

(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2004-33732

(P2004-33732A)

(43) 公開日 平成16年2月5日(2004.2.5)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 8/06**
G06T 1/00
G06T 5/20

F 1

A 61 B 8/06
G 06 T 1/00 2 9 O D
G 06 T 5/20 A

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1
5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 48 O L 外国語出願 (全 47 頁)

(21) 出願番号 特願2003-74261 (P2003-74261)
 (22) 出願日 平成15年3月18日 (2003.3.18)
 (31) 優先権主張番号 101661
 (32) 優先日 平成14年3月19日 (2002.3.19)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 503067340
 ゾネア メディカル システムズ、インコ
 ーポレイテッド
 Zonare Medical Systems, Inc.
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 043 マウンテン・ビュー テラ・ベラ
 ・アヴェニュー 1061
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

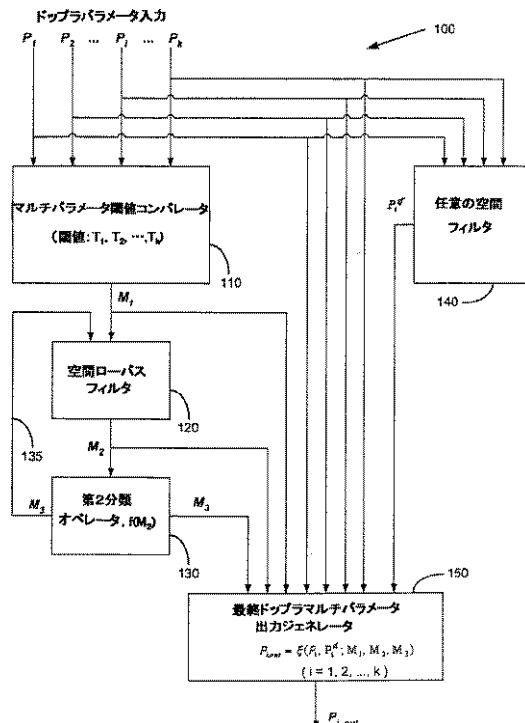
(54) 【発明の名称】超音波カラードップラライメージングの後処理のためのシステム及び方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ドップラ超音波画像の改善のためのドップラパラメータ後処理システムを構築する。

【解決手段】少なくとも1つのドップラパラメータ入力を閾値と比較し、第1マスクを生成するためのコンパレータを含む超音波イメージングのためのシステムについて開示している。空間フィルタはコンパレータに結合して第2マスクを生成し、分類オペレータは空間フィルタに結合されて第3マスクを生成する。分類オペレータは、所定の画素の値を何れかの隣接画素の値と比較し、何れかの非マジョリティ画素を隣接画素のマジョリティ値に再分類することが可能で、少なくとも1つのドップラパラメータを出力するマルチパラメータジェネレータをさらに含む。マルチパラメータジェネレータは少なくとも1つのドップラパラメータ入力と少なくとも1つの何れかのマスクに基づく関数関係を有する。第2空間フィルタはドップラパラメータ入力を受け取るように結合される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像処理のためのシステムであって：
少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力を閾値と比較し、結果を出力するコンパレータであって、前記結果を第 1 マスクとして用いる、コンパレータ；
第 2 マスクを生成するための前記コンパレータに結合した空間フィルタ；
第 3 マスクを生成するために前記空間フィルタに結合した分類オペレータ；並びに
前記マスクの何れかを受け入れるために、前記コンパレータ、前記空間フィルタ及び前記分類オペレータに結合したマルチパラメータジェネレータ；
から構成される、システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力を受け取るために、第 2 空間フィルタからさらに構成される、システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記第 2 空間フィルタは空間ローパスフィルタである、システム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記第 2 空間フィルタは空間ハイパスフィルタである、システム。

【請求項 5】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記第 2 空間フィルタは空間帯域通過フィルタである、システム。

20

【請求項 6】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記第 2 空間フィルタは多段式コンビネーションフィルタである、システム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記閾値は調節可能な値である、システム。

【請求項 8】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記閾値は固定値である、システム。

30

【請求項 9】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記空間フィルタは空間ローパスフィルタである、システム。

【請求項 10】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記空間フィルタはアジマスフィルタとレンジフィルタとから構成される、システム。

【請求項 11】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記第 3 マスクは前記空間フィルタである、システム。

【請求項 12】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記マルチパラメータジェネレータは、前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力及び少なくとも 1 つの何れかの前記マスクに基づく関数関係にしたがって、出力を生成する、システム。

40

【請求項 13】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記マルチパラメータジェネレータは、前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力及び少なくとも 1 つの何れかの前記マスクに基づく数学的組み合わせにしたがって、出力を生成する、システム。

【請求項 14】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記マルチパラメータジェネレータは、前記第 1 マスク、第 2 マスクおよび第 3 マスクの各々、そして前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力に適用される重み付けにしたがって、出力を生成する、システム。

50

【請求項 15】

請求項 2 に記載のシステムであって、前記マルチパラメータジェネレータは、前記第 2 空間フィルタにより修正される前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力に基づく関数関係にしたがって、出力を生成する、システム。

【請求項 16】

請求項 15 に記載のシステムであって、前記マルチパラメータジェネレータは、少なくとも 1 つの前記マスクの何れかを用いる前記第 2 空間フィルタにより修正される前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力についての数学的組み合わせにしたがって、出力を生成する、システム。

【請求項 17】

請求項 15 に記載のシステムであって、前記マルチパラメータジェネレータは、少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力を用いる前記第 2 空間フィルタにより修正される前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力についての数学的組み合わせにしたがって、出力を生成する、システム。

【請求項 18】

高周波画像処理のための方法であって：

少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力を関連する閾値と比較し、前記比較に基づいて結果を出力する段階；

前記結果を用いて第 1 マスクを生成する段階；

前記第 1 マスクを空間的にフィルタリングすることにより第 2 マスクを生成する段階； 20

前記第 2 マスクを分類することにより第 3 マスクを生成する段階；並びに

少なくとも 1 つのドップラパラメータ出力を生成するために前記マスクのうち少なくとも 1 つに多変量関数を適用する段階；

から構成される、方法。

【請求項 19】

請求項 18 の記載の方法であって、前期少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力を第 2 空間フィルタにより空間的にフィルタリングする、方法。

【請求項 20】

請求項 19 の記載の方法であって、前記第 2 空間フィルタは空間ローパスフィルタから構成される、方法。 30

【請求項 21】

請求項 19 の記載の方法であって、前記第 2 空間フィルタは空間ハイパスフィルタから構成される、方法。

【請求項 22】

請求項 19 の記載の方法であって、前記第 2 空間フィルタは空間帯域通過フィルタから構成される、方法。

【請求項 23】

請求項 19 の記載の方法であって、前記第 2 空間フィルタは空間多段式フィルタリングから構成される、方法。

【請求項 24】

請求項 18 の記載の方法であって、前記空間フィルタリングの段階は、空間ローパスフィルタを用いて前記第 1 マスクをフィルタリングする、方法。

【請求項 25】

請求項 18 の記載の方法であって、前記空間フィルタリングの段階は、アジマスフィルタとレンジフィルタとを用いて前記第 1 マスクをフィルタリングする、方法。

【請求項 26】

請求項 18 の記載の方法であって、前記第 3 マスクを空間的にフィルタリングする段階からさらに構成される、方法。

【請求項 27】

請求項 18 の記載の方法であって、前記分類は、所定のドップラパラメータ入力値を何れ 50

かの隣接画素の値と効果的に比較することに基づく、方法。

【請求項 28】

請求項18の記載の方法であって、前記関連する閾値を特定の特性を強調するように選択する、方法。

【請求項 29】

請求項18の記載の方法であって、前記多変量関数を前記少なくとも1つのドップラパラメータ入力に基づく相関関係を含むように選択する、方法。

【請求項 30】

請求項19の記載の方法であって、前記多変量関数を前期第2空間フィルタにより修正する前記少なくとも1つのドップラパラメータ入力に基づく相関関係を含むように選択する、方法。 10

【請求項 31】

請求項18の記載の方法であって、前記多変量関数は前記マスクのうち少なくとも1つに基づく相関関係を含む、方法。

【請求項 32】

請求項26の記載の方法であって、前記多変量関数は前記空間フィルタに結合する前記第3マスクに基づく相関関係を含む、方法。

【請求項 33】

超音波イメージングのためのシステムであって：

少なくとも1つのドップラパラメータ入力を閾値と比較し、結果を出力するコンパレータ 20 であって、前記結果は第1マスクを生成するために用いられ、前記コンパレータは前記少なくとも1つのドップラパラメータ入力の各々に関連する少なくとも1つの閾値を有する、コンパレータ；

第2マスクを生成するために前記コンパレータに結合した空間フィルタ；

第3マスクを生成するための前記空間フィルタに結合した分類オペレータであって、前記分類オペレータは所定の画素の値を隣接する画素の値と効果的に比較しそして何れかの所定の非マジョリティ画素を前記隣接画素のマジョリティ値に再分類する、分類オペレータ；

前記ドップラパラメータ入力を受け取るために結合された第2空間フィルタ；並びに 30 少なくとも1つのドップラパラメータを出力するためのマルチパラメータジェネレータであって、前記マルチパラメータジェネレータは前記少なくとも1つのドップラパラメータ入力、前記コンパレータ、前記空間フィルタ、前記分類オペレータ及び前記第2空間フィルタ、そして少なくとも1つの前記ドップラパラメータ入力及び前記少なくとも1つの何れかのマスクに基づく関数関係を有する、マルチパラメータジェネレータ；

から構成される、システム。

【請求項 34】

請求項33に記載のシステムであって、前記マルチパラメータジェネレータは、前記第2空間フィルタにより修正される少なくとも1つの前記ドップラパラメータ入力に基づく関数関係を有する、システム。

【請求項 35】

請求項33に記載のシステムであって、前記第2空間フィルタは空間ローパスフィルタである、システム。 40

【請求項 36】

請求項33に記載のシステムであって、前記第2空間フィルタは空間ハイパスフィルタである、システム。

【請求項 37】

請求項33に記載のシステムであって、前記第2空間フィルタは空間帯域通過フィルタから構成される、システム。

【請求項 38】

請求項33の記載のシステムであって、前記第2空間フィルタは空間多段式フィルタリン 50

グから構成される、システム。

【請求項 3 9】

請求項 3 3 の記載のシステムであって、前記空間フィルタは空間ローパスフィルタである、システム。

【請求項 4 0】

請求項 3 3 の記載のシステムであって、前記空間フィルタはアジマスフィルタとレンジフィルタとから構成される、システム。

【請求項 4 1】

請求項 3 3 の記載の方法であって、前記第 3 マスクは前記空間フィルタに結合される、システム。

10

【請求項 4 2】

超音波画像処理のための方法は：

少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力を関連する閾値と比較し、前期比各に基づいて結果を出力する段階；

前記結果を用いて第 1 マスクを生成する段階；

前記第 1 マスクを空間フィルタにより空間的にフィルタリングし、第 2 マスクを生成する段階；

前記第 2 マスクを分類する段階であって、前記分類は所定の画素の値を何れかの隣接画素の値と効果的に比較することを含み、何れかの所定の非マジョリティ画素を前記隣接画素のマジョリティ値に再分類する、段階；

20

第 2 マスクを分類することにより第 3 マスクを生成する段階；並びに

少なくとも 1 つのドップラパラメータを出力するためにマルチパラメータ関数を適用する段階であって、前記多変量関数は前期少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力と少なくとも 1 つの何れかの前記マスクとに基づく相関関係を含むように選択される、段階；

から構成される、方法。

【請求項 4 3】

請求項 4 2 に記載の方法であって、前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力は第 2 空間フィルタにより空間的にフィルタリングされる、方法。

【請求項 4 4】

請求項 4 2 に記載の方法であって、前記空間的フィルタリングの段階は空間ローパスフィルタを用いて前記第 1 マスクをフィルタリングする、方法。

30

【請求項 4 5】

請求項 4 2 に記載の方法であって、前記フィルタリングする段階はアジマスフィルタとレンジフィルタとを用いて前記第 1 マスクをフィルタリングする、方法。

【請求項 4 6】

請求項 4 2 に記載の方法であって、前記第 3 マスクを前記空間フィルタに結合させる段階よりさらに構成される、方法。

【請求項 4 7】

請求項 4 2 に記載の方法であって、前記閾値は特定特性を強調するために選択される、方法。

40

【請求項 4 8】

請求項 4 2 に記載の方法であって、前記多変量関数は前記第 2 空間フィルタにより修正される前記少なくとも 1 つのドップラパラメータ入力に基づく関数を含むように選択される、方法。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

(技術分野)

本発明は、超音波イメージングに関わり、特に、ドップラ超音波画像を改善し向上させるための方法及び装置に関する。

【0 0 0 2】

50

(背景技術)

超音波イメージングは、非侵襲性、低コストであり、速い応答時間と有することから、一種の診断手法としてよく用いられている。これらの特性は、他の利点として患者の放射線被曝を低減する必要のある医療分野で特に有用である。典型的には、超音波イメージングは、先ず超音波を生成して調査中の媒体内に導き、次いで、調査中の媒体内の異なる組織及び組織間の境界から反射して戻る結果として得られる波動を観察することにより、得られる。その得られる波動は信号として受け取られる。この受け取られた信号は、次いで後処理が施され、所定の位置から反射された波動の振幅に比例する強度をもつスポットをプロットすることによりスクリーンに画像化される。画像における特定のスポットの位置は、調査中の媒体内に超音波をパルス化して導いた後の既知の伝達及び再放射に基づいている。

10

【0003】

カラードップライメージングは、医療用超音波システムで用いられる超音波イメージングの变形である。カラードップライメージングは、患者の血液の流れのドップラ速度（または、エネルギー、またはそれら両方）を表示するために2次元のカラーマッピングされた画像を生成する。一般的に、カラー画像はドップラパラメータデータから導き出され、対応する2次元組織画像に重畠される。この重畠により、使用者が血液流の変化と対応する組織構造を同時に観察することを可能にする。

【0004】

次のような段階を実行することにより、ドップラパラメータデータを反射された超音波パルスから検出し、抽出することが可能である。即ち、1) 調査中の媒体にトランシューサにより複数の超音波パルスを伝達する段階、2) 伝達された複数の超音波パルスに対応するあらゆる戻り信号を受け取る段階、3) 受け取られた超音波パルスの各々について保存された位相情報を用いて、ビームストリーマにより2次元の複合画像を生成する段階、4) あらゆる静止した対象からの信号を取り除くために連続的に生成される複合画像全体に亘ってクラッタ（clutter）フィルタリングを適用する段階及び、5) 複数の超音波パルスに対応する連続的複合画像から、自動補正方法または他の手法により、それぞれのサンプリングポイントにおけるドップラパラメータデータを演算する段階、から構成される。

20

【0005】

一旦生成されたドップラパラメータデータは、通常は、後に処理される。後処理では、最終的な表示装置において見る生ドップラパラメータデータを調整する。ドップラパラメータデータの後処理は、通常は、次の工程から構成される。即ち、1) あらゆるランダムノイズまたは残留クラッタに対応するドップラパラメータデータからあらゆる画像サンプルを取り出すために1つまたはそれ以上の閾値を用いる段階、2) ドップラパラメータデータにいくつかの画像処理技術（例えば、スムージング、ノイズ低減等）を光学的に適用する段階及び3) ドップラパラメータデータのカラーマッピング及び走査変換を行う段階、から構成される。

30

【0006】

先行技術の超音波システムは、ソーティングまたは分類するために1つまたはそれ以上の閾値を用い、それにより、ドップラパラメータデータは、残余クラッタまたはノイズのある画像サンプルから対象の動いている目的物（例えば、血液の流れ）の画像サンプルを分離する。例えば、ドップラエネルギーの閾値の下限 E_T を設定し、 E_T より小さいドップラエネルギーを有するあらゆる画像サンプルをドップラエネルギーの画像から排除する。同様に、ドップラ速度の閾値の下限 V_T を設定し、 V_T より小さいドップラ速度の絶対値を有するあらゆる画像サンプルをドップラ速度の画像から排除する。また、ドップラパラメータデータの他のタイプに他のタイプの閾値を適用することが可能である。さらに、血液流のような、所期の動きのある目的物のみを現すあらゆる画像サンプルを確認するために、種々のタイプの閾値をドップラ速度の画像に一体化することが可能である。

40

【0007】

50

この方法の短所の一つは、2つの等級のドップラパラメータの画像サンプル（例えば、血液流とクラッタ／ノイズ）は、しばしば、パラメータ空間の重ね合わせを有する。したがって、それぞれの等級の多くのサンプルの分類ミスがよく起こる。このような分類ミスは、血液流領域における抜け落ち（即ち、見かけの静止領域）、または静止組織領域におけるランダムドップラノイズをもたらす。

【0008】

（発明の概要）

本発明の実施形態は、少なくとも1つのドップラパラメータの入力を閾値と比較して、その結果を出力するためのコンパレータを含む、ドップラ超音波イメージングのためのシステムである。その結果を第1マスクとして用いる。コンパレータは、各々のドップラパラメータ入力に関連する少なくとも1つの閾値を有する。第2マスクを生成するために、空間フィルタをコンパレータに連結する。第3マスクを生成するために、分類オペレータを空間フィルタに連結する。分類オペレータは、所定の画素の値を隣接画素の値と比較し、所定の非マジョリティ画素の値を隣接する画素のマジョリティ値に再分類する。本発明の実施形態はさらに、少なくとも1つのドップラパラメータを出力するためにマルチパラメータジェネレータを含む。マルチパラメータジェネレータは、少なくとも1つのドップラパラメータ入力と少なくとも1つのマスクとに基づく関数関係を有する。

【0009】

本発明の更なる実施形態は、少なくとも1つのドップラパラメータ入力を関連する閾値と比較し、その比較に基づいて結果を出力する段階を含むドップラ超音波画像処理のための方法である。その結果を用いて、第1マスクを生成する。次いで、空間フィルタを用いて第1マスクをフィルタリングすることにより、第2マスクを生成する。この方法は第2マスクを分類する。前記第2マスクを分類することにより、第3マスクを生成する。この分類する段階は、所定の画素の値を隣接する画素の値と効果的に比較すること及び所定の非マジョリティ画素を隣接画素のマジョリティ値に再分類することを、含む。少なくとも1つのドップラパラメータを出力するために、多変量関数を用いる。少なくとも1つのドップラパラメータと少なくとも1つのマスクに基づいて相関関係を盛り込むために、多変量関数を選択する。

【0010】

（発明の詳細な説明）

図1は、本発明にしたがったドップラパラメータ後処理システム100を示す。特に、本発明は、対象となっている種々のドップラパラメータを分類するために、複数のマスキング関数、これらマスキング関数の数学的結合及びドップラパラメータ入力を用いる。対象となっている典型的なドップラパラメータは、ドップラ速度に限定されることなく、ドップラエネルギー及び血液流、心臓組織等の動きのあるアイテムのドップラ速度変動を含んでいる。先行技術における一般的な分類ミスは、血液流領域における抜け落ち（即ち、見せかけの静止領域）、または静止組織領域におけるドップラノイズ（即ち、対象となっている見せかけの動きのあるパラメータ）を含む。本発明はこれらの分類ミスを低減する。

【0011】

図1は本発明の実施形態の概観であって、複数のドップラパラメータ入力を示し、複数の分類及びフィルタリングモジュールを含んでいる。具体的には、図1には、P1からPkまでのドップラパラメータ入力、最終のドップラパラメータ出力Pi,out、マルチパラメータ閾値コンパレータ110（即ち、第1分類オペレータ）、空間ローパスフィルタ120、第2分類オペレータ130、任意のフィードバックループ135、任意の空間フィルタ140及び最終ドップラマルチパラメータ出力ジェネレータ150、を含む。

【0012】

実際には、マルチパラメータ閾値コンパレータ110に複数のドップラパラメータ入力の経路を設定する。また、連結したドップラパラメータ入力を閾値と比較する前に、複数のドップラパラメータ入力を結合させるために、マルチパラメータ閾値コンパレータ110を用いることが可能である。また、任意に、任意の空間フィルタ140及び最終ドップラ

10

20

30

40

50

パラメータ出力ジェネレータ 150 にドップラパラメータ入力を導くことが可能である。これら任意の経路の各々については以下で説明する。

【0013】

マルチパラメータ閾値コンパレータ 110 は第 1 マスク M_1 を生成する。この第 1 マスク M_1 は空間ローパスフィルタ 120 に直接繋がり、そして、任意に、最終ドップラパラメータ出力ジェネレータ 150 に直接繋げることが可能である。第 1 マスク M_1 を空間ローパスフィルタ 120 の中を通過させた後、第 2 マスク M_2 が空間ローパスフィルタ 120 として生成する。第 2 マスク M_2 を第 2 分類オペレータ 130 に直接繋げ、また、最終ドップラパラメータ出力ジェネレータ 15 に直接繋げることも可能である。第 2 マスクを第 2 分類オペレータ 130 の中を通過させた後、第 3 マスク M_3 が第 2 分類オペレータ 130 の出力として生成する。マスク M_3 を最終ドップラパラメータ出力ジェネレータ 150 に直接繋げ及び／または、少なくとも 1 回またはそれ以上、任意のフィードバックループ 135 を経由して、空間ローパスフィルタ 120 の入力に経路を逆戻りさせる。第 3 マスク M_3 は空間ローパスフィルタ 120 により再びフィルタリングされ、第 2 分類オペレータ 130 により修正される。対象となっている各々のドップラパラメータについて最終ドップラパラメータ出力 $P_{i...out}$ を生成するために、最終ドップラパラメータ出力ジェネレータ 150 は、任意のまたはすべての前述のマスク、ドップラパラメータ入力及び任意のフィルタリングされたドップラパラメータ入力に関して、数学的演算を実行する。

【0014】

図 1 のフロー図についてのさらに詳細にみると、複数のドップラパラメータ入力 P_1 、 P_2 、…、 P_i 、…、 P_k はマルチパラメータ閾値コンパレータ 110 に繋がっている。マルチパラメータ閾値コンパレータ 110 は、各々のドップラパラメータ、またはドップラパラメータのうち 1 つ以上から導かれる新しいパラメータを、関連する閾値レベルと比較する。各々の閾値レベルは、所定のドップラパラメータまたは新しく導かれたパラメータに関連する所定の値を有する。第 1 マスク M_1 を生成するために、所定の論理方法を用いて、マルチパラメータ閾値コンパレータ 110 により実行される比較の結果を分類する。第 1 マスク M_1 はバイナリ出力（0 または 1）、または規格化された連続階調出力（例えば、0 及び 1 を含むこれらの間の任意の値）の形式をとることが可能である。

【0015】

1 つの模範的な実施形態において、所定のドップラパラメータ入力は、調査中の媒体における血液流のドップラ速度とすることが可能である。調査中の媒体の領域における画素に対して血液流のドップラ速度の絶対値が所定の閾値レベルより大きい場合、第 1 マスク M_1 の画素にバイナリ出力“1”を割り当てる。同様に、その速度の絶対値が所定の閾値レベルより小さい場合、第 1 マスク M_1 の画素にバイナリ出力“0”を割り当てる。“0”を生成した領域は、何らかの低速度のまたは静止した対象物を表すデータをマスキングし、それにより、そのような対象物が最終表示装置に表示されることを妨げる。

【0016】

他の模範的実施形態において、所定のドップラパラメータ入力は、調査中の媒体における血液流のドップラパラメータエネルギーとすることが可能である。調査中の媒体の領域における画素に対して血液流のドップラエネルギーが所定の閾値レベルより大きい場合、第 1 マスク M_1 の画素にバイナリ出力“1”を割り当てる。同様に、そのドップラエネルギーが所定の閾値レベルより小さい場合、第 1 マスク M_1 の画素にバイナリ出力“0”を割り当てる。“0”を生成した領域は、何らかの低いドップラエネルギーの対象物またはノイズを表すデータをマスキングし、それにより、そのような対象物が最終表示装置に表示されることを妨げる。

【0017】

マルチパラメータ閾値コンパレータ 110 を空間ローパスフィルタ 120 に繋げ、また、光学的に、最終ドップラマルチパラメータ出力ジェネレータ 150 に導くことが可能である第 1 マスク M_1 を出力する。

【0018】

10

20

30

40

50

空間ローパスフィルタ 120 は、例えば、2 次元フィルタ、レンジフィルタの後に設けるアジマスフィルタ、またはアジマスフィルタの後に設けるレンジフィルタとすることが可能である。第 1 マスク M_1 の所定の特徴に影響を及ぼすために、空間ローパスフィルタ 120 を第 1 マスク M_1 に適用することが可能である。例えば、空間ローパスフィルタ 120 を第 1 マスク M_1 に適用することにより、平滑な第 2 マスク M_2 を生成することが可能である。そのような空間ローパスフィルタは、粗くギザギザした境界を低減し、第 1 マスク M_1 において元々存在した小さい抜けを補うことが可能である。

【 0 0 1 9 】

好適には、追加の修正を行うために、第 2 マスク M_2 を第 2 分類オペレータ 130 に送る。さらに、任意の数学的方法により種々の他の入力と第 2 マスク M_2 を結合させることができある最終ドップラマルチパラメータ出力ジェネレータ 150 に、第 2 マスク M_2 を光学的に送ることが可能である。10

【 0 0 2 0 】

第 2 分類オペレータ 130 は、選択した数学的アルゴリズムと所定の閾値にしたがって、第 2 マスク M_2 を修正する。第 2 分類オペレータ 130 の出力は第 3 マスク M_3 を生成する。したがって、第 3 マスク M_3 は、第 2 マスク M_2 から数学的マッピングを得るものとみなすことが可能である。

【 0 0 2 1 】

本発明の 1 実施形態においては、第 2 マスク M_2 を閾値レベルと比較する。この閾値レベルの値は、マルチパラメータ閾値コンパレータ 110 における閾値レベルの値と同じにすることまたは同じにしないことが可能である。第 2 マスク M_2 が所定の閾値レベル、例えば閾値レベルが 0.5 より大きい場合、第 3 マスク M_3 にはバイナリ値 “1” が割り当てられる。同様に、第 2 マスク M_2 が閾値レベル 0.5 より小さい場合、第 3 マスク M_3 にはバイナリ値 “0” が割り当てられる。20

【 0 0 2 2 】

任意に、光学的フィードバックループ 135 により第 3 マスク M_3 を空間ローパスフィルタ 120 に帰還させることができる。この場合、第 3 マスク M_3 はさらなる処理に先立ち、再びフィルタリングされる。

【 0 0 2 3 】

何れかのドップラパラメータ入力をフィルタリングするために、任意の空間フィルタ 140 を用いることが可能である。任意の空間フィルタ 140 は、ハイパスフィルタまたはローパスフィルタとすることが可能であり、例えば、空間帯域通過フィルタまたはハイブリッド空間多段式フィルタとすることが可能である。任意の空間フィルタ 140 の出力はフィルタリングされたドップラパラメータ入力 $P_i^{s_f}$ を生成する。フィルタリングされたドップラパラメータ入力 $P_i^{s_f}$ は最終ドップラマルチパラメータ出力ジェネレータ 150 に直接送られる。30

【 0 0 2 4 】

何れかのマスク、ドップラパラメータ入力、または前述のフィルタリングされたドップラパラメータ入力を、最終ドップラマルチパラメータ出力ジェネレータ 150 で結合させることができます。それはドップラパラメータ後工程システムにおける後工程の最終段階である。数学的には、最終ドップラマルチパラメータ出力ジェネレータ 150 で実施されるこの後工程の関数関係は次式で表され、40

【 0 0 2 5 】

【 数 1 】

$$P_{i,out} = \xi(P_i, P_i^{sf}; M_1, M_2, M_3)$$

ここで、 P_i はドップラパラメータ入力、 P_i^{sf} は何れかのドップラパラメータ入力、そして

10

【0026】

【数2】

 $\xi()$

は任意のユーザ定義の関数とすることが可能である。最終出力を生成するために、 $M_1 \sim M_3$ の何れかのマスクと、1つまたはそれ以上の $P_1 \sim P_k$ のドップラパラメータ入力及びフィルタリングされたドップラパラメータ入力 P_i^{sf} と、を結合することが可能である。

20

【0027】

このドップラパラメータ後工程システム 100 の多段式分類操作は、所望のドップラパラメータを分類する（等級 A）領域において多くの抜けが満たされ、静止物体からのあらゆる不所望の信号を分類する（等級 B）領域においてノイズが少なく、先行技術のシステム及び方法に比較して 2 つの等級の間の境界が平滑である、結果がもたらされる。種々のマスクの組み合わせから追加情報を得ることが可能である。例えば、第 1 マスク M_1 から第 3 マスク M_3 への等級の変化を示す画像サンプルは何れも、($M_3 - M_1$) により識別される。そのようなマスクの組み合わせ技術は、もしあれば、ここで記述した実施形態を実行する間に、画像サンプルがそれらの等級を変えることを示す。

30

【0028】

図 2 は、フィルタリングのレベルを変化させることにより、最終ドップラパラメータ画像を生成するために用いられる模範的な 1 組のマスクを示している。この 1 組のマスクは、例えば、図 1 のシステムを用いることにより、生成される。

40

【0029】

第 1 マスク $M_{1,210}$ は、マルチパラメータ閾値コンパレータ 110 からの模範的出力である。第 1 マスク $M_{1,210}$ は、各々の軸に沿った任意の線形寸法単位と共に所定領域を示している。黒色部分は、ドップラパラメータ入力（例えば、血液流の速度）が選択された閾値レベルより小さい領域を表している。白色部分は、ドップラパラメータ入力が選択された閾値レベルより大きい領域を表している。

【0030】

第 1 マスク M_1 を生成するために、各々のドップラパラメータ入力、または大奥のドップラパラメータ入力の組み合わせから導かれる新しいパラメータを比較する。第 1 マスク M_1 を生成するために、比較の結果を処理する、次の 2 つの方法を用いることが可能である。即ち、それらは、1) 第 1 マスク M_1 としてマルチパラメータ閾値コンパレータ 110 から第 1 分類のバイナリ出力を生成する方法、または、2) 異なる第 1 マスク M_1 としてその閾値レベルの比較の結果を得るために、ドップラパラメータ入力 P のうち 1 つに関して閾値処理を実行することにより非バイナリまたは多段式出力を生成する方法、である。

【0031】

50

数学的に、前述の 1) の場合の第 1 実施形態の第 1 マスク M_1 は次式により表され、

$$M_1 = g (P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_k; T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_k)$$

ここで、 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_k$ はドップラパラメータ入力 $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_k$ の対応する閾値であり、 $g (\quad)$ は任意のユーザ定義関数を示す。このシナリオにおいて、マルチプルドップラパラメータ入力の各々を関連する閾値レベルと比較する。

【 0 0 3 2 】

例えば、第 1 マスク $M_1 210$ について考える。第 2 マスク $M_2 220$ を生成する第 1 マスク $M_1 210$ の平滑化バージョンを得るために、ローパスフィルタを第 1 マスク $M_1 210$ に適用する。第 1 マスク $M_1 210$ における所定のドップラパラメータ入力サンプルの隣接画素（隣接画素のサイズは空間フィルタのカーネルサイズによりに決定される）においてバイナリ値“0”がの数が“1”より少ない場合、所定のドップラパラメータ入力サンプルにおける第 2 マスク $M_2 220$ の値は閾値レベルより大きい。そうでない場合は、所定のドップラパラメータ入力サンプルにおける第 2 マスク $M_2 220$ の値は閾値レベルより小さい。これは、第 1 マスク $M_1 210$ に元々存在したあらゆる小さい“抜け”（数多くの 1 に囲まれた少ない 0）が満たされ、第 1 マスク $M_1 210$ に元々存在して散らばった“スパイク”（数多くの 0 に囲まれた少ない 1）がならされ、または全体的な価値が低下した性質を第 2 マスク $M_2 220$ が有することを意味する。

【 0 0 3 3 】

上述 2) の第 2 実施形態においては、第 1 マスク $M_1 210$ はバイナリではなく、多段式範囲を有することが可能である。この実施形態は、第 1 マスク $M_1 210$ と全く異なるアナログ第 1 マスクを生成する。グレースケール階調範囲を用いて、生成される。アナログ第 1 マスク M_1 は、バイナリ第 1 マスク M_1 を用いて認識することができないドップラパラメータ入力の特定な特徴を強化するために、アナログ第 1 マスク M_1 を用いることが可能である。アナログ第 1 マスク M_1 は、第 1 マスク M_1 のバイナリバージョンについて上述した 2 つの経路の一方または両方に繋げることが可能である。

【 0 0 3 4 】

第 3 マスク $M_3 230$ は、第 2 分類オペレータ 130 の出力とすることが可能であり（図 1）、第 2 マスク $M_2 220$ を修正する。この場合、第 3 マスク $M_3 230$ は第 2 マスク $M_2 220$ の関数である（即ち、 $M_3 = f (M_2)$ ）。このような関数関係の 1 例 $f (M_2)$ は、

$$M_2 > 0.5 \text{ の場合 } M_3 = 1$$

$$\text{そうでない場合 } M_3 = 0$$

により与えられる。

【 0 0 3 5 】

第 3 マスク $M_3 230$ のようなマスクを用いることにより、隣接画素からの情報に基づいて第 1 マスク M_1 における画素サンプルを有効的に再分類することにより、先行技術の方法およびシステムにおいてみられたような分類ミスを低減することが可能である。

【 0 0 3 6 】

第 3 マスク M_3 はまた、一般に、例えば、次のように定義される。

【 0 0 3 7 】

$$M_2 > M_1 \text{ の場合 } M_3 = 1$$

$$\text{そうでない場合 } M_3 = 0$$

ここで、 M_1 は他の閾値レベルの値である。したがって、結果として得られる第 3 マスク M_3 は、たぶん、第 3 マスク $M_3 230$ とはまったく異なったものとなる。例えば、他の実施形態において、対象の特定特性を強調する（例えば、所定レベルより大きい血液流エネルギーのみを表示する、または、それとは対照的に、心臓弁の動きのような運動している組織を見るために高エネルギーの血液流を慎重に削除する）ために、閾値 M_1 を選択することが可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

図3は、本発明の他の実施形態であって、ドップラ2パラメータ後処理システム300によるフィルタリングを種々のレベルを用いて一連のマスクを生成する、実施形態を示している。この実施形態は、ドップラパラメータ入力P1及びP2、2パラメータ閾値コンパレータ310、空間ローパスフィルタ320、第2分類オペレータ330、任意のフィードバックループ335、任意の空間フィルタ340、最終ドップラ2パラメータ出力ジェネレータ350及びマスクM₁～M₃、を含む。

【 0 0 3 9 】

本発明の1実施形態において、2ドップラパラメータ入力、ドップラ速度V及びドップラエネルギーEは、2パラメータ閾値コンパレータ310への入力として選択される。2パラメータ閾値コンパレータ310はそれぞれのドップラパラメータ入力を関連する閾値レベルと比較する。第1マスクM₁は、それぞれのドップラパラメータ入力の関連する閾値レベルとの比較に基づいて、生成される。

【 0 0 4 0 】

本発明の1実施形態において、第1マスクM₁は、第1マスクM₁の種々の範囲に対してバイナリ出力(0または1)を生成することが可能である。そのような場合であって、所望のドップラパラメータが調査中の媒体の非常に小さい領域についての血液流のドップラ速度であり、閾値を0.2に設定する場合、0.2より大きいあらゆる速度に対してバイナリ出力“1”を生成する。同様に、バイナリロジック出力“0”は0.2より小さいあらゆる速度に対して生成する。“0”が生成する範囲においては、低い速度のまたは静止している対象物はマスクされる。

【 0 0 4 1 】

本発明の他の実施形態において、対象のドップラパラメータは血液流エネルギーとすることが可能である。血液流エネルギーは、実際の血液流速度とは対照的に、血液流量を示すこととなる。例えば、血液流が超音波パルスに対して垂直である場合、血液速度は認識されないが、流れている血液の状態のエネルギーを尚も含んでいる。そのような場合、ドップラパラメータ入力のエネルギーを2パラメータ閾値コンパレータ310における閾値レベルと比較することが可能である。速度閾値レベル及びエネルギー閾値レベルは同じ値または異なる値にすることが可能である。

【 0 0 4 2 】

空間ローパスフィルタ320及び最終ドップラ2パラメータ出力ジェネレータ350の両方の入力に、一旦生成した第1マスクM₁を繋げることが可能である。

【 0 0 4 3 】

任意の空間フィルタ340は、各々のドップラパラメータ入力を直接受け取り修正することが可能である。任意の空間フィルタ340は、ハイパス空間フィルタまたはローパス空間フィルタの形態をとることが可能であり、例えば、空間帯域通過フィルタ、またはハイブリッド空間多段式フィルタとすることが可能である。任意の空間フィルタ340の出力は、フィルタリングされたドップラ速度及びフィルタリングされたドップラエネルギーに対して、フィルタリングされたドップラパラメータ入力V^{s f}及びE^{s f}をそれぞれ生成する。フィルタリングされたドップラパラメータV^{s f}及びE^{s f}は、最終ドップラ2パラメータ出力ジェネレータ350に直接繋げられる。

【 0 0 4 4 】

上述の、何れかのマスク、ドップラパラメータ入力及び/またはフィルタリングされたドップラパラメータ入力を、最終ドップラ2パラメータ出力ジェネレータ350に結合することが可能である。マスクの組み合わせは、最終出力を生成するために、数学的関数にしたがって結合することが可能であり、または、1つまたは両方のドップラパラメータ入力及びフィルタリングされたドップラパラメータ入力を用いた任意の方法で結合することが可能である。血液流速度及び血液流エネルギーのドップラパラメータ画像を生成するために、これらの出力を用いる。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

50

本発明の1実施形態において、最終ドップラ2パラメータ出力カジエネレータ350についての入出力間の数学的な関数関係は、次式のようになり、

$$V_{out} = M_3 \cdot [V^{sf} + M_1 \cdot (V - V^{sf})]$$

ここで、 V^{sf} は、任意の空間フィルタ340により得られたVの平滑化バージョンである。同様に、 E_{out} についての模範的アルゴリズムは数学的に次のように表すことが可能であり

$$E_{out} = M_3 \cdot [E^{sf} + M_1 \cdot (E - E^{sf})]$$

ここで、 E^{sf} は、任意の空間フィルタ340により再び得られたEの平滑化バージョンである。

【0046】

10

図3のドップラ2パラメータ後処理システム300を用いる本発明の他の実施形態において、ドップラパラメータ入力の速度V及びエネルギーEの関数関係から得られるドップラ2パラメータ閾値コンパレータ310の出力として、他の第1マスクM₁を定義することが可能であり、速度閾値レベルV_t及びエネルギー閾値レベルE_{t1}またはM₁ = g(V, E, V_t, E_{t1})は次のように定義され、

【0047】

【数3】

$$|V| > V_t$$

20

及びE > E_{t1}の場合、M₁ = E

そうでない場合、M₁ = 0

ここで、E_{t1}は第1ドップラエネルギー閾値である。この実施形態において、速度の値及びエネルギーの値の両方が各々のパラメータそれぞれの閾値レベルより大きい場合に限り、第1マスクM₁はドップラパラメータ入力のエネルギーEに等しい値をとることが可能である。

【0048】

本発明の1つの実施形態において、第2マスクM₂を生成する空間ローパスフィルタ320用いて、第1マスクM₁をフィルタリングする。一旦生成された第2マスクM₂は、後閾値即ち平滑化されたドップラパラメータ入力のエネルギーに相当し、オリジナルのドップラパラメータ入力における改善された信号対雑音比を有する。次のアルゴリズムにしたがって、第3マスクM₃を第2分類オペレータ330の出力として定義することが可能であり、

M₂ > E_{t2}の場合 M₃ = 1

そうでない場合 M₃ = 0

ここで、E_{t2}は第2エネルギー閾値レベルの値である。本発明の1つの実施形態において、E_{t2}の値がE_{t1}の値に比べて小さく設定される場合に、改善された結果を得ることが可能である。繰り返すが、さらなる処理に先立って再びフィルタリングすることが可能である場合、任意のフィードバックループ335により第3マスクM₃を空間ローパスフィルタ320に帰還することが可能である。そうでない場合、第3マスクM₃を最終ドップラ2パラメータ出力カジエネレータ350に繋げられる。

【0049】

40

本発明の他の実施形態において、ドップラ2パラメータ出力カジエネレータ350の出力は、数学的に次のように表すことが可能であり、

$$V_{out} = M_3 \cdot [V^{sf} + (M_2) \cdot (V - V^{sf})]$$

50

ここで、 (M_2) はマスク M_2 の関数であり、0~1の範囲内の値をとる。マスク M_2 が小さい（しかし、尚も E_{t_2} より大きい）とき、 M_2 は0に近づき、マスク M_2 が大きいとき、 M_2 は1に近づくように、関数 (M_2) は選択される。

【0050】

図4は、種々の処理段階の一連のドップラ速度画像データ出力を示している。速度についてのドップラパラメータ入力画像410は生画像であり、フィルタリングを施していないデータである。速度についてのドップラパラメータ入力410は、認識されない血管の境界の周辺範囲におけるドップラカラーノイズを含む。図4の画像420、430及び440は、以上のように説明した種々の他のマスクから生成されたものである。ドップラカラーノイズは血管の境界に関して混乱させる。しかしながら、これらの画像の進化により、血管の境界と静止した周囲の対象物から内側に動く血液流とを区別することは著しく容易になっている。10

【0051】

第1マスク M_1 を用いてマスキングされた通常の速度についてのドップラパラメータ入力410を、符号420として図4に示す。第1マスク M_1 は、第2マスク M_2 を得るために、空間ローパスフィルタ320を用いて、さらに区間的に平滑化される。第3マスク M_3 を、次のアルゴリズムにしたがった次のような模範的第2分類オペレータ330の出力として定義することが可能である。20

【0052】

$M_2 > 0.5$ の場合 $M_3 = 1$

そうでない場合 $M_3 = 0$

速度についてのドップラパラメータ入力410を、最終ドップラ2パラメータ出力ジェネレータ350の第3マスク M_3 と結合する。例えば、ドップラパラメータ速度出力画像430のような出力画像を生成するために、最終ドップラ2パラメータジェネレータ350において生成される結果を用いることが可能である。他の結果として得られるドップラパラメータ速度出力画像440は、速度についてのドップラパラメータ入力と先の最終ドップラ2パラメータ出力ジェネレータ350から定義されるアルゴリズムとの結合、即ち、 $V_{0_2} = M_3 \cdot [V^s f + M_1 \cdot (V - V^s f)]$ の効果を示している。これらの後半3つのドップラパラメータ出力画像420、430及び440の各々において、血液流の動き及びその関連の境界は、速度についてのドップラパラメータ入力410の生画像、即ちフィルタリングしていない画像において強化されたものである。30

【0053】

以上、開示した模範的なプロセス及び装置の実施形態の記述から、本発明の主旨から逸脱することなく、それら実施形態の変形及び付加が可能であることを、当業者は容易に理解するであろう。例えば、2次元の範囲ではなく、全体的な3次元のボリュームをドップラ画像として瞬時に表示することが可能であるシステムを思い浮かべることは容易である。3次元における具体化は、例えば、ホログラフィまたは他の任意の方法により達成することが可能である。3次元のマスキング及びその装置を構築することは、以上で開示した2次元のマスキングシステムの考え方から類推することは容易であろう。

【図面の簡単な説明】

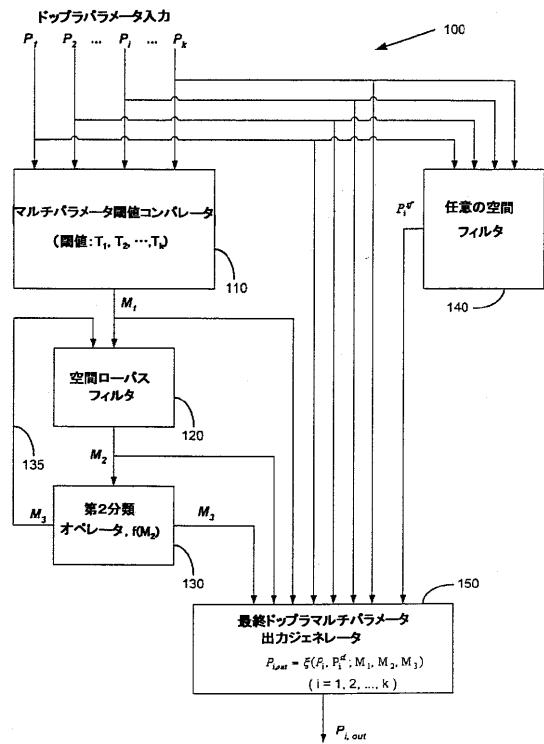
【図1】本発明のドップラパラメータ後処理システムの実施形態を示す図である。40

【図2】種々のフィルタリング及び分類により生成される一連のマスク画像を示す図である。

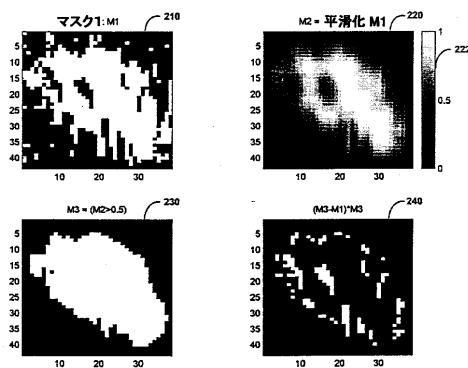
【図3】本発明の他の実施形態のドップラパラメータ後処理システムを示す図である。

【図4】本発明の異なる実施形態により生成される一連の速度画像を示す図である。

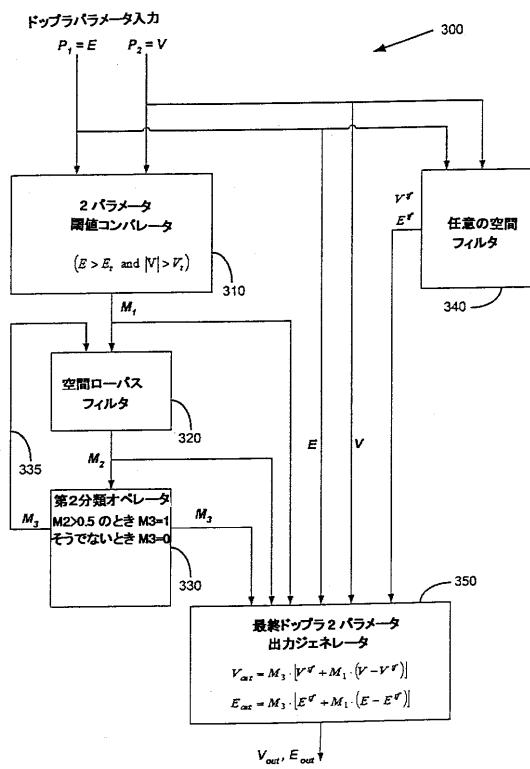
【図1】



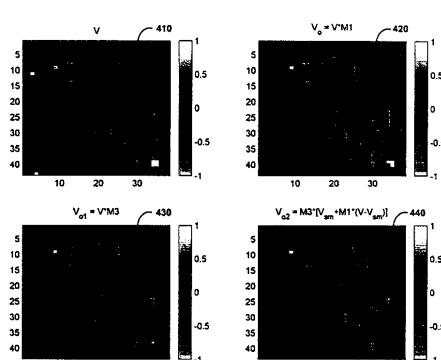
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 テイン - ラン ジ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95118 サン・ノゼ チャンバーティン・ドライヴ 5
823

(72)発明者 グレン マクラフリン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95070 サラトガ カミノ・バーコ 14016

Fターム(参考) 4C601 BB02 DE04 EE04 EE09 EE22 JB30 JB33 JB40 JB51 JB53

JC06 JC11 JC12 JC40

5B057 AA07 BA05 BA30 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08 CB12

CB16 CE02 CE03 CE05 CE06 CH09

【外國語明細書】

1. Title of Invention

**SYSTEM AND METHOD FOR POST-PROCESSING ULTRASOUND COLOR
DOPPLER IMAGING**

2. Claims

1. A system for ultrasonic image processing, comprising:
a comparator for comparing at least one Doppler parameter input to a threshold value
and outputting a result, said result used as a first mask;
a spatial filter coupled to said comparator for producing a second mask;
a classification operator coupled to said spatial filter for generating a third mask; and
a multi-parameter generator coupled to said comparator, said spatial filter, and said
classification operator for accepting any of said masks.
2. The system of claim 1, further comprising a second spatial filter coupled to
receive said at least one Doppler parameter input.
3. The system of claim 2, wherein said second spatial filter is a spatial low-pass
filter.
4. The system of claim 2, wherein said second spatial filter is a spatial high-pass
filter.
5. The system of claim 2, wherein said second spatial filter is a spatial band-pass
filter.
6. The system of claim 2, wherein said second spatial filter is a spatial multi-stage
combination filter.

7. The system of claim 1, wherein said threshold value is an adjustable value.
8. The system of claim 1, wherein said threshold value is a fixed value.
9. The system of claim 1, wherein said spatial filter is a spatial low-pass filter.
10. The system of claim 1, wherein said spatial filter is comprised of an azimuth filter and a range filter.
11. The system of claim 1, wherein said third mask is coupled to said spatial filter.
12. The system of claim 1, wherein said multi-parameter generator produces an output according to a functional relationship based on said at least one Doppler parameter input and at least one of any of said masks.
13. The system of claim 1, wherein said multi-parameter generator produces an output according to a mathematical combination on said at least one Doppler parameter input with at least one of any of said masks.
14. The system of claim 1, wherein said multi-parameter generator produces an output according to a weighting applied to each of said first, second, and third masks and to said at least one Doppler parameter input.

15. The system of claim 2, wherein said multi-parameter generator produces an output according to a functional relationship based on said at least one Doppler parameter input that is modified by said second spatial filter.
16. The system of claim 15, wherein said multi-parameter generator produces an output according to a mathematical combination on said at least one Doppler parameter input that is modified by said second spatial filter with at least one of any of said masks.
17. The system of claim 15, wherein said multi-parameter generator produces an output according to a mathematical combination on said at least one Doppler parameter input that is modified by said second spatial filter with said at least one Doppler parameter input.
18. A method for ultrasonic image processing comprising:
comparing at least one Doppler parameter input with an associated threshold value and
outputting a result based on said comparison;
generating a first mask using said result;
generating a second mask by spatially filtering said first mask;
generating a third mask by classifying said second mask; and
applying a multivariable function to at least one of said masks to produce at least one Doppler parameter output.

19. The method of claim 18, wherein said at least one Doppler parameter input is spatially filtered through a second spatial filter.
20. The method of claim 19, wherein said second spatial filter comprises a spatial low-pass filter.
21. The method of claim 19, wherein said second spatial filter comprises a spatial high-pass filter.
22. The method of claim 19, wherein said second spatial filter comprises a spatial band-pass filter.
23. The method of claim 19, wherein said second spatial filter comprises spatial multi-stage filtering.
24. The method of claim 18, wherein said spatial filtering step filters said first mask using a spatial low-pass filter.
25. The method of claim 18, wherein said spatial filtering step filters said first mask using a spatial azimuth filter and a range filter.

26. The method of claim 18, further comprising the step of spatially filtering said third mask.
27. The method of claim 18, wherein said classifying is based on effectively comparing a given Doppler parameter input value with values of any nearby neighboring pixels.
28. The method of claim 18, wherein said associated threshold value may be chosen to emphasize a particular feature.
29. The method of claim 18, wherein said multivariable function is chosen to include a functionality based on said at least one Doppler parameter input.
30. The method of claim 19, wherein said multivariable function is chosen to include a functionality based on said at least one Doppler parameter input that is modified by said second spatial filter.
31. The method of claim 18, wherein said multivariable function includes a functionality based on at least one of any of said masks.
32. The method of claim 26, wherein said multivariable function includes a functionality based on said third mask being coupled to said spatial filter.

33. A system for ultrasonic imaging, comprising:

a comparator for comparing at least one Doppler parameter input to a threshold value and outputting a result, said result used for generating a first mask, said comparator having at least one threshold value associated with each of said at least one Doppler parameter input;

a spatial filter coupled to said comparator for producing a second mask;

a classification operator coupled to said spatial filter for generating a third mask, said classification operator capable of effectively comparing a value of a given pixel to a value of any nearby neighboring pixels and reclassifying any given non-majority pixel to a majority value of said nearby neighboring pixels;

a second spatial filter coupled to receive said Doppler parameter input; and

a multi-parameter generator for outputting at least one Doppler parameter, said multi-parameter generator being coupled to said at least one Doppler parameter input, said comparator, said spatial filter, said classification operator, and said second spatial filter, and having a functional relationship based on at least one said Doppler parameter input and at least one of any of said masks.

34. The system of claim 33, wherein said multi-parameter generator has a functional relationship based on at least one said Doppler parameter input that is modified by said second spatial filter.

35. The system of claim 33, wherein said second spatial filter is a spatial low-pass filter.

36. The system of claim 33, wherein said second spatial filter is a spatial high-pass filter.
37. The system of claim 33, wherein said second spatial filter is a spatial band-pass filter.
38. The system of claim 33, wherein said second spatial filter is a spatial multi-stage combination filter.
39. The system of claim 33, wherein said spatial filter is a spatial low-pass filter.
40. The system of claim 33, wherein said spatial filter is comprised of an azimuth filter and a range filter.
41. The system of claim 33, wherein said third mask is coupled to said spatial filter.

42. A method for ultrasonic image processing comprising:
comparing at least one Doppler parameter input with an associated threshold value and
outputting a result based on said comparison;
generating a first mask using said result;
spatially filtering said first mask with a spatial filter and generating a second mask;
classifying said second mask, said classifying including effectively comparing a value of
a given pixel to a value of any nearby neighboring pixels and reclassifying any
given non-majority pixel to a majority value of said nearby neighboring pixels;
generating a third mask by classifying said second mask; and
applying a multi-parameter function to output at least one Doppler parameter, said
multivariable function being chosen to include a functionality based on said at
least one Doppler parameter input and at least one of any of said masks.
43. The method of claim 42, wherein said at least one Doppler parameter input is
spatially filtered through a second spatial filter.
44. The method of claim 42, wherein said spatial filtering step filters said first mask
using a spatial low-pass filter.
45. The method of claim 42, wherein said filtering step filters said first mask using
an azimuth filter and a range filter.
46. The method of claim 42, further comprising the step of coupling said third mask
to said spatial filter.

47. The method of claim 42, wherein said threshold value is chosen to emphasize a particular feature.
48. The method of claim 42, wherein said multivariable function is chosen to include a functionality based on said at least one Doppler parameter input that is modified by said second spatial filter.

3. Detailed Description of Invention

CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATIONS

Not Applicable.

BACKGROUND OF THE INVENTION

Field of the Invention

The present invention relates to ultrasonic imaging, and more particularly, to a method and apparatus for improving and enhancing Doppler ultrasonic images.

Description of the Background Art

Ultrasonic imaging is frequently used for a variety of diagnostic procedures because it is non-invasive, low cost, and has a fast response time. These qualities are especially valuable in medical fields where an added benefit is reducing or eliminating a patient's exposure to radiation. Typically, ultrasonic imaging is accomplished by first generating and directing an ultrasonic wave into a media under investigation, then observing any resulting waves that are reflected back from dissimilar tissues and tissue boundaries within the media under investigation. The resulting waves are received as signals. These received signals are then post-processed and imaged on a screen by plotting a spot whose intensity is proportional to the amplitude of a reflected wave from a given location. The location of a particular spot in an image is based upon a known transmission and re-radiation rate after an ultrasonic wave is pulsed into the media under investigation.

Color Doppler imaging is a version of ultrasonic imaging used in medical ultrasonic systems. Color Doppler imaging generates two-dimensional, color-mapped

images for displaying a Doppler velocity (or energy, or both) of a patient's blood flow.

Typically, a color image is derived from Doppler parameter data and is overlaid on a corresponding two-dimensional tissue image. This overlay allows the user to simultaneously view blood flow dynamics and underlying tissue structures.

Doppler parameter data can be detected and extracted from reflected ultrasonic pulses by practicing the following steps: 1) transmitting multiple ultrasonic pulses via a transducer to a media under investigation; 2) receiving any returned signals responsive to the transmitted multiple ultrasonic pulses; 3) generating, through a beamformer, a two-dimensional complex image with preserved phase information for each of the received ultrasonic pulses; 4) applying clutter filtering across consecutively generated complex images to remove signals from any stationary objects; and, 5) calculating Doppler parameter data at each sample point, through auto-correlation methods or other means, from consecutive complex images corresponding to the multiple ultrasonic pulses.

Once generated, the Doppler parameter data are normally post-processed. Post-processing prepares the raw Doppler parameter data for viewing on a final display device. Post-processing of Doppler parameter data typically includes:

- using one or more thresholds to exclude any image samples from Doppler parameter data that correspond to any random noise or residual clutter;
- optionally applying some image processing techniques (e.g., smoothing, noise reduction, etc.) to the Doppler parameter data; and,
- color mapping and scan conversion of the Doppler parameter data.

Prior art ultrasonic systems use one or more threshold values to sort, or classify, Doppler parameter data thereby separating image samples of moving targets of interest (e.g., blood flow) from the image samples of residual clutter or noise. For instance, a lower limit of a Doppler energy threshold, E_t , can be set to exclude any image samples having a Doppler energy smaller than E_t from an image of Doppler energy. Similarly, a lower limit of a Doppler velocity threshold, V_t , can be established to remove any image samples whose absolute value of Doppler velocity is less than V_t from an image of Doppler velocity. Other types of thresholds may also be applied to other types of Doppler parameter data. Further, various threshold types can be combined to identify any image samples that represent only a desired moving target, such as blood flow, in an image of Doppler velocity.

One of the shortcomings of this method is that image samples of two classes of Doppler parameter data (e.g., blood flow and clutter/noise) often have parameter space overlaps. Therefore, misclassifying a number of samples in each class is common. This misclassification results in either black holes (i.e., apparent stationary regions) in a blood flow region, or random Doppler noise (i.e., apparent moving targets of interest) in stationary tissue regions.

SUMMARY OF THE INVENTION

An embodiment of the invention is a system for Doppler ultrasonic imaging that includes a comparator for comparing at least one Doppler parameter input with a threshold value and outputting a result. The result is used as a first mask. The comparator has at least one threshold value associated with each Doppler parameter input. A spatial filter is coupled to the comparator for producing a second mask. A classification operator is coupled to the spatial filter for generating a third mask. The classification operator is capable of effectively comparing a value of a given pixel to a value of any nearby neighboring pixels and reclassifying any given non-majority pixel to a majority value of the nearby neighboring pixels. An embodiment of the invention further includes a multi-parameter generator for outputting at least one Doppler parameter. The multi-parameter generator has a functional relationship based on at least one Doppler parameter input and at least one of the masks. Furthermore, a second spatial filter is coupled to receive the Doppler parameter input.

A further embodiment of the invention is a method for Doppler ultrasonic image processing that includes comparing at least one Doppler parameter input with an associated threshold value and outputting a result based on the comparison. A first mask is generated using the result. A second mask is then generated by filtering the first mask with a spatial filter. The method classifies the second mask. A third mask is generated by classifying said second mask. The classifying step includes effectively comparing a value of a given pixel to a value of any nearby neighboring pixels and reclassifying any given non-majority pixel to a majority value of the nearby neighboring pixels. A multivariable function is used to output at least one Doppler parameter. The

multivariable function is chosen to include a functionality based on at least one Doppler parameter input and at least one of the masks.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

FIG. 1 shows a Doppler parameter post-processing system 100 in accordance with one embodiment of the invention. Among other things, the present invention uses multiple masking functions, mathematical combinations of these masking functions, and Doppler parameter inputs to classify various Doppler parameters of interest. Typical Doppler parameters of interest include, but are not limited to Doppler velocity, Doppler energy, and Doppler velocity variance of moving items such as blood flow, heart tissue, etc. Common misclassifications of prior art systems include black holes (i.e., apparent stationary regions) in a blood flow region, or Doppler noise (i.e., apparent moving parameters of interest) in stationary tissue regions. The present invention reduces these misclassifications.

An overview of an embodiment in accordance with FIG. 1 shows a plurality of Doppler parameter inputs and includes multiple classification and filtering modules. Specifically, FIG. 1 includes Doppler parameter inputs P_1 through P_n , final Doppler parameter output, P_{out} , multi-parameter threshold comparator 110 (i.e., the first classification operator), spatial low-pass filter 120, second classification operator 130, optional feedback loop 135, optional spatial filter 140, and final Doppler multi-parameter output generator 150.

In practice, the plurality of Doppler parameter inputs is routed to a multi-parameter threshold comparator 110. Multi-parameter threshold comparator 110 may also be used to combine a plurality of Doppler parameter inputs prior to comparing the combined Doppler parameter inputs to a threshold value. Optionally, Doppler parameter inputs may also be directed to an optional spatial filter 140, and a final

Doppler parameter output generator 150. Each of these optional paths is discussed infra.

Multi-parameter threshold comparator 110 generates a first mask M_1 . This first mask M_1 is either directed to a spatial low-pass filter 120, and optionally, may also be directed to final Doppler parameter output generator 150. After first mask M_1 is passed through spatial low-pass filter 120, a second mask M_2 is produced as an output of spatial low-pass filter 120. Second mask M_2 is directed to a second classification operator 130, and may also be directed to final Doppler parameter output generator 150. After second mask M_2 is passed through second classification operator 130, a third mask M_3 is produced as an output of second classification operator 130. Mask M_3 is either directed to final Doppler parameter output generator 150, and/or routed back, at least one more time, via an optional feedback loop 135, to the input of spatial low-pass filter 120. The third mask M_3 may again be filtered by spatial low-pass filter 120 and modified by second classification operator 130. The final Doppler multi-parameter output generator 150 performs a mathematical operation on any or all of the previously described masks, Doppler parameter inputs, and optionally filtered Doppler parameter inputs to produce a final Doppler parameter output, $P_{i,\dots}$, for each Doppler parameter of interest.

A more detailed inspection of the flow diagram in FIG. 1 shows multiple Doppler parameter inputs $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_k$ being routed to multi-parameter threshold comparator 110. Multi-parameter threshold comparator 110 compares each Doppler parameter, or a new parameter derived from more than one of the Doppler parameters, with an associated threshold level. Each threshold level has a pre-

determined value associated with a given Doppler parameter or newly derived parameter. Results of comparisons performed by multi-parameter threshold comparator 110 are grouped in certain logical manners to generate first mask M_1 . First mask M_1 may take the form of either binary outputs (0 or 1), or a normalized, continuous-tone output (e.g., any value between 0 and 1, inclusive).

In one exemplary embodiment, a given Doppler parameter input may be a Doppler velocity of blood flow in a media under investigation. If an absolute velocity of the Doppler velocity of blood flow for a pixel in a region of the media under investigation is above a given threshold level, then a binary output of "1" is assigned to that pixel in first mask M_1 . Similarly, if the absolute value of velocity is below the given threshold, a binary output of "0" is assigned to that pixel in first mask M_1 . The areas where a "0" is generated will mask data representing any low-velocity or stationary objects, thereby preventing such objects from appearing on a final display.

In another exemplary embodiment, a given Doppler parameter input may be a Doppler parameter energy of blood flow in a media under investigation. If the Doppler energy of blood flow for a pixel in a region of the media under investigation is above a given threshold level, then a binary "1" is assigned to that pixel in first mask M_1 . Similarly, if the Doppler energy is below the given threshold, a binary output of "0" is assigned to that pixel in first mask M_1 . The areas where "0's" are generated will mask data representing any low Doppler energy objects or noise, thereby preventing such objects from appearing on a final display.

Multi-parameter threshold comparator 110 outputs first mask M_1 , which may be routed to spatial low-pass filter 120 and optionally, may also be directed to final Doppler multi-parameter output generator 150.

Spatial low-pass filter 120 may be, for example, a two-dimensional filter, an azimuth filter followed by a range filter, or a range filter followed by an azimuth filter. Spatial low-pass filter 120 is applied to first mask M_1 to affect certain aspects of first mask M_1 . For example, application of spatial low-pass filter 120 to first mask M_1 may produce a smoothed second mask M_2 . Such spatial low-pass filtering reduces the harsh and jagged boundaries and can also fill in small holes that might originally exist in first mask M_1 .

Second mask M_2 is preferably routed to the second classification operator 130 to receive additional modification. In addition, second mask M_2 may optionally be directed to final Doppler multi-parameter output generator 150 where the second mask M_2 may be combined in some mathematical form with various other inputs.

Second classification operator 130 modifies second mask M_2 according to a chosen mathematical algorithm and a pre-determined threshold. The output of second classification operator 130 produces third mask M_3 . Consequently, third mask M_3 can be considered as having a mathematical mapping from second mask M_2 .

In one embodiment, second mask M_2 is compared to a threshold level. A value of this threshold level may or may not be the same as a value of a threshold level in multi-parameter threshold comparator 110. If second mask M_2 is above a given threshold level, for example, a threshold level of 0.5, then third mask M_3 is assigned a

binary value of "1." Similarly, if second mask M_2 is below the threshold level of 0.5, then third mask M_3 is assigned a binary value of "0."

Optionally, third mask M_3 may be fed back to spatial low-pass filter 120 via optional feedback loop 135. In this case, third mask M_3 is again filtered prior to further processing.

Optional spatial filter 140 may be used to filter any of the Doppler parameter inputs. Optional spatial filter 140 may be a high-pass or low-pass spatial filter, a spatial bandpass filter, or a hybrid spatial multi-stage filter, for example. An output of optional spatial filter 140 produces a filtered Doppler parameter input, P_i^F . Filtered Doppler parameter input P_i^F is routed directly into final Doppler multi-parameter output generator 150.

Any of the masks, Doppler parameter inputs, or filtered Doppler parameter inputs described may be combined in final Doppler multi-parameter output generator 150, which is the final step of post-processing in Doppler parameter post-processing system 100. Mathematically, a functional relationship for this final step of post-processing occurring in final Doppler multi-parameter output generator 150 may be written as

$$P_{i,out} = \xi(P_i, P_i^F; M_1, M_2, M_3)$$

where P_i is any Doppler parameter input, P_i^F is any filtered Doppler parameter input, and $\xi(\)$ may be any arbitrary user-defined function. Any of the masks M_1 through M_3 may be combined with one or more Doppler parameter inputs P_1 through P_k and filtered Doppler

parameter inputs P_i'' to form final outputs. These outputs may be used, for example, to create Doppler parameter images.

This multi-stage classification operation of Doppler parameter post-processing system 100 results in more holes being filled in a region where a wanted Doppler parameter is classified (class A), less noise in a region where any unwanted signals from stationary targets are classified (class B), and a smoothing of borders between the two classes as compared to prior art systems and methods. Additional information may be obtained from combinations of the various masks. For example, any image samples exhibiting a change in class from first mask M_1 to third mask M_3 can be identified by $(M_3 - M_1)$. Such a mask combination technique indicates which, if any, image samples changed their classes during the embodiments described herein.

FIG. 2 shows an exemplary series of masks used for producing the final Doppler parameter images with varying levels of filtering. This series of masks could, for example, be produced using the system of FIG. 1.

First mask M_1 210 is an exemplary output from multi-parameter threshold comparator 110. First mask M_1 210 shows an area with arbitrary linear dimensional units along each axis. Black areas indicate a region where a Doppler parameter input (for example, the velocity of blood flow) was below a selected threshold level. White areas indicate a region where a Doppler parameter input was above a selected threshold level.

To generate a first mask M_1 , each Doppler parameter input, or a new parameter derived from a combination of many Doppler parameter inputs, is compared

interest. Two methods may be used to process the results of a comparison to generate a first mask M_1 :

- 1) generate a binary output of a first classification from multi-parameter threshold comparator 110 as a first mask M_1 ; or
- 2) generate a non-binary or continuous-tone output by performing a threshold operation on one of the Doppler parameter inputs, P_i , to obtain a result of its threshold level comparison as a different first mask M_1 .

Mathematically, a first mask M_1 of the first embodiment described in case 1) above can be written as

$$M_1 = g(P_x, P_y, \dots, P_z, \dots, P_k; T_x, T_y, \dots, T_z, \dots, T_k)$$

where $T_x, T_y, \dots, T_z, \dots, T_k$ are the corresponding thresholds for Doppler parameter inputs $P_x, P_y, \dots, P_z, \dots, P_k$ and $g(\cdot)$ indicates an arbitrary user-defined function. In this scenario, multiple Doppler parameter inputs are each compared to an associated threshold level.

For example, consider a first mask M_1 , 210. A low-pass spatial filter is applied to the first mask M_1 , 210 to obtain a smoothed version of first mask M_1 , 210 producing a second mask M_2 , 220. If there are fewer numbers of 0's than 1's in adjacent and nearby pixels of a given Doppler parameter input sample (a size of a nearby pixel neighborhood is determined by a kernel size of a spatial filter) in first mask M_1 , 210, a value of the second mask M_2 , 220 at that given Doppler parameter input sample will be larger than a threshold level. Otherwise, a value for a particular Doppler parameter input sample will be smaller than the threshold level. This means that the second mask M_2 , 220 has a characteristic that any small "holes" (a few 0's surrounded by many 1's)

originally appearing in first mask M_1 , 210 will be filled, and any scattered "spikes" (a few 1's surrounded by many 0's) originally appearing in first mask M_1 , 210 will be flattened, or reduced in overall value.

In the second embodiment described in case 2) above, first mask M_1 is not binary but may have a continuous tone range. This embodiment will produce an analog first mask that is quite different from first mask M_1 , 210. An analog first mask M_1 is created using a gray-scale tonality range. An analog first mask M_1 may be used to emphasize particular aspects of Doppler parameter inputs not otherwise discernible using a binary first mask M_1 . Analog first mask M_1 may also continue on to either or both of the two routes described previously for the binary version of first mask M_1 .

Third mask M_3 , 230 may be an output of second classification operator 130 (FIG. 1), modifying second mask M_2 , 220. In this case, third mask M_3 , 230 is a function of second mask M_2 , 220 (i.e., $M_3 = f(M_2)$). One example of such a functional relationship, $f(M_2)$, is given by

$$\begin{aligned} & \text{if } M_2 > 0.5 \\ & \quad \text{then } M_3 = 1, \\ & \quad \text{else } M_3 = 0 \end{aligned}$$

Using a mask such as third mask M_3 , 230 reduces the likelihood of misclassification over prior art methods and systems by potentially reclassifying pixel samples in first mask M_1 based on information from nearby neighboring pixels.

Third mask M_3 could also be generally defined, for instance, as:

$$\begin{aligned} & \text{if } M_2 > M_c \\ & \quad \text{then } M_3 = 1, \\ & \quad \text{else } M_3 = 0 \end{aligned}$$

where M_i is a value of another threshold level. Consequently, a resulting third mask M_j could conceivably be quite different from the third mask $M_j 230$. For example, in another embodiment, a threshold value M_i may be chosen to highlight a particular feature of interest (e.g., displaying only blood flow energies exceeding a given level or, in contrast, deliberately excluding high energy blood flow to view moving tissue, such as the movement of a heart valve).

FIG. 3 shows another embodiment of the invention that generates a series of masks using various levels of filtering through Doppler two-parameter post-processing system 300. This embodiment includes Doppler parameter inputs P_1 and P_2 , two-parameter threshold comparator 310, spatial low-pass filter 320, second classification operator 330, optional feedback loop 335, optional spatial filter 340, final Doppler two-parameter output generator 350, and masks M_1 through M_j .

In one embodiment, two Doppler parameter inputs, Doppler velocity, V , and Doppler energy, E , are selected as inputs to two-parameter threshold comparator 310. Two-parameter threshold comparator 310 compares each Doppler parameter input to an associated threshold level. A first mask M_1 is generated based on a comparison of values of each Doppler parameter input with the input's associated threshold level.

In one embodiment, the first mask M_1 could take the form of binary outputs (0 or 1) for various areas of the first mask M_1 . In such a case, if a desired Doppler parameter is the Doppler velocity of blood flow for a particular small region of the media under investigation, and the threshold was set at 0.2, then a binary output of "1" would be generated for any velocity above 0.2. Likewise, a binary logic output of "0"

would be generated for any velocity below 0.2. In areas where a "0" has been generated, low-velocity or stationary objects will be masked.

In another example, the Doppler parameter of interest could be an energy of blood flow. Energy of blood flow gives an indication of the amount of blood flow, as opposed to an actual velocity of blood flow. For instance, if a blood flow is perpendicular to the ultrasonic wave pulse, then the velocity of blood will be unknown, but still contains energy in the form of flowing blood. In such a case, a Doppler parameter input of energy may be compared to a threshold level in two-parameter threshold comparator 310. The velocity and energy threshold levels may be the same value or different values.

Once generated, the first mask M_1 may be routed to the inputs of both spatial low-pass filter 320 and final Doppler two-parameter output generator 350. Spatial low-pass filter 320 may be the same or similar to the low-pass filter as described and discussed in connection with FIG. 1. Also, like the embodiment described and discussed in connection with FIG. 1, spatial low-pass filter 320 generates second mask M_2 . Final Doppler two-parameter output generator 350 will be discussed infra.

In one embodiment, second mask M_2 is routed directly into second classification operator 330 to receive additional modification. Second classification operator 330 modifies second mask M_2 according to a mathematical algorithm. An output of second classification operator 330 is a third mask M_3 , which has a mathematical relationship to second mask M_2 .

In one embodiment, second classification operator 330 compares second mask M_2 to a threshold level. The value of this threshold level may or may not be the

same value as the threshold level in two-parameter comparator 310. Using thresholding, if a particular area within second mask M_2 is above a given level, for example, a threshold level of 0.5, then that area in third mask M_3 receives a binary value of "1." Similarly, if an area within second mask M_2 is below a threshold level of 0.5, then that area in third mask M_3 receives a binary value of "0." This type of comparison takes place for each of the two Doppler parameter inputs of energy and velocity.

Optionally, third mask M_3 may be fed back to spatial low-pass filter 320 via optional feedback loop 335. In such a case, third mask M_3 is again filtered prior to further processing.

Optional spatial filter 340 may receive and modify each of the Doppler parameter inputs directly. Optional spatial filter 340 may take the form of a high-pass or low-pass spatial filter; a spatial bandpass filter, or a hybrid spatial multi-stage filter, for example. An output of optional spatial filter 340 produces filtered Doppler parameter inputs, V'' and E'' , for filtered Doppler velocity and filtered Doppler energy respectively. Filtered Doppler parameters V'' and E'' are routed directly into final Doppler two-parameter output generator 350.

Any of the masks, Doppler parameter inputs, and/or filtered Doppler parameter inputs described may be combined in final Doppler two-parameter output generator 350. The mask combinations may be combined according to a mathematical function or combined in some way with one or both Doppler parameter inputs and filtered Doppler parameter inputs to form final outputs. These outputs are used for creating Doppler parameter images of blood flow velocity and blood flow energy.

In one embodiment, a mathematical functional relationship between the output and inputs to final Doppler two-parameter output generator 350 may be expressed as

$$V_{out} = M_3 \cdot [V' + M_1 \cdot (V - V')]$$

where V' is a smoothed version of V obtained through optional spatial filter 340. Similarly, an exemplary algorithm for E_{out} may be written mathematically as

$$E_{out} = M_3 \cdot [E' + M_1 \cdot (E - E')]$$

where E' is a smoothed version of E , again obtained through optional spatial filter 340.

In another embodiment using the FIG. 3 Doppler two-parameter post-processing system 300, another first mask M_1 may be defined as an output of Doppler two-parameter threshold comparator 310 produced from a functional relationship of Doppler parameter inputs of velocity, V , and energy, E , where velocity threshold level, V_t , and energy threshold level, E_{th} ; or $M_1 = g(V, E, V_t, E_{th})$ are defined such that

```
if ( $|V| > V_t$  and  $E > E_{th}$ )
    then  $M_1 = E$ ,
    else  $M_1 = 0$ 
```

where E_{th} is a first Doppler energy threshold. In this embodiment, first mask M_1 will take on a value equal to the Doppler parameter input of energy, E , if and only if both an absolute value of velocity and a value of energy are higher than each parameters' respective threshold level.

In one embodiment, first mask M_1 is filtered with spatial low-pass filter 320, which generates second mask M_2 . Once generated, second mask M_2 represents a post-

threshold, smoothed Doppler parameter input of energy and has an improved signal-to-noise ratio over the original Doppler parameter inputs. A third mask M_3 may be defined as an output of second classification operator 330 according to an algorithm

```
if  $M_2 > E_a$ 
  then  $M_3 = 1$ ,
  else  $M_3 = 0$ 
```

where E_a is a value of a second energy threshold level. In one embodiment, improved results may be obtained where the value of E_a is set lower than E_n . Once again, third mask M_3 may be fed back to spatial low-pass filter 320 via optional feedback loop 335, where it may again be filtered prior to further processing. Otherwise, third mask M_3 is routed to final Doppler two-parameter output generator 350.

In another embodiment, the output of final Doppler two-parameter output generator 350 may be mathematically expressed as

$$V_{sw} = M_3 \cdot [V^s + \alpha(M_2) \cdot (V - V^s)]$$

where $\alpha(M_2)$ is a function of mask M_2 with its value ranging between 0 and 1. Function $\alpha(M_2)$ may be selected such that when mask M_2 is low (but still greater than E_n) α is approaching zero and when mask M_2 is high, α is approaching one.

FIG. 4 shows a series of Doppler velocity image data outputs at various stages of processing. An image of Doppler parameter input of velocity 410 is raw, unfiltered data. Doppler parameter input of velocity 410 includes Doppler color noise in an area surrounding a non-discriminable blood vessel boundary. FIG. 4 images 420, 430, and 440 are produced from various other masks to be described and explained infra. The Doppler color noise obscures the blood vessel boundary. However, notice

that through the progression of these images, it is progressively easier to differentiate between the blood vessel boundaries and the moving blood flow inside from the stationary surrounding objects.

A typical Doppler parameter input of velocity 410 masked with first mask M_1 is shown as 420 in FIG. 4. First mask M_1 is further spatially smoothed with spatial low-pass filter 320 to obtain second mask M_2 . Third mask M_3 may be defined as an output of the following exemplary second classification operator 330 according to the algorithm

```
if  $M_2 > 0.5$ 
    then  $M_3 = 1$ ,
else  $M_3 = 0$ 
```

Doppler parameter input of velocity 410 is combined with third mask M_3 in final Doppler two-parameter output generator 350. The result generated in final Doppler two-parameter generator 350 are data that may be used, for example, to generate an output image such as Doppler parameter velocity output image 430. Another resulting Doppler parameter velocity output image 440 illustrates the effect of combining Doppler parameter input of velocity 410 with a previously defined algorithm from final Doppler two-parameter output generator 350, namely,

$V_{02} = M_3 \cdot [V'' + M_1 \cdot (V - V'')]$. In each of these latter three Doppler parameter output images 420, 430, and 440, the movement of blood flow and its associated boundaries are enhanced over the raw, unfiltered image of Doppler parameter input of velocity 410.

From the description of the exemplary embodiments of the process and apparatus set forth herein, it will be apparent to one of ordinary skill in the art that

variations and additions to the embodiments can be made without departing from the principles of the present invention. For example, it could be easy to envision a system whereby an entire three-dimensional (3D) volume could be displayed at once as a Doppler image, as opposed to a two-dimensional area. This three-dimensional embodiment may be accomplished by holography or some other means, for example. It would be an obvious extrapolation from the tenets of the two-dimensional masking system presented herein to construct a three-dimensional masking method and apparatus.

4. Brief Description of the Drawings

FIG. 1 shows an embodiment of a Doppler parameter post-processing system;

FIG. 2 shows a series of mask images generated through various filtering and classifications;

FIG. 3 shows another embodiment of a Doppler parameter post-processing system; and

FIG. 4 shows a series of velocity images generated with different embodiments of this invention.

1. Abstract

A system for ultrasonic imaging that includes a comparator for comparing at least one Doppler parameter input to a threshold value and generating a first mask. The comparator has a threshold value associated with each Doppler parameter input. A spatial filter is coupled to the comparator and produces a second mask, and a classification operator is coupled to the spatial filter and generates a third mask. The classification operator can effectively compare a value of a given pixel to the value of any nearby neighboring pixels and reclassify any given non-majority pixel to a majority value of the nearby neighboring pixels. An embodiment of the invention further includes a multi-parameter generator that outputs at least one Doppler parameter. The multi-parameter generator has a functional relationship based on at least one Doppler parameter input and at least one of any of the masks. A second spatial filter is coupled to receive the Doppler parameter input.

2. Representative Drawing**FIG. 1**

[図1]

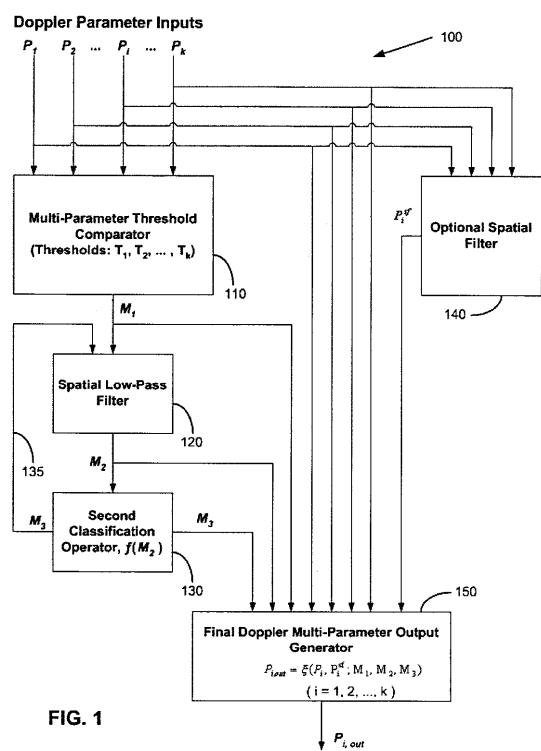


FIG. 1

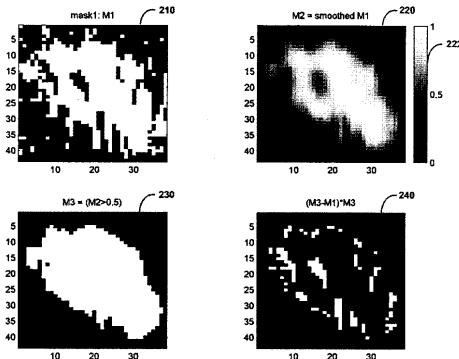


FIG. 2

[図3]

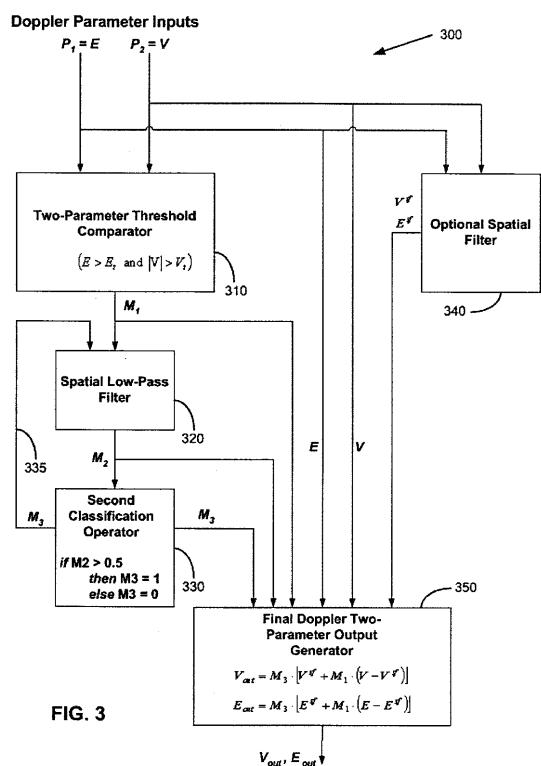


FIG. 3

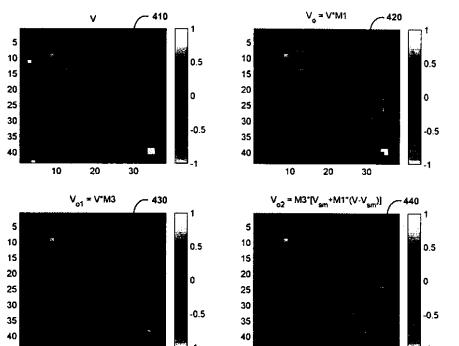


FIG. 4

[図4]

专利名称(译)	用于后处理超声彩色多普勒成像的系统和方法		
公开(公告)号	JP2004033732A	公开(公告)日	2004-02-05
申请号	JP2003074261	申请日	2003-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	ZONARE医疗SYST		
申请(专利权)人(译)	zoneA中医疗系统公司		
[标]发明人	ティンランジ グレンマクラフリン		
发明人	ティンランジ グレンマクラフリン		
IPC分类号	A61B8/06 G06T1/00 G06T5/20		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T5/20.A A61B8/14 G06T5/20 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JB40 4C601/JB51 4C601/JB53 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC40 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA30 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE03 5B057/CE05 5B057/CE06 5B057/CH09 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/KK19		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/101661 2002-03-19 US		
其他公开文献	JP5068416B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：构建用于改善多普勒超声图像的多普勒参数后处理系统。公开了一种用于超声成像的系统，该系统包括比较器，该比较器用于将至少一个多普勒参数输入与阈值进行比较以生成第一掩模。空间滤波器耦合到比较器以产生第二掩模，而分类算子耦合到空间滤波器以产生第三掩模。分类算子可以将给定像素的值与任何相邻像素的值进行比较，并将任何非多数像素重新分类为相邻像素的多数，并输出至少一个多普勒参数。进一步包括多参数发生器。多参数发生器具有基于至少一个多普勒参数输入和至少一个掩模的功能关系。耦合第二空间滤波器以接收多普勒参数输入。[选型图]图1

