

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4717484号
(P4717484)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2005-97637 (P2005-97637)	(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
(22) 出願日	平成17年3月30日(2005.3.30)	(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
(65) 公開番号	特開2006-271791 (P2006-271791A)	(72) 発明者	岸本 眞治 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
(43) 公開日	平成18年10月12日(2006.10.12)	(72) 発明者	神田 浩 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
審査請求日	平成20年2月28日(2008.2.28)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

N個(但し、Nは3以上の整数)の送信パルスを共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を $360^\circ/N$ ずつ回転させて形成し、前記N個の送信パルスを超音波探触子から被検体に順次送波し、前記超音波探触子により受波されるN個のエコー信号を加算した加算信号を出力する第1の計測手段と、

2個の送信パルスを共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を 180° 回転させて形成し、前記2個の送信パルスを前記超音波探触子から前記被検体に順次送波し、前記超音波探触子により受波される2個のエコー信号を加算した加算信号を出力する第2の計測手段と、

前記第1の計測手段と前記第2の計測手段からそれぞれ出力される前記加算信号を比較する比較部と、

前記比較部の比較結果に基づいて前記第1の計測手段と前記第2の計測手段のいずれの計測が有効かを判定する判定部と、

前記判定部の判定結果に基づいて前記第1の計測手段と前記第2の計測手段を切り換える切換手段と、

前記切換手段で切り換えられた前記第1の計測手段と前記第2の計測手段の一方の前記加算信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを備えてなる超音波診断装置。

【請求項2】

前記第1の計測手段は、前記Nが6のとき、6個の前記送信パルスを繰り返し送波し、

10

20

前記各送信パルスに対応する6個の前記エコー信号をメモリに繰り返し格納し、該メモリに格納された6個の前記エコー信号のうち前記搬送波の位相が互いに 120° 離れた3個の前記エコー信号を加算した加算信号を出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記N個の送信パルスの前記搬送波の位相は、 $\pm 10^\circ$ の許容誤差を有することを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、マイクロバブル系の造影剤を利用して撮像する超音波装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体である生体に送信し、その生体から発生する超音波のエコー信号を受信して、生体内部を画像化することにより、医療診断に供するものである。

【0003】

ところで、画像診断モダリティのなかでもX線撮像装置や磁気共鳴撮像装置(MRI装置)を用いた画像診断の分野では、血管系の撮像などに造影剤が以前から用いられている。つまり、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画像を得ることができ、これによっ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ができる。

【0004】

これに対し、超音波診断の分野では、これまで造影剤が広く用いられることはなかった。ところが、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)を安定化できる造影剤が出現したことから、広く用いられはじめている。超音波診断に用いる造影剤の原理は、直径1ミクロン程度のマイクロバブル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、そ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(以下、適宜、造影剤と省略する。)の特徴は、強い非線形性の超音波散乱特性を有する点にある。この非線形特性は、負圧を受けたときのマイクロバブルの体積増加が、同振幅の正圧を受けたときのマイクロバブルの体積減少よりも遥かに大きいという性質に起因する。この特性のために、マイクロバブルにより散乱されたエコー信号は、送信した超音波の2倍の周波数をもつ第2高調波成分が多く含まれる。この第2高調波成分をもとに、生体の軟部組織に対して強調された血流ドップラ信号を得る方式が1992年に初めて報告された(非特許文献1)。ただし、第2高調波成分をエコー信号から抽出するのに、帯域通過フィルタのみを用いたことから、出力信号として得られる第2高調波エコー信号のパルスが長くなってしまふという問題を残した。その原因は、エコー信号に含まれる基本波成分の振幅が第2高調波成分よりも少なくとも1桁以上大きいので、鋭い帯域遮断特性または狭い帯域通過特性をもつフィルタを用いねばならないためである。この問題は、血流を2次元画像表示しようとするとき、その距離方向の分解能を劣化させてしまうので、特に重大であった。

【0006】

このような帯域通過フィルタに起因する問題を解決するため、正負を反転させた送信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パルスインバージョン(PI:Pulse Inversion)法が提案されている。このPI法によれば、動きの無視できる軟部組織からの2つのエコー信号の基本波成分の一方の位相が、他方の位相に対して 180° 回転した関係になるから、加算によって打ち消される。これに対して、

10

20

30

40

50

2つのエコー信号に含まれる第2高調波成分は、一方の位相が他方の位相に対して360°回転した関係になるから、それらを加算することにより振幅が2倍に増大する。このPI法によれば、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を用いずに、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、PI法によれば、血流中のマイクロバブル系の造影剤のように、2回の送受信の間に生ずる形態変化が無視できない散乱体については、基本波エコー信号は完全には打ち消されないから、軟部組織に対して造影剤を強調したエコー像を得るという目的に合致している。このPI法については、特許文献1などに詳しく述べられている。

【0007】

他方、生体の軟部組織など多くの物質中の音速は、高い圧力の下では、低い圧力の下よりも大きい。そのため、超音波の送信パルスが軟部組織中を伝播するとき、音圧の高い部分が低い部分よりも速く伝播する。これにより、元々正弦波状であった送信波形は、伝播するうちに、急峻に立ち上がった後、なだらかに低下するN波状に変化し、第2高調波などの高調波成分を持つようになる。これが軟部組織中で散乱されると、造影剤が存在しなくても、高調波成分を有するエコー信号が軟部組織から戻ってくることになる。この高調波成分をもとにエコー像を形成する方法は、組織高調波イメージング(THI:Tissue Harmonic Imaging)法と呼ばれ、基本波成分によるエコー像よりも音響S/N比が高いことが好まれて、最近では、一般に用いられるようになった。しかし、組織高調波のために、PI法を用いても、造影剤の非線形散乱により生ずる高調波成分と、軟部組織中の非線形伝播により生ずる高調波成分とが混在したエコー信号になるので、造影剤と軟部組織とを峻別するイメージングが困難である。

【0008】

ところで、造影剤による非線形散乱は、軟部組織中の非線形伝播と比較すると、一般に低い音圧でも観測される傾向にある。そこで、送信音圧を低く抑えたPI法により、非線形伝播により生ずる組織高調波成分の生成を抑えて、主に造影剤からの高調波成分によりエコー像を形成することが広く行われている。しかし、これによれば、信号振幅が十分に得られないため、造影診断に期待される確定診断を行うに足るS/N比の高いエコー像を得にくいのが現状である。

【0009】

この問題をある程度解決する方法として、送信パルス波形の正負を反転させると同時に振幅を変化させて3回の送受信を行う方法が提案されている(非特許文献2)。これは、振幅を0.5、-1、0.5に順次変調した3つの送信パルスを用いて3回の送受信を行い、これにより得られる3つのエコー信号を加算する方法である。すなわち、第1回目と第3回目の送信には同じパルス波形を用いるのに対し、第2回目にはそれらの位相を反転し、かつ振幅が2倍のパルス波形を用いる方法である。この方法によれば、変化の遅い線形散乱体からのエコー信号成分が打ち消され、非線形散乱や非線形伝播により生じたエコー信号の偶数倍の高調波成分が強調される。この点は、通常のPI法と同様であるが、本方法によれば、非線形散乱や非線形伝播により生じたエコー信号成分のうち、基本波を含むすべての成分が、振幅変調により抽出される特徴がある。したがって、その分だけ、通常のPI法よりも非線形散乱や非線形伝播によるエコー信号に対する高い感度が期待される。つまり、非特許文献2に記載された方法は、入射音圧の振幅に対する造影剤による非線形散乱の依存性が、非線形伝播の依存性よりも遥かに大きいことを利用したものである。この高感度化により、非線形伝播の効果が比較的小さい送信音圧においても、非線形散乱の効果を検出できるので、通常のPI法と比較すれば、造影剤の軟部組織に対する峻別が容易である。

【0010】

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

【特許文献1】米国特許公報 USP No. 6,095,980

【非特許文献2】2001 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, pp. 1739-1745

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、非特許文献2に記載された方法は、軟部組織中を送波パルスが非線形伝播することにより生ずるエコー信号の組織高調波成分が残るから、造影剤由来のエコー信号の高調波成分のみを峻別することができない。したがって、造影剤と軟部組織とを峻別して画像化することができない。その結果、確定診断を行うに足るS/N比の高い造影エコー像を得ることはできない。

【0012】

本発明は、上述のような現状に鑑み、マイクロバブル系造影剤を用いた造影エコー像のS/N比をさらに高めることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記の課題を解決する本発明の原理は、N個（但し、Nは3以上の整数）の送信パルスを共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を $360^\circ/N$ ずつ回転させて形成し、前記N個の送信パルスを超音波探触子から被検体に順次送波し、前記超音波探触子により受波されるN個のエコー信号を加算した信号に基づいて一つの画像を再構成して表示することを特徴とする。

【0014】

本発明の原理によれば、N個のエコー信号を加算することにより、変化の無視できる線形散乱体により散乱されたエコー信号の基本波成分と第2高調波成分とが、同時に打ち消される。つまり、線形散乱体によるN個のエコー信号の位相に着目すると、基本波成分の位相は $360^\circ/N$ ずつ回転するから、それらのN個の基本波成分を合成すると、つまり加算すると、互いに打ち消し合うことになる。また、N個のエコー信号の第2高調波成分の位相は $2 \times (360^\circ/N)$ ずつ回転するから、それらの第2高調波成分を加算すると互いに打ち消し合う。同様に、第(N-1)次高調波までの成分が同時に打ち消されることになる。

【0015】

これに対し、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信号の位相は、造影剤の強い非線形共振特性のために包絡線信号の振幅（音圧）の影響を受け、送信パルスの搬送波の位相に対しては一定の関係にない。そのため、送信パルスの搬送波の位相を $360^\circ/N$ ずつ回転させてN回の送受信を行って得られるN個のエコー信号を加算しても、造影剤により散乱されて生じたエコー信号には打ち消されない成分が残る。この残ったエコー信号成分は造影剤に由来する成分であるから、これを用いて画像化することにより、造影剤を軟部組織と明確に峻別した超音波イメージングが可能となる。

【0016】

ところで、上述した本発明の原理によれば、造影剤に由来する高調波成分のみを峻別することができるので、造影剤を用いた造影エコー像のS/N比を向上させることができる。しかし、1枚の2次元画像を得るためにN回の送受信を行わなければならないから、フレームレートが低下することになる。一方、診断対象の部位によって、得られるエコー信号の強度が微弱な場合は、本発明の原理（以下、便宜的に、3パルス法と略称する。）により得られる画像の分解能と、従来のPI法（以下、便宜的に、2パルス法と略称する。）とにより得られる画像の分解能とに差異が生じない場合が考えられる。このように、画像の分解能に差がないならば、フレームレートを高くした方が診断効率が優れる。

【0017】

そこで、上記の本発明の原理において、Nを6として、6個の送信パルスを繰り返し送波し、各送信パルスに対応する6個のエコー信号をメモリに繰り返し格納し、このメモリに格納された6個のエコー信号のうち搬送波の位相が互いに 120° 離れた3個のエコー信号を加算した信号に基づいて一の画像を再構成することにより、3パルス法のフレームレートを高くすることができる。

10

20

30

40

50

【0018】

すなわち、6個の送信パルスを繰り返し送波することにより、メモリには常に6個の位相が異なるエコー信号が格納されるから、送波タイミングごとに互いに 120° 離れた3個のエコー信号に基づいた画像が得られる。したがって、3パルス法を適用しても、通常のBモード像と同じフレームレートで造影画像を取得することができる。なお、本発明において、N個の送信パルスの搬送波の位相は、 $\pm 10^\circ$ の許容誤差があってもよい。

【0019】

また、本発明の超音波診断装置は、上記に代えて、N個（但し、Nは3以上の整数）の送信パルスを共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を $360^\circ / N$ ずつ回転させて形成し、前記N個の送信パルスを超音波探触子から被検体に順次送波し、前記超音波探触子により受波されるN個のエコー信号を加算した加算信号を出力する第1の計測手段と、2個の送信パルスを共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を 180° 回転させて形成し、前記2個の送信パルスを前記超音波探触子から前記被検体に順次送波し、前記超音波探触子により受波される2個のエコー信号を加算した加算信号を出力する第2の計測手段とを備えて構成することができる。つまり、本発明による3パルス法の計測機能と、従来のPI法（2パルス法）の計測機能の両方を備えて構成することができる。さらに、前記第1の計測手段と前記第2の計測手段からそれぞれ出力される前記加算信号を比較する比較部と、前記比較部の比較結果に基づいて前記第1の計測手段と前記第2の計測手段のいずれの計測が有効かを判定する判定部と、前記判定部の判定結果に基づいて前記第1の計測手段と前記第2の計測手段を切り換える切換手段と、前記切換手段で切り換えられた前記第1の計測手段と前記第2の計測手段の一方の前記加算信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを備えて構成することができる。

10

20

【0020】

これによれば、切換手段により、第1の計測手段と第2の計測手段を切り換えて、画質に優れた3パルス法により計測するか、あるいはフレームレートが高いPI法により計測するかを自由に切り換えることができる。

【0021】

この切換は、第1の計測手段と第2の計測手段の加算信号を比較して、例えば、振幅が大きいほうの加算信号の計測手段により画像を生成するようにすることができる。

30

【0022】

さらに、本発明の他の超音波診断装置は、6個の送信パルスを共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を 60° ずつ回転させて形成する送信パルス形成手段と、該6個の送信パルスを時間をずらして超音波探触子から被検体に繰り返し送波する送波制御手段と、前記超音波探触子により受波される6個のエコー信号をそれぞれ格納するメモリと、該メモリに格納された6個の前記エコー信号のうち前記搬送波の位相が互いに 120° 離れた3個の前記エコー信号を選択して加算する第1の処理手段と、前記メモリに格納された6個の前記エコー信号のうち前記搬送波の位相が互いに 180° 離れた2個の前記エコー信号を選択して加算する第2の処理手段と、前記第1と第2の処理手段により加算された信号に基づいて少なくとも一の画像を再構成する画像生成手段と、該再構成された画像を表示する表示手段とを備えて構成することができる。

40

【0023】

これによれば、3パルス法と2パルス法の計測データを同一時に収集することができる。したがって、第1の処理手段により加算された信号に基づいて第1の画像を生成する第1の手段と、前記第2の処理手段により加算された信号に基づいて第2の画像を生成する第2の手段とを設け、第1と第2の画像を表示手段に並べて表示することができる。さらに、表示手段は、第1と第2の画像の少なくとも一部を組み合わせると一の画像に合成して表示することができる。

【発明の効果】

【0024】

50

以上説明したように、本発明によれば、マイクロバブル系造影剤を用いた造影エコー像のS/N比をさらに高めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明を実施形態に基づいて説明する。

(基本形態1)

図1に、本発明の基本形態の超音波診断装置の一例のブロック構成図を示す。図示のように、超音波探触子(探触子)1を構成する各振動素子は、切替スイッチ2を介して、送波ビームフォーマ(送波BF)3と受波ビームフォーマ(受波BF)10に接続されている。送波ビームフォーマ3は、送受信シーケンス制御部6による制御に従って、送信波形選択部4により選択されて送信波形メモリ5から読み出された波形を用い、各振動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の各振動素子により超音波パルスに変換され、図示していない被検体の生体に送信される。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、各振動素子に受信されて電気信号に変換され、受波信号として切替スイッチ2を介して受波ビームフォーマ10に入力される。

10

【0026】

受波ビームフォーマ10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。この遅延加算により得られた時系列信号のエコー信号は、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つのバンクに一旦書き込まれる。受信波形メモリ12内に、互いに加算すべきエコー信号がそろった後、加算器13により読み出されて、互いに加算される。加算器13の出力信号は、雑音成分を除去する帯域通過フィルタ14を通過した後、包絡線検出器16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。

20

【0027】

一方、受信波形メモリ12に書き込まれたエコー信号の一部は、読み出されたまま、互いに加算されることなく、雑音成分を除去する帯域通過フィルタ15を通過し、包絡線検出器17に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、入力された複数の信号を適宜重畳して表示部19にて2次元ないし3次元表示すべく、信号の生成および制御を行う。

30

【0028】

ここで、送信波形メモリ5には、共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を120°ずつ回転させてなる位相が異なる3つの送信パルスの波形が書き込まれている。送信波形選択部4は、そのうち1つを選択して送信するというシーケンスを、波形を変えて3回実行する。これにより、受信波形メモリ12内の各バンクに書き込まれる3つのエコー信号の一例を、図2(a)、(b)、(c)に示す。図2では、簡単のために、送信パルスが生体軟部組織中を伝播した後、1つの点状の反射体により反射されて生ずるエコー信号を、数値計算シミュレーションにより求めて示している。ここで、送信パルスの搬送波周波数は2MHzとした。同図の(d)は、(a)、(b)、(c)に示した3つのエコー信号を加算器13で加算して得られる出力信号である。送信パルスが生体軟部組織中を非線形伝播するため、図2(a)、(b)、(c)には基本波成分だけでなく第2高調波成分も含まれている。しかし、加算器13の出力である図2(d)においては、本発明の原理から予測されるように、基本波成分同士が打ち消し合うだけでなく、第2高調波成分同士も打ち消し合い、信号振幅がほぼゼロとなっている。

40

【0029】

ここで、本発明の基本形態1により、基本波成分および非線形伝播に起因する高調波を加算器13の加算によって打ち消される原理について説明する。この原理は、レシプロ4ストローク直列エンジンの振動問題を考えると理解しやすい。クランクシャフトが一定の角速度で回転しているとき、レシプロエンジンを構成する各ピストンが振動する線速度は

50

、この角速度の基本波成分だけでなく、無視できない振幅の高調波成分を含む。4ストローク直列4気筒エンジンは、通常、対称配置された2つの同位相ピストンからなる2つの組が 180° のクランク角をなすように構成される。図3に示すように、4ストローク直列4気筒エンジンは、それぞれの組のピストンが発生する基本波成分は打ち消されるが、第2高調波成分は2倍に成長することになり、結果として、クランクシャフト回転数の2倍の周波数をもつ振動が問題となる。図中実線は、第1のピストンの組による振動の位相を、点線は、第2のピストンの組による振動の位相を示す。クランクシャフトの2倍の角速度で回転するバランスを装備する4気筒エンジンがあるのは、この振動を打ち消すためである。

【0030】

これに対して、4ストローク直列6気筒エンジンは、通常、対称配置された2つの同位相ピストンからなる3つの組が 120° のクランク角をなすように構成される。図4に示すように、4ストローク直列6気筒エンジンは、それぞれの組のピストンが発生する基本波成分が、クランク角で数えて 120° をなすよう発生して互いに打ち消しあうのは当然として、第2高調波成分も、クランク角で数えて $120^\circ \times 2 = 240^\circ$ 、すなわち逆から数えて 120° をなす位相をもって発生するため、互いに打ち消される。これが、直列6気筒エンジンが振動の少ない所以である。図中一点鎖線は、第3のピストンの組による振動の位相を示す。

【0031】

つまり、図3の第2高調波振動が原理的に強調される直列4気筒エンジンの構成が、P I法に相当する。そして、図4の基本波だけでなく第2高調波の振動も原理的に打ち消される直列6気筒エンジンの構成が、本発明の原理方法に相当する。ここで、一般的に、Nを3以上の整数とすると、直列2N気筒エンジンの振動について述べれば、基本波すなわち第1次高調波から第(N-1)次高調波までの振動が原理的に打ち消される。これを本発明の超音波イメージングの場合に置き換えれば、送信パルス波形の包絡線信号を共通とし、搬送波の位相を $360^\circ / N$ ずつ回転させて、N回の送受信を行って得られるN個のエコー信号を加算することにより、変化の無視できる線形散乱体により散乱されたエコー信号の基本波から第(N-1)次高調波までの成分が同時に打ち消されることになる。

【0032】

次に、本発明の原理方法と比較するために、図5に、従来のP I法により得られるエコー信号のシミュレーション結果を示す。従来のP I法を実現するには、送信波形メモリ5に、共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を 180° ずつ回転させてなる位相が異なる2つの送信パルスの波形を書き込む。そして、送信波形選択部4により、それらを交互に選択して送信する。これにより、受信波形メモリ12内の各バンクに書き込まれる2つのエコー信号の一例を、図5(a)、(b)に示す。同図(c)は、そのとき得られる加算器13の出力信号である。図示のように、基本波成分同士は打ち消し合っているが、第2高調波成分同士はむしろ強調し合った結果の信号となっている。この信号は、組織高調波(TH)信号と呼ばれるもので、生体軟部組織を描出するときは、高い音響S/N比が得られるという利点があるが、造影剤の分布や動態だけを軟部組織と峻別して描出したい場合には、それを妨害する最大要因となってしまう。

【0033】

次に、造影剤を用いて、図2の本発明の原理方法を3パルスで実施した受信エコー信号と、図5の従来のP I法の2パルスで実施した受信エコー信号を、それぞれ図6と図8に示す。それらの図は、一例として、半径 $1.5 \mu\text{m}$ のマイクロハブルにより散乱されて生ずる受信エコー信号を、数値計算シミュレーションにより求めた結果である。また、図7と図9に、そのときの帯域通過フィルタ14の入出力信号を示す。なお、図6~図9を通じ、縦軸は音圧に比例する信号振幅を表し尺度は共通であり、横軸は時間(μs)を示している。

【0034】

図2の3パルス法で実施すると、受信波形メモリ12中の各バンクに書き込まれる信号

10

20

30

40

50

は、図6(a)、(b)、(c)に示すようになる。このときの加算器13の出力信号、すなわち帯域通過フィルタ14の入力信号は、図6(d)および図7(a)である。図7(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、帯域通過フィルタ14の通過帯域中心周波数を、それぞれ搬送波の基本波周波数(2MHz)、1.5倍高調波周波数(3MHz)、第2高調波周波数(4MHz)、2.5倍高調波周波数(5MHz)、第3高調波周波数(6MHz)に設定したときの出力信号である。

【0035】

一方、図5のPI法による2パルス法で実施したとき、受信波形メモリ12中の各バンクに書き込まれる信号は、図8(a)、(b)であり、そのとき得られる加算器13の出力信号、すなわち帯域通過フィルタ14の入力信号は、図8(c)および図9(a)である。図9(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、帯域通過フィルタ14の通過帯域中心周波数を、図7と同様に設定したときの帯域通過フィルタ14の出力信号である。

【0036】

それらの図から明らかなように、元々、エコー信号中の第2高調波成分を強調すべく考案された2パルスのPI法によれば、図9(c)、(d)に示すように、1.5倍高調波から第2高調波成分を多く含む造影剤由来の信号が得られるのは当然である。一方、エコー信号中の第2高調波成分のうち非線形伝播などにより生ずる成分を打ち消すべく考案された本発明に係る3パルス法によれば、図7(d)、(e)、(f)に示すように、第2~第3高調波成分を多く含む造影剤由来の十分な振幅を有するエコー信号が得られている。これは、注目すべき現象であり、この特異かつ有用な現象は、造影剤のマイクロハブルが強い非線形性を有する共振体であることに起因するのである。より一般化して言いえば、遅延時間が振幅に依存する応答特性をもつことにある。すなわち、入出力音圧の間に、非線形性があっても遅延応答時間に振幅依存性がなければ、図2(d)に示したように、出力信号中の第2高調波成分は打ち消されてしまう。一方、単なる線形共振体では、第2高調波成分そのものが発生しないので論外である。

(基本形態2)

【0037】

上述した基本形態1によれば、送信パルスに第2高調波成分を意図的に重畳しても、それを打ち消しながら、造影剤由来の十分な振幅を有するエコー信号が得られるという特長もある。すなわち、文献(IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 43, no. 6, pp. 1054-1062)に記載されているように、超音波の送信パルス波形に第2高調波成分を意図的に重畳することにより、生体中または液体中におけるマイクロハブルの振動、成長、圧壊を強調したり、その反対に抑圧したりすることができる。この文献に記載された第2高調波を送信パルスに重畳する技術は、マイクロハブル系の造影剤を用いた超音波イメージングの場合にも有用と考えられる。

【0038】

本基本形態2は、図1の送信波形メモリ5に格納する送信パルスの波形に第2高調波成分を意図的に重畳した場合の例である。図10~図12に、第2高調波成分を意図的に重畳した送信パルス波形を用いて、3パルス法により計測されたエコー信号の例を示す。送信波形メモリ5には、共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波である基本波と第2高調波の位相を120°ずつ回転させてなる位相が異なる3つの送信パルスの波形が書き込まれている。送信波形選択部4は、そのうち1つを選択して送信するというシーケンスを、波形を代えて3回実行する。これにより、受信波形メモリ12内の各バンクに書き込まれる3つの受信エコー信号の一例を、図2の場合と同様に求めて、図10(a)、(b)、(c)に示す。また、そのとき得られる加算器13の出力信号を図10(d)に示す。また、造影剤により散乱されて生ずる受信エコー信号を、図6の場合と同様に求めて、受信波形メモリ12中の各バンクに書き込まれる信号を図11(a)、(b)、(c)に示す。さらに、そのとき得られる加算器13の出力信号、すなわち帯域通過フィルタ14の入力信号を、図11(d)および図12(a)に示す。図12(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、帯域通過フィルタ14の通過帯域中心周波数を図8の場合と

同様に設定したときの出力信号である。

【 0 0 3 9 】

図 1 0 (d) より明らかなように、送信パルス波形に第 2 高調波成分を意図的に重畳した場合でも、点反射体により散乱されて生ずる受信エコー信号については、加算器 1 3 の入力信号の第 2 高調波成分同士が、図 2 の場合の非線形伝播により生ずる第 2 高調波成分と同様に打ち消し合い、加算器 1 3 の出力信号の振幅がほぼゼロとなっている。一方、造影剤により散乱されて生ずる受信エコー信号については、図 6 の場合と同様に、加算器 1 3 による加算によって打ち消されることなく、第 2 ~ 第 3 高調波成分を多く含む十分な振幅を有するエコー信号が得られている。

【 0 0 4 0 】

さらに、送信パルスの位相について、本発明の 3 パルス法の効果を得るために必要な誤差範囲について検討した結果について説明する。第 2 回目の送信パルスの位相が 20° ずれた場合について、加算器 1 3 の出力信号すなわち帯域通過フィルタ 1 4 の入力信号と、通過帯域中心周波数を基本波と第 2 高調波に合わせた場合のフィルタ出力信号を、図 2 の場合と同様に求めて、図 1 3 (b)、(c) に示す。同図 (a) には、比較のために、図 5 の場合、すなわち P I 法を位相誤差なしで実施できた場合の信号を示す。図 1 3 (c) は、第 2 回目の送信パルスの位相ずれ 20° に対応させて、第 3 回目の送信パルスの位相を 10° ずらして、3 つの送信パルスの和信号がゼロになるように調整した場合である。

【 0 0 4 1 】

送信パルスの包絡線信号を時間 t の関数として $A(t)$ とすると、本発明に係る第 1 回目 ~ 第 3 回目の送波パルス $P_1(t)$ 、 $P_2(t)$ 、 $P_3(t)$ は、位相誤差のないとき

$$P_1(t) = A(t) \sin t \quad (1)$$

$$P_2(t) = A(t) \sin(t + 2\pi/3) \quad (2)$$

$$P_3(t) = A(t) \sin(t - 2\pi/3) \quad (3)$$

と書くことができる。このとき、

$$P_1(t) + P_2(t) + P_3(t) = 0 \quad (4)$$

の関係が成り立っている。第 2 回目の送信パルスに位相誤差 θ を生じたとき、第 2 回目の送信パルスは、

$$P_2(t) = A(t) \sin(t + 2\pi/3 + \theta) \quad (5)$$

と書くことができる。このとき、第 3 回目の送信パルスを、

$$P_3(t) = A_3(t) \sin(t - 2\pi/3 + \phi) \quad (6)$$

$$A_3(t) = 2A(t) \cos(\theta/3 + \phi/2) \quad (7)$$

と書けるよう調整すれば、位相誤差 θ にかかわらず、(4) 式を成り立たせることができる。図 1 3 (c) は、そのような第 3 回目の送信パルスの補正を行った結果であり、第 2 回目の送信パルスの位相誤差にもかかわらず、加算器 1 3 の出力信号中の基本波成分を打ち消すことができている。(4) 式が成立していることにより、一般的には、送信に用いる N 個の送信パルス波形の和信号が実質的にゼロであることにより、 N 個の受信エコー信号を加算して得られる信号中の基本波成分が打ち消される。

【 0 0 4 2 】

図 1 4 には、加算器 1 3 の出力信号の振幅のピーク・ツウ・ピーク (p p) 値を、第 2 回目の送信パルスに与えた位相誤差の関数として示す。P I 法を位相誤差なしで実施できた場合の値で規格化した信号振幅を、第 3 回目の送信パルスの補正なしの場合を実線 (a) で、補正を行った場合を点線 (b) で示している。位相誤差が 20° に達すると、第 3 回目の送信パルスの補正を行っても、軟部組織中の非線形伝播に由来し、造影剤に由来しない信号振幅が、従来の P I 法の半分以上となり、本発明の効果が十分に発揮されないことになってしまう。この結果から、本発明の効果を十分に得るには、送信パルスの位相誤差を 10° 程度以下とすることが望ましいと結論される。

【 0 0 4 3 】

以上説明したように、本発明の基本形態 1、2 により、エコー信号の中から、軟部組織

10

20

30

40

50

中の非線形伝播などに由来する信号成分を含まず、造影用マイクロハブルにのみ由来する信号を抽出することができる。さらに、帯域通過フィルタ14によりノイズが除去されて、S/N比が向上され、包絡線検出器16によりその包絡線信号が得られ、これがマイクロハブル系の造影剤の空間分布を表す信号としてスキャンコンバータ18に入力される。

【0044】

一方、受信波形メモリ12中の1つのバンクに書き込まれた信号を帯域通過フィルタ15に通してS/N比を向上させた信号から、包絡線検出器17により包絡線信号を得て、これが軟部組織の位置と形態を表す信号として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、包絡線検出器17の出力信号を背景とし、これと識別するのに便利なように、異なる色調によって包絡線検出器16の出力信号が重畳されて表示部19に表示される。このようにして、検査対象である患者の体の中における造影剤の分布を、2次元または3次元画像によりわかりやすく表示できる。

【0045】

上記の基本形態1、2では、軟部組織の位置と形態を表す信号として、受信波形メモリ12中の1つのバンクに書き込まれた信号をそのまま用いる場合について説明したが、一般的には、受信波形メモリ12中の3つのバンクに書き込まれた信号に適切な重みをつけた加算信号を用いることができる。

【0046】

以上述べたように、本発明によれば、エコー信号の中から、軟部組織中の非線形伝播などに由来する信号成分を含まず、造影用マイクロハブルにのみ由来する信号を抽出し、これを造影用マイクロハブルの空間分布を表す信号として、軟部組織の位置と形態を表す背景上に、識別可能な色調で重畳して、2次元または3次元画像によりわかりやすく表示することができる。これにより、造影エコー像を基に確定診断を行うに足るS/N比の高い診断用画像を提供することが可能となる。このように、本発明を実施した装置の医用診断上の有用性はきわめて大きく、したがって、医用診断を支える工業における本発明の意義も、また、大きい。

(実施形態1)

【0047】

次に、本発明の原理を利用した本発明の一実施形態について説明する。上述した本発明の基本形態1、2によれば、1枚の2次元画像を得るためにN回の送受信を行わなければならないのでフレームレートが低下する。一方、診断対象の部位によっては、得られるエコー信号の強度が微弱な場合、本発明の原理方法(以下、便宜的に、3パルス法と略称する。)により得られる画像の分解能と、従来のPI法(以下、便宜的に、2パルス法と略称する。)とにより得られる画像の分解能とに差異が生じない場合がある。このような場合は、フレームレートを高くした方が診断効率が優れる。そこで、3パルス法と2パルス法の2種の計測を行う機能を設け、それらの2つの機能を切替えて、いずれか一方の機能により計測可能にする本発明の超音波診断装置の一実施形態を図15に示す。

【0048】

図15に示すように、本実施形態は、図1に示した基本形態1に係る超音波診断装置に、2パルス法の計測を行う機能を付加するとともに、3パルス法と2パルス法の機能を切替えて、分解能優先またはフレームレート優先を選択できるようにしたことを特徴とする。したがって、送信波形メモリ5には、3パルス法用として共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を120°ずつ回転させてなる位相が異なる3つの送信パルスの波形と、2パルス法用として共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を180°ずつ回転させてなる位相が異なる2つの送信パルスの波形とが書き込まれている。そして、送信波形選択部4は、送受信シークエンス制御部6の指令に基づいて、3パルス法または2パルス法の送信パルスの波形を選択して送波ビームフォーマ3に出力するようになっている。

【0049】

また、3パルス法で得られた加算器13の出力は、帯域通過フィルタ14に送る前に、

10

20

30

40

50

フレームメモリ20に一旦格納されるようになっている。このフレームメモリ20に記録されるデータは、例えば、走査変換して表示画像形式にしたもの、あるいは所謂RF信号を受信ビームに従い一旦記録した後にそれぞれのシーケンスで加算処理した結果を採用できる。RF信号の場合は、実部と虚部を有する複素信号で記録することもできる。

【0050】

一方、送受信シーケンス制御部6による制御に従って、2パルス法による撮像シーケンスが実行されて得られる2つのエコー信号からなる時系列信号は、受波ビームフォーマ10により処理され、受波メモリ選択部11により選択された受信波形メモリ21中のバンクへ一旦書き込まれる。受信波形メモリ21に、互いに加算すべき時系列信号がそろった後、加算器22により読み出されて互いに加算される。加算器22により加算された2つのエコー信号は、フレームメモリ23に格納される。このフレームメモリ23に格納されるデータは、フレームメモリ20と同様に構成することができる。

10

【0051】

切換器24は、フレームメモリ20とフレームメモリ23に記録された加算器13と加算器22の出力のいずれか一方を、帯域通過フィルタ14に出力するようになっている。比較器25は、フレームメモリ20とフレームメモリ23に記録された加算器13と加算器22の出力を取り込み、3パルス法と2パルス法で得られたエコー信号を比較する。すなわち、フレームメモリ20とフレームメモリ23に記録されたエコー信号の画素ごとにデータ（例えば、輝度）の差を求めて、または比を求めて比較する。この比較結果は、比較結果メモリ26に画素ごとに格納するようになっている。なお、フレームメモリ20、フレームメモリ23および比較結果メモリ26は、同じ番地構成を有し、同じアドレス制御信号を使用することが可能である。判定部27は、比較結果メモリ26の全ての番地もしくは特定の番地に格納されている比較結果を、総合的に判定するようになっている。例えば、特定の番地の比較結果に差があっても、他の大部分の比較結果に差がなければ、全体としては差がないと判断するようになっている。この判定基準の詳細については、後述する。

20

【0052】

判定部27は、その判定結果を送波選択制御部28に出力するとともに、切換器24を判定結果に基づいて切り換えるようになっている。送波選択制御部28は、判定部27から出力される判定結果に基づいて、3パルス法または2パルス法を選択して、送受信シーケンス制御部6に指令を送り、選択したシーケンスにより超音波診断装置を動作させるようになっている。また、その選択に合わせて、受信波形メモリ12、加算器13、フレームメモリ20、受信波形メモリ21、加算器22、フレームメモリ23、比較器25、比較結果メモリ26、および判定部27を制御するようになっている。

30

【0053】

このように構成される実施形態の動作について、図16～図18に示したフローチャートを参照して説明する。まず、送波選択制御部28は、送受信シーケンス制御部6に、3パルス法による計測を行って画像を得る指令を出力する(S1)。送受信シーケンス制御部6は、送信波形選択部4に対し送信波形メモリ5から3パルス用の送信パルスの波形を選択して出力するように指令する(S2)。送信ビームフォーマ3は、送受信シーケンス制御部6の指令に従い、送信波形選択部4から出力される3つの送信パルスを120°位相差で、切替スイッチ2を介して探触子1に順次送信する(S3)。受信ビームフォーマ10は、送受信シーケンス制御部6の指令に従い、切替スイッチ2を介して探触子1から入力されるエコー信号を取り込んで、周知の受信処理および整相加算処理を行って受波メモリ選択部11に出力する(S4)。受波メモリ選択部11は、3パルスに対応する3つのエコー信号を選択して、それぞれ受信波形メモリ12の対応するバンクに記録する(S5)。加算器13は、受信波形メモリ12に記録されている3パルスに対応した3つのエコー信号を加算し、その加算結果をフレームメモリ20に格納する(S6)。

40

【0054】

次に、図17に示すように、送波選択制御部28は、送受信シーケンス制御部6に、

50

2パルス法による計測を行って画像を得る指令を出力する(S11)。送受信シーケンス制御部6は、送信波形選択部4に対し送信波形メモリ5から2パルス用の送信パルスの波形を選択して出力するように指令する(S12)。送信ビームフォーマ3は、送受信シーケンス制御部6の指令に従い、送信波形選択部4から出力される2つの送信パルスを180°位相差で、切替スイッチ2を介して探触子1に順次送信する(S13)。受信ビームフォーマ10は、送受信シーケンス制御部6の指令に従い、切替スイッチ2を介して探触子1から入力されるエコー信号を取り込んで、周知の受信処理および整相加算処理を行って受波メモリ選択部11に出力する(S14)。受波メモリ選択部11は、2パルスに対応する2つのエコー信号を選択して、それぞれ受信波形メモリ21の対応するバンクに記録する(S15)。加算器22は、受信波形メモリ21に記録されている2パルスに対応した2つのエコー信号を加算し、その加算結果をフレームメモリ23に格納する(S16)。

【0055】

比較器25は、フレームメモリ20とフレームメモリ23にそれぞれ格納されたエコー信号の加算結果を比較して、その結果を比較結果メモリ26に格納する(S21)。例えば、比較器25は、画像の輝度に相関する3パルス法と2パルス法のエコー信号の振幅を比較することができる。また、その比較結果は、それらの振幅の差、または振幅の比とすることができる。判定部27は、比較結果メモリ26に格納された比較結果に基づいて、総合的に判定して、判定結果を切換器24と送波選択制御部28に出力する(S22)。ここで、判定部27は、比較結果メモリ26のメモリ番地に格納された比較結果の全ての結果に基づいて、あるいは特定の番地に格納された比較結果を、総合的に判断して、3パルス法のエコー信号の振幅が2パルス法のエコー信号の振幅よりも振幅の差が設定値より大きいか否かを判断する。この設定値は、キーボード等の操作卓から入力設定可能である。そして、3パルス法により得られるエコー信号が、2パルス法により得られるエコー信号の振幅よりも十分に大きいと認められる場合は、3パルス法による計測が有効であることから、その旨の判定結果を出力する。これに対して、3パルス法と2パルス法で差がないと認められる場合は、フレームレートを高くすることが好ましいことから、2パルス法による計測をすべきである旨の判定結果を出力する。切換器24は、判定結果に従って、フレームメモリ20またはフレームメモリ23の格納されているエコー信号を帯域通過フィルタ14に転送する(S23)。帯域通過フィルタ14は、入力されるエコー信号をフィルタ処理して包絡線検出器16に出力する(S24)。包絡線検出器16は、入力されるエコー信号の包絡線信号を検出し、検出した包絡線信号をスキャンコンバータ18に出力する(S25)。スキャンコンバータ18は、入力される包絡線信号を一旦記録した後、画像データに変換して表示部19に出力する(S26)。表示部19は、入力される画像データを表示画面に表示する。

【0056】

なお、本実施形態においても、基本形態1、2で説明したように、3パルス法または2パルス法による計測以外に、通常のBモード像計測を行い、そのエコー信号を帯域通過フィルタ15および包絡線検出器17によって処理し、これにより得られる画像データに、スキャンコンバータ18において3パルス法または2パルス法によって計測された造影画像データを組み合わせ、表示器19に表示させるようにすることができる。

【0057】

また、本実施形態では、3パルス法と2パルス法の切り換えを、比較器25と判定部27により自動的に行うようにしたが、本発明はこれに限らず、次に述べるように種々変形することができる。例えば、診断部位、診断深度、使用周波数等の条件に応じ、用手法により検査者の意思に基づいて切り替えることができる。また、それらの条件に応じて、予め設定した手順により切り替えるようにすることもできる。

【0058】

また、上記の判定部27における判断において、深度方向あるいはビーム走査方向などの条件に応じて、比較対象の物理量に重みをつけて総合判定することもできる。さらに、

10

20

30

40

50

経時的な複数の画像に基づいて評価を行うことも加えることができる。

【 0 0 5 9 】

さらに、3パルス法と2パルス法の計測結果に基づいて切り替える方法に代えて、送波パルスの音圧に応じて3パルス法と2パルス法を切り替えるようにすることができる。つまり、図2で説明したように、音圧に比例した振幅信号が十分に大きい場合は、3パルス法による3つのエコー信号を加算すると、基本波成分が消滅してノイズの少ない造影画像が得られる。この造影画像は、図5で説明した2パルス法の造影画像よりもノイズが少ない。しかし、音圧が低い場合は、両者の造影画像の分解能に差がなくなることが考えられる。造影画像の画質に差がなければ、フレームレートの高い2パルス法が診断効率に優れる。そこで、エコー信号の強度を監視して、強度が設定値より大きいときには3パルス法に切り替え、強度が設定値より低下した場合は2パルス法に切り替えるようにすることができる。この設定値も、操作卓から入力可能である。

10

【 0 0 6 0 】

以上説明したように、本実施形態によれば、造影剤を用いて画質に優れた造影画像を得ることができる3パルス法と、フレームレートが高い2パルス法の両方の計測機能を備えていることから、診断の狙いに応じてそれらを使い分けることができ、使い勝手に優れた超音波診断装置を実現できる。

(実施形態2)

【 0 0 6 1 】

実施形態1の3パルス法のフレームレートを改善する一実施形態の超音波診断装置の構成を図19および図20に示す。本実施形態の特徴は、共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相を 60° ずつ回転させてなる位相が異なる6種類の送信パルスを繰り返し送信する。そして、送信パルスに合わせて6種類のエコー信号を受信波形メモリに保持するとともに、次に同一位相のエコー信号を受信したときに上書きするようにする。その結果、受信波形メモリには、常に、位相が 60° ずつ異なる6種類のエコー信号が保持されることになる。

20

【 0 0 6 2 】

そこで、受信波形メモリから位相が 120° ずつ異なる3種類のエコー信号を読み出して加算処理することにより、3パルス法の造影画像が得られる。この読み出す3種類のエコー信号の組を、送信パルスの間隔ごとに、位相を 60° ずつずらしながら実行すると、送信パルスの送信間隔と同じ間隔で、3パルス法による1フレームの造影画像が得られる。したがって、フレームレートを下げることなく、通常のBモード像のフレームレートにより3パルス法の造影画像を得ることができる。

30

【 0 0 6 3 】

以下、図を用いて、詳細に説明する。図19に示すように、本実施形態は、図1の実施形態の受波メモリ選択部11と帯域通過フィルタ14、15との間に、画像データ収集部30を設け、この画像データ収集部30を図20に示すように構成したことを特徴とする。また、送信波形選択部4、送信波形メモリ5および送受信シーケンス制御部6の機能構成が相違する。すなわち、送信波形メモリ5には、共通の包絡線信号で振幅変調された超音波の搬送波の位相が 60° ずつ異なる6種類(0° 、 60° 、 120° 、 180° 、 240° 、 300°)の送信パルスが格納されている。送信波形選択部4は、送受信シーケンス制御部6の指令に基づいて、6種類の送信パルスを繰り返し選択して送信するように構成されている。

40

【 0 0 6 4 】

一方、画像データ収集部30は、図20に示すように、6種類の送信パルスに対応するエコー信号をそれぞれ記憶する6つの受信波形メモリ31a~31fを備えて構成されている。これらの受信波形メモリ31a~31fに格納されているエコー信号a~fは、エコー信号選択部32により読み出し可能に形成されている。エコー信号選択部32は、6種類のエコー信号a~fを取り込み、位相が 120° ずつ異なる3つのエコー信号を選択するように構成されている。これにより選択された3つのエコー信号は加算器33に

50

において加算される。なお、受信波形メモリ 31 a ~ 31 f、エコー信号選択部 32 および加算器 33 は、エコー信号選択制御部 34 により制御されるようになっている。

【0065】

まず、エコー信号選択制御部 34 は、送受信シーケンス制御部 6 の指令に基づいて、超音波の送受信タイミングに合わせて、受波メモリ選択部 11 から出力されるエコー信号を格納する受信波形メモリ 31 a ~ 31 f を順次切り替える。また、その切り替えに合わせて、エコー信号選択制御部 34 は、エコー信号選択部 32 に 6 種類のエコー信号 a ~ f を取り込ませるとともに、位相が 120° ずつ異なる 3 種類のエコー信号を選択させる。つまり、エコー信号選択部 32 は、6 種類のエコー信号 a ~ f から組合せが異なる 3 種類のエコー信号を選択する機能を有する。例えば、ある送受信タイミングにて、エコー信号 (a、c、e) を選択する。次の送受信タイミングにて、エコー信号 (b、d、f) を選択する。さらに次の送受信タイミングにて、エコー信号 (c、e、a) を選択する。

10

【0066】

エコー信号選択部 32 により選択された 120° ずつ位相が異なるエコー信号は、加算器 33 にて加算されて、図 2 で説明したように基本波成分等が打ち消されたエコー信号が得られる。この加算器 33 の出力を、図 19 の帯域通過フィルタ 14 に出力することにより、3 パルス法の造影画像を得ることができる。

【0067】

以上説明したように、本実施形態によれば、通常の B モード像のフレームレートにより、画質に優れた 3 パルス法の造影画像を得ることができる。
(実施形態 3)

20

【0068】

図 21 に、画像データ収集部 30 の他の実施形態の構成図を示す。本実施形態は、3 パルス法と 2 パルス法の造影画像データを同時に収集することができる実施形態である。本実施形態が図 19 および図 20 に示した実施形態 2 と異なる点は、画像データ収集部 30 の構成にある。つまり、図 21 に示すように、3 パルス法用のエコー信号選択部 32 に並列に 2 パルス法用のエコー信号選択部 35 が設けられ、これに合わせて加算器 36 が設けられ、さらに加算器 33 と加算器 36 の出力を取り込み、相関処理を行って造影画像データを生成する相関処理部 37 が設けられていることにある。

【0069】

ここで、3 パルス法用のエコー信号選択部 32 と加算器 33 の構成および動作は図 20 によって説明したのと同様である。エコー信号選択部 35 は、6 種類のエコー信号 a ~ f を取り込み、位相が 180° ずつ異なる 2 つのエコー信号を選択するように構成されている。これにより選択された 2 つのエコー信号は加算器 36 において加算される。また、エコー信号選択部 35 および加算器 36 は、エコー信号選択制御部 34 により制御されるようになっている。

30

【0070】

本実施形態の動作を説明する。まず、エコー信号選択制御部 34 は、送受信シーケンス制御部 6 の指令に基づいて、超音波の送受信タイミングに合わせて、受波メモリ選択部 11 から出力されるエコー信号を格納する受信波形メモリ 31 a ~ 31 f を順次切り替える。エコー信号選択部 32 は、実施形態 2 で説明したと同様に、エコー信号選択制御部 34 の指令に従って、超音波の送受信タイミングに合わせて、6 種類のエコー信号 a ~ f から位相が 120° ずつ異なる 3 種類のエコー信号を選択する。一方、エコー信号選択部 35 は、エコー信号選択制御部 34 の指令に従って、6 種類のエコー信号 a ~ f から位相が 180° 異なる 2 種類のエコー信号を選択する機能を有する。例えば、ある送受信タイミングにて、エコー信号 (a、d) を選択する。次の送受信タイミングにて、エコー信号 (b、e) を選択する。さらに次の送受信タイミングにて、エコー信号 (c、f) を選択する。そして、この選択動作を繰り返す。エコー信号選択部 35 により選択された 180° ずつ位相が異なるエコー信号は、加算器 36 にて加算されて、図 5 で説明したように、基本波成分同士は打ち消し合い、第 2 高調波成分同士が強調し合ったエコー信号が得られる

40

50

【 0 0 7 1 】

このようにして、超音波の送受信タイミングのたびに、加算器 3 3 と加算器 3 6 から、3 パルス法および 2 パルス法のエコー信号（造影画像データ）が同時に得られる。これらの 3 パルス法および 2 パルス法の造影画像データは、相関処理部 3 7 に入力される。相関処理部 3 7 は、3 パルス法と 2 パルス法のどちらの造影画像を表示部に表示させるかを判定する。この判定基準は、実施形態 1 で説明した判定部 2 7 の判定基準を適用することができる。この場合に、両者の造影画像の画素ごとに判定し、画素ごとに切換えて 3 パルス法と 2 パルス法の造影画像が混在した 1 フレームの造影画像を生成することもできる。このようにして相関処理部 3 7 から出力される造影画像データは帯域通過フィルタ 1 4 に入力され、包絡線検出器 1 6 とスキャンコンバータ 1 8 にて処理された後、表示部 1 9 にて画像表示される。

10

【 0 0 7 2 】

なお、相関処理部 3 7 に代えて、単なる切換器とし、用手的にいずれかの造影画像を選択して切り替えることも可能である。また、実施形態 1 で説明したように、診断部位、診断深度、使用周波数等の条件に応じて切り替えることができる。さらに、それらの条件に応じて、予め設定した手順により切り替えるようにすることもできる。また、相関処理部 3 7 は、深度方向あるいはビーム走査方向などの条件に応じて、比較対象の物理量に重みをつけて総合判定することもできる。さらに、経時的な複数の画像に基づいて評価を行うことも加えることができる。

20

【 0 0 7 3 】

また、相関処理部 3 7 を省略し、帯域通過フィルタと包絡線検出器を 1 系列増やして、表示部 1 9 に 3 パルス法と 2 パルス法の造影画像を個別に表示することもできる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 4 】

【 図 1 】 本発明の基本形態の超音波診断装置の全体構成図を示す。

【 図 2 】 本発明の 3 パルス法により得られる非線形伝播特性をもつ生体軟部組織中の点反射体からのエコー信号の一例を示す図である。

【 図 3 】 P I 法の原理を、直列 4 気筒 4 ストロークエンジンの振動の原理に基づいて説明する図である。

30

【 図 4 】 本発明の 3 パルス法の原理を、直列 6 気筒 4 ストロークエンジンの振動の原理に基づいて説明する図である。

【 図 5 】 P I 法により得られる非線形伝播特性をもつ生体軟部組織中の点反射体からのエコー信号の一例を示す図である。

【 図 6 】 本発明の 3 パルス法により得られるマイクロハブル系の造影剤による散乱エコー信号の一例を示す図である。

【 図 7 】 本発明の 3 パルス法により得られるマイクロハブル系の造影剤による散乱エコー信号の帯域通過フィルタ通過後の波形の一例を示す図である。

【 図 8 】 P I 法により得られるマイクロハブル系の造影剤による散乱エコー信号の一例を示す図である。

40

【 図 9 】 P I 法により得られるマイクロハブル系の造影剤による散乱エコー信号の一例を示す図である。

【 図 1 0 】 本発明の 3 パルス法において、送信パルスに第 2 高調波を意図的に重畳した場合に得られる生体軟部組織中の点反射体からのエコー信号の一例を示す図である。

【 図 1 1 】 本発明の 3 パルス法において、送信パルスに第 2 高調波を意図的に重畳した場合に得られるマイクロハブル系の造影剤による散乱エコー信号の一例を示す図である。

【 図 1 2 】 本発明の 3 パルス法において、送信パルス波に第 2 高調波を意図的に重畳した場合に得られるマイクロハブル系の造影剤による散乱エコー信号の帯域通過フィルタ通過後の波形の一例を示す図である。

【 図 1 3 】 本発明の 3 パルス法において、送波パルスの位相に誤差があった場合に得られ

50

る生体軟部組織中の点反射体からのエコー信号の加算器出力信号の波形の一例を示す図である。

【図14】本発明の3パルス法において、送波パルスの位相に誤差があった場合に得られる生体軟部組織中の点反射体からのエコー信号の加算器出力信号の振幅の位相誤差依存性を示す図である。

【図15】本発明の一実施の形態の超音波診断装置の全体構成図である。

【図16】図15実施形態の3パルス法の処理動作を説明するフローチャートである。

【図17】図15実施形態の2パルス法の処理動作を説明するフローチャートである。

【図18】図15実施形態の3パルス法と2パルス法により得られたエコー信号に基づいて表示させる画像を自動的に判断する処理動作を説明するフローチャートである。

10

【図19】本発明の他の実施形態の超音波診断装置の全体構成図である。

【図20】図19の一実施形態の要部の構成の一例を示す図である。

【図21】図19の一実施の形態の要部の構成の他の一例を示す図である。

【符号の説明】

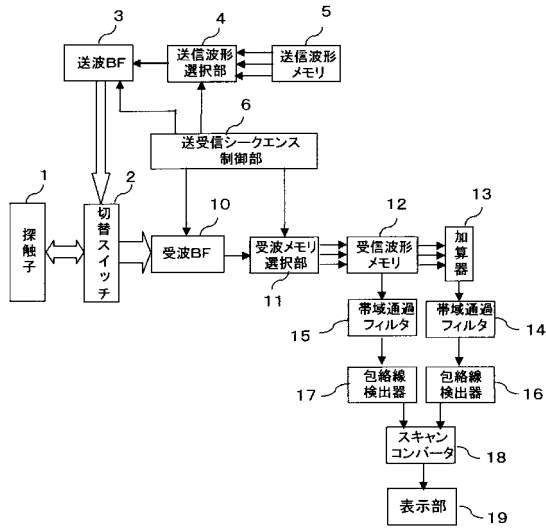
【0075】

- 1 超音波探触子
- 2 切替スイッチ
- 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 送受信シークエンス制御部
- 10 受波ビームフォーマ
- 11 受波メモリ選択部
- 12、21 受信波形メモリ
- 13、22 加算器
- 14、15 帯域通過フィルタ
- 16、17 包絡線検出器
- 18 スキャンコンバータ
- 19 表示部
- 20、23 フレームメモリ
- 24 切換器
- 25 比較器
- 26 比較結果メモリ
- 27 判定部
- 28 送波選択制御部

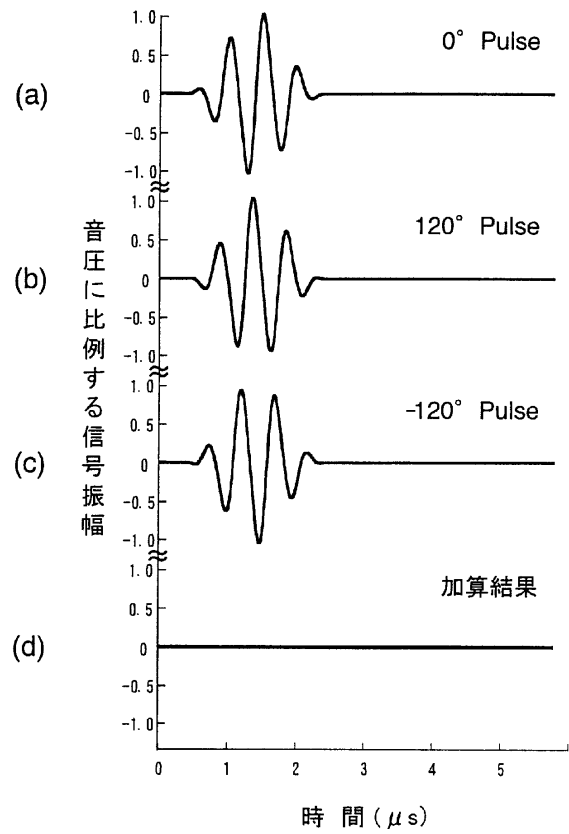
20

30

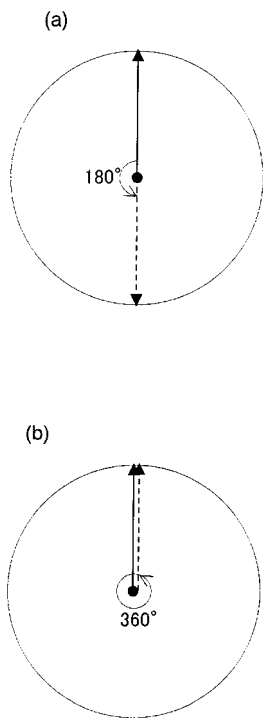
【図1】



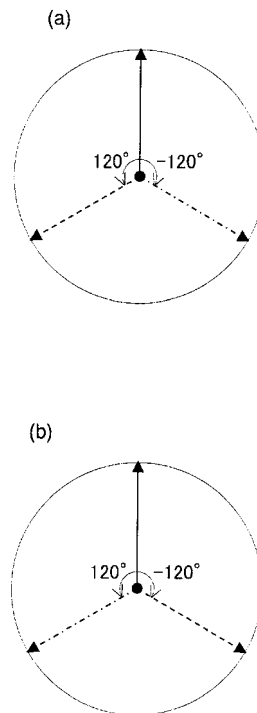
【図2】



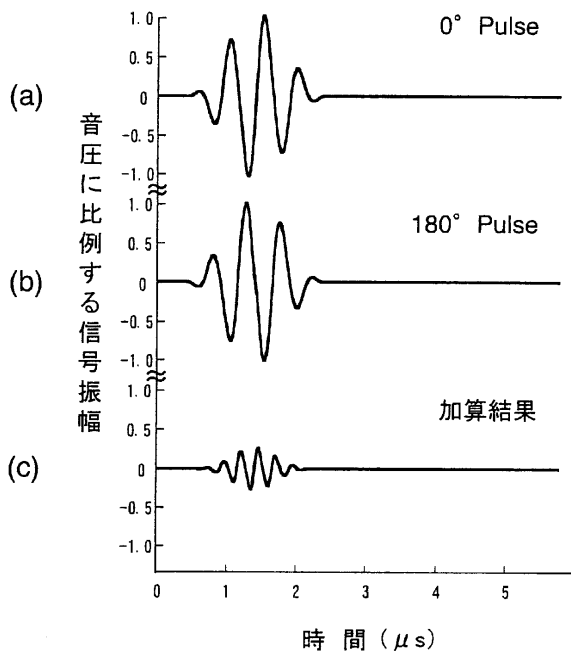
【図3】



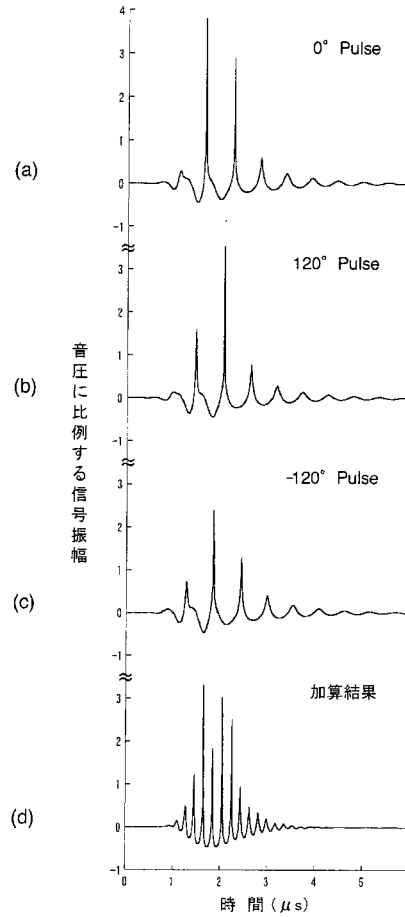
【図4】



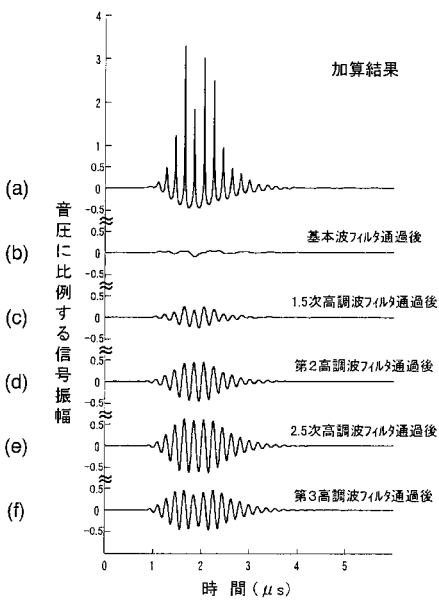
【図5】



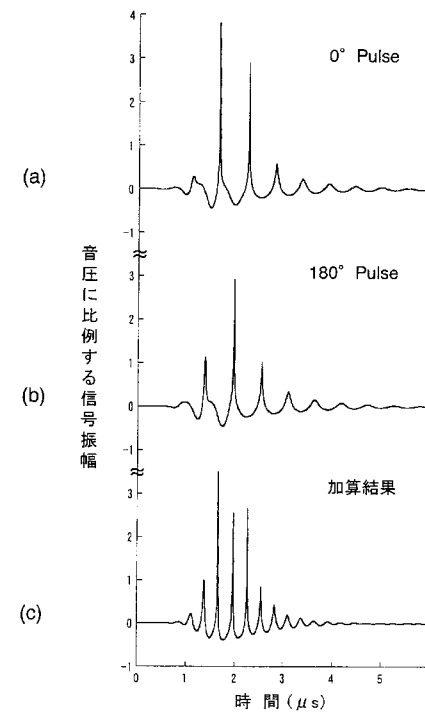
【図6】



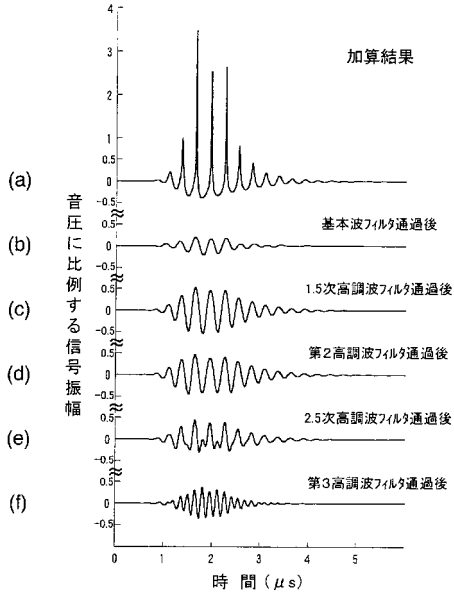
【図7】



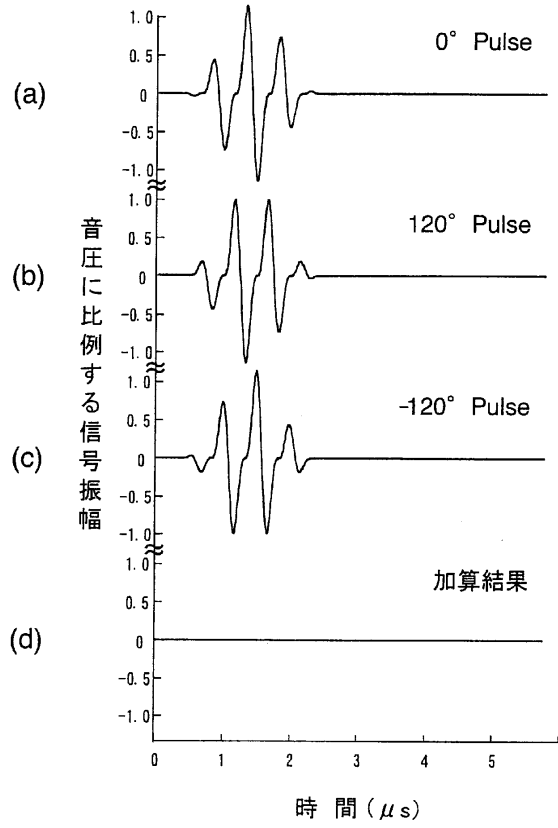
【図8】



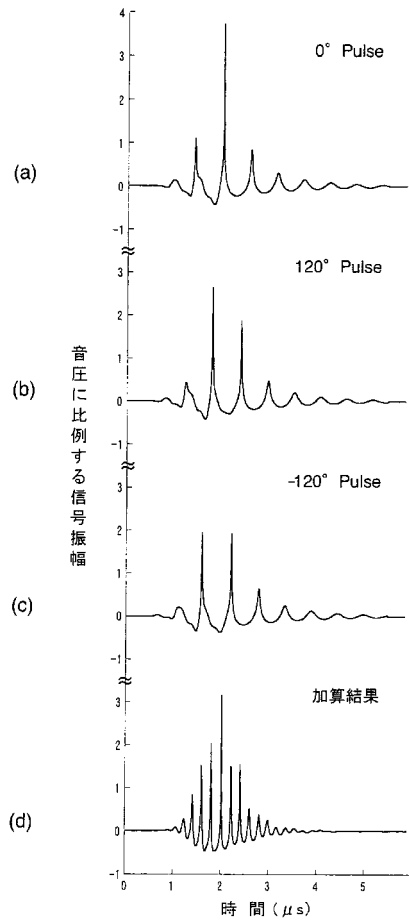
【図9】



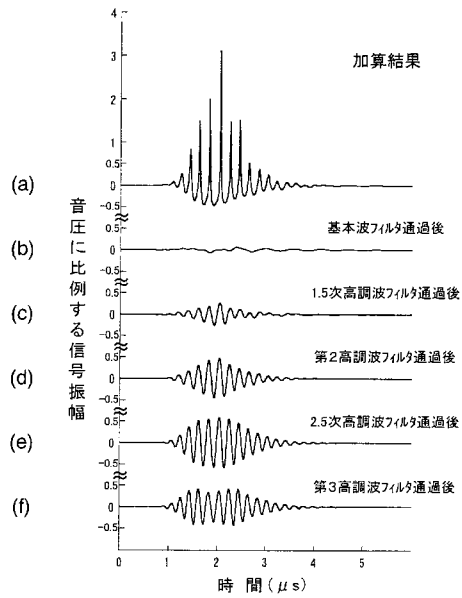
【図10】



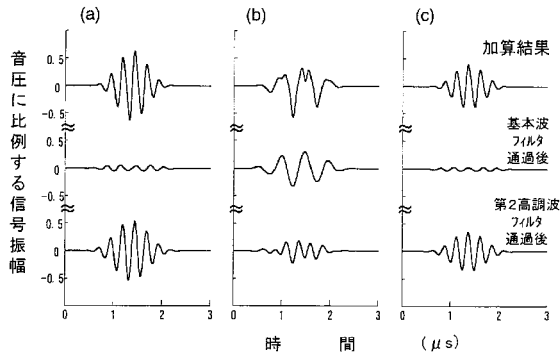
【図11】



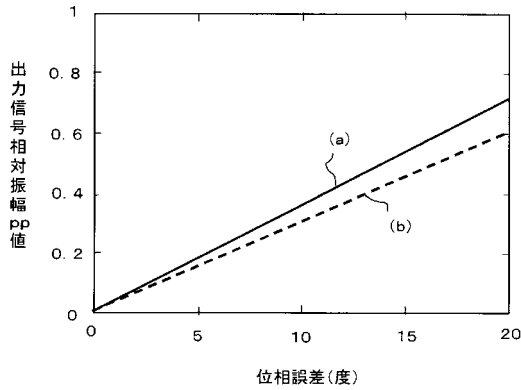
【図12】



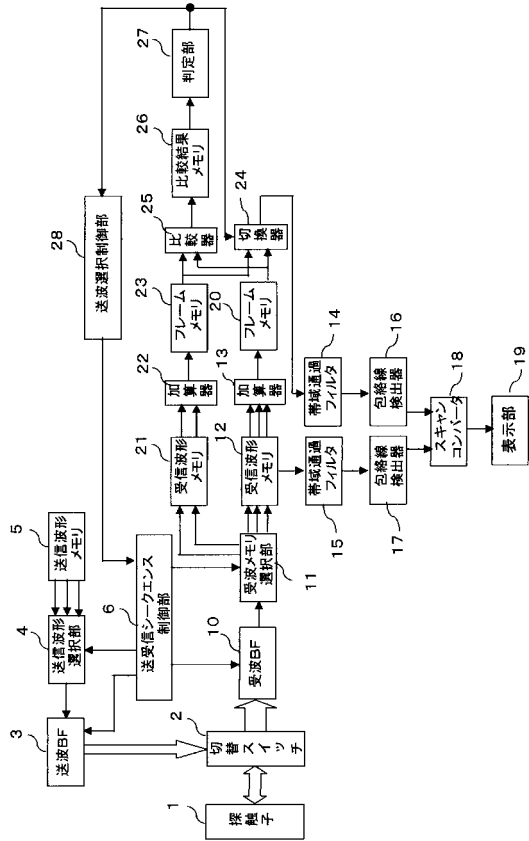
【図13】



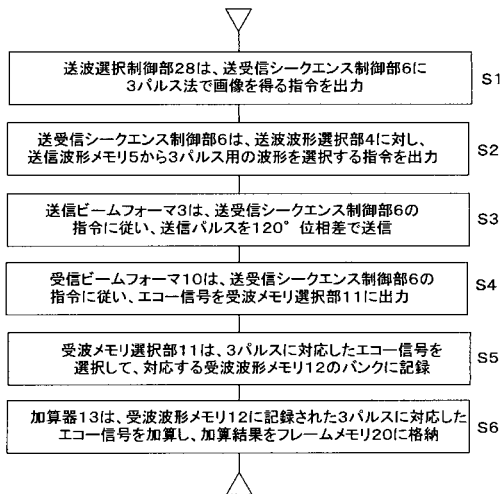
【図14】



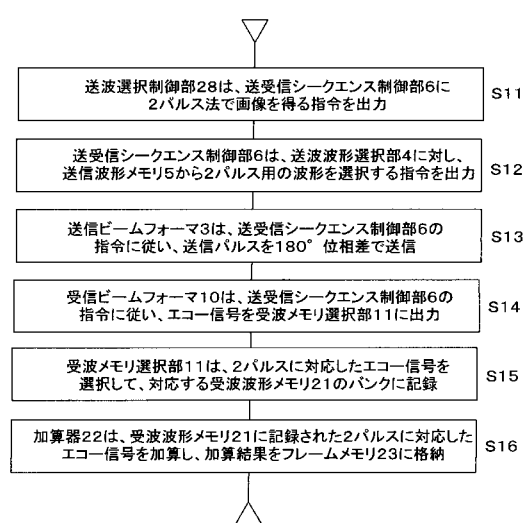
【図15】



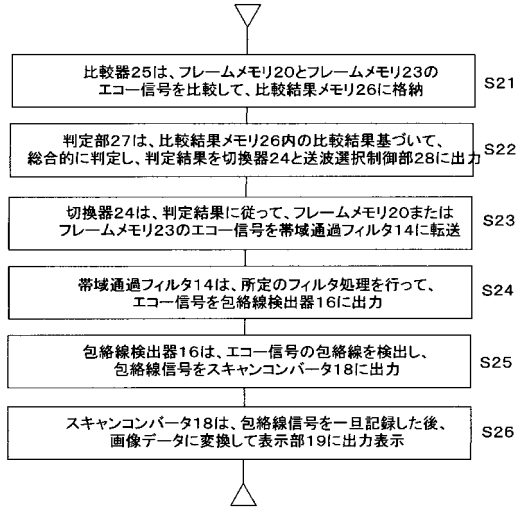
【図16】



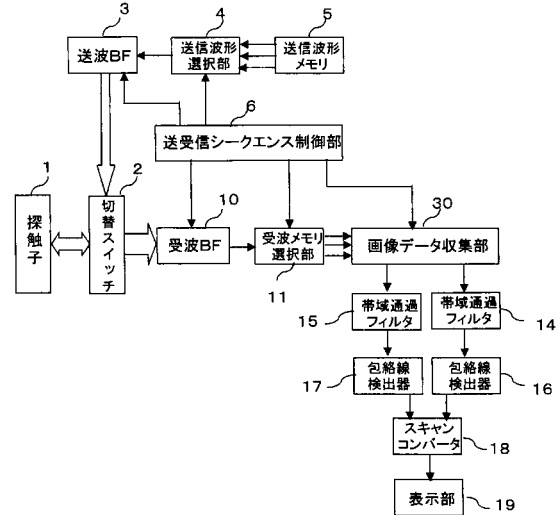
【図17】



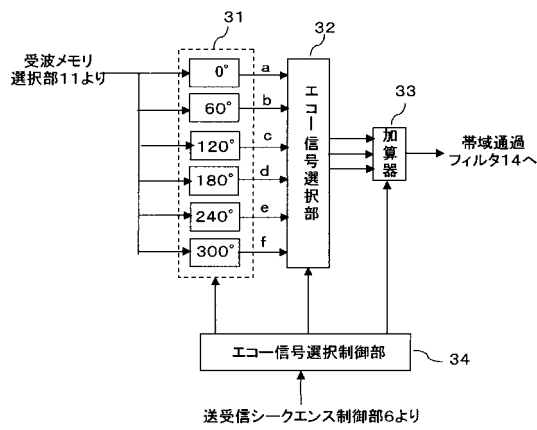
【図18】



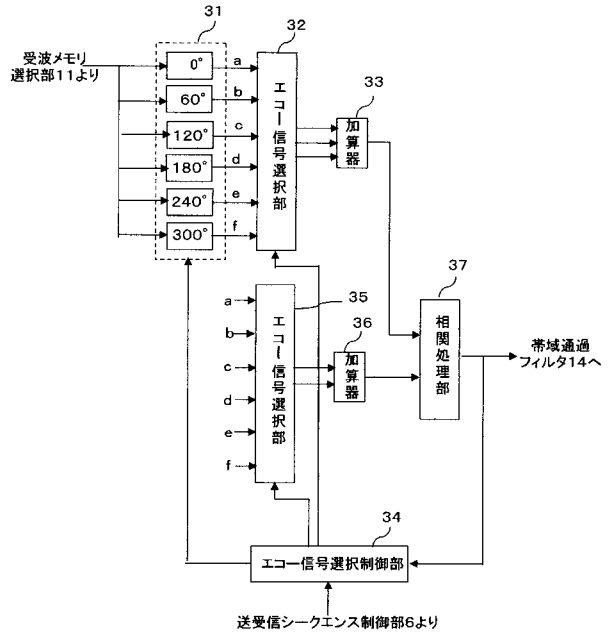
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(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
内 株式会社日立製作所 中央研究所

(72)発明者 東 隆
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
内 株式会社日立製作所 中央研究所

審査官 東 治企

(56)参考文献 特開2004-275491(JP,A)
特開2003-038490(JP,A)
W. Wilkening et al., Phase-Coded Pulse Sequence for Non-Linear Imaging, 2000 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2000年10月, vol.2, pages 1559-1562, ISBN:0-7803-6365-5
S. Umemura et al., TRIPLET PULSE SEQUENCE FOR SUPERIOR MICROBUBBLE/TISSUE CONTRAST, 2003 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2003年10月, vol.1, pages 429-432, ISBN:0-7803-7922-5

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

IEEE Xplore

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4717484B2	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	JP2005097637	申请日	2005-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	岸本真治 神田浩 梅村晋一郎 東隆		
发明人	岸本 真治 神田 浩 梅村 晋一郎 東 隆		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH02 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH12 4C601/HH14 4C601/HH16 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL03 4C601/LL05		
其他公开文献	JP2006271791A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用造影剂进一步提高对比度图像的信噪比。解决方案：N（其中N是3或更大的整数）通过将调幅超声波的载波的相位通过公共包络信号旋转 $360^\circ/N$ 来形成发射脉冲，从超声波探头向对象依次发送3个发送脉冲，并且基于通过添加由超声波探头接收的N个回波信号而获得的信号来重建一个图像。脉冲方法的测量装置和通过将超声波的载波的相位旋转180度而形成的两个发送脉冲从超声波探头依次发送到物体，并且超声波探头并且，用于基于通过添加由具有高S/N比的对比回波图像的三脉冲方法接收的两个回波信号而获得的信号来重建一个图像的双脉冲方法的测量装置任意切换具有高帧速率的双脉冲方法以获得适合于该应用的图像。[选定图]图15

【图2】

