

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4457002号
(P4457002)

(45) 発行日 平成22年4月28日(2010.4.28)

(24) 登録日 平成22年2月12日(2010.2.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 16 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-510624 (P2004-510624)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成15年5月16日(2003.5.16)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2005-528949 (P2005-528949A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成17年9月29日(2005.9.29)		オランダ国 5621 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2003/001982		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02003/103497		1
(87) 国際公開日	平成15年12月18日(2003.12.18)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成18年5月15日(2006.5.15)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	10/170,178	(74) 代理人	100092048
(32) 優先日	平成14年6月11日(2002.6.11)		弁理士 沢田 雅男
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	ホープ シンプソン, デービット
			アメリカ国 98021 ワシントン, ボ
			セル, ボセル エバレット ハイウエイ
			22100

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断微小脈管画像化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断装置の作動方法であって、
アレイトランスデューサが被験者の画像領域にパルスを送信することと、
前記アレイトランスデューサが前記画像領域の造影剤からの前記パルスに应答するエコーを受信することと、

所定の時点で前記画像領域の造影剤の位置を検出することと、
異なる時点で前記造影剤の前記位置を示す画像を生成することと、
を備え、

前記画像を生成することは、複数の画像インターバルにわたって持続する前記造影剤の前記位置の表示の残像を生成することを備え、

前記残像の持続時間が、可変の残像時定数により調整され、
前記検出することは、所定の時点での造影剤の前記位置を検出するため、パルス反転による高調波分離を行った後、時間的に異なる画像を時間的ハイパスフィルタリングすることを備える、超音波造影剤による超音波画像化方法。

【請求項 2】

前記時間的ハイパスフィルタリングすることは、時間的に異なる画像フレームの空間基に基づいてフレーム・トゥ・フレーム減算を実行することを備える、請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 3】

10

20

前記時間的ハイパスフィルタリングすることは、連続した異なる画像フレームの空間基に基づいてフレーム・トゥ・フレーム減算を実行することを備える、請求項2に記載の超音波画像化方法。

【請求項4】

前記画像を生成することは、前記造影剤の前記位置の最大輝度投影法を表示することを備える、請求項1に記載の超音波画像化方法。

【請求項5】

前記画像を生成することは、複数の画像インターバルにわたりゆっくり減衰する残像として、所定の時点で、前記造影剤の前記位置を表示することを備える、請求項1に記載の超音波画像化方法。

10

【請求項6】

前記画像を生成することは、

出力ピクセル(x, y, k) = 最大{abs[入力ピクセル(x, y, k)], P × 出力ピクセル(x, y, k - 1)} (ここで、前記xおよび前記yがピクセル座標であり、前記Pは0から1まで変動する時定数であり、かつ、前記kは刻時点である。)に従って、空間基に基づいて画像ピクセル・データを処理することを備える、請求項1に記載の超音波画像化方法。

【請求項7】

超音波診断装置の作動方法であって、

アレイトランスデューサが被験者の画像領域にパルスを送信することと、

前記アレイトランスデューサが前記画像領域の造影剤からの前記パルスに应答するエコーを受信することと、

20

第1の時間に、移動している造影剤の位置の第1のデータ群を生成することと、

第2の時間に、前記移動している造影剤の前記位置の第2のデータ群を生成することと

、
前記第1および第2の時間に、前記移動している造影剤の前記位置を表す表示のための画像を生成することと、

を備え、

前記表示のための画像を生成することは、所定の時点での造影剤の前記位置を検出するため、パルス反転による高調波分離を行った後、時間的に異なる画像を時間的ハイパスフィルタリングして、造影剤の位置情報を残像処理することを備え、

30

前記残像の持続時間が、可変の残像時定数により調整される、超音波造影剤を有する超音波画像化方法。

【請求項8】

前記第1および第2のデータ群を時間的ハイパスフィルタリングすることは、空間基に基づいて前記第1および第2のデータ群の減算を実行することを備える、請求項7に記載の超音波画像化方法。

【請求項9】

前記造影剤は、高調波造影剤であり、かつ、前記表示のための画像を生成することは、時間と共に前記造影剤の移動のパスを示す画像を生成することを備える、請求項7に記載の超音波画像化方法。

40

【請求項10】

超音波診断装置の作動方法であって、

アレイトランスデューサが被験者の画像領域にパルスを送信することと、

前記アレイトランスデューサが前記画像領域の造影剤からの前記パルスに应答するエコーを受信することと、

第1の時間に、移動している高調波造影剤の位置の第1のデータ群を生成することと、

第2の時間に、前記移動している高調波造影剤の前記位置の第2のデータ群を生成することと、

異なる時点で、前記移動している高調波造影剤の前記位置の軌跡を表す表示のための画像を生成することと、

50

を備え、

前記表示のための画像を生成することは、所定の時点での造影剤の前記位置を検出するため、パルス反転による高調波分離を行った後、時間的に異なる画像を時間的ハイパスフィルタリングして、造影剤の位置情報を残像処理することを備え、

前記残像の持続時間が、可変の残像時定数により調整される、超音波造影剤を有する超音波画像化方法。

【請求項 1 1】

移動している造影剤を含む画像フィールドに問い合わせるアレイトランスデューサと、前記移動している造影剤からのコヒーレントのエコー信号を生成する前記アレイトランスデューサに結合されている受信器と、

異なる時点で、前記移動している造影剤の位置を示す画像を生成する、前記受信器に結合されている画像プロセッサと、

前記画像プロセッサに結合されているインター・フレーム・ハイパスフィルタと、

以前の時点で、前記移動している造影剤の前記位置を表す残像を生成する前記インター・フレーム・ハイパスフィルタに結合されている残像プロセッサと、

画像表示部と、

を備え、

前記残像の持続時間が、可変の残像時定数により調整され、

前記ハイパスフィルタに入力される信号が、パルス反転による高調波分離処理が施された後の信号である、高調波造影画像化のための超音波画像化処理システム。

【請求項 1 2】

前記インター・フレーム・ハイパスフィルタは、フレーム・トゥ・フレームの減算器を備える、請求項 1 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 1 3】

前記残像時定数が、所定の時点での前記移動している造影剤の前記位置を、無期限に持続させる、請求項 1 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 1 4】

前記残像時定数が、所定の時点での前記移動している造影剤の前記位置を、遅い減衰で持続させる、請求項 1 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 1 5】

前記画像表示部は、時間とともに小さい血管を通るマイクロバブルの軌跡を表す画像を表示するために機能する請求項 1 1 に記載の超音波画像化システム。

【請求項 1 6】

更に、前記画像プロセッサに結合されている画像登録プロセッサを備える請求項 1 1 に記載の超音波画像化システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断システム、特に、造影剤により微小脈管系を画像化するための超音波画像診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波造影剤を用いなければ臨床医が容易に見るまたは測定することができない体の構造および機能を、画像化および定量化することが、超音波造影剤によって、可能になる。超音波によって励起されたときに、超音波造影剤が非線形に共振する能力は、強い高調波応答を生成することができ、これは、造影剤が注入された血管の明確な細分化を可能にする。シャープに明確にされた画像は、特許文献1に記載されているように、高MI超音波で造影剤のマイクロバブルを崩壊させることによって生成することができる。造影剤が組織の血管に注入されているときに、造影剤の進行を追跡する能力は、特許文献2に説明されているように、造影を用いて心筋灌流を測定することを可能にする。

【0003】

胸部病斑のような病斑の最近の研究は、病斑の脈管構造に重点が置かれている。胸部病斑の早期検出および病斑境界の確定は、超音波を用いて特性の脈管構造を探ることによってしばしば確認することができる。加えて、病斑腫瘍の変化、および化学療法から生じるこれらの変化の進行は、しばしば、病斑の脈管構造が変化することによって、早い時点で、現れる。造影剤の使用がこれらの研究の助けになることが期待されている。しかしながら、該当する脈管構造は、個々の血管には、微量な血流が非常に遅い流速でしか流れない、小さな微小脈管構造である。検出することが困難なこのような微小脈管構造を、造影増強超音波を使用して、画像化および描写化することが可能になることは望ましいことであろう。

10

【0004】

【特許文献1】米国特許第5,456,257号明細書

【特許文献2】米国特許第5,833,613号明細書

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によると、超音波が、造影剤を用いて微小脈管構造を画像化するために用いられる。造影剤の高調波応答が、クラッタを減少させる。そして、小さい血管を通るマイクロバブルの軌跡を描写することによって、微小脈管構造の構造を識別するために、時間的残像が、用いられる。

20

【0006】

マイクロバブル造影剤による造影増強超音波画像化においては、組織または血液内のマイクロバブルの実効濃度が十分に低いので、血管を移動する個々のマイクロバブルまたはマイクロバブルのクラスタが、対応する超音波画像の点目標として出現してしまう状況が存在する場合がある。これらの画像内に造影剤が点状に出現することは、画像での血管の構造を特定することを困難にするであろう。血管の形態は、検出、場合によっては、疑わしい病斑の識別のために用いられるので、このような血管の視認性を改良することは、臨床上的意義がある。以下の装置および方法は、超音波造影画像を時間的フレーム・トゥ・フレーム処理することにより血管および血流パターンの視認性を改良する。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0007】

図1には、本発明の原理に従って構成される超音波の画像診断システムが、ブロック図の形で示されている。プローブ10は、被験者に超音波ビームを送信し、かつ、送信ビームに応答してビーム方向に沿ってエコーを受信するアレイ・トランデュース12を含む。これらの送信・受信は、全てビーム成形器14の制御下で行なわれる。ビーム成形器14によって生成されるエコー信号は、直交バンドパス(QBP)フィルタ16によって、直交I,Q成分に復調される。直交バンドパス・フィルタ16は、「超音波高調波フラッシュ・サプレッション」という発明の名称の、米国特許出願(出願番号09/693059号)などに記載されているように、周知技術である。エコー・サンプルは、これらのサンプルが振幅検出およびログ圧縮によりBモード表示に対し処理される、エコー・プロセッサ20に結合される。エコー・サンプルは、それらが、米国特許第5,386,830号明細書、米国特許第6,036,643号明細書および米国特許第6,095,980号明細書に記載されているように、ドップラー推定のために用いられる、流れプロセッサ22にも結合される。処理されたエコーおよび流れ信号は、それらを、所望の画像フォーマットにスキャン変換し、かつ、別々にまたは組み合わせて表示部40に表示する画像プロセッサ30に、結合される。2次元画像のシーケンスは、それらを、より詳細な調査のために再生し、または、3次元の画像または画像シーケンスを形成するためにレンダリングすることなどによって処理しても良い、画像バッファ32に格納しても良い。

40

【0008】

本発明の原理によると、画像プロセッサ30は、造影増強超音波画像化のためにフレーム

50

・トゥ・フレームの画像処理を実行する。本発明の画像プロセッサの第1の実施例は、図2に示されている。画像プロセッサ30は、受信された造影信号を、矩形または扇形の画像のような、所望の表示フォーマットに変換するスキャン変換器34を含む。その後、スキャン変換された画像は、インター・フレーム・ハイパスフィルタ36によってフィルタ処理される。インター・フレーム・ハイパスフィルタ36は、FIRフィルタ、IIRフィルタ、または、ピクセルごとに、逐次、画像をフィルタ処理するフレーム・トゥ・フレーム微分器の形態を取っても良い時間的フィルタである。静止している組織のピクセルのように、フレーム・トゥ・フレームで同じである、空間的に対応するピクセルは、ローレベルまたはゼロレベルの出力を生成するであろう。マイクロバブルが、フレーム・トゥ・フレームでピクセル位置へまたはピクセル位置から移動するときには生じるであろうフレーム・トゥ・フレームで異なるピクセルは、表示部に有限出力レベルを生成するであろう。したがって、インター・フレーム・ハイパスフィルタ36は、組織のような静止している、または、静止しているのに準ずる対象からの信号を減少させ、かつ、脈管構造内を移動しているマイクロバブルからの表示用レベル信号を生成する。

【0009】

ハイパスフィルタ処理された造影剤信号は、画像において検出されたマイクロバブルの時間的シーケンスを保持する残像プロセッサ38に供給される。残像プロセッサ38は、表示されるマイクロバブルの残像に対して、ゼロ以上の時定数を有することができる。個々のマイクロバブル検出イベントが、時間とともに画像内に残像形成されるにつれて、それらを通る小さい血管の形態が、見えるようになる。残像プロセッサ38は、血管を通るマイクロバブルの継続的な通過およびスクリーン上の流れ構造の継続的な形成を示す、高い時定数で動作させることができる。マイクロバブル・イベントが、時間とともにゆっくり減少するように、残像プロセッサ38に、より低い時定数を与えることもできる。ユーザには、取得シーケンスの開始時に、または、高い時定数シーケンスがスクリーンをマイクロバブル・イベントで満たした後に、または、組織またはトランデューサの動作の後に、残像を黒にリセットするためのリセット制御39が与えられることが好ましい。更に、高MI送信フレームの送信とリセット制御39とを組み合わせ、これにより、残像プロセッサ38をリセットし、画像領域内の現在のマイクロバブルを強固に崩壊させる高エネルギー・フレームに一致させることが好ましい。

【0010】

好適な残像プロセッサは、

出力ピクセル(x, y, k) = 最大{abs[入力ピクセル(x, y, k)], (Px出力ピクセル(x, y, k - 1))}

に従って動作する。ここで、時定数Pは、レンジが $0 < P < 1$ である。時定数Pが1未満の場合には、表示されるマイクロバブル・イベントの痕跡は、明るいイベントとして始まり、その後、時間とともに黒にフェードしていくであろう、崩壊が遅い、速いアタックの明るさを示すであろう。時定数Pが1に等しいときに、残像プロセッサ38は、現在(k)および前の(k - 1)ピクセルの明るさの最大輝度投影法を実行するであろう。

【0011】

基本波モードで造影剤を検出するときには、本発明の装置および方法を用いることができるが、強い細分化と高調波造影動作のクラッタ除去の利点とを利用するために、高調波モードで本発明の技術を実行することが好ましい。高周波ハイパスフィルタは、基本波成分に優先して高調波エコー成分をパスするために用いられるが、造影信号の高調波エコー成分を分離する好適な方法は、米国特許第5,706,819号明細書で説明されているように、パルス反転による。周知のように、パルス反転技術は、同じビーム方向に沿った、(位相または極性または振幅、またはそれらの組合せが)異なって変調される送信パルスの2つ以上の送信イベントの送信に関係する。2つの送信イベントに回答して受信されるエコーは、空間基に基づいて組み合わせられる。送信パルスの位相または振幅が反対(逆)の変調は、2つのイベントの基本波信号をキャンセルし、他方、非線形(高調波)成分は、互いに強め合うので、それらは基本波信号から分離されるであろう。パルス反転において用

いられる用語「パルス」とは、一般的に、各々変調が異なる送信パルスの完全な送受信サイクルのことを言う。したがって、2つのパルスのパルス反転とは、2つの変調が異なるパルスの送信、各々の送信パルスまたは送信波に続くエコー・シーケンスの受信、および、空間的に（深さで）2つのエコー・シーケンスを組み合わせることを言う。3つ以上のパルスのパルス反転を、米国特許第6,186,950号明細書に記載されているように、本発明に使用しても良い。米国特許第6,193,662号明細書に記載されているように、隣接するビーム方向に変調が異なるパルスを送信し、次いで、ビーム位置間の補間によって、高調波成分を分離することによって、パルス反転を実行しても良い。

【0012】

図1および図2の実施例では、パルス反転の高調波分離が、スキャン変換器34によるスキャン変換の前に実行される。好都合な実現例は、1つのパルスからのエコー・シーケンスを格納し、第2の異なって変調されているエコー・シーケンスを取得する、ビーム成形器14に続くライン・バッファを用いることである。これらの2つのシーケンスは、組み合わせられて、基本波成分が減衰し、かつ、造影エコー信号の高調波成分は強調される。高調波造影エコーは、QBPフィルタ16によってフィルタ処理され、かつ、エコー・プロセッサ20によって処理される。エコー・データは、スキャン変換され、かつ、画像フレームは、時間的にハイパスフィルタ処理され、かつ、上述したように表示用に残像処理がなされる。

【0013】

血管形態を表す、本発明の構成された実施例の能力は、図4a～図4fの例示としての画像シーケンスによって示されている。これらは、たとえば、1から3の心臓サイクルの時間周期に渡って現われるであろうリアルタイムの画像シーケンスの画像を表す。図4aに示されるシーケンスの初期の画像では、いくつかのクラッタが、0～1 cmのレンジの近距離フィールドで見られ、かつ、5つのマイクロバブルが、1～3 cmのレンジで見られる。連続するフレームの異なる位置で5つのマイクロバブルが出現し、フレーム・トゥ・フレームの減算（時間的なハイパスフィルタリング）によって、移動するマイクロバブルから有限表示信号が生成されたので、5つのマイクロバブルが描かれている。基本波（線形）または高調波（非線形）のいずれかである、連続するフレーム内の静止している組織からの信号は、フレーム・トゥ・フレームから同じ位置に出現し、かつ、時間的なハイパスフィルタによって抑制されるであろう。したがって、基本波信号の散乱に起因するクラッタは、高調波信号の使用によって減少するであろう。また、静止している組織のクラッタは、時間的なハイパスフィルタによって減少し、これにより、移動するマイクロバブルを、画像内で区別することが可能になるであろう。

【0014】

その後、図4bの画像が、生成される。この画像は、残像処理によって、図4aにおいて早くから見えていた5つのマイクロバブル・イベントを示す。この画像は、マイクロバブルが流れている微小血管の中をマイクロバブルが移動するので、新たな隣接した位置での5つのマイクロバブルも示す。その後、図4cの画像が、生成される。この画像は、残像による5つのマイクロバブルの以前の位置と、時間的なフィルタリングによって特定された5つのマイクロバブルの更新された位置とを示す。この画像および図4d、図4eおよび図4fの後の画像では、残像となった逐次のマイクロバブル位置によって生成された軌跡が、マイクロバブルが流れている小さい血管の蛇行経路を詳細に描写していることが判る。加えて、造影剤が、その画面内の他の血管に到達し始め、かつ、それらの流路を規定し始めるに連れて、他の軌跡が、出現し始める。図4fは、6つの小さい血管が、画像化されたセクターの1～3 cmのレンジに位置していることを臨床医に知らせるであろう。これにより、病斑の存在の診断が行えるであろう。図4fの72および74に見られる、6つのマイクロバブルの逐次位置の軌跡が、画面に直交する6つの隣接する血管によるものと考えられることは可能である。しかしながら、このことは、より長い軌跡に対しては当てはまりそうにない。臨床医は、プローブをわずかに移動させ、かつ、画面の血管をテストするためにマイクロバブルを再獲得することによって、この仮説をテストすることができる。

【 0 0 1 5 】

P=1という時定数を用いる場合、軌跡の領域が事実上全て白色となるまで、画像のシーケンスは、マイクロバブルの軌跡の、絶えず増大する形成を含むであろう。その後、残像プロセッサは、臨床医および取得される他のシーケンスによってリセットすることが出来る。これに代えて、 $P < 1$ という低い時定数の値を用いることができ、かつ、マイクロバブルの軌跡の古いスポットは、時間とともにフェードしていくであろう。これにより、リセットする必要が来るまで、画像領域を、かなりの期間、観察することが出来る。

【 0 0 1 6 】

この結果、マイクロバブルが、超音波エネルギーによって破壊されずに、多くのフレーム周期にわたって存続し、かつ、マイクロバブルが、微小脈管構造を移動するに連れて検出されることが可能となるように、相対的に低い送信電力レベル（低MI）で、上述したようにマイクロバブルの追跡を行えることは、望ましい。しかしながら、通常、マイクロバブルの十分な存在は、数回の心臓サイクルの周期にわたって存続するので、送信エネルギーにより血管内のマイクロバブルのいくつかは崩壊したとしても、この手順が有効であることが判明している。

【 0 0 1 7 】

好適な画像プロセッサ30が、図3のブロック図に示されている。図2の実施例は、時間的ハイパスフィルタを用いるので、プローブの動きをある程度感知できるであろう。上述した米国特許出願（出願番号09/693059号明細書）に記載されているように、プローブの動きから不必要な影響を減少させる一つの方法には、高調波フラッシュ・サプレッションがある。フラッシュ・サプレッションと別々にまたはいっしょに用いても良い他のアプローチは、図3に示すように、インター・フレーム・ハイパスフィルタ36の前段で画像登録部35を実行することである。フレーム・トゥ・フレームからの全体の画像登録は、組織/トランデュースアの動きのぶれを減少させることができ、かつ、より有効な時間的フィルタ処理をもたらすであろう。次のHPFプロセッサ37は、スレッシュホールディング、ノイズ低減、または、フレーム・トゥ・フレームの小斑点の追跡のような画像処理作業を実行することができる。次の残像プロセッサ42は、エッジ強調または細分化/スレッシュホールディングなどの画像処理を実行することができる。処理された造影画像は、従来の2次元エコー画像と混合させても良い。造影画像を、混合/オーバーレイ・プロセッサ44によって指示されるような、2次元エコー画像にわたるカラーオーバーレイとして、さらにセグメント化し、かつ、提供しても良い。いずれも、画像登録の有無にかかわらず行われるが、造影画像を登録する場合には、プローブおよび組織の動きが双方の画像で等しく減少するように、2次元画像を登録することも望ましい。

【 0 0 1 8 】

本発明の実施例によって生成されるマイクロバブルの軌跡は、微小脈管構造を貫流する血液の絶対速度を計算するために用いることができる。バブルが、微小脈管構造の湾曲経路に沿って、フレーム間で有限量移動することを、見ることが出来る。表示されている生体組織に関連するピクセル濃度の程度は既知であるので、フレームの一周期の間にマイクロバブルが進行する距離は、画像内で測定することができる。（1秒ごとのフレーム数での）フレーム・レートとマイクロバブルが移動した距離とを知ることによって、微小脈管構造を通る流れの絶対速度を計算することができる。

【 0 0 1 9 】

他の時間的表示技術を、用いても良い。病斑への流れは、しばしば、それが病斑内に入り込み、最終的にその病斑を充填するので、明らかなパルス状の特性を示す。動脈は、充填周期の初期に充填され、毛細血管床は、充填周期の後期に充填されるであろう。充填の初期に出現する血管と、後期に充填される血管とを、異なる色でコード化し、動脈と毛細血管床とを視覚によって識別することを可能にすることも出来る。

【 0 0 2 0 】

本発明の更なる態様によると、ゆっくりと流れる造影剤は、パルス反転とパルス・集合との複合インターリーブによって検出され、高獲得フレーム・レートで、非常に低速の血

10

20

30

40

50

流に対する感度を改良した、クラッタ除去が提供される。従来のパルス反転ドップラー画像化の場合には、組織の信号を減衰させるために、ドップラー周波数フィルタにナイキスト周波数での広い阻止帯域を持たせることが好ましい。このためには、完全に静止している対象物からの信号をシャープに減らすために、高いサンプリング周波数（PRF、すなわち、パルス繰り返し周波数）とDCでの狭い阻止帯域とが、必要であるが、これは、最初のパルス繰り返しインターバル（pulse repetition intervals：PRI）と最後のパルス繰り返しインターバルとの間の長いサンプリング時間を必要とする。視野方向（ビーム方向）当りM個のパルスの総計が必要である場合、PRF/Nの実効ドップラー・サンプル周波数、 $N \times (M - 1) / PRF$ のラインあたりの総滞留時間、および、 $N \times M$ に比例するフレーム・インターバルを、生成するために、 $N \times M$ のパルスを送信しなければならない。

10

【0021】

本発明の原理によると、パルス反転とパルス・シーケンスとの複合インターリーブが、相対的に短いサンプリング時間で所望の特性を有するフィルタを生成するために用いられる。これは、高い獲得フレーム・レートでのパルス反転のドップラー動作を用いて低い流速を検出する、感度の高い画像化技術を提供する。このような1つのパルス・シーケンスが、2つの視野方向、すなわち、ビーム方向に対して、図5に示されている。左側の番号は、使用されたパルス繰り返しインターバル（PRI）のシーケンスの番号である。最初の2つのPRIの間、2つの異なる変調パルスが、第1の視野方向で送信される。振幅、位相または極性が異なる変調が、各々のPRIラインに隣接する「+」および「-」の符号によって示されている。これらの2つのパルスのエコーは、高調波成分を分離するために、空間的に組み合わせられる。これらの2つのパルスは、受信されたエコーの動きのアーチファクトを減少させるために、急速に連続して送信されることが好ましい。これは、不完全な基本波成分がキャンセルされる結果をもたらす。

20

【0022】

他の2つのパルス・シーケンスは、PRI 3から4の間、第2の視野方向に送信される。これらのパルスも、受信されたエコーの高調波を、受信されたエコーのパルス反転の組み合わせによって分離することができるように、異なって変調される。第3の視野方向が用いられる場合、次の2つのパルス送信は、第3の視野方向で行われるであろう。シーケンスの視野方向の全てが一对のパルスによって問い合わせされた後に、送信器は、第1の視野方向に戻る。シーケンスが2つの視野方向しか用いないこの図の場合、パルスは、PRI 5および6の第1の視野方向に沿って送信される。図示するように、視野方向の双方は、全体の集合長さ（この図では、長さで3つのパルスのペア）が完了するまで、この時間インターリーブ手法で、急速な2つのパルス・シーケンスによって問い合わせがなされる。この例では、各々の視野方向は、3つの遅いPRFの集合長さを共に備える、複数の速いPRF、2つのパルス・集合によって、サンプル化される。

30

【0023】

この結果得られたサンプルは、マトリックス・ウォール・フィルタのようなドップラー・フィルタで用いられる。別々のフィルタを、速いPRFフィルタと遅いPRFフィルタに対し用いることも可能であるし、また、二つのフィルタを、単一のフィルタに組み合わせることも可能である。適切な別々のフィルタ係数は、以下の通りである。

40

【表1】

$$\begin{matrix} & & & 2 & -1 & -1 \\ \text{速い時間フィルタ} = & [.5 & .5], & \text{遅い時間フィルタ} = & -1 & 2 & -1 \\ & & & & -1 & -1 & 2 \end{matrix}$$

この速いフィルタは、図6aのドップラー・フィルタ応答特性60によって示されるようなサンプリング・レートのナイキスト限界で、基本波組織信号を減衰させる周波数応答を有す

50

る。遅い時間フィルタは、図6bのドップラー・フィルタ応答特性62によって示されるように、この特性に対しDCでシャープな減衰を提供するであろう。これにより、静止しているマイクロバブルおよび組織高調波からの非線形信号が、減衰する。ゼロの近くにドップラー周波数を有するであろう、移動が遅い造影は、このゼロ中心の何れかの側を通るであろう。

【0024】

この例の場合の周波数応答特性は、DCと ± 0.25 のPRFのナイキスト限界との間のほぼ中ほどに、2つの他の中間にある空白を示すことができる。これらの空白は、非常に遅い流速から得られる結果に影響を及ぼすのではないが、高い流動状態の間、効果を示すことができ、かつ、信号のドロップアウトを引き起こすことができる。本発明の更なる態様によって、これらの中間の空白は、非周期的な時間インターリーブ・シーケンスを用いることにより減る。遅い時間集合は、速い時間集合の一つ以上のタイミングを変化させることによって非周期的に作成される。非周期的な合成への他のアプローチは、連続する画像フレームにわたるインターリーブ比を変化させることである。非周期的な複合インターリーブ・シーケンスの例は、以下のとおりである。すなわち、

【表2】

ライン番号	パルス1の時間的シーケンス
1	[1, 1, 0, 0, 0, 0, 1, 1, 0, 0, 1, 1, 0, 0]
2	[0, 0, 1, 1, 0, 0, 0, 0, 1, 1, 0, 0, 1, 1]

ここで、シーケンスにおける各々の「1」は、いくつか種類の変調パルスが送信され、かつ、エコーが特定のパルス繰り返し間隔中に受信されることを示す。この例では、2つのパルスの速い時間シーケンスは、ライン1に沿って送受信され、その後、ライン2に沿って2つのパルスの速い時間シーケンスが送受信されると見える。次の2つのパルス・インターバルの間、パルスは、いずれのラインに沿っても送信されない。その後、2つのパルスの速い時間シーケンスは、2つのラインに沿って交互に送信される。PRI 5および6（ライン1の場合）とPRI 7および8（ライン2の場合）とにおいて通常繰り返される第2の速い時間集合の送信をスキップすることによる遅い時間集合の非周期性は、図6cに示されるように、フィルタの周波数応答が、中間にシャープな空白を持たずに波を打つことをもたらす。予測されるスペクトルの広がりも、この結果の一因である。

速い時間シーケンスを非周期的にインターリーブすることは、造影剤の有無にかかわらず

【0025】

ず、基本波モードでの従来のドップラー動作に拡張適用することができる。非周期的にインターリーブおよびサンプリングすることは、はるかにより長い集合長さで生成されるウォール・フィルタのそれとパフォーマンスが全く類似する、非常に少ないサンプルを用いるドップラー・ウォール・フィルタの生成を可能にする。たとえば、3ラインにわたる4つのパルスの以下のインターリーブを考察しよう。

【表3】

ライン番号	パルス1の時間的シーケンス
1	[1, 0, 0, 0, 0, 1, 0, 0, 1, 0, 0, 0, 0, 1, 0, 0]
2	[0, 1, 0, 0, 0, 0, 1, 0, 0, 1, 0, 0, 0, 0, 1, 0]
3	[0, 0, 1, 0, 0, 0, 0, 1, 0, 0, 1, 0, 0, 0, 0, 1]

この非周期的集合からのサンプルを用いるウォール・フィルタは、アンサンプル長さ（各々のラインに沿った最初のサンプルから最後のサンプルのPRI継続時間）が14であるが、フィルタあたりのサンプルが4つのみであるアンサンプル長さに類似する低い周波数のパフォーマンスを有するであろう。使用される速度推定アルゴリズムは、サンプリングの非周期性を考慮して変更されることが好ましいであろう。

【0026】

非周期的な遅い時間集合の使用は、リアルタイムでの3次元の画像化に特定の有用性を見出しても良い。リアルタイムの3次元の画像化では、表示の高いフレーム・レートを得るために、可能な限り短時間で、容積全体の領域をスキャンすることができることが望ましい。3次元のドップラー画像化の場合、高いエイリアシング・カットオフ周波数および（時間的に）長い遅い時間アンサンプルが、高い流速と低い流速との双方を検出するために望ましい。従来、これらの要求は、各々のラインに高いPRFパルスの長いシーケンスを送信することによって満たされているが、これは、長い獲得時間と遅いフレーム・レートとをもたらす。時間インターリーブされた、上述のような非周期的スキャンは、最初のパルス・インターバルから最後のパルス・インターバルまでの長期間にわたり各々のラインの問い合わせをするであろう。このことにより、良好な低流速感度が提供される。各々のラインに沿った連続する獲得の間の非周期的タイミングは、高い有効エイリアシング（ナイキスト）周波数を提供する。少数のパルスしか各々のラインに対して必要とされないの
10

【0027】

本発明の実施例は、復調されたエコー・サンプルまたはr.f.データのいずれかで動作することができる。速い時間アンサンプルは、上述した米国特許第6,186,950号明細書に記載されているパルス反転に対する、3つ、4つおよび5つのパルス・アンサンプルなどの長さで3つ以上のパルスとすることができる。
20

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の原理によって構成されている超音波画像診断システムをブロック図の形で示す。

【図2】図1の画像プロセッサの詳細を示す。

【図3】本発明の原理によって構成されている超音波システムの画像プロセッサの好ましい実施例を示す。

【図4】本発明の原理によって微小脈管構造を進んでいるマイクロバブルの表示を示す。

【図5】本発明の更なる態様による複合インターリーブ・パルス反転シーケンスを示す。

【図6】本発明による複合インターリーブ・パルス反転で得られるであろうドップラー・フィルタ特性を示す。
30

【符号の説明】

【0029】

- 10 プローブ
- 12 アレイ・トランデュース
- 14 ビーム成形器
- 16 直交バンドパス(QBP)フィルタ
- 20 エコー・プロセッサ
- 22 流れプロセッサ
- 30 画像プロセッサ
- 32 画像バッファ
- 34 スキャン変換器
- 36 インター・フレーム・ハイパスフィルタ
- 37 HPFプロセッサ
- 38、42 残像プロセッサ
- 39 リセット制御
- 40 表示部
- 44 混合/オーバーレイ・プロセッサ
- 60、62 ドップラー・フィルタ応答特性
- 72、74 軌跡

10

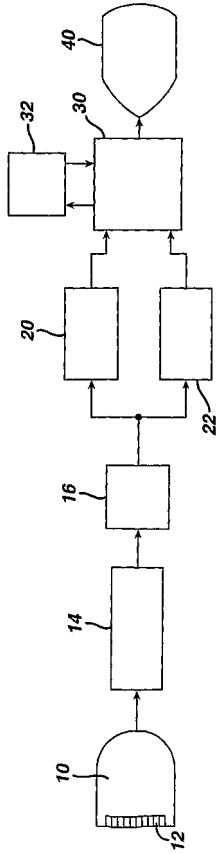
20

30

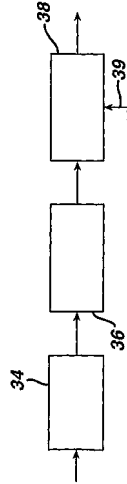
40

50

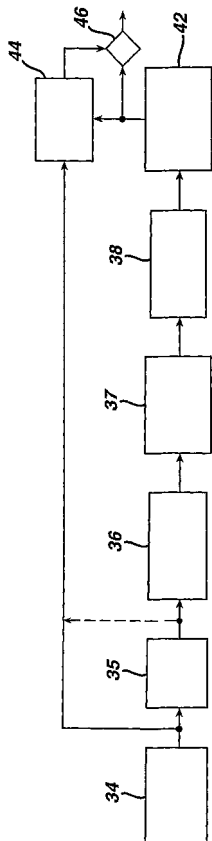
【 図 1 】



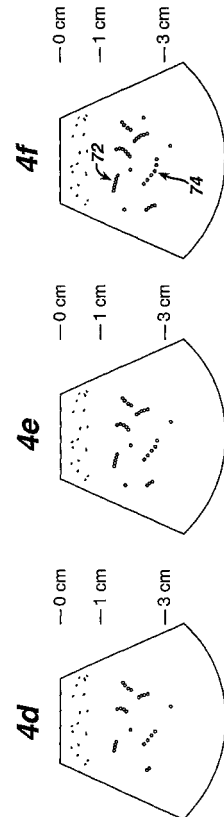
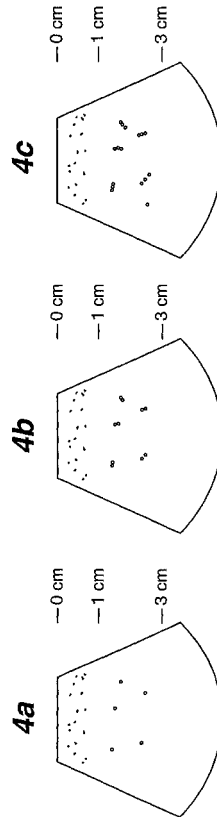
【 図 2 】



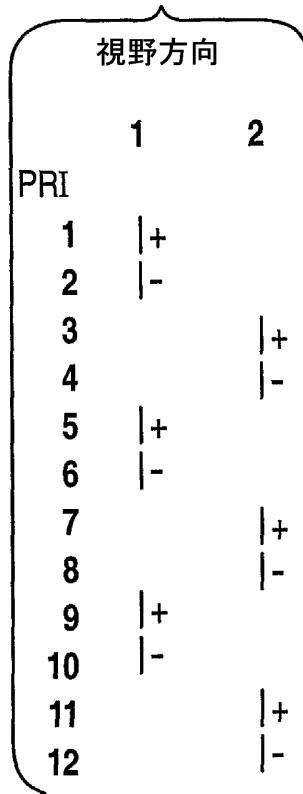
【 図 3 】



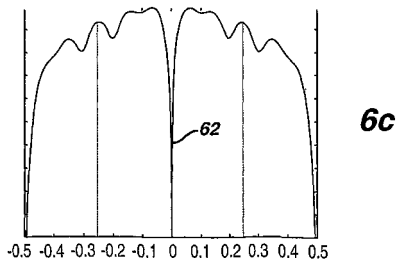
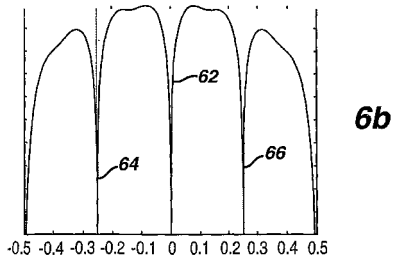
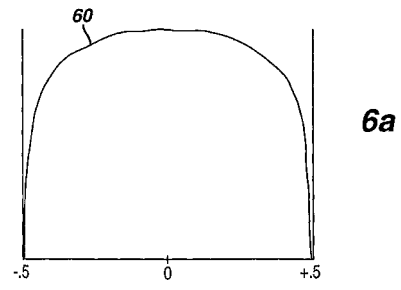
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 パワース, ジェフリー, イー.
アメリカ国 98021 ワシントン, ボセル, ボセル エバレット ハイウェイ 22100
- (72)発明者 ファウフ, マイケル
アメリカ国 98021 ワシントン, ボセル, ボセル エバレット ハイウェイ 22100
- (72)発明者 ヴィレット, クリール
アメリカ国 98021 ワシントン, ボセル, ボセル エバレット ハイウェイ 22100

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2002/0055681(US, A1)
特開平10-118065(JP, A)
特開平05-092000(JP, A)
特開2002-034984(JP, A)
特開平07-079974(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断微血管成像		
公开(公告)号	JP4457002B2	公开(公告)日	2010-04-28
申请号	JP2004510624	申请日	2003-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ホープシンプソンデービット パワースジェフリーイー ファウフマイケル ヴィレットクリール		
发明人	ホープ シンプソン,デービット パワース,ジェフリー,イー. ファウフ,マイケル ヴィレット,クリール		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/06 G01S7/52026 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52085 G01S15/8918 G01S15/8963 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06		
优先权	10/170178 2002-06-11 US		
其他公开文献	JP2005528949A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用超声对比图像的时间帧到帧处理来提高血管和血流模式的可见性。描述了一种使用造影剂对小血管进行超声成像的方法和设备。当微泡穿过血管时，在一系列图像中检测造影剂的微泡的位置。这些图像在时间上被处理以识别移动的微泡，并且被定位为表示由微泡通过血管形成的跟踪的图像。最大亮度余像可以用于指示通过脉管系统的微泡轨迹的稳定形成，或者随着时间的推移随着轨迹逐渐变黑而缓慢衰减。

