

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5307453号
(P5307453)

(45) 発行日 平成25年10月2日 (2013. 10. 2)

(24) 登録日 平成25年7月5日 (2013. 7. 5)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-140692 (P2008-140692)
 (22) 出願日 平成20年5月29日 (2008. 5. 29)
 (65) 公開番号 特開2009-285125 (P2009-285125A)
 (43) 公開日 平成21年12月10日 (2009. 12. 10)
 審査請求日 平成23年5月13日 (2011. 5. 13)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣
 (72) 発明者 押木 光博
 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
 (72) 発明者 鱒沢 裕
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所
 中央研究所内
 審査官 宮澤 浩

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】

被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子をパルス駆動して前記被検体に超音波ビームを送波する送信手段と、前記超音波探触子で受信された反射エコー信号の整相処理を行う受信整相手段と、前記整相された受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、生成された超音波画像を表示する表示手段とを備える超音波診断装置であって、

前記受信整相手段は、前記超音波ビームの少なくとも1回の送波に対して受信される前記反射エコー信号を複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理し、前記反射エコー信号は、前記被検体に混合して注入された複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる前記反射エコー信号であり、前記複数の整相周波数は、前記反射エコー信号に含まれる異なる共振周波数に起因する周波数の差周波数及び和周波数の少なくとも一方の周波数であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子をパルス駆動して前記被検体に超音波ビームを送波する送信手段と、前記超音波探触子で受信された反射エコー信号の整相処理を行う受信整相手段と、前記整相された受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、生成された超音波画像を表示する表示手段とを備える超音波診断装置であって、

前記受信整相手段は、前記超音波ビームの少なくとも1回の送波に対して受信される前

10

20

記反射エコー信号を複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理し、前記反射エコー信号は、前記被検体に混合して注入された複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる前記反射エコー信号であり、

前記被検体の前記複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号の周波数分布を時系列で前記表示手段に表示する手段を有してなる超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子をパルス駆動して前記被検体に超音波ビームを送波する送信手段と、前記超音波探触子で受信された反射エコー信号の整相処理を行う受信整相手段と、前記整相された受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、生成された超音波画像を表示する表示手段とを備える超

10

音波診断装置であって、前記受信整相手段は、前記超音波ビームの少なくとも 1 回の送波に対して受信される前記反射エコー信号を複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理し、前記反射エコー信号は、前記被検体に混合して注入された複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる前記反射エコー信号であり、前記複数の整相周波数は、前記被検体の前記複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる前記反射エコー信号の周波数分布に基づいて選択される超音波診断装置。

【請求項 4】

被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子をパルス駆動して前記被検体に超音波ビームを送波する送信手段と、前記超音波探触子で受信された反射エコー信号の整相処理を行う受信整相手段と、前記整相された受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、生成された超音波画像を表示する表示手段とを備える超

20

音波診断装置であって、前記受信整相手段は、前記超音波ビームの少なくとも 1 回の送波に対して受信される前記反射エコー信号の周波数分布に基づいて複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理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、超音波診断装置に係り、例えば被検体内の超音波造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号の受信処理技術に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子に内蔵された超音波振動子をパルス駆動して超音波ビームを被検体に放射するとともに、被検体の組織での音響インピーダンスの差異によって生じる反射エコー信号を受信して整相加算処理などの処理を行って超音波画像を生成し、モニタ上に表示するものである。

【0003】

一般に、超音波パルスの周波数成分は、基本波の周波数成分だけでなく、一定の広がり
の帯域幅を有することが知られているが、この周波数分布の広がり、超音波造影剤を用
いたコントラストエコー法において特に顕著となる傾向がある。

40

【0004】

すなわち、コントラストエコー法は、被検体の血管内に、粒径が数マイクロメートルのマ
イクロバブルからなる造影剤を投与し、これらから得られる信号により、血流診断、病変
部位特定などの診断画像形成を行う手法である。例えば特許文献 1 に記載されているよう
に、所定の周波数スペクトルをもつ超音波パルスを照射し、造影剤であるマイクロバブル
から得られる超音波エコーの非線形成分を映像化することが知られている。

【0005】

ところで、造影剤として用いられるマイクロバブルは、診断毎に同一種が用いられるが
、その粒径は必ずしも一致しておらず、ある程度の径分布を持ったものが使用されている

50

。一般に、粒径が異なると非特許文献 1 に記載されているように共振周波数が異なることが知られている。

【0006】

このため、造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号は、周波数分布が広帯域でなだらかなものになる傾向が特に顕著である。このような反射エコー信号に対してある特定の整相周波数で整相処理を行うと、整相周波数に対して離れた周波数帯の反射エコー信号は画像化に寄与しにくくなる。言い換えれば、被検体内の超音波造影剤のバブルの一部しかフォーカシングされた画像化に寄与していないこととなる場合がある。

【0007】

この点、例えば特許文献 2 では、様々な粒径をもつバブルの共振周波数を抽出すべく、周波数スペクトルが互いに異なる送信信号を複数回に分けて送信することにより、より多くの異なる半径のバブルからの超音波エコーを映像化することが提案されている。

10

【0008】

【特許文献 1】特開平 08 - 182680 号公報

【非特許文献 1】N.de Jong, F.J. Ten Cate et al. Principles and recent developments in ultrasound contrast agents Ultrasonics 1991 Vol29 July

【特許文献 2】特開 2007 - 222610 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

20

しかしながら、上記特許文献 2 に記載されている技術は、より多くの造影剤のバブルを画像化に寄与させることについては考慮されているものの、被検体に対する複数回の超音波送受信を必要とするため、フレームレートの低下につながり好ましくない。

【0010】

そこで、本発明は、フレームレートの低下を抑制しつつ、反射エコー信号に含まれる周波数成分を有効利用して超音波画像の画質を向上させることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、超音波探触子をパルス駆動して被検体に超音波ビームを送波する送信手段と、超音波探触子で受信された反射エコー信号の整相処理を行う受信整相手段と、整相された受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、生成された超音波画像を表示する表示手段とを備えて構成される。

30

【0012】

また、上記課題を解決するため、受信整相手段は、超音波ビームの少なくとも 1 回の送波に対して受信された反射エコー信号を複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理することとを特徴とする。

【0013】

これによれば、たとえ反射エコー信号の周波数分布が広がりをもっていたとしても、反射エコー信号に応じて適宜選択される複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理が行われるので、反射エコー信号に含まれる周波数成分を有効利用して超音波画像の画質を向上させることができる。また、超音波ビームの例えば 1 回の送波により受信される反射エコー信号に対して複数の整相周波数による整相処理を行うだけで足り、複数回の超音波送受信を必須としないので、フレームレートの低下を抑制することができる。

40

【0014】

特に、被検体に注入された超音波造影剤が存在する領域からの反射エコー信号に対してこのような整相処理を行うのが特に好ましい。造影剤が存在する領域からの反射エコー信号は、周波数分布の広がりが顕著になる傾向があるが、複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理を行って画像化させることにより、反射エコー信号の周波数帯の全域を画像化に寄与させることができる。言い換えれば、超音波造影剤のより多くのバブルからの情報を

50

同時に得てバブルの全体を画像化に寄与させることができ、より高感度でバブルによる染影を認識可能となる。

【 0 0 1 5 】

また、超音波造影剤には、複数種類の超音波造影剤を混合したものをを用いることができる。これにより、性質の異なるバブルの情報を同時に得ることができ、より多くの時相において安定した造影像を得ることが可能となる。また、被検体内における造影剤染影の目的に応じた画像形成が可能となる。

【 0 0 1 6 】

例えば、抹消血管など細かな部位の造影剤による染影効果を十分に得るためには、粒径のより細かな造影剤の使用が望ましい。一方、抹消に造影剤がたどり着くまでには時間が
10
必要であり、血液中に存在するためにはより安定な構造をもつ造影剤の使用が好ましい。そこで、例えば粒径の細かな造影剤と安定構造をもつ造影剤のように複数種類の超音波造影剤を混合して用いることにより、抹消までバブルを壊さず安定して送り込むことができ、抹消での超音波画像の画質をより向上させることができる。なお、複数種類の造影剤の混合比率を適宜変更することにより特定部位、特定時相の造影像を選択的に強調して得ることが可能となる。

【 0 0 1 7 】

また、複数種類の超音波造影剤を用いる場合、受信整相手段は、被検体の複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号に含まれる異なる共振周波数に起因する周波数の差周波数及び和周波数の少なくとも一方の周波数を複数の整相周波数として含めることができる。
20

【 0 0 1 8 】

また、被検体の複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号の周波数分布を時系列で表示手段に表示することにより、ユーザに対して診断に有用な情報を提供することができる。例えば、反射エコー信号の周波数分布の推移を表示することにより、ユーザは関心部位に複数種類の造影剤がどのように流れているか、或いは所望の造影剤が関心部位に流れるのはどの時相かなどを把握することができる。

【 0 0 1 9 】

また、受信整相手段は、被検体の複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号の周波数分布に基づいて複数の整相周波数を選択するよう構成することが
30
できる。これによれば、複数種類の造影剤に起因して時相とともに反射エコー信号の周波数分布が推移しても、例えば各時相の反射エコー信号の周波数分布からピーク周波数を検出して、これを整相周波数とすることにより、全ての時相において最適な整相周波数での整相処理が可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、フレームレートの低下を抑制しつつ、反射エコー信号に含まれる周波数成分を有効利用して超音波画像の画質を向上させることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 1 】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の各実施例を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【 実施例 1 】

【 0 0 2 2 】

図 1 は、第 1 実施例の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。超音波診断装置 1 は、複数の振動子を備えた超音波探触子 10 と、振動子の素子を選択するための素子選択部 11 と、超音波探触子 10 に送信信号を送信する送信部 12 と、超音波探触子 10 から受信された受信信号を整相する受信整相部 13 と、送信部 12 と受信整相部 13 との切り換えを行う送受分離回路 14 とを備えている。

【 0 0 2 3 】

10

20

30

40

50

また、受信整相部 13 からの信号を処理する信号処理部 15 と、信号処理部 15 からの信号を用いて超音波走査と表示走査との走査変換を行うスキャンコンバータ 16 と、スキャンコンバータ 16 からの画像データを表示する CRT 或いは液晶などからなるモニター 17 と、それぞれの構成要素を制御する制御部 18 と、制御部 18 に制御信号を入力する入力部 23 とを備えている。

【0024】

送信部 12 は、超音波ビームを被検体内へ送信するために超音波振動子へ駆動信号を供給するものであり、公知のパルス発生回路と増幅回路と送信用遅延回路とを有している。

【0025】

受信整相部 13 は、被検体内に打ち出された超音波により被検体内で反射して超音波振動子で電気的信号（受信信号）に変換された反射エコー信号に対して整相処理を行うものであり、公知の遅延回路などを含んで構成されている。送受分離回路 14 は、送信時と受信時とで信号の通過方向を変更するものである。

【0026】

信号処理部 15 は、受信整相部 13 から出力された受信信号を画像化するための前処理として、対数変換処理、フィルタ処理、 γ 補正等を行うものである。

【0027】

スキャンコンバータ 16 は、信号処理部 15 から超音波ビームの走査毎に出力されてくる信号を蓄積し画像データを形成するとともに、画像表示装置の走査に応じて出力する、すなわち超音波走査と表示走査との走査変換を行う。

【0028】

モニター 17 は、スキャンコンバータ 16 から出力される輝度信号に変換された画像データを、画像として表示する表示装置である。

【0029】

制御部 18 は、上記の各構成要件を直接的又は間接的に制御して超音波の送受信と画像表示を行わせる中央演算ユニット（CPU）である。

【0030】

次に、超音波診断装置の動作を説明する。超音波探触子 10 を被検体の検査部位に当接し、入力部 23 から送信フォーカス深度等のスキャンパラメータを入力した後、超音波スキャン開始指令を入力する。制御部 18 が各ユニットを制御し超音波スキャンを開始する。まず、制御部 18 は素子選択部 11 及び送信部 12 に対し、最初の送信における振動子の選択指令と、駆動パルス出力指令及び送信フォーカス深度に対応した遅延時間を設定する指令を出力する。

【0031】

これら指令が実行されると、送信部 12 から駆動パルスが、図示しない送信遅延回路を介して超音波探触子 10 へ供給される。超音波探触子 10 内の素子選択部 11 により決定された振動子と、送信信号を供給する送信部 12 が送受分離回路 14 を介し接続されており、各振動子は駆動パルスが入力されると、所定の周波数で振動し、超音波を順次被検体内へ送信する。

【0032】

被検体内へ送信された超音波は、生体内の組織や臓器の音響インピーダンスの異なる面でその一部が反射され、反射エコーとして超音波探触子 10 方向へ反射する。この反射エコーを受信するために、制御部 18 は受信系を制御する。まず送信の終了と共に素子選択部 11 により、受信のための振動子と受信整相部を接続するための切換選択が行われる。この振動子切換選択と共に、受信整相部 13 に対する受信遅延時間の制御が行われる。

【0033】

各受信遅延回路から出力された受信信号は受信整相部 13 で整相され、後述する各処理がなされた後受信ビーム信号となって信号処理部 15 へ出力される。信号処理部 15 は、入力された受信信号に対し前述の処理を行いスキャンコンバータ 16 へ処理後の信号を出力する。スキャンコンバータ 16 は入力された信号を図示しないメモリへ記憶し、モニター

10

20

30

40

50

17へ表示の同期信号に対応して記憶内容を読み出して出力する。

【0034】

以上の動作が終了すると、制御部18は超音波の送受信方向を変更して2回目、3回目、・・・というように順次超音波の送受信方向を変更して上記動作が繰り返される。

【0035】

次に、マイクロバブルを用いて造影像を得るコントラストエコー法の動作について説明する。まず粉末様で提供される超音波造影剤を使用の際に注射用水で懸濁し、その懸濁液を静脈内投与する。造影剤は静脈を通過して心臓、肺と巡り、肺から動脈経路で心臓に戻り全身に循環する。

【0036】

循環の過程にて、造影剤は、送信部12から送信される様々な周波数成分を持つインパルス様の波形が超音波探触子10に印加されて発生した超音波により励振される。超音波探触子10のもつ周波数帯域により制限されるが、その広い周波数帯域をもつ送信信号により、注入された造影剤は、それぞれの共振周波数により呼吸運動を行い、各造影剤に固有の周波数信号を放出する。

【0037】

つまり、造影剤は、送信される周波数 F_t の信号だけでなく、呼吸運動と呼ばれる非線形な収縮により、 F_t の定数倍や、定数分の1に相当する信号を放出する。特に、 F_t の2倍周波数である信号などは、比較的強く放出されるため、この周波数成分を用いて造影剤の集まる部位を画像化することが行われている。

【0038】

このようなコントラストエコー法によれば、例えば肝臓の造影を例に挙げると、肝臓の悪性腫瘍は動脈から栄養を取るため、動脈を通過して肝臓に流れてきた造影剤が悪性腫瘍に集まり、超音波装置で診断すると悪性腫瘍を明るく表示することが可能となる。

【0039】

一方、腸に到達して、栄養を吸収した血液は門脈を通過して肝臓に到達し、正常な肝組織に供給される。その結果、肝臓の診断ではまず悪性腫瘍が造影され、その後、肝組織全体が表示される。

【0040】

ところで、超音波を印加したことによる造影剤の呼吸運動に起因する共振周波数は、例えば非特許文献1にあるように、数1式にて表現される。

【0041】

【数1】

$$F_T = \frac{1}{2\pi R} \left[\frac{3YP}{\rho} \right]^{\frac{1}{2}}$$

F_T ：共振周波数、 R ：バブル半径、 Y ：熱容量 P ：圧力 ρ ：バブル周辺媒質密度

この式から分かるように、造影剤の共振周波数は、バブル径、バブルへの圧力に依存している。ここで、一般に造影剤として使用されているものは、粒径分布がある範囲内に納まるものが用いられているが、それでも最小半径と最大半径においては、2倍近くの違いがあると考えられる。つまり、一般に造影剤は図2に示すような粒径分布を持っている。

【0042】

これにより、共振周波数が2倍近くの異なる反射エコー信号が造影剤群より放出され、図3に示すように反射エコー信号は例えば $f_1 \sim f_N$ までの周波数分布を有することになる。

【0043】

10

20

30

40

50

このように周波数分布の広がりをもつ反射エコー信号に対して、従来のようにある特定の整相周波数で整相処理を行うと、整相周波数に対して離れた周波数帯の反射エコー信号は画像化に寄与しにくくなる。言い換えれば、被検体内の超音波造影剤のバブルの一部しか画像化に寄与していないこととなる場合がある。

【 0 0 4 4 】

続いて、この問題に対応する本実施形態の超音波診断装置の特徴部である受信整相部 13 について説明する。図 4 は、受信整相部 13 の詳細構成、及び図 1 で省略した受信整相部 13 の前後の処理機能ブロックを示す図である。

【 0 0 4 5 】

図 4 に示すように、超音波探触子 10 から送受分離回路 14 を介して得られた反射エコー信号は、受信増幅器 6 により増幅処理された後、A/D 変換器 7 によりデジタル化され、周波数コンパウンドに要する帯域数だけ時分割処理され、受信整相部 13 へと入力される。ここで、周波数コンパウンドとは、一般に低周波成分及び高周波成分をそれぞれ信号処理した後、加算することにより方位分解能及び関心領域の分解能の均一性の改善をする手法である。受信整相部 13 では、各時分割のタイミングにて扱う整相中心周波数が異なる。各帯域において、それぞれに空間分解能を最も高くする条件は固有であり、これを決定するパラメータとしては開口幅、口径を形成する素子チャンネルの振幅重み係数などが挙げられる。

【 0 0 4 6 】

具体的には、図 4 に示すように受信整相部 13 は、受信整相周波数を設定する位相合わせ中心周波数設定部 111 と、この周波数を用いたフォーカスデータ演算部 19 と、その結果得られるデータを格納するフォーカスデータ格納メモリ 110 を有しており、格納されたデータを用いて、遅延量補正部 8 により受信整相が行われる。なお、フォーカスデータ演算部 19 は必ずしも存在しなくても良く、外部演算により、フォーカスデータを取得し、これをフォーカスデータ格納メモリ 110 に転送しても良い。

【 0 0 4 7 】

周波数コンパウンド処理を行う画像を形成するために使用する複数の位相合わせ中心周波数は制御部 18 より入力され、各周波数において最も空間分解能を高くする諸条件が制御部 18 にて計算される。またこの条件は、メモリなどの記憶媒体に予めテーブルとして与えておいても良い。この条件を用いて、受信整相部 13 では、振幅重み付け処理、開口幅決定処理がなされ、異なる中心周波数により、独立した条件により空間分解能の高い整相処理が行われる。

【 0 0 4 8 】

また、受信整相部 13 は、最適な受信ビームの形成条件を算出するビーム形成条件算出部 112 と、算出された形成条件を格納する格納メモリ 113 とを有しており、格納されたデータに基づいてビーム形成処理部 114 にて最適なフォーカスデータの演算が行うことが可能となっている。各振動子のチャンネルデータ毎に、異なる重み係数が付与される。この係数は任意に変更可能であり、最も空間分解能が高く整相された画像データの重みを大きくすることが可能である。

【 0 0 4 9 】

また、ビーム形成処理部 114 から出力された超音波探触子 10 の各振動子の信号は、チャンネル加算部 115 により加算される。その後、加算された信号は帯域分割部 116 により中心周波数帯とそれ以外の周波数帯に分割され、帯域信号加算部 117 により分割されたそれぞれの信号の加算が行われる。

【 0 0 5 0 】

以上、複数帯域処理を時分割処理にて説明したが、その限りではない。各位相合わせ中心周波数の処理系毎に独立した回路を持つことにより、並列処理を行っても可能である。また、各周波数において選択される整相条件は、加算後の診断画像が診断者にとって判読しやすいことが最も重要であるため、帯域ごとの空間分解能が必ずしも優先されとは限らない。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

図 5 , 6 は、それぞれ受信整相部 1 3 において時分割処理を行う場合、並列処理を行う場合の概念を示す図である。図 5 , 6 においては例えば 3 種類の整相周波数 $f_1 \sim f_3$ にて整相処理を行う場合を例に挙げている。

【 0 0 5 2 】

図 5 に示すように、時分割処理を行う場合は、超音波探触子 1 0 の振動子チャンネルごとの受信データは、遅延量補正部 8 にて整相周波数 $f_1 \sim f_3$ の順に、各周波数に対し独立な遅延量が与えられて遅延処理され、続いてビーム形成処理部 1 1 4 にて振幅重み付与、開口幅制御が行われる。

【 0 0 5 3 】

一方、図 6 に示すように、並列処理を行う場合は、振動子チャンネルごとの受信データは、整相周波数 $f_1 \sim f_3$ のそれぞれについて独立した系統により各周波数に対し独立な遅延量が与えられて遅延処理され、同様にビーム形成処理部 1 1 4 にて振幅重み付与、開口幅制御が行われる。

【 0 0 5 4 】

以上、本実施例によれば、造影剤存在領域からの反射エコー信号に対して複数の整相周波数によりそれぞれ整相処理を行って画像化させることにより、反射エコー信号の周波数帯の全域を画像化に寄与させることができる。言い換えれば、超音波造影剤のより多くのバブルからの情報を同時に得てバブルの全体を画像化に寄与させることができ、より高感度でバブルによる染影を認識可能となる。また、本実施例では、超音波ビームの 1 回の送波に対して受信される反射エコー信号に対して複数の整相周波数による整相処理を行うだけで足り、複数回の超音波送受信を必須としないので、フレームレートの低下を抑制することができる。

【 0 0 5 5 】

ただし、画像として要求されるフレームレートに余裕があれば、2 回以上の送波も許容される。つまり計測回数（送波）が多ければ計測データの精度向上が可能となる。送波 1 回と複数回の切替えを行い、フレームレート優先か精度優先かを選択できるようにしてもよい。

【 0 0 5 6 】

なお、造影剤が存在する領域からの反射エコー信号に対して本実施例の整相処理を行うのが好適であるが、これには限られない。一般的に超音波パルスの周波数成分は、基本波の周波数成分だけでなく、一定の広がりを持つ帯域幅を有するので、このように周波数帯域の広がりを有する反射エコー信号に対して上述の整相処理を適用することができる。

【 0 0 5 7 】

これによれば、たとえ反射エコー信号の周波数分布が広がりをもっていたとしても、この反射エコー信号に応じた複数の整相周波数により反射エコー信号に対してそれぞれ整相処理を行うので、反射エコー信号に含まれる周波数成分を有効利用して超音波画像の画質を向上させることができる。

【 実施例 2 】

【 0 0 5 8 】

続いて、本発明の超音波診断装置の第 2 実施例について説明する。本実施例は、被検体に注入する超音波造影剤として、複数種類の超音波造影剤を混合したものをを用いる点のみが第 1 実施例と異なる。したがって、その他の第 1 実施例と同様の箇所は説明を省略する。

【 0 0 5 9 】

上述の数 1 式から、超音波造影剤の共振周波数は、圧力によっても異なることが示されているが、これは送信超音波音圧や、バブルを形成する外殻の硬さなどに依存することを示している。すなわち、音圧、又は MI （メカニカルインデックス）や、バブル外殻の硬さによりバブルの振る舞いが異なることを示すものである。

【 0 0 6 0 】

したがって、外殻が異なる物質にて超音波造影剤が構成されていると、その共振周波数は、例えば図 7 に示すような分布となる。この場合、図 7 に示すように共振周波数のピークは 3 種類存在しているため、受信整相においては、これら 3 種類のピーク周波数を整相周波数として整相処理を行うと、それぞれに対し、感度良く受信画像の構成が可能となる。

【 0 0 6 1 】

これに加え、本実施例は、画像化したい造影剤を選択的に使い分け、様々な条件下において均一な造影効果の取得を目的とするものである。例えば、上述したように使用する造影剤として、外殻の構成物質が異なるものを同時に使用することで、体内における造影剤染影の目的に応じた画像形成が可能となる。

10

【 0 0 6 2 】

例えば、抹消血管など細かな部位の造影剤による染影効果を十分に得るためには、粒径のより細かな造影剤の使用が望ましい。また、抹消に造影剤がたどり着くまでには、時間が必要であり、血液中に存在するためにはより安定な構造をもつ造影剤の使用が好ましい。そのため、抹消などの細かな部位の染影には、例えば液中での安定度がより高く、粒径が小さな造影剤を用いて画像形成を行う。その他の部位においては、より低い周波数に共振する造影剤の使用により画像形成を行う。

【 0 0 6 3 】

これにより、抹消までバブルを壊さずに送り込むことが可能となり、それぞれで得られた染影画像を加算することで、従来に比し、より染影効果の高い造影画像の提供が可能となる。また、癌など比較的細かな血管の集合する部位には、高い共振周波数をもつバブルによる染影を行い、例えば癌のみを特化して造影画像を形成することが可能となる。

20

【 0 0 6 4 】

また、バブル（造影剤）の径などに依存する共振周波数において性質の異なる造影剤の流入箇所の選択造影が可能となる。

【 0 0 6 5 】

なお、上述の例では、一般的に狭い領域には小さな粒径をもつ造影剤が流入しやすいため、その高い共振周波数を用いて画像化することを説明したが、この限りではない。

【 0 0 6 6 】

また、超音波診断装置の使用に際して、複数の性質が異なる超音波造影剤を、描画に使用したい各シーケンスに対応した混合比にて使用することが好ましい。例えば、抹消血管ほど造影剤の流入量が他の部位に比較して少なくなることが想定される場合、径の小さな造影剤の投与量を多くすることで、造影像の感度を他と均一に保つことが可能となる。

30

【実施例 3】

【 0 0 6 7 】

続いて、本発明の超音波診断装置の第 3 実施例について説明する。本実施例は、被検体に注入する超音波造影剤として、複数種類の超音波造影剤を混合したものをを用いる点、及び超音波造影剤領域から得られる反射エコー信号に含まれる異なる共振周波数に起因する周波数の差周波数及び和周波数を整相周波数として含める点のみが第 1 実施例と異なる。したがって、その他の第 1 実施例と同様の箇所は説明を省略する。

40

【 0 0 6 8 】

本実施例は、複数の共振周波数からなる信号のうち、例えば、着目する任意の 2 周波数の差周波信号を持つ周波数成分、及びその和周波成分をもつ周波数成分の少なくとも一方の周波数成分による画像化を行うものである。図 8 は、被検体の 2 種類の共振周波数が異なる造影剤が注入された領域からの反射エコー信号が例えば f_a 、 f_b という周波数を有している場合を示す図である。この場合、それぞれの音源の干渉結果として、振動子では、その和成分である $f_b + f_a$ と、その差成分である $f_b - f_a$ が観測される。

【 0 0 6 9 】

今、 f_a や f_b が送信周波数の高次高調波成分であるとする、送信信号は、その基本波成分に比し、 f_a 、 f_b は小さく、また造影剤以外の他組織では、造影剤よりも特定周

50

波数に対する非線形性が小さいため、他組織の信号は $f_b - f_a$ や、 $f_b + f_a$ では相対的に造影剤からの信号に対する比率が小さくなる。よって、造影剤からの信号の対組織比が大きくできる効果が期待される。

【実施例 4】

【0070】

続いて、本発明の超音波診断装置の第 4 実施例について説明する。本実施例は、被検体に注入する超音波造影剤として、複数種類の超音波造影剤を混合したものをを用いる点、及び被検体の複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号の周波数分布を時系列でモニタに表示する点のみが第 1 実施例と異なる。したがって、その他の第 1 実施例と同様の箇所は説明を省略する。

10

【0071】

図 9 は、モニタ 17 上に、診断画像と、反射エコー信号の周波数分布が時系列表示されている例を示す図である。このように反射エコー信号の周波数分布を表示させることにより、ユーザに対して診断に有用な情報を提供することができる。例えば、反射エコー信号の周波数分布の推移を表示することにより、ユーザは関心部位に複数種類の造影剤がどのように流れているか、或いは所望の造影剤が関心部位に流れるのはどの時相かなどを把握することができる。

【0072】

なお、図 9 の反射エコー信号の周波数分布は、時間、周波数、及びパワーを 3 次元軸とした 3 次元プロットの様式で示しているが、この限りではなく、例えば周波数強度を色分けして表示する時間と周波数の 2 次元プロットでも良いし、パワーの大きい順から数点のピーク値のみを折れ線表示するようなものでも良い。

20

【実施例 5】

【0073】

続いて、本発明の超音波診断装置の第 5 実施例について説明する。本実施例は、被検体に注入する超音波造影剤として、複数種類の超音波造影剤を混合したものをを用いる点、及び被検体の複数種類の超音波造影剤が存在する領域から得られる反射エコー信号の周波数分布に基づいて複数の整相周波数を選択する点のみが第 1 実施例と異なる。したがって、その他の第 1 実施例と同様の箇所は説明を省略する。

【0074】

30

図 10 は、反射エコー信号の各時相における周波数分布と整相周波数の選択との関係の概念を示す図である。造影剤を注入してから、例えば t_1 経過した後の関心部位からの反射エコー信号周波数分布が 201 で与えられるとする。周波数分布 201 ではピーク周波数が f_1 、 f_2 となっており、これを着目したい周波数とすると、受信整相部 13 では、この周波数により整相処理が行われる。

【0075】

また、 t_2 経過した後の関心部位からの受信信号周波数分布が 202 で与えられるとする。この場合はピーク周波数がそれぞれ f_3 、 f_4 に存在しており、これを着目したい周波数とすると、受信整相部 13 では、時刻 t_2 にそれぞれ f_3 、 f_4 にて整相処理が行われる。

40

【0076】

本実施例によれば、最も造影剤による信号が強い周波数での受信が全ての時相で可能となる。なお、図 10 では、パワーの大きな順に 2 つの周波数を選択して整相処理を行う場合を示したが、これに限らず適宜整相周波数を選択させることができる。

【実施例 6】

【0077】

続いて、本発明の超音波診断装置の第 6 実施例について説明する。本実施例は、被検体に注入する超音波造影剤として、複数種類の超音波造影剤を混合したものをを用いる点、及び受信整相部に、それぞれの帯域における反射エコー信号強度を等しくするように信号レベルの調整機能を設ける点などが第 1 実施例と異なる。したがって、その他の第 1 実施例

50

と同様の箇所は説明を省略する。

【 0 0 7 8 】

図 1 1 は、受信整相部 1 3 における、反射エコー信号の帯域ごとの信号レベルの調整の概念を示す図である。上部ブロック図は、各時間、周波数における造影剤からの反射エコー信号強度を示したものである。横軸には周波数を、縦軸には時間を、紙面に直交する方向には信号強度をそれぞれ示しており、時間と共に造影剤からの反射信号強度の周波数分布が変わっていく様子を示したものである。

【 0 0 7 9 】

例えば、時刻 t_0 では造影剤からの受信信号は、周波数が f_2 から f_5 に渡り存在することを示している。時刻 t_1 では、受信信号が f_1 から f_4 にわたり存在しており時刻 t_0 で存在していた f_5 の成分はなくなっていることを示す。

10

【 0 0 8 0 】

今、図 1 1 に示すように時刻 t_1 における信号の反射強度の周波数分布が、 f_2 が最も強く、ついで f_1 、 f_3 が同じ強さで、 f_4 が最も弱いものとする。これを画像化するために、受信整相部 1 3 では、遅延処理部 1 0 1 にて、その周波数帯域ごとに、各 ch の信号に遅延処理を行う。その際、周波数帯域ごとで、その受信信号強度が異なる場合、これをそのまま加算すると、その受信画像は帯域ごとの受信強度に強く依存することとなる。

【 0 0 8 1 】

すなわち、信号強度の強い周波数成分をもつ反射体が分布する空間部においては強く、低い信号強度しか持たない周波数成分をもつ反射体が分布する空間においては弱く表示され、結果として画像に斑が生じることとなる。

20

【 0 0 8 2 】

これを避けるために、帯域ごとの加算の際に、重み乗算部 1 0 2 により重み付けを付与する。この例では、反射信号強度を $P(f)$ と表すと、時刻 t_1 における信号強度は、 $P(f_2) > P(f_1, f_3) > P(f_4)$ で表せる。また、重みの大きさを $W(f)$ で表すと、 $W(f_4) > W(f_1, f_3) > W(f_2)$ となる。これらを考慮することで帯域ごとの反射信号強度を補正することが可能となる。このようにして反射信号強度が補正された各帯域の信号は、帯域加算部 1 0 3 により加算される。

【 0 0 8 3 】

図 1 2 は、本実施例の受信整相部の信号レベル調整機能についてさらに具体的に示す図である。時刻 t_1 における、 $f_1 \sim f_4$ までの帯域ごとの信号強度が、 f_1 では『 8 』、 f_2 では『 4 』、 f_3 では『 2 』、 f_4 では『 1 』でそれぞれ表される場合を考える。これをそのまま加算すると、各帯域の信号の空間分布が画像化されてしまい、強度的に斑がある画像が描かれる。

30

【 0 0 8 4 】

この斑をなくし、造影剤そのものが存在する部位を均一な輝度で表示するために、 f_1 では『 1 』、 f_2 では『 2 』、 f_3 では『 4 』、 f_4 では『 8 』と、その信号強度差を打ち消すように重みをかける。その結果、各帯域における信号強度は全て『 8 』となり、空間的に強度が均一な画像形成が達成される。

【 0 0 8 5 】

図 1 3 は、本実施例の受信整相部の信号レベル調整機能を実現するための具体的な構成例を示す図である。ある時間間隔毎に、図 9 に示すように帯域ごとの信号強度を読み取った値である図中 1 0 4 で示す $P(f)$ を制御部 1 8 に送る。帯域ごとの信号強度を一定にして表示したい場合には、制御部 1 8 にて、その逆数である $1/P(f)$ をとり、これに比例した値を重みとして、重み乗算部 1 0 2 に渡せばよい。

40

【 0 0 8 6 】

なお、本実施例においては、周波数帯域ごとの輝度を均一にする場合について述べたが、必ずしもその限りではない。特定の共振周波数成分のみ強調させたい場合には、その周波数成分のみ重み値を付与し、他の成分は重みを 0、もしくは極端に小さくしても良い。この場合、重み関数は、入力部 2 3 より手動にて入力され、制御部 1 8 を介し受信整相部

50

1 3 内の、重み乗算部へ渡され掛け算処理が行われる。

【 0 0 8 7 】

上述のように、この重み付け関数は一意に決まるものではなく、任意の値を取っても良い。さらに、この重み付け処理部は、整相処理部で行わなくとも、帯域ごとの加算処理を行う場所であればどこでも良い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 8 】

【図 1】第 1 実施例の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】超音波造影剤の粒径分布を模式的に示す図である。

【図 3】超音波造影剤の共振周波数の分布を模式的に示す図である。

10

【図 4】受信整相部の詳細構成、及び図 1 で省略した受信整相部の前後の処理機能ブロックを示す図である。

【図 5】受信整相部において時分割で整相処理を行う場合の概念を示す図である。

【図 6】受信整相部において並列に整相処理を行う場合の概念を示す図である。

【図 7】外殻が異なる物質にて超音波造影剤が構成されている場合の共振周波数の分布を模式的に示す図である。

【図 8】被検体の 2 種類の共振周波数が異なる造影剤が注入された領域からの反射エコー信号が f_a 、 f_b という周波数を有している場合を示す図である。

【図 9】モニタ上に、診断画像と、反射エコー信号の周波数分布が時系列に表示されている例を示す図である。

20

【図 10】反射エコー信号の各時相における周波数分布と整相周波数の選択との関係の概念を示す図である。

【図 11】受信整相部における反射エコー信号の帯域ごとの信号レベルの調整の概念を示す図である。

【図 12】受信整相部の信号レベル調整機能についてさらに具体的に示す図である。

【図 13】受信整相部の信号レベル調整機能を実現するための具体的な構成例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

1 超音波診断装置

30

1 0 超音波探触子

1 2 送信部

1 3 受信整相部

1 5 信号処理部

1 6 スキャンコンバータ

1 7 モニタ

1 8 制御部

1 9 フォーカスデータ演算部

2 3 入力部

1 0 2 重み乗算部

40

1 1 0 フォーカスデータ格納メモリ

1 1 1 位相合わせ中心周波数設定部

1 1 2 ビーム形成条件算出部

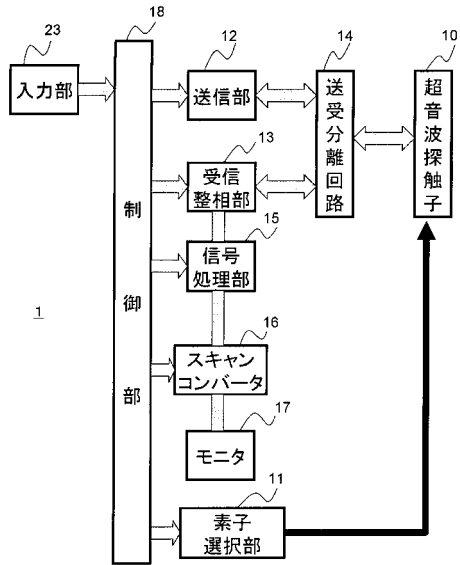
1 1 4 ビーム形成処理部

1 1 5 チャンネル加算部

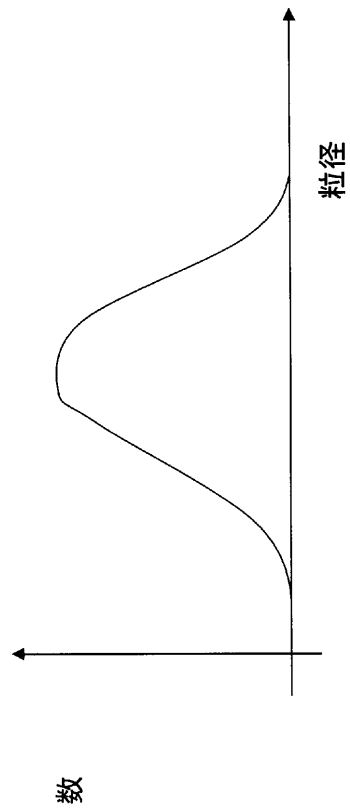
1 1 6 帯域分割部

1 1 7 帯域信号加算部

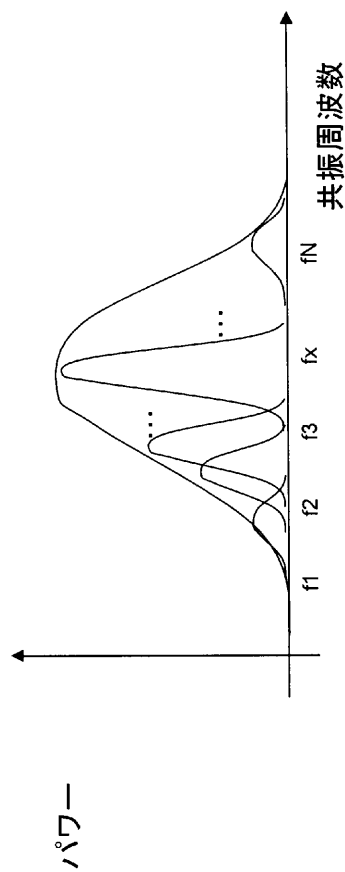
【 図 1 】



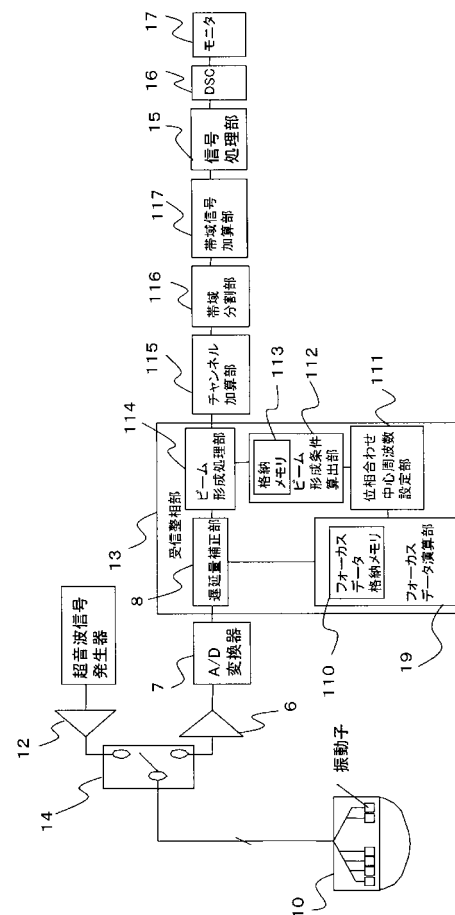
【 図 2 】



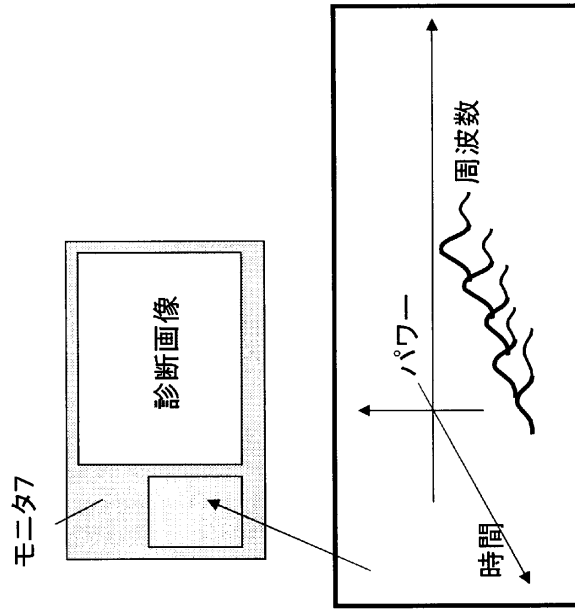
【 図 3 】



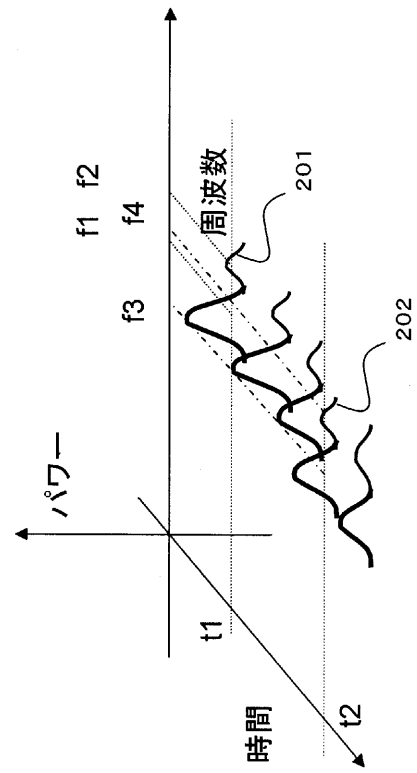
【図 4】



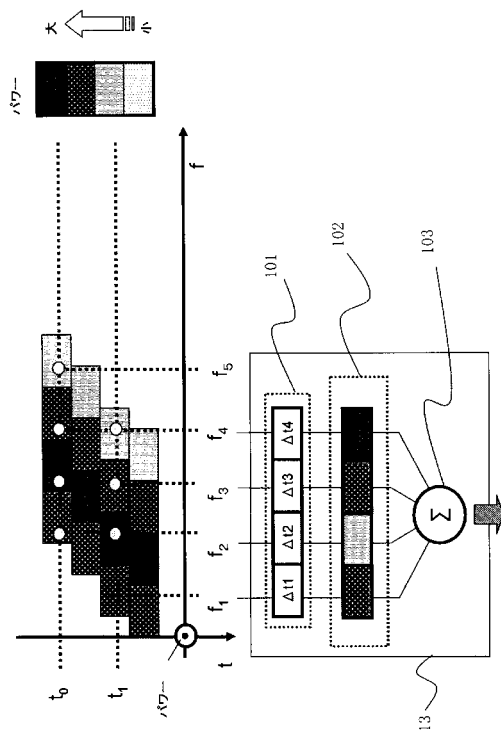
【図 9】



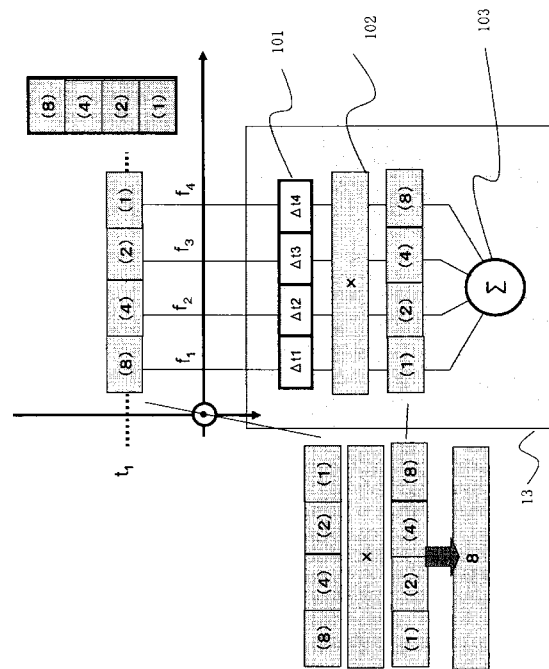
【図 10】



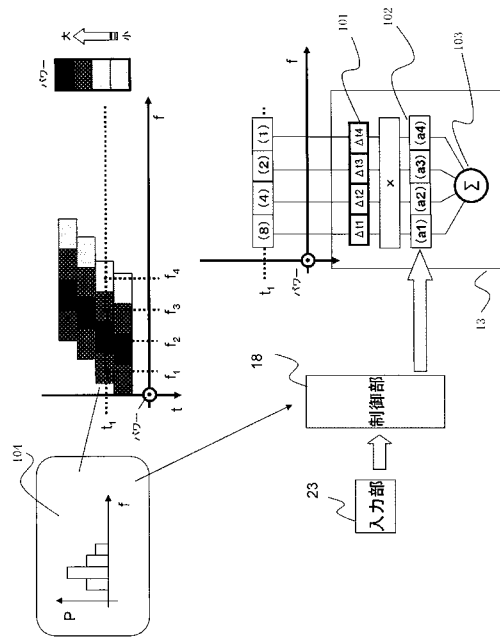
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-028685(JP,A)
特開平11-253445(JP,A)
特開2002-191599(JP,A)
特開2006-014938(JP,A)
特開2007-090075(JP,A)
特表2002-530143(JP,A)
国際公開第02/060326(WO,A1)
国際公開第2007/031910(WO,A2)

- (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	JP5307453B2	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	JP2008140692	申请日	2008-05-29
[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	押木光博 鱒沢裕		
发明人	押木 光博 鱒沢 裕		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 B06B1/0215 G01S7/52026 G01S7/52039 G10K11/341 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH35 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2009285125A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过有效地使用包括在反射回波信号中的频率分量同时抑制帧速率的降低来改善超声图像的质量。解决方案：超声波诊断装置具有：超声波探头10，用于向对象发送超声波和从对象接收超声波；传输部分12，用于通过执行超声波探头的脉冲驱动将超声波束传输到对象；接收定相部分13，用于定相由超声波探头接收的反射回波信号；图像生成装置，用于根据定相的接收信号生成超声波图像；监视器17用于显示超声波图像。接收定相部分对多个定相频率的超声波束的一次发送所接收的反射回波信号进行定相处理。因此，在不需要多次发送和接收超声波的情况下抑制了帧速率的降低，并且通过通过多个定相频率的定相处理有效地使用包括在反射回波信号中的频率分量来提高超声图像的质量。

$$\frac{1}{2\pi R} \left[\frac{3YP}{\rho} \right]^{\frac{1}{2}}$$