

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5735496号  
(P5735496)

(45) 発行日 平成27年6月17日(2015.6.17)

(24) 登録日 平成27年4月24日(2015.4.24)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 1 (全 27 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-518350 (P2012-518350)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成23年5月25日 (2011.5.25)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2011/061952</p> <p>(87) 国際公開番号 W02011/152260</p> <p>(87) 国際公開日 平成23年12月8日 (2011.12.8)</p> <p>審査請求日 平成24年11月2日 (2012.11.2)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2010-128405 (P2010-128405)</p> <p>(32) 優先日 平成22年6月4日 (2010.6.4)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> <p>前置審査</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 110000350 ポレール特許業務法人</p> <p>(72) 発明者 橋場 邦夫 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 0番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内</p> <p>(72) 発明者 吉川 秀樹 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 0番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内</p>
---	---

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】

波形発生手段と、増幅手段とを具備し、送信信号を発生する送信部と、前記送信部から発生した前記送信信号を音響信号に変換して被検体へ超音波の送信パルスを送信し、前記被検体からの反射エコーを受信する超音波プローブと、前記受信した反射エコーの信号処理を行う受信部と、を備えた超音波診断装置において、

前記送信部は、

前記送信パルスを構成する周波数成分の音波の非線形相互作用によって前記被検体内で発生する和音成分の下限周波数と、前記送信パルスの周波数帯域の上限周波数とが一致し、且つ、前記非線形相互作用によって前記被検体内で発生する差音成分の上限周波数と、前記送信パルスの周波数帯域の下限周波数とが一致する、ように前記送信信号を発生させ、前記超音波プローブは、前記送信信号の前記変換により、同じ走査線上に第一の送信パルスと第二の送信パルスとを、前記和音成分と前記差音成分とが周波数感度域外に排除するように送信し、

前記受信部は、前記超音波プローブで受信した反射エコーから、前記送信パルスの周波数帯域に相当する帯域成分を抽出する手段を備えており、

前記第一の送信パルスによって得られる第一の反射エコーと、前記第二の送信パルスによって得られる第二の反射エコーと、の線形演算処理を行い、

前記送信パルスは、比帯域が2/3であることを特徴とする超音波診断装置。

【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、特に生体内に注入された超音波造影剤を画像化する超音波診断装置に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブから超音波パルスを生体内に送信し、生体内で散乱あるいは反射した超音波エコーを超音波プローブによって受信して、受信された超音波エコーに対して各種信号処理を行うことにより、生体組織断層像や血流画像などを得る装置であり、医療診断に広く用いられている。

10

## 【0003】

この超音波診断装置の撮像法の一つに超音波造影剤を使った超音波造影法がある。超音波造影法は、ミクロン・オーダーのサイズの微小気泡（マイクロバブル）を何らかの方法で安定化した製剤を超音波造影剤として予め生体内に静注し、超音波撮像を行う手法であり、悪性腫瘍や梗塞のような血管系に反映される疾患の診断に広く用いられるようになってきている。

## 【0004】

超音波診断で主として用いられる数MHzの超音波に対しては、このマイクロバブル系の超音波造影剤は非常に強い非線形応答を示す。したがって、超音波造影法における超音波エコーの非線形成分には、超音波造影剤からの超音波エコーが多く含まれており、この非線形成分の超音波エコーを抽出して画像化することによって、血管構造などを描出する試みがなされている。この従来技術について、図2及び図3を用いて詳細に説明する。

20

## 【0005】

図2は、上記従来技術における、超音波の送信パルス及び受信エコーの周波数帯域と、超音波プローブの感度域とを併せて示した周波数スペクトル図である。

## 【0006】

プローブ感度域10の超音波プローブから送信パルス200を送信して、超音波造影法による撮像を行うと、線形組織エコー成分300と、非線形組織エコー成分400及び500と、造影エコー成分600とが受信エコーに含まれて受信される。ここで、線形組織エコー成分300は、送信パルス200の基本波成分による組織からの受信エコーである。また、非線形組織エコー400は送信パルス200が生体内を伝搬する過程で生じる第2高調波成分（送信パルス200に含まれる基本波の周波数成分の和音）による組織からの受信エコーである。非線形組織エコー成分500は、非線形組織エコー成分400と同様に、送信パルス200が生体内を伝搬する過程で生じる非線形成分による組織からの受信エコーであり、送信パルス200に含まれる基本波の周波数成分の差音によるものである。

30

## 【0007】

造影エコー成分600は、造影剤の強い非線形応答により、プローブ感度域10の周波数範囲内に高い強度で広く分布するが、非線形組織エコー成分400及び500は生体組織の音響非線形効果（波形歪みやその蓄積）によって生じた成分であるため、線形組織エコー成分300に対する強度の比率は小さい。そこで、非線形組織エコー成分400が分布する周波数帯域を、通過帯域40で表されるようなフィルタなどで処理することによって、造影エコー成分600の強度のみが比較的大きな周波数成分を抽出することができ、このようにして抽出された周波数成分の信号で画像化を行うことが行われている。これにより、組織からの信号に比較的埋もれない血管画像を描出することが可能になる。この従来技術においては、線形組織エコー成分300が分布する周波数帯域と非線形組織エコー成分400が分布する周波数帯域とが十分分離されている必要があり、必然的にプローブ感度域10の低周波数側の帯域は画像化には使われない。

40

## 【0008】

次に、別の従来技術について図3を用いて説明する。

50

## 【 0 0 0 9 】

図3は、第1の送信パルス210によって得られる受信エコーR1と、第1の送信パルス210を正負反転させ、第1の送信パルス210と同一走査線に送信した第2の送信パルス211によって得られる受信エコーR2との加算を行うことにより、送信パルスの基本波成分による組織からの反射エコーを除去する手法について説明したものであり、パルス・インバージョン法と呼ばれる。

## 【 0 0 1 0 】

第1の送信パルス210からの受信エコーR1には、送信パルス210の基本波成分による組織からの線形組織エコー成分310と、第1の送信パルス210が生体内を伝搬する過程において生じる和音及び差音の非線形成分による組織からの非線形組織エコー成分410及び510と、造影エコー成分610とが含まれている。また、第2の送信パルス211からの受信エコーR2には、送信パルス211の基本波成分による組織からの線形組織エコー成分311と、第1の送信パルス211が生体内を伝搬する過程において生じる和音及び差音の非線形成分による組織からの非線形組織エコー成分411及び511と、造影エコー成分611とが含まれている。

10

## 【 0 0 1 1 】

受信エコーR1と受信エコーR2とを加算することによって、線形組織エコー成分310および311は、線形過程であるため除去され、最終的に造影エコー成分610及び611を加算して得られる造影エコー成分612と、和音の非線形組織エコー成分410及び411を加算して得られる和音の非線形組織エコー成分412と、差音の非線形組織エコー成分510及び511を加算して得られる差音の非線形組織エコー成分512とが抽出される。

20

## 【 0 0 1 2 】

このパルス・インバージョン法によれば、和音及び差音の非線形組織エコー成分412及び512の強度は、除去された基本波に対する線形組織エコー成分310及び311の強度よりも小さく、プローブ感度域10に広範囲に含まれる造影エコー成分612の信号成分を使った画像化が可能であるため、広帯域且つ組織からの信号に比較的埋もれない造影エコーで血管画像を構築することが可能になる。

## 【 0 0 1 3 】

以上のように、超音波造影法では、超音波造影剤からのエコーと生体組織からのエコーとの強度比(Contrast-to-Tissue Ratio、あるいはCTRという)を高くすることが重要であり、上述の従来技術の他にも、以下に示すような高CTR化手法が公知となっている。

30

## 【 0 0 1 4 】

例えば、特許文献1には、送信と受信のそれぞれにおいて振幅と位相が制御された送受信シーケンスを同一走査線に対して3回以上行い、組織エコー成分を抑圧する方法が開示されている。この技術によれば、3回の送受信シーケンスの例としては、1回目に振幅1、位相0度の送信パルスP1による送受信、2回目に振幅2、位相180度の送信パルスP2による送受信、3回目に振幅1、位相0度の送信パルスP3による送受信を行い、3回の受信エコーの重みを1:1:1にして加算が行われる。この結果、組織エコーの線形成分は抑圧されるが、造影剤からのエコーは送信パルスの振幅や位相に対して非線形の応答を示すため、上記加算によっても抑圧されない。これによって造影エコーと組織エコーの分離を図るものであるが、上述の図2や図3を用いて説明した従来技術との大きな違いは、送信パルスの基本波成分に対する造影エコー成分を積極的に使って高CTR化を図る点にある。

40

## 【 0 0 1 5 】

別の高CTR化手法の例として、特許文献2には、和音の非線形組織エコー成分の周波数帯域がプローブ感度域外に発生するような送信パルスによって、同一走査線に対して2回以上行い、送信パルスの基本波成分に対する造影エコー成分を積極的に使って高CTR化を図る方法が開示されている。前記2回以上の各送信パルスは振幅、位相もしくは極性

50

の少なくとも一つにおいて異なった変調が施されており、線形組織エコー成分と和音の非線形組織エコー成分を抑圧することで高CTR化を図っている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0016】

【特許文献1】米国特許6494841号

【特許文献2】特表2004-504911号報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

上述した従来技術における高CTR化手法は、主として画像化に用いる造影エコーの周波数成分によって、大きく2つに分けられる。一つは、図2及び図3を用いて説明したような、造影剤の第2高調波領域での応答を用いるものであり、他の一つは、特許文献1及び特許文献2に示されているような、造影剤の基本波領域での応答を用いるものである。

【0018】

前者は、使用する造影エコー成分の領域に和音の非線形組織エコー成分が存在する。また、広帯域な送信パルスを用いれば、差音の非線形組織エコー成分もプローブ感度域に入ってくるようになる。このためCTRで見ると、Cの成分に対してTの成分が比較的大きくなってしまふという問題がある。

【0019】

後者は、主として造影剤の基本波領域の応答を用いているが、特許文献1に開示の技術では、非線形組織エコー成分もプローブ感度域に含まれる。CTRで見ると、Cの成分を向上させて高CTR化を図るものであるが、送信パルスの音圧が大きい場合には、Tの成分も比較的大きな割合で発生してしまうという問題がある。

【0020】

また、特許文献2に開示の技術では、非線形組織エコー成分のうち、和音の非線形組織エコー成分はプローブ感度域外に発生させているものの、差音の非線形組織エコー成分はプローブ感度域内に発生してしまい、送信パルスの音圧が大きく、比較的広い帯域の送信パルスを用いると、差音の非線形組織エコー成分が無視できないレベルになり、CTRの低下を招くという問題がある。

【課題を解決するための手段】

【0021】

本発明は、以上のような従来技術の問題点に鑑みてなされたものであって、和音と差音の両方の非線形組織エコー成分をほぼ抑圧あるいはほぼ排除することにより、高CTRな超音波造影画像を描出する超音波診断装置を提供するものである。

【0022】

すなわち、本発明の超音波診断装置は、送信パルスを被検体へ送波して、前記被検体に注入された超音波造影剤からの反射エコーを超音波プローブで受信し、画像化する超音波診断装置であって、前記被検体の音響非線形性によって、前記送信パルスが前記被検体を伝搬する過程で、前記送信パルスを構成する周波数成分の非線形相互作用によって発生する和音成分と差音成分の一方もしくは両方が、前記超音波プローブの感度域外に排除されるように前記送信パルスを送波する。ここにおいて、プローブの感度域とは、プローブが送受信できる超音波の周波数帯域のことである。

【0023】

また、本発明の超音波診断装置は、送信パルスを被検体へ送波して、前記被検体に注入された超音波造影剤からの反射エコーを超音波プローブで受信し、画像化する超音波診断装置であって、前記被検体の音響非線形性によって、前記送信パルスが前記被検体を伝搬する過程で、前記送信パルスを構成する周波数成分の非線形相互作用によって発生する和音成分と差音成分の一方もしくは両方が、前記送信パルスの周波数帯域外に排除されるように前記送信パルスを送波し、前記超音波プローブで受信したエコーの、前記送信パルス

10

20

30

40

50

の周波数帯域に相当する帯域成分を抽出する手段を備えている。

【0024】

画像化に用いる造影エコーは、前記送信パルスの基本波成分の領域に対する応答を主とし、基本波成分に対する組織エコーを抑圧するために、パルス・インバージョン法のように、同一走査線に対しては2回の送受信を行う。2回の送受信に対しては、振幅変調や極性反転を施し、基本波成分に対する組織エコーを抑圧する送受信シーケンス処理を行う。

【0025】

本発明の第1の態様によれば、以下のような超音波診断装置を提供する。すなわち、中心周波数  $f_{pc}$ 、比帯域  $B_p$  の周波数感度域を有する超音波プローブから、第1の送信パルス  $P_1$  を送信し、受信される第1の受信エコー  $R_1$  と、前記超音波プローブから第1の送信パルス  $P_1$  と同一走査線上に第2の送信パルス  $P_2$  を送信し、受信される第2の受信エコー  $R_2$  とから、前記走査線上における受信エコー  $R$  を得る。このとき、第1の送信パルス  $P_1$  は、前記中心周波数  $f_{pc}$  と略同一の中心周波数と、 $(2 - B_p) / 2$  以下の比帯域を有したパルスに設定されており、第2の送信パルス  $P_2$  は、第1の超音波パルス  $P_1$  の振幅を  $1/n$  倍 ( $n > 0$ ) にしたパルスに設定されている。さらに、第1の受信エコー  $R_1$  と、第2の受信エコー  $R_2$  を  $n$  倍した受信エコー  $R_2'$  とを減算して、受信エコー  $R$  を得ることによって、組織エコー成分を抑圧した受信信号が取得できる。

【0026】

本発明の第2の態様によれば、以下のような超音波診断装置を提供する。すなわち、中心周波数  $f_{pc}$ 、比帯域  $B_p$  の周波数感度域を有する超音波プローブから、第1の送信パルス  $P_1$  を送信し、受信される第1の受信エコー  $R_1$  と、前記超音波プローブから第1の送信パルス  $P_1$  と同一走査線上に第2の送信パルス  $P_2$  を送信し、受信される第2の受信エコー  $R_2$  とから、前記走査線上における受信エコー  $R$  を得る。このとき、第1の送信パルス  $P_1$  は、前記中心周波数  $f_{pc}$  と略同一の中心周波数と、 $(2 - B_p) / 2$  以下の比帯域を有したパルスであり、第2の送信パルス  $P_2$  は、第1の送信パルス  $P_1$  の振幅を  $1/n$  倍 ( $n > 0$ ) にし、且つ正負を反転したパルスに設定されている。さらに、第1の受信エコー  $R_1$  と、第2の受信エコー  $R_2$  を  $n$  倍した受信エコー  $R_2'$  とを加算して、受信エコー  $R$  を得ることによって、組織エコー成分を抑圧した受信信号が取得できる。

【0027】

本発明の第3の態様によれば、以下のような超音波診断装置を提供する。すなわち、比帯域が  $2/3$  以上の周波数感度域を有する超音波プローブから、第1の送信パルス  $P_1$  を送信し、受信される第1の受信エコー  $R_1$  と、前記超音波プローブから第1の送信パルス  $P_1$  と同一走査線上に第2の送信パルス  $P_2$  を送信し、受信される第2の受信エコー  $R_2$  とから、前記走査線上における受信エコー  $R$  を得る。このとき、第1の送信パルス  $P_1$  は、比帯域が  $2/3$  以下の周波数帯域を有したパルスであり、第2の送信パルス  $P_2$  は、第1の超音波パルス  $P_1$  の振幅を  $1/n$  倍 ( $n > 0$ ) にしたパルスに設定されている。さらに、第1の受信エコー  $R_1$  と、第2の受信エコー  $R_2$  を  $n$  倍した受信エコー  $R_2'$  とを減算した受信エコーを、第1乃至は第2の送信パルス  $P_1$  乃至は  $P_2$  と略同一の周波数帯域を有する帯域制限フィルタに通過させて、受信エコー  $R$  を得ることによって、組織エコー成分を抑圧した受信信号が取得できる。

【0028】

本発明の第4の態様によれば、以下のような超音波診断装置を提供する。すなわち、比帯域が  $2/3$  以上の周波数感度域を有する超音波プローブから、第1の送信パルス  $P_1$  を送信し、受信される第1の受信エコー  $R_1$  と、前記超音波プローブから第1の送信パルス  $P_1$  と同一走査線上に第2の送信パルス  $P_2$  を送信し、受信される第2の受信エコー  $R_2$  とから、前記走査線上における受信エコー  $R$  を得る。このとき、第1の送信パルス  $P_1$  は、比帯域が  $2/3$  以下の周波数帯域を有したパルスであり、第2の送信パルス  $P_2$  は、第1の超音波パルス  $P_1$  の振幅を  $1/n$  倍 ( $n > 0$ ) にし、且つ正負を反転したパルスに設定されている。さらに、第1の受信エコー  $R_1$  と、第2の受信エコー  $R_2$  を  $n$  倍した受信エコー  $R_2'$  とを加算した受信エコーを、第1乃至は第2の送信パルス  $P_1$  乃至は  $P_2$  と

10

20

30

40

50

略同一の周波数帯域を有する帯域制限フィルタに通過させて、受信エコー R を得ることによって、組織エコー成分を抑圧した受信信号が取得できる。

【 0 0 2 9 】

本発明の第 5 の態様によれば、以下のような超音波診断装置を提供する。すなわち、第 3 及び第 4 の態様において、前記超音波プローブの周波数感度域の下限側周波数と、前記第 1 の送信パルス P 1 の周波数帯域の下限側周波数とを、略同一とすることができる。これにより、被検体の深部での造影エコーの感度が向上できる。

【 0 0 3 0 】

本発明の第 6 の態様によれば、以下のような超音波診断装置を提供する。すなわち、第 3 及び第 4 の態様において、前記超音波プローブの周波数感度域の上限側周波数と、前記第 1 の送信パルス P 1 の周波数帯域の上限側周波数とが、略同一とすることができる。これにより、高分解能な造影画像を得ることができる。

【 0 0 3 1 】

第 1 の超音波パルス P 1 の振幅と第 2 の超音波パルス P 2 の振幅の比率を表す  $n$  は、 $m$  を整数として、 $2$  の  $m$  乗で表すことができる。これによって、計算コストを低減できる。

【 0 0 3 2 】

また、望ましくは、上記  $n$  を  $2$  ( 上記  $m$  を  $1$  ) と設定する。これによって、組織エコーの抑圧と造影エコーの抽出とを効果的に行うことができる。

【 0 0 3 3 】

本発明の超音波診断装置においては、前記送信パルス P 1 の振幅、中心周波数及び比帯域、前記送信パルス P 2 の振幅、中心周波数及び比帯域、前記受信エコー R 1 の振幅及び位相、前記受信エコー R 2 の振幅及び位相、あるいは、前記  $n$  もしくは前記  $m$  のパラメータのうち、少なくとも一つのパラメータの補正乃至は調整を行う指示をユーザーから受け付ける受け付け手段を有する構成にすることも可能である。この場合、前記受け付け手段が受け付けたパラメータ増減量に応じて、該当するパラメータの増減を行う補正手段乃至は調整手段を備える。なお、前記超音波プローブは、複数のチャンネルからなるアレイ構造を有しており、前記補正手段乃至は調整手段は、前記チャンネル毎に設けられて構成することもできる。

【 0 0 3 4 】

また、下記の構成でもできる。波形発生手段と、増幅手段と、を備え、送信信号を発生する送信部と、前記送信部から発生した前記送信信号を音響信号に変換して被検体へ超音波の送信パルスを送信し、前記被検体からの反射エコーを受信する超音波プローブと、前記受信した反射エコーの信号処理をする受信部と、を備えた超音波診断装置において、前記超音波プローブは、比帯域が  $2/3$  以上の周波数感度域を有し、比帯域が  $2/3$  以下の周波数帯域を有したパルスである第 1 の送信パルス P 1 を送信し、受信される第 1 の受信エコー R 1 と、第 1 の送信パルス P 1 と同一走査線上に、第 1 の超音波パルス P 1 の振幅を  $1/n$  倍 ( $n > 0$ ) にしたパルスである第 2 の送信パルス P 2 を送信し、受信される第 2 の受信エコー R 2 と、を受信し、前記受信部は、第 1 の受信エコー R 1 と、第 2 の受信エコー R 2 を  $n$  倍した受信エコー R 2' と、を減算した受信エコーを、第 1 乃至は第 2 の送信パルス P 1 乃至は P 2 と略同一の周波数帯域を有する帯域制限フィルタに通過させることによって、受信エコー R を得る信号処理手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【 0 0 3 5 】

波形発生手段と、増幅手段と、を備え、送信信号を発生する送信部と、前記送信部から発生した前記送信信号を音響信号に変換して被検体へ超音波の送信パルスを送信し、前記被検体からの反射エコーを受信する超音波プローブと、前記受信した反射エコーの信号処理をする受信部と、を備えた超音波診断装置において、前記超音波プローブは、比帯域が  $2/3$  以上の周波数感度域を有し、比帯域が  $2/3$  以下の周波数帯域を有したパルスである第 1 の送信パルス P 1 を送信し、受信される第 1 の受信エコー R 1 と、第 1 の送信パルス P 1 と同一走査線上に、第 1 の超音波パルス P 1 の振幅を  $1/n$  倍 ( $n > 0$ ) にし、か

10

20

30

40

50

つ正負を反転したパルスである第2の送信パルスP2を送信し、受信される第2の受信エコーR2と、を受信し、第1の受信エコーR1と、第2の受信エコーR2をn倍した受信エコーR2'と、を加算した受信エコーを、第1乃至は第2の送信パルスP1乃至はP2と略同一の周波数帯域を有する帯域制限フィルタに通過させることによって、受信エコーRを得る信号処理手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の効果】

【0036】

以上本発明によれば、和音成分又は差音成分を超音波プローブから受信しないように送波信号を発生させるので、超音波造影画像でノイズ成分となる基本波成分に対する組織エコー成分と、和音と差音の両方の非線形組織エコー成分とをほぼ除去した受信信号で画像化が可能のため、高いCTRが実現され、高画質な超音波造影画像が取得できる。

10

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施例を示した装置構成ブロック図である。

【図2】従来技術の超音波診断装置の超音波造影時における送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。

【図3】別の従来技術の超音波診断装置の超音波造影時における送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。

【図4】本発明による第1及び第2の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。

20

【図5】本発明による第1の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信シーケンスを示した信号処理フロー図である。

【図6】本発明による第2の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信シーケンスを示した信号処理フロー図である。

【図7】本発明による第3及び第4の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。

【図8】本発明による第5の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。

【図9】本発明による第6の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。

30

【図10】本発明による超音波診断装置の超音波送信時のアレイ口径振幅重みを示した概要図である。

【図11】本発明による超音波診断装置の超音波送信時の別のアレイ口径振幅重みを示した概要図である。

【図12】本発明による超音波診断装置の一実施例を示したオペレーション概念図である。

【図13】シミュレーションによる造影エコー成分を示した周波数特性図である。

【図14】シミュレーションによる非線形組織エコー成分を示した周波数特性図である。

【図15】シミュレーション結果をまとめたCTR比較表である。

【発明を実施するための形態】

40

【0038】

以下、本発明を実施するための形態を図面を用いて詳細に説明する。

【0039】

本実施の形態は、送信パルスを被検体へ送波して、前記被検体に注入された超音波造影剤からの反射エコーを超音波プローブで受信し、画像化する超音波診断装置であり、前記送信パルスの基本波成分に対する線形の組織エコー成分と、前記被検体の音響非線形性によって、前記送信パルスが前記被検体を伝搬する過程で、前記送信パルスを構成する周波数成分の非線形相互作用によって発生する和音成分と差音成分、すなわち、非線形組織エコー成分とを、効果的に排除するための構造を備えるものである。これにより、超音波造影画像の画質を表す重要な指標の、超音波造影剤からのエコーと生体組織からのエコーと

50

の強度比 ( Contrast - to - Tissue Ratio、あるいはCTRという ) を大幅に改善することができる。

【 0 0 4 0 】

まず、図 1 を用いて、本実施の形態の超音波診断装置を説明する。

【 0 0 4 1 】

超音波診断装置 1 は、プローブ 2 0 と、装置本体 1 0 0 と、外部インターフェイス 2 と、画像表示部 3 とを具備している。

【 0 0 4 2 】

プローブ 2 0 は、送信時には装置本体 1 0 0 からの送信信号を送信音響信号に変換し、被検体 3 0 へ超音波を送信した後、被検体 3 0 からの反射エコー信号を受信電気信号に変換して、装置本体 1 0 0 へ伝送する。被検体 3 0 の内部の血管 3 1 には、予め超音波造影剤 3 2 が静注されている。プローブ 2 0 は、通常、1次元や2次元のアレイ構造をなしており、送信ビーム及び受信ビームをフォーカスしたり、偏向したりすることができる構造となっている。

【 0 0 4 3 】

装置本体 1 0 0 は、プローブ 2 0 から送信する送信波形を発生する波形発生手段 1 1 2 と、波形発生手段 1 1 2 からの送信波形を増幅する送信アンプ 1 1 1 と、プローブ 2 0 からの受信信号を増幅する受信アンプ 1 1 4 と、送信時において送信アンプ 1 1 1 とプローブ 2 0 とを電氣的に連結し、受信時において受信アンプ 1 1 4 とプローブ 2 0 とを電氣的に連結する送受分離 ( T / R ) スイッチ 1 1 3 と、受信アンプ 1 1 4 で増幅されたアナログ信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器 1 1 5 と、前記受信信号に所定の遅延を与え、受信ビームを形成する受信遅延回路部 1 1 6 と、前記受信ビームに、下記詳細に記す信号処理を施すための信号処理部 1 1 7 と、信号処理部 1 1 7 の出力から画像データを構築する画像処理部 1 1 8 と、以上の本体構成要素 1 1 0 に対して、送受信タイミング、送信波形、受信アンプゲイン、遅延量、信号処理などを制御する制御部 1 2 0 とを具備している。

【 0 0 4 4 】

画像処理部 1 1 8 からの出力は、画像表示部 3 で2次元断層像や3次元画像などの映像として表示される。操作者は、外部インターフェイス 2 から、装置本体 1 0 0 の上記構成要素に対する制御や、画像表示部 3 の制御を制御部 1 2 0 を介して行えるように構成されている。なお、外部インターフェイス 2 が付加されていない場合においても、予め定められた制御条件で撮像を行うこともできる。

【 0 0 4 5 】

次に、本発明の超音波診断装置におけるパルスの送受信の動作及び信号処理部 1 1 7 における処理シーケンスを図 5 及び図 6 を用いて説明する。

【 0 0 4 6 】

本発明の超音波診断装置では、図 5 あるいは図 6 に示すように、少なくとも2レートの送受信で一つの受信データを得る。図 5 は本発明による第 1 の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信シーケンスを示しており、図 6 は本発明による第 2 の態様の超音波診断装置の超音波造影時における送受信シーケンスを示している。なお、本発明の特徴となる送信パルスの周波数帯域については、後で詳しく説明する。

【 0 0 4 7 】

まず、波形発生手段 1 1 2 において、制御部 1 2 0 によって所定の送信パルス波形を形成し、送信アンプ 1 1 1、送受分離スイッチ 1 1 3 を介して、プローブ 2 0 から被検体 3 0 へ第 1 の送信パルス P 1 が照射される。第 1 の送信パルス P 1 は被検体 3 0 内において、組織の音響非線形効果によって波形歪みを生じながら、音響インピーダンスの異なる部分において反射、透過を繰り返して伝搬する。また、血管 3 1 内部に存在する超音波造影剤 3 2 の存在によって、第 1 の送信パルス P 1 は超音波造影剤 3 2 による反射や散乱を生じる。さらに、超音波造影剤 3 2 には第 1 の送信パルス P 1 によって非線形振動が励起される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 8 】

第1の送信パルスP1がプローブ20から照射されると、制御部120からの指示により送受分離スイッチ113は、受信アンプ114とプローブ20を電氣的に接続する。被検体30からの反射エコーは、プローブ20に近い場所から順に第1の受信エコーR1として連続的にプローブ20に到来し、撮像領域の最深部からの第1の受信エコーR1が返ってくるとみなされる時間経過後に1レート目の送受信を完了する。第1の受信エコーR1は、送受分離スイッチ113、受信アンプ114、A/D変換器115、受信遅延回路116を経て、信号処理部117に伝送され、信号処理部117内に設けられた図示しない一時メモリなどに、一時的に記憶される。

## 【 0 0 4 9 】

1レート目の送受信が完了した後、送受分離スイッチ113によって再び送信アンプ111とプローブ20とが電氣的に連結される。次に、波形発生手段112において別の送信パルス波形を形成し、送信アンプ111、送受分離スイッチ113を介してプローブ20に伝送され、プローブ20から被検体30へ第2の送信パルスP2が照射される。

## 【 0 0 5 0 】

本発明による第1の態様の超音波診断装置においては、図5に示すように、第2の送信パルスP2は、第1の送信パルスP1の波形の振幅を $1/n$ （但し、 $n > 0$ ）の大きさにした波形となっている。また、本発明による第1の態様の超音波診断装置においては、図6に示すように、第2の送信パルスP2は、第1の送信パルスP1の波形の正負を略反転し、且つ、第1の送信パルスP1の波形の振幅を $1/n$ （但し、 $n > 0$ ）の大きさにした

## 【 0 0 5 1 】

第2の送信パルスP2は被検体30内において、組織の音響非線形効果によって波形歪みを生じながら、音響インピーダンスの異なる部分において反射、透過を繰り返して伝搬する。また、血管31内部に存在する超音波造影剤32の存在によって、第2の送信パルスP2は超音波造影剤32による反射や散乱を生じる。さらに、超音波造影剤32には第2の送信パルスP2によって非線形振動が励起される。

## 【 0 0 5 2 】

第2の送信パルスP2がプローブ20から照射されると、制御部120からの指示により送受分離スイッチ113は、受信アンプ114とプローブ20を電氣的に接続する。被検体30からの反射エコーは、プローブ20に近い場所から順に第2の受信エコーR2として連続的にプローブ20に到来し、撮像領域の最深部からの第2の受信エコーR2が返ってくるとみなされる時間経過後に2レート目の送受信を完了する。第2の受信エコーR2は、送受分離スイッチ113、受信アンプ114、A/D変換器115、受信遅延回路116を経て、信号処理部117に伝送され、信号処理部117内に設けられた図示しない一時メモリなどに、一時的に記憶される。

## 【 0 0 5 3 】

信号処理部117では、上記一時メモリに記憶された第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2を用いて、以下のような信号処理が行われる。すなわち、本発明による第1の態様の超音波診断装置においては、図5に示すように、第1の受信エコーR1と、第2の受信エコーR2を $n$ 倍して得られる第2の受信エコーR2'との減算によって受信エコーRを得る。また、本発明による第2の態様の超音波診断装置においては、図6に示すように、第1の受信エコーR1と、第2の受信エコーR2を $n$ 倍して得られる第2の受信エコーR2'との加算によって受信エコーRを得る。

## 【 0 0 5 4 】

上述の第1の受信エコーR1は、第1の送信パルスP1に対する被検体30からの反射エコーであり、この反射エコー成分は、被検体30を構成する生体組織や血管からの第1

10

20

30

40

50

の送信パルス P 1 に対する線形の組織エコー成分と、第 1 の送信パルス P 1 が被検体 3 0 を伝搬する過程で生じる非線形の組織エコー成分と、第 1 の送信パルス P 1 によって励起される超音波造影剤 3 2 の非線形振動や第 1 の送信パルス P 1 が超音波造影剤 3 2 によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分とから成る。また、上述の第 2 の受信エコー R 2 は、第 2 の送信パルス P 2 に対する被検体 3 0 からの反射エコーであり、この反射エコー成分は、被検体 3 0 を構成する生体組織や血管からの第 2 の送信パルス P 2 に対する線形の組織エコー成分と、第 2 の送信パルス P 2 が被検体 3 0 を伝搬する過程で生じる非線形の組織エコー成分と、第 2 の送信パルス P 2 によって励起される超音波造影剤 3 2 の非線形振動や第 2 の送信パルス P 2 が超音波造影剤 3 2 によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分とから成る。このうち線形の組織エコー成分については、波形の反転や波形振幅の n 倍化などに対して線形的な振る舞いを示す。したがって、図 5 あるいは図 6 に示した処理シーケンスによって、受信エコー R では線形の組織エコー成分は取り除かれる。

10

## 【 0 0 5 5 】

なお、上記 n を 2 の m 乗 ( m は整数 ) とすると、n 倍化のデジタル処理はビットシフトで可能となり、演算コストの低減や処理速度の向上が可能である。また、第 2 の受信エコー R 2 の n 倍化は、第 1 の受信エコー R 1 と第 2 の受信エコー R 2 ' との減算あるいは加算によって線形の組織エコー成分が取り除かれることが目的であり、第 2 の受信エコー R 2 の n 倍化が A / D 変換器 1 1 5 を通過した後に行われることから、量子化誤差も含めて線形の組織エコー成分が最大に取り除かれるように、第 2 の受信エコー R 2 の n 倍化の n

20

## 【 0 0 5 6 】

次に、本発明の特徴となる第 1 の送信パルス P 1 及び第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域について、図 4 を用いて詳しく説明する。

## 【 0 0 5 7 】

本実施の形態では、1 レート目の第 1 の送信パルス P 1 及び 2 レート目の第 2 の送信パルス P 2 の基本波成分として、それぞれ周波数成分 2 2 0 及び周波数成分 2 2 1 の周波数帯域を有している。プローブ 2 0 で受信する直前の第 1 の送信パルス P 1 に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分 3 2 0 と、第 1 の送信パルス P 1 を構成する周波数成分 2 2 0 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分 4 2 0 と、第 1 の送信パルス P 1 を構成する周波数成分 2 2 0 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分 5 2 0 と、第 1 の送信パルス P 1 によって励起される超音波造影剤 3 2 の非線形振動や第 1 の送信パルス P 1 が超音波造影剤 3 2 によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分 6 2 0 とから構成されている。また、プローブ 2 0 で受信する直前の第 2 の送信パルス P 2 に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分 3 2 1 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 2 2 1 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分 4 2 1 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 2 2 1 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分 5 2 1 と、第 2 の送信パルス P 2 によって励起される超音波造影剤 3 2 の非線形振動や第 2 の送信パルス P 2 が超音波造影剤 3 2 によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分 6 2 1 とから構成されている。

30

40

## 【 0 0 5 8 】

高 C T R な超音波造影画像を得るためには、造影エコー成分 6 2 0 及び 6 2 1 を効率よく捕捉し、線形組織エコー成分 2 2 0 及び 2 2 1 や非線形組織エコー成分 4 2 0、5 2 0、4 2 1、5 2 1 を効率よく抑圧あるいは排除することが考えられるが、本発明の最も大きな特徴は、パルス・インバージョン法のような線形演算では除去できない非線形組織エコー成分 4 2 0、5 2 0、4 2 1、5 2 1 を、プローブ 2 0 のプローブ感度域 1 0 によって抑制することにある。すなわち、和音の非線形組織エコー成分 4 2 0 及び 4 2 1 をプローブ感度域 1 0 の高周波数域側帯域外に、また、差音の所望の非線形組織エコー成分 5 2

50

0及び521をプローブ感度域10の低周波数域側帯域外に排除されるように、第1の送信パルスP1及び第2の送信パルスP2を送信する。

【0059】

第1の送信パルスP1及び第2の送信パルスP2の基本波成分に対する線形組織エコー320及び321は、波形の反転や波形振幅のn倍化などに対して線形的な振る舞いを示すので、上述したように、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2の線形演算によって取り除くことができる。これに対し、和音の非線形組織エコー成分420、421や差音の非線形組織エコー成分520、521は、n倍化や減算、加算処理などによって取り除くことができず、仮にプローブ20のプローブ感度域10による帯域制限がなければ、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2のn倍との減算あるいは加算によっても、和音の非線形組織エコー成分422及び差音の非線形組織エコー成分522として残ることになる。しかし、本発明では、和音、差音のいずれの非線形組織エコー成分もプローブ感度域10の周波数帯域外に排除されるように、第1の送信パルスP1及び第2の送信パルスP2を形成しているため、これらの非線形組織エコー成分はプローブ20で受信することによって除去される。

10

【0060】

上述のようなプローブ感度域10での帯域制限に加え、さらに非線形組織エコー成分の抑制を行うには、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2とで、振幅や位相の関係がより等しくなるように設定すればよい。非線形組織エコーは、被検体30内組織中の非線形音響伝搬に伴う波形歪みとして現れ、差音も和音も基本波送信パルスの位相関係に基づいて生じる。例えば、和音で表される第2高調波成分は、基本波送信パルスと同位相で発生し、伝搬と共に波形歪みが蓄積されていく。波形歪みの歪み量は、特に音圧の大きさに依存し、音圧が大きいほど非線形成分へのエネルギー変換が顕著に起こり、波形歪み量が大きくなる。したがって、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2とで、位相が等しく、両者の振幅比率nが1に近いほど、発生する非線形組織エコーの位相や大きさも等しくなる。この場合、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2'との減算によって、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2の位相は等しいので、受信後の処理シーケンスは図5で示すような減算処理を行うことになる。このような送受信シーケンスによって、プローブ感度域10に加え、受信後の減算処理によっても非線形組織エコーが抑圧され、CTRを大きくすることができる。

20

30

【0061】

さらに、上述したように、演算コストの低減や処理速度の向上のため、nは2のm乗(mは整数)にすることができる。これを考慮すると、最も1に近いnとして、 $n=2$ とすることが望ましい。すなわち、第1の送信パルスP1の振幅を $P_0$ とすれば、第2の送信パルスP2の振幅は $P_0/2$ とすればよい。一般に超音波診断装置に用いられるプローブ20は、圧電素子などの電気音響変換素子が複数チャンネル並んだアレイ構造をなしており、送信及び受信の際には所望の走査線方向に超音波ビームをフォーカスして送受信信号のS/Nを向上させている。このような場合、上述の第1の送信パルスP1の振幅を $P_0$ 、第2の送信パルスP2の振幅を $P_0/2$ という条件は、送信フォーカスされた第1の送信パルスP1による超音波ビームと、第2の送信パルスP2による超音波ビームとの音圧の振幅比率が2になっていればよい。このようなアレイ構造をなしたプローブ20から、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2を作る方法を、図10及び図11を用いて説明する。

40

【0062】

図10は、本発明による超音波診断装置の超音波送信時のアレイ口径振幅重みを示した概要図である。プローブ20は、圧電素子などの電気音響変換素子21a~21zが、図10に示すように例えば一次元状に配列されている。波形発生手段112は、電気音響変換素子21a~21zの個々のチャンネルに対して選択的に印加電圧や遅延時間が変えられる機能を有しており、送信アンプ111と送受分離スイッチ113を介して各チャンネルに印加電圧が与えられる。図10に示すように、まず、1レート目では、送信ビームフ

50

フォーカスに使用する電気音響変換素子 21a ~ 21z から、音圧振幅  $P_0$  の第 1 の送信パルス  $P_1$  が送信される。次に、2 レート目では、送信ビームフォーカスに使用する電気音響変換素子 21a ~ 21z から、音圧振幅  $P_0 / 2$  の第 2 の送信パルス  $P_2$  が送信される。このような送信シーケンスにより、第 1 の送信パルス  $P_1$  による超音波ビームと、第 2 の送信パルス  $P_2$  による超音波ビームとの音圧の振幅比率を 2 にすることができる。さらに、電気音響変換素子 21a ~ 21z の送信感度ばらつきやパルス形状（送信パルスの中心周波数や比帯域など）を補正したり調整したりする手段が波形発生手段 112 に具備されていてもよく、第 1 の受信エコー  $R_1$  と第 2 の受信エコー  $R_2'$  との減算処理を行った結果、線形の組織エコーが最も抑圧されるように補正あるいは調整することも可能である。このような感度、中心周波数、比帯域の補正あるいは調整は、第 1 の受信エコー  $R_1$  や第 2 の受信エコー  $R_2$  のレベルで行ってもよく、例えば、受信ビームを形成する受信遅延回路部 116 に補正あるいは調整機能を備えておけばよい。

10

#### 【0063】

図 11 は、本発明による超音波診断装置の超音波送信時の別のアレイ口径振幅重みを示した概要図である。図 11 においては、第 1 の送信パルス  $P_1$  による超音波ビームと、第 2 の送信パルス  $P_2$  による超音波ビームとの音圧の振幅比率を 2 にするために、1 レート目と 2 レート目で送信面積を変化させている。すなわち、1 レート目の第 1 の送信パルス  $P_1$  は、全ての電気音響変換素子 21a ~ 21z から音圧振幅  $P_0$  で送信されており、2 レート目の第 2 の送信パルス  $P_2$  は、1 チャンネル毎に音圧振幅が  $P_0 / 2$ 、0 と繰り返されるように送信される。このような送信シーケンスによって、第 2 の送信パルス  $P_2$  による超音波ビームは、送信面積が 1 レート目に対して半分になるため、超音波ビームのレベルで送信音圧の振幅比率を 2 にすることができる。この場合も、波形発生手段 112 は、電気音響変換素子 21a ~ 21z の個々のチャンネルに対して選択的に印加電圧や遅延時間が変えられる機能を有しており、送信アンプ 111 と送受分離スイッチ 113 を介して各チャンネルに印加電圧が与えられる構成としておけばよい。このような送信シーケンスによって、1 レート目と 2 レート目で音波を送信すべき電気音響変換素子には同じ条件の電圧が印加されるので、前記音響変換素子 21a ~ 21z や送信アンプ 111 の、電圧依存の波形歪みの影響などを除去することが可能となる。さらに、電気音響変換素子 21a ~ 21z の送受信感度ばらつきを補正する手段が波形発生手段 112 に具備されていてもよく、第 1 の受信エコー  $R_1$  と第 2 の受信エコー  $R_2'$  との減算処理を行った結果、線形の組織エコーが最も抑圧されるように、前記送受信感度ばらつき補正を行うことも可能である。このような感度、中心周波数、比帯域の補正あるいは調整は、第 1 の受信エコー  $R_1$  や第 2 の受信エコー  $R_2$  のレベルで行ってもよく、例えば、受信ビームを形成する受信遅延回路部 116 に補正あるいは調整機能を備えておけばよい。

20

30

#### 【0064】

一方、超音波造影剤 32 は、内部が空洞のマイクロカプセルのような構造を有しており、周囲からの超音波励振に対して非線形の応答（膨張と収縮）を示す。この非線形性は、周囲の超音波の音圧や位相に対する非線形性であり、第 1 の送信パルス  $P_1$  と第 2 の送信パルス  $P_2$  に対するそれぞれの造影エコー成分 620 及び 621 は、基本的に振幅や位相の関係が異なっている。さらに、例えば第 1 の送信パルス  $P_1$  と第 2 の送信パルス  $P_2$  とがまったく同じ送信パルスであったとしても、1 レート目と 2 レート目では送受信のタイミングが時間的にずれているため、超音波造影剤 32 の集合体の形が、第 1 の送信パルス  $P_1$  の送受信時と第 2 の送信パルス  $P_2$  の送受信時で異なっている。したがって、超音波造影剤 32 の集合体からの反射波や散乱波による造影エコー成分も、1 レート目と 2 レート目で異なっている。これらのことから、造影エコー成分 620 と造影エコー成分 621 の  $n$  倍とを減算あるいは加算したとしても、造影エコー成分 622 が信号として残る。このため、プローブ感度域 10 による帯域制限を受けたとしても、特に送信パルスの基本波成分に対する応答が主たる造影エコー成分として捕捉できる。

40

#### 【0065】

以上述べたように、本発明の超音波診断装置では、造影エコー成分 622 からプローブ

50

感度域 10 を通して造影信号が得られ、基本波に対する線形組織エコー成分を、1 レート目で得られる線形組織エコー成分 3 2 0 と 2 レート目で得られる線形組織エコー成分 3 2 1 との線形演算処理によって抑圧し、差音や和音の非線形組織エコー成分を主としてプローブ感度域 10 による帯域制限によって除去するため、高い C T R の超音波造影画像が取得できる。

【 0 0 6 6 】

次に、和音の非線形組織エコー成分 4 2 0、4 2 1 と、差音の非線形組織エコー成分 5 2 0、5 2 1 を、プローブ感度域 10 の周波数帯域外に発生させるための送信パルス条件について詳細に説明する。

【 0 0 6 7 】

まず、プローブ感度域 10 の周波数帯域を  $(f_{p1} \sim f_{p2})$  とし、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域を  $(f_{t1} \sim f_{t2})$  とする。ここで、周波数帯域とは、通常 - 6 d B 帯域幅などで定義されるが、本発明においては、最終的な超音波造影画像に対して影響を与えうる感度や強度の周波数帯域幅であり、- 6 d B 帯域幅に限定されるものではない。

【 0 0 6 8 】

周波数帯域が  $(f_{t1} \sim f_{t2})$  の第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 が非線形音響伝搬することによって生じる送信和音成分の周波数帯域は、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 を形成する、あらゆる周波数成分の和音で決定され、 $(2f_{t1} \sim 2f_{t2})$  となる。また、周波数帯域が  $(f_{t1} \sim f_{t2})$  の第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 が非線形音響伝搬することによって生じる送信差音成分の周波数帯域は、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 を形成する、あらゆる周波数成分の差音で決定され、 $(DC \sim f_{t2} - f_{t1})$  となる。第 1 の送信パルス P 1 に対する和音及び差音の非線形組織エコー成分 4 2 0、5 2 0、または第 2 の送信パルス P 2 に対する和音及び差音の非線形組織エコー成分 4 2 1、5 2 1 は、上述の送信和音成分及び送信差音成分に対する反射エコー成分であるので、和音の非線形組織エコー成分 4 2 0 及び 4 2 1 の周波数帯域は  $(2f_{t1} \sim 2f_{t2})$ 、差音の非線形組織エコー成分 5 2 0 及び 5 2 1 の周波数帯域は  $(DC \sim f_{t2} - f_{t1})$  となる。したがって、和音の非線形組織エコー成分 4 2 0 及び 4 2 1 と、差音の非線形組織エコー成分 5 2 0 及び 5 2 1 を、プローブ感度域 10 の周波数帯域外に発生させるための条件は、次のようになる。

$$f_{p1} \quad f_{t2} - f_{t1} \quad f_{p2} \quad 2f_{t1}$$

したがって、高分解能な画像を取得するための条件として、最大の周波数帯域を有する第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 を得るためには、周波数帯域が  $(f_{p2} / 2 \sim f_{p1} + f_{p2} / 2)$  となるような第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 とすればよい。

【 0 0 6 9 】

ここで、プローブ感度域 10 の周波数帯域条件  $(f_{p1} \sim f_{p2})$  を、中心周波数と比帯域で表すこととし、中心周波数  $f_{pc}$ 、比帯域  $B_p$  で表すと、

$$f_{p1} = ((2 - B_p) / 2) f_{pc}$$

$$f_{p2} = ((2 + B_p) / 2) f_{pc}$$

の関係式が成り立つ。これらの関係式を用いて、上述の第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域条件  $(f_{p2} / 2 \sim f_{p1} + f_{p2} / 2)$  を書き直すと、

$$(f_{p2} / 2 \sim f_{p1} + f_{p2} / 2) \quad ((2 + B_p) f_{pc} / 4 \sim (6 - B_p) f_{pc} / 4)$$

となる。さらに、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域条件  $(f_{t1} \sim f_{t2})$  を、中心周波数  $f_{tc} (= (f_{t1} + f_{t2}) / 2)$  と比帯域  $B_t (= (f_{t2} - f_{t1}) / f_{tc})$  で書き直すと、まず、中心周波数  $f_{tc}$  に関して、以下のような関係式が得られる。

10

20

30

40

50

$$\begin{aligned} f_{t c} &= (f_{t 1} + f_{t 2}) / 2 \\ &= ((2 + B_p) f_{p c} / 4 + (6 - B_p) f_{p c} / 4) / 2 \\ &= f_{p c} \end{aligned}$$

すなわち、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の中心周波数 $f_{t c}$ は、プローブ感度域10の中心周波数 $f_{p c}$ と等しくすればよい。次に、比帯域 $B_t$ に関して、以下のような関係式が得られる。

$$\begin{aligned} B_t &= (f_{t 2} - f_{t 1}) / f_{t c} \\ &= ((6 - B_p) f_{p c} / 4 - (2 + B_p) f_{p c} / 4) / f_{p c} \\ &= (2 - B_p) / 2 \end{aligned}$$

上式から、例えばプローブ20の比帯域 $B_p$ が80%である場合には、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2の比帯域を60%にすればよく、プローブ20の比帯域 $B_p$ が100%である場合には、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2の比帯域を50%にすればよい。通常、比帯域 $B_p$ と比帯域 $B_t$ は、 $B_p = B_t$ の関係にあるため、上式との関係から $B_p = 2 / 3$ となり、プローブ感度域10は67%以上の比帯域を有することが望ましい。上述のような送信パルスPとしては、例えば、次のような100%振幅変調波が考えられる。

$$P = P' (1 + \cos(2 f_s t)) \sin(2 f_{p c} t)$$

上式において、 $P'$ は送信パルスPの振幅、 $f_s$ は送信パルスPの変調周波数であり、 $f_s = (2 - B_p) f_{p c} / 4$ と表される。

【0070】

使用するプローブ20が決まれば、プローブ20のプローブ感度域10が決まり、中心周波数 $f_{p c}$ と比帯域 $B_p$ が定まるため、本発明の超音波診断装置における第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の条件が定まる。波形発生手段112では、送信アンプ111と、送受分離スイッチ113を介して、プローブ20から送信されるパルスが、中心周波数 $f_{p c}$ 且つ比帯域 $(2 - B_p) / 2$ の送信パルスとなるように波形整形が行われる。このようにして送信された第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2によって、和音の非線形組織エコー成分420、421と、差音の非線形組織エコー成分520、521を、プローブ感度域10の周波数帯域外に発生させることが可能となる。

【0071】

図5に示したように、本発明の第1の態様の超音波診断装置においては、第1の送信パルスP1の振幅 $P1'$ と、第2の送信パルスP2の振幅 $P2'$ との比率が $n (= P1' / P2' > 0)$ となっており、各送信パルスがプローブ20から送信されるような波形整形が波形発生手段112で行われて、1レート目に第1の送信パルスP1に対する第1の受信エコーR1を、2レート目に第2の送信パルスP2に対する第2の受信エコーR2を受信する。第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2は、信号処理部117内に設けられた図示しない一時メモリに記憶されており、1レート目と2レート目の送受信完了後、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2を $n$ 倍した第2の受信エコーR2'との減算処理が行われ、受信エコーRを得る。

【0072】

また、図6に示したように、本発明の第2の態様の超音波診断装置においては、第1の送信パルスP1の振幅 $P1'$ と、第2の送信パルスP2の振幅 $P2'$ との比率が $n (= P1' / P2' > 0)$ となっており、さらに第2の送信パルスP2は第1の送信パルスP1を反転した波形となっている。各送信パルスがプローブ20から送信されるような波形整形が波形発生手段112で行われて、1レート目に第1の送信パルスP1に対する第1の受信エコーR1を、2レート目に第2の送信パルスP2に対する第2の受信エコーR2を受信する。第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2は、信号処理部117内に設けられた図示しない一時メモリに記憶されており、1レート目と2レート目の送受信完了後、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2を $n$ 倍した第2の受信エコーR2'との加算処理が行われ、受信エコーRを得る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 3 】

なお、上記の第 1 の態様及び第 2 の態様の超音波診断装置では、第 2 の受信エコー R 2 を n 倍しているが、この演算操作は、第 1 の送信パルス P 1 に対する応答と第 2 の送信パルス P 2 に対する応答の強度比率を 1 : 1 にして、基本波に対する線形組織エコー成分を抑制することが目的であって、例えば第 1 の受信エコー R 1 を 1 / n 倍にするなど、強度比率を 1 : 1 にするような演算操作であればよく、上述の態様における例に限定されない。

## 【 0 0 7 4 】

本発明の第 1 の態様あるいは第 2 の態様の超音波診断装置において、上述のようにして得られた受信エコー R は、さらに信号処理部 1 1 7 で検波処理などが施され、その出力は画像処理部 1 1 8 へ伝送される。画像処理部 1 1 8 は信号処理部 1 1 7 からの出力から画像データを構築し、画像処理部 1 1 8 からの出力は、画像表示部 3 で 2 次元断層像や 3 次元画像などの映像として表示される。

## 【 0 0 7 5 】

以上のようにして得られた映像は、組織エコー成分がほとんど抑圧されるため、超音波造影画像においては高 C T R な画像となり、血管構造を鮮明に描出するなど、臨床的価値の高い超音波診断画像を提供することができる。

上述の実施の形態では、プローブ感度域 1 0 によって、差音及び和音の非線形組織エコー成分を除去しているが、図 7 ~ 図 9 に示すように、送信パルスの周波数帯域に応じて、フィルタとの組み合わせによって除去することも可能である。すなわち、和音や差音の非線形組織エコーをプローブ感度域外ではなく、送信パルスの周波数帯域外に排除されるように発生させ、信号処理部 1 1 7 に設けられた、図示しない前記送信パルスの周波数帯域と同じ通過帯域のフィルタによって、受信エコー R をフィルタリングすればよい。以下、和音や差音の非線形組織エコーを送信パルスの周波数帯域外に排除するように発生させるための送信パルス条件について説明する。

## 【 0 0 7 6 】

前述したように、周波数帯域が  $(f_{t1} \sim f_{t2})$  の第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 が非線形音響伝搬することによって生じる和音成分の周波数帯域は、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 を形成する、あらゆる周波数成分の和音で決定され、 $(2f_{t1} \sim 2f_{t2})$  となる。また、周波数帯域が  $(f_{t1} \sim f_{t2})$  の第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 が非線形音響伝搬することによって生じる送信差音成分の周波数帯域は、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 を形成する、あらゆる周波数成分の差音で決定され、 $(DC \sim f_{t2} - f_{t1})$  となる。したがって、和音や差音の非線形組織エコーを送信パルスの周波数帯域外に発生させるための送信パルス条件は、次のようになる。

$$f_{t1} \quad f_{t2} - f_{t1} \quad f_{t2} \quad 2f_{t1}$$

これらの関係式から、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域は最大で  $(f_{t1} \sim 2f_{t1})$  となり、 $(f_{t1} \sim 2f_{t1})$  の周波数帯域がプローブ感度域 1 0 の周波数帯域と重なる限り、中心周波数には制限を受けない。これを送信パルスの比帯域  $B_t$  で表せば、

$$B_t = (f_{t2} - f_{t1}) / f_{tc} = (2f_{t1} - f_{t1}) / ((f_{t1} + 2f_{t1}) / 2) = 2 / 3$$

となり、すなわち、比帯域 2 / 3 (約 67%) の送信パルスを第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 とすればよい。以下、上述の和音や差音の非線形組織エコーを送信パルスの周波数帯域外に排除するように発生させる、本発明の別の 3 つの実施の形態における、第 1 の送信パルス P 1 及び第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域について、図 7 ~ 図 9 を用いて説明する。

## 【 0 0 7 7 】

(送信パルスの中心周波数とプローブ感度域の中心周波数がほぼ等しい場合)

図 7 は、本発明の第 3 及び第 4 の態様の超音波診断装置における、送受信パルス帯域及

10

20

30

40

50

び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。本実施の形態では、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の中心周波数とプローブ感度域10の中心周波数がほぼ等しくなっており、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の比帯域は2/3(約67%)になっている。

【0078】

1レート目の第1の送信パルスP1及び2レート目の第2の送信パルスP2の基本波成分として、それぞれ周波数成分230及び周波数成分231の周波数帯域を有している。プローブ感度域10のプローブ20で受信する直前の第1の送信パルスP1に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分330と、第1の送信パルスP1を構成する周波数成分230の被検体30内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分430と、第1の送信パルスP1を構成する周波数成分230の被検体30内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分530と、第1の送信パルスP1によって励起される超音波造影剤32の非線形振動や第1の送信パルスP1が超音波造影剤32によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分630とから構成されている。また、プローブ20で受信する直前の第2の送信パルスP2に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分331と、第2の送信パルスP2を構成する周波数成分231の被検体30内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分431と、第2の送信パルスP2を構成する周波数成分231の被検体30内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分531と、第2の送信パルスP2によって励起される超音波造影剤32の非線形振動や第2の送信パルスP2が超音波造影剤32によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分631とから構成されている。

【0079】

高CTRな超音波造影画像を得るためには、造影エコー成分630及び631を効率よく捕捉し、線形組織エコー成分230及び231や非線形組織エコー成分430、530、431、531を効率よく抑圧あるいは排除することが考えられるが、本実施の形態では、パルス・インバージョン法のような線形演算では除去できない非線形組織エコー成分430、530、431、531が、第1の送信パルスP1の周波数帯域230、または第2の送信パルスP2の周波数帯域231と重ならないように、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2を送信し、第1の送信パルスP1の周波数帯域230、または第2の送信パルスP2の周波数帯域231と同じ周波数帯域41を有するバンドパスフィルタによって受信信号をフィルタリングする。すなわち、和音の非線形組織エコー成分430及び431を、第1の送信パルスP1の周波数帯域230、または第2の送信パルスP2の周波数帯域231の高周波数域側帯域外に、また、差音の所望の非線形組織エコー成分530及び531を、第1の送信パルスP1の周波数帯域230、または第2の送信パルスP2の周波数帯域231の低周波数域側帯域外に発生するように、第1の送信パルスP1及び第2の送信パルスP2を送信し、得られた受信エコーRから、和音や差音の非線形組織エコー成分をフィルタリングによって除去する。

【0080】

本発明の第3の態様の超音波診断装置では、第2の送信パルスP2は、振幅を第1の送信パルスP1の振幅の1/n倍( $n > 0$ )にした送信パルスと等しく、図5に示すように、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2'の減算処理によって受信エコーRを得る。また、本発明の第4の態様の超音波診断装置では、第2の送信パルスP2は、第1の送信パルスP1を反転(位相を180度回転)させ、さらに、振幅を第1の送信パルスP1の振幅の1/n倍( $n > 0$ )にした送信パルスと等しく、図6に示すように、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2'の加算処理によって受信エコーRを得る。

【0081】

このようにして得られた受信エコーRからは、いずれも線形組織エコー成分330及び331は線形演算によって取り除かれており、和音の非線形組織エコー成分432、差音の非線形組織エコー成分532、造影エコー成分632を、プローブ感度域10でフィル

タリングした成分で構成されているが、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の周波数帯域230または231に相当する周波数帯域部分には、造影エコー成分632しか存在しない。これを信号通過帯域41を有するバンドパスフィルタによってフィルタリングすることで、高CTRな受信信号が得られると共に、プローブ感度域10内でも前記バンドパスフィルタによる帯域制限がかかっていることから、電気ノイズなどの抑制も同時に行われ、電気ノイズに対するSN比も大きく、高CTRな超音波造影画像を得ることができる。

#### 【0082】

(送信パルスの下限周波数とプローブ感度域の下限周波数がほぼ等しい場合)

図8は、本発明の第5の態様の超音波診断装置における、送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。本実施の形態では、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の下限周波数とプローブ感度域10の下限周波数がほぼ等しくなっており、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の比帯域は2/3(約67%)になっている。

#### 【0083】

1レート目の第1の送信パルスP1及び2レート目の第2の送信パルスP2の基本波成分として、それぞれ周波数成分240及び周波数成分241の周波数帯域を有している。プローブ感度域10のプローブ20で受信する直前の第1の送信パルスP1に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分340と、第1の送信パルスP1を構成する周波数成分240の被検体30内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分440と、第1の送信パルスP1を構成する周波数成分240の被検体30内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分540と、第1の送信パルスP1によって励起される超音波造影剤32の非線形振動や第1の送信パルスP1が超音波造影剤32によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分640とから構成されている。また、プローブ20で受信する直前の第2の送信パルスP2に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分341と、第2の送信パルスP2を構成する周波数成分241の被検体30内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分441と、第2の送信パルスP2を構成する周波数成分241の被検体30内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分541と、第2の送信パルスP2によって励起される超音波造影剤32の非線形振動や第2の送信パルスP2が超音波造影剤32によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分641とから構成されている。

#### 【0084】

高CTRな超音波造影画像を得るためには、造影エコー成分640及び641を効率よく捕捉し、線形組織エコー成分240及び241や非線形組織エコー成分440、540、441、541を効率よく抑圧あるいは排除することが考えられるが、本実施の形態では、パルス・インバージョン法のような線形演算では除去できない非線形組織エコー成分440、540、441、541が、第1の送信パルスP1の周波数帯域240、または第2の送信パルスP2の周波数帯域241と重ならないように、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2を送信し、第1の送信パルスP1の周波数帯域240、または第2の送信パルスP2の周波数帯域241の上限側周波数がカットオフ周波数となっている、信号通過帯域42を有するローパスフィルタによって受信信号をフィルタリングする。すなわち、和音の非線形組織エコー成分440及び441を、第1の送信パルスP1の周波数帯域240、または第2の送信パルスP2の周波数帯域241の高周波数域側帯域外に、また、差音の所望の非線形組織エコー成分540及び541を、第1の送信パルスP1の周波数帯域240、または第2の送信パルスP2の周波数帯域241の低周波数域側帯域外に発生するように、第1の送信パルスP1及び第2の送信パルスP2を送信し、得られた受信エコーRから、和音や差音の非線形組織エコー成分をフィルタリングとプローブ感度域10による帯域制限によって除去する。なお、上記ローパスフィルタの代わりに、第1の送信パルスP1の周波数帯域240、または第2の送信パルスP2の周波数

10

20

30

40

50

帯域 2 4 1 と同じ信号通過帯域を有したバンドパスフィルタを用いてフィルタリングしてもよい。

【 0 0 8 5 】

本発明の第 5 の態様の超音波診断装置では、第 2 の送信パルス P 2 は、振幅を第 1 の送信パルス P 1 の振幅の  $1/n$  倍 ( $n > 0$ ) にした送信パルスと等しく、本発明の第 3 の態様、または第 4 の態様と同様に、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 が同位相の場合には、第 1 の受信エコー R 1 と第 2 の受信エコー R 2 ' で減算処理を、また、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 が逆位相の場合には、第 1 の受信エコー R 1 と第 2 の受信エコー R 2 ' で加算処理を行い、受信エコー R を得る。

【 0 0 8 6 】

このようにして得られた受信エコー R からは、いずれも線形組織エコー成分 3 4 0 及び 3 4 1 は線形演算によって取り除かれており、差音の非線形組織エコー成分 5 4 2 は、プローブ感度域 1 0 の帯域制限によって取り除かれる。したがって、受信エコー R は、和音の非線形組織エコー成分 4 4 2、造影エコー成分 6 4 2 を、プローブ感度域 1 0 でフィルタリングした成分で構成されているが、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域 2 4 0 または 2 4 1 に相当する周波数帯域部分には、造影エコー成分 6 4 2 しか存在しない。これを信号通過帯域 4 2 を有するローパスフィルタによってフィルタリングすることで、高 C T R な受信信号が得られると共に、プローブ感度域 1 0 内でも前記ローパスフィルタによる帯域制限がかかっていることから、電気ノイズなどの抑制も同時に行われ、電気ノイズに対する S N 比も大きく、高 C T R な超音波造影画像を得ることができる。さらに、プローブ感度域 1 0 の低周波数帯域側で造影エコー信号が得られることから、深部感度にも優れた超音波造影画像を得ることができる。

【 0 0 8 7 】

(送信パルスの上限周波数とプローブ感度域の上限周波数がほぼ等しい場合)

図 9 は、本発明の第 6 の態様の超音波診断装置における、送受信パルス帯域及び超音波プローブ感度域の関係を示した周波数スペクトル図である。本実施の形態では、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の上限周波数とプローブ感度域 1 0 の上限周波数がほぼ等しくなっており、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の比帯域は  $2/3$  (約 67%) になっている。

【 0 0 8 8 】

1 レート目の第 1 の送信パルス P 1 及び 2 レート目の第 2 の送信パルス P 2 の基本波成分として、それぞれ周波数成分 2 5 0 及び周波数成分 2 5 1 の周波数帯域を有している。プローブ感度域 1 0 のプローブ 2 0 で受信する直前の第 1 の送信パルス P 1 に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分 3 5 0 と、第 1 の送信パルス P 1 を構成する周波数成分 2 5 0 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分 4 5 0 と、第 1 の送信パルス P 1 を構成する周波数成分 2 5 0 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分 5 5 0 と、第 1 の送信パルス P 1 によって励起される超音波造影剤 3 2 の非線形振動や第 1 の送信パルス P 1 が超音波造影剤 3 2 によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分 6 5 0 とから構成されている。また、プローブ 2 0 で受信する直前の第 2 の送信パルス P 2 に対する受信エコーの周波数成分は、基本波成分に対する線形組織エコー成分 3 5 1 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 2 5 1 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する和音の非線形組織エコー成分 4 5 1 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 2 5 1 の被検体 3 0 内での非線形相互作用によって発生する差音の非線形組織エコー成分 5 5 1 と、第 2 の送信パルス P 2 によって励起される超音波造影剤 3 2 の非線形振動や第 2 の送信パルス P 2 が超音波造影剤 3 2 によって反射、散乱することによって生じる造影エコー成分 6 5 1 とから構成されている。

【 0 0 8 9 】

高 C T R な超音波造影画像を得るためには、造影エコー成分 6 5 0 及び 6 5 1 を効率よく捕捉し、線形組織エコー成分 2 5 0 及び 2 5 1 や非線形組織エコー成分 4 5 0、5 5 0

10

20

30

40

50

、451、551を効率よく抑圧あるいは排除することが考えられるが、本実施の形態では、パルス・インバージョン法のような線形演算では除去できない非線形組織エコー成分450、550、451、551が、第1の送信パルスP1の周波数帯域250、または第2の送信パルスP2の周波数帯域251と重ならないように、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2を送信し、第1の送信パルスP1の周波数帯域250、または第2の送信パルスP2の周波数帯域251の下限側周波数がカットオフ周波数となっている、信号通過帯域43を有するハイパスフィルタによって受信信号をフィルタリングする。すなわち、和音の非線形組織エコー成分450及び451を、第1の送信パルスP1の周波数帯域250、または第2の送信パルスP2の周波数帯域251の高周波数域側帯域外に、また、差音の所望の非線形組織エコー成分550及び551を、第1の送信パルスP1の周波数帯域250、または第2の送信パルスP2の周波数帯域251の低周波数域側帯域外に発生するように、第1の送信パルスP1及び第2の送信パルスP2を送信し、得られた受信エコーRから、和音や差音の非線形組織エコー成分をフィルタリングとプローブ感度域10による帯域制限によって除去する。なお、上記ハイパスフィルタの代わりに、第1の送信パルスP1の周波数帯域250、または第2の送信パルスP2の周波数帯域251と同じ信号通過帯域を有したバンドパスフィルタを用いてフィルタリングしてもよい。

#### 【0090】

本発明の第6の態様の超音波診断装置では、第2の送信パルスP2は、振幅を第1の送信パルスP1の振幅の $1/n$ 倍( $n > 0$ )にした送信パルスと等しく、本発明の第3の態様、または第4の態様と同様に、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2が同位相の場合には、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2'で減算処理を、また、第1の送信パルスP1と第2の送信パルスP2が逆位相の場合には、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2'で加算処理を行い、受信エコーRを得る。

#### 【0091】

このようにして得られた受信エコーRからは、いずれも線形組織エコー成分350及び351は線形演算によって取り除かれており、和音の非線形組織エコー成分452は、プローブ感度域10の帯域制限によって取り除かれる。したがって、受信エコーRは、差音の非線形組織エコー成分552、造影エコー成分652を、プローブ感度域10でフィルタリングした成分で構成されているが、第1の送信パルスP1、または第2の送信パルスP2の周波数帯域250または251に相当する周波数帯域部分には、造影エコー成分652しか存在しない。これを信号通過帯域43を有するハイパスフィルタによってフィルタリングすることで、高CTRな受信信号が得られると共に、プローブ感度域10内でも前記ハイパスフィルタによる帯域制限がかかっていることから、電気ノイズなどの抑制も同時に行われ、電気ノイズに対するSN比も大きく、高CTRな超音波造影画像を得ることができる。さらに、プローブ感度域10の高周波数帯域側で造影エコー信号が得られることから、空間分解能にも優れた超音波造影画像を得ることができる。

#### 【0092】

上述してきた本発明の超音波診断装置による高CTRの効果を確認するために、周囲流体の圧縮性を考慮したKeller-Mixisの方程式に基づく超音波造影剤の超音波パルス応答シミュレーションと、KZKの式(Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov equation)に基づく非線形音響伝搬シミュレーションを行い、前者によって造影エコーで示されるシグナル成分の評価を、後者によって組織エコーで示されるノイズ成分の評価をそれぞれ行い、図3に示した従来手法と図4に示した本発明による手法とのCTR比較を行った。その結果を以下説明する。

#### 【0093】

まず、プローブ感度域は、中心周波数3(MHz)、比帯域100%の周波数帯域を仮定し、ハニング窓でのフィルタを作成する要領で定義した。また、従来手法における送信パルス条件としては、中心周波数2(MHz)、波数4波のハニング重み(比帯域50%)、最大音圧振幅212(kPa)を仮定し、本発明による手法における送信パルス条件

10

20

30

40

50

としては、中心周波数 3 (MHz)、波数 4 波のハニング重み (比帯域 50%)、第 1 の送信パルス P 1 の最大音圧振幅 520 (kPa)、第 2 の送信パルス P 2 の最大音圧振幅 (260 kPa)、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 の位相は等しいと仮定した。上述の条件は、生体の超音波に対する安全性の指標として用いられるメカニカル・インデックス (MI) の値が、従来手法と本発明による手法とで等しくなるように仮定されている。すなわち、MI は送信パルスの中心周波数  $f_c$  (MHz) と負圧の最大音圧振幅  $P_0$  (MPa) とから、 $MI = P_0 / f_c$  で定義され、上述の条件では、従来手法、本発明による手法ともに、 $MI = 0.3$  となる条件になっている。

#### 【0094】

超音波造影剤としては、ソナゾイドを仮定して、半径を 1 ( $\mu\text{m}$ )、シェル厚さを 10 (nm)、シェルせん断弾性係数を 50 (MPa)、シェル粘性係数を 0.8 (Pa·s) とし、造影剤内のガスについては、密度を 1.61 ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )、熱伝導率を  $26.2 \times 10^{-3}$  (W/mK)、熱容量を 1007 (J/kgK)、比熱比を 1.4 とした。周囲の流体は血液 (密度 1025 ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ))、粘性係数  $4 \times 10^{-3}$  (Pa·s)、音速 1570 (m/s) を仮定した。このような条件のもと、従来手法に対しては、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 のそれぞれに対して、超音波造影剤一つあたりの応答をシミュレーションによって求め、第 1 の送信パルス P 1 に対する応答波形と、第 2 の送信パルス P 2 に対する応答波形との加算処理を行った後、上述のプロブ感度域の条件でフィルタリングして造影エコー成分を得た。また、本発明による手法に対しては、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 のそれぞれに対して、超音波造影剤一つあたりの応答をシミュレーションによって求め、第 1 の送信パルス P 1 に対する応答波形と、第 2 の送信パルス P 2 に対する応答波形を 2 倍した波形との減算処理を行った後、上述のプロブ感度域の条件でフィルタリングして造影エコー成分を得た。

#### 【0095】

また、非線形音響伝搬シミュレーションでは、生体の物性に近い様な音響媒質を仮定し、音速を 1540 (m/s)、密度を 1000 ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )、非線形パラメータ B/A を 7、周波数依存の吸収係数を 0.7 (dB/cm/MHz) とした。本非線形音響伝搬シミュレーションでは、この音響媒質の 2 次元平面を仮定し、プローブの口径を 10 (mm)、フォーカス距離を 80 (mm) とし、フォーカス点における音圧波形をシミュレーションによって求めた。なお、本発明による手法では、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 の口径振幅重みは、図 10 に示したように、全口径を使って、第 1 の送信パルス P 1 の音圧に対し、第 2 の送信パルス P 2 の音圧が 1/2 となるようにした。このような条件のもと、従来手法に対しては、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 のそれぞれに対して、非線形音響伝搬波形をシミュレーションによって求め、第 1 の送信パルス P 1 に対する波形と、第 2 の送信パルス P 2 に対する波形との加算処理を行った後、上述のプロブ感度域の条件でフィルタリングして非線形組織エコー成分を得た。また、本発明による手法に対しては、第 1 の送信パルス P 1 に対する波形と、第 2 の送信パルス P 2 に対する波形を 2 倍した波形との減算処理を行った後、上述のプロブ感度域の条件でフィルタリングして非線形組織エコー成分を得た。

#### 【0096】

以下、シミュレーションの結果について説明する。

#### 【0097】

まず、超音波造影剤に応答について、図 13 を用いて説明する。図 13 は、従来手法と本発明による手法に対する超音波造影剤の造影エコー成分を示した周波数特性図である。図 13 には、プローブ感度域に相当する周波数帯域 (最大感度で正規化) と、従来手法及び本発明による手法におけるそれぞれの第 1 の送信パルス P 1 に相当する周波数帯域 (それぞれの最大強度で正規化) も併せて示してある。なお、超音波造影剤一つあたりの応答に対する音圧レベルは非常に小さいため、表示の都合上、超音波造影剤の応答に対する音圧レベルを 140 dB 底上げして表示している。本結果から、本発明による手法に対する造影エコー成分は、従来手法のそれに対して音圧レベルは若干小さくなるものの、プロ

ブ感度域全体に渡って発生しており、特に低周波数側への信号の拡がりも顕著で、非常に広帯域な信号になっていることが分かる。すなわち、本発明による手法によって、造影エコー成分は広帯域化され、超音波造影画像の空間分解能と深部感度を向上することができる。

【 0 0 9 8 】

次に、非線形音響伝搬シミュレーションによって得られた非線形組織エコー成分について、図 1 4 を用いて説明する。図 1 4 は、従来手法と本発明による手法に対する非線形組織エコー成分を示した周波数特性図である。図 1 4 には、プローブ感度域に相当する周波数帯域（最大感度で正規化）と、従来手法及び本発明による手法におけるそれぞれの第 1 の送信パルス P 1 に相当する周波数帯域（それぞれの最大強度で正規化）も併せて示してある。本結果から、本発明による手法に対する非線形組織エコー成分は、従来手法のそれに対して音圧レベルが非常に小さく抑圧されていることがわかる。すなわち、従来手法では、送信パルスの第 2 高調波にあたる領域を画像化に使うため、必然的に第 2 高調波領域の非線形組織エコー成分が大きくなってしまいが、本発明による手法では、第 2 高調波（和音）にあたる領域はプローブ感度域の高周波側帯域外に発生するように、さらに、差音の発生領域はプローブ感度域の低周波数側帯域外に発生するように第 1 の送信パルス P 1 及び第 2 の送信パルス P 2 を整形しているため、全体として非線形組織エコー成分を除去することができ、高 C T R な超音波造影画像を得ることができる。

【 0 0 9 9 】

従来手法に対する本発明による手法の C T R への効果を調べるために、上述のシミュレーション結果から、各手法に対する造影エコー成分の波形の包絡線最大振幅と、非線形組織エコー成分の波形の包絡線最大振幅を、従来手法と本発明による手法とでそれぞれ比較すると図 1 5 のようになる。図 1 5 に示したように、造影エコー成分について、従来手法と本発明による手法とを比較すると、それぞれの包絡線最大振幅は、従来手法では - 1 5 7 . 3 6 d B、本発明による手法では - 1 6 2 . 0 6 d B となり、超音波造影画像においてシグナルとなる造影エコー成分は、本発明による手法の方が 4 . 7 d B 小さくなる。一方、非線形組織エコー成分について同様の比較を行うと、従来手法では - 2 5 . 6 5 d B、本発明による手法では - 4 6 . 3 8 d B となり、超音波造影画像においてノイズとなる非線形組織エコー成分は、本発明による手法の方が 2 0 . 7 d B 小さくなる。したがって、シグナル、ノイズの双方の相対的な比較から C T R の比較を行うと、本発明による手法の方が

$$- 4 . 7 \text{ d B} - ( - 2 0 . 7 \text{ d B} ) = 1 6 . 0 \text{ d B}$$

の C T R 改善が得られ、本発明による手法の高 C T R 化の効果が確認された。

【 0 1 0 0 】

以上のような構成および制御のもと行なわれる超音波造影診断時のオペレーションの具体例について、図面を用いて説明する。

【 0 1 0 1 】

図 1 2 は、本発明による超音波診断装置の一実施例を示したオペレーション概念図である。超音波診断装置 1 は装置本体 1 0 0 と、ケーブル 2 2 と、プローブ 2 0 と、画像表示部 3 と、ユーザーが撮像条件を入力するための操作パネル 1 0 1 とから構成されている。超音波造影剤が静注される前に、被検体 3 0 にプローブ 2 0 を当てると、画像表示部 3 の表示画面 7 0 1 に撮像画像 7 0 2 が映し出される。この時、前記代表的な領域はマーカー 7 0 3 でその位置が表示され、ユーザーは操作パネル 1 0 1 によって操作して選択することができる。表示画面 7 0 1 には、撮像画像 7 0 2 のマーカー 7 0 3 で示された前記代表的な領域における輝度情報が数値表示部 7 0 4 に表示される。操作パネル 1 0 1 には第 1 の送信パルス P 1 や第 2 の送信パルス P 2 の中心周波数や比帯域を調整するための送信波形調整部 1 0 3 及び 1 0 4 を操作して、送信パルス波形を変更することができる。操作パネル 1 0 1 には、第 1 の受信エコー R 1 と第 2 の受信エコー R 2 の振幅比率 n の調整部を設けてもよい。

【 0 1 0 2 】

ユーザーはまず、超音波造影剤が静注される前の被検体 30 の撮影画像に対して、トラックボール 102 によってマーカー 703 を操作し、数値表示部 704 に組織エコーの輝度が表示されるようにする。十分に組織エコーが抑圧されていない場合には、送信波形調整部 103 及び 104 を操作し、数値表示部 704 に表示される輝度がより小さくなるように送信パルスを調整する。このようにして、超音波造影画像取得前に組織エコーを十分に抑圧あるいは排除できる、被検体 30 に対する最適な送信パルス条件が設定できる。組織エコーが十分に抑制される条件が決定された後は、超音波造影剤を被検体 30 に静注し、超音波造影画像を撮像する。さらに、超音波造影画像撮像時も、送信波形調整部 103 及び 104 を操作して、より最適な撮像条件を探索することも可能である。

#### 【0103】

以上のような、超音波診断装置のオペレーションによって、最適な CTR の超音波造影画像を取得することができ、患者依存性が強い場合などにおいても設定条件を調整することによって、高画質な診断画像を得ることができる。

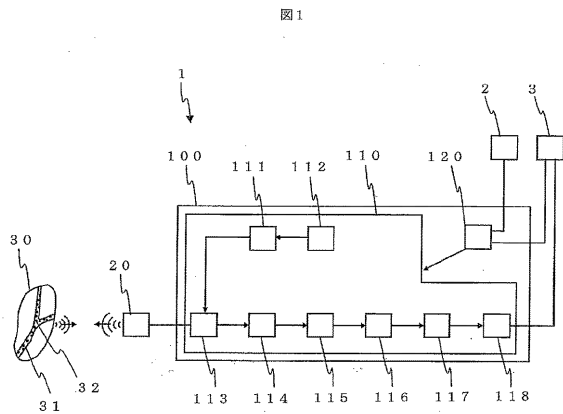
#### 【符号の説明】

#### 【0104】

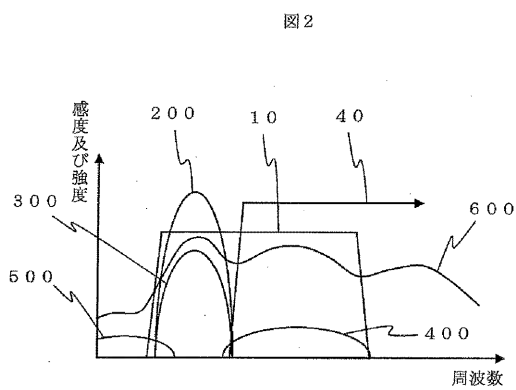
1	超音波診断装置	
2	外部インターフェイス	
3	画像表示部	
10	プローブ感度域	
20	プローブ	20
21 a ~ 21 z	電気音響変換素子	
22	ケーブル	
30	被検体	
31	血管	
32	超音波造影剤	
41	バンドパスフィルタ信号通過帯域	
42	ローパスフィルタ信号通過帯域	
43	ハイパスフィルタ信号通過帯域	
100	装置本体	
101	操作パネル	30
102	トラックボール	
103、104	送信波形調整部	
110	本体構成要素	
111	送信アンプ	
112	波形発生手段	
113	送受分離 (T/R) スイッチ	
114	受信アンプ	
115	A/D 変換器	
116	受信遅延回路部	
117	信号処理部	40
118	画像処理部	
120	制御部	
200、210、211、220、221、230、231、240、241、250、251	送信パルスの周波数成分	
300、310、311、320、321、330、331、	線形組織エコー成分	
400、410 ~ 412、420 ~ 422、430 ~ 432、440 ~ 442、450 ~ 452	和音の非線形組織エコー成分	
500、510 ~ 512、520 ~ 522、530 ~ 532、540 ~ 542、550 ~ 552	差音の非線形組織エコー成分	
600、610 ~ 612、620 ~ 622、630 ~ 632、640 ~ 642、650		50

- ~ 6 5 2 造影エコー成分
- 7 0 1 表示画面
- 7 0 2 撮像画像
- 7 0 3 マーカー
- 7 0 4 数値表示部

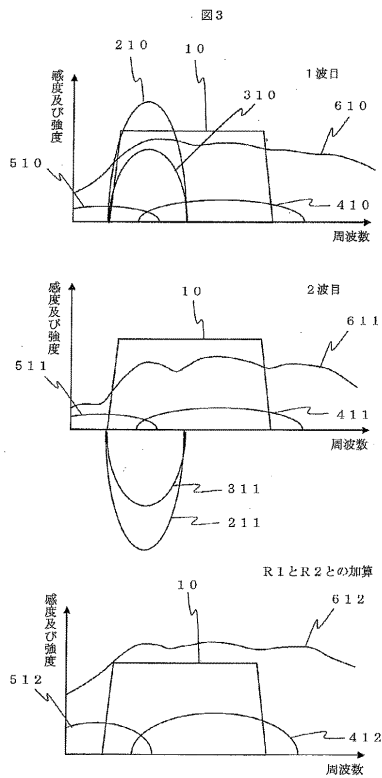
【図1】



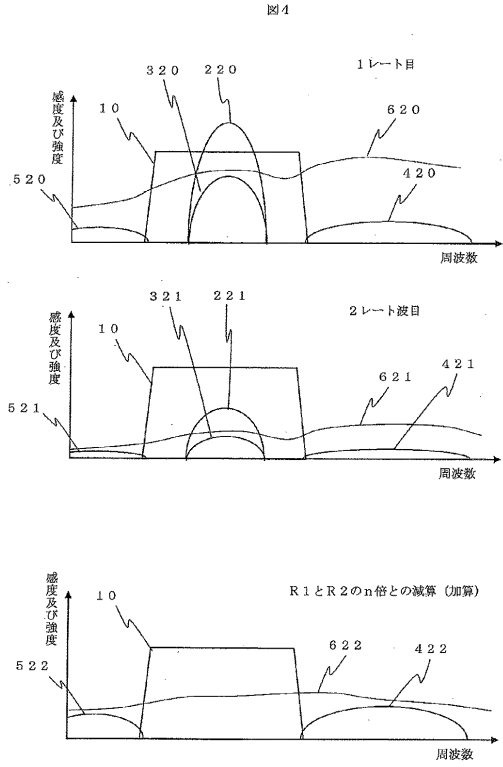
【図2】



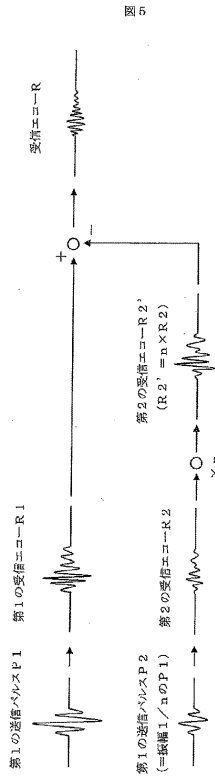
【図3】



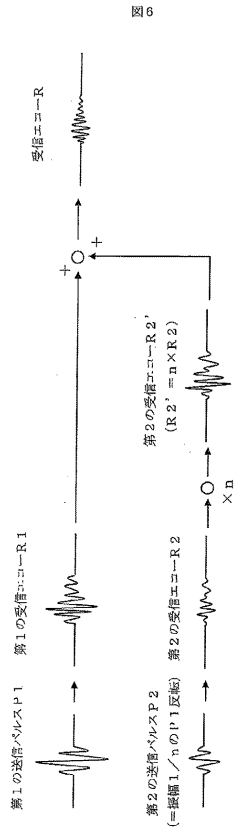
【図4】



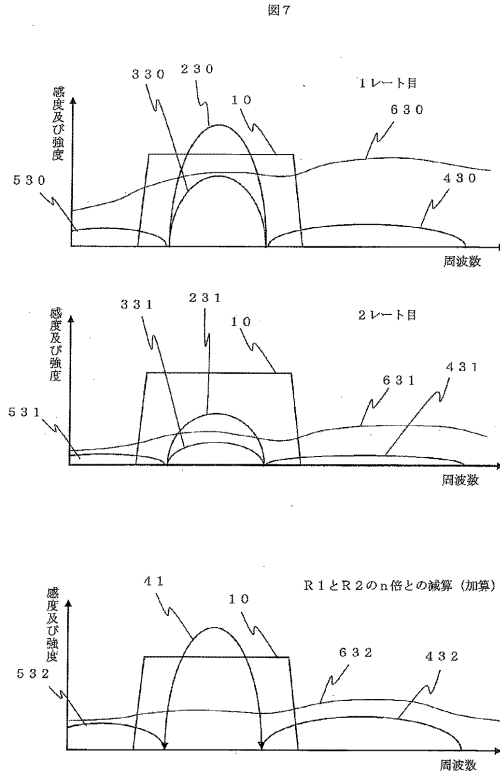
【図5】



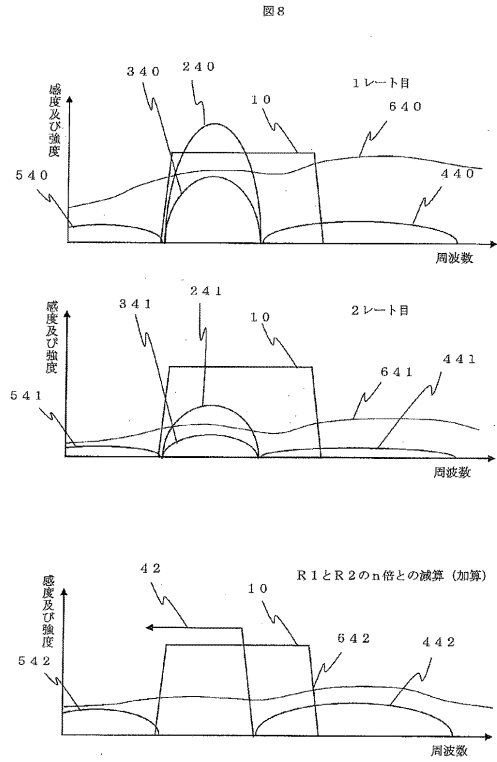
【図6】



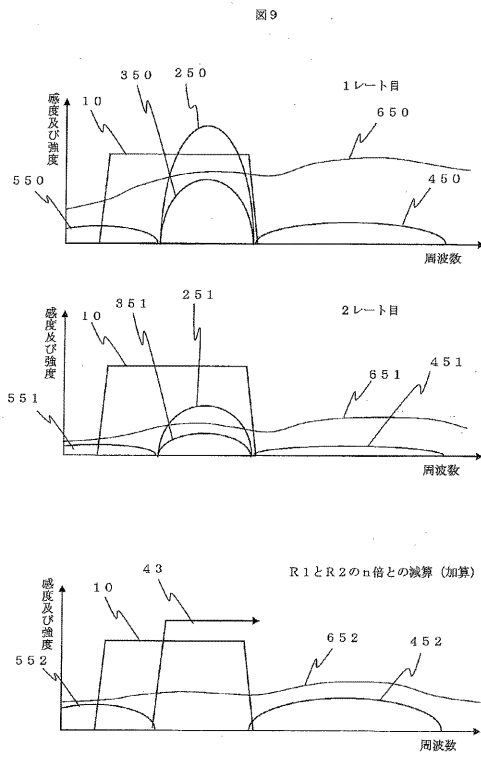
【図7】



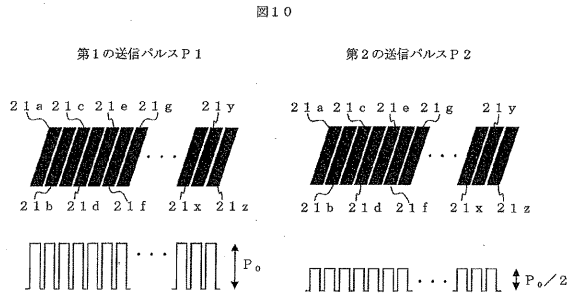
【図8】



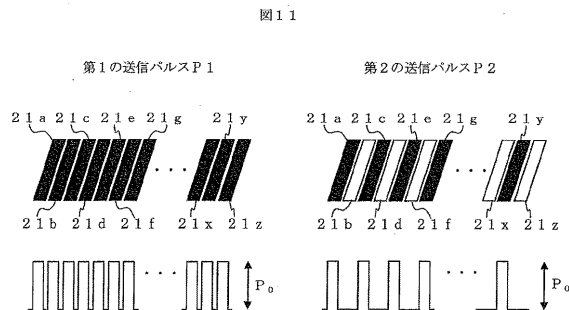
【図9】



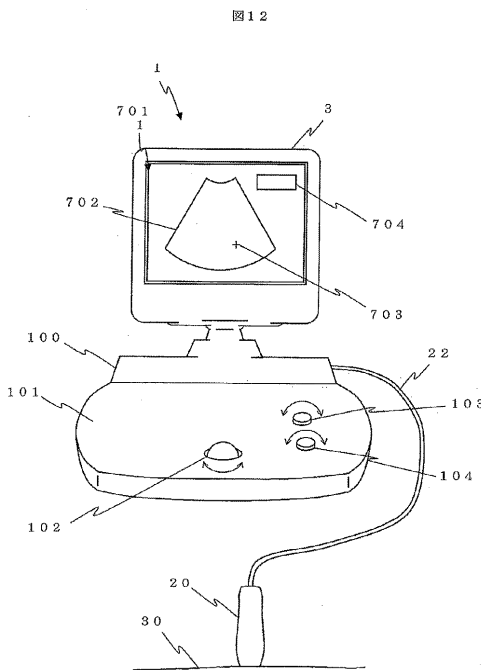
【図10】



【図11】

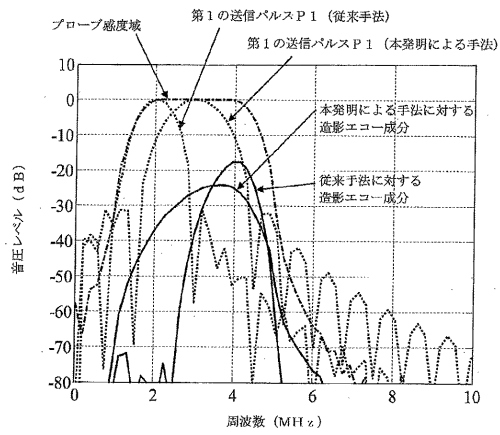


【図12】



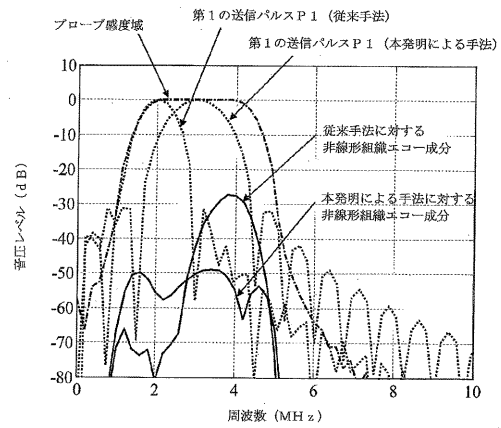
【図13】

図13



【図14】

図14



【図15】

図15

	本発明による手法 (a)	従来手法 (b)	効果 (a/b)
造形エコー成分 (C)	-157.36 dB	-162.06 dB	-4.70 dB
非線形組織エコー成分 (T)	-25.65 dB	-46.38 dB	20.73 dB
CTR改善			16.03 dB

---

フロントページの続き

(72)発明者 林 達也

日本国東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特表2004-504911(JP,A)

特開2002-336248(JP,A)

特開2005-319177(JP,A)

特表2004-512857(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5735496B2</a>	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	JP2012518350	申请日	2011-05-25
[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	橋場邦夫 吉川秀樹 林達也		
发明人	橋場 邦夫 吉川 秀樹 林 達也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/08 A61B8/0891 A61B8/5269 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52077 G01S15/895 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/06		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2010128405 2010-06-04 JP		
其他公开文献	JPWO2011152260A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种用于产生具有高对比度与组织比的超声图像的超声诊断设备(1)。所述装置向对象(30)发送传输脉冲,使用超声探头(20)接收从注射到对象(30)中的超声造影剂(32)反射的回波,并形成图像。发送传输脉冲,使得由于对象(30)的声学非线性,所述传输脉冲的组成频率分量之间的非线性相互作用不会在超声探头的频率灵敏度范围内产生和和差分分量(20)当传输脉冲在对象(30)上传播时。

