

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 224107

(P2002 - 224107A)

(43)公開日 平成14年8月13日(2002.8.13)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

タームコード(参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 22698(P2001 - 22698)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(22)出願日 平成13年1月31日(2001.1.31)

(72)発明者 佐藤 武史

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株

式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100081411

弁理士 三澤 正義

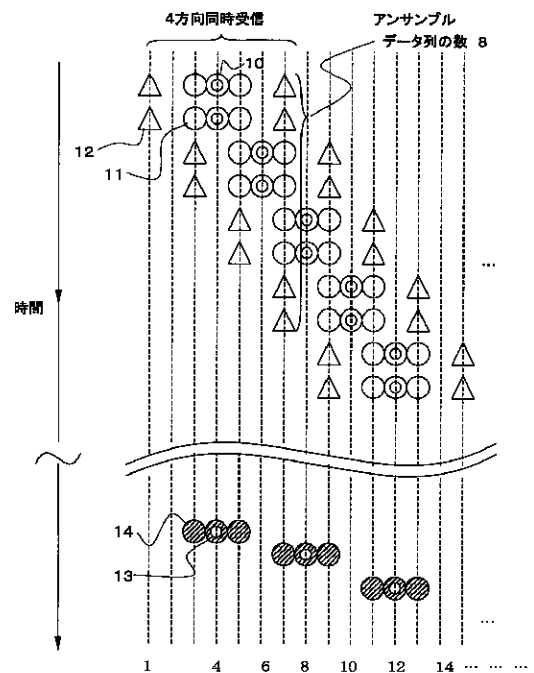
Fターム(参考) 4C301 EE02 EE07 JB37

(54)【発明の名称】 超音波診断装置及び該装置に関する超音波の送信及び受信方法

(57)【要約】

【課題】 カラードブラ法、セカンドハーモニック法によるカラードブラ、パルスインバージョン法によるカラードブラに関わりなく、コントラストエコー法による検査時のカラードブラの画質改善、より具体的には、分解能の向上等が可能である超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 本発明に係る超音波診断装置は、複数の異なるラスタにおいて送信される超音波に基づいて得られる、同一ラスタにおける複数の受信信号を、前記カラードブラ法の演算に用いるアンサンブルデータ列とする。図においては、例えばラスタ番号4、6、8及び10で二重丸10として表されている送信ビームに対し、ラスタ番号7で一重丸11及び三角印12として表されている8つのアンサンブルデータ列が得られている。これによれば、送信ラスタ密度が大きくなるから、コントラストエコー時の、血流あるいはバブルをより高分解能で見ることができる。



◎ = 送信ビーム(カラードブラのみ) ⊙ = 送信ビーム(Bモードのみ)
 ○ = 受信ビーム(カラードブラのみ) ⊗ = 受信ビーム(Bモードのみ)
 △ = 受信ビーム(カラードブラのみ)

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 カラー Doppler 法を用いることの可能な超音波診断装置において、

複数の異なるラスタにおいて送信される超音波に基づいて得られる、同一ラスタにおける複数の受信信号を、前記カラー Doppler 法の演算に用いるアンサンブルデータ列とする制御手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記同一ラスタにおける複数の受信信号に関し、前記アンサンブルデータ列の両端には当該アンサンブルデータ列の他の受信信号に比べて感度が低い受信信号を配置することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記受信信号は、前記送信 1 回につき N 個のラスタで取得されるとともに、同一ラスタにおける N 個の受信信号を、前記送信 N 回で取得することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記送信のパルスの位相を各送信ごとに变化させて、Doppler 周波数軸において基本波と高調波とを分離するウォールフィルタを有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 B モード画像及びパワード Doppler 画像それぞれの階調の比較の結果、大きい方を選択して合成する画像合成手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記カラー Doppler 法において超音波造影剤を使用することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 カラー Doppler 法を用いることの可能な超音波診断装置に関する超音波の送信及び受信方法であって、

複数の異なるラスタにおいて超音波を送信する工程と、前記複数の異なるラスタにおいて送信される超音波に基づいて、同一ラスタにおける複数の受信信号を取得する工程と、

前記同一ラスタにおける複数の受信信号を前記カラー Doppler 法の演算に用いるアンサンブルデータ列とする工程と、
 からなることを特徴とする超音波診断装置に関する超音波の送信及び受信方法。

【請求項 8】 前記カラー Doppler 法において超音波造影剤を使用することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置に関する超音波の送信及び受信方法。

【請求項 9】 被検体に対して超音波を送受波する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、フォーカス方向の異なる超音波送波が順次行われるように前記超音波振動子を駆動する駆動信号を発生する送信駆動手段と、

一度の超音波送波に対して得られた前記超音波エコー信

号に遅延加算処理を施して、方向の異なる複数のラスタの超音波エコー信号を生成する受信信号処理手段と、フォーカス方向の異なる複数の超音波送波から生成された同一ラスタ上の複数の受信信号に基づいて速度情報を求める演算手段と、

前記速度情報を 2 次元分布として表示する表示手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に関し、特にパワード Doppler 法を用いることの可能な超音波診断装置に関するものである。また、該装置に関する超音波の送信及び受信方法にも関する。

【0002】

【従来の技術】従来、被検体に対して超音波を発生し、その反射波を受信してこれを適当に解析することで、被検体内部の様子を可視化する超音波診断装置が提供されている。この可視化の手法としては、例えば、血流を二次元的に表示する方法として、いわゆるカラー Doppler 法が知られている。カラー Doppler 法では、血流の流れによる Doppler シフト（周波数偏移）を抽出して、その速度情報を二次元画像とするとともに、これを二次元断層像（B モード画像）と重ねて表示する。このカラー Doppler 法を行うためには、同一の位置に超音波ビームを複数回（通常 2 ～ 20 回）送信して、各送信ごとに反射エコーを受信する。そのために、フレームレートが低下するという問題があった。

【0003】このフレームレートの低下を防ぐ方法としては、並列同時受信技術が知られている。これは、1 回の送信ラスタに対して複数方向の受信ラスタを同時に得るものである。例えば図 7 は、4 方向同時受信の場合を概念的に示す説明図である。なお、この図において、図面上下方向に走る各破線は各ラスタを表し、図中下に行くにつれて時間が進むこと（時間方向）を示している。また、この図においては、符号 10 で示される二重丸が送信ビーム位置（以下「二重丸 10」という。）、符号 11 及び 12 で示される一重丸及び三角印が受信ビーム位置（以下「一重丸 11」及び「三角印 12」という。）を示している。さらに、図 7 では、いわゆるアンサンブルデータ列の数（カラー Doppler 演算で使用できる同一方向への受信信号のデータ数）が、“4”であることがわかる（同一ラスタに上下方向に並ぶ一重丸 11 又は三角印 12 の数に一致する。）。

【0004】このような並列同時受信技術では、一般に、送信は広いビームで行い、受信は位置の相違（図 7 で言えば、一重丸 11 の位置と三角印 12 の位置に係る相違）により差異が生じないように行うのが理想的であるが、送信ビームの音圧はビーム中心から離れるとどうしても低下するために、より外側（図 7 では三角印 12 の位置）の受信感度が、より内側（図 7 では一重丸 1

1)の受信感度よりも落ちてしまうという問題がある。そのため、図7における場合、確かにフレームレートの低下を防ぐことができるものの、一重丸11のラスタと、三角印12のラスタとで、感度が異なるという問題が発生する。

【0005】ところで近年、経静脈的に注入する超音波造影剤が開発され、超音波造影剤を使用した超音波検査(以下「コントラストエコー法」という。)が行われるようになってきた。コントラストエコー法の映像法としては、最初は従来のカラードブラをそのまま使用していたが、分解能の観点から、その後セカンドハーモニック法(米国特許USP5678553)や、パルスインバージョン(Pulse Inversion(又はPhase Inversion)法;米国特許USP5632277、米国特許USP5706819)が用いられるようになった。また、カラードブラ法の分解能を克服した方法として、いわゆるCoded Harmonic Angio(米国特許USP5980459)等がある。さらに、パルスインバージョンをドブラスキャンに応用した方法として、パルスインバージョンドブラ法が提案されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】さて、上述の従来技術においては、送信条件をBモードと同等にすることで、カラードブラの分解能が悪いという問題は克服されている。しかし、上述したコントラストエコー法を用いる際において、フレームレートが遅いという問題を解決するにあたっては、従来の上記並列同時受信技術をそのまま用いることについて問題があることがわかってきた。以下、この点についてより具体的に説明する。

【0007】ここでは、超音波造影剤の一例として、シェリング社のLevovistを想定する。Levovistは、超音波をMI(Mechanical Index:超音波の被検体内におけるパワー)が1程度の高い音圧で送信した場合に最も強い反射エコーが帰ってくることが知られている。つまり、造影剤のバブルが崩壊するか崩壊過程にある状態が最も適した使い方である。この場合は、仮にバブルが静止していたとしても、バブル破壊、あるいはバブル径の変化によりドブラ信号が捕らえられる。

【0008】このとき、図7のような4方向並列同時受信を行った場合、二重丸10の送信によって付近のLevovistのバブルは崩壊する。生体内のLevovistのバブルの密度はそれほど多くはないので、仮に三角印12から同一行(すなわち、図7中左右方向)に並ぶ次の三角印12までの間に1個のバブルしかなかったとする。1個のバブルであっても反射強度は非常に強いので、当該同一行に並ぶ三角印12、二つの一重丸11及び三角印12のそれぞれの位置で受信信号が観察される。これは、同じバブルに関する信号であるので、バ

ブル崩壊によるドブラ信号の性質(ドブラ周波数)は同じである。そのために、4点はかなり近い映像化情報(速度、分散、パワー)を示すことになる。そして次に送信を行ったとき(図7では、右下のブロックが該当)には、当該送信ラスタ付近にバブルが存在しなかったとすると、そこにはドブラ信号は発生しないので黒く抜けて表示される。

【0009】このように、並列同時受信技術により受信ラスタ密度を上げても、Levovistによるコントラストエコー法の場合、分解能が向上して見えないことがわかる(並列同時受信を行ったラスタは同じような情報となり、ブロックとなってみえてしまう)。つまり、分解能は送信ラスタ密度で決定され、受信ラスタ密度をそれ以上細かくしても分解能は上がらない。

【0010】また、上記したパルスインバージョン技術も極性の異なる2つのパルスを使用するので、フレームレートが半分落ちてしまう。そして、もしコントラストエコー法による検査時、並列同時受信を行うと、やはり上述したような問題が発生してバブルからの並列同時受信ラスタの情報が類似し、分解能が上がったように見えなくなる。

【0011】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、カラードブラ法、セカンドハーモニック法によるカラードブラ、パルスインバージョン法によるカラードブラに関わりなく、カラードブラの画質改善、より具体的には、コントラストエコー法による検査時における画像分解能の向上等が可能である超音波診断装置及び該装置に関する超音波の送信及び受信方法を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明は上記課題を解決するために以下の手段をとった。すなわち、請求項1記載の超音波診断装置は、カラードブラ法を用いることの可能な超音波診断装置において、複数の異なるラスタにおいて送信される超音波に基づいて得られる、同一ラスタにおける複数の受信信号を、前記カラードブラ法の演算に用いるアンサンブルデータ列とする制御手段を有することを特徴とするものである。

【0013】これによれば、一般に、送信ラスタ密度が大きくなることがわかる。なぜなら、前記アンサンブルデータ列を、ある一つのラスタについて構成することを考えれば、当該一つのラスタを中心として、その近傍に、複数の送信ラスタが存在することが一般的に想定されることとなるからである(送信ラスタからあまりに遠く離れた受信ラスタは、通常は考えられない)。そして、送信ラスタ密度が大きくなれば、後述の実施の形態で説明するように、コントラストエコー法による検査時、分解能の向上が見込めることになる。

【0014】また、請求項2記載の超音波診断装置は、請求項1記載の同装置において、前記同一ラスタにお

る複数の受信信号に関し、前記アンサンプルデータ列の両端には当該アンサンプルデータ列の他の受信信号に比べて感度が低い受信信号を配置することを特徴とするものである。これによれば、当該アンサンプルデータ列を利用してカラードブラ演算を行う場合において、ウォールフィルタの特性に応じて該アンサンプルデータ列の両端部を使用しない等の端部処理を行うとしても、アンサンプル数減少によるS/N低下の悪影響を小さくすることができる。

【0015】さらに、請求項3記載の超音波診断装置は、請求項1記載の同装置において、前記受信信号は、前記送信1回につきN個のラスタで取得されるとともに、同一ラスタにおけるN個の受信信号を、前記送信N回で取得することを特徴とするものである。

【0016】また特に、請求項4記載の超音波診断装置は、請求項1乃至3のいずれかに記載の同装置において、前記送信のパルスの位相を各送信ごとに变化させて、ドブラ周波数軸において基本波と高調波とを分離するウォールフィルタを有することを特徴とし、請求項5記載の超音波診断装置は、請求項1乃至4のいずれかに記載の同装置において、Bモード画像及びパワードブラ画像それぞれの階調の比較の結果、大きい方を選択して合成する画像合成手段を有することを特徴とするものである。さらに、請求項6の超音波診断装置は、請求項1乃至5のいずれかに記載の同装置において、前記カラードブラ法において超音波造影剤を使用することを特徴とする。

【0017】一方、請求項7記載の超音波診断装置に関する超音波の送信及び受信方法は、カラードブラ法を用いることの可能な超音波診断装置に関する超音波の送信及び受信方法であって、複数の異なるラスタにおいて超音波を送信する工程と、前記複数の異なるラスタにおいて送信される超音波に基づいて、同一ラスタにおける複数の受信信号を取得する工程と、前記同一ラスタにおける複数の受信信号を前記カラードブラ法の演算に用いるアンサンプルデータ列とする工程と、からなることを特徴とするものである。また、請求項8記載の超音波診断装置に関する超音波の送信及び受信方法は、請求項7記載の同方法において、前記カラードブラ法において超音波造影剤を使用することを特徴とするものである。

【0018】

【発明の実施の形態】以下では、本発明の実施の形態について図を参照しつつ説明する。図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す概要図である。

【0019】この図において、超音波診断装置は、プローブ1、送信回路2、受信回路3、Bモード処理系4及びカラードブラ処理系5、座標変換回路6a及び6b、画像合成回路7、表示モニター8並びに制御回路9から構成されている。以下、各要素について説明する。

【0020】プローブ1は、電気信号を機械的な振動に

変換する複数の超音波振動子を備えている。送信回路2は、超音波診断装置を駆動する駆動信号を生成する。送信回路2は、所定のフォーカス方向へ超音波が送波されるように駆動信号のパルスに遅延特性をあたえる。受信回路3は、一度の超音波送波に対して各超音波振動子から出力された超音波エコー信号に遅延加算処理を施して、方向の異なる複数のラスタの超音波エコー信号を生成する。遅延加算処理は、ラスタの方向に対応した遅延特性の遅延処理を各超音波振動子からの出力に対して施してその遅延処理後の各信号を加算することにより受信信号を形成する。このとき、遅延処理の特性を順次変えて遅延加算処理を行うことにより、一度の超音波送波により得られた超音波エコー信号から複数ラスタ分の受信信号を生成する。

【0021】このような構成においてまず、送信回路2から所定のパルスシーケンスで送信パルスが発信され、プローブ1にて生体に超音波を送信する。プローブ1では同時にエコー信号を受信して、受信回路3で整相加算の処理を行った後、そのRF信号を直交検波することによりIQ信号を求める。IQ信号はBモード処理系4とカラードブラ処理系5にそれぞれ入力される。

【0022】Bモード処理系4では、入力されたIQ信号が、エコーフィルタ4a、検波回路4b、LOG圧縮回路4cで処理される。Bモード画像としては、送信パルス周波数と同じ基本波の成分を使って生成する方法と、2倍の周波数(2倍高調波成分)を使って生成するいわゆるハーモニック法とがある。本発明をいずれを採用してもよいが、本実施形態では、エコーフィルタ4aにより2倍の周波数を抽出して映像化するものとする。超音波の各ビームは座標変換回路6aで表示モニター8に表示できる直交座標に変換される。

【0023】一方、IQ信号はカラードブラ処理系5にも入力し、コーナートリングバッファ5aに格納されてから、同一方向へのビームを取り出してウォールフィルタ5bに送る。ウォールフィルタ5bでは静止した組織からのクラッタ(組織からの反射エコー)を除去したり、動いている組織からのクラッタを低減する処理を行う。ウォールフィルタ5bの出力は速度・分散・パワー推定回路5cに送られて、平均速度、分散、パワーのそれぞれが推定される。それらの信号は、座標変換回路6bで直交座標に変換される。

【0024】座標変換回路6aの出力によるBモード画像と、座標変換回路6bの出力によるカラードブラ画像は、画像合成回路7で合成されて表示モニター8で表示される。

【0025】また、図1に示す超音波診断装置では、送信パルスや送信パルスに対してどのように信号を受信するか等の制御を行う制御回路(制御手段)9が設けられている。本実施形態においては、この制御回路9により、超音波の送信及び受信の態様を好適に制御すること

で、分解能の向上を図り得ることに特徴がある。

【0026】以下では、上記構成例となる超音波診断装置の作用効果について説明する。なお、本実施形態は、すぐ上で述べたように、送信及び受信の態様に特徴があるから、以下ではこの点を中心とした説明を行うこととする。

【0027】まず、一般的に、プローブ1から発せられる超音波の送信、すなわちスキャンは、図2に示すように、Bモードは90°の範囲で256本のラスタ(図2中、一点鎖線参照)で行い、カラードブラはROI中の10 45°の範囲で128本のラスタ(図2中、破線参照)で行うものとする。また、本実施形態では、超音波造影剤を用いること(すなわち、コントラストエコー法を用いること)を前提とする。

【0028】さて、以上のような前提の下、本実施形態においては、例えば図3に示すような送信及び受信の態様を実施することが可能である。なお、図3に示す二重丸10、一重丸11及び三角印12の意味は、図7を参照して説明したのと同様、前者が送信ビーム、後二者が受信ビームを表している。

【0029】図3において、スキャンはまずカラードブラから行う。送信パルスは、1波ないし2波バーストの広帯域パルスとする。また、この実施形態では、各送信パルスの位相は、すべて同じものとする。送信は、図3中下方に示すラスタの番号(以下、単に「ラスタ番号」という。)が4の位置における上及び下の二重丸10で表すように行われ、次に、ラスタ番号6の位置における上及び下の二重丸10、そしてラスタ番号8の位置における上及び下の二重丸10...、と以下同様に続けて行う。

【0030】そして、受信は、ラスタ番号4の上(又は下)の二重丸10で表される送信時には、ラスタ番号1、3、5及び7の位置において、同時に行われる。すなわち、本実施形態では、図7で説明したのと同様に4方向並列同時受信を行う(受信信号が送信1回につき4つのラスタで取得される。)。他の送信時に関しても同様で、例えばラスタ番号6の上(又は下)の二重丸10では、ラスタ番号3、5、7及び9の位置において...、等と、4方向並列同時受信を行う。なお、実際に有効となる受信ラスタは4番目以降である。それ以前の受信ラ 40 スタ(ラスタ番号1、2及び3)のデータは、端部のための特殊処理で実際には使われない。

【0031】以上のようにカラードブラに関するスキャンが進行すると、複数の異なるラスタ(例えば、図3中、ラスタ番号4、6、8及び10)において送信された超音波に基づいて得られることになる、同一ラスタ(例えば、図3中、ラスタ番号7)における複数の受信信号を、アンサンプルデータ列とすることが可能となる。また、図3においては、従来の図7では当該アンサンプルデータ列の数(以下、単に「アンサンプル数」と 50

いう。)が“4”であったのに対して、アンサンプル数が“8”のデータ(=8つのアンサンプルデータ)が得られることになる。

【0032】なお、上記アンサンプルデータは、図1に示すカラードブラ処理系5に入力され、ウォールフィルタ5b等で処理される。ここで、図1に示したウォールフィルタ5bとしては、具体的に例えば、FIR(finite impulse response)フィルタ又はリグレーションフィルタ(regression filter)が適している。ただ、前者のFIRフィルタを用いると、いわゆる過渡応答の問題が発生する(したがって、両端部付近のデータ出力は一般に信頼性が低い。)。また、後者のリグレーションフィルタの場合でも、最小二乗法によっていわゆる当てはめ(fitting)を行うので、端部では誤差が大きくなり、同様の問題を生じる(なお、ここにいう「リグレーションフィルタ」に関しては、文献「A.Kadi,T.Loupas,"On the Performance of Regression and Step-Initialized IIR Clutter Filters for Color Doppler Systems in Diagnostic Medical Ultrasound",IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency control, No.5, pp.927-937,September 1995」を参照されたい。)

【0033】このような問題に対処するためには、過渡応答の問題のあるウォールフィルタ5bの出力後の最初又は最後の数データを使用しないこと、あるいは端部のデータに対する係数の値を小さくすること等が有効であるが、このような方法を素直に用いると、S/Nは、データ数(アンサンプル数)の平方根に比例するので、S/Nが低下してしまうことになる。

【0034】ところが、この点、本実施形態は大きな影響を受けない。というのも、図3に示すように、例えばラスタ番号7のアンサンプルデータ列に関し、その両端部ではそれぞれ2つずつの三角印12があり、かつ、これらに挟まれて4つの一重丸11があるからである。すなわち、このアンサンプル数8のデータにおける両端部(合計4つの三角印12)は、それが得られる原因となった送信ビームがいわば「遠い」(例えば、ラスタ番号“7”の一番上の三角印12は、ラスタ番号“4”の送信ビームを原因として取得されている。)ことを理由として、そもそも受信感度が低いから、例えば係数の値を小さくしてもS/N比が大きく低下するという心配がないのである。なお、上記のような状況は、一般に、3方向以上の並列同時受信を行う場合、つまり受信信号を送信1回につき3以上のラスタで取得する場合に起こり得る(2方向並列同時受信なら、通常、送信ビームの両隣のラスタで受信するから、このような問題は生じない。)

【0035】以上述べたカラードブラのスキャンの後には、図3に併せて示すように、Bモードのスキャンを行う。ここでは、2方向同時受信を行う。なお、図3にお

いては、符号13及び14により、それぞれBモードスキャン用の送信ビーム及び受信ビームを示している(以下、各々「ハッチング二重丸13」及び「ハッチング一重丸14」という。)

【0036】このスキャンによるBモード受信ラスタの密度と、カラードブラ受信ラスタの密度とは、図3からわかるように、同じである。また、本実施形態においては、送信条件もBモードとカラードブラとで同じか近いものとして行う。好ましくは、両条件を同じとするとよく、図3に示すラスタ密度は実際、Bモードとカラード
10 プラで同じ、つまり送信ラスタ密度も同じである。

【0037】以上のようにして取得されたカラードブラデータ及びBモードデータは、座標変換回路6a及び6bで直交座標に変換され、画像合成回路7で合成される。

【0038】なお特に、パワードブラの場合には、画像合成方法として、特願2000-12108号で提案するように、パワードブラ画像とBモード画像の最大値を表示する方法で行うとよい。より詳しく、この特願2000-12108号では、パワードブラ画像とBモード
20 画像との各画素ごとにおける階調を比較して、その大きい方を選択して合成することにより、パワードブラのクラッタとBモード画像との見分けを困難にする、言い換えれば、前記クラッタをBモード画像、つまり組織像そのものとして利用してしまうものである(これは、従来問題となっていたパワードブラ法におけるクラッタをいかに除去すべきか、という問題を解決する優れた方式である。詳細については、上記特願2000-12108号に関する明細書を参照されたい。)

【0039】以上説明したように、本実施形態において
30 は、ラスタ番号4の位置における二重丸10から、次の、ラスタ番号6の位置における二重丸10までは、図7に比べて、4倍の密度となっていること(すなわち、送信ラスタ密度が4倍となっていること)がわかるから、コントラストエコー法による検査時には4倍の方位方向の分解能向上が見込める。つまり、コントラストエコー法による検査時、血流あるいはバブルを高分解能で見たいという要求が満たされることになる。

【0040】また、送信ラスタ密度がBモードとカラード
40 プラとで同じなので、造影剤使用時のコントラストエコー法による検査時においても同等の分解能を得ることができる。さらに、Bモードとパワードブラの空間分解能が同じなので、カラードブラのクラッタの問題を、上記特願2000-12108号の方法により効果的に、感度低下無しに解消することができる。

【0041】なお、Bモードスキャンの送信回数は256回、カラードブラの送信回数はROI端部のロスを含めて264回である。Bモードスキャンの繰り返し周波数(PRF)を4.5kHz、カラードブラのそれを6
50 kHzとすると、フレームレートは10Hzである。

【0042】また、上記の場合においては、同じ位相の送信パルスによる送信を想定していたから、ノン・パルスインバージョンドブラのカラードブラとなる。基本波を使用するか、2次高調波を使用するか、あるいは広帯域信号を使用するかは、カラードブラ処理系4に入る前の距離方向のフィルタ(不図示)によって調節される。このとき、ウォールフィルタ5bとして、ハイパスフィルタを使用することにより、血流や造影剤の信号を抽出することができる。

【0043】さらに、図3においては、各送信ごとにパルスの位相を変える、具体的には例えば180度変えること等が可能であり、この場合は、パルスインバージョンドブラとなる。つまり、ラスタ番号4における図中上及び下の二重丸10では、それぞれ初期位相0度及び180度、同じくラスタ番号6における図中上及び下の二重丸10でも、それぞれ初期位相0度及び180度等と、以下ラスタ番号8、10、...においても同様な送信を行う。このような送信を行った場合、例えばラスタ番号7における8つのアンサンブルデータ列のドブラ周波数は、基本波のクラッタがPRF/2付近になり、2次高調波のクラッタがDC付近になる。血流や造影剤からの信号はその間にも存在するので、ウォールフィルタ5bとしてローパスフィルタ又はバンドパスフィルタを使用することにより、当該血流や造影剤からの信号を効果的に抽出することができる。また、距離方向のフィルタも併せて使用することで、所望の信号を効率よく抽出することができる。

【0044】加えて、上記実施形態では、超音波造影剤を使用することを前提としていたが、本発明は必ずしもこれを必須の要件とするものではない。すなわち、本発明は、超音波造影剤を用いることにより、より顕著な効果を奏することが確かではあるものの、超音波造影剤無しでも、基本的な効果は上記したと同様に奏されるのである。

【0045】以下では、以上の説明を踏まえた上で、本発明に含まれる各種の変形例について説明する。

【0046】まず、図4においては、図3において、同じラスタ位置で2回の送信を行っていたところを、これを1回だけとする形態である。

【0047】このような場合においても、送信ラスタ密度が図7と比べて4倍となっていることは図3と変わらないから、コントラストエコー法による検査時には4倍の方位方向の分解能向上が見込める。

【0048】しかも、図7では、三角印12だけの受信感度の低いラスタ(例えば、図7においてラスタ番号1、7、9、...等)が発生するのに対して、図4では、そのようなラスタが存在しない。したがって、この図4においては、従来のように、ラスタ間の感度差の問題が生じない(ここに述べた効果は、上記実施形態、つまり図3に関しても同様に言える。)

【0049】なお、いま述べた図4については、4方向同時受信（受信信号が送信1回につき4個のラスタで取得）で、アンサンブル数4のデータを、送信4回によって取得していることがわかる。つまり、平均して1回の送信で1本の受信ラスタを構成することになる。これによって、コントラストエコー時において、Bモード並のフレームレートと方位方向分解能を得ることができる。

【0050】次に、組織断層像（Bモード像）を得るためのスキャンの変形例について説明する。まず、Bモード像を得るためのデータは、既に図3又は図4に示したように、カラードブラのスキャンを行った後にBモードのスキャンを行うこと（その後は、再びカラードブラのスキャン、Bモードのスキャンと順次行う。）が可能である。このように1フレーム、あるいは1ブロックごとにカラードブラのスキャンとBモードのスキャンを分けて行う方式によれば、Bモード用の送信条件（周波数、パースト周波数、繰り返し周波数など）とカラードブラ用の送信条件を変えたい場合等に対応することが可能である。

【0051】またこの他、例えば図5に示すように、Bモードとカラードブラのデータを共通に使用することも可能である。図5においては、二重丸10で示される点においてBモード用及びカラードブラ用に共通した送信（同一方向への送信は1回のみ）が行われ、かつ、黒丸11aで示される点においてBモード用及びカラードブラ用に共通した受信が行われることが示されている。このようにすれば、フレームレートの低下を最小限にすることができる。また、Bモードの表示範囲とカラードブラの表示範囲が同一であるという利点もある。

【0052】なお、コントラストエコー法による検査時のカラードブラの送信は、Bモードと同等に行っても感度的に問題ないので、Bモードとカラードブラの送信・受信を共通にすることも問題はない。また、Bモード及びカラードブラのラスタ本数がともに256本、PRFは4.5kHzとすると、ロスをいれた送信回数は260回だから、フレームレートは17Hzである。

【0053】さらに、図6は、カラードブラとBモードで交互に送信を行う例である。図6においては、例えばラスタ番号4において、まずカラードブラ用の送信（二重丸10）が行われるとともに、4方向同時受信（ラスタ番号1、3、5及び7における一重丸11及び三角印12）が行われ、その後、Bモード用の送信（ハッチング二重丸13）が行われるとともに、2方向同時受信

（ラスタ番号5及び7におけるハッチング一重丸14）が行われている。このような方式では、例えば、ラスタ番号7において、一番上の一重丸11からその下の一重丸11までの間隔が、図3、図4及び図5の方式に比べて大きいから、低いドプラ周波数まで観測することができる（むしろ他のラスタ番号9、11、13、...等においても同様である。）。

【0054】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の超音波診断装置によれば、カラードブラの画質改善、より具体的には、コントラストエコー法による検査時における画像分解能の向上が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施形態にかかる超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】 図1に示すプローブによるBモード及びカラードブラのスキャン例を示す説明図である。

【図3】 本発明の実施形態に係る超音波の送信及び受信の態様を示す説明図である。

【図4】 図3とは別形態となる超音波の送信及び受信の態様を示す説明図である。

【図5】 図3及び図4とは別形態となる超音波の送信及び受信の態様を示す説明図である。

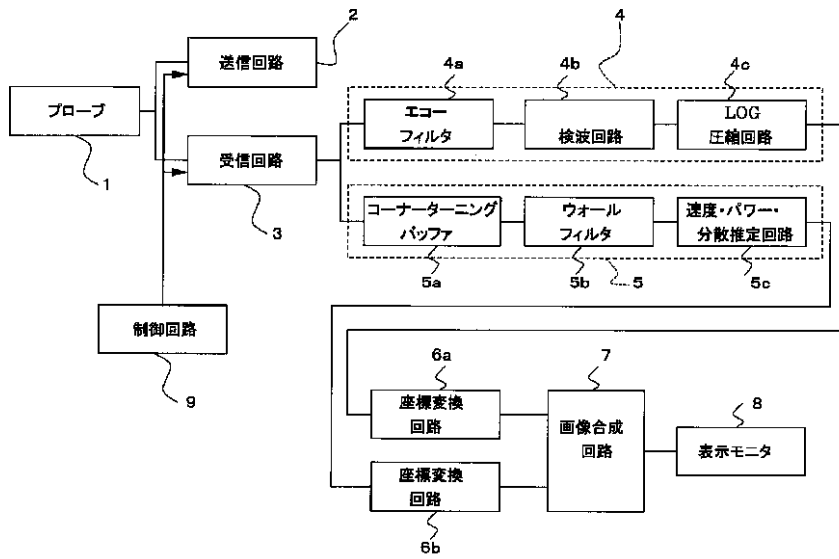
【図6】 図3、図4及び図5とは別形態となる超音波の送信及び受信の態様を示す説明図である。

【図7】 従来の超音波の送信及び受信の態様を示す説明図である。

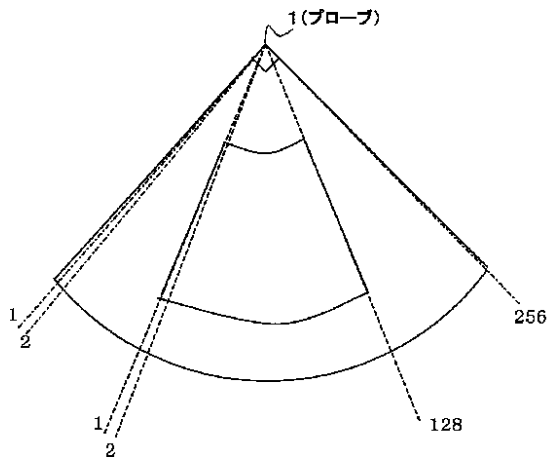
【符号の説明】

- 1 プローブ
- 2 送信回路
- 3 受信回路
- 4 Bモード処理系
 - 4a エコーフィルタ
 - 4b 検波回路
 - 4c LOG圧縮回路
- 5 カラードブラ処理系
 - 5a コーナーターニングバッファ
 - 5b ウォールフィルタ
 - 5c 速度・分散・パワー推定回路
- 6a、6b 座標変換回路
- 7 画像合成回路
- 8 表示モニタ
- 9 制御回路

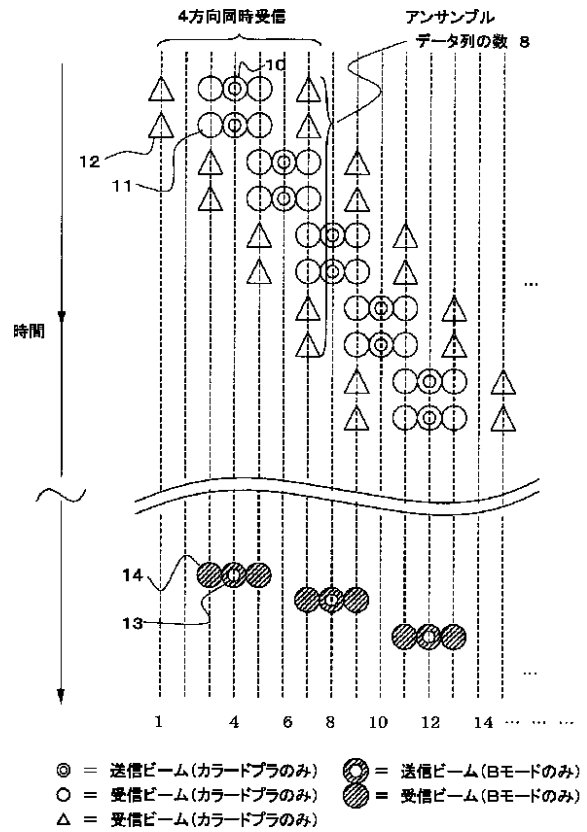
【図1】



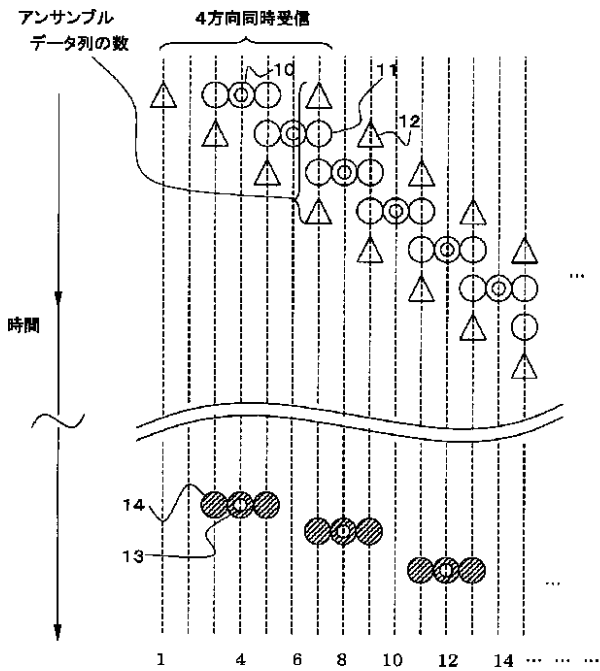
【図2】



【図3】

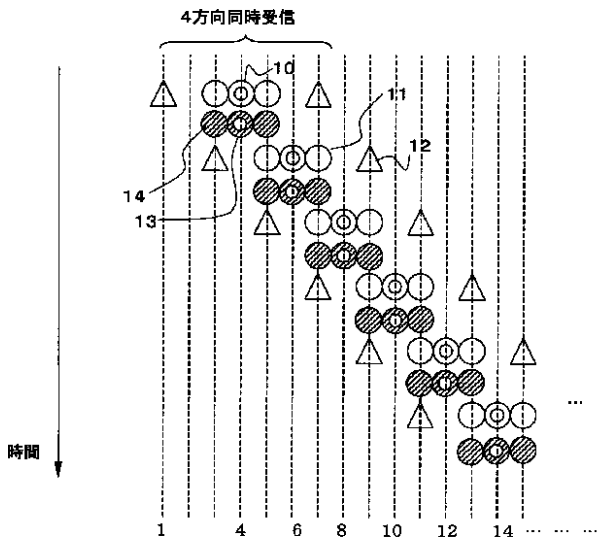


【図4】



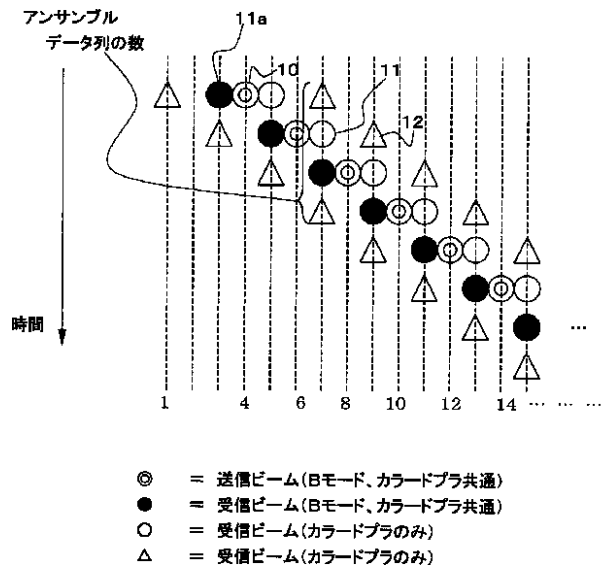
- ◎ = 送信ビーム(カラードブラのみ)
- = 受信ビーム(カラードブラのみ)
- △ = 受信ビーム(カラードブラのみ)
- ⊙ = 送信ビーム(Bモードのみ)
- ⊗ = 受信ビーム(Bモードのみ)

【図6】



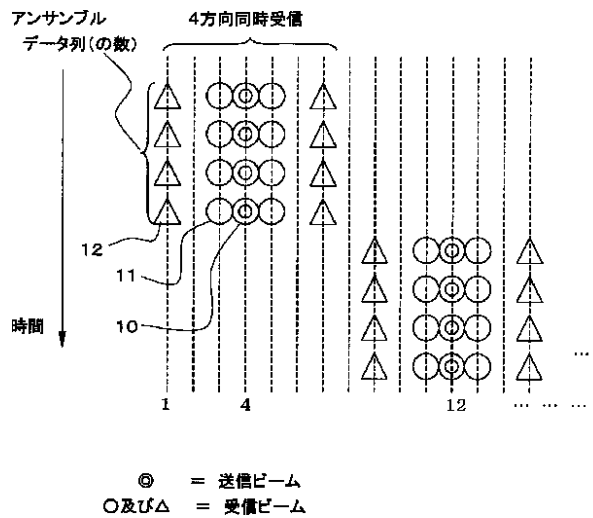
- ◎ = 送信ビーム(カラードブラのみ)
- = 受信ビーム(カラードブラのみ)
- △ = 受信ビーム(カラードブラのみ)
- ⊙ = 送信ビーム(Bモードのみ)
- ⊗ = 受信ビーム(Bモードのみ)

【図5】



- ◎ = 送信ビーム(Bモード、カラードブラ共通)
- = 受信ビーム(Bモード、カラードブラ共通)
- = 受信ビーム(カラードブラのみ)
- △ = 受信ビーム(カラードブラのみ)

【図7】



- ◎ = 送信ビーム
- 及び△ = 受信ビーム

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波发送和接收方法涉及超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2002224107A	公开(公告)日	2002-08-13
申请号	JP2001022698	申请日	2001-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52095 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/EE02 4C301/EE07 4C301/JB37 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE08 4C601/DE10 4C601/DE12 4C601/DE13 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH26 4C601/JB28 4C601/JB34		
其他公开文献	JP4564184B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：与彩色多普勒方法，二次谐波方法的彩色多普勒和脉冲反转方法的彩色多普勒无关，通过对比回波法，特别是分辨率等，在检查时提高彩色多普勒的图像质量。提供了一种超声诊断设备。根据本发明的超声诊断设备使用在同一光栅中的多个接收信号，这些信号是基于在多个不同光栅中传输的超声波而获得的，并且被用于彩色多普勒方法的计算中。和 在图中，例如，对于由光栅号4、6、8和10中的双圆圈10表示的发射光束，由单个圆11和光栅数7中的三角形标记12表示的八个整体数据串。已获得。据此，由于透射光栅密度增加，因此在对比回波期间可以以更高的分辨率看到血流或气泡。

