

(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2009-233352

(P2009-233352A)

(43) 公開日 平成21年10月15日(2009.10.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 19 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-164454 (P2009-164454)
(22) 出願日 平成21年7月13日 (2009.7.13)
(62) 分割の表示 特願2003-71784 (P2003-71784)
の分割
原出願日 平成15年3月17日 (2003.3.17)

(71) 出願人 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 110000350
ポレール特許業務法人
(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
(72) 発明者 神田 浩
東京都千代田区内神田一丁目1番14番
株式会社日立メディコ内
(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
Fターム(参考) 4C601 DE06 EE09 HH04 HH40 JB31
JB45 KK02 KK24

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】

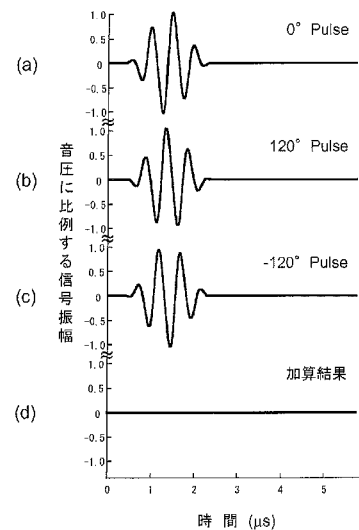
マイクロバブル系造影剤により散乱されて生ずるエコー成分を、送信パルスが非線形伝播することにより生ずるTissue Harmonic成分と明確に峻別して映像化することにより、造影エコー像を基に確定診断を行うに足るS/N比の高い造影エコー像を実現する超音波撮像技術を提供する。

【解決手段】

生体に対して超音波パルスの送受波を行ない、生体内部の造影用マイクロバブルによる造影画像を形成する超音波撮像装置であって、Nを3以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で、包絡線信号を共通とする送信パルス波を用いその搬送波の位相を $360^\circ/N$ ずつ回転させて、N回の送受波を行ない、前記N回の送受波により得られるN個の時系列受信エコー信号(a)、(b)、(c)を加算し加算信号(d)を求めることにより、前記造影画像を形成するよう構成する。

【選択図】 図4

図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影用マイクロバブルが導入された生体に対して超音波パルスの送受波を行い、前記生体内部の画像を形成する超音波撮像装置であって、

送信パルスを生成する送波ビームフォーマと、前記生体からの超音波エコー信号の受波を行ない、各受波信号に遅延時間を与えて指向性を持つ受信感度を生成する遅延時間を与えた各受波信号を加算し、時系列受信エコー信号を生成する受波ビームフォーマと、

前記時系列受信エコー信号を加算する加算部と、

前記送波ビームフォーマと、前記受波ビームフォーマを制御する送受信シーケンス制御部とを備え、

前記送受信シーケンス制御部は、

N を 3 以上の整数とする時、

同一の送受波フォーカス条件の下で、搬送波の位相が $360/N$ 度ずつ異なる共通の包絡線信号である送信パルスを用いて N 回の送受波を、前記送波ビームフォーマと前記受波ビームフォーマに行わせるよう制御し、

前記加算部は、雑音成分を除去する帯域通過フィルタ部を有し、前記 N 回の送受波により得られる N 個の時系列受信エコー信号を加算し、加算信号を求めて、加算信号のうち、前記帯域通過フィルタ部を通過した信号が、前記加算信号を、前記造影用マイクロバブルの空間分布を表す信号として出力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 に記載の超音波撮像装置において、前記加算信号は、前記生体の軟部組織からの超音波エコー信号の基本波から高調波までの成分に対する送受波感度が抑圧され、前記造影用マイクロバブルからの超音波エコー信号に対する送受波感度が得られていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、送受波感度を抑圧する成分は、基本波から第 (N - 1) 次高調波までの成分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 に記載の超音波撮像装置において、前記 N 個の送信パルス波の和信号の振幅が、前記 N 個の送信パルス波の個々の振幅よりも小さいことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記時系列受信エコー信号の一部を、前記生体の軟部組織の位置と形態を表す信号と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 に記載の超音波撮像装置において、N が 3 であり、3 個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が略 120° ずつ異なることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記 N 回の送受波により得られる N 個の時系列受信エコー信号の複数組の重みの組み合わせによる重み付き和信号の振幅から前記生体の画像を形成し、前記振幅を反映した輝度表示により表示することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記重み付き和信号の前記振幅をそれぞれ異なる表示色により重畳して表示することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記複数組の重みの組み合わせのうち、少なくとも 1 組は、前記軟部組織からの前記超音波エコー信号の前記基本波成分と前記偶数次高調波成分に対する前記送受波感度を抑圧し、前記造影用マイクロバブルからの前記超音波エコー信号に対する前記送受波感度を得るように構成され、他の少なくとも 1 組が、

10

20

30

40

50

前記軟部組織からの前記超音波エコー信号に対する送受波感度を得るように構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

造影用マイクロバブルが導入された生体に対して超音波パルスの送受波を行ない、前記造影用マイクロバブルによる前記生体内部の造影画像を形成する超音波撮像装置であって、 N を3以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で波形の異なる送信パルス波を用いて N 回の送受波を行ない、前記 N 回の送受波により得られる N 個の時系列受信エコー信号を加算し加算信号を求めることにより、前記生体の軟部組織からの超音波エコー信号の基本波から第 $(N - 1)$ 次高調波までの成分に対する送受波感度を抑圧し、前記造影用マイクロバブルに由来する第 $(N - 1)$ 次高調波を含む超音波エコー信号を抽出し、前記造影画像を形成することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 11】

造影用マイクロバブルが導入された生体に対して超音波パルスの送受波を行ない、前記造影用マイクロバブルによる前記生体内部の造影画像を形成する超音波撮像装置であって、 N を3以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で波形の異なる送信パルス波を用いて N 回の送受波を行なう手段と、前記 N 回の送受波により得られる N 個の時系列受信エコー信号を加算し加算信号を求めることにより、前記生体の軟部組織からの超音波エコー信号の基本波から第 $(N - 1)$ 次高調波までの成分に対する送受波感度を抑圧し、前記造影用マイクロバブルに由来する第 $(N - 1)$ 次高調波を含む超音波エコー信号を抽出し、前記造影画像を形成する手段を有することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 12】

請求項 11に記載の超音波撮像装置において、前記 N 個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が $360^\circ / N$ ずつ異なることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 13】

請求項 11に記載の超音波撮像装置において、 N が3であり、3個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が略 120° ずつ異なることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 14】

造影用マイクロバブルが導入された生体に対して超音波パルスの送受波を行ない、前記造影用マイクロバブルによる前記生体内部の造影画像を形成する超音波撮像装置であって、 N を3以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で、包絡線信号を共通とする送信パルス波を用い、その搬送波の位相を $360^\circ / N$ ずつ回転させて、 N 回の送受波を行ない、前記 N 回の送受波により得られる N 個の時系列受信エコー信号を加算し加算信号を求めることにより第 $(N - 1)$ 次高調波を含む受信エコー信号から前記造影画像を形成することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 15】

請求項 14に記載の超音波撮像装置において、 N が3であり、3個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が略 120° ずつ異なることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 16】

造影用マイクロバブルが導入された生体に対して超音波パルスの送受波を行ない、前記造影用マイクロバブルによる前記生体内部の造影画像を形成する超音波撮像装置であって、 N を3以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で、包絡線信号を共通とする送信パルス波を用い、その搬送波の位相を $360^\circ / N$ ずつ回転させて、 N 回の送受波を行なう超音波探触子と、前記 N 回の送受波により得られる N 個の時系列受信波形を加算する加算手段と、前記加算手段の出力から包絡線信号を検出する包絡線信号検出手段と、前記包絡線信号検出器の出力が入力されるスキャンコンバータと、前記スキャンコンバータの出力を表示する表示部とを有し、前記造影用マイクロバブルに由来する第 $(N - 1)$ 次高調波を含むエコー信号を抽出して前記造影画像を形成して表示することを特徴とす

50

る超音波撮像装置。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の超音波撮像装置において、N が 3 であり、3 個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が略 120° ずつ異なることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 18】

請求項 10、11、14、16 のいずれか一項に記載の超音波撮像装置において、前記時系列受信エコー信号の一部を、前記生体の軟部組織の位置と形態を表す信号とすることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 19】

請求項 1 乃至 18 のいずれか一項に記載の超音波撮像装置において、送受波感度を抑圧する成分は、基本波から第 (N - 1) 次高調波までの成分である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

10

20

30

40

50

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。

【0007】

また、P. J. Phillipsは、送信音圧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を提案している（例えば、非特許文献2参照）。これは、送信振幅を0.5:-1:0.5と変調して、3回の送受信を行って得られたエコー信号を加算するものである。すなわち、第1回目・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回目にはそれらを位相反転し、振幅を2倍にしたパルス波形を用いる。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高調波成分が強調されるのは、通常のPulse Inversion法と同様である。これに加え、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、基本波も含むすべての成分が、振幅変調により抽出されるのが特徴であり、この分だけ、通常のPulse Inversion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。これは、入射音圧振幅に対するマイクロバブル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Pulse Inversion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としている。

10

【先行技術文献】

20

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】米国特許第6,095,980号

【非特許文献】

【0009】

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

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

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

30

上述したように、従来技術（非特許文献1）では、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号を得る方法を提案したが、この第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のでは、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いうという問題を残した。

【0011】

これは、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。

【0012】

40

従来技術（特許文献1）では、この問題を解決することを目的に、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法を提案した。

【0013】

生体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。この非線形性に起因し、超音波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早く伝播し、結果として、もともと正弦波状であった音圧波形が、伝播するうちに、急に立ち上がりなだらかに下るN波状に変化すること、すなわち、第2高調波などの高調波成分を持つようになることが知られている。

【0014】

50

これが、軟部組織中で散乱されると、マイクロバブル系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、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、このことは、Pulse Inversion法を用いても、マイクロバブル系造影剤により散乱されて生ずる高調波成分と送信パルスの伝播により生ずる高調波成分とが混合したエコー信号が得られることになり、本来目的としていた造影剤を軟部組織と峻別するイメージングが困難であることを意味する。

【 0 0 1 5 】

マイクロバブル系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Pulse Inversion法により、Tissue Harmonic成分の生成を抑えて、主にマイクロバブル系造影剤からの非線形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が、信号振幅が充分でないため、造影診断に期待される確定診断を行うに足る S / N 比の高いエコー像が得にくいのが現状である。

10

【 0 0 1 6 】

この問題をある程度解決する方法として、従来技術（非特許文献 2）では、上述したように、送信音圧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を提案している。しかながら、この方法は、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Tissue Harmonicエコー信号を原理的に除くものではない。

20

【 0 0 1 7 】

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、送信パルスが非線形伝播することにより生ずるTissue Harmonic成分と明確に峻別して映像化することにより、造影エコー像を基に確定診断を行うに足る S / N 比の高い造影エコー像を実現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】

【 0 0 1 8 】

上記目的を解決するために、本発明では、N を 3 以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で波形の異なる送信パルス波を用いて N 回の送受波を行なうことにより、生体の軟部組織からの超音波エコー信号の基本波から第 (N - 1) 次高調波までの成分に対する送受波感度を抑圧し、前記造影用マイクロバブルからの超音波エコー信号に対する送受波感度を得るように構成する。

30

【 0 0 1 9 】

さらに、本発明では、N を 3 以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で、包絡線信号を共通とする送信パルス波を用い、その搬送波の位相を $360^\circ / N$ ずつ回転させて、N 回の送受波を行ない、前記 N 回の送受波により得られる N 個の時系列受信エコー信号を加算し加算信号を求めることにより前記造影画像を形成するよう構成する。

【 0 0 2 0 】

例として、N が 3 である場合について述べると、送信音圧パルス波形の包絡線信号を共通とし、その搬送波の位相を、略 120° ずつ回転させて、3 回の送受信を行い、得られる 3 つのエコー信号を加算する。この加算により、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。これは、このような散乱体による 3 つのエコー信号の位相に着目するとき、基本波成分の位相が略 120° ずつ回転するのは当然として、第 2 高調波成分の位相も基本波成分とは逆方向に略 120° ずつ回転するためである。

40

【 0 0 2 1 】

一方、非線形性共振体である造影マイクロバブルによる散乱エコー信号は、打ち消されることがない。これにより、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、造影用マイクロバブルにのみ由来する信号を抽出することができる。

50

【 0 0 2 2 】

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、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1の(a)は、基本波の位相関係を示し、この構成により、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、図1の(b)は、第2高調波の位相関係を示し、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パラサーを装備する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。

10

【 0 0 2 3 】

一方、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2の(a)は、基本波の位相関係を示し、この構成により、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。図2の(b)は、第2高調波の位相関係を示し、第2高調波成分も、図に示すように、クランク角で数えて120°×2=240°、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。この第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、Pulse Inversion法に相当し、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、本発明の方法に相当する。

20

【 0 0 2 4 】

一般的に、Nを3以上の整数とするとき、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、送信音圧パルス波形の包絡線信号を共通とし、その搬送波の位相を360°/Nずつ回転させて、N回の送受信を行い、得られるN個のエコー信号を加算することにより、短時間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ということになる。

30

【 0 0 2 5 】

一方、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、その強い非線形共振特性のために包絡線振幅の影響を受け、送波信号搬送波の位相に対して、一定の関係にない。このため、送信パルス搬送波の位相を120°ずつ回転させて3回の送受信を行って得られる3つのエコー信号を加算しても、造影用マイクロバブルにより散乱されて生じたエコー信号の場合には、打ち消されない成分が残る。従って、この残ったエコー信号成分は、マイクロバブル系造影剤の存在のみを反映するので、これを用いて、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。

40

【 0 0 2 6 】

以下、本発明による超音波撮像方法の特徴について述べる。

【 0 0 2 7 】

(1) 造影用マイクロバブルが導入された生体に対して超音波パルスの送受波を行ない、前記造影用マイクロバブルによる前記生体内部の造影画像を形成する超音波撮像方法であって、Nを3以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で波形の異なる送信パルス波を用いてN回の送受波を行なう工程と、前記N回の送受波により得られるN個の時系列受信エコー信号を加算し加算信号を求めることにより、前記生体の軟部組織からの超音波エコー信号の基本波から第(N-1)次高調波までの成分に対する送受波感度を

50

抑圧し、前記造影用マイクロバブルに由来する信号を抽出して、前記造影画像を形成する工程と、前記造影画像を表示する工程とを有することを特徴とする超音波撮像方法。

【0028】

(2) 前記事項(1)に記載の超音波撮像方法において、前記N個の送信パルス波の和信号の振幅が、前記N個の送信パルス波の個々の振幅よりも小さいことを特徴とする超音波撮像方法。

【0029】

(3) 前記事項(1)に記載の超音波撮像方法において、前記N個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が $360^\circ/N$ ずつ異なることを特徴とする超音波撮像方法。

【0030】

(4) 前記事項(1)に記載の超音波撮像方法において、Nが3であり、3個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が略 120° ずつ異なることを特徴とする超音波撮像方法。

【0031】

(5) 前記事項(1)に記載の超音波撮像方法において、前記N回の送受波により得られるN個の時系列受信エコー信号の和信号の振幅から前記生体の画像を形成し、前記振幅を反映した輝度表示により表示することを特徴とする超音波撮像方法。

【0032】

(6) 前記事項(1)に記載の超音波撮像方法において、前記N回の送受波により得られるN個の時系列受信エコー信号の複数組の重みの組み合わせによる重み付き和信号の振幅から前記生体の画像を形成し、前記振幅を反映した輝度表示により表示することを特徴とする超音波撮像方法。

【0033】

(7) 前記事項(6)に記載の超音波撮像方法において、前記重み付き加算信号の前記振幅をそれぞれ異なる表示色により重畳して表示する工程を有することを特徴とする超音波撮像方法。

【0034】

(8) 前記事項(6)に記載の超音波撮像方法において、前記複数組の重みの組み合わせのうち、少なくとも1組は、前記軟部組織からの前記超音波エコー信号の前記基本波成分と前記偶数次高調波成分に対する前記送受波感度を抑圧し、前記造影用マイクロバブルからの前記超音波エコー信号に対する前記送受波感度を得るように構成され、他の少なくとも1組が、前記軟部組織からの前記超音波エコー信号に対する送受波感度を得るように構成されていることを特徴とする超音波撮像方法。

【0035】

(9) 造影用マイクロバブルが導入された生体に対して超音波パルスの送受波を行ない、前記造影用マイクロバブルによる前記生体内部の造影画像を形成する超音波撮像方法であって、Nを3以上の整数とする時、同一の送受波フォーカス条件の下で、包絡線信号を共通とする送信パルス波を用い、その搬送波の位相を $360^\circ/N$ ずつ回転させて、N回の送受波を行なう工程と、前記N回の送受波により得られるN個の時系列受信エコー信号を加算し加算信号を求めることにより前記造影画像を形成する工程とを有することを特徴とする超音波撮像方法。

【0036】

(10) 前記事項(9)に記載の超音波撮像方法において、Nが3であり、3個の送信パルス波は、共通の包絡線信号をもち搬送波の位相が略 120° ずつ異なることを特徴とする超音波撮像方法。

【発明の効果】

【0037】

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、造影用マイクロバブルにのみ由来する信号を抽出し、こ

10

20

30

40

50

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、従って、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。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】Pulse Inversion法の原理を説明する図。

【図2】本発明による3パルス法の原理を説明する図。

【図3】本発明の実施例における超音波診断装置の構成を説明するブロック図。

【図4】本発明により得られる、非線形伝播特性をもつ生体軟部組織中の点反射体によるエコー信号の例を示す図。

【図5】Pulse Inversion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によるエコー信号の例を示す図。

【図6】本発明により得られる、造影用マイクロバブルによる散乱エコー信号の例を示す図。

【図7】本発明により得られる、造影用マイクロバブル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を示す図。

【図8】Pulse Inversion法により得られる、造影用マイクロバブルによる散乱エコー信号の例を示す図。

【図9】Pulse Inversion法により得られる、造影用マイクロバブル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を示す図。

【図10】本発明において、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、生体軟部組織中の点反射体によるエコー信号の例を示す図。

【図11】本発明において、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、造影用マイクロバブルによる散乱エコー信号の例を示す図。

【図12】本発明において、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、造影用マイクロバブル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を示す図。

【図13】本発明において、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によるエコー信号の、加算器出力信号波形の例を示す図。

【図14】本発明において、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によるエコー信号の、加算器出力信号振幅の位相誤差依存性を示す図。

【図15】本発明における送信波形の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下、本発明の実施例について、図を参照して説明する。

【0040】

図3は、本発明を実施すべく構成された超音波診断装置のブロック図の典型例である。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。

【0041】

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、互いに加算すべき時系列信号がそろったのちに読み出されて、加算器13によ

10

20

30

40

50

り互いに加算される。加算器出力信号は、雑音成分を除去する帯域通過フィルタ14を通過したのち包絡線信号検出器A16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。

一方、受信波形メモリ12に書き込まれた時系列信号の一部は、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、包絡線信号検出器B17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ないし3次元表示すべく、信号の生成・制御を行う。

【0042】

送信波形メモリ5に、図15に示すように、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が略120°ずつ異なる3つの超音波パルス波形(図中の(a)、(b)、(c))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、波形を代えて3回実行した場合に、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4中、(a)、(b)、(c)に示した。ここでは、簡単のために、送信超音波パルスが生体軟部組織中を伝播したのち1つの点反射体により反射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て示した。搬送波周波数は、2MHzとした。図中の(d)は、(a)、(b)、(c)が加算器13に入力されたときに得られる出力信号である。送信超音波パルスが生体軟部組織中を非線形伝播するため、(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が、加算器出力結果(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。

【0043】

これと対比するため、図5にはPulse Inversion法を用いた場合の結果を示した。この場合には、送信波形メモリ5に、共通の包絡線信号をもち、搬送波の位相が180°異なる2種類の超音波パルス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。図中、(a)、(b)には、このシーケンスを、波形を代えて2回実行した場合に、受信波形メモリ12中の各バンクに書き込まれる信号を示した。図中(c)は、そのとき得られる加算器13の出力信号であるが、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が得られている。この信号は、Tissue Harmonic信号と呼ばれるもので、生体軟部組織を描出するとき、高い音響S/N比が得られるという利点はあるものの、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。

【0044】

次に、図4、図5の場合と同じ送受信シーケンスにおいて、造影マイクロバブルによる受信エコー信号を示す。図6、図8は、一例として、半径1.5 μ mのマイクロバ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り、図7、図9は、そのときの帯域通過フィルタ14の入出力信号である。図6、図7、図8、図9を通じ、音圧に比例する縦軸の尺度は共通である。

【0045】

それぞれの対応関係について述べれば、図4の場合と同じく本発明を実施したときの送受信シーケンスにおいて、受信波形メモリ12中の各バンクに書き込まれる信号が、図6中の(a)、(b)、(c)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の入力信号が、図6中の(d)および図7中の(a)である。図7中の(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、それぞれ、通過帯域中心周波数を基本波周波数(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)に設定したときの帯域通過フィルタ14の出力信号である。一方、図5の場合と同じくPulse Inversion法を実施したときの送受信シーケンスにおいて、受信波形メモリ12中の各バンクに書き込まれる信号が、図8中の(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の入力信号が、図8中の(c)および図9中の(a)である。図9中の(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、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帯域通過フィルタ14の出力信号である。

【0046】

元来、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Pulse Inversion法により、図9中の(c)、(d)に示されているように1.5倍高調波から第2高調波成分を多く含むマイクロバブル由来の信号が得られるのは当然として、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の送受信シーケンスにより、図7中の(d)、(e)、(f)に示されているように、第2から第3高調波成分を多く含むマイクロバブル由来の十分な振幅の信号が得られていることは、注目すべきである。この特異かつ有用な現象の起源は、マイクロバブルが、大きな非線形性をもつ共振体であること、より一般化して言えば、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4中の(d)に示されているように、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。

10

【0047】

本発明による送受信シーケンスでは、以上の原理を背景に、送信パルス波形に第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、造影用マイクロバブル由来の十分な振幅の信号が得られるという特長もある。超音波送信波形に第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バブルの振動・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(参照: IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol.43, no.6, pp.1054-1062)。この第2高調波重畳送波は、造影用マイクロバブル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。

20

【0048】

図10、図11、図12には、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に得られるエコー信号の例を示した。送信波形メモリ5に、共通の包絡線信号をもち、搬送波である基本波および第2高調波の位相が120°ずつ異なる3つの超音波パルス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、波形を代えて3回実行した場合に、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4の場合と同様に求めて、図10中の(a)、(b)、(c)に示し、そのとき得られる加算器13の出力信号を(d)に示した。また、造影用マイクロバブル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中の(a)、(b)、(c)に示し、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中の(d)および図12中の(a)に示した。図12中の(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、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帯域通過フィルタ14の出力信号である。

30

【0049】

図10中の(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13の入力信号の第2高調波成分同士が、図4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、加算器出力信号振幅がほぼゼロとなっている。一方、造影用マイクロバブル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13による加算によって打ち消されることなく、第2から第3高調波成分を多く含む十分な振幅の出力信号が得られている。

40

【0050】

さらに、送信パルス波の位相について、本発明の効果を得るために必要な誤差範囲について検討した。例として、第2送信パルス波の位相が20°ずれた場合について、加算器

50

13の出力信号すなわち帯域通過フィルタ14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4の場合と同様に求めて、図13中の(b)、(c)に示した。図中(a)には、比較のために、図5の場合、すなわちPulse Inversion法を位相誤差なしで実施できた場合の信号を示した。図13中(c)は、第2送信パルス波の位相ずれ20°に対応させて、第3送信パルス波の位相を10°ずらして、3つの送信パルス波の和信号がゼロになるように調整した場合である。

【0051】

送信パルス波の包絡線信号を時間tの関数としてA(t)と書くと、本発明の実施例における第1、第2、第3の各送波パルス信号P1(t)、P2(t)、P3(t)は、位相誤差のないとき、

$$P1(t) = A(t) \sin t \quad (1)$$

$$P2(t) = A(t) \sin (t + 2 / 3) \quad (2)$$

$$P3(t) = A(t) \sin (t - 2 / 3) \quad (3)$$

と書くことができる。このとき、

$$P1(t) + P2(t) + P3(t) = 0 \quad (4)$$

の関係が成り立っている。第2パルスに位相誤差を生じたとき、第2パルスは、

$$P2(t) = A(t) \sin (t + 2 / 3 + \theta) \quad (5)$$

と書くことができる。このとき、第3パルスを

$$P3(t) = A3(t) \sin (t - 2 / 3 + \theta / 2) \quad (6)$$

$$A3(t) = 2 A(t) \cos (\theta / 3 + \theta / 2) \quad (7)$$

と書けるよう調整すれば、位相誤差にかかわらず、(4)を成り立たせることができる。図13中の(c)は、そのような第3パルスの補正を行った結果であり、第2パルスの位相誤差にもかかわらず、加算器13の出力信号中の基本波成分を打ち消すことができる。(4)が成立していること、一般的には、送信に用いるN個の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。

【0052】

図14には、加算器13の出力信号振幅のpeak-to-peak値を、第2パルスに与えた位相誤差の関数として示した。Pulse Inversion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パルスの補正なしの場合(図中の(a))と補正を行った場合(図中の(b))について示した。位相誤差が20°に達すると、第3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、造影用マイクロバブルに由来しない信号振幅が、従来のPulse Inversion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いえる。

【0053】

以上説明したように、本発明を実施することにより、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、造影用マイクロバブルにのみ由来する信号を抽出することができる。

【0054】

そのような信号を加算器13の出力信号として得ることができ、さらにS/N比を向上された信号を帯域通過フィルタ14の出力信号として得て、その包絡線信号として包絡線信号検出器A16の出力信号を得て、これが造影用マイクロバブル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。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、包絡線信号検出器B17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。

【0055】

スキャンコンバータ18では、包絡線信号検出器B17の出力信号を背景とし、これと識別するのに便利なるように異なる色調によって包絡線信号検出器A16の出力信号が重ねられて表示部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

10

20

30

40

50

造影用マイクロバブルの分布を、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。

【0056】

上述した実施例では、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。

【0057】

また、以上の一連の説明では、3つの送信パルス波を用いる実施例について詳しく述べたが、原理説明において示したように、共通の包絡線信号をもつ3以上の整数N個の送信パルス波を用い、その搬送波の位相を $360^\circ/N$ ずつ回転させて、N回の送受信を行い、得られるN個のエコー信号を受信波形メモリ12中のN個のバンクに一旦書き込み、読み出した信号を加算器13に入力することによって、本発明を実施することもできる。

10

【産業上の利用可能性】

【0058】

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、造影用マイクロバブルにのみ由来する信号を抽出し、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、従って、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。

20

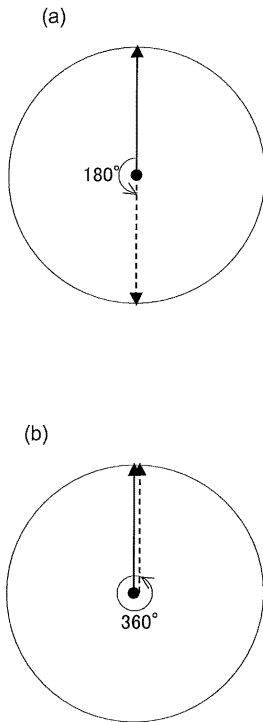
【符号の説明】

【0059】

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...加算器、14...帯域通過フィルタA、15...帯域通過フィルタB、16...包絡線信号検出器A、17...包絡線信号検出器B、18...スキャンコンバータ、19...表示器。

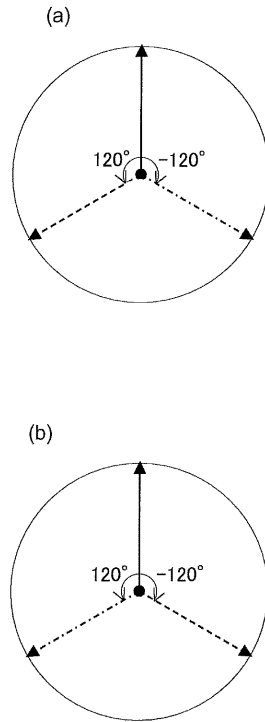
【 図 1 】

図 1



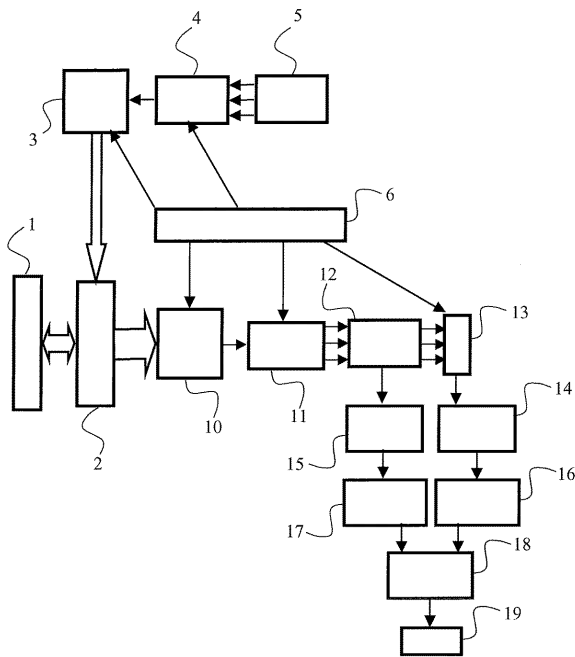
【 図 2 】

図 2



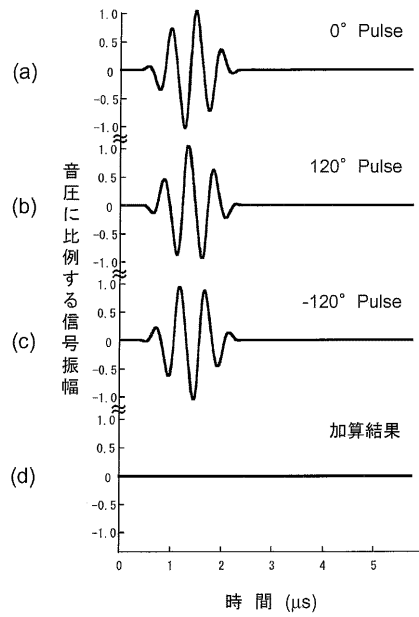
【 図 3 】

図 3

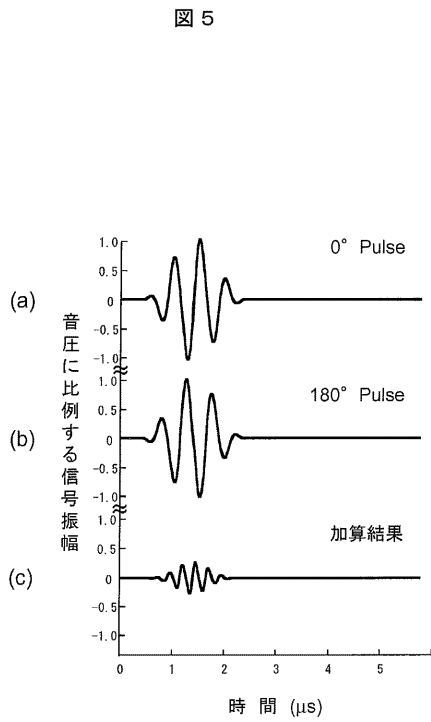


【 図 4 】

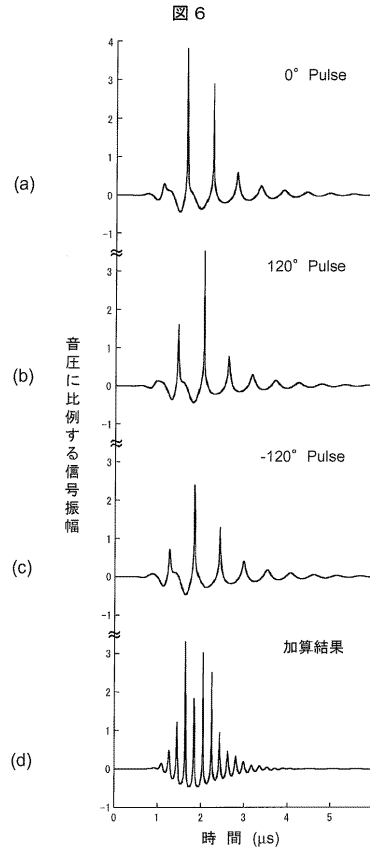
図 4



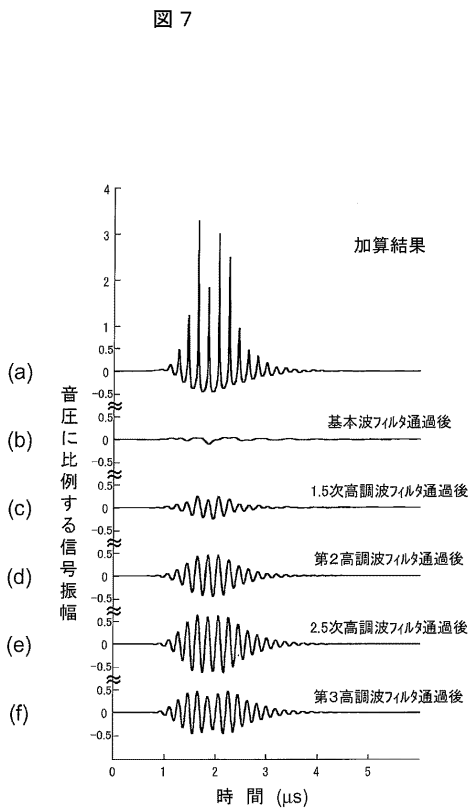
【 図 5 】



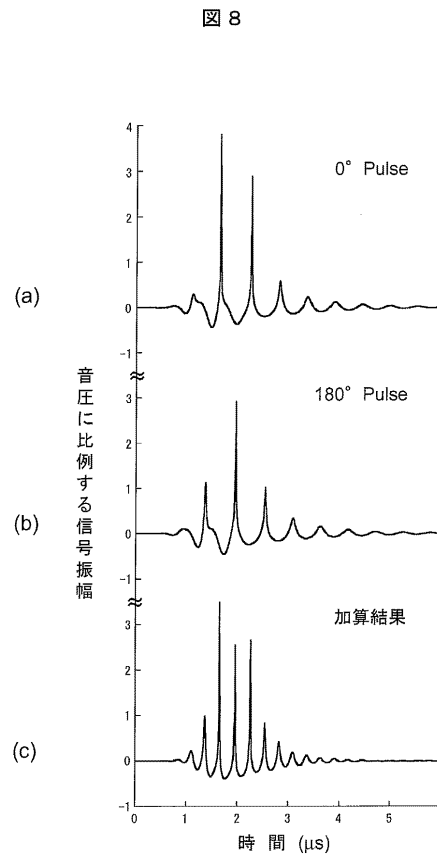
【 図 6 】



【 図 7 】

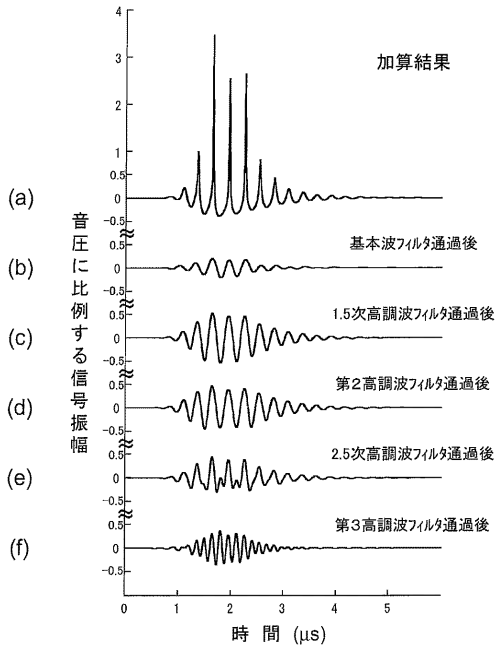


【 図 8 】



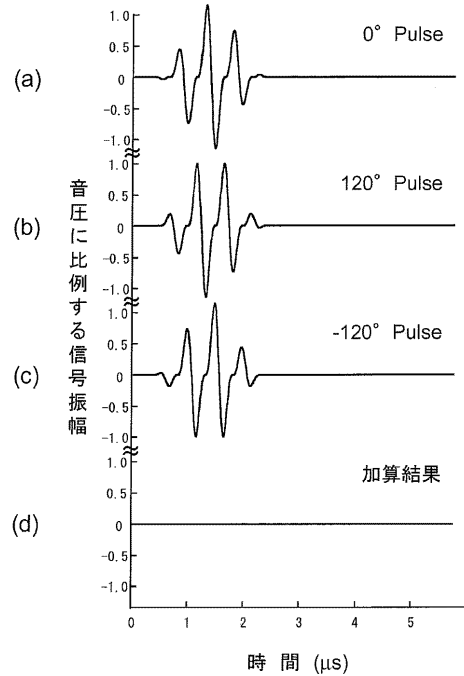
【 図 9 】

図 9



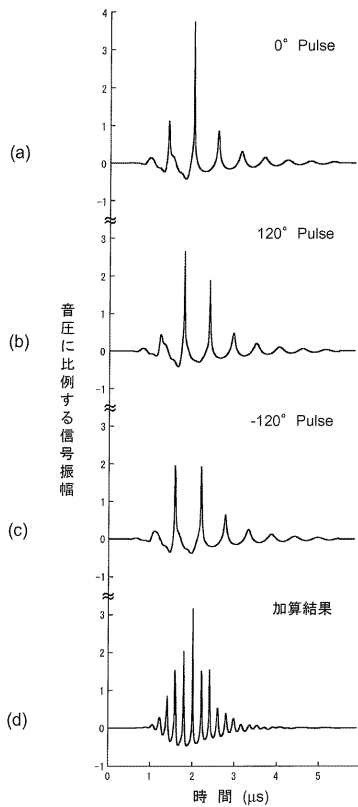
【 図 10 】

図 10



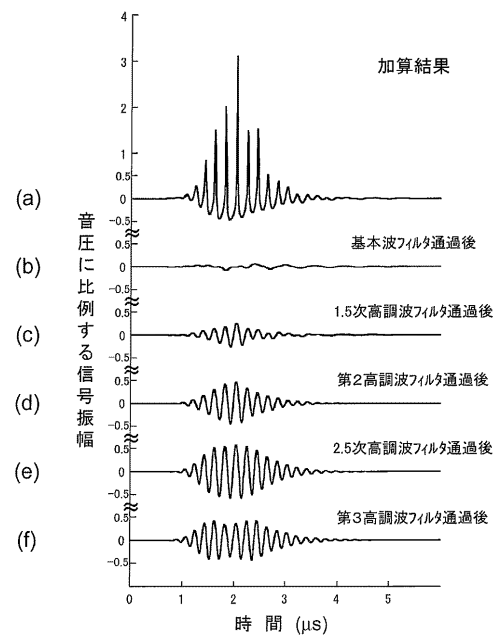
【 図 11 】

図 11



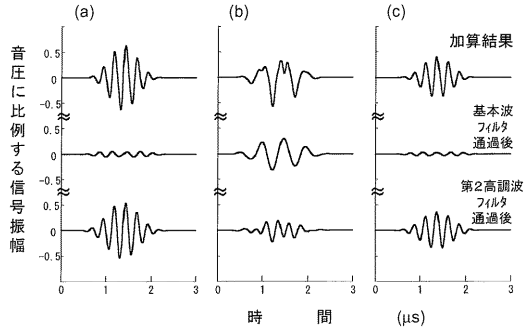
【 図 12 】

図 12



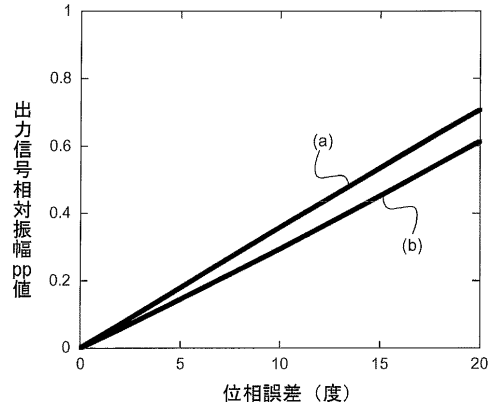
【 図 1 3 】

図 13



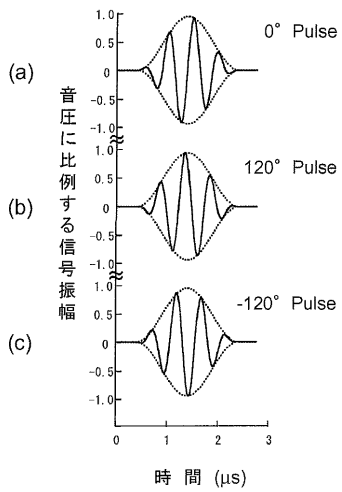
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2009233352A	公开(公告)日	2009-10-15
申请号	JP2009164454	申请日	2009-07-13
[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		
[标]发明人	梅村晋一郎 神田浩 東隆		
发明人	梅村 晋一郎 神田 浩 東 隆		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH40 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/KK02 4C601/KK24		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 通过清楚地基于微气泡的造影剂产生的回声分量与由传输脉冲的非线性传播引起的组织谐波分量区别开来并对其成像，就可以基于对比回声图像做出明确的诊断。提供了一种超声成像技术，该超声成像技术实现了具有高信噪比的对比度回波图像。[解决方案] 超声波成像装置向生物体发送超声波脉冲和从生物体接收超声波脉冲，并且在生物体内部形成具有对比度增强的微气泡的对比度图像，其中，N为3以上的整数，并且发送/接收焦点条件相同。通过使用具有公共包络信号的发送脉冲波，将载波的相位旋转 $360^\circ/N$ ，进行N次发送和接收，并通过该波的发送和接收获得N次中的N次。将时序接收回波信号(a)，(b)和(c)相加以获得相加信号(d)，从而形成对比度图像。[选择图]图4

