

(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2004-195228  
(P2004-195228A)

(43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/08  
A61B 8/06

F I

A61B 8/08  
A61B 8/06

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 38 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-416876(P2003-416876)  
(22) 出願日 平成15年12月15日(2003.12.15)  
(31) 優先権主張番号 434593  
(32) 優先日 平成14年12月18日(2002.12.18)  
(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 100070150  
弁理士 伊東 忠彦  
(74) 代理人 100091214  
弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

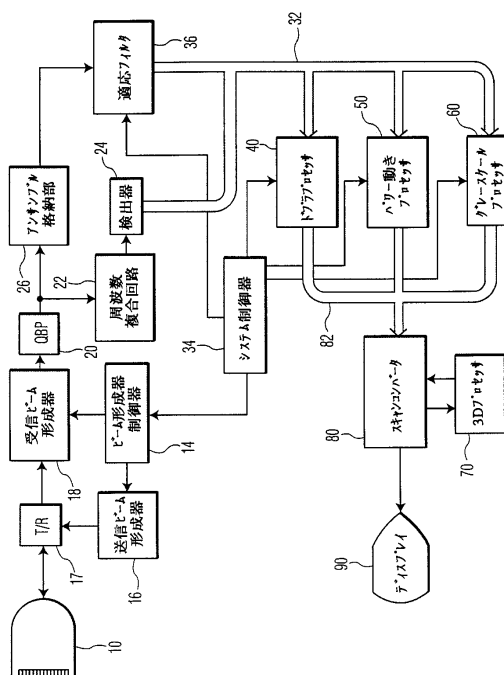
(54) 【発明の名称】最適化された送信シーケンスを用いた超音波撮像における適応フィルタリング

(57) 【要約】

【課題】 設計されたパルスのシーケンスとともに適応クラッタフィルタを用いる、動く組織の正確な超音波画像を与える方法及び装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 1つの実施例では、高パワーパルス間に低パワーパルスが散在し、適応フィルタの特性は夫々のパルスのエコーの受信と調和するよう連続的に変化される。フィルタの閾値は、非組織の検出を可能とするよう高パワーパルスからのエコーの受信時に高閾値レベルに設定され、同様に、組織の検出を可能とするよう低パワーパルスからのエコーの受信時に高閾値レベルに設定される。それに加えて又はその代わりに変化される送信信号のパラメータには、エンベロープ形状、基本周波数、パルスの持続時間、送信パケットの大きさ、パルス繰り返し周波数、及び送信線密度が含まれる。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

一連の超音波送信パルスを送信し、送信器制御信号の受け取りに応じて前記送信パルスの特性を変更することが可能な送信器と、

前記送信パルスに応じてエコー信号を受信する受信器と、

前記受信器から前記受信されたエコー信号を受け取り、フィルタ制御信号の受け取りに応じてフィルタリング特性を変更することが可能な適応フィルタと、

前記適応フィルタから前記フィルタリングされたエコー信号を受け取り、表示信号を発生するよう前記フィルタリングされたエコー信号を処理し、表示制御信号の受け取りに応じて前記フィルタリングされたエコー信号の処理を変更することが可能な表示信号プロセッサと、前記表示制御信号は前記表示信号プロセッサによって受け取られる前記フィルタリングされたエコー信号に対する前記適応フィルタのフィルタリング特性を示し、前記表示信号は出力装置に画像を生じさせるのに適しており、

10

前記送信器への前記送信器制御信号及び前記適応フィルタへの前記フィルタ制御信号を発生するシステム制御器とを含む、

超音波診断撮像システムであって、

前記送信器制御信号及び前記フィルタ制御信号は、前記送信器制御信号が1つ又はそれ以上の送信パルスの特性を変更させるとき、前記フィルタ制御信号は、前記送信器制御信号に応じて変更されている特性を有する送信パルスに対応する受信されたエコー信号の受け取り時に前記適応フィルタにそのフィルタリング特性を変更させるよう、適切に同期される、システム。

20

**【請求項 2】**

前記変更される送信パルスの特性は前記送信パルスのメカニカル・インデックスを含む、請求項 1 記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは第 1 のレベルと第 2 のレベルの間で変化され、前記第 1 のレベルのメカニカル・インデックスは前記第 2 のレベルのメカニカル・インデックスよりも高く、前記適応フィルタは前記第 1 のレベルの送信パルスに対応する受信されたエコーのみを用いて関心領域中の組織の動きの推定値を決定する、請求項 2 記載のシステム。

30

**【請求項 4】**

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは第 1 のレベルと第 2 のレベルの間で変化され、前記第 1 のレベルのメカニカル・インデックスは前記第 2 のレベルのメカニカル・インデックスよりも高く、前記表示信号プロセッサは前記第 2 のレベルの送信パルスに対応する受信されたエコーのみを用いて関心領域中の組織の動きの推定値を決定し、前記表示信号プロセッサは、前記第 2 のレベルの送信パルスに対応する前記受信されたエコーから形成される組織の動きの推定値に基づいて動きについて補正される前記第 1 のレベルの送信パルスに対応する受信されたエコーのみを用いて前記監視領域中の非組織の信号パワー推定値を決定する、請求項 2 記載のシステム。

**【請求項 5】**

変更される前記適応フィルタの前記フィルタリング特性は、フィルタリング閾値を含む、請求項 2 記載のシステム。

40

**【請求項 6】**

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは第 1 のレベルと第 2 のレベルの間で変化され、前記第 1 のレベルのメカニカル・インデックスは前記第 2 のレベルのメカニカル・インデックスよりも高く、前記適応フィルタの前記フィルタリング閾値は第 1 の閾値と第 2 の閾値の間で変化され、前記第 1 の閾値は前記第 2 の閾値よりも高く、前記適応フィルタは、前記第 1 のレベルのメカニカル・インデックスを有する送信パルスに対応するエコー信号を受け取り、前記適応フィルタのフィルタリング閾値は前記第 1 の閾値であり、前記適応フィルタが前記第 2 のレベルのメカニカル・インデックスを有する送信パルスに対

50

応するエコー信号を受け取るとき、前記適応フィルタの前記フィルタリング閾値は前記第2の閾値である、請求項5記載のシステム。

【請求項7】

前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは少なくとも0.9であり、前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.05乃至約0.2である、請求項3記載のシステム。

【請求項8】

前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは少なくとも0.9であり、前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.05乃至約0.2である、請求項4記載のシステム。

10

【請求項9】

前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは少なくとも0.9であり、前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.05乃至約0.2である、請求項6記載のシステム。

【請求項10】

前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.1である、請求項7記載のシステム。

【請求項11】

前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.1である、請求項8記載のシステム。

20

【請求項12】

前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.1である、請求項9記載のシステム。

【請求項13】

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは、夫々が1つの第2のレベルのパルスとそれに続く複数の第1のレベルのパルスとを含む複数のパルスパケットを送信器が送信するよう変化される、請求項3記載のシステム。

【請求項14】

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは、夫々が1つの第2のレベルのパルスとそれに続く複数の第1のレベルのパルスとを含む複数のパルスパケットを送信器が送信するよう変化される、請求項4記載のシステム。

30

【請求項15】

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは、夫々が1つの第2のレベルのパルスとそれに続く複数の第1のレベルのパルスとを含む複数のパルスパケットを送信器が送信するよう変化される、請求項6記載のシステム。

【請求項16】

各パルスパケット中の前記送信パルスの前記メカニカル・インデックスは、各パルスパケットが前記第1のレベル及び前記第2のレベルのパルスの対称的な配置を含むよう変化される、請求項13記載のシステム。

【請求項17】

各パルスパケット中の前記送信パルスの前記メカニカル・インデックスは、各パルスパケットが前記第1のレベル及び前記第2のレベルのパルスの対称的な配置を含むよう変化される、請求項14記載のシステム。

40

【請求項18】

各パルスパケット中の前記送信パルスの前記メカニカル・インデックスは、各パルスパケットが前記第1のレベル及び前記第2のレベルのパルスの対称的な配置を含むよう変化される、請求項15記載のシステム。

【請求項19】

変更される前記送信パルスの特性は、前記送信パルスのエンベロープ形状、前記送信パルスの基本周波数、前記送信パルスの位相特性、前記送信パルスの持続時間、送信パルス

50

の繰返し周波数、及び送信回線密度からなる群のうちの少なくとも1つを含む、請求項1記載のシステム。

【請求項20】

関心領域にマイクロバブル造影剤を注入し、  
前記関心領域へ連の超音波送信パルスを送信し、  
前記送信パルスの特性を変化させ、  
前記送信パルスに応じてエコー信号を受信し、  
適応フィルタを用いて前記受信されたエコー信号をフィルタリングし、  
前記適応フィルタのフィルタリング特性を、前記特性が変更された送信パルスに対応するエコー信号の前記適応フィルタによる受け取りと一致するように変更する、  
超音波スキャン方法。

10

【請求項21】

前記変更される送信パルスの特性は前記送信パルスのメカニカル・インデックスを含む、請求項20記載の方法。

【請求項22】

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは第1のレベルと第2のレベルの間で変化され、前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは前記第2のレベルのメカニカル・インデックスよりも高く、前記適応フィルタは前記第1のレベルの送信パルスに対応する受信されたエコーのみを用いて関心領域中の組織の動きの推定値を決定する、請求項12記載の方法。

20

【請求項23】

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは第1のレベルと第2のレベルの間で変化され、前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは前記第2のレベルのメカニカル・インデックスよりも高く、前記表示信号プロセッサは前記第2のレベルの送信パルスに対応する受信されたエコーのみを用いて関心領域中の組織の動きの推定値を決定し、前記表示信号プロセッサは、前記第2のレベルの送信パルスに対応する前記受信されたエコーから形成される組織の動きの推定値に基づいて動きについて補正される前記第1のレベルの送信パルスに対応する受信されたエコーのみを用いて前記監視領域中の非組織の信号パワー推定値を決定する、請求項21記載の方法。

30

【請求項24】

変更される前記適応フィルタの前記フィルタリング特性は、フィルタリング閾値を含む、請求項21記載の方法。

【請求項25】

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは第1のレベルと第2のレベルの間で変化され、前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは前記第2のレベルのメカニカル・インデックスよりも高く、前記適応フィルタの前記フィルタリング閾値は第1の閾値と第2の閾値の間で変化され、前記第1の閾値は前記第2の閾値よりも高く、前記適応フィルタは、前記第1のレベルのメカニカル・インデックスを有する送信パルスに対応するエコー信号を受け取り、前記適応フィルタのフィルタリング閾値は前記第1の閾値であり、前記適応フィルタが前記第2のレベルのメカニカル・インデックスを有する送信パルスに対応するエコー信号を受け取るとき、前記適応フィルタの前記フィルタリング閾値は前記第2の閾値である、請求項24記載の方法。

40

【請求項26】

前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは少なくとも0.9であり、前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.05乃至約0.2である、請求項22記載の方法。

【請求項27】

前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは少なくとも0.9であり、前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.05乃至約0.2である、請求項23記載の方法。

50

**【請求項 28】**

前記第1のレベルのメカニカル・インデックスは少なくとも0.9であり、前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.05乃至約0.2である、請求項25記載の方法。

**【請求項 29】**

前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.1である、請求項26記載の方法。

**【請求項 30】**

前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.1である、請求項27記載の方法。

10

**【請求項 31】**

前記第2のレベルのメカニカル・インデックスは約0.1である、請求項28記載の方法。

**【請求項 32】**

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは、夫々が1つの第2のレベルのパルスとそれに続く複数の第1のレベルのパルスとを含む複数のパルスパケットを送信器が送信するよう変化される、請求項22記載の方法。

**【請求項 33】**

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは、夫々が1つの第2のレベルのパルスとそれに続く複数の第1のレベルのパルスとを含む複数のパルスパケットを送信器が送信するよう変化される、請求項23記載の方法。

20

**【請求項 34】**

前記送信パルスのメカニカル・インデックスは、夫々が1つの第2のレベルのパルスとそれに続く複数の第1のレベルのパルスとを含む複数のパルスパケットを送信器が送信するよう変化される、請求項25記載の方法。

**【請求項 35】**

各パルスパケット中の前記送信パルスの前記メカニカル・インデックスは、各パルスパケットが前記第1のレベル及び前記第2のレベルのパルスの対称的な配置を含むよう変化される、請求項32記載の方法。

**【請求項 36】**

各パルスパケット中の前記送信パルスの前記メカニカル・インデックスは、各パルスパケットが前記第1のレベル及び前記第2のレベルのパルスの対称的な配置を含むよう変化される、請求項33記載の方法。

30

**【請求項 37】**

各パルスパケット中の前記送信パルスの前記メカニカル・インデックスは、各パルスパケットが前記第1のレベル及び前記第2のレベルのパルスの対称的な配置を含むよう変化される、請求項34記載の方法。

**【請求項 38】**

変更される前記送信パルスの特性は、前記送信パルスのエンベロープ形状、前記送信パルスの基本周波数、前記送信パルスの位相特性、前記送信パルスの持続時間、送信パルスの繰返し周波数、及び送信回線密度からなる群のうちの少なくとも1つを含む、請求項20記載の方法。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断撮像に関連し、特に、組織及び超音波造影剤に関連する超音波信号のセグメンテーション又は識別に関連する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波造影剤は、病気の検出及び診断のために広く使用されている。現世代の超音波造

50

影剤は、患者の血流に注入される脂質といった可溶性物質中にしばしばカプセル封入される微細なマイクロバブルからなる。これらの造影剤は、適切なレベルの超音波エネルギーで超音波に当てられたとき、マイクロバブルが非線形に共振し、線形送信波の非線形成分を含むエコー信号を返すという性質を有する。これらの非線形成分は、送信周波数の倍数調波で最も強くそれ自身を示し、従って造影剤は一般的に高調波造影剤と称される。高調波造影剤は、有利には、高調波周波数でそれ自身を強く示すため、他のエコー信号に対して優れたセグメンテーションを与える。

#### 【0003】

高調波造影剤は循環系を通過して移動するため、血流及び灌流の診断を改善するのに理想的である。高調波造影剤は、例えば冠状動脈中の閉塞を診断するため、又は心筋血流を回復させるために使用される。大きい空気塞栓から生じうる問題とは異なり、マイクロバブルは通常の身体の機能によって血流から濾過されるため、微小なマイクロバブルは患者に対する優れた安全性を与える。従って、造影剤は、いったん体の中へ注入されると、いつまでもそこにとどまるのではなく、素早く移動させられる。

10

#### 【0004】

図1中、特許文献1に詳述されている超音波診断撮像システムをブロック図の形で示す。アレイトランスデューサを含むプローブ10は、超音波エネルギーを体の関心領域へ送信し、組織、細胞、及び、造影剤が使用される場合は造影剤を含む、体の中の流れる物質から戻されるエコーを受信する。アレイトランスデューサは、線形又は曲がったアレイであり、フェーズドアレイ又は線形アレイとして動作する。トランスデューサは、2次元アレイトランスデューサ又は単一結晶トランスデューサを含む任意のパルス化された超音波トランスデューサでありうる。

20

#### 【0005】

フェーズドアレイ動作は、しばしばリアルタイム調査のために望まれる。アレイトランスデューサによる送受信のタイミングは、送信ビーム形成器(ビームフォーマ)16及び受信ビーム形成器18に接続されるビーム形成器制御器14によって同期される。各ビーム形成器のチャンネルは、信号の送受信を個々の素子とは別々に制御するようにアレイトランスデューサの個々の素子に接続される。送信ビーム形成器16は、ビーム形成器制御器14の制御下で、アレイ中の各素子が波動又はパルスを送信するように作動される時間を決定する。この制御された送信タイミングは、アレイ全体によって送信される波動が所定の方向、即ち所定の走査線に沿って操縦され、所定の焦点深さで合焦されることを可能とする。2つのビーム形成器16、18のチャンネルは、受信ビーム形成器チャンネル入力を高い送信電圧から保護する送信/受信スイッチ17によってアレイの素子に結合される。個々のトランスデューサ素子によって受信される信号は、送信/受信スイッチ17によって受信ビーム形成器18の個々のチャンネルに結合される。これらの入力路は、また、受信エコー信号を増幅する前置増幅器と、深さ依存の減衰の影響をずらすための時間利得補正回路とを含みうる。受信ビーム形成器18がデジタルビーム形成器であるとき、ビーム形成器の各チャンネルは、それに先行してアナログ・デジタル変換器があるか、アナログ・デジタル変換器を含む。ビーム形成器のチャンネルは、走査線に沿った共通の点(サンプルボリューム)から受信される信号が時間的に一致するように走査線に沿って各トランスデューサ素子によって受信されるエコーを連続的に適切に遅延する。連続的な遅延の変化は、走査線に沿った受信エコー信号のダイナミックな合焦に影響を与える。チャンネルの出力における信号は、コヒーレントなエコー信号のシーケンスを形成するように組み合わせられる。

30

40

#### 【0006】

受信ビーム形成器はまた、従来通り、ダイナミックな開口の変化の影響をずらすよう信号振幅の正規化といった他の処理動作を行う。受信ビーム形成器18はまた、マルチライン受信を行うために、2つ又はそれ以上のチャンネル群へ分割されてもよく、各チャンネル群はビーム形成器制御器14からの固有の遅延プログラミングを有する。マルチライン受信では、各チャンネル群は受信ビームをそれ自身の走査線に沿って操縦及び合焦し、それにより2つ又はそれ以上の受信走査線を同時に形成する。マルチライン受信は、より短い時間

50

で1つの画像の全ての走査線を取得することによりフレームレートを高めうる一方で、全ての受信された走査線が送信開口と対称的に一致するわけではないので、収差の影響を受けやすい。

**【0007】**

ここで走査線によって受信されたコヒーレントなエコーのシーケンスが検出されえ、グレースケール値の範囲へスケーリングされ、所望の画像フォーマットにスキャンコンバートされ、表示されることで、Bモード画像が形成される。図1の装置では、コヒーレントなエコーは直角帯域通過(QBP)フィルタ20によって同相(I)及び直角位相(Q)のサンプルへ復調される。I, Qサンプルは、ドブラパワー、速度、加速度、分散、及び流れ又は動きの方向を決定するようドブラ処理され得、また、アルゴリズム( $I^2 + Q^2$ )<sup>1/2</sup>によってエコー信号の振幅を検出するためにも使用されうる。図1中、I, Qサンプルは周波数複合回路22によりスペckルを除去するよう処理される。エコーの振幅は検出器24によって検出され、検出されたエコー信号はエコーデータバス32によりグレースケールプロセッサ60に印加され、そこでエコーはログ圧縮を受け、グレースケールマッピングされる。ログ圧縮及びグレースケール処理の望ましい技術の詳細については、特許文献2に記載されている。グレースケール信号は、画像データバス82によってスキャンコンバータ80に結合され、そこでR-走査線データは所望の表示形式へ変換される。スキャンコンバートされた画像はディスプレイ90上に表示される。

10

**【0008】**

QBPフィルタ20、周波数復号化回路22、及び検出器24の詳細な説明は、特許文献3に記載されている。

20

**【0009】**

ドブラ撮像のため、走査線に沿った各サンプルボリュームにおいて時間的なエコーシーケンスを集めるため、走査線は時間間隔に亘って繰り返し走査される。アンサンプルと称されるこの時間的なエコーシーケンスは、送信波動のシーケンスによって取得され、その繰り返し周波数はパルス繰り返し周波数PRFと称される。各個々に送信された波動又はパルスは、診断用超音波の通常RF範囲にあるドブラ周波数と称される公称周波数を示す。PRFは、通常はキロヘルツの範囲又はそれ以下の範囲にある。エコーアンサンプルは、アンサンプル格納部26で蓄積され、そこからドブラ処理のための完全なアンサンプルが生成される。

30

**【0010】**

ドブラ処理の従来最初のステップは、壁(Wall)フィルタリングである。心臓又は血管中の血流を撮像又は測定するとき、血液細胞からの比較的低いレベルのエコーは例えば血管又は心臓壁といった近くの組織によって反射される強いエコーに圧倒されうる。この処置は一般的には、血流を撮像又は測定するために行われるため、組織のエコーはこの場合には除去されうるクラッター(clutter)である。これらの不要な信号を除去する回路は、その基本的な目的は心臓及び血管の壁からエコーを除去することであるため、「壁(Wall)フィルタ」と称される。組織信号は一般的には血流信号よりも大きい振幅とより低い周波数であるため、これらの信号は、振幅、周波数、又はこれらの2つの特性の組み合わせによって弁別されうる。組織信号と「フラッシュ(flash)」として知られるドブラティファクトを除去する1つの技術は、特許文献4に開示されている。

40

**【0011】**

壁フィルタは、組織ドブラ信号を血流ドブラ信号の除外へ通すよう逆の特性で動作されうる。これらの組織の信号がドブラ処理されると、心筋及び弁といった動く組織の画像が生成されうる。この撮像技術は組織ドブラ撮像として知られる。組織ドブラ撮像の例は、特許文献5に記載されている。

**【0012】**

フィルタ30によってフィルタリングされ、血流又は組織を示す信号を含むドブラ信号は、それらがドブラ位相シフト又は信号強度のドブラ推定(パワードブラ)を行うために

50

使用されうるドブラプロセッサ40へ印加される。従来は、これはドブラ信号データのフーリエ変換又は自己相関によって行われる。望ましい技術は、ドブラ位相シフト又はドブラ信号の基準又は中央周波数を同時に推定する2次元自己相関を行うことである。後者は、位相シフト推定において深さ依存の周波数減衰の効果を補正するのに有用である。このような2次元ドブラプロセッサは、特許文献6に記載されている。ドブラ周波数又は位相シフトは、エコーを戻す血流又は組織の速度に比例するため、速度、加速度又は分散数の生成は簡単である。カラーフロードブラでは、血流の速度はカラースケールへマッピングされ、画像データバス82を通じてスキャンコンバータ80に結合され、血流を含む組織構造のグレースケール画像に重ね合わされる。パワードブラ撮像では、ドブラ信号の強度は同時にマッピングされ、グレースケール画像上に表示される。特許文献7に記載のよう

10

20

30

40

50

#### 【0013】

図1の超音波システムの構造の更なる詳細は、ここに参照として組み入れられる特許文献10に記載されている。特許文献10に記載のように、図1の超音波システムは、パルス反転ドブラ撮像を行うために有利に使用されうる。パルス反転ドブラの実施では、位相シフト、極性、又は振幅が交互の超音波パルスのシーケンスが体の中へ送信される。交互の極性は、連続する送信パルス間に180度(ラジアン)の位相シフトを生じさせる。フィルタリングと復調の後、連続するエコー信号は、サンプリングされたドブラ信号を形成するよう、体の中の一定の位置又は「サンプルボリューム」に対応する一定の遅延でサンプリングされる。このドブラ信号は、連続するエコー間の位相シフトのスペクトルを推定するために処理されうる。

#### 【0014】

同等に、これらの位相シフトは、位相シフト角度をパルス繰返し周波数(PRF)で割り算することによってドブラシフト周波数へ変換されうる。パルス反転ドブラでは、線形及び非線形の散乱によるエコーは、存在する動き及び非線形散乱の度合いによりはっきりとした位相シフトを発生する。線形散乱からの位相シフトは約180度だけ動きシフトされ、偶数次数の非線形散乱からの位相シフトは約0度だけ動きシフトされる。低い強度(低いメカニカル・インデックスMI)におけるコントラスト撮像のために、ドブラ低域通過フィルタは非線形エコーをコントラストマイクロバブルから分離し、組織からの線形エコーを抑制するために使用される。走査平面上の各点からのフィルタリングされたドブラ信号のパワーは、局所的なマイクロバブル濃度に略比例する。非特許文献1を参照のこと。従って、ドブラパワーは、周囲及び下にある組織からの信号がかなり抑制されたマイクロバブル特定画像を発生するため処理されうる。

#### 【0015】

下にある組織を見ることがしばしば望まれるため、ドブラパワー画像は通常はグレースケール組織画像の上の色付きのオーバーレイとして表示される。従って、所定のサンプルボリュームからのエコーがマイクロバブルから生ずるものであり色付きで表示されるべきであるかどうか、又はエコーが組織から生ずるものでありグレースケール情報が表示されるべきであるかを判定するために、セグメンテーション技術が必要とされる。

#### 【0016】

パルス反転ドブラコントラスト撮像のためのセグメンテーションの簡単な方法では、パワー閾値が設定される。フィルタリングされたドブラ信号がパワー閾値よりも大きい領域はマイクロバブルを含むと解釈され、ドブラデータはカラーで表示され、一方、閾値を下回る信号を有する領域は組織であると解釈され、代わりにグレースケールデータが表示される。パルス反転撮像において用いられるドブラ周波数フィルタが組織からの線形エコーを電子ノイズよりも下のレベルへ抑制するのに適しているとき、ドブラパワーに基づくセグメンテーションはうまく行われる。しかしながら、多くの実際的なパルス反転ドブラ

イルタでは、例えば僧帽弁小葉及び心内膜境界といった非常によく音波を発する動く構造からの線形エコーは完全には抑制されない。閾値よりも上の線形散乱からの残留エコー信号は、マイクロバブルから生ずると解釈され、カラーで表示され、ドブラ画像中にアーティファクトを生ずる。このようなアーティファクトを抑制するために、臨床医は、ドブラ閾値を高め（又は同等に、システム利得を減少させ）、処理におけるコントラストマイクロバブルに対する感度を低めうる。

【0017】

特許文献11は、第1の撮像モードでの動作時に、トランスデューサに変更された波形を出力させるためにパラメータのうち少なくとも1つを調整する制御装置にตอบสนองして複数のパラメータに基づいて超音波信号を送信するトランスデューサを有する超音波システムを開示する。

10

【0018】

特許文献1は、撮像されている領域中でのマイクロバブルの実質的な崩壊を生じさせるよう画像フィールドの各走査線に沿って送信される1つ又は2つの高いパワーのパルスを用いることによって組織と非組織を区別するコントラストのある画像を発生する方法を記載する。高いパワーレベルは、より厚いスライスマイクロバブル崩壊を生じさせ、再灌流を完了するのにより長い時間がかかる。特許文献12は、2つの連続する超音波送信から受信されるエコーの検出及び区別による造影剤中のかかる破裂したマイクロバブルの検出を開示する。特許文献1に開示する方法へ戻り、より高いパワーのパルスの後、超音波システムは低パワーのマルチパルス技術を用いてマイクロバブルのリアルタイムの高調波撮像を開始する。マイクロバブルは、撮像された領域を再灌流し始めるため、ユーザは、再灌流が1又はそれ以上の心周期に亘って行われると同時にリアルタイムでカラーでマイクロバブルの発生を観察しうる。高パワーのマイクロバブル崩壊パルスは、0.7よりも大きい、望ましくは0.9以上のMIを有し、リアルタイム撮像パルスは、0.2よりも小さい、望ましくは0.1以下のMIを有することが開示され、PRFは1500Hzに設定され、フレームレートは15Hzに設定された。この技術は、完全に機能的であり適切な結果を与えるが、比較的遅く、従って欠点がある。マイクロバブル崩壊を生じさせる高パワーパルスは、結果として非組織の撮像を生じさせ、続く低パワーパルスは結果として組織の撮像を生じさせる。しかしながら、低パワーパルス撮像は崩壊したマイクロバブルが撮像された領域の自然な再灌流によって被走査領域を出た後まで生じないため、これらの2つの画像が撮像される時間の間に現実のかなりの差がある。従って、（低パワーパルスによって発生される）組織の画像及び（高パワーパルスによって発生する）非組織の画像は、間に起こる被走査組織の動きにより完全には整列されない可能性がある。このずれは、被走査組織が走査中にかなりの程度動き、心臓組織とともに生ずるとき、特に顕著である。結果として、この技術によって生ずる画像は、生成される超音波画像中では組織は血流から正しく完全には区別されないため、望まれるほどは、鮮鋭でなく、正確でなく、又は明確でない可能性がある。

20

30

【特許文献1】米国特許第6,171,246号明細書

【特許文献2】米国特許第5,993,392号明細書

【特許文献3】米国特許第6,050,942号明細書

40

【特許文献4】米国特許第5,197,477号明細書

【特許文献5】米国特許第5,285,788号明細書

【特許文献6】米国特許第5,386,830号明細書

【特許文献7】米国特許第5,718,229号明細書

【特許文献8】米国特許第5,474,073号明細書

【特許文献9】米国特許第5,720,291号明細書

【特許文献10】米国特許第6,095,980号明細書

【特許文献11】米国特許第6,436,045号明細書

【特許文献12】米国特許第5,456,257号明細書

【非特許文献1】フラッシュ(Frush)外著、医学及び生物学における超音波(Ultrasound)

50

trasound in Medicine and Biology)、21(1)、  
第41-47頁、1995年

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

本発明は、従来技術の方法及び装置の使用を通じて利用可能なものよりもかなり正確な動く組織の超音波画像を提供することが可能な方法及び装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明によれば、適応クラッタフィルタは、設計されたパルスのシーケンスの使用とともに使用される。望ましい実施例では、高パワーパルスの中に低パワーパルスが散在し、適応クラッタフィルタは夫々のパルスのエコーの受信と調和するよう連続的に変化される。高パワーパルスが送信されると、適応クラッタフィルタの閾値は、非組織に対応するエコー信号の検出を可能とするよう高閾値レベルに設定される。低パワーパルスが送信されると、適応クラッタフィルタの閾値は、組織に対応するエコー信号の検出を可能とするよう低閾値レベルに設定される。低パワーパルスの受信利得は、より低い使用される送信パワーを補償するよう増加されうる。適応クラッタフィルタの閾値の切換は超音波送信器に同期される。高パワーパルスと低パワーパルスの中の切換は、組織がかなり動くのにかかる時間又は血流が組織内へ再灌流するのにかかる時間よりもはるかに速い速度で行われる。望ましい実施例では、高パワーパルスは、少なくとも0.9のMIを有し、出来る限りFDAにより指定された最大のメカニカル・インデックス(MI)である1.9に近く、最も望ましくは約1.6のMIを有する。この実施例では、低パワーパルスは、約0.05乃至約0.2の、望ましくは約0.1のMIを有する。高パワーパルスと低パワーパルスを任意に適当に散在させたものが用いられうるが、望ましいパルスシーケンスは、低パワーパルスの後に3つの高パワーパルスが続き低パワーパルスで終わる繰り返しのシーケンスを含み、各パルスは約1.5MHzの周波数と、約1乃至2マイクロ秒の持続時間を有する。パルスは出来る限り頻りに送信され、送信の回数は最大のターゲット深さまで進行し戻るのに必要な伝搬時間によって制限される。パルス繰り返し周波数(PRF)は、このように撮像深さとともに変化される。低MIパルスからのエコーは、送信パルスの関心領域中の組織の動きの推定値を発生するために使用される。組織の動きの推定値は、組織の動きにより相関されない高MIパルスからの受信エコー信号を補正するよう、適応クラッタフィルタによって使用されうる。すると、適応フィルタを通る高MIパルスからのエコー信号は、非組織のエコーに対応する。結果として、組織の動きに対応する信号は、適応クラッタフィルタを捕捉する大きい混乱したバブル信号によるアーティファクトを生じさせることなく実質的に除去される。ユーザに対して画像を発生するよう受信エコーを処理する超音波装置の素子もまた、受信エコー信号がコントラストのある色で適切に表示されるよう適切に制御される。

【0021】

送信超音波信号の強度(MI)が変化されることが望ましいが、それに加えて又はその代わりに、送信超音波信号の他の特性又はパラメータが、対応するエコー信号と同期されるべき適応フィルタの性能特性を適切に変化させること共に変化されうる。変化されうる送信超音波信号のパラメータには、送信信号のエンベロープ形状、送信信号の基本周波数、送信パルスの位相特性、超音波パルスの持続時間、超音波パルスの送信パケットの大きさ(即ちパケット中のパルスの数)、パルス繰り返し周波数、及び送信線密度が含まれうる。

【0022】

本発明の他の目的及び特徴は、添付の図面と共に考えて以下の詳細な説明から明らかとなる。しかしながら、図面は、例示のためだけのものであって、特許請求の範囲を参照して決められるべき本発明の限定を定義するものとして理解されるべきではない。

10

20

30

40

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0023】

本発明による超音波診断撮像システムは図2に示されている。このシステムは、図1のマトリックス壁(Wall)フィルタ30が適応フィルタ36によって置き換えられ、システム制御器34が追加されていること以外は、図1に示すものと略同じである。適応フィルタ36は、調整可能な閾値を有するフィルタである。閾値は、選択された受信信号を適応フィルタ36に完全に含める又は排除するよう拡張されうると理解されるべきである。閾値の値は、システム制御器34から受信される制御信号に応答して決定される。適応フィルタ36の閾値を制御することに加えて、システム制御器34はビーム形成器制御器14の出力を制御し、望ましくは、ドブラプロセッサ40、パワー動きプロセッサ50、及びグレースケールプロセッサ60の信号処理を制御する。

10

## 【0024】

動作中、システム制御器34は、プローブ10によって送信されるべき超音波エネルギーパルスの特性に従ってビーム形成器制御器14へ信号を与える。例えば、システム制御器34は、プローブ10によって低MIパルスが送信されるべきであることをビーム形成器14に命令する。低パワーパルスの受信利得は、より低い使用される送信パワーについて補償するよう増加されう。次に、システム制御器34は、低MIパルスのエコーを受信するよう適応フィルタ36の閾値を適切に調整する。適応フィルタ36の閾値が送信超音波パルスに対応するエコー信号の受信と一致するよう、システム制御器34から適応フィルタへの制御信号に適当な遅延が加えられる。信号はまた、システム制御器34によ

20

## 【0025】

システム制御器34はまた、所望のパターンに従ってプローブ10によって送信される超音波エネルギーパルスを変化させるようビーム形成器制御器14に命令を与えるために使用されう。高パワーパルス及び低パワーパルスを任意に適当に散在させたものが使用され得、異なる体領域の超音波画像を取得することは異なるパルスシーケンスの使用を要求することが想定される。夫々の場合に、システム制御器34は、パルスが適応フィルタ36によって適切にフィルタリングされ、プロセッサ40、50、及び60によって処理されることを確実とする。図3に示す本発明の望ましい実施例では、システム制御器34は、低MIパルスの後に3つの高MIパルスが続き低MIパルスで終了する繰り返しのシーケンスの送信を命令する。低MIパルスは組織の画像を発生し、一方、高MIパルスは非組織の画像を発生する。高パワーパルスは、少なくとも0.9のMIを有し、出来る限りFDAにより指定された最大のメカニカル・インデックス(MI)である1.9に近く、最も望ましくは約1.6のMIを有する。この実施例では、低パワーパルスは、約0.05乃至約0.2の、望ましくは約0.1のMIを有する。各パルスは、約1.5MHzの周波数と約1乃至2マイクロ秒の持続時間を有する。パルスは出来る限り頻繁に送信され、送信の回数は最大のターゲット深さまで進行し戻るのに必要な伝搬時間によって制限される。パルス繰り返し周波数(PRF)は、このように撮像深さとともに変化する。超音波画像の撮像中の組織の動きは、心臓組織と心臓を囲む組織の画像を得る場合に非常に顕著である。低パワーパルスに対応する受信データは、組織の動きの正確な推定値を形成するために使用され、この推定値は、組織の動きの影響を略除去するように高パワーパルスからのデータの処理を適合するために使用しう。

30

40

## 【0026】

50

組織の動きを考慮に入れるために高パワーパルスからの受信データが補償された後、ドブラ処理が低パワーパルスからのデータを除外するよう変更された従来のパワードブラ処理技術によって処理され、この除外によりドブラ・アンサンプル・サンプルがもはや一定のサンプリング間隔（PRF）ではサンプリングされないということが考慮に入れられねばならない。

【0027】

本発明の実施例は、1つの低MIパルスに3つの高MIパルスが続き低パワーパルスで終わるものを用いて説明されたが、異なるシーケンス及びパルス強度が使用されうる。例えば、1つの低MIパルスの代わりに、2つの低MIパルスに6つの高MIパルスが続いてもよい。更に、シーケンス中でパルスの強さが変化されてもよく、例えば低MIパルスに1つ又はそれ以上の中MIパルスが続き1つ又はそれ以上の高MIパルスが続いてもよい。検査されるべき組織の特性を含む、超音波診断撮像システムの特定の使用は、適切なパルスシーケンスを要求する。一般的に、低パワーパルスの配置は、この組織の動きの影響が高パワーパルスから形成される推定値から除去されよう、アンサンプル又はパルスのパケットに亘って測定される組織の動きの正確な推定を与えることを意図する。しかしながら、各時点において、適応フィルタ36及び望ましくは画像プロセッサ40、50、60の閾値は、上述のようにシステム制御器34によって適切に制御される。

10

【0028】

本発明の望ましい実施例では、送信超音波信号の強度（MI）はシステム制御器34によって変化されるが、強度を変化させる代わりに或いは強度を変化させるのに加えて、送信超音波信号の他の特性又はパラメータもまた変化されうる。しかしながら、夫々の場合、適応フィルタ36の性能特性は対応するエコー信号と同期するよう適切に変化される。変化されうる送信超音波信号のパラメータは、送信信号のエンベロープ形状、送信信号の基本周波数、送信パルスの位相特性、超音波パルスの持続時間、超音波パルスの送信パケットの大きさ（即ちパケット中のパルスの数）、パルス繰り返し周波数、及び送信線密度を含みうる。

20

【0029】

また、図2では、処理されたエコー画像はディスプレイ90へ出力されることが示されているが、処理されたエコー画像は、例えばプリンタといった他の出力装置、又は、コンピュータディスク、CD、DVD等といったデータ又は画像の格納が可能な装置へ供給されうる。

30

【0030】

このように、本発明の基本的な新規な特徴について本発明の望ましい実施例に適用されたものとして図示し、説明し、指摘したが、当業者によれば本発明の趣旨を逸脱することなく、上述され例示された装置の形状及び詳細について種々の除外、置き換え、及び変化がなされることが理解されるべきである。例えば、同じ結果を達成するために略同じ方法で略同じ機能を行う要素及び/又は方法の段階の全ての組み合わせが本発明の範囲内であることが明確に意図される。1つの上述の実施例から他の実施例へ素子を置き換えることもまた完全に意図され想定される。また、図面は必ずしも縮尺どおりに示されたものではなく、本質的には概念的であることが理解されるべきである。従って、特許請求の範囲に示されるように限定されるものであることが意図される。

40

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】従来技術の超音波診断撮像システムを示すブロックである。

【図2】本発明による超音波診断撮像システムの1つの実施例を示すブロック図である。

【図3】本発明による超音波パルスシーケンスを示すグラフである。

【符号の説明】

【0032】

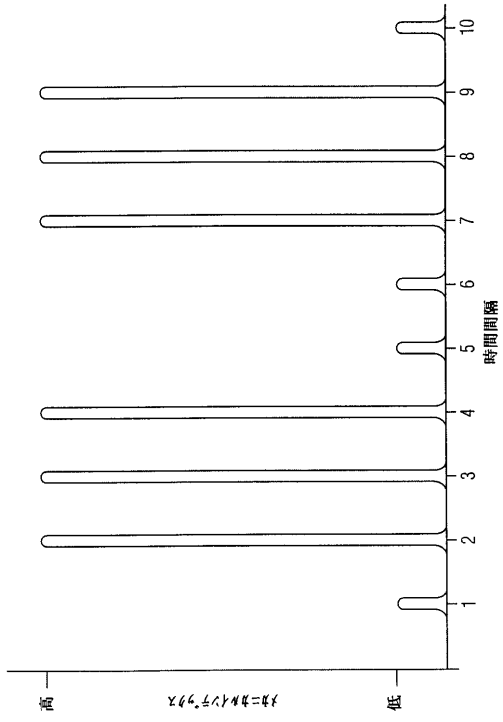
10 プローブ

14 ビーム形成器制御器

50



【 図 3 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ジョージ エイ ブロック フィッシャー

アメリカ合衆国, マサチューセッツ州 01810, アンドーヴァー, ウェブスター・ストリート  
15

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DE04 DE05 DE06 DE09 DE10 DE13 EE04 EE09  
EE22 HH05 HH06 HH08 HH13 HH16 HH17 JB33 JB40 JC37  
KK12 KK18

专利名称(译)	基于优化传输序列的超声成像自适应滤波		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004195228A</a>	公开(公告)日	2004-07-15
申请号	JP2003416876	申请日	2003-12-15
[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	ジョージエイブロックフィッシャー		
发明人	ジョージ エイ ブロック-フィッシャー		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8981 G01S15/102		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH08 4C601/HH13 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/JB33 4C601/JB40 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/434593 2002-12-18 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种方法和装置，用于使用自适应杂波滤波器和设计的脉冲序列来给出运动组织的准确超声图像。在一个实施例中，低功率脉冲散布在高功率脉冲之间，并且自适应滤波器的特性连续变化以匹配每个脉冲的回波的接收。当接收到来自高功率脉冲的回波以允许检测非组织时，将滤波器的阈值设置为高阈值水平，同样，当接收到来自低功率脉冲的回波以允许检测组织时，将滤波器的阈值设置为高阈值。设置为高阈值水平。可以另外或替代地改变的发射信号参数包括包络线形状，基频，脉冲持续时间，发射分组大小，脉冲重复频率和发射线密度。 [选择图]图2

