

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/152260

発行日 平成25年7月25日(2013.7.25)

(43) 国際公開日 平成23年12月8日(2011.12.8)

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

F1

A61B 8/06

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

出願番号 特願2012-518350 (P2012-518350)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2011/061952
 (22) 国際出願日 平成23年5月25日(2011.5.25)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-128405 (P2010-128405)
 (32) 優先日 平成22年6月4日(2010.6.4)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 橋場 邦夫
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28
 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所
 内
 (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
 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所
 内

最終頁に続く

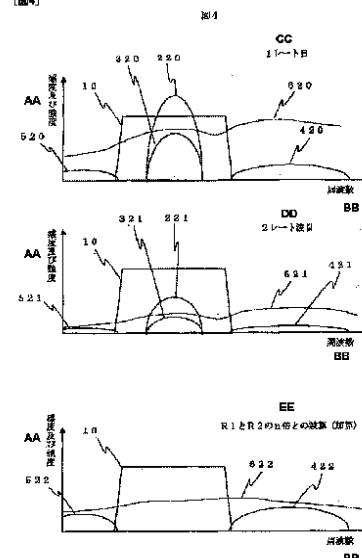
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波造影画像において高CTRな画像を描出するための超音波診断装置を提供する。

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とが、前記超音波プローブの周波数感度域に発生しないように前記送信パルスを送波する。

【図4】



AA Sensitivity and Intensity
 BB Frequency
 CC First rate
 DD Second rate
 EE Difference between (sum of) R1 and n-R2

【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または差音成分を、前記超音波プローブの周波数感度域外に排除するように前記送信信号を発生させることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

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と差音成分とを、前記超音波プローブの周波数感度域外に排除するように前記送信信号を発生させることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

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と差音成分とを、前記送信パルスの周波数帯域外に排除するように前記送信信号を発生させ、

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いることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 4】

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し、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、

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、

40

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 1 の送信パルス 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 の振幅を n 倍した受信エコー R_2' と、

を減算して、前記走査線上における受信エコー R を得ることを特徴とする超音波診断装置。

50

【請求項 5】

前記超音波プローブの周波数感度域とは、前記超音波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 6】

前記超音波プローブの周波数感度域とは、前記超音波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ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記送信パルスは、比帯域が $2/3$ 以下であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波プローブの周波数感度域とは、前記超音波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ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記 n は、 m を整数として、 2 の m 乗で表されることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記 n は 2 (前記 m は 1) であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 1 の送信パルス P_1 の振幅を P_0 であるとき、前記第 2 の送信パルス P_2 の振幅は $P_0/2$ であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記第 1 の送信パルス P_1 および前記第 2 の送信パルス P_2 の条件は、前記超音波プローブの周波数感度域から求まる前記中心周波数 f_{pc} と前記比帯域 B_p に基づいて定めることを特徴とする請求項 4 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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

プローブ感度域 1 0 の超音波プローブから送信パルス 2 0 0 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 3 0 0 と、非線形組織エコー成分 4 0 0 及び 5 0 0 と、造影エコー成分 6 0 0 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 3 0 0 は、送信パルス 2 0 0 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 4 0 0 は送信パルス 2 0 0 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 2 0 0 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 5 0 0 は、非線形組織エコー成分 4 0 0 と同様に、送信パルス 2 0 0 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 2 0 0 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。

10

【 0 0 0 7 】

造影エコー成分 6 0 0 は、造影剤の強い非線形応答により、プローブ感度域 1 0 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 4 0 0 及び 5 0 0 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 3 0 0 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 4 0 0 が分布する周波数帯域を、通過帯域 4 0 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 6 0 0 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 3 0 0 が分布する周波数帯域と非線形組織エコー成分 4 0 0 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 1 0 の低周波数側の帯域は画像化には使われない。

20

【 0 0 0 8 】

次に、別の従来技術について図 3 を用いて説明する。

【 0 0 0 9 】

図 3 は、第 1 の送信パルス 2 1 0 によって得られる受信エコー R 1 と、第 1 の送信パルス 2 1 0 を正負反転させ、第 1 の送信パルス 2 1 0 と同一走査線上に送信した第 2 の送信パルス 2 1 1 によって得られる受信エコー R 2 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。

30

【 0 0 1 0 】

第 1 の送信パルス 2 1 0 からの受信エコー R 1 には、送信パルス 2 1 0 の基本波成分による組織からの線形組織エコー成分 3 1 0 と、第 1 の送信パルス 2 1 0 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 4 1 0 及び 5 1 0 と、造影エコー成分 6 1 0 とが含まれている。また、第 2 の送信パルス 2 1 1 からの受信エコー R 2 には、送信パルス 2 1 1 の基本波成分による組織からの線形組織エコー成分 3 1 1 と、第 1 の送信パルス 2 1 1 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 4 1 1 及び 5 1 1 と、造影エコー成分 6 1 1 とが含まれている。

40

【 0 0 1 1 】

受信エコー R 1 と受信エコー R 2 とを加算することによって、線形組織エコー成分 3 1 0 および 3 1 1 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 6 1 0 及び 6 1 1 を加算して得られる造影エコー成分 6 1 2 と、和音の非線形組織エコー成分 4 1 0 及び 4 1 1 を加算して得られる和音の非線形組織エコー成分 4 1 2 と、差音の非線形組織エコー成分 5 1 0 及び 5 1 1 を加算して得られる差音の非線形組織エコー成分 5 1 2 とが抽出される。

【 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 4 1 2 及び 5 1 2 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 3 1 0 及び 3 1 1 の

50

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

10

20

【0015】

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】

30

【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。

40

【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。

50

【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 C T R 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

/ 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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

10

【 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、かつ正負を反転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、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。

20

30

【 発明の効果 】

【 0 0 3 6 】

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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 7 】

【 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。

40

【 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。

【 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

50

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。

【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 C T R 比較表である。

【発明を実施するための形態】

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

【0040】

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。

【0041】

超音波診断装置 1 は、プローブ 20 と、装置本体 100 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。

【0042】

プローブ 20 は、送信時には装置本体 100 からの送信信号を送信音響信号に変換し、被検体 30 へ超音波を送信した後、被検体 30 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 100 へ伝送する。被検体 30 の内部の血管 31 には、予め超音波造影剤 32 が静注されている。プローブ 20 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。

【0043】

装置本体 100 は、プローブ 20 から送信する送信波形を発生する波形発生手段 112 と、波形発生手段 112 からの送信波形を増幅する送信アンプ 111 と、プローブ 20 からの受信信号を増幅する受信アンプ 114 と、送信時において送信アンプ 111 とプローブ 20 とを電氣的に連結し、受信時において受信アンプ 114 とプローブ 20 とを電氣的に連結する送受分離 (T/R) スイッチ 113 と、受信アンプ 114 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 115 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 116 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 117 と、信号処理部 117 の出力から画像データを構築する画像処理部 118 と、以上の本体構成要素 110 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 120 とを具備して

10

20

30

40

50

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。

10

【 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。

20

【 0 0 4 8 】

第 1 の送信パルス P 1 がプローブ 2 0 から照射されると、制御部 1 2 0 からの指示により送受分離スイッチ 1 1 3 は、受信アンプ 1 1 4 とプローブ 2 0 を電氣的に接続する。被検体 3 0 からの反射エコーは、プローブ 2 0 に近い場所から順に第 1 の受信エコー R 1 として連続的にプローブ 2 0 に到来し、撮像領域の最深部からの第 1 の受信エコー R 1 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 R 1 は、送受分離スイッチ 1 1 3、受信アンプ 1 1 4、A / D 変換器 1 1 5、受信遅延回路 1 1 6 を経て、信号処理部 1 1 7 に伝送され、信号処理部 1 1 7 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。

30

【 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 1 1 3 によって再び送信アンプ 1 1 1 とプローブ 2 0 とが電氣的に連結される。次に、波形発生手段 1 1 2 において別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 に伝送され、プローブ 2 0 から被検体 3 0 へ第 2 の送信パルス P 2 が照射される。

【 0 0 5 0 】

40

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 P 2 は、第 1 の送信パルス P 1 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 P 2 は、第 1 の送信パルス P 1 の波形の正負を略反転し、且つ、第 1 の送信パルス P 1 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。なお、波形発生手段 1 1 2 は、例えば、送信アンプ 1 1 1 で生じる電氣的歪みや、プローブ 2 0 の周波数特性に依存した位相回転の影響を除去し、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 の少なくとも一方の波形を調整する手段を具備していることが望ましい。

【 0 0 5 1 】

50

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。

【0052】

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が返ってくるもの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。

【0053】

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。

【0054】

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の送信パルスP1に対する線形の組織エコー成分と、第1の送信パルスP1が被検体30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とから成る。また、上述の第2の受信エコーR2は、第2の送信パルスP2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2の送信パルスP2に対する線形の組織エコー成分と、第2の送信パルスP2が被検体30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。

【0055】

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R2のn倍化は、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2'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R2のn倍化がA/D変換器115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R2のn倍化のnを最適に調整してもよい。

【0056】

次に、本発明の特徴となる第1の送信パルスP1及び第2の送信パルスP2の周波数帯域について、図4を用いて詳しく説明する。

【0057】

本実施の形態では、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２２０及び周波数成分２２１の周波数帯域を有している。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３２０と、第１の送信パルスＰ１を構成する周波数成分２２０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４２０と、第１の送信パルスＰ１を構成する周波数成分２２０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５２０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６２０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３２１と、第２の送信パルスＰ２を構成する周波数成分２２１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４２１と、第２の送信パルスＰ２を構成する周波数成分２２１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５２１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６２１とから構成されている。

10

【００５８】

高ＣＴＲな超音波造影画像を得るためには、造影エコー成分６２０及び６２１を効率よく捕捉し、線形組織エコー成分２２０及び２２１や非線形組織エコー成分４２０、５２０、４２１、５２１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４２０、５２０、４２１、５２１を、プローブ２０のプローブ感度域１０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４２０及び４２１をプローブ感度域１０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５２０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。

20

【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。

30

40

【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

50

等しくなる。この場合、第 1 の受信エコー R 1 と第 2 の受信エコー R 2 ' との減算によって、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。

【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 P 1 の振幅を P_0 とすれば、第 2 の送信パルス P 2 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 P 1 の振幅を P_0 、第 2 の送信パルス P 2 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 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 P 1 と第 2 の送信パルス P 2 を作る方法を、図 10 及び図 11 を用いて説明する。

【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 21 a ~ 21 z 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 21 a ~ 21 z 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、送信ビームフォーカスに使用する電気音響変換素子 21 a ~ 21 z 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 21 a ~ 21 z 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 21 a ~ 21 z 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。

【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 21 a ~ 21 z 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 、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 21 a ~ 21 z 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 2 1 a ~ 2 1 z や送信アンプ 1 1 1 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 2 1 a ~ 2 1 z の送受信感度ばらつきを補正する手段が波形発生手段 1 1 2 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 1 1 6 に補正あるいは調整機能を備えておけばよい。

【 0 0 6 4 】

一方、超音波造影剤 3 2 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 6 2 0 及び 6 2 1 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 3 2 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 3 2 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 6 2 0 と造影エコー成分 6 2 1 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 6 2 2 が信号として残る。このため、プローブ感度域 1 0 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。

【 0 0 6 5 】

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 6 2 2 からプローブ感度域 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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。

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

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。

10

【0069】

ここで、プローブ感度域 1 0 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、

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

20

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。

$$\begin{aligned} f_{tc} &= (f_{t1} + f_{t2}) / 2 \\ &= ((2 + B_p) f_{pc} / 4 + (6 - B_p) f_{pc} / 4) / 2 \\ &= f_{pc} \end{aligned}$$

すなわち、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の中心周波数 f_{tc} は、プローブ感度域 1 0 の中心周波数 f_{pc} 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。

30

$$\begin{aligned} B_t &= (f_{t2} - f_{t1}) / f_{tc} \\ &= ((6 - B_p) f_{pc} / 4 - (2 + B_p) f_{pc} / 4) / f_{pc} \\ &= (2 - B_p) / 2 \end{aligned}$$

上式から、例えばプローブ 2 0 の比帯域 B_p が 8 0 % である場合には、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 の比帯域を 6 0 % にすればよく、プローブ 2 0 の比帯域 B_p が 1 0 0 % である場合には、第 1 の送信パルス P 1 と第 2 の送信パルス P 2 の比帯域を 5 0 % 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 1 0 は 6 7 % 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 1 0 0 % 振幅変調波が考えられる。

40

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

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、 $f_s = (2 - B_p) f_{pc} / 4$ と表される。

【0070】

使用するプローブ 2 0 が決まれば、プローブ 2 0 のプローブ感度域 1 0 が決まり、中心周波数 f_{pc} 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 P 1、または第 2 の送信パルス P 2 の条件が定まる。波形発生手段 1 1 2 では、送信アンプ 1 1 1 と、送受分離スイッチ 1 1 3 を介して、プローブ 2 0 から送信されるパルスが、中心周波数 f_{pc} 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

50

行われる。このようにして送信された第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 によって、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 1 0 の周波数帯域外に発生させることが可能となる。

【 0 0 7 1 】

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 P 1 の振幅 P 1 ' と、第 2 の送信パルス P 2 の振幅 P 2 ' との比率が $n (= P 1 ' / P 2 ' > 0)$ となっており、各送信パルスがプローブ 2 0 から送信されるような波形整形が波形発生手段 1 1 2 で行われて、1 レート目に第 1 の送信パルス P 1 に対する第 1 の受信エコー R 1 を、2 レート目に第 2 の送信パルス P 2 に対する第 2 の受信エコー R 2 を受信する。第 1 の受信エコー R 1 と第 2 の受信エコー R 2 は、信号処理部 1 1 7 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 R 1 と第 2 の受信エコー R 2 を n 倍した第 2 の受信エコー R 2 ' との減算処理が行われ、受信エコー R を得る。

10

【 0 0 7 2 】

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 P 1 の振幅 P 1 ' と、第 2 の送信パルス P 2 の振幅 P 2 ' との比率が $n (= P 1 ' / P 2 ' > 0)$ となっており、さらに第 2 の送信パルス P 2 は第 1 の送信パルス P 1 を反転した波形となっている。各送信パルスがプローブ 2 0 から送信されるような波形整形が波形発生手段 1 1 2 で行われて、1 レート目に第 1 の送信パルス P 1 に対する第 1 の受信エコー R 1 を、2 レート目に第 2 の送信パルス P 2 に対する第 2 の受信エコー R 2 を受信する。第 1 の受信エコー R 1 と第 2 の受信エコー R 2 は、信号処理部 1 1 7 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 R 1 と第 2 の受信エコー R 2 を n 倍した第 2 の受信エコー R 2 ' との加算処理が行われ、受信エコー R を得る。

20

【 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。

30

【 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。

40

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。

50

【 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 10 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 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 7 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 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 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 330 と、第 1 の送信パルス P 1 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 P 1 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 P 1 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 P 1 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 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 331 と、第 2 の送信パルス P 2 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 P 2 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 P 2 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 P 2 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。

【 0 0 7 9 】

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

10

20

30

40

50

、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。

10

20

30

40

50

【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 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 4 1 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 2 4 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 4 1 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 2 4 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 4 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 4 1 とから構成されている。

【 0 0 8 4 】

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 4 0 及び 6 4 1 を効率よく捕捉し、線形組織エコー成分 2 4 0 及び 2 4 1 や非線形組織エコー成分 4 4 0、5 4 0、4 4 1、5 4 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 4 4 0、5 4 0、4 4 1、5 4 1 が、第 1 の送信パルス P 1 の周波数帯域 2 4 0、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域 2 4 1 と重ならないように、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 を送信し、第 1 の送信パルス P 1 の周波数帯域 2 4 0、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域 2 4 1 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 4 2 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 4 4 0 及び 4 4 1 を、第 1 の送信パルス P 1 の周波数帯域 2 4 0、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域 2 4 1 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 4 0 及び 5 4 1 を、第 1 の送信パルス P 1 の周波数帯域 2 4 0、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域 2 4 1 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 P 1 及び第 2 の送信パルス P 2 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 1 0 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 P 1 の周波数帯域 2 4 0、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域 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

10

20

30

40

50

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 10 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。

【0088】

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 250 及び周波数成分 251 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 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 350 と、第 1 の送信パルス P 1 を構成する周波数成分 250 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 450 と、第 1 の送信パルス P 1 を構成する周波数成分 250 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 550 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 32 の非線形振動や第 1 の送信パルス P 1 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 650 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 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 351 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 251 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 451 と、第 2 の送信パルス P 2 を構成する周波数成分 251 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 551 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 32 の非線形振動や第 2 の送信パルス P 2 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 651 とから構成されている。

【0089】

高 CTR な超音波造影画像を得るためには、造影エコー成分 650 及び 651 を効率よく捕捉し、線形組織エコー成分 250 及び 251 や非線形組織エコー成分 450、550、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 P 1 の周波数帯域 250、または第 2 の送信パルス P 2 の周波数帯域 251 と重ならないように、第 1 の送信パルス P 1、または第 2 の送信パルス P 2 を送信し、第 1 の送信パルス P 1 の周波数帯域 250、または第 2 の送信パルス P 2 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 P 1 の周波数帯域 250、または第 2 の送信パルス P 2 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 P 1 の周波数帯域 250、または第 2 の送信パルス P 2 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 P 1 及び第 2 の送信パルス P 2 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 P 1 の周波数帯域 250、または第 2 の送信パルス P 2 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 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。

【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 3 5 0 及び 3 5 1 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 4 5 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、差音の非線形組織エコー成分 5 5 2、造影エコー成分 6 5 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 5 0 または 2 5 1 に相当する周波数帯域部分には、造影エコー成分 6 5 2 しか存在しない。これを信号通過帯域 4 3 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 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 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。

10

【 0 0 9 2 】

上述してきた本発明の超音波診断装置による高 C T R の効果を確認するために、周囲流体の圧縮性を考慮した K e l l e r - M i k s i s 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、K Z K の式 (K h o k h l o v - Z a b o l o t s k a y a - K u z n e t s o v e q u a t i o n) 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 C T R 比較を行った。その結果を以下説明する。

20

【 0 0 9 3 】

まず、プローブ感度域は、中心周波数 3 (M H z)、比帯域 1 0 0 % 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 (M H z)、波数 4 波のハニング重み (比帯域 5 0 %)、最大音圧振幅 2 1 2 (k P a) を仮定し、本発明による手法における送信パルス条件としては、中心周波数 3 (M H z)、波数 4 波のハニング重み (比帯域 5 0 %)、第 1 の送信パルス P 1 の最大音圧振幅 5 2 0 (k P a)、第 2 の送信パルス P 2 の最大音圧振幅 (2 6 0 k P a)、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 (M I) 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、M I は送信パルスの中心周波数 f_c (M H z) と負圧の最大音圧振幅 P_0 (M P a) とから、 $M I = P_0 / \sqrt{f_c}$ 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、 $M I = 0.3$ となる条件になっている。

30

【 0 0 9 4 】

超音波造影剤としては、ソナゾイドを仮定して、半径を 1 (μm)、シェル厚さを 1 0 (n m)、シェルせん断弾性係数を 5 0 (M P a)、シェル粘性係数を 0.8 (P a $\cdot$ s) とし、造影剤内のガスについては、密度を 1.61 (k g / m³)、熱伝導率を 26.2 $\times 10^{-3}$ (W / m K)、熱容量を 1007 (J / k g K)、比熱比を 1.4 とした。周囲の流体は血液 (密度 1025 (k g / m³)、粘性係数 4 $\times 10^{-3}$ (P a $\cdot$ 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、上述のプロー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、上述のプロー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。

40

【 0 0 9 5 】

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

50

し、音速を 1540 (m/s) 、密度を $1000 \text{ (kg/m}^3\text{)}$ 、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、上述のプロー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、上述のプロー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。

10

【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、プロー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が見られ、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。

20

【0098】

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 14 を用いて説明する。図 14 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 14 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 CTR な超音波造影画像を得ることができる。

30

40

【0099】

従来手法に対する本発明による手法の CTR 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 15 のようになる。図 15 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 -157.36 dB 、本発明による手法では -162.06 dB となり、超音波造影画像におい

50

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 dB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-25.65 dB、本発明による手法では-46.38 dB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20.7 dB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CTRの比較を行うと、本発明による手法の方が

$$-4.7 \text{ dB} - (-20.7 \text{ dB}) = 16.0 \text{ dB}$$

のCTR改善が得られ、本発明による手法の高CTR化の効果が確認された。

【0100】

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。

【0101】

図12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100と、ケーブル22と、プローブ20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101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30にプローブ20を当てると、画像表示部3の表示画面701に撮影画像702が映し出される。この時、前記代表的な領域はマーカー703でその位置が表示され、ユーザーは操作パネル101によって操作して選択することができる。表示画面701には、撮像画像702のマーカー703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704に表示される。操作パネル101には第1の送信パルスP1や第2の送信パルスP2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103及び104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101には、第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2の振幅比率nの調整部を設けてもよい。

【0102】

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
- 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

10

20

30

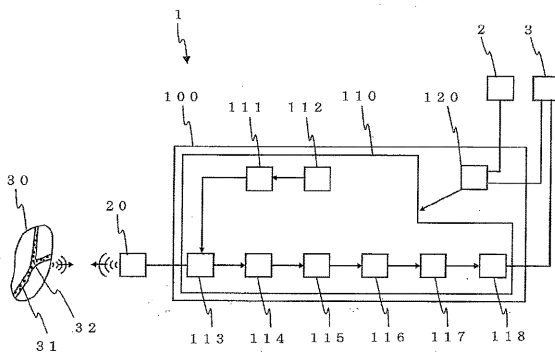
40

50

4 1	バンドパスフィルタ信号通過帯域	
4 2	ローパスフィルタ信号通過帯域	
4 3	ハイパスフィルタ信号通過帯域	
1 0 0	装置本体	
1 0 1	操作パネル	
1 0 2	トラックボール	
1 0 3、1 0 4	送信波形調整部	
1 1 0	本体構成要素	
1 1 1	送信アンプ	
1 1 2	波形発生手段	10
1 1 3	送受分離 (T / R) スイッチ	
1 1 4	受信アンプ	
1 1 5	A / D 変換器	
1 1 6	受信遅延回路部	
1 1 7	信号処理部	
1 1 8	画像処理部	
1 2 0	制御部	
2 0 0、2 1 0、2 1 1、2 2 0、2 2 1、2 3 0、2 3 1、2 4 0、2 4 1、2 5 0		
、2 5 1	送信パルスの周波数成分	
3 0 0、3 1 0、3 1 1、3 2 0、3 2 1、3 3 0、3 3 1、	線形組織エコー成分	20
4 0 0、4 1 0 ~ 4 1 2、4 2 0 ~ 4 2 2、4 3 0 ~ 4 3 2、4 4 0 ~ 4 4 2、4 5 0		
~ 4 5 2	和音の非線形組織エコー成分	
5 0 0、5 1 0 ~ 5 1 2、5 2 0 ~ 5 2 2、5 3 0 ~ 5 3 2、5 4 0 ~ 5 4 2、5 5 0		
~ 5 5 2	差音の非線形組織エコー成分	
6 0 0、6 1 0 ~ 6 1 2、6 2 0 ~ 6 2 2、6 3 0 ~ 6 3 2、6 4 0 ~ 6 4 2、6 5 0		
~ 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	30

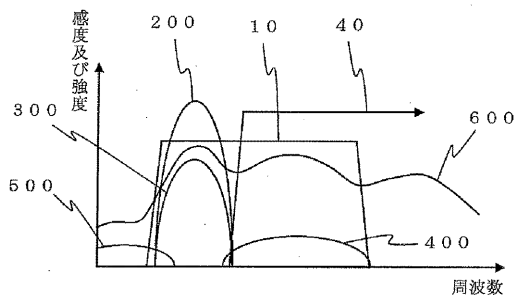
【 図 1 】

图 1



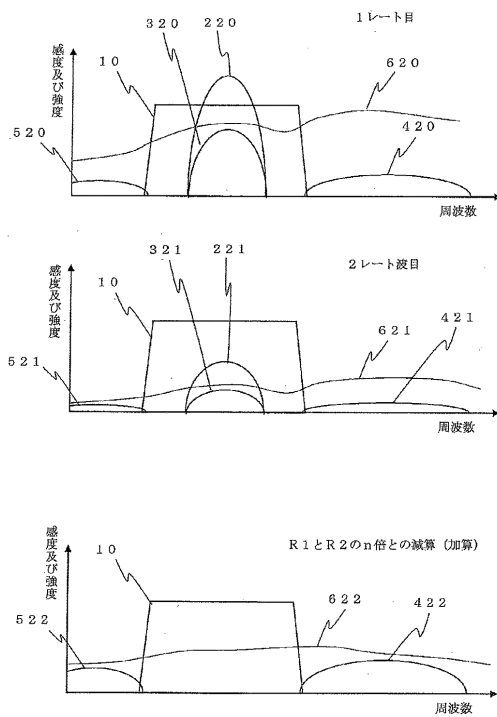
【 図 2 】

图 2



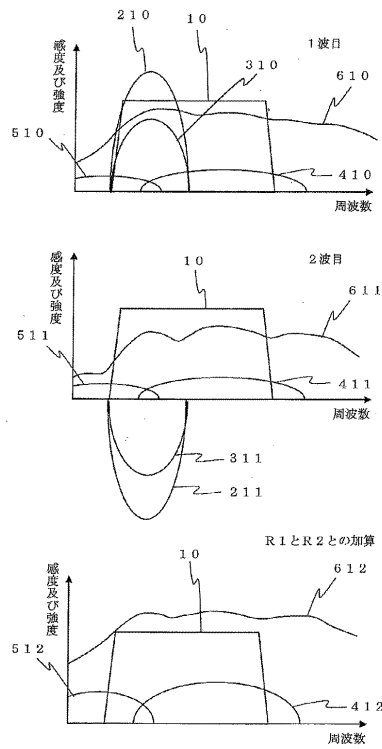
【 図 4 】

1



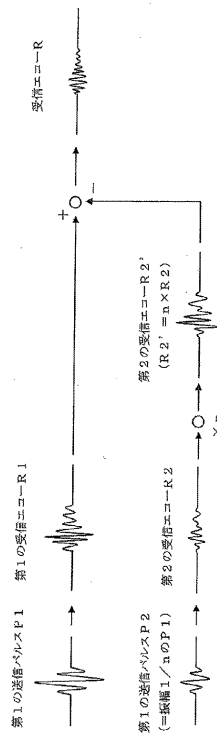
【 図 3 】

· 图 3



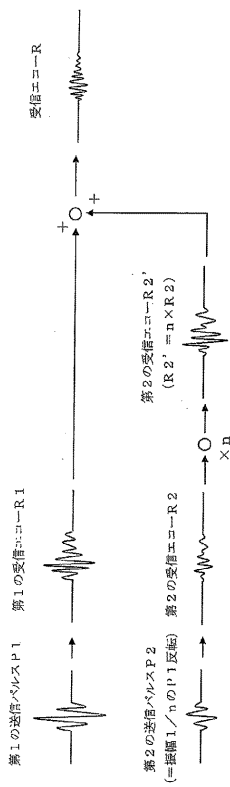
【 図 5 】

图 5



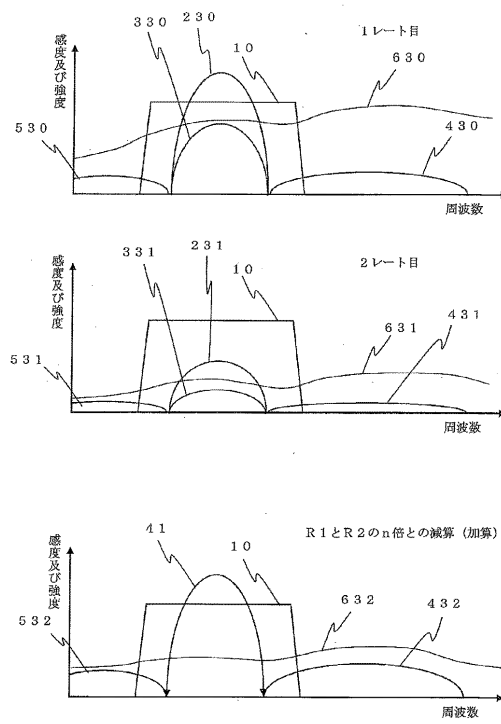
【図 6】

図6



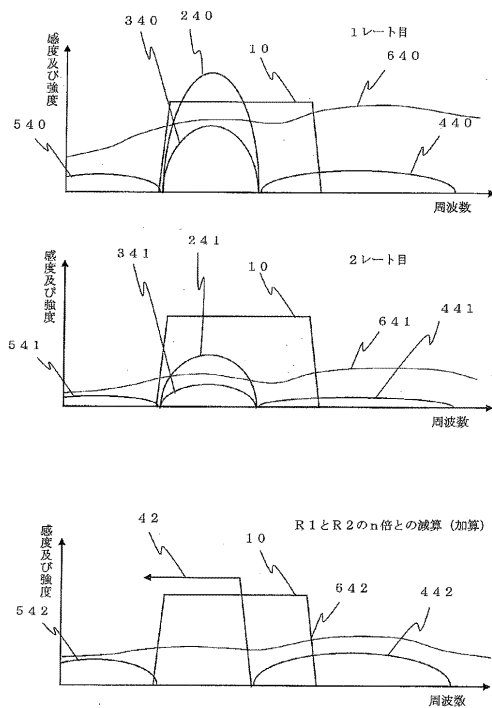
【図 7】

図7



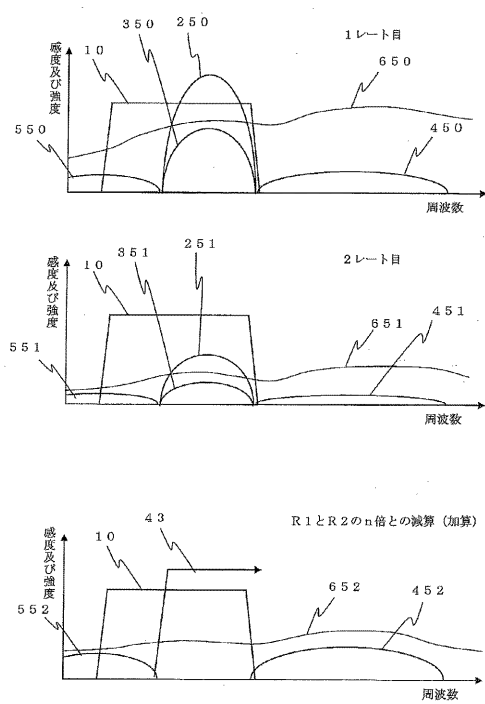
【図 8】

図8

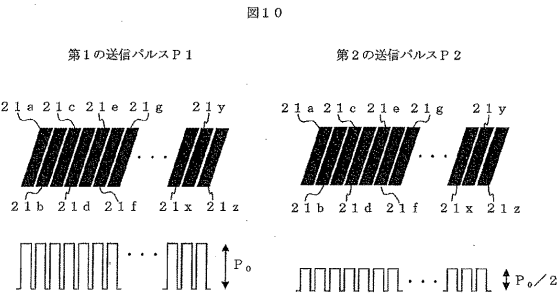


【図 9】

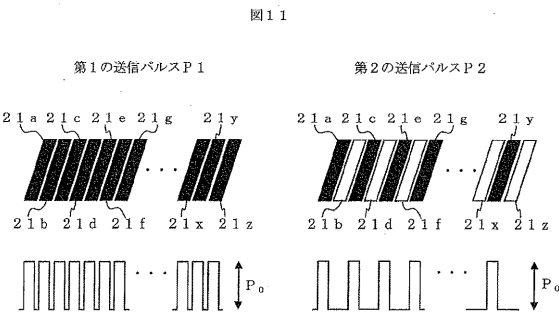
図9



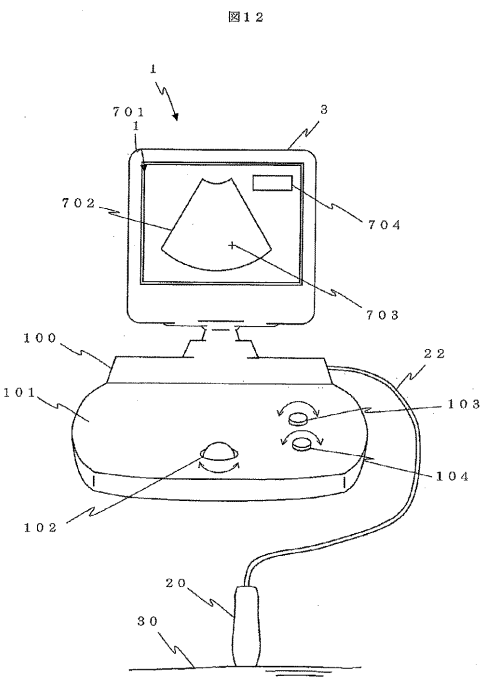
【図 10】



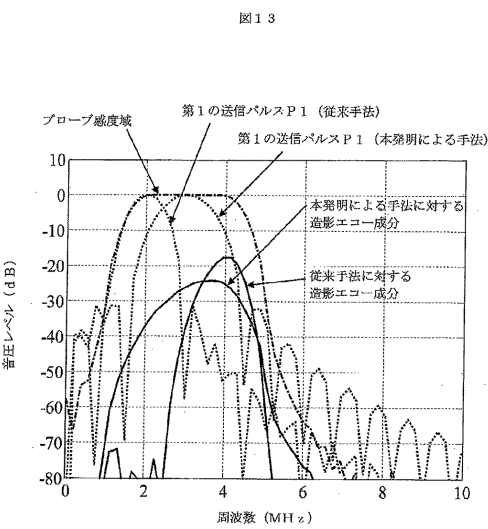
【図 11】



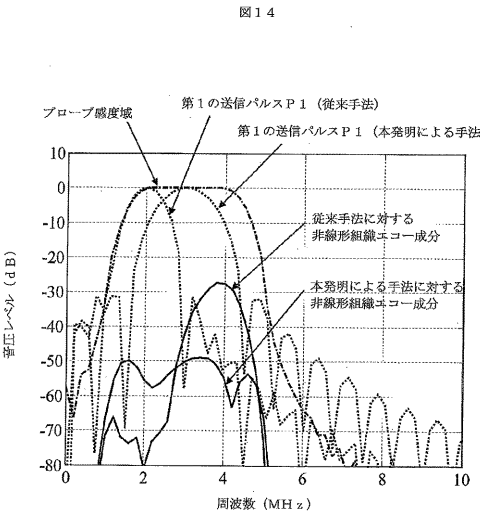
【図 12】



【図 13】



【図 14】



【図 15】

図15

	本発明による手法 (a)	従来手法 (b)	効果 (a/b)
造影エコー成分 (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

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/061952

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2004-504911 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 19 February 2004 (19.02.2004), paragraphs [0008], [0017] & US 6319203 B1 & US 2002/0032382 A1 & US 2002/0042576 A1 & EP 1315981 A & WO 2002/010795 A2	1-3, 5-7
A	JP 2002-336248 A (Aloka Co., Ltd.), 26 November 2002 (26.11.2002), (Family: none)	1-3, 5-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
23 August, 2011 (23.08.11)Date of mailing of the international search report
06 September, 2011 (06.09.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/061952

Box No. II

Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III

Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions of claims 1, 2 and 3 are that the transmission unit of an ultrasonic diagnostic device generates a transmission signal in such a manner as to eliminate a chord component (second harmonic component) or a difference tone component on the outside of the frequency sensitivity area of an ultrasonic probe, thereby removing the effect of the chord and the difference tone, while the invention of claim 4 is that although receiving a first received echo (R1) having a fractional band of $(2-Bp)/2$ or less, and a second received echo (R2), a linear echo is deleted instead of eliminating a chord component or a difference tone component on the outside of the frequency sensitivity area of an ultrasonic

(continued to extra sheet)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-3, and 5-7

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/061952

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

probe. Although claim 1 and claim 2, and claim 1 and claim 3 can be considered to have the same special technical feature, claim 1 and claim 4 cannot be considered to have the same special technical feature.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/061952	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 2004-504911 A（コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ）2004.02.19, 段落【0008】，【0017】 & US 6319203 B1 & US 2002/0032382 A1 & US 2002/0042576 A1 & EP 1315981 A & WO 2002/010795 A2	1-3, 5-7	
A	JP 2002-336248 A（アロカ株式会社）2002.11.26,（ファミリーなし）	1-3, 5-7	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 23.08.2011		国際調査報告の発送日 06.09.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 宮澤 浩 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 6 1 9 5 2

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

請求項1、2、3に係る発明は、超音波診断装置の送信部が、送信信号を、和音成分（第2高調波成分）または差音成分が超音波プローブの周波数感度域外に排除するように発生させることにより和音および差音の影響を除くものであるのに対し、請求項4に係る発明は、 $(2 - B_p)/2$ 以下の比帯域を有する第1の受信エコーR1と第2の受信エコーR2を受信するものの、和音成分または差音成分が超音波プローブの周波数感度域外に排除させるものではなく、線形エコーを削除するものである。

請求項1と請求項2および請求項1と請求項3は、同一の特別な技術的特徴を有すると言えるものの、請求項1と請求項4には同一の特別な技術的特徴を有するとは言えない。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

1-3, 5-7

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2009年7月）

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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

Fターム(参考) 4C601 DE06 DE14 EE03 GB50 HH05 HH14 JB45

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2011152260A1	公开(公告)日	2013-07-25
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		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE14 4C601/EE03 4C601/GB50 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/JB45		
优先权	2010128405 2010-06-04 JP		
其他公开文献	JP5735496B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于在超声对比图像中对具有高CTR的图像成像的超声诊断设备。一种超声波诊断装置，用于向对象发送发送脉冲，并利用超声波探头接收来自注入对象的超声波造影剂的反射回波，并对超声波诊断装置进行成像，由于非线性导致在对象上传输脉冲的传播过程中由构成传输脉冲的频率分量的非线性相互作用产生的和弦分量和差分分量被分布在超声探头的频率灵敏度区域中。并且发送传输脉冲以便不发生。

