーバーレイ画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記第2生成手段は、複数の位置から第2のフレーム群を抽出して複数の比較高周波成分除去画像を生成し、

前記複数の高周波成分除去画像の各々についてオーバーレイ画像が表示されることを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

ユーザ操作によりオーバーレイ画像において領域を設定する設定手段を更に備え、

前記表示手段は、前記濃淡判定画像または前記着色画像の前記領域内の画素値のヒストグラムを生成し表示することを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

ユーザ操作によりオーバーレイ画像において領域を設定する設定手段を更に備え、

前記表示手段は、前記着色画像の前記領域内に存在する色の割合を算出し、表示することを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記第1のフレーム群が抽出される前記一つの位置は、超音波に対して造影作用を有する液体が注入されていない状態において取得されたフレーム群の位置であり、

前記第2のフレーム群が抽出される前記複数の位置は、超音波に対して造影作用を有する液体が注入された状態において取得されたフレーム群の位置を含むことを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

血管の超音波撮影により取得された画像フレーム群を処理する画像処理装置の画像処理方法であって、

推定手段が、前記画像フレーム群における画像の変化に基づいて被検者の拍動を検出し

10

20

30

40

50

、前記画像フレーム群の前記拍動による影響がない期間とその出現する周期とを推定する推定工程と、

第1生成手段が、前記推定工程により推定された期間のうちの一つの期間の画像に基づいて高周波成分が除去された参照高周波成分除去画像と前記一つの期間中の標準偏差成分で構成される参照標準偏差画像を生成する第1生成工程と、

第2生成手段が、前記推定工程により推定された期間のうちの前記一つの期間とは異なる他の期間の画像に基づいて高周波成分が除去された比較高周波成分除去画像と前記他の期間中の標準偏差成分で構成される比較標準偏差画像を生成する第2生成工程と、

算出手段が、前記参照高周波成分除去画像と前記比較高周波成分除去画像との差分画像を算出し、前記参照標準偏差画像と前記比較標準偏差画像を前記差分画像に適用して濃淡判定画像を生成する算出工程と、

表示手段が、前記濃淡判定画像を表示する表示工程とを有することを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像を処理して、観察者に診断をしやすい画像を提供するための画像処理装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、不安定狭心症ならびに急性心筋梗塞の原因となる、冠動脈内の不安定プラーク検出方法の開発が行われている。このような不安定プラーク検出方法の一つとして、不安定プラークにおいては新生血管の増殖があることを利用し、コントラストエコー用造影剤を冠動脈内に注入し、プラークの濃染を見る方法が提唱されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特表2006-549672号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、実際にこの方法で不安定プラークを検出しようとする、血管内超音波装置による画像では、プラークの濃染による画像変化がわずかであることから、観察者がこれを肉眼で観察し、プラークの存否を判定することが困難であった。

【0005】

画像間の変化を抽出する画像処理の手法としては、差分画像を生成することが考えられるが、血管が拍動の影響を受けることで、単純に差分画像を生成しても、観察者がこれを見て解析し、診断することは困難である。

【0006】

本発明は上述した課題に鑑みてなされたものであり、観察者が、不安定プラークの検出を容易に行えるように超音波画像を加工する画像処理装置及び方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の目的を達成するための本発明の一態様による画像処理装置は以下の構成を備える。すなわち、

血管の超音波撮影を行うことで取得された画像フレーム群を取得する取得手段と、

前記画像フレーム群における画像の変化に基づいて被検者の拍動を検出し、前記画像フレーム群の前記拍動による影響がない期間とその出現する周期とを推定する推定手段と、

前記推定手段により推定された期間のうちの一つの期間の画像に基づいて高周波成分が

10

20

30

40

50

除去された参照高周波成分除去画像と前記一つの期間中の標準偏差成分で構成される参照標準偏差画像を生成する第１生成手段と、

前記推定手段により推定された期間のうちの前記一つの期間とは異なる他の期間の画像に基づいて高周波成分が除去された比較高周波成分除去画像と前記他の期間中の標準偏差成分で構成される比較標準偏差画像を生成する第２生成手段と、

前記参照高周波成分除去画像と前記比較高周波成分除去画像との差分画像を算出し、前記参照標準偏差画像と前記比較標準偏差画像と前記差分画像とに基づいて濃淡判定画像を生成する算出手段と、

前記濃淡判定画像を表示する表示手段とを備える。

【発明の効果】

10

【０００８】

本発明によれば、観察者が、不安定プラークの検出を容易に行えるように超音波画像を加工する画像処理装置及び方法が提供される。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】血管内超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図２】血管内超音波診断装置の機能構成を示す図である。

【図３】カテーテル部の構成を示す図である。

【図４】実施形態による超音波画像処理に係る機能構成を説明する図である。

【図５】差分解析処理を示すフローチャートである。

20

【図６】心拍検出処理による、抽出フレーム特定処理を示すフローチャートである。

【図７】ＦＦＴ処理結果の一例を示す図である。

【図８】差分画像及び着色画像の生成を説明する図である。

【図９】着色結果を表示する画面の一例を示す図である。

【図１０】ＲＯＩの指定と差分値のグラフ表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

以下、添付の図面を参照して、本発明の好適な実施形態について説明する。

【００１１】

図１は、実施形態にかかる血管内超音波診断装置１００（ＩＶＵＳ：intravascular ultrasound）の外観構成を示す図である。図１に示すように、血管内超音波診断装置１００は、カテーテル部１０１と、スキャナ／プルバック部１０２と、操作制御装置１０３とを備え、スキャナ／プルバック部１０２と操作制御装置１０３とは、信号線１０４により接続されている。カテーテル部１０１は、直接血管内に挿入され、超音波振動子（不図示）を用いて血管内部の状態を測定する。スキャナ／プルバック部１０２は、カテーテル部１０１内の超音波振動子のラジアル動作を規定する。操作制御装置１０３は、血管内超音波診断を行うにあたり、各種設定値を入力するための機能や、測定により得られたデータを処理し、断面画像として表示するための機能を備える。

30

【００１２】

操作制御装置１０３において、１１１は本体制御部であり、測定により得られたデータを処理したり、処理結果を出力する。１１１-１はプリンタ／ＤＶＤレコーダであり、本体制御部１１１における処理結果を印刷したり、データとして記憶したりする。１１２は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル１１２を介して、各種設定値の入力を行う。１１３はＬＣＤモニタであり、本体制御部１１１における処理結果を表示する。

40

【００１３】

図２は、図１に示した血管内超音波診断装置１００の超音波撮影に係る機能構成を示す図である。カテーテル部１０１は、先端内部に超音波振動子ユニット２０１を備えており、超音波振動子ユニット２０１は、カテーテル部１０１の先端が血管内に挿入された状態で、超音波信号送受信器２２１より送信されたパルス波に基づいて、超音波を血管の断面方向に送信するとともに、その反射信号（エコー）を受信し、コネクタ部２０２及びロー

50

タリジョイント 2 1 1 を介して超音波エコー信号として超音波信号送受信器 2 2 1 に送信する。

【 0 0 1 4 】

スキャナ / プルバック部 1 0 2 は、ロータリジョイント 2 1 1、回転駆動装置 2 1 2、直線駆動装置 2 1 5 を備える。カテーテル部 1 0 1 内の超音波振動子ユニット 2 0 1 は、非回転部と回転部との間を結合するロータリジョイント 2 1 1 により回転自在に取り付けられており、ラジアル走査モータ 2 1 3 により回転駆動される。超音波振動子ユニット 2 0 1 が血管内を円周方向に回転することで、血管内の所定の位置における断面画像の生成に必要な超音波エコー信号を検出することができる。

【 0 0 1 5 】

なお、ラジアル走査モータ 2 1 3 の動作は信号処理部 2 2 5 からモータ制御回路 2 2 6 を介して送信された制御信号に基づいて制御される。また、ラジアル走査モータの回転角度は、エンコーダ部 2 1 4 により検出される。エンコーダ部 2 1 4 において出力される出力パルスは、信号処理部 2 2 5 に入力され、表示用の信号の読み出しのタイミングに利用される。

【 0 0 1 6 】

スキャナ / プルバック部 1 0 2 は、更に、直線駆動装置 2 1 5 を備え、信号処理部 2 2 5 からの指示に基づいて、カテーテル部 1 0 1 の挿入方向（体腔内の末梢方向およびその反対方向）の動作（軸方向移動）を規定している。軸方向移動は、信号処理部 2 2 5 からの制御信号に基づいて、直線駆動モータ 2 1 6 が動作することにより実現される。また、軸方向移動の動作方向（体腔内の末梢方向またはその反対方向（手元方向））は、移動方向検出器 2 1 7 により検出され、検出結果は信号処理部 2 2 5 に入力される。

【 0 0 1 7 】

なお、ラジアル走査モータ 2 1 3 と直線駆動モータ 2 1 6 とは着脱可能に接続されていても、一体的に構成されていてもよい。また、直線駆動モータ 2 1 6 による軸方向移動は、ボールネジ等により実現することができる。また、移動方向検出器 2 1 7 は、例えば直線駆動モータ 2 1 6 にエンコーダを取り付けることにより実現できる。すなわち、直線駆動モータ 2 1 6 の回転方向を検出することにより軸方向移動の動作方向を検出することができる。

【 0 0 1 8 】

超音波信号送受信器 2 2 1 は、送信回路と受信回路とを備える（不図示）。送信回路は、信号処理部 2 2 5 から送信された制御信号に基づいて、カテーテル部 1 0 1 内の超音波振動子ユニット 2 0 1 に対してパルス波を送信する。また、超音波信号送受信器 2 2 1 内の受信回路は、カテーテル部 1 0 1 内の超音波振動子ユニット 2 0 1 より超音波信号を受信する。受信された超音波信号はアンプ 2 2 2 により増幅される。

【 0 0 1 9 】

更に、A / D 変換器 2 2 4 では、アンプ 2 2 2 より出力された超音波信号をサンプリングして、1 ラインのデジタルデータ（超音波エコーデータ）を生成する。A / D 変換部 2 2 4 にて生成されたライン単位の超音波エコーデータは信号処理部 2 2 5 に入力される。信号処理部 2 2 5 では、超音波エコーデータを検波して、血管内の各位置での断面画像を形成し、所定のフレームレートで LCD モニタ 2 2 7 に出力する。なお、A / D 変換部 2 2 4 にて生成されたライン単位の超音波エコーデータとは、各方向の振動子ユニット 2 0 1 からの距離に対する信号強度を示すラインデータである。そして、全方向に対応するラインデータの集合（B-mode 画像（極座標系のデータ））を 1 フレームのデータとし、これを X Y 座標系に変換することにより、観察者による観察が可能な断面画像が得られる。また、A / D 変換部 2 2 4 からのラインデータは、フレームを単位としてデータ格納部 2 2 8 に格納される。したがって、信号処理部 2 2 5 はフレームを単位としてラインデータの集合をデータ格納部 2 2 8 から取得することができる。

【 0 0 2 0 】

次にカテーテル部 1 0 1 の全体構成について図 3 を用いて説明する。図 3 に示すように

10

20

30

40

50

、カテーテル部 101 は、血管内に挿入される長尺のカテーテルシース 301 と、ユーザが操作するために血管内に挿入されずユーザの手元側に配置されるコネクタ 302 により構成される。シースの先端には、ガイドワイヤルーメン 303 が形成されており、カテーテルシース 301 は、ガイドワイヤルーメン 303 との接続部からコネクタ 302 との接続部にかけて連続する管腔として形成されている。

【0021】

コネクタ 302 は、カテーテルシース 301 の基端に一体化して構成されたシースコネクタ 302a と駆動シャフトの基端に設けられ、駆動シャフトを回転可能に保持するように構成された駆動シャフトコネクタ 302b とからなる。シースコネクタ 302a とカテーテルシース 301 の境界部には、耐キンクプロテクタ 311 が設けられている。これにより所定の剛性が保たれ、急激な変化による折れ曲がり（キンク）を防止することができる。また、駆動シャフトコネクタ 302b には、カテーテルシース 301 の管腔内全体を超音波に対して造影作用を有する液体で満たすため、シリンジ（不図示）等の取り付けが可能な注入ポート 312 が備えられている。駆動シャフトコネクタ 302b の基端は、スキャナ/プルバック部 102 と接続可能に構成されている。

10

【0022】

図 4 は、血管内超音波診断装置 100 が本実施形態による画像処理を実現するための機能構成を示すブロック図である。また、図 5 は本実施形態による画像処理を説明するフローチャートである。信号処理部 225 は、たとえば不図示の CPU、ROM、RAM を有し、ROM に格納されたプログラムを実行することにより図 4、図 5 に示す各機能や処理を実現する。なお、信号処理部 225 において、それら機能の一部或いは全てが、専用のハードウェア回路により実現されても良い。以下、図 4、図 5 を参照して、本実施形態による画像処理について説明する。

20

【0023】

本実施形態では、超音波に対して造影作用を有する液体（以下、造影剤）の投入前後の、血管の動きの少ない所定期間（所定フレーム数）のフレーム群から高周波成分を除去した高周波成分除去画像を求め、これを利用して差分画像を生成する。まず、ステップ S501 において、抽出開始位置決定部 403 は、血管の動きの少ない期間から所定数のフレーム群を抽出するための、フレーム群の抽出開始位置を決定する。この処理について更に詳細に説明する。

30

【0024】

上述したように、データ格納部 228 は、A/D 変換器 224 から出力されるラインデータの集合であるフレーム（B-mode 画像（極座標系のデータ））を単位として格納する。ここで、A/D 変換器 224 から出力されるラインデータは、被検者の血管内の同位置で（プルバックは行わずに）取得された複数フレームの血管内断層像を形成するものである。フレーム取得部 401 は、データ格納部 228 に格納されたフレーム単位のラインデータの集合を取得する。心拍解析部 402 は、フレーム取得部 401 が取得した複数フレームにわたるラインデータを解析して当該被検者の心拍周期（血管の拍動の周期）を決定する。この処理については図 6 のフローチャート及び図 7 により後述する。抽出開始位置決定部 403 は、心拍解析部 402 で決定された心拍周期に基づいて、差分画像作成のために使用するフレーム群を抽出するための抽出開始位置を決定する。ここで、抽出開始位置は、心拍周期の間隔で所定数のフレームからなるフレーム群を抽出する際の、各フレーム群の先頭フレームの位置を示すものである。

40

【0025】

以下、心拍解析部 402 および抽出開始位置決定部 403 による、IVUS により取得した画像から自動的に心拍周期およびフレームの抽出開始位置を決定する処理を図 6、図 7 を参照して説明する。本実施形態による画像処理では、血管のそのものの動きができるだけ除去された状態で差分を取ることが必要である。一般に、血管は心拍と同期して伸縮を繰り返しているため、血管の動きはある程度周期的になる。このような心拍の周期は、たとえば、心電図（ECG）のデータを解析することで取得できる。しかしながら、本実

50

施形態では、心拍解析部 402 は、I V U S により取得された画像（ラインデータ）を利用して心拍の周期を求めるようにし、心電図計測装置等を不要とする。

【0026】

血管の動きの激しさは、画像の各画素の変化量となって現れる。I V U S 画像をみると、各画素の変化量は血管の収縮時期が最も大きいことがわかる。そこで、ステップ S 601、S 602 において、心拍解析部 402 は、データ格納部 228 に格納された所定数のフレーム、もしくは全てのフレームに対して、隣接するフレーム間の画素の差分値の総和を算出する。そして、ステップ S 603 において、心拍解析部 402 は、それら差分値の総和を時系列に並べる。図 7 の (a) に、連続する 2500 フレームについて取得された差分値の総和を時系列に並べた例を示す。

10

【0027】

次に、ステップ S 604 において、心拍解析部 402 は、ステップ S 603 までで生成したデータ（図 7 の (a)）に高速フーリエ変換（F T T）を施し、画像の動きの周波数を求める。ステップ S 604 の処理の結果の例を図 7 の (b) に示す。ステップ S 605 において、心拍解析部 402 は、ステップ S 604 で求めたデータから、拍動の周期を決定する。すなわち、心拍解析部 402 は、図 7 の (b) において、最も高いピーク値を有するピーク部分 701 の周波数を求め、これを血管の動き（拍動）の周波数 f_H （本例では、 $f_H = 0.908 \text{ Hz}$ ）に決定する。

【0028】

次に、ステップ S 606 において、心拍解析部 402 は、拍動の周波数に対応したフレーム数を、以下の (1) 式により算出する。

20

【数 1】

$$N(m) = m \frac{fps}{f_H} \quad \dots (1)$$

ここで、 $N(m)$ は拍動の周期に対応するフレーム数であり、 m は血管の動きの回数（拍動数）であり、 f_H は上述した血管の動きの周波数であり、 fps は I V U S 画像のフレームレート（フレーム / 秒）である。なお、本実施形態では、I V U S 画像のフレームレートを 30 fps とする。ここで、 $m = 1$ の場合、拍動の 1 周期内のフレーム数 $N(1) = 33$ （ $f_H = 0.908$ ）となる。

30

【0029】

ステップ S 607 において、抽出開始位置決定部 402 は、以上の結果からフレーム群の抽出開始位置を以下の (2) 式により決定する。

【数 2】

$$N_{start} = m \frac{fps}{f_H} + kN(1) + n_0 \quad \dots (2)$$

ここで、 N_{start} は、フレーム群の抽出開始位置を、 $kN(1)$ は血管の動きのピークから終了までのフレーム数を示し、 k は 0 ~ 1 までの有利数である。(2) 式においては、拍動の周期である $N(1)$ フレーム（33 フレーム）毎に訪れる収縮のピークから $kN(1)$ フレーム後を抽出開始位置 N_{start} としている。

40

【0030】

n_0 は解析を開始するフレーム数を表す。 n_0 は、ユーザが実際に解析を行う I V U S 画像を見て決定することもできるが、本実施形態では、以下の方法で自動的に n_0 を求め、よりユーザの負担を低減している。すなわち、図 7 の (a) に示したように時系列に並んだ差分値の総和データに対して、時間 0 から $N(1) / fps$ 以上の一定時間までにおけるピーク値を求め、その時間に対応したフレーム数を n_0 とする。このような方法によれば、 n_0 を決定するに際して、心電図等の信号をモニタする必要もなくなる。 n_0 は以下の (3) 式により表すことができる。

【数 3】

$$n_0 = \max X \quad \cdots (3)$$

$$X = \{x_0, x_1, \cdots, x_{t-1}, x_t\}$$

ただし、 $t = N(1) / \text{fps}$ であり、 x_t は時刻 t における差分値の総和データの値である。通常、この段階では $N(1)$ は不明であるため、予想される $N(1)$ よりも十分大きな値として設定する。 $N(1)$ は人の1心拍に対するフレーム数であるため、正常な心拍数が60～90回/秒であることを考慮すると、その3倍から5倍の値、すなわち180～300程度の値を取ればよい。本実施形態では、300とし、 $t = 300 / 30 = 10$ としている。

【0031】

以下、上記処理により取得される fps 、 f_H 、 k 、 n_0 の例を示す。

【表 1】

パラメータ	設定値
fps	30
f_H	0.908
k	0.2
n_0	11

【0032】

なお、上記表1の内容をLCDモニタ113に表示させ、 k の値等をユーザが設定、変更できるようにしても良い。また、 n_0 を自動的決定する方法としては、たとえば、心電図の波形データ（心電図のP、Q、R波の少なくともいずれか）を監視することで n_0 に該当する位置（例えば血管が最も収縮するタイミング）を算出することも可能である。

【0033】

以上のようにして、心拍解析部402、抽出開始位置決定部403により、抽出すべき各フレーム群の先頭フレームが決定される。図5に戻り、ステップS502、S503において、処理画像生成部404は抽出開始位置決定部403により決定された N_{start} で示される抽出開始位置から所定数の連続するフレームからなるフレーム群を抽出し、これらを用いて高周波成分除去画像と標準偏差画像を生成する。なお、処理画像生成部404は、造影剤が注入されていない状態における血管の超音波撮影により得られたフレーム群を参照フレーム群とし、参照フレーム群の画像から高周波成分除去画像と標準偏差画像を生成する。参照フレーム群の画像から生成した高周波成分除去画像と標準偏差画像をそれぞれ参照高周波成分除去画像、参照標準偏差画像と称し、これらは参照画像格納部405に保持される。また、造影剤が注入された状態を含む期間から抽出されたフレーム群を比較フレーム群とし、比較フレーム群の画像を用いて高周波成分除去画像と標準偏差画像を生成する。比較フレーム群の画像から生成した高周波成分除去画像と標準偏差画像をそれぞれ比較高周波成分除去画像、比較標準偏差画像と称し、これらは比較画像格納部406に保持される。なお、参照高周波成分除去画像と参照標準偏差画像は1つずつあればよく、1つのフレーム群から生成しておけばよい。これに対して、比較高周波成分除去画像と比較標準偏差画像は、造影剤が注入された状態を含む期間にわたる複数箇所から抽出されたフレーム群を用いて、複数組生成される。

【0034】

以下、処理画像生成部404による高周波成分除去画像と標準偏差画像の生成について説明する。まず、処理のために抽出開始位置から抽出されるべきフレームの数を設定する。このフレーム数は、ユーザにより所定のユーザインターフェースを用いて設定できるようにしても良い。但し、使用するフレーム数が少なすぎると高周波成分の除去が困難になり、また多すぎると必要以上にスムージングされて良好な結果が得られなくなる。本実施形態では10フレームとする。但し、抽出開始位置から抽出すべきフレームの数は、これに限られるものではない。また、脈の速い人や遅い人がいることから、(1)式で求めた

10

20

30

40

50

N(m)に基づいて抽出するフレーム数を決定するようにしても良い。例えば、N(m)の所定割合を抽出するフレーム数として設定するようにしても良い。

【 0 0 3 5 】

フレーム取得部 4 0 1 により得られるデータは 1 フレームがラインデータの集まりとして構成された画像 (B モード画像) である。処理画像生成部 4 0 4 は、抽出開始位置決定部 4 0 3 が決定した抽出開始位置 N_{start} から抽出したフレーム群の所定数のフレームから、以下の (4) 式により高周波成分除去画像を、(5) 式により標準偏差画像を生成する。なお、画像から高周波成分を除去するには一般にローパスフィルタが用いられ、そのようなローパスフィルタとしては、加算平均処理、FIR フィルタ、IIR フィルタなどが挙げられるが、本実施形態では (4) 式に示すように、ローパスフィルタとして加算平均処理を用いている。

10

【 0 0 3 6 】

【数 4】

$$y_{i-n_dj} = \frac{\sum_{k=1}^n x_{ij}^k}{n} \quad \dots (4)$$

【数 5】

$$sd_{i-n_dj} = \sqrt{\frac{1}{n} \left[\sum_{k=1}^n (x_{ij}^k)^2 - \left(\sum_{k=1}^n x_{ij}^k \right)^2 \right]} \quad \dots (5)$$

20

上記の (4) 式、(5) 式において、 y_{ij} は高周波成分除去画像の i 行 j 列における画素の輝度値を示し、 x_{ij}^k は k フレーム目の i 行 j 列ピクセル目の輝度値を示し、 n は加算フレーム数、すなわち 1 つのフレーム群を構成するフレームの数 (本例では $n = 10$) である。また、 sd_{ij} は標準偏差画像の i 行 j 列における画素の値 (標準偏差) である。さらに、 n_d は群遅延量と呼ばれる量であり、フィルタをかけることで発生する位相ずれの度合である。群遅延量 n_d は一般的に以下の (6) 式で表わされる。

【数 6】

$$n_d = -\frac{d\theta(\omega)}{d\omega} \quad \dots (6)$$

30

また、本実施形態では加算平均フィルタを用いるため、群遅延量 n_d は以下の (7) 式で表わされる。

【数 7】

$$n_d = \frac{TAP-1}{2} \quad \dots (7)$$

ここで TAP はフィルタの次数である。

【 0 0 3 7 】

40

次に、ステップ S 5 0 4 において、差分画像生成部 4 0 7 は、上記ステップ S 5 0 3 で求めた参照高周波成分除去画像と比較高周波成分除去画像の差分画像 I を以下の (8) 式により算出する。

【数 8】

$$I_{ij} = \begin{cases} y_{ij}^{img} - y_{ij}^{ref} & \text{if } y_{ij}^{img} - y_{ij}^{ref} > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots (8)$$

ここで、 y_{ij}^{img} は比較高周波成分除去画像の各画素の輝度値を、 y_{ij}^{ref} は参照高周波成分除去画像の各画素の輝度値を、 I_{ij} は差分画像 I の各画素の輝度値を表す。この差分画像 I を用いても血管の拍動が除去された状態で、プラークにおける新生血管の濃染をみ

50

ることができるが、本実施形態では、更に適切に新生血管を抽出できるようにするべく、標準偏差を利用して血管の拍動や回転による影響を除去した良好な画像を得る。

【 0 0 3 8 】

超音波に対して高輝度な造影を提供する造影剤を使用した場合、そのような造影剤が注入された部分は高輝度になる。よって、造影剤の注入のみを検出するために $y_{ij}^{img} - y_{ij}^{ref} > 0$ のみの変化を差分値として採用する。ただし、ヨード造影剤やリンゲル液といったような、超音波に対して低輝度な造影を提供する造影剤を使用した場合、そのような造影剤が注入された領域は一般的に輝度が下がるため、差分値として以下の (9) 式を用いても良い。

【 数 9 】

$$I_{ij} = |y_{ij}^{img} - y_{ij}^{ref}| \quad \dots (9)$$

10

【 0 0 3 9 】

ステップ S 5 0 5 において、濃淡判定部 4 0 8 は、参照標準偏差画像と比較標準偏差画像の和 (加算標準偏差画像) をステップ S 5 0 4 で得られた差分画像 I から減算し、画素値が負の画素はその画素値を 0 とすることで濃淡判定画像を生成する。この処理を (1 0) 式に示す。

【 数 1 0 】

$$dI_{ij} = I_{ij} - g(sd_{ij}^{img} + sd_{ij}^{ref})$$

$$P_{ij} = \begin{cases} dI_{ij} & \text{if } dI_{ij} > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots (10)$$

20

ここで、 sd_{ij}^{ref} は参照用のフレーム群における各画素の標準偏差を、 sd_{ij}^{img} は比較用のフレーム群における各画素の標準偏差を示す。 P_{ij} は、濃淡判定画像の i 行 j 列の画素値を示す。また、(1 0) 式の g は標準偏差を作用させる重みを表す係数である。

【 0 0 4 0 】

次に、ステップ S 5 0 6 において、カラーリング部 4 0 9 は、濃淡判定結果の P_{ij} に対してカラーリングを行い、着色画像を得る。例えば、赤、緑、青の 3 種類の色分けを行う場合には、それぞれそれぞれの閾値を P_r 、 P_g 、 P_b ($P_r > P_g > P_b$) とすると、以下のように各画素の色が決定される。なお、 $P_{ij} > P_b$ の画素は画素値を 0 とする。

30

(1) $P_{ij} > P_r$ のとき、当該画素を赤にする。

(2) $P_r > P_{ij} > P_g$ のとき、当該画素を緑にする。

(3) $P_g > P_{ij} > P_b$ のとき、当該画素を青にする。

【 0 0 4 1 】

続いて、画像表示部 4 1 0 は、カラーリング部 4 0 9 によって得られた着色画像を、差分画像の生成に使用した比較高周波成分除去画像にオーバーレイさせ、これを $x y$ 座標による 2 次元の画像に変換して、オーバーレイ画像として表示する。なお、オーバーレイにおいては、着色画像のうち画素値が 0 の部分は比較高周波成分除去画像の画素値がそのまま用いられ、画素値が赤、緑、青のいずれかであれば、当該画素値で比較高周波成分除去画像の画素値が置き換えられる。オーバーレイ画像の表示の詳細については、図 9、図 1 0 により後述する。

40

【 0 0 4 2 】

続いて、ステップ S 5 0 7 において、画像表示部 4 1 0 は、次に表示すべきオーバーレイ画像があるか否かを判定する。たとえば、図 9 に示すように複数枚のオーバーレイ画像を表示する場合には、少なくとも表示枚数に対応する回数だけ S 5 0 3 ~ S 5 0 6 の処理を繰り返す必要がある。次に表示すべきオーバーレイ画像があると判定された場合、処理はステップ S 5 0 8 に進み、抽出開始位置決定部 4 0 3 で決定された次のフレーム群の抽出開始位置から抽出されたフレーム群を比較フレーム群として、上述したステップ S 5 0 3 ~ S 5 0 6 の処理を繰り返す。なお、図 5 のフローでは、オーバーレイ画像を生成する

50

ごとに、次の抽出位置からフレーム群を取得している（S508）。しかしながら、これに限られるものではなく、たとえば、あらかじめ必要な比較フレーム群を抽出して、それぞれの比較高周波成分除去画像と比較標準偏差画像を算出しておくようにしてもよいことは明らかである。

【0043】

図8は、上述した処理、すなわち、フレーム群の抽出から濃淡判定画像を取得するまでの概要を示す図である。抽出開始位置決定部403によって決定された各抽出位置 N_{start} から所定枚数（本例では10枚）のフレームからなるフレーム群800、810、820、...が抽出される。ここで、フレーム群800は、造影剤が注入されていない状態においてIVUSにより取得された血管断層像群であり、処理画像生成部404はフレーム群800から参照高周波成分除去画像801と参照標準偏差画像802を生成する。また、フレーム群810、820は、撮影対象の血管部分において造影剤が注入された状態となっている期間においてIVUSにより取得された血管断層像群である。フレーム群810からは比較高周波成分除去画像811と比較標準偏差画像812が生成され、フレーム群820からは比較高周波成分除去画像821と比較標準偏差画像822が生成される。なお、図8では、参照高周波成分除去画像を生成するフレーム群800の取得タイミングを比較高周波成分除去画像を生成するフレーム群810、820、...の取得タイミングよりも前、すなわち造影剤注入前としているがこれに限られるものではない。参照高周波成分除去画像や参照標準偏差画像を生成するためのフレーム群は、造影剤注入から十分な時間を経過した後のタイミングで抽出されてもかまわない。

【0044】

処理画像生成部404はこれらフレーム群810、820からそれぞれ比較高周波成分除去画像811、821と比較標準偏差画像812、822を生成する。減算処理部861は（10）式にしたがって参照高周波成分除去画像801と比較高周波成分除去画像811の差分を計算し、これにより差分画像831が得られる。また、加算処理部862は、参照標準偏差画像802と比較標準偏差画像812の和を計算し、加算標準偏差画像832を生成する。さらに、減算処理部863は、（10）式に示すように、差分画像831と加算標準偏差画像832の差分を計算し、濃淡判定画像841を生成する。そして、濃淡判定画像841をカラーリングして着色画像を取得し、取得した着色画像と比較高周波成分除去画像811とをオーバーレイすることにより、オーバーレイ画像851が生成される。

【0045】

図9は本実施形態によるオーバーレイ画像の表示例を示す図である。本実施形態では、9枚のオーバーレイ画像が表示可能であり、造影剤を注入後の何拍目から表示させるかを指定する表示開始位置指定部901と、表示するオーバーレイ画像の間隔拍数指定部902を有する。図示の例では、表示開始位置はつまみ901aを移動することにより決定される。或いは、各フレーム群の先頭の画像を順次表示し、所望の画像をユーザが選択することにより、当該画像を先頭とするフレーム群を表示開始位置とするようにしても良い。また、表示間隔拍数指定部902で指定された表示間隔拍数で、オーバーレイ画像が表示される。すなわち、ステップS508で次の抽出開始位置 N_{start} を決定する際に、（2）式で用いる m の値を表示間隔拍数指定部902で指定された拍数ずつ増やす。図示の例では、表示間隔拍数として「10」が指定されているので、画像表示領域910の（1）に m 拍目のフレーム群から得られたオーバーレイ画像が表示されているとすると、（2）には $m+10$ 拍目のフレーム群から得られたオーバーレイ画像が表示されることになる。

【0046】

また、標準偏差係数指定部903では、つまみ904を移動することにより、標準偏差を作用させる重み（（10）式の g の値）を変えることができる。つまみ904が移動されて g の値が変更されると、上述したステップS505の処理が変更後の g を用いて実行され、ステップS506の処理により、オーバーレイ画像が生成される。なお、差分画像～オーバーレイ画像の生成は、表示中の拍数のものについてのみ行えばよい。また、閾値

設定部 906 により、ユーザはカラーリング時の閾値 (P_r 、 P_g 、 P_b) を指定することができる。

【0047】

マウス或いはタッチパネル等の操作により、画像表示領域 910 から所望の画像を選択すると、選択状態を示す枠 911 が表示される。図 9 の例では、5 番目のオーバーレイ画像が選択されている。この状態で ROI 指定ボタン 905 をクリックすると、図 10 に示す、ROI 指定画面へ移行する。画像表示領域 1001 には、ROI 指定ボタン 905 をクリックした時点で選択されていたオーバーレイ画像が表示される。このオーバーレイ画像中で、枠 1002 が設定されると、枠 1002 で示される領域が ROI として認識される。そして、対応する濃淡判定画像の ROI 内における差分値 (P_{ij}) のヒストグラムを作成し、ヒストグラム表示領域 1011 に表示する。また、上述したカラーリングの結果から、R、G、B にカラーリングされた画素数のヒストグラムを生成し、ヒストグラム表示領域 1012 に表示する。なお、1013 ~ 1015 は、閾値指定部 906 で指定されている閾値 (P_r 、 P_g 、 P_b) を示している。

10

【0048】

以上のように、ROI を指定した状態で、時系列表示ボタン 1017 をクリックすると、図 9 に示した画面に戻る。この場合、ROI 領域内においてカラーリング画像の各色の画素数が占める割合が、(1) ~ (9) に表示されたカラーリング画像ごとに算出され、912 に示すように表示される (本例では、R (赤)、G (緑)、B (青) の各画素の ROI における割合、すなわち、「R の画素数 / ROI の画素数」、「G の画素数 / ROI の画素数」、「B の画素数 / ROI の画素数」である)。なお、ROI は矩形領域に限られるものではなく、ユーザ操作により指定された複数のポイントをスプライン曲線や直線補間によって接続して得られる閉領域であっても良い。また、このとき (1) ~ (9) の各画像に ROI を示す枠を表示してもよい。

20

【0049】

なお、本実施形態では、上記ステップ S501 ~ S506 までの処理は、処理演算量の低減のために A ラインデータの集まり (B モード) である極座標系でのデータに対して行っているが、XY 座標系へ変換したデータを用いて上述したステップ S501 ~ S506 の各処理を行えることはいうまでもない。また、S501 における拍動の周波数を決定する処理に A ラインデータを用い、高周波成分除去画像と標準偏差画像の生成時に XY 座標系の変換を行うというように、どの処理でラインデータを用い、どの処理で x y 座標に変換された画像を用いるかは、当業者が適宜選択できるものである。また、体表超音波により取得された画像に適用することも可能である。

30

【0050】

また、本実施形態の抽出開始位置決定部 403 では、IVUS により取得された画像から拍動を検出し、当該拍動による影響がない期間を推定し、所定数のフレームからなるフレーム群を抽出するための位置を決定した。この手法によれば、IVUS により取得された画像からフレーム群の抽出位置を決定できるという利点がある。しかしながら、上述したように、フレーム群の抽出位置の決定方法はこれに限られるものではなく、心電図装置などの他の装置を用いて行うこともできる。この場合、本体制御部 111 は心電図装置を接続するためのインターフェースを有し、IVUS から取得される各フレームの画像と、心電図装置から取得される心電図データを時刻により対応付けてデータ格納部 228 に格納する。そして、心電図データを解析して、拍動による影響が少ない期間を特定し、フレーム群の抽出開始位置を決定する。そして、処理画像生成部 404 は、心電図データにおいて決定された抽出開始位置に対応する時刻と一致するフレームを先頭とする所定数のフレームからなるフレーム群をデータ格納部 228 から取得する。

40

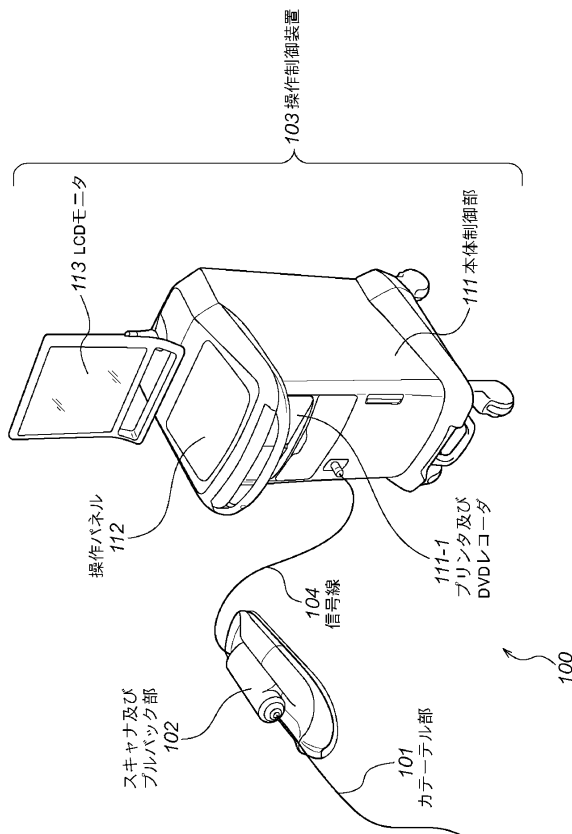
【0051】

以上のように、上記実施形態によれば、不安定ブランクにおいて増殖する新生血管を造影剤により撮影する場合に、ブランクによる (新生血管の) 濃染を明瞭に示す画像を生成することができる。特に、上記実施形態では、拍動による血管の動きが無いと推定される

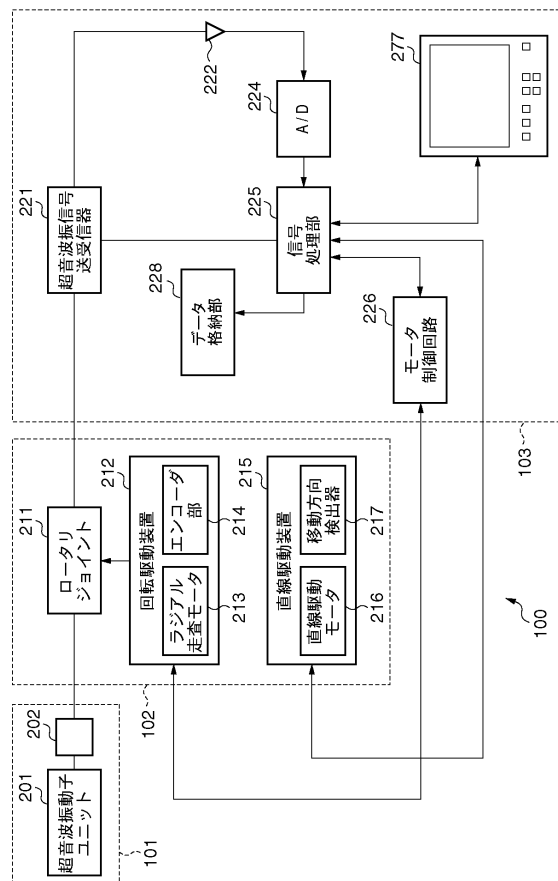
50

期間から抽出したフレーム群の画像の高周波成分除去画像から得られる各画素の差分値に、当該フレーム群の画像から得られる各画素の標準偏差を作用させている。これにより、心電図装置等を用いることなく、血管の拍動による動きや回転による動きを効果的に取り除くことができる。そのため、造影剤によるプラークの濃染をみて不安定プラークを検出することが容易となる。

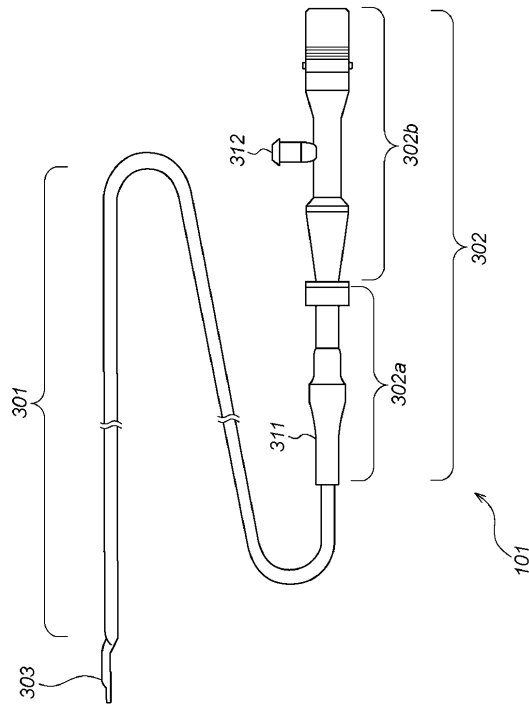
【図 1】



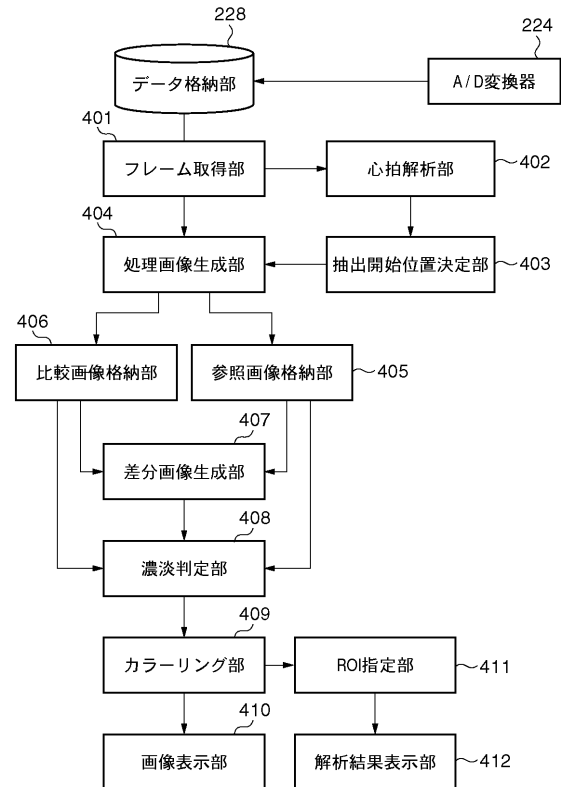
【図 2】



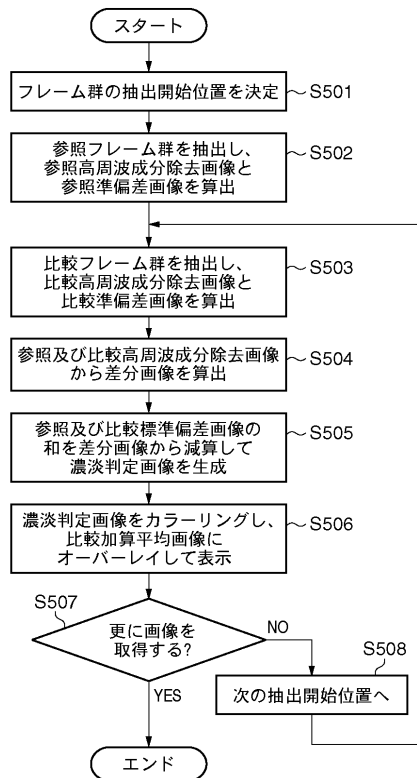
【図 3】



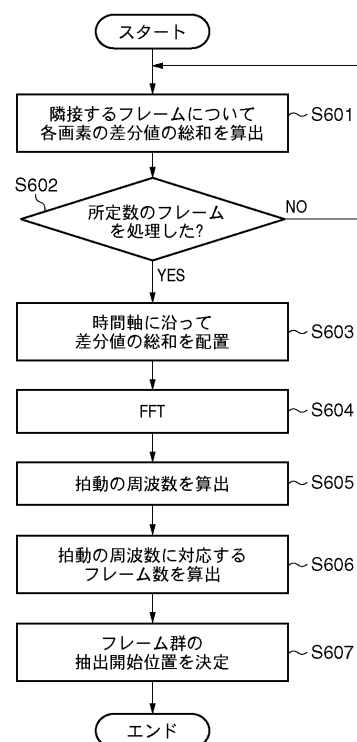
【図 4】



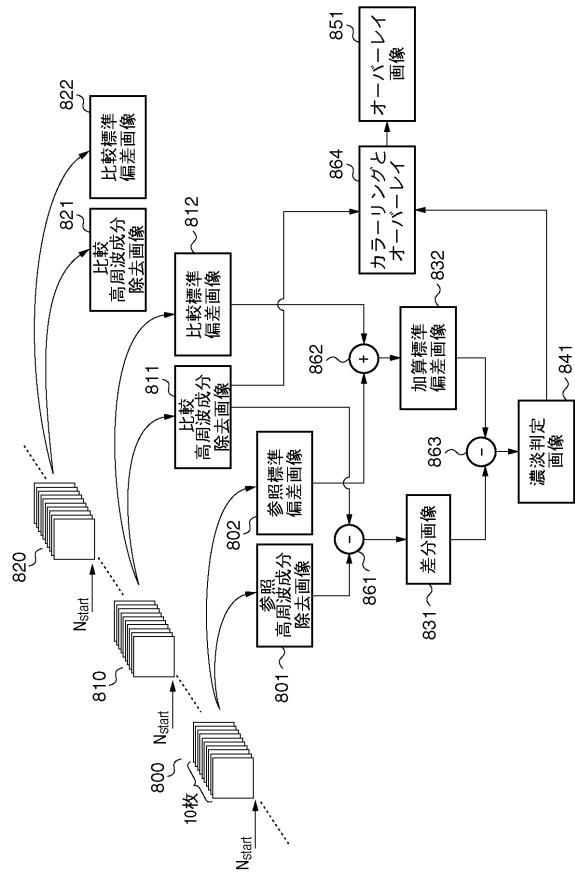
【図 5】



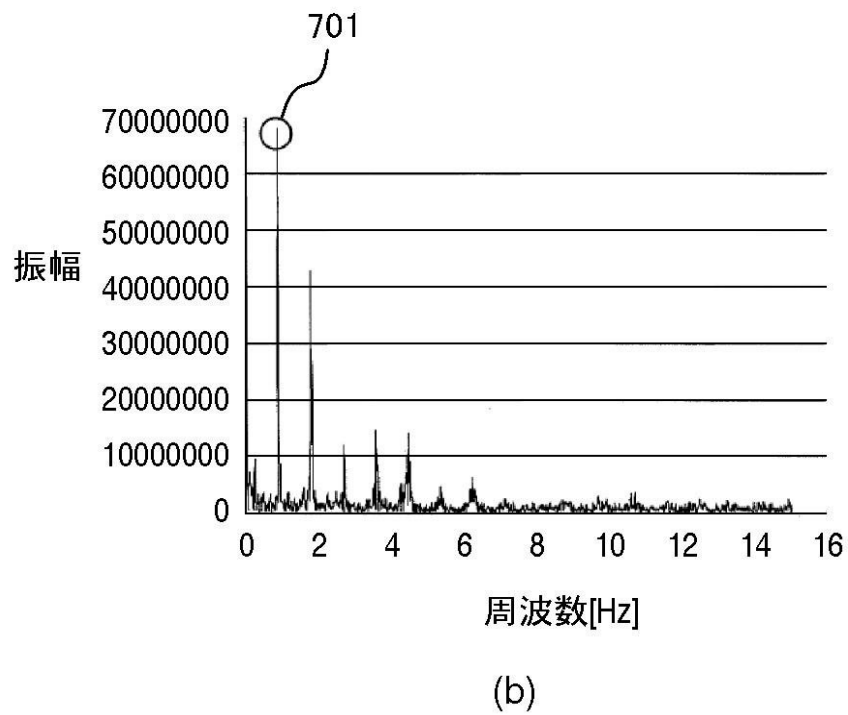
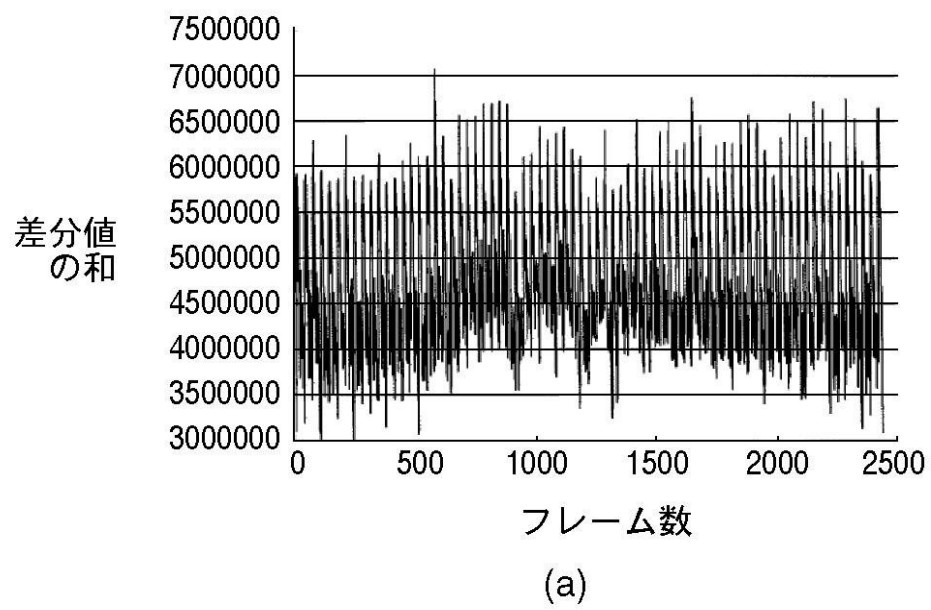
【図 6】



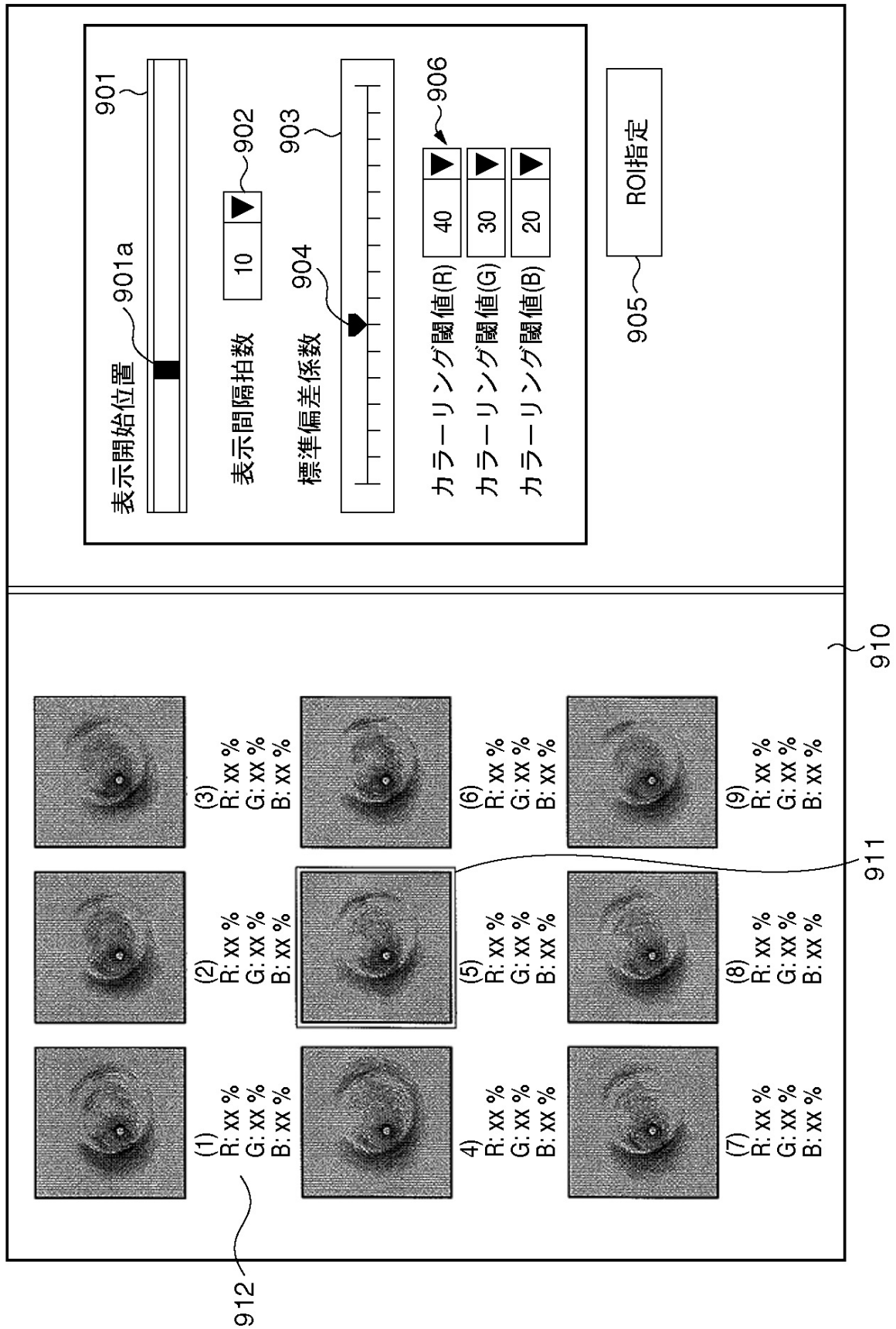
【図 8】



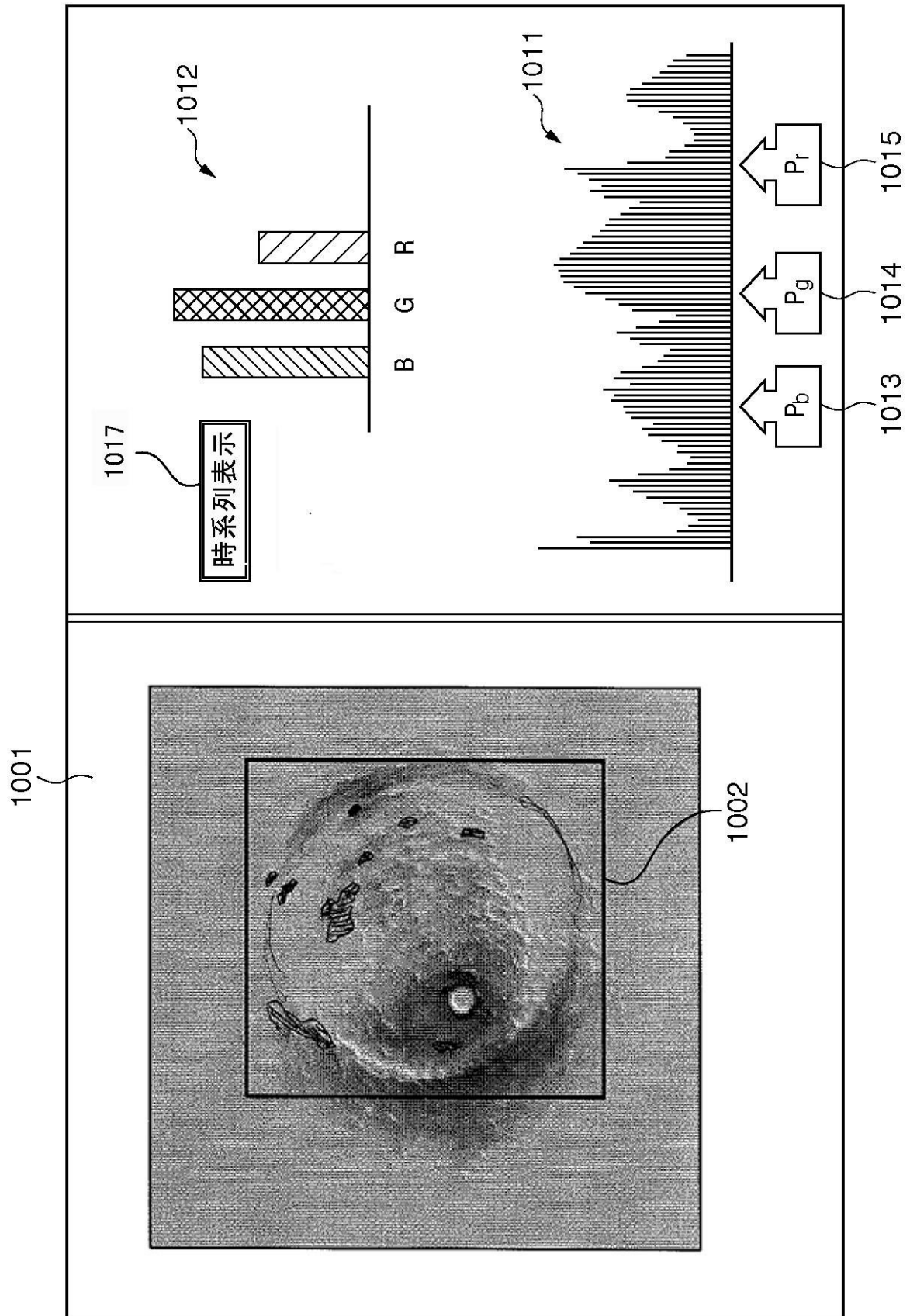
【図 7】



【図 9】



【図10】



フロントページの続き

- (74)代理人 100130409
弁理士 下山 治
- (72)発明者 小林 欣夫
千葉県千葉市中央区亥鼻 1 - 8 - 1 国立大学法人千葉大学医学部内
- (72)発明者 門平 忠之
千葉県千葉市中央区亥鼻 1 - 8 - 1 国立大学法人千葉大学医学部内
- (72)発明者 古市 淳也
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内
- (72)発明者 矢上 弘之
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開平 0 7 - 0 7 9 9 7 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 9 0 4 0 7 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 0 4 3 5 2 8 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 0 9 / 1 3 9 2 0 3 (W O , A 1)
特開平 0 9 - 0 9 8 9 5 7 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 4 / 0 8 9 2 2 1 (W O , A 1)
特開平 0 8 - 3 3 6 5 3 1 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 0

专利名称(译)	图像处理设备和方法		
公开(公告)号	JP5476569B2	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	JP2010073407	申请日	2010-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人千叶 泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人千叶 泰尔茂株式会社		
[标]发明人	小林欣夫 門平忠之 古市淳也 矢上弘之		
发明人	小林 欣夫 門平 忠之 古市 淳也 矢上 弘之		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB09 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/FE04 4C601/GA12 4C601/GA20 4C601/GA30 4C601/JB32 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK41 4C601/KK45 4C601/LL03		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2011200598A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供图像处理器和处理超声图像的方法，以便观察者可以容易地检测到易损斑块。解决方案：图像处理器检测到对象的脉动，估计一段时间而不受图像帧组脉动及其周期的影响，并生成参考高频分量滤波图像，其中基于高频分量滤除高频分量在估计时期的一个时期内的图像。此外，产生比较高频分量滤波图像，其中基于与估计周期的一个周期不同的其他周期中的图像滤除高频分量。另外，计算参考高频分量滤波图像和比较高频分量滤出图像之间的差异，以产生差分图像。显示差异图像，以便可以识别差异图像的差异值。

$$I_{start} = m \frac{fps}{f_H} + kN(1) + n_0$$