

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5247322号
(P5247322)

(45) 発行日 平成25年7月24日(2013.7.24)

(24) 登録日 平成25年4月19日(2013.4.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-235594 (P2008-235594)
 (22) 出願日 平成20年9月12日(2008.9.12)
 (65) 公開番号 特開2010-63829 (P2010-63829A)
 (43) 公開日 平成22年3月25日(2010.3.25)
 審査請求日 平成23年5月24日(2011.5.24)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (72) 発明者 東 隆
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所 中央研究所内
 (72) 発明者 梅村 晋一郎
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所 中央研究所内
 審査官 樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に、時間とともに周波数が単調に増加する第1チャープ信号、及び時間とともに周波数が単調に減少する第2チャープ信号を送信する送信部と、

被検体から、前記第1チャープ信号に起因する第1受信信号及び前記第2チャープ信号に起因する第2受信信号を受信する受信部と、

第1パルス信号とコンボリューションすることによって前記第1チャープ信号を生成する第1符号化信号列をもとに生成した第1デコードフィルタと第2パルス信号とコンボリューションすることによって前記第2チャープ信号を生成する第2符号化信号列をもとに生成した第2デコードフィルタとを保持し、前記第1受信信号と前記第1デコードフィルタをコンボリューションして第1コンボリューション信号を出力し、前記第2受信信号と前記第2デコードフィルタをコンボリューションして第2コンボリューション信号を出力するデコード部と、

前記第1乗数信号と第2乗数信号に対して減算処理を行う減算処理部とを有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

請求項1記載の超音波撮像装置において、前記第2チャープ信号は前記第1チャープ信号を時間軸上で反転した信号であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項3】

請求項1記載の超音波撮像装置において、前記第1デコードフィルタは前記第1符号化

10

20

信号列の自己相関関数であり、前記第 2 デコードフィルタは前記第 2 符号化信号列の自己相関関数であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波撮像装置において、前記第 1 デコードフィルタは前記第 1 符号化信号列の不整合フィルタであり、前記第 2 デコードフィルタは前記第 2 符号化信号列の不整合フィルタであることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波撮像装置において、更に

前記第 1 コンボリューション信号と第 2 コンボリューション信号を加算処理する加算処理部と、

前記減算処理部の出力を造影剤信号とし、前記加算処理部の出力を生体組織信号としてこれらの重畳画像を表示する表示部と

を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波撮像装置において、前記第 1 パルス信号と第 2 パルス信号は同一波形であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波撮像装置において、前記第一及び第二の受信信号の帯域幅と、前記第一及び第二のコンボリューション信号の帯域幅が略等しいことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の超音波撮像装置において、前記第一及び第二の符号化信号列の帯域幅は、前記第一及び第二の受信信号の帯域幅より広いことを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を生体に対して送受信することにより、その内部を撮像する超音波技術に係り、特に、マイクロバブル系造影剤を利用して撮像する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

生体に対してパルス状超音波を送受信し、その内部を撮像する超音波撮像装置は、医療診断に広く用いられている。

【0003】

画像診断モダリティのなかでも X 線や MRI の分野では、血管系の撮像などに造影剤が以前から用いられてきた。その目的は、造影剤を血中に投与することによって、血管系の構造や分布のコントラストを高めた像を得て、悪性腫瘍や梗塞のような血管系に反映される疾患を高い確度で診断することにある。

【0004】

これに対し、超音波診断では、これまで造影剤が広く用いられることはなかったが、ここ数年、ミクロン・オーダーのサイズをもつ微小気泡（マイクロバブル）を何らかの方法で安定化した製剤による造影剤が出現したことにより、広く用いられはじめている。この原理は、径 1 ミクロン程度の微小気泡が、超音波診断に用いられる数 MHz の超音波に共振して大振幅で振動し、その結果として、この周波数域の超音波をよく散乱し、造影能が生ずることを利用するものである。

【0005】

マイクロバブル系超音波造影剤の特徴は、その強い非線形性にある。これは、マイクロバブルには、負圧を受けたときの体積増加が、同振幅の正圧を受けたときの体積減少よりはるかに大きくなる性質があることによる。このため、マイクロバブルにより散乱されたエコー信号には、送信信号の 2 倍の周波数をもつ第 2 高調波成分が多く含まれる。V. L. Newhouse らは、この第 2 高調波成分をもとに軟部組織に対して強調された血流ドップラ信

10

20

30

40

50

号を得る方式を、1992年に初めて報告した（例えば、非特許文献1参照）。

【0006】

また、P. N. Burnsらは、正負を反転させた送信音圧パルス波形を用いて2回の送受信を行い、得られた2つのエコー信号を加算するPulse Inversion（パルス反転）法を提案している（例えば、特許文献1）。この加算により、動きの無視できる軟部組織からのエコー信号の基本波成分は180°位相回転された信号が加算されるため打ち消されてしまうが、第2高調波成分は、360°位相回転されたものが加算されるため、加算により2倍に成長する。必要な送信回数が2倍に増えるものの、原理的に帯域通過フィルタなしに軟部組織からの基本波成分を除くことができるので、距離分解能に優れた第2高調波エコー信号を得ることができる。また、血流中のマイクロバブル系造影剤のように、2回の送受信の間に生ずる変化が無視できない散乱体については、それからの基本波エコー信号も完全には打ち消されないが、これは、軟部組織に対して造影剤を強調したエコー像を得る今の目的に、むしろ合致している。

10

【0007】

梅村は非特許文献2の中で、位相を0°、120°、240°と変化させた3回の送受信を行って得られたエコー信号を加算し、造影剤信号と生体非線形信号を弁別する方法を報告している。この方法によれば、基本波と同時に基本波に対して一定の位相をもつ第二高調波も打ち消しあうことが出来る。この性質によって、造影剤からの第二高調波のように送信波に対する位相が一定でない第二高調波と、生体組織からの第二高調波を峻別することが出来る。

20

【0008】

Bouakazは、第一のチャープ信号での送受信と、このチャープ信号を時間軸上で反転した第二のチャープ信号での送受信を行い、第一の送波信号の時間軸上での反転信号と、この第一の送波を行ったときの受波信号の相互相関関数（第一の相互相関関数）を取り、第二の送波信号の時間軸上での反転信号と、この第二の送波を行ったときの受波信号の相互相関関数（第二の相互相関関数）を取り、第一の相互相関関数と第二の相互相関関数の差分をとる方法を提案している（例えば、非特許文献3参照）。この方法を用いると、第一のチャープ信号と第二のチャープ信号の間で、マイクロバブルに対する共振周波数と一致する周波数になるタイミングが異なるため、それぞれのマイクロバブルからのエコー信号が異なる。

30

【0009】

【特許文献1】米国特許第6,095,980号明細書

【非特許文献1】1992 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp.1175-1177

【非特許文献2】2003 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp.429-432

【非特許文献3】2006 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp.224-227

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

梅村の方法は、造影剤信号と生体の非線形信号の峻別に優れるものの3回の送受信が必要である。一方、Bouakazの方法は、2回の送受信で済むのでフレームレートにおいて有利である。しかし、チャープ信号の場合、そのままでは空間分解能が著しく悪いため、信号の受信後に自己相関関数を取り、時間軸上でのパルス圧縮を行っている。このパルス圧縮により、空間分解能はチャープ信号そのものの空間分解能より大きく改善する。しかし超音波探触子の周波数帯域幅を完全に使い切って撮像を行う場合に自己相関関数をかけると、自己相関関数が周波数軸のバンドパスフィルタとして作用するため、帯域幅が低下し、空間分解能が劣化してしまうことが解決されていなかった。

40

【0011】

本発明は、このような現状に鑑み、マイクロバブル系造影剤により散乱されて生ずるエコー成分を、空間分解能の劣化を解消する超音波撮像技術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】

50

【 0 0 1 2 】

本発明では、チャープ信号をパルス波形と符号化信号列のコンボリューションとして生成し、チャープ信号をチャープ信号そのものの自己相関関数でパルス圧縮する代わりに、符号化信号列の部分をパルス圧縮する。

【 0 0 1 3 】

本発明の超音波撮像装置は、被検体に、時間とともに周波数が単調に増加する第1チャープ信号、及び時間とともに周波数が単調に減少する第2チャープ信号を送信する送信部と、被検体から、第1チャープ信号に起因する第1受信信号及び第2チャープ信号に起因する第2受信信号を受信する受信部と、第1パルス信号と乗数することによって第1チャープ信号を生成する第1符号化信号列をもとに生成した第1デコードフィルタと第2パルス信号と乗数することによって第2チャープ信号を生成する第2符号化信号列をもとに生成した第2デコードフィルタとを保持し、第1受信信号と第1デコードフィルタを乗数して第1乗数信号を出力し、第2受信信号と第2デコードフィルタを乗数して第2乗数信号を出力するデコード部と、第1乗数信号と第2乗数信号に対して減算処理を行う減算処理部とを有する。

10

【 0 0 1 4 】

第1チャープ信号と第2チャープ信号とは、互いに時間軸上で反転した信号とすることができる。デコードフィルタは符号化信号列の自己相関関数、あるいは符号化信号列の不整合フィルタとすることができる。

【 0 0 1 5 】

また、デコード部から出力された第1乗数信号と第2乗数信号を加算処理する加算処理部を備えるのが好ましい。このとき、減算処理部の出力を造影剤信号とし、加算処理部の出力を生体組織信号として、表示部にこれらの重畳画像を表示する。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明は、送信パルスが非線形伝搬することにより生じる生体からの非線形成分エコーと造影剤からのエコー信号を峻別し、かつフレームレートと空間分解能を、造影剤を用いない従来の撮像方法と同等にできる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の実施例について図を参照して説明する。

30

図1は、本発明による超音波撮像装置の例を示すブロック図である。超音波探触子1を構成する各素子は、切り替えスイッチ群2を介して、送波ビームフォーマ3と受波ビームフォーマ10に接続されている。送波ビームフォーマ3では、送受信シーケンス制御部6による制御に従って、送信波形メモリ5から送信波形選択部4により選択されて読み出された波形を用い、各素子を通じて送信されたときに指向性を持つ超音波パルスとなるような信号が生成される。この信号が、超音波探触子1の各素子により超音波パルスに変換されて生体に送信される。生体中で反射あるいは散乱されて超音波探触子1に戻ってきた超音波エコー信号は、各素子に受信されて、電気信号に変換される。

【 0 0 1 8 】

受波ビームフォーマ10では、送受信シーケンス制御部6による制御に従って、指向性を持つ受信感度を生成すべく、各受波信号に遅延時間を与えて互いに加算する。遅延加算により得られた時系列信号は、やはり送受信シーケンス制御部6による制御に従って、受波メモリ選択部11により選択された受信波形メモリ12中の1つのバンクへ一旦書き込まれる。メモリ12の波形はチャープ信号に対応したデコード部13によってパルス圧縮され、減算器14により一組のデコードされたチャープ信号同士で減算される。減算器出力信号は、包絡線信号検出器17において包絡線信号に変換され、スキャンコンバータ18に入力される。スキャンコンバータ18では、表示部19にて2次元ないし3次元表示すべく、信号の生成・制御を行う。

40

【 0 0 1 9 】

50

送信波形メモリ5に、図2(a)(b)に示すように、互いに時間軸で反転した関係にある2つの超音波チャープ波形を書き込んでおき、送信波形選択部4により、そのうち1つを選択して送受信するというシーケンスを実行する。これらの波形を用いた場合のマイクロバブルの応答を数値シミュレーションにより計算した結果を図3, 4に示す。以下、時間とともに周波数が上がっているチャープ信号をアップチャープ、下がっていくチャープ信号をダウンチャープと呼ぶ。各図の上図は、アップチャープとダウンチャープに対するマイクロバブルの直径の時間変化をRayleigh-Plesset方程式をルンゲクッタ法によって、計算した結果である。図3と4の相違点は、図3は比較的高音圧(0.16MPa)の時の結果であり、図4は比較的低音圧(0.01MPa)の時の計算結果である。

【0020】

10

図3において、アップチャープとダウンチャープでマイクロバブルの直径が最大をとる時間が異なるのは、図5に示す、チャープ信号を使った造影剤選択性の高いイメージング方法という考え方が正しいことを示している。すなわち、ダウンチャープでかつ、最初の周波数がバブルの共振周波数に近い場合、共振によって周波数が変化した分に合わせて送信波の周波数も追隨して下がっていくため、常にバブルを励振することになる。一方、アップチャープの場合、チャープ波形の最後の方で共振に一致するのみなので、ダウンチャープのように、長時間励振されるという効果が少ない。この違いが、アップチャープに対する応答とダウンチャープに対する応答が異なる結果をもたらし、差分をとると造影剤からの信号が、生体からの信号の中から浮き上がることになる。

【0021】

20

図3及び4の下段の図は、アップチャープとダウンチャープそれぞれに対する自己相関出力と、二つの自己相関関数出力の差分を示す。低音圧の場合は造影剤特有の非線形振動が顕著ではないため、差分がほぼ0になる。一方、高音圧の場合は差分をとっても信号は消えない。この違いは、音圧に対する造影剤の応答の違いを示しているが、同時に生体と造影剤に対する本シーケンスの作用の違いも示している。

【0022】

なお、ここではアップチャープとダウンチャープとが互いに時間軸で反転した関係にある場合について説明したが、両者は必ずしも時間軸で正確に反転した関係にある必要はない。アップチャープとダウンチャープ、それぞれの自己相関関数の差分を用いて造影剤成分以外の信号を抑圧する場合は、アップチャープとダウンチャープ、それぞれの自己相関関数が等しくなるために、アップチャープとダウンチャープとが互いに時間軸で反転した波形である必要がある。しかし、本発明においてはアップチャープとアップチャープの符号化列に対応した不整合フィルタ、ダウンチャープとダウンチャープの符号化列に対応した不整合フィルタ、それぞれの出力の差分をとるので、この二つの不整合フィルタの形を調整することによって、必ずしもアップチャープとダウンチャープとが互いに時間軸で反転した関係にある必要がなくなる。

30

【0023】

本発明においては、チャープ信号そのものの自己相関関数を用いなくて、パルス圧縮を行う。チャープ信号は、超音波探触子の帯域幅より狭い帯域幅をもつパルス波形と、符号列のコンボリューション結果とみなすことが出来る。このようにみなすとチャープ信号の時間軸上での圧縮操作は、チャープ信号を圧縮するのではなく、符号化列をデコードして、前記パルス波形に変換すれば良いことになる。よって、先に説明した自己相関出力を用いるかわりに、チャープ信号に対応した符号化列に対するデコードフィルタの出力信号を使うことが出来る。このようにすると、チャープ信号を時間圧縮するとき、自己相関関数の帯域幅によって帯域が狭くなるというBouakazの方法の欠点を回避することが出来る。

40

【0024】

以下、実際の波形を例にして説明を行う。図6は、中心周波数3MHzのsin波にハニング窓関数を掛け合わせたパルス波形である。図7は、図6のパルス波形に対してコンボリューションを取り、チャープ信号を生成するための符号列の例である。図8は、図6の

50

パルス波形と図 7 の符号列のコンボリューションにより生成したチャープ信号であり、図 9 はこのパルス波形とチャープ信号をフーリエ変換した結果である。点線はパルス波形をフーリエ変換したもの、実線はチャープ信号をフーリエ変換したものである。チャープ信号は多少のリップルがあるものの、概略の周波数特性はパルスの周波数特性と重なっている。ここで概略の周波数特性といているのは、40dBや60dBのダイナミックレンジで考える周波数帯域に対して、小さいリップル、すなわち10dB程度のリップルは考慮にいれなかった場合の周波数特性が、パルスの周波数特性に近いという意味である。また、このとき、コンボリューションは周波数空間では掛け算と等しいので、符号列をコンボリューションした結果、帯域幅が変わっていないということは、符号列の帯域幅はパルスやチャープ信号の帯域幅より十分に広いことを意味している。また、符号間隔や符号列の数値の大きさ（今回の例ではすべて1）を調整することで、周波数特性上のリップルの大きさを調整することが出来る。このパルス波形と符号列のコンボリューションによって生成したチャープ信号と、符号列を時間軸上で反転した第二の符号列とパルス波形のコンボリューションによって生成した第二のチャープ信号の二つを用いて二回の送受信を行い画像化する。このときパルス波形は共通であることが望ましい。この二回の送受信において、デコード後の波形は、このパルス波形となる。そのため二回の送受信でのデコード後の波形が異なると、減算器での減算処理によって、造影剤成分以外の生体からの信号を抑圧し、造影剤成分を抽出するのが困難となるからである。

【 0 0 2 5 】

次に不整合フィルタを用いた、符号列の時間軸上での圧縮方法（デコード方法）に関して説明を行う。符号列を B 、デコードフィルタを f 、デコード後の信号を c とすると、デコード後の信号 c は、式(1)で与えられる。以下の説明で、記号 B はデコードフィルタ f との積が、 f と符号列のコンボリューションとなる行列を示し、 c , f , d はベクトル、記号「 T 」は転置を示す。

【 0 0 2 6 】

デコード後の信号 c として望ましい波形、すなわち時間軸上での幅が最小になる波形を d とすると、 c と d の自乗誤差和 I は式(2)となる。自乗誤差和 I を最小にする f が不整合フィルタである。

【 0 0 2 7 】

【 数 1 】

$$c = (f_1, f_2, \dots, f_m) \begin{pmatrix} b_1 & b_2 & \dots & b_n & 0 & \dots & 0 \\ 0 & b_1 & \ddots & & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & b_1 & b_2 & \dots & b_n \end{pmatrix} = f B \quad \dots(1)$$

$$\begin{aligned} I &= \sum (c_i - d_i)^2 = (f B - d)(f B - d)^T \\ &= f B B^T f^T - d B^T f^T - f B d^T + d d^T \quad \dots(2) \end{aligned}$$

【 0 0 2 8 】

式(3)の条件から式(4)を全ての i ($i = 1, 2, \dots, m$) について求めると式(5)となるので、 f は式(6)のように求まる。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

【数 2】

$$\frac{\partial I}{\partial f_i} = 0 \quad \dots(3)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial I}{\partial f_i} &= B_i B^T f^T + f B B_i^T - d B_i^T - B_i d^T \\ &= 2(f B B_i^T - d B_i^T) = 0 \end{aligned} \quad \dots(4)$$

$$\begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial f_1} \\ \frac{\partial I}{\partial f_2} \\ \vdots \\ \frac{\partial I}{\partial f_m} \end{pmatrix} = f B B^T - d B^T = 0 \quad \dots(5)$$

$$f = d B^T (B B^T)^{-1} \quad \dots(6)$$

【 0 0 3 0 】

今回の図 7 の符号列に対する不整合フィルタの例と、不整合フィルタを用いて時間軸方向でのパルス圧縮を行った結果を図 10 及び 11 に示す。不整合フィルタにおいてはフィルタのタップ数を大きくするに従って、時間軸方向でのパルス圧縮時の不要応答を小さくすることが出来る。図 10 (a) は、図 7 の符号列の自己相関関数をデコードフィルタに用いた場合で、図 10 (b) (c) は、図 7 の符号列の不整合フィルタを用いた場合である。図 10 (b) はタップ数が約 2000 で、(c) はタップ数が約 4000 (一波長を 32 点でサンプリングしている) である。

【 0 0 3 1 】

これらの図 10 (a) から (c) に対応したデコードフィルタの出力を、それぞれ図 11 (a) から (c) に示す。この出力は、受信波形メモリ 12 から読み出された信号と、それに対応するデコードフィルタとをコンボリューション演算した結果である。各グラフの中心の信号がデコードされた信号で、それ以外の信号は不要応答である。符号列の自己相関関数をデコードフィルタに用いた場合は不要応答の強さが -20 dB 程度であるのに対して、タップ数 2000, 4000 の不整合フィルタを用いた場合に不要応答が抑圧されているのが分かる。これらの計算の結果、チャープ信号そのものの自己相関関数でパルス圧縮する方法以外に、本発明のように、チャープ信号をパルス波形と符号化列のコンボリューションとして生成し、符号化列の部分をパルス圧縮することが出来ることが示せた。

【 0 0 3 2 】

すなわち (a) のようにデコードフィルタとして自己相関関数を用いると、フィルタサイズが小さくて済むという利点があるが、不要応答の大きさが決まってしまう。超音波断層像のように、60 dB から 100 dB ものダイナミックレンジが必要な場合、不要応答の大きさが無視出来ない事もある。一方不整合フィルタの場合は、フィルタサイズが大きく、必要なメモリのサイズが大きくなってしまいが、必要な不要応答の大きさに合わせて、適切なデコードフィルタサイズ、すなわちメモリサイズを選択することが出来る。

【 0 0 3 3 】

図 12 は、パルス幅の音圧依存性を、3 パルス法を他のシーケンスの例として比較して表示した図である。3 パルス法などにおいては 1.5 から 5 μs 程度であるのに対して、

10

20

30

40

50

Bouakazの方法に示される、チャープ信号の自己相関関数を用いる方法においては、4から $11\mu s$ と2倍以上に広がっている。これは、空間分解能が劣化していることを示している。一方、本発明の符号化列に対するデコードフィルタを用いた場合には、チャープ信号での自己相関関数をとることによる、信号の狭帯域化を避けることができるので、図中に示すように空間分解能の低下を抑えることが出来る。以上の結果を通して、本発明により時間分解能（少ない送受信回数）と空間分解能を両立できる造影剤イメージング方法を提案することが出来た。

【0034】

次に、本発明の第2の実施例について説明する。上記実施例においては、エコー信号から造影剤成分のみ抽出し、画像化を行っている。造影剤画像は血管の形状を把握するのに好適であるが、血管の位置、すなわち血管と周囲の臓器や腫瘍などの疾患部位との位置関係を把握するには、血管の画像とは別に生体組織の画像を重畳して表示することが有用である。

【0035】

図13は、本発明による超音波撮像装置の別の例を示すブロック図である。アップチャープのチャープ信号を送波して受信した超音波エコー信号を整相加算して得られた時系列信号と、ダウンチャープのチャープ信号を送波して受信した超音波エコー信号を整相加算して得られた時系列信号を受信波形メモリ12中のバンクヘーダン書き込み、それをそれぞれのチャープ信号に対応したデコード部13によってパルス圧縮するところまでは、図1に示した超音波撮像装置と同じであるため、重複する説明を省略する。

【0036】

図13に示した装置の場合、アップチャープとダウンチャープに対するデコードフィルタ13の出力をそれぞれ加算器20と減算器14に分岐する。減算器14ではアップチャープとダウンチャープに対するデコードフィルタの出力の差分をとって造影剤成分を抽出し、加算器20ではアップチャープとダウンチャープに対するデコードフィルタの出力を加算して生体組織成分の抽出を行い、それぞれ別のカラーマップを用いて画像化を行い、スキャンコンバータ18上で重畳して画像化を行う。

【0037】

アップチャープ信号のエコー信号のデコードフィルタ出力中に含まれる造影剤成分を A_{up} 、生体組織信号を B_{up} 、ダウンチャープ信号のエコー信号のデコードフィルタ出力中に含まれる造影剤成分を A_{down} 、生体組織信号を B_{down} とすると、生体組織信号はアップチャープとダウンチャープでは大きくは異ならないので、前者は $A_{up} + B$ 、後者は $A_{down} + B$ と表現できる。よって、減算器の出力は $A_{up} - A_{down}$ 、加算器の出力は $2B + A_{up} + A_{down} \sim 2B$ となるので、加算器20の出力からは生体組織信号、減算器14の出力からは造影剤成分が抽出される。なお、ここで A_{up} と A_{down} は波形形状が大きく異なるので、 $A_{up} - A_{down}$ と減算してもその振幅が小さくなるわけではない。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明による超音波撮像装置の構成例を示すブロック図。

【図2】チャープ信号の送波波形の例を示す図。

【図3】マイクロバブルの振動と受信波形、自己相関出力に関する数値計算結果を示す図（高音圧）。

【図4】マイクロバブルの振動と受信波形、自己相関出力に関する数値計算結果を示す図（低音圧）。

【図5】本発明の概念図。

【図6】本発明に用いるパルス波形形状の例を示す図。

【図7】本発明に用いる符号化列の例を示す図。

【図8】本発明におけるチャープ信号の送波波形の例を示す図。

【図9】本発明におけるパルス波形及びチャープ信号の周波数特性の例を示す図。

【図10】本発明におけるデコードフィルタの例を示す図。

【図 1 1】本発明におけるデコードフィルタの出力の例を示す図。

【図 1 2】本発明における自己相関出力のパルス幅を示す図。

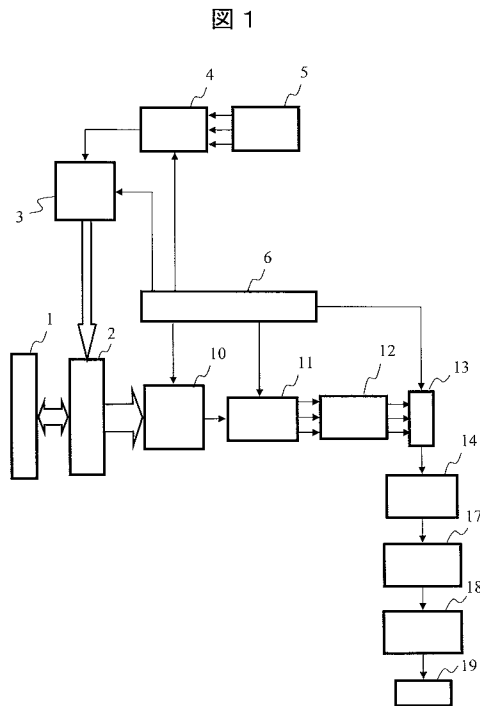
【図 1 3】本発明による超音波撮像装置の他の構成例を示すブロック図。

【符号の説明】

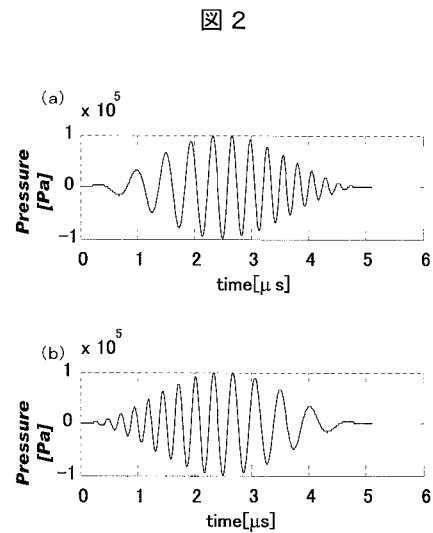
【 0 0 3 9 】

1 ... 超音波探触子、2 ... 切り替えスイッチ群、3 ... 送波ビームフォーマ、4 ... 送信波形選択部、5 ... 送信波形メモリ、6 ... 送受信シーケンス制御部、10 ... 受波ビームフォーマ、11 ... 受波メモリ選択部、12 ... 受信波形メモリ、13 ... デコード部、14 ... 減算器、17 ... 包絡線検出器、18 ... スキャンコンバータ、19 ... 表示器、20 ... 加算器

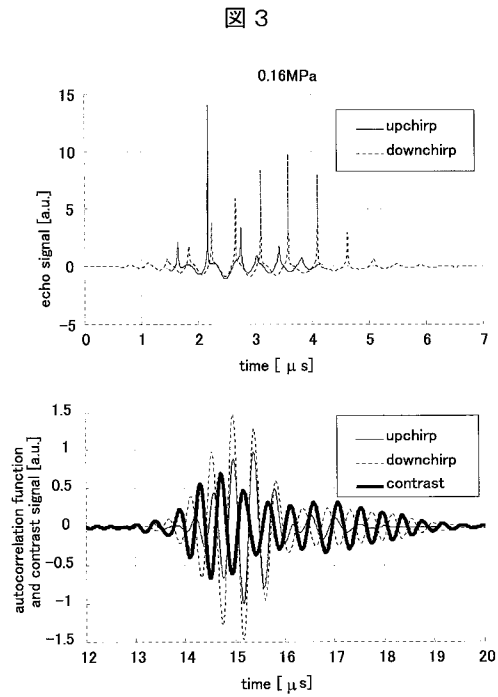
【図 1】



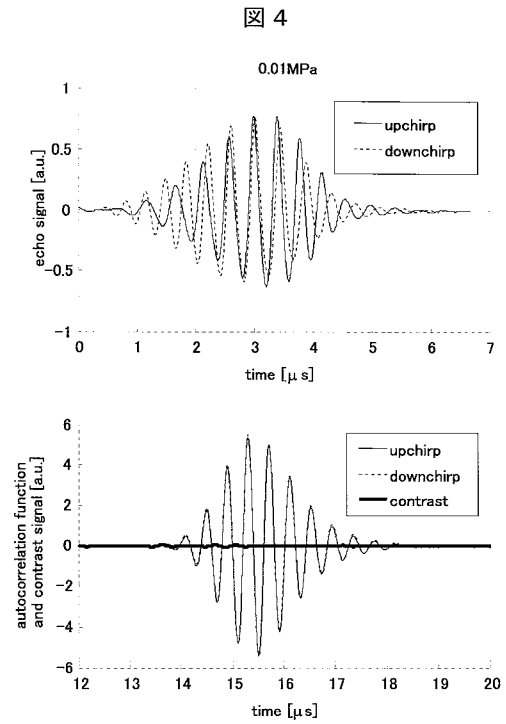
【図 2】



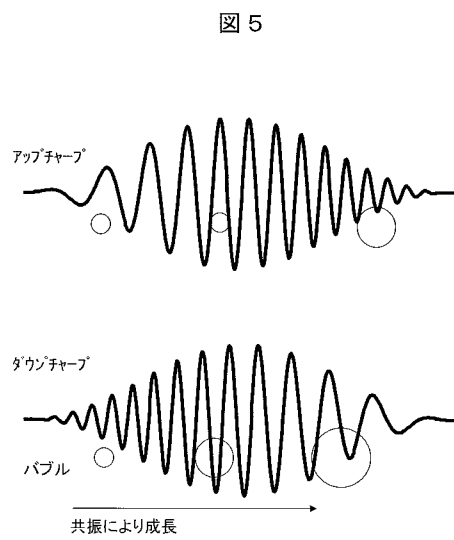
【図 3】



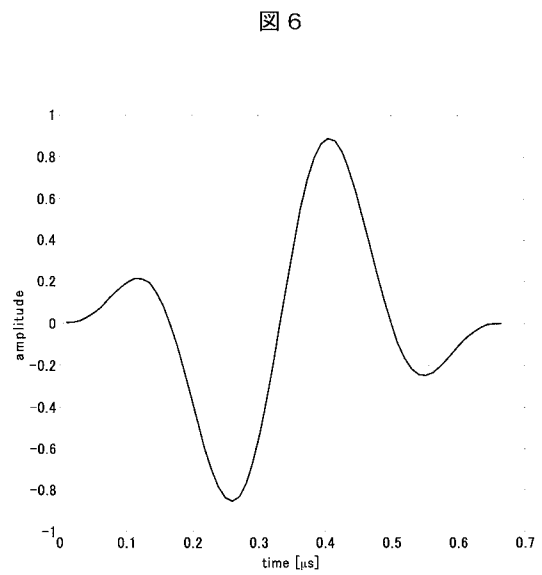
【図 4】



【図 5】

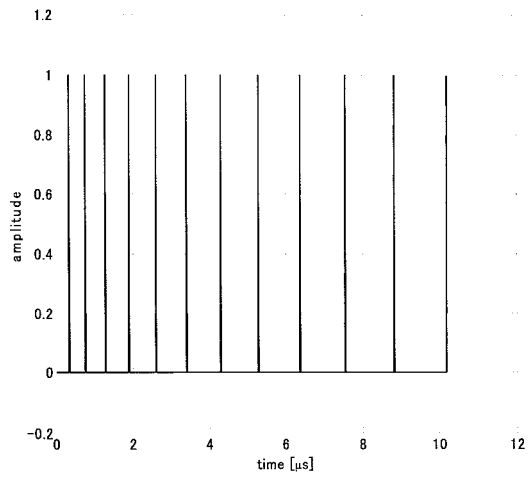


【図 6】



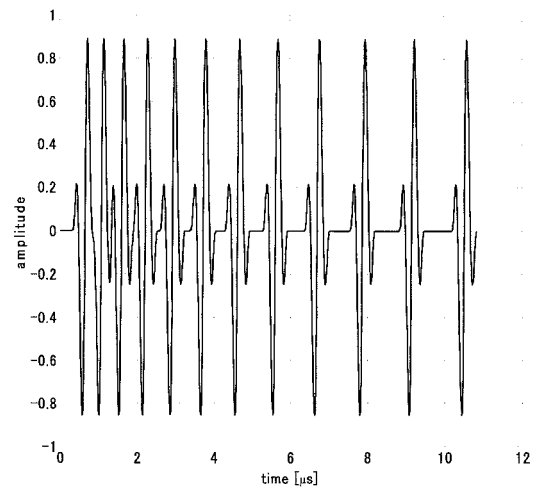
【図 7】

図 7



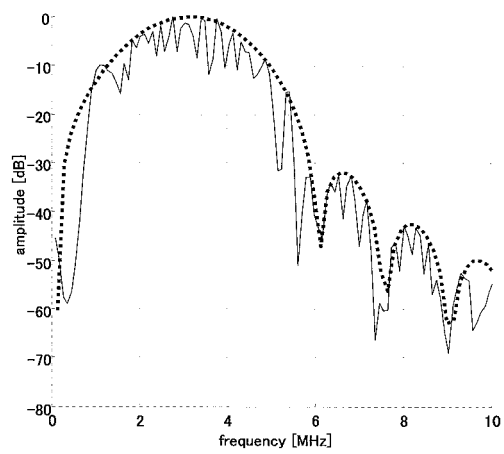
【図 8】

図 8



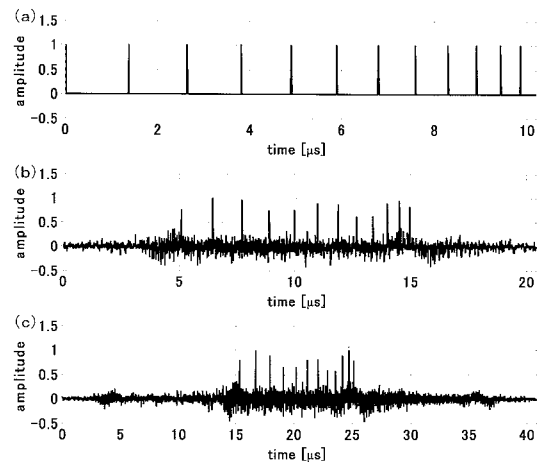
【図 9】

図 9



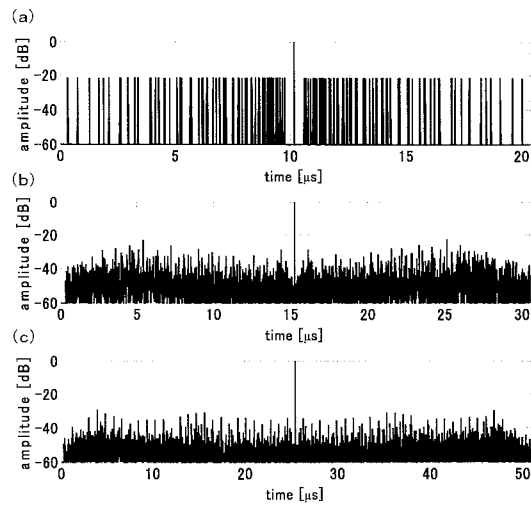
【図 10】

図 10



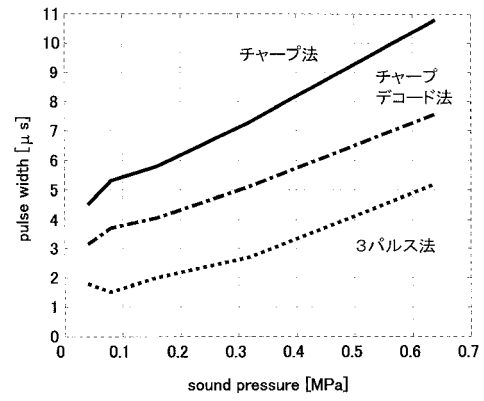
【図 1 1】

図 11



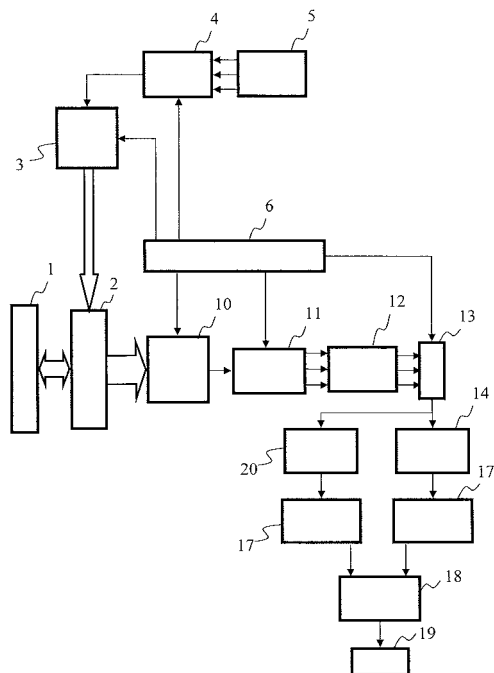
【図 1 2】

図 12



【図 1 3】

図 13



フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0149362(US,A1)
米国特許出願公開第2008/0221449(US,A1)
特開2009-011363(JP,A)
特開平02-271842(JP,A)
特開2001-299750(JP,A)
特開平05-118906(JP,A)
特開平9-191395(JP,A)
A.Bouakaz et.al., Chirp reversal ultrasound contrast imaging, 2006 IEEE Ultrasonics Symposium, 2006年, p224-227

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15
JSTPlus, JST7580, JMEDPlus

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP5247322B2	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	JP2008235594	申请日	2008-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	東隆 梅村晋一郎		
发明人	東隆 梅村 晋一郎		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8954 G01S7/52022 G01S7/52046 G01S15/104 G01S15/8959 G01S15/8961		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE01 4C601/EE08 4C601/HH09 4C601/HH10 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/KK24		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2010063829A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了实现成像，其中所有三个特征，即帧速率，空间分辨率和造影剂选择性，在用于提取特定于造影剂的信号和成像的超声对比成像方法中得到平衡。解决方案：超声成像设备包括：解码部分13，其发送/接收频率随时间增加的第一啁啾信号；以及第二啁啾信号，其通过在时基上反转第一啁啾信号而获得，并且保持当啁啾信号和脉冲信号被分解成编码行时，解码对应于编码行的滤波器。解码滤波器用于对应于两个线性调频信号的接收回波。来自两个解码滤波器的输出通过减法器14，并且获得它们之间的差异，从而实现造影剂选择性和空间分辨率。

Ž

$$c = (f_1, f_2, \dots, f_m) \begin{pmatrix} b_1 & b_2 & \dots & b_n & 0 & \dots & 0 \\ 0 & b_1 & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & b_1 & b_2 & \dots & b_n \end{pmatrix} = f B \quad \dots(1)$$

$$I = \sum (c_i - d_i)^2 = (f B - d)(f B - d)^T \\ = f B B^T f^T - d B^T f^T - f B d^T + d d^T \quad \dots(2)$$