

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4771194号

(P4771194)

(45) 発行日 平成23年9月14日(2011.9.14)

(24) 登録日 平成23年7月1日(2011.7.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2001-563010 (P2001-563010)	(73) 特許権者	593063105
(86) (22) 出願日	平成13年2月14日(2001.2.14)		シーメンス メディカル ソリューション
(65) 公表番号	特表2004-512857 (P2004-512857A)		ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成16年4月30日(2004.4.30)		Siemens Medical Sol
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/004720		utions USA, Inc.
(87) 国際公開番号	W02001/064108		アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
(87) 国際公開日	平成13年9月7日(2001.9.7)		ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
審査請求日	平成20年2月8日(2008.2.8)		ウェイ 51
(31) 優先権主張番号	09/514,803		51 Valley Stream Pa
(32) 優先日	平成12年2月29日(2000.2.29)		rkway, Malvern, PA 19
(33) 優先権主張国	米国 (US)		355-1406, U. S. A.
		(74) 代理人	100099483
			弁理士 久野 琢也
		(74) 代理人	100061815
			弁理士 矢野 敏雄

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コントラストパルスシーケンスイメージングを使用する医療診断用超音波システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療診断用超音波装置の作動方法において、

ターゲットに当てるためのパルスのシーケンスを発射するステップを含み、前記シーケンスの少なくとも2個のパルスは異なる振幅及び位相を有しているが、前記シーケンスのどの2個のパルスも同一の振幅及び逆位相を有しておらず、受信したエコーを処理して1次エコーは実質的に除去し、少なくとも1つの奇数次エコー及び1つの偶数次エコーからなる少なくとも2つの非線形次数のエコーは維持することを特徴とする方法。

【請求項 2】

医療診断用超音波装置の作動方法において、

(a) ターゲットに当てるためのパルスのシーケンスを発射するステップを含み、前記シーケンスの少なくとも2個のパルスは互いに異なる振幅と位相とを有しており、

前記方法は更に、

(b) 前記シーケンス内の各パルスに応答して、前記ターゲット内の散乱体からの超音波エコーを受信するステップと、

(c) 前記散乱体からの1次エコーだけを大幅に抑圧するように、前記受信したエコーに重み付けし、加え合わせるステップと、を含むことを特徴とする方法。

【請求項 3】

医療診断用超音波装置の作動方法において、

10

20

ターゲットに当てるためのパルスのシーケンスをある走査線に沿って発射するステップを含み、前記シーケンスの少なくとも2個のパルスは互いに実質的に同一の振幅及び位相を有し、前記シーケンスの少なくとも2個のパルスは互いに異なる振幅を有し、

前記方法は更に、

前記シーケンス内の各パルスにตอบสนองして、受信したエコーに複数の重みを用いて重み付けするステップを含み、

第1パルスの第1の大きさと、前記第1パルスにตอบสนองして前記受信したエコーに適用される第1の重みとの第1の乗算の第1の結果は、第2パルスの第2の大きさと、前記第2パルスにตอบสนองして前記受信したエコーに適用される第2の重みとの第2の乗算の第2の結果に等しくならない、

ことを特徴とする方法。

【請求項4】

医療診断用超音波装置の作動方法において、ターゲットに当てるためのパルスのシーケンスを発射するステップを含み、前記シーケンスの少なくとも2個のパルスは振幅が異なり、前記シーケンスの少なくとも2個のパルスは位相が異なり、前記シーケンスのパルスの少なくとも第1パルスはコード化されたパルスからなることを特徴とする方法。

【請求項5】

医療診断用超音波装置の作動方法において、ターゲットに当てるための超音波パルスのシーケンスを発射するステップを含み、前記シーケンスのパルスの少なくとも2個は位相が異なり、前記パルスの少なくとも第1及び第2パルスはそれぞれの長さのコードでコード化されており、前記第1パルスは前記第2パルスより長いピーク振幅と、前記第2パルスより短いコード長とを有していることを特徴とする方法。

【請求項6】

医療診断用超音波装置の作動方法において、

ターゲットに当てるための少なくとも3個のパルスのシーケンスをある走査線に沿って発射するステップを含み、前記パルスのシーケンスの少なくとも第1及び第2パルスは互いに実質的に同一の大きさ及び位相を有し、前記パルスのシーケンスの第3パルスは前記第1及び第2パルスとは異なる大きさを有し、

前記方法は更に、

前記第1、第2、及び第3パルスにตอบสนองして、受信した第1、第2、及び第3エコー信号に、実質的に同一の重みを用いてそれぞれ重み付けするステップを含む、

ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(従来の技術)

コントラスト剤は、それらの存在が、疾患の状態に依存して組織の領域からの散乱を選択的に高めることから、超音波イメージングにとって有用である。従って、コントラスト剤検出の重要な要素は、組織からのエコー対コントラスト剤からのエコーに対する検出スキームの感度である。コントラストエコー対組織エコーに対するこの感度を、特異性(specificity)と呼ぶ。

【0002】

(発明の概要)

コントラスト剤に対する高い特異性は、組織上のコントラスト剤の非線形レスポンスがより大きいことを活用するか、または音響波によるコントラスト剤の変化(例えば、破壊する)(相関の喪失、即ちLOC効果)を検出する(診断パワーレベルにおいては、組織は音響波の通過によって変化しない)という2つの方法で達成することができる。本明細書は、コントラスト剤と組織とを区別し、LOC効果を使用する時にコントラスト剤に対する感度を保持し、そしてコントラスト剤信号を劣化させるような運動する組織からの信号の除去を改善すべくコントラスト剤の非線形レスポンスを使用する場合に、コントラスト剤検出の特異性を改善する「コントラストパルスシーケンス」(または、CPS)イメ

10

20

30

40

50

ージング（像形成）と呼ばれる技術を記述する。

【0003】

（実施の形態）

コントラスト剤からの非線形散乱に基づいている現在のコントラスト剤検出スキームは、偶数次散乱だけを検出するか（Hwangの米国特許第5,951,478号及びChapmanの米国特許第5,632,277号に記載されているパルス反転イメージングの場合）、または特定次数の散乱を分離する（Bruno Haider及びRichard Chiaoの論文“高次非線形超音波イメージング”に記載されている）ように設計されている。以下に説明するCPS実施の形態は、奇数次及び偶数次の両方の散乱を検出しながら、望ましくない次数の散乱を除去することができる。これらの技術（パルス反転、Haider技術、及びCPS）は全て、幾つかのパルスを一方 10
向に発射し、次いで受信した信号をコヒーレントに組み合わせることに基づいている。もしインソニファイ(insonify)されたフィールド内の全てのターゲットが静止していれば、信号のこの組み合わせによって特定次数の散乱を完全に除去することができる（例えば、静止散乱の場合、パルス反転は全ての奇数次散乱を完全に除去することができる）。しかしながら、もしターゲットが運動していれば、この除去は不完全になり、特異性の低下がもたらされ得る。

【0004】

本発明の一実施の形態は超音波イメージング方法を指向するものであり、本方法は、パルスのシーケンスを身体内へ発射するステップを含み、シーケンスの少なくとも2個のパルスは異なる振幅及び位相を有しているが、シーケンスのどの2個のパルスも同一の振幅及び逆位相を有してはいない。好ましい実施の形態では、後述するようにパルスのシーケンスは同一の走査線に沿って発射されるが、パルスのシーケンスを代替態様で発射することもできる。パルスのシーケンスは少なくとも2個のパルスを含む。最も好ましくは、パルスのシーケンスは少なくとも3個のパルスを含み、それらの1個のパルスは他の1個のパルスの振幅の2倍の振幅で送信され、他の2個のパルスの2倍の振幅で送信されるパルスは、他の2個のパルスの位相に対して180°位相シフトされている。最も好ましいパルスシーケンスを{1, -2, 1}で表すことにする。ここに、係数1、2、及び1はパルスの 20
相対振幅を表しており、また負(-)符号は第2パルスが180°位相シフトされていることを表している。理想的に位相シフトは精密に180°であるが、受信重みを付られて加え合わせされた後の1次信号が2次信号より少なくとも6 dB低い限り、理想からの変動は 30
受容され得る。好ましくは、1次信号を2次信号より少なくとも20 dB低くし、最も好ましくは、それらを雑音フロアより低くする。雑音フロア(noise floor)とは、システムエレクトロニクスに起因する電子雑音の2乗平均平方根(root-mean-square)振幅であると定義されている。

【0005】

別の実施の形態では、CPSは少なくとも6個のパルスを含み、それらの2個は他の4個のパルスの振幅の2倍の振幅で送信される。好ましくは、3個ずつのパルスが時間的にインタリーブされた第1及び第2のシリーズからなり、時間的にインタリーブされた第2のシリーズの各パルスは、時間的にインタリーブされた第1のシリーズの対応するパルスとの間に90°の相差がある。このようなパルスシーケンスの1つは、{1, i, -2, -2i, 1, i}で表すことができる。係数1、2、及び1はパルスの相対振幅を表し、負符号は各パルスシリーズ内の第2のパルスが180°相相シフトされていることを表し、iはインタリーブされた各パルスシリーズ間の対応するパルスが90°の相差を有していることを表している。 40

【0006】

本発明の更に別の実施の形態は、互いに振幅及び位相が異なるパルスのシーケンスを身体内へ発射し、散乱体からの1次（線形）エコーだけを大幅に抑圧するように身体から受信されたエコーに重み付けし、加え合わせることを指向する。{3, 8, 24, -5}の受信重みを用いるCPS{2, 1, -1, -2}が、このようなシーケンスの例である。エコーは、関心次数の散乱に対して少なくとも6 dBまで、好ましくは20 dBまで、そして最も好ま 50

しくは雑音フロアまで、またはそれ以下に抑圧された時に大幅に抑圧されたという。

【0007】

本発明の別の実施の形態は、ある走査線に沿って少なくとも3個のパルスのシーケンスを身体内に発射することを指向し、シーケンスの少なくとも2個のパルスは互いに同一の振幅及び位相を有し、シーケンスの少なくとも2個のパルスは互いに異なる振幅を有している。好ましくは、互いに振幅が異なる少なくとも2個のパルスは、互いに同一の位相を有している。好ましくは、本方法は更に、シーケンス内の各パルスからエコーを受信するステップと、1次エコーだけを大幅に抑圧するように、受信したエコーに重み付けし、加え合わせるステップとを含む。特に好ましいパルスシーケンスは、1、-1、1の受信重みを用いた{1, 2, 1}である。但し、係数1、2、及び1はパルスの相対振幅を表している。

10

【0008】

更に別の実施の形態は、(1)超音波パルスのシーケンスを身体内へ送信するためのパワーレベル、及び(2)身体内の散乱体から受信されたエコーに適用するための受信重みを選択することを指向している。送信パワーレベル及び受信重みは、少なくとも2次及び3次散乱からのエコー情報は保存するが、1次散乱からのエコー情報は抑圧するように選択される。好ましくは、選択プロセスによって、0速度±30cm/秒の範囲内に2つの0を発生させる。最も好ましくは、選択ステップが、少なくとも2つの0を0速度に配置させる。

【0009】

20

以下の説明では、 $p_k(t) = a_k a(t) \cos(\omega_0 t)$ の形状の送信パルスを考えることにする。但し、 a_k はパルスの振幅及び位相を定義し、 $a(t)$ は送信信号の包絡線を定義し、そして $\cos(\omega_0 t)$ は搬送波周波数を表している。コントラスト剤のレスポンス(伝播遅延を無視する)は、

$$s_k(t) = a_1 p_k(t) + a_2 p_k^2(t) + a_3 p_k^3(t) + a_4 p_k^4(t) + \dots,$$

によって与えられるものとする。パルス反転技術の場合には、 $a_1 = 1$ 及び $a_2 = -1$ であり、

$$s_1(t) + s_2(t) = 2 a^2(t) \cos^2(\omega_0 t) + 2 a^4(t) \cos^4(\omega_0 t) + \dots,$$

になる。

【0010】

30

得られる信号は奇数次散乱を有していない。しかしながら{1, -2, 1}(但し $a_1 = a_3 = 0.5$ 、 $a_2 = -1$ であり、負符号はシーケンスの第1パルスに対して180°位相シフトされていることを表している)のようなCPSシーケンスの場合には、得られる信号は、

$$s_1(t) + s_2(t) + s_3(t) = -0.5 a^2(t) \cos^2(\omega_0 t) - 0.75 a^3(t) \cos^3(\omega_0 t) - 0.875 a^4(t) \cos^4(\omega_0 t) + \dots,$$

になり、これは偶数次及び奇数次の両散乱を含む。

【0011】

第3高調波信号は、主としてアカデミックな関心事であるように思われるかも知れないが、第3高調波信号は大部分が基本周波数に出現する。(三角法アイデンティティ $\cos^3(\omega_0 t) = 0.75 \cos(\omega_0 t) + 0.25 \cos(3\omega_0 t)$ に注目されたい。)従って第3高調波散乱の大部分が基本周波数に現れ、容易に検出することができる。

40

【0012】

3次散乱成分(基本周波数に現れる)は、逆極性(0°と180°)を有する等振幅パルスからなるパルスシーケンスによっては検出することができないことに注目されたい。送信信号の少なくとも2つの間の振幅を変化させた時に限って、基本周波数における3次非線形性を検出できると同時に、1次散乱を抑圧することができる。(もし、送信パルスの少なくとも2個の間の位相を0°または180°以外の量だけ異ならせれば、一定振幅のパルスを送信することによって基本周波数の3倍において3次散乱を検出し、1次散乱を抑圧することができる。)

【0013】

50

6 パルス C P S を使用することによって、基本信号及び第 2 高調波信号の両信号を抑圧し、且つ 3 次及びそれより高次の散乱だけをイメージ（像形成）することが可能になり、非線形散乱を用いるコントラスト剤検出の特異性を改善する可能性がもたらされる。この 6 パルス C P S の場合、パルスは次のように記述することができる。

$$p_1(t) = 0.5 a(t) \cos(\omega_0 t)$$

$$p_2(t) = 0.5 a(t) \sin(\omega_0 t)$$

$$p_3(t) = -a(t) \cos(\omega_0 t)$$

$$p_4(t) = -a(t) \sin(\omega_0 t)$$

$$p_5(t) = 0.5 a(t) \cos(\omega_0 t)$$

$$p_6(t) = 0.5 a(t) \sin(\omega_0 t)$$

このパルスシーケンスは $\{1, i, -2, -2i, 1, i\}$ と書くことができる。ここに、負符号は 180° 位相シフトされていることを表し、 i はシーケンスの第 1 パルスに対して 90° 位相シフトされていることを表している。受信した信号を加え合わせた（均一の受信重みを使用）後の結果は、

$$s_1(t) + s_2(t) + s_3(t) + s_4(t) + s_5(t) + s_6(t) =$$

$$0.75 a^3(t) \cos^3(\omega_0 t) - 0.75 a^3(t) \sin^3(\omega_0 t) + 2.25 a^4(t) \cos^4(\omega_0 t) \dots,$$

になり、これは 3 次及びより高次項からの散乱だけを含んでいる。受信重み $\{2, 2, 1, 1\}$ を用いた $\{1, i, -2, -2\}$ のようなより短いパルスシーケンスでも、1 次及び 2 次散乱の両者を除去することができる。6 パルスシーケンスは、それが簡単であり、運動する散乱体からの（1 次のような）望ましくない次数の信号の不十分な抑圧から生成される運動アーチファクトに対して良好な免疫性（イムニティ, immunity）をも提供する故に選択されたのである。

【0014】

特定の次数の散乱を除去する長所に加えて、コントラストパルスシーケンスは運動に起因するアーチファクトを減少させるように設計することもできる。上述した C P S $\{1, -2, 1\}$ は、運動するターゲットからの 1 次散乱を、パルス反転よりも効果的に除去する。

図 1 は、パルス反転及び $\{1, -2, 1\}$ コントラストパルスシーケンスの両者について、散乱体速度の関数として 1 次散乱に対する感度をプロットしたグラフである。（全ての感度対散乱体速度のグラフについて、超音波パルスの中心周波数は 3.85 MHz であり、パルス繰り返し間隔は 200 マイクロ秒 であり、そして音度は 1.54 mm / マイクロ秒 であるとしている。）散乱体がゆっくりと運動する場合、C P S 技術による 1 次散乱の除去が、パルス反転よりも 20 dB 良好であることに注目されたい。もし送信される振幅をフィルタの係数と考えれば、運動する散乱体からの 1 次散乱の改善された除去が容易に理解されよう。何故ならば、 $\{1, -2, 1\}$ シーケンスは 0 速度に 2 つの 0 を有しているのに対して、パルス反転シーケンス $\{1, -1\}$ は 0 速度に 1 つの 0 だけを配置するからである。

【0015】

3 次散乱（図 2 に示す）の場合に C P S $\{1, -2, 1\}$ が優れた感度を有しているのに対して、パルス反転の 3 次散乱に対する感度は低い。図 3 に示すように、C P S $\{1, -2, 1\}$ 及びパルス反転シーケンス共、2 次散乱に対しては良好な感度を有している。

【0016】

高次非線形レスポンスを介してコントラスト剤をイメージングする代替は、相関の喪失（LOC）効果である。LOC 効果は、第 1 パルスによって何等かの変化を生じたコントラスト剤を、第 2 パルスによって検出することに基づいている。コントラストパルスシーケンス $\{1, -2, 1\}$ は、第 1 パルスがコントラスト剤を変化（通常は、破壊するか、カプセル封じされたガスを解放するか、剤のシェルの特性を変化させるか、または剤を運動させることによって）するので、第 2 パルスに対するレスポンス（1 次散乱の場合）の振幅が第 1 パルスに対するレスポンスの 2 倍にはならず、また逆相になるので、LOC 効果に対する感度は極めて良好である。同様に、第 3 パルスに対するレスポンスは、この場合もコントラスト剤が変化するために、第 1 パルスに対するレスポンスに等しくならない。従って、これらのレスポンスを加え合わせた時の結果は 0 にはならない。インソニフィケ

10

20

30

40

50

ーション (insonification) 間で変化しない組織の場合には、得られた L O C 信号は (運動を無視すると) 0 になる。組織運動が存在する場合には、図 1 に示すように、パルス反転シーケンス {1, -1} に比して C P S {1, -2, 1} は同じ改善された 1 次散乱除去を呈する。

【0017】

名前が暗示しているように、コントラストパルスシーケンスは、普通の B モードイメージングのために使用することができるパルスのシーケンスである。これらのパルスは、

- ・ユニポーラバイナリパルス、
- ・バイポーラバイナリパルス、
- ・Hossacの米国特許第5,608,690号に記載されているような搬送波周波数を変

10

調することによって達成されたパルス、

- ・送信経路内の要素の非線形レスポンスによって平滑化されるバイナリパルス
- ・波形をメモリ内に格納し、次いでメモリの内容を (順番に) デジタル・アナログコンバータに印加することによって生成されたパルス、

を含む。普通の B モードイメージングに使用されるパルスに類似した特性 (中心周波数、帯域幅、及び形状) を有するパルスを使用することが好ましいが、コントラストパルスシーケンスの場合には特定のパルス形状は要求されない。この理由から、どのようなパルス形状またはパルス生成技術も本発明に使用することができる。

【0018】

コントラストパルスシーケンスの特性を表す場合に、{1, -2, 1} のような表記法を使用することが多い。この表記法は、送信されるパルスの振幅及び位相の両方を記述する。実際に送信される振幅は、システム限界 (使用できるピーク電圧、最大パルスパワー等)、音響出力に課せられている法令制限 (M I、I S P T A、T I 等)、または超音波試験中に所望の結果を達成するために音響出力を制限するように臨床医による要望 (患者の露出の制限、コントラスト剤の破壊の回避等) の何れかによって決定される最大許容出力に正規化される。この表記法は、180° の位相シフトを表すために負符号を使用し、90° の位相シフトを表すために記号 i を使用することによって、送信されるパルスの位相をも記述する。(位相は、0°、90°、180°、及び270°に限定されるものではない。どのような任意位相も、送信及び受信に使用することができる。) 表 1 に幾つかのコントラストパルスシーケンスの種々の特性を示す。

20

30

【0019】

【表 1】

表 1 - コントラストパルスシーケンス

CPS名	送信振幅 (最大出力 の端数)	送信位相	受信重 みの大 きさ	受信重 みの位 相	1次信号 に対する 感度	2次信号 に対する 感度	3次信号 に対する 感度
{1, -2, 1}	1/2, 1, 1/2	0, 180, 0	1, 1, 1	0, 0, 0	0	1.5	3/4
{1, i, -2, -2i, 1, i}	1/2, 1/2, 1, 1, 1/2, 1/2	0, 90, 180, 270, 0, 90	1, 1, 1, 1, 1, 1	0, 0, 0, 0, 0, 0	0	0	$3\sqrt{2}/4$
{2, 1, -1, -2}	1, 1/2, 1/2, 1	0, 0, 180, 180	3, 8, 24, 5	0, 0, 0, 180	0	6	6
{1, i, -2, -2i}	1/2, 1/2, 1, 1	0, 90, 180, 270	2, 2, 1, 1	0, 0, 0, 0	0	0	$3\sqrt{2}/4$
{1, -2, 1, -2, 1}	1/2, 1, 1/2, 1, 1/2	0, 180, 0, 180, 0	1, 2, 6, 2, 1	0, 0, 0, 0, 0	0	6	3/4
{1, -2, 2, -2, 1}	1/2, 1, 1, 1, 1/2	0, 180, 0, 180, 0	1, 2, 6, 2, 1	0, 0, 0, 0, 0	0	7.5	3/4
{1, -2}	1/2, 1	0, 180	2, 1	0, 0	0	1.5	3/4
{1, 2, 1}	1/2, 1, 1/2	0, 0, 0	1, 1, 1	0, 180, 0	0	2	6
{3, -5, 4, -5}	0.6, 1, 0.8, 1	0, 180, 0, 180	5/3, 3, 3.75, 1	0, 0, 0, 0	0	7	1.72
{2, -5, 3, -5}	0.4, 1, 0.6, 1	0, 180, 0, 180	2.5, 3, 5, 1	0, 0, 0, 0	0	6.2	2.76

10

20

30

【0020】

各コントラストパルスシーケンスのための伝統的な名前（数のシーケンス）が、第1列内にリストされている。各コントラストパルスシーケンス内のパルス数は、名前の数値エントリ数によって表される。例えば、第1のCPS {1, -2, 1} は3個のパルスを有しているのに対して、第2のCPS {1, i, -2, -2i, 1, i} は6個のパルスを有している（注：この表記法においては、-1の平方根である‘i’を1つの数と考える）。各パルスの送信振幅（所望のピーク出力に対する）は、第2列内にリストされている。第3列は、各送信パルスの対応位相を示している。搬送波周波数を変調することによって生成されたパルスの場合、この位相は、パルスの送信が開始される時点に対する搬送波の位相である。（例えば、この実施の形態では、送信が開始される時にその正のピークにある搬送波は余弦波であって0位相を有しており、一方送信が開始される時に正の勾配を有している搬送波は正弦波であって90°の位相を有している。）位相を決定するための時間基準として送信の開始を使用することが便利であるが、自由裁量であることに注目されたい。全

40

50

ての送信パルスにとって同一の、どのような時間基準をも使用することができる。ユニポーラバイナリ波形の場合のCPSパルスのこの位相決めは、適切にパルスを遅延させることによって達成される。90°の位相はパルスの中心周波数の周期の1/4に相当し、180°の位相はパルスの中心周波数における半サイクルの遅延に対応する。バイポーラバイナリ波形の場合も、90°の位相はパルスの中心周波数の周期の1/4だけパルスを遅延させることによって達成され、180°の位相はパルスを反転させることによって達成することができる。

【0021】

各送信パルスによって生じたエコーを受信すると、受信されたエコーに受信重み係数（各送信パルス毎に振幅及び位相を変えることができる）が乗じられ、これらの重み付けされた受信信号が加え合わされて複合出力信号が生成される。これらの受信重み係数は、特定次数の散乱を抑圧するように選択される。例えば、もし1次散乱だけを抑圧するのであれば、各送信振幅の合計にそれぞれの受信振幅を乗ずれば、0に等しくなるべきである。

10

【0022】

送信振幅及び受信重みの両者の複雑な本質を表すための良い方法は、複素表記法を使用することであり、この方法においては、送信振幅が1/2で且つ送信位相が180°のパルスを $-1/2$ で表す。同様に、送信振幅が2で且つ送信位相が90°のパルスは $2i$ で表される。この表記法は、実数と虚数とを組み合わせることによって他の位相角にも容易に拡張される。例えば、振幅が2で且つ位相が45°のパルスは $(2 + i)$ によって表される。

【0023】

表1の第1のコントラストパルスシーケンスを見ると、複素送信振幅は1/2、 -1 、及び1/2である。複素受信重みは、全て1である。従って、複素送信振幅の合計に複素受信重みを乗ずると、

20

$$(1/2 \times 1) + ((-1) \times 1) + (1/2 \times 1) = 1/2 + (-1) + 1/2 = 0$$

になる。従って、この複素パルスシーケンスによって複合出力信号内の1次散乱は抑圧される。各コントラストパルスシーケンス毎の1次散乱に対する感度が表1内にリストされている。

【0024】

2次散乱に対するコントラストパルスシーケンスの感度を決定するためには、先ず複素送信パルス振幅を自乗し、次いで対応する複素受信重みを乗じて合計する。再度{1, -2 , 1}シーケンスを使用すると、2次感度が次のように与えられることを見出した。

30

$$((1/2)^2 \times 1) + ((-1)^2 \times 1) + ((1/2)^2 \times 1) = 1/4 + 1 + 1/4 = 3/2$$

同様に、3次感度は、複素送信パルス振幅を自乗し、次いで複素受信振幅への重み付けして加え合わせる前に、複素送信振幅の複素共役を乗ずる。即ち、{1, -2 , 1}CPSの3次感度は、

$$((1/2)^3 \times 1) + (((-1)^3 \times 1)) + ((1/2)^3 \times 1) = 1/8 + (-1) + 1/8 = -3/4 \text{ になる。感度の位相には関心がないから、表内の対応するエントリは、結果の中に負符号が含まれていない。}$$

【0025】

表1の第2のコントラストパルスシーケンス{1, i , -2 , $-2i$, 1, i }に目を転じると、1次及び2次の両散乱に対する感度は0であることが分かる。

40

$$(1/2 \times 1) + (1i/2 \times 1) + ((-1) \times 1) + ((-1i) \times 1) + (1/2 \times 1) + (1i/2 \times 1) = 1/2 + (-1) + 1/2 + 1i/2 + (-1i) + 1i/2 = 0、$$

$$((1/2)^2 \times 1) + ((1i/2)^2 \times 1) + ((-1)^2 \times 1) + (((-1i)^2 \times 1)) + ((1/2)^2 \times 1) + ((1i/2)^2 \times 1) = 1/4 + (-1/4) + 1 + (-1) + 1/4 + (-1/4) = 0。$$

このシーケンスの3次感度は次のように与えられる。

$$((1/2)^3 \times 1) + ((1i/2)^3 \times 1) + (((-1)^3 \times 1)) + (((-1i)^3 \times 1)) + ((1/2)^3 \times 1) + ((1i/2)^3 \times 1) = 1/8 + 1i/8 + (-1) + (1i) + 1/8 + (-1i/8) = (-3/4) + 3i/4。$$

位相には関心がないので、この場合も表には感度の大きさだけが示されている。

【0026】

50

1 ではない受信重み付けを用いてコントラストパルスシーケンス {2, 1, -1, -2} を評価すると、1 次乃至 3 次散乱に対する感度は次のようになる。

$$(1 \times 3) + (1/2 \times 8) + (-1/2 \times 24) + ((-1) \times (-5)) = 3 + 4 + (-12) + 5 = 0$$

(1 次)

$$(1^2 \times 3) + ((1/2)^2 \times 8) + ((-1/2)^2 \times 24) + ((-1)^2 \times (-5)) = 3 + 2 + 6 + (-5) = 6$$

(2 次)

$$(1^3 \times 3) + ((1/2)^3 \times 8) + ((-1/2)^3 \times 24) + ((-1)^3 \times (-5)) = 3 + 1 + (-3) + 5 = 6$$

(3 次)

【0027】

前記解析が示すように、静止している散乱体の場合にはパルスを送信する特定の順序は、特定の次数の散乱の除去に影響を与えない。しかしながら、運動が存在する場合には、この順序は重要である。上述したように、コントラストパルスシーケンスは運動する散乱体からの特定の次数の散乱を、パルス反転技術のような先行技術よりも良好に除去することができる。更に、シーケンス内のパルスの順序は、運動する散乱体からの信号の除去に影響を与える。図4は、2つの異なるパルスシーケンス {1, i, -2, -2i, 1, i} 及び {1, -2, 1, -i, -2i, -i} について、1次散乱に対する感度の比較を示すグラフである。ゆっくり運動する (30 cm / 秒より遅く) 散乱体の場合、{1, -2, 1, -i, -2i, -i} CPS が常に {1, i, -2, -2i, 1, i} CPS よりも低い感度 (良好な除去) を有していることに注目されたい。しかしながら、図5を見れば分かるように、2次散乱 (ゆっくり運動する散乱体の場合) の除去に関しては {1, i, -2, -2i, 1, i} CPS の方が {1, i, -2, -2i, 1, i} CPS よりも良好である。{1, i, -2, -2i} CPS を再配列して得られる同じような結果を図6及び7に示す。1つの次数の散乱をより大きく抑圧することを望む場合には、最も望ましくない散乱の次数を決定し、次いでこの散乱次数を最良に抑圧するCPSを選択することができる。

【0028】

最後に、運動する散乱体からの信号の除去を改善するために、簡単なコントラストパルスシーケンス {1, -2, 1} を {1, -2, 1, -2, 1, ...} へ拡張することができる。図8は、受信重み {1, 2, 6, 2, 1} を用いたシーケンス {1, -2, 1, -2, 1} の場合を、普通のパルス反転シーケンスと比較したグラフである。より多くのパルスを使用することによって、運動除去が改善されている (クラッタ信号の改善された除去が、フローイメージング内により多くのパルスを用いることによって改善されている) が、パルス反転の直接的な拡張 (シーケンス {1, -1, 1, -1, 1}) とは異なり、コントラストパルスシーケンスは3次散乱に対する感度を保持し続けている。

【0029】

ゆっくり運動する散乱体からの1次散乱の最適除去を達成するようにコントラストパルスシーケンスを設計する時に、複素送信振幅と複素受信重みとの積をフィルタと考えることができる。{1, -1} の送信振幅と、{1, 1} の受信重みを有する2パルスシーケンスの場合、この積は {1, -1} である。信号処理においては公知のように、{1, -1} フィルタは直流においては0レスポンスを有している (これは、0速度に対応する)。信号処理ノーマンクレチャでは、簡単な {1, -1} フィルタの繰り返し畳込みによって、直流において複数の0を有する (より長い) フィルタを開発することができる。例えば、{1, -1} を用いて {1, -1} を畳込めば、直流において2つの0を有する {1, -2, 1} が得られ、従ってゆっくり運動する散乱体からの1次散乱をより良好に除去する。(図1参照。)さらなる畳込みによってさらなる0を付加することができる。例えば、

【数1】

$$\{1 \ -2 \ 1\} \otimes \{1 \ -1\} = \{1 \ -3 \ 3 \ -1\}$$

これは、直流において3つの0を有し、

$$\{1 \ -3 \ 3 \ -1\} \otimes \{1 \ -1\} = \{1 \ -4 \ 6 \ -4 \ 1\}$$

これは、直流において4つの0を有し、そして

$$\{1 \ -4 \ 6 \ -4 \ 1\} \otimes \{1 \ -1\} = \{1 \ -5 \ 10 \ -10 \ 5 \ -1\}$$

これは、直流において4つの0を有している。

【0030】

コントラストパルスシーケンスのための複素送信振幅として、上例にリストした値を単純に使用することが可能である。しかしながら、このようなアプローチは、2つの欠陥を有している。即ち、偶数パルスシーケンスの場合には奇数次高調波に対する感度が存在せず、そして広範囲の送信振幅が要求されるために、全てのより長いシーケンスの信号対雑音比が不必要に低くなる。従って、送信振幅を1以上2以下に維持し、且つ運動除去のためのフィルタを完成させる受信重みを用いることが好ましい。従って、運動を抑圧するために設計された1つの有効な5要素CPSは、{1, 2, 6, 2, 1}の受信重みを用いた{1, -2, 1, -2, 1}である。このCPSの運動除去性能を図8に示す。等しい運動抑圧を有する別の5要素CPSは、{1, 2, 3, 2, 1}の受信重みを用いた{1, -2, 2, -2, 1}であるが、このCPSは3次散乱に対する感度が遙かに低いことに注目されたい(表1参照)。

【0031】

送信及び受信重みは、望ましくない次数の抑圧を十分に維持しながら、1つの次数のSNRを別の望ましい次数に比して選択的に改善するように調整することもできる。2つのシーケンスの例は、表1の最後の2つのシーケンスである。これら2つのシーケンスは、基本信号に対しては同一の抑圧を有しているが、第2高調波エネルギーと3次基本エネルギーとの比が異なっている。

【0032】

ゆっくり運動する散乱体からの散乱を排除するために直流(0速度)に0を配置することに加えて、0速度付近に0を挿入することもできる。これにより、CPSが除去する速度の範囲を広げることが可能になる。従って、本発明の殆どの好ましい実施の形態では、0速度±30cm/秒の帯域または範囲内に少なくとも2つの0が配置されている。

【0033】

例えば、パルス中心周波数(3.85MHz)、パルス繰り返し間隔(200マイクロ秒)、及び音速(1.54mm/マイクロ秒)が与えられると、シーケンス{1, -2.9, 2.9, -1}は、1つの0を0速度に、また他の2つの0を±10cm/秒の速度に有している。図9は、{1, -2.9, 2.9, -1}CPSの感度、及びそれと0速度に3つの0を有するシーケンス{1, -3, 3, -1}との比較を示している。

【0034】

上記説明では、コントラストパルスシーケンスにおけるパルスの順次送信が、同一の、または実質的に同一の方向に舵取りされるものとしている。このアプローチは、各パルスによって同一の散乱がインソニファイされ、従って順次パルスにより発生する信号は、送信パルスの変化の結果だけ異なるものとしている。(このアプローチを用いると、インソニフィケーション方向に小さい変化が生じ得るが、インソニフィケーション方向における変化に起因する受信信号の変化は、雑音に起因する受信信号の変化に振幅が類似しており、コントラストパルスシーケンスの性能を劣化させないことに注目されたい。)

【0035】

米国特許出願第09/282,396号には「線位相変更技術」が開示されており、この技術によれば、2つの異なる線に沿う送信によって発生する信号を処理して望ましくない次数の散乱を排除することができる。本発明の実施の形態によれば、「線位相をCPSに変更」を適

10

20

30

40

50

用して1つの複素コントラストパルスシーケンスを2つのシーケンスに分割し、これら2つの異なるシーケンスを2つの隣接する走査線方向に沿って送信する。例として、 $\{1, i, -2, -2i, 1, i\}$ CPSは、2つのシーケンス $\{1, -2, 1\}$ 及び $\{i, -2i, i\}$ に分割することができる。実シーケンス及び虚シーケンスは、隣接する走査線に沿って送信され、隣接する線からの受信信号は（受信重み付けして加え合わせた後に）加え合わされる。個々の線は1次散乱を除去し、隣接送信線からの信号が付加されると、あたかも元の6パルスシーケンスを用いた場合のように2次散乱が除去される。この技術は、より多くの線、及び如何なる数のパルスにも拡張することができる。

【0036】

本発明の別の実施の形態によれば、ピーク送信音響振幅を増加させることなく送信音響パワーを増加させるコーディングスキームを使用することによって、イメージの品質パラメータ（空間分解能、クラッタ抑圧等）を保持しつつ、CPSイメージングの信号対雑音比（SNR）を改善することが可能である。

【0037】

CPSイメージングは振幅が変化するパルスを送信し、その最大振幅が制限されているから、低めの振幅を有するパルスは、最大振幅を有するパルスよりもSNRが低い信号をもたらす。これは、低振幅パルスを、それらのパルスの振幅（ポストパルス圧縮）が最大振幅パルスと等しくなるまで長くする（軸方向分解能を低下させることなく）コーディングを使用することによって補正することができる。このエンコーディングの有力な候補は、チャープコードである。それは、チャープコードが1つのパルスしか必要とせず、また非線形伝播または散乱の後のチャープされたパルスの形状を容易に予測できるからである。前記米国特許出願第09/282,396号を参照されたい。例として $\{1, -2\}$ CPSを使用して、もし振幅が小さめのパルスを、大きめのパルスと同一になる点までその振幅（ポストパルス圧縮）を長くすれば（この場合、複素受信重みは $\{1, 1\}$ であろう）、SNR（全ての次数の散乱に関して）は4 dBだけ増加しよう。一般的に言えば、低めのピーク振幅パルスには、高めのピーク振幅パルスに用いるより長いコードを使用することが好ましい。

【0038】

図10は、上述したコントラストパルスイメージングを実現するために使用することができる医療診断用超音波イメージングシステムのブロック図である。図10のシステムは超音波送信機12を含み、送信機12は送信/受信スイッチ14によってトランスデューサアレイ16に結合されている。送信機12は、選択された波形、タイミング、及び位相決めされた送信信号を、トランスデューサアレイ16の個々の要素に印加する。それに応答してトランスデューサアレイ16は超音波圧力波を生成し、1つまたはそれ以上の走査線L1、L2に沿って集束させる。一般的な手法で送信波形の位相及び時間遅延を適切に調整することによって、走査線L1、L2は関心領域を横切って舵取りされる。関心領域内の散乱体は超音波エネルギーをトランスデューサアレイ16に戻し、それに応答してトランスデューサアレイ16はエコー信号を形成してそれらを送信/受信スイッチ14によって受信機18へ印加する。受信機は適切な位相及び/または時間遅延を個々の受信信号に適用し、関心領域内の所望位置からの受信信号をコヒーレントに加え合わせる。

【0039】

送信機12、トランスデューサアレイ16、及び受信機18は、どのような望ましい形状であることもできる。送信機12を実現するために、アナログ及びデジタル技術を含む広範な技術を使用することができる。米国特許第4,550,607号、同第4,699,009号、同第5,148,810号、同第5,608,690号、及び同第5,675,554号に、送信機12を実現するために使用できる型及びアプローチの例が開示されている。もし望むならば、送信機12は、関心領域内に非集束の、または極く僅かに集束された圧力波を形成させるために使用することもできる。勿論、これらの例に如何ようにも限定されることを意図するものではない。

【0040】

同様に、トランスデューサアレイ16は、どのような望ましい形状であることもできる。トランスデューサアレイ16は、1、1.25、1.5、1.75、または2次元アレイであることが

10

20

30

40

50

できる。例えば、米国特許第5,261,408号、同第5,297,533号、同第5,410,208号、同第5,415,175号、同第5,438,998号、同第5,562,096号、同第5,657,295号、同第5,671,746号、同第5,706,820号、同第5,757,727号、同第5,792,058号、同第5,916,169号、及び同第5,920,523号の何れかに記載されているトランスデューサは、本発明と共に使用するように容易に適合可能である。このリストにも限定されることを意図するものではなく、どのような適当なトランスデューサアレイも使用することができる。

【0041】

受信機18は、何等かの適当な技術を使用して実現されているビーム形成器を含むことができる。例えば、米国特許第4,550,607号、同第4,699,009号、及び同第5,555,534号に開示されているビーム形成器が、本発明と共に使用するように容易に適合可能である。代替として、受信機18は、走査線基準ではなく、点から点への基準でビームを形成する1つまたはそれ以上のビーム形成器を含むことができる。上述したように、これらの例に限定されるものではない。

10

【0042】

上述したように、所望のコントラストパルスシーケンスが得られるように、送信信号の振幅及び位相は制御されている。システム10においては、送信機パワー及び位相制御装置20が送信機12へ制御信号を印加して、所望のパワー及び位相の送信信号を生成させる。送信機パワーは、例えば個々のトランスデューサ要素に印加する電圧を調整することによるか、または特定のパルスを形成させるのに使用されるトランスデューサ要素（または送信開口）の数を調整することによる等、どのような適当な手法で変化させることもできる。

20

【0043】

受信機18からのビーム形成された信号は、メモリ22内に格納される。線メモリ22は、物理的に分離されたメモリとして形成することも、または代替としてそれらは共通物理デバイス内の選択された位置として形成することもできる。所与のCPSのためのビーム形成された信号は線メモリ22内に格納され、次いで加重加算器24において重み付けされ、加え合わされる。加重加算器24は、加重加算器24内で使用される振幅及び位相の両方のための重み付け値を供給する受信振幅及び位相重み付け制御装置26によって制御される。加重加算器24は、上述した何等かの方法で、分離され、ビーム形成された受信信号に重み付けすることによって、上述した複合出力信号を形成する。メモリ22及び加重加算器24は、アナログまたはデジタル技術を使用して実現することができる。

30

【0044】

加重加算器24によって生成された複合出力信号はディスプレイプロセッサ28に印加され、ディスプレイプロセッサ28はディスプレイ信号を生成してディスプレイ30に印加する。例えば、加重加算器24によって生成された複合出力信号は、ディスプレイ30上に普通のBモードイメージを形成するために使用することができる。

【0045】

上例では、ビーム形成された受信信号を加重加算することによって複合出力信号を形成している。加重加算はベースバンド、IF、またはRFにおいて遂行することができる。代替実施の形態では、加重加算は検出後に、またビーム形成する前においてさえ遂行することができる。同様に、加重加算は、走査変換前に、または後に遂行することができる。

40

【0046】

以上に、本発明が取り得る多くの形状の極く一部を詳細に説明したが、この説明は単なる例示に過ぎず、従って本発明を限定するものではない。本発明の範囲は、特許請求の範囲によってのみ限定されるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】 運動する散乱体からの1次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

【図2】 運動する散乱体からの3次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

50

【図 3】 運動する散乱体からの 2 次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

【図 4】 運動する散乱体からの 1 次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

【図 5】 運動する散乱体からの 2 次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

【図 6】 運動する散乱体からの 1 次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

【図 7】 運動する散乱体からの 2 次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

10

【図 8】 運動する散乱体からの 1 次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

【図 9】 運動する散乱体からの 1 次エコーに対する選択されたコントラストパルスシーケンスの感度を示すグラフである。

【図 10】 コントラストパルスイメージングに使用するのに適する超音波イメージングシステムのブロック図である。

【図 1】

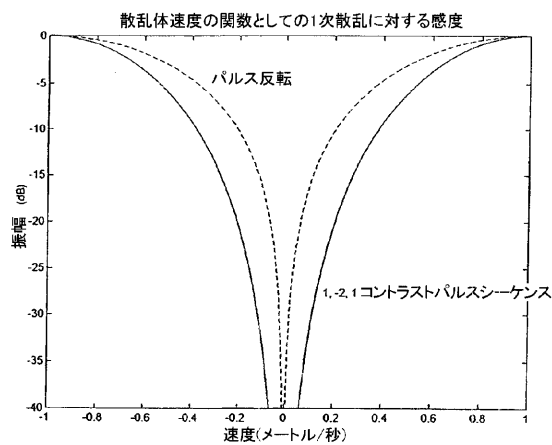


Fig. 1

【図 2】

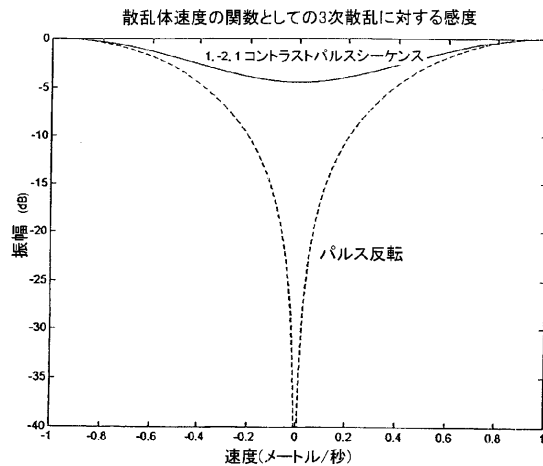


Fig. 2

【図 3】

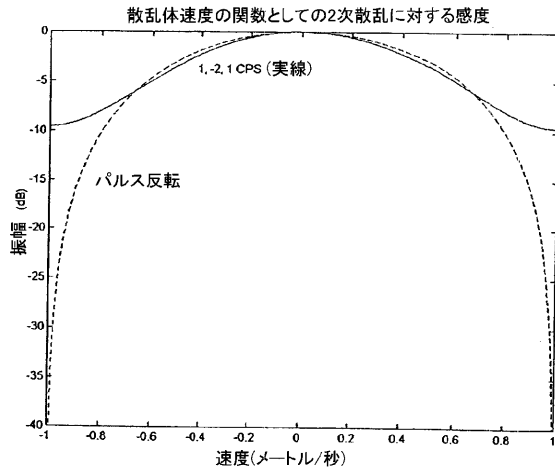


Fig. 3

【図 4】

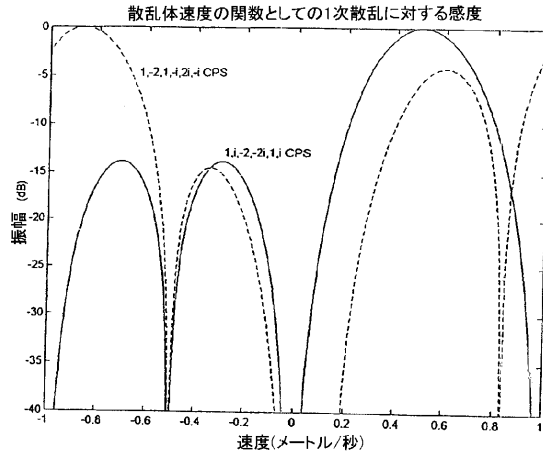


Fig. 4

【図 5】

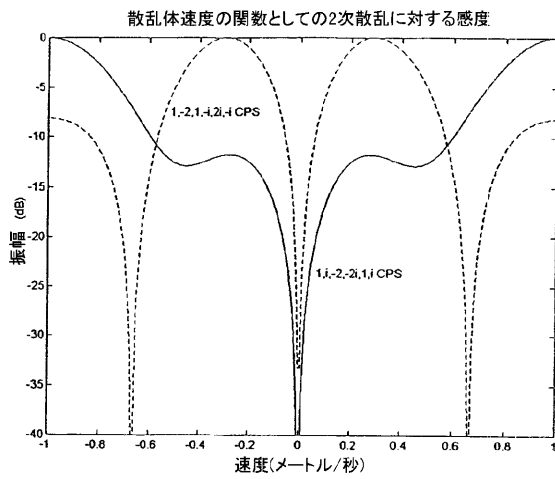


Fig. 5

【図 6】

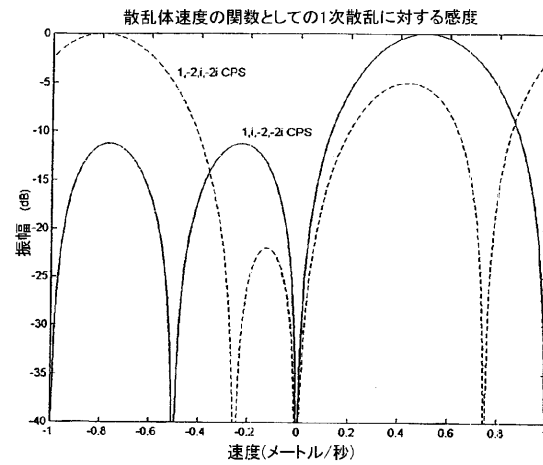


Fig. 6

【図 7】

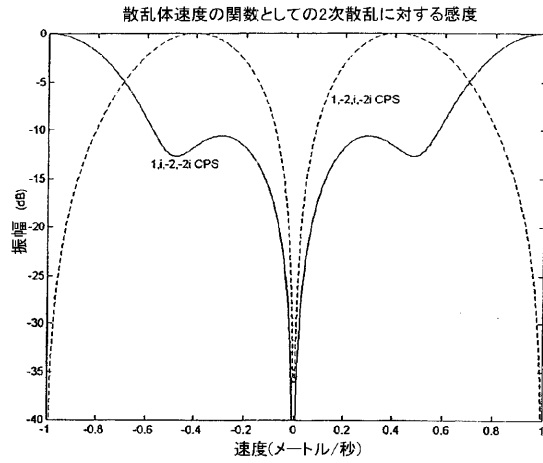


Fig. 7

【図 8】

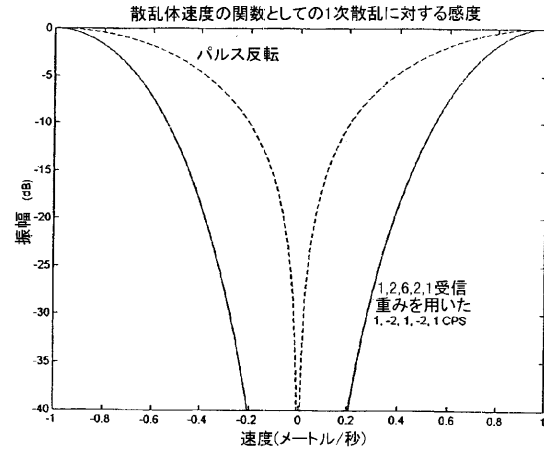


Fig. 8

【図 9】

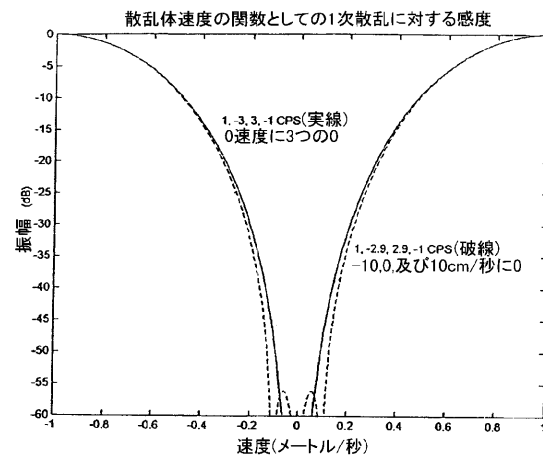


Fig. 9

【図 10】

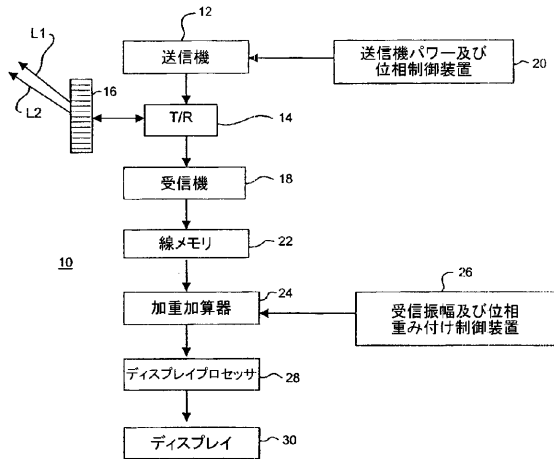


Fig. 10

フロントページの続き

- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100156812
弁理士 篠 良一
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (74)代理人 100071216
弁理士 明石 昌毅
- (74)代理人 100059959
弁理士 中村 稔
- (74)代理人 100067013
弁理士 大塚 文昭
- (74)代理人 100082005
弁理士 熊倉 禎男
- (74)代理人 100065189
弁理士 穴戸 嘉一
- (74)代理人 100096194
弁理士 竹内 英人
- (74)代理人 100074228
弁理士 今城 俊夫
- (74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫
- (74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 トマス ルイス ジョーンズ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 3 0 6 パロ アルト アルガー ドライヴ 5 6 7
- (72)発明者 マスラック サミュエル エイチ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 2 ウッドサイド ハイ ロード 9 6 1
- (72)発明者 フィリップス パトリック
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 6 - 6 2 0 4 サニーヴェイル キャロル ストリート 4 6 1
- (72)発明者 ハリー グレゴリー エル
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 4 3 マウンテン ビュー モンテシト アベニュー 1 2 8 5 # 2 3

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特表平4 - 501518 (J P , A)
特開平9 - 131344 (J P , A)
特開平11 - 342129 (J P , A)

特開平11 - 347030 (J P , A)

特表2001 - 518360 (J P , A)

Peng Jiang et al , A new tissue harmonic imaging scheme with better fundamental frequency cancellation and higher signal-to-noise ratio , Proceedings of the 1998 IEEE Ultrasonics Symposium , 1 9 9 8 年 1 0 月 , vol.2 , pp.1589-1594

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	用对比脉冲序列成像进行医学诊断的超声系统		
公开(公告)号	JP4771194B2	公开(公告)日	2011-09-14
申请号	JP2001563010	申请日	2001-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	队列儿子公司		
申请(专利权)人(译)	Akyuson公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	トマスルイスジョーンズ マスラックサミュエルエイチ フィリップスパトリック ハリーグレゴリーエル		
发明人	トマス ルイス ジョーンズ マスラック サミュエル エイチ フィリップス パトリック ハリー グレゴリー エル		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8961 A61B8/481 G01S7/52036 G01S7/52039 G01S7/52041 G01S15/8959 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	矢野俊夫 星 公弘 二宮和也HiroshiYasushi 四野良一 明石AkiraAtsushi 中村稔 竹内英人 小川伸男 西島隆义		
优先权	09/514803 2000-02-29 US		
其他公开文献	JP2004512857A JP2004512857A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

医学诊断超声成像方法向身体发射一系列脉冲，然后接收波束形成（14），权重并将得到的回波信号加在一起，以及（24）抑制主要回声到。脉冲序列包括至少两个幅度和相位不同的脉冲。在一种形式中，序列中没有两个脉冲具有相同的幅度和反相。在另一种形式中，仅抑制主要回声。在第三种形式中，主要回声被抑制，但保留了二次和三次回波。

CPS名	送信振幅 (最大出力 の端数)	送信位相	受信重 みの大 きさ	受信重 みの位 相	1 次信号 に対する 感度	2 次信号 に対する 感度	3 次信号 に対する 感度
{1, -2, 1}	1/2, 1, 1/2	0, 180, 0	1, 1, 1	0, 0, 0	0	1.5	3/4
{1, i, -2, -2i, 1, i}	1/2, 1/2, 1, 1, 1/2, 1/2	0, 90, 180, 270, 0, 90	1, 1, 1, 1, 1, 1	0, 0, 0, 0, 0, 0	0	0	$3\sqrt{2}/4$
{2, 1, -1, -2}	1, 1/2, 1/2, 1	0, 0, 180, 180	3, 8, 24, 5	0, 0, 0, 180	0	6	6
{1, i, -2, -2i}	1/2, 1/2, 1, 1	0, 90, 180, 270	2, 2, 1, 1	0, 0, 0, 0	0	0	$3\sqrt{2}/4$
{1, -2, 1, -2, 1}	1/2, 1, 1/2, 1, 1/2	0, 180, 0, 180, 0	1, 2, 6, 2, 1	0, 0, 0, 0, 0	0	6	3/4
{1, -2, 2, -2, 1}	1/2, 1, 1, 1, 1/2	0, 180, 0, 180, 0	1, 2, 6, 2, 1	0, 0, 0, 0, 0	0	7.5	3/4
{1, -2}	1/2, 1	0, 180	2, 1	0, 0	0	1.5	3/4
{1, 2, 1}	1/2, 1, 1/2	0, 0, 0	1, 1, 1	0, 180, 0	0	2	6
{3, -5, 4, -5}	0.6, 1, 0.8, 1	0, 180, 0, 180	5/3, 3, 3, 75, 1	0, 0, 0, 0	0	7	1.72
{2, -5, 3, -5}	0.4, 1, 0.6, 1	0, 180, 0, 180	2.5, 3, 5, 1	0, 0, 0, 0	0	6.2	2.76