

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-528964

(P2005-528964A)

(43) 公表日 平成17年9月29日(2005.9.29)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
G 0 1 S 15/89	G 0 1 S 15/89	5 J 0 8 3
		A

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2004-511862 (P2004-511862)
 (86) (22) 出願日 平成15年5月16日 (2003.5.16)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年1月7日 (2005.1.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/002095
 (87) 国際公開番号 W02003/104843
 (87) 国際公開日 平成15年12月18日 (2003.12.18)
 (31) 優先権主張番号 10/170, 153
 (32) 優先日 平成14年6月11日 (2002.6.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100092048
 弁理士 沢田 雅男

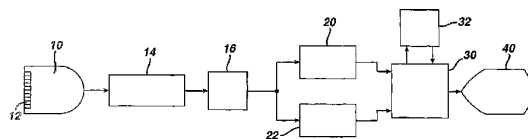
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 低い流速の造影剤用の超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】 造影増強超音波を使用して、このような微小脈管構造の流れの低速を検出すること。

【解決手段】 造影剤を用いて低速の血流を決定する超音波画像診断システムおよび方法が、示されている。変調が異なるパルス対は、パルス反転によって高調波周波数を分離するために組み合わせられるエコーを取得するために、いくつかのビーム方向に送信される。各々のパルス対は、動きアーチファクトを最小化するために、急速に連続して送信される。異なるビーム方向への伝送は、時間インターリーブされ、結局、低い流速の方向に対する長い集合時間にわたって、各々のビーム方向のサンプリングを行う。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の方向へ複数のパルスの第1の速い時間集合を送信することと、
前記第1の方向へ複数のパルスの第3の速い時間集合を送信することと、
前記第3の速い時間集合を送信する前に、第2の方向へ第2の速い時間集合を送信することとを備え、

前記第1および前記第3の速い時間集合が、前記第1の方向へ送信される遅い時間集合を備える、超音波高調波エコー信号を反射する物質の低速移動を検出するための方法。

【請求項 2】

前記送信することは、更に、所定の方向への各々のパルスの送信に应答してエコーを受信することを備える、請求項1に記載の低速移動を検出するための方法。 10

【請求項 3】

更に、各々の速い時間集合のエコーのパルス反転処理によって高調波エコー成分を分離することを備える、請求項2に記載の低速移動を検出するための方法。

【請求項 4】

速い時間集合のパルスの数は2である、請求項3に記載の低速移動を検出するための方法。

【請求項 5】

速い時間集合のパルスの数は2よりも大きい、請求項3に記載の低速移動を検出するための方法。 20

【請求項 6】

更に、遅い時間集合の分離された高調波エコー成分のドップラー処理を備える、請求項3に記載の低速移動を検出するための方法。

【請求項 7】

パルス反転処理によって高調波エコー成分を分離することは、基本波周波数エコーの要因を減らすことを備え、

分離された高調波エコー成分のドップラー処理することは、遅い血流を検出することを備える、請求項6に記載の低速移動を検出するための方法。

【請求項 8】

分離された高調波エコー成分のドップラーを処理することは、更に、静止している対象からの高調波エコー成分の要因を減らすことを備える、請求項7に記載の低速移動を検出するための方法。 30

【請求項 9】

速い時間集合を送信することは、位相、極性または振幅の少なくとも一つが異なって変調される、少なくとも2つのパルスを送信することを備える、請求項1に記載の低速移動を検出するための方法。

【請求項 10】

時間インターリーブされる群のサンプル化されるべき複数のビーム方向を選択することと、

前記ビームの一つの第1の方向へ第1の複数の速い時間パルスを送信することと、
前記第1のビーム方向に再度送信する前に、前記群の他のビームの全ての方向へ第1の複数の速い時間パルスを送信することと、 40

前記ビームの一つの第1の方向へ第2の複数の速い時間パルスを送信することと、

前記第1のビーム方向に再度送信する前に、前記群の他のビームの全ての方向へ第2の複数の速い時間パルスを送信することとを備える、高調波信号の超音波ドップラー集合を生成するための方法。

【請求項 11】

複数の速い時間パルスを送信することは、更に、高調波成分がパルス反転処理によって識別されるエコーを受信することを備える、請求項10に記載の高調波信号の超音波ドップラー集合を生成するための方法。 50

【請求項 1 2】

更に、低速の流れを検出する各々のビーム方向への高調波エコー成分の集合のドップラー処理を備える、請求項11に記載の高調波信号の超音波ドップラー集合を生成するための方法。

【請求項 1 3】

複数の速い時間パルスを送信することは、定期的に繰り返されている間隔で各々のビーム方向へ速い時間パルスを送信することを備える、請求項10に記載の高調波信号の超音波ドップラー集合を生成するための方法。

【請求項 1 4】

複数の速い時間パルスを送信することは、非周期的間隔で各々へのビーム方向へ速い時間パルスを送信することを備える、請求項10に記載の高調波信号の超音波ドップラー集合を生成するための方法。

10

【請求項 1 5】

複数の速い時間パルスを送信することは、位相、極性または振幅の少なくとも一つが異なって変調される、少なくとも2つのパルスを送信することを備える、請求項10に記載の高調波信号の超音波ドップラー集合を生成するための方法。

【請求項 1 6】

選択可能なビーム方向へ送受信するように作用するアレイトランスデューサと、
複数のビーム方向にわたって時間インターリーブされる、急速に連続して各々のビーム方向へ2つ以上のパルス群を送信するように作用する、前記アレイトランスデューサに結合されている、ビーム成形器と、

20

パルス反転によって分離された低い流速の物質からの高調波成分を処理する、前記ビーム成形器に結合される、ドップラー・プロセッサとを備える、超音波画像診断システム。

【請求項 1 7】

送信された2つ以上のパルス群のパルスは、異なって変調される、請求項16に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 1 8】

送信された2つ以上のパルス群のパルスは、位相、極性または振幅の少なくとも一つが異なって変調される、請求項17に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 1 9】

30

a) 時間インターリーブ手法でサンプル化されるべき複数のビーム方向を選択することと、

b) 位相、極性または振幅の少なくとも一つが異なって変調され、所定の周波数の2つのパルスの第1のビーム方向に急速に連続して送信し、かつ、以下の各パルスのエコーを受信することと、

c) 少なくとも第2のビーム方向にステップb)を繰り返すことと、

d) ステップc)の後に、前記第1のビーム方向へ、更に、少なくとも1回、ステップb)を繰り返すことと、

e) ステップd)の後に、更に、少なくとも1回、ステップc)を繰り返すことと、

f) 各々のビーム方向の空間的位置で流れを検出するために各々のビーム方向で受信されたエコーを処理することとを備える、遅く動く物質の流速を超音波的に推定するための方法。

40

【請求項 2 0】

処理することは、更に、高調波エコー成分を区別するために、各々のパルス対からのエコーを組み合わせることを備える、請求項19に記載の超音波的に推定するための方法。

【請求項 2 1】

処理することは、更に、ステップb)からステップd)まで、または、ステップc)からステップe)までの時間間隔を補うサンプルの集合として、各々のビーム方向で受信されたエコーをドップラー処理すること備える、請求項20に記載の超音波的に推定するための方法。

【請求項 2 2】

50

ドップラー処理することは、各々のビーム方向でサンプルの集合をウォール・フィルタリングすることを備える、請求項21に記載の超音波的に推定するための方法。

【請求項23】

インターリーブ手法で複数のビーム方向へ順次にパルスを送信し、かつ、各々のパルスのビーム方向に沿ってエコーを取得することと、

各々のビーム方向に対してエコーの集合を取得することとを備え、集合の送信パルス間の間隔が全て同一であるとは限らない、

ドップラー処理用の信号サンプルの集合を取得するための方法。

【請求項24】

送信することは、インターリーブ手法で容積全体の領域の複数のビーム方向へ順次にパルスを送信し、かつ、各々のパルスに付随するビーム方向に沿ってエコーを取得することを備える、請求項23に記載の集合を取得するための方法。

【請求項25】

更に、各々のビーム方向に対して取得されたエコーをドップラー処理することを備える、請求項23に記載の集合を取得するための方法。

【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、低速の流速を検出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。造影増強超音波を使用して、このような微小脈管構造の流れの低速を検出することが可能になることは望ましいことであろう。

【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。遅い流速は、パルス反転技術による高調波応答を検出するために用いられる各々の速い時間集合に対する応答により、異なるビーム方向間で速い時間集合を時間インターリーブすることによって識別される。集合の非周期的タイミングは、ドップラー・スペクトラムにおける不必要な空白を滑らか

10

20

30

40

50

にするために使用することができる。

【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ーが、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可能性がある。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、臨床上の意義がある。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。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【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、送信ビームに反応してビーム方向に沿ってエコーを受信するアレイ・トランデュースャ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。

20

【0008】

画像プロセッサは、造影増強超音波画像化のためにフレーム・トゥ・フレームの画像処理を実行する。画像プロセッサ30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。

30

40

【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

50

が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、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)], (P×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、上記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)が異なるように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応答して受信されたエコーは、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

10

20

30

40

50

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。

10

20

30

【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。

【0015】

$P=1$ 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。

【0016】

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。

40

【0017】

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、時間的な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

50

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/トランジェンサ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。

10

20

30

40

50

【0018】

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らることによって、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。

【0019】

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。

【0020】

本発明の原理によると、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。

【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。

【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。

10

【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。

20

【表1】

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

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。

30

【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、

40

【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]

50

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。

10

【0025】

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、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]

20

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、集合長さ（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つのみである集合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）長い遅い時間集合が、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ため、多くのラインは、結果として得られるドップラー推定のS/N比の減少を犠牲にするのみで、時間インターリーブさせることができる。

30

40

【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。速い時間集合は、上述した米国特許第6,186,950号明細書に記述されているパルス反転に対する、3つ、4つおよび5つのパルス集合などの長さで3つ以上のパルスとすることができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 8 】

【 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。

10

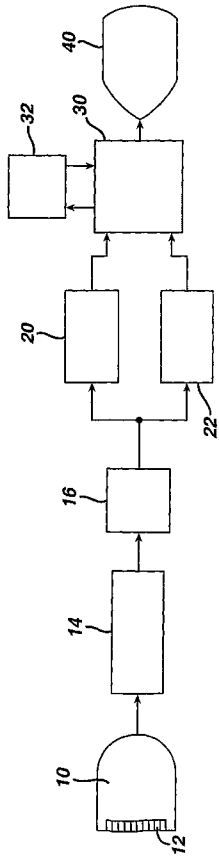
【 符号の説明 】

【 0 0 2 9 】

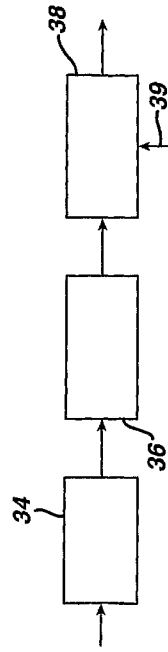
- 10 プローブ
- 12 アレイ・トランデューサ
- 14 ビーム成形器
- 16 直交バンドパス (QBP) フィルタ
- 20 エコー・プロセッサ
- 22 流れプロセッサ
- 30 画像プロセッサ
- 32 画像バッファ
- 34 スキャン変換器
- 36 インター・フレーム・ハイパスフィルタ
- 37 HPFプロセッサ
- 38、42 残像プロセッサ
- 39 リセット制御
- 40 表示部
- 44 混合ノオーバーレイ・プロセッサ
- 60、62 ドップラー・フィルタ応答特性
- 72、74 軌跡

20

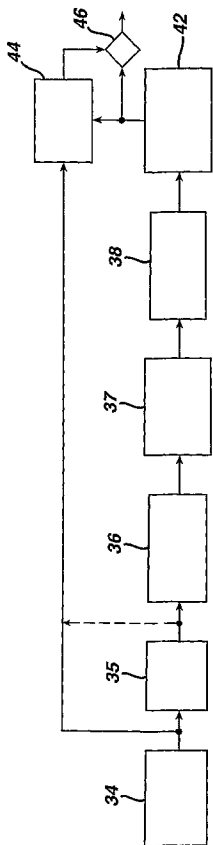
【 図 1 】



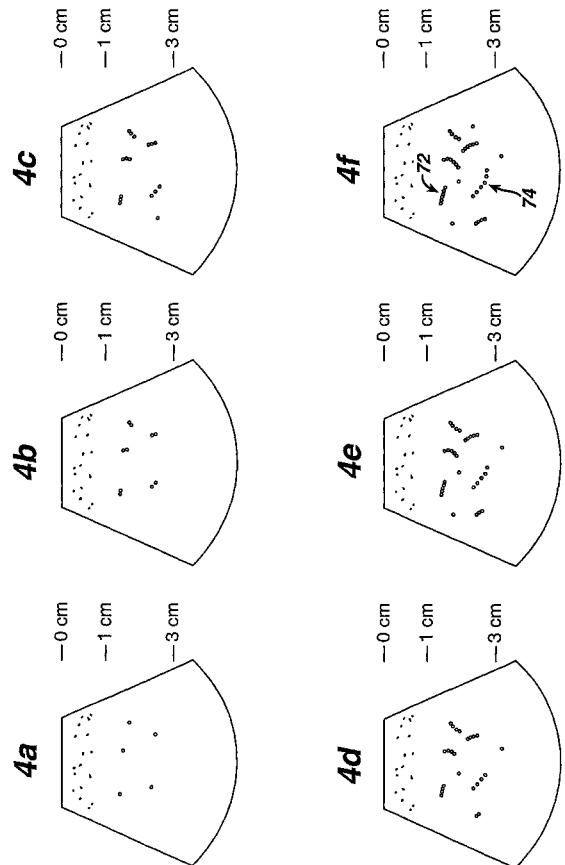
【 図 2 】



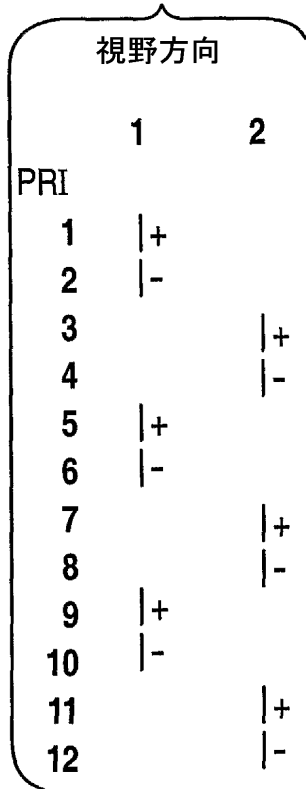
【 図 3 】



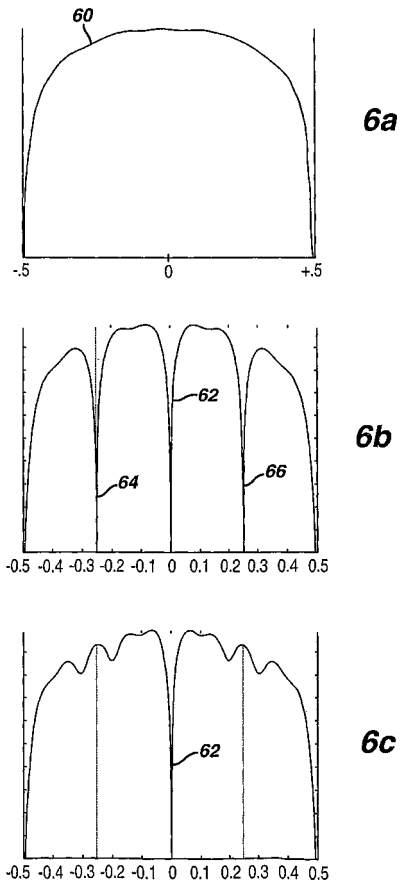
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/IB 03/02095
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, COMPENDEX, PAJ, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 186 950 B1 (AVERKIOU MICHALAKIS ET AL) 13 February 2001 (2001-02-13) abstract; figure 10 column 7, line 6 - line 32	1, 10, 16, 19, 23
A	US 2001/039381 A1 (BURNS PETER N ET AL) 8 November 2001 (2001-11-08) paragraph '0060!	1, 10, 16, 19, 23
A	WO 01 64108 A (ACUSON) 7 September 2001 (2001-09-07) abstract; claims 15, 30, 31 page 14, line 3 - line 26	1, 10, 16, 19, 23
	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 September 2003		Date of mailing of the international search report 24/09/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Niemeijer, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB 03/02095

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 095 980 A (BURNS PETER N ET AL) 1 August 2000 (2000-08-01) abstract; figures 2,3 column 4, line 34 - line 45 column 5, line 29 - line 61 -----	1,10,16, 19,23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/IB 03/02095

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6186950	B1	WO 0133250 A1 EP 1145042 A1 JP 2003512914 T	10-05-2001 17-10-2001 08-04-2003
US 2001039381	A1	NONE	
WO 0164108	A	US 6494841 B1 AU 3501801 A DE 10195815 T0 WO 0164108 A1	17-12-2002 12-09-2001 12-06-2003 07-09-2001
US 6095980	A	EP 0913704 A2 JP 11178824 A NO 984604 A	06-05-1999 06-07-1999 06-04-1999

 フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ブルース, マシュー

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 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 ハイウェイ 22100

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 DE10 DE14 EE06 EE30 HH16 JB32 JB46 JC18

5J083 AA02 AB17 AC29 AD01 AD04 AD08 AD13 AE10 BA01 BC01

BD02 BE53 CA12 DA05 DC01 EA14

专利名称(译)	用于低流速造影剂的超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2005528964A	公开(公告)日	2005-09-29
申请号	JP2004511862	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		
[标]发明人	ブルースマシュー ホープシンプソンデービット		
发明人	ブルース,マシュー ホープシンプソン,デービット		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8963 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52085 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.A		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE06 4C601/EE30 4C601/HH16 4C601/ JB32 4C601/ JB46 4C601/ JC18 5J083/ AA02 5J083/ AB17 5J083/ AC29 5J083/ AD01 5J083/ AD04 5J083/ AD08 5J083/ AD13 5J083/ AE10 5J083/ BA01 5J083/ BC01 5J083/ BD02 5J083/ BE53 5J083/ CA12 5J083/ DA05 5J083/ DC01 5J083/ EA14		
优先权	10/170153 2002-06-11 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用对比增强超声检测这种微血管的低速流动。示出了使用造影剂确定低速血流的超声诊断成像系统和方法。具有不同调制的脉冲对在若干波束方向上传输，以获得通过脉冲反转组合以分离谐波频率的回波。每个脉冲对快速连续传输，以最小化运动伪影。对不同波束方向的传输是时间交织的，最终在很长的收集时间内针对低流速方向在每个波束方向上进行采样。

