

(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 - 34975

(P2002 - 34975A)

(43)公開日 平成14年2月5日(2002.2.5)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-コ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2000 - 220762(P2000 - 220762)

(22)出願日 平成12年7月21日(2000.7.21)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 都築 博彦

神奈川県南足柄市中沼210番地 富士写真フ

イルム株式会社内

(74)代理人 100100413

弁理士 渡部 温 (外 1 名)

F タ-ム (参考) 4C301 DD02 DD06 EE01 HH31 HH52

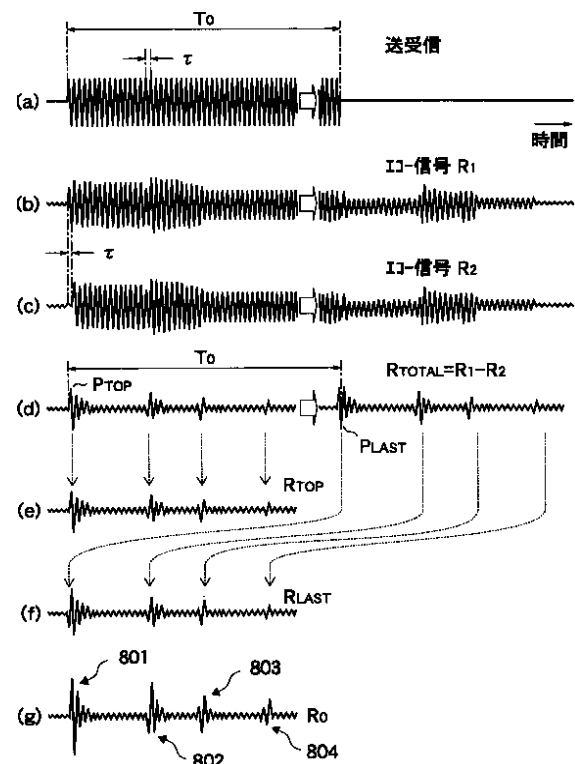
JB29

(54)【発明の名称】 超音波診断画像形成方法及び装置並びに超音波診断画像処理装置及び超音波診断画像処理プログラムを記録した記録媒体

(57)【要約】

【課題】 空間分解能に優れた画像を得ることができる超音波診断画像形成方法等を提供する。

【解決手段】 2周期以上連続する超音波を被検体に送信するステップと、送信された超音波が被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して受信信号 R_1 を得るステップと、送信された超音波の1周期に相当する時間だけ受信信号を遅延して遅延受信信号 R_2 を得るステップと、受信信号と遅延受信信号との差 R_{TOTAL} に基づいて被検体の組織に関する画像情報を得るステップとを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 2 周期以上連続する超音波を被検体に送信するステップと、

送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して受信信号を得るステップと、

送信された超音波の 1 周期に相当する時間だけ前記受信信号を遅延して遅延受信信号を得るステップと、

前記受信信号と前記遅延受信信号との差に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得るステップと、を具備する超音波診断画像形成方法。

【請求項 2】 所定の期間において $n/2$ 周期以上連続する超音波を被検体に送信するステップと (n は 4 以上の整数)、

送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して受信信号を得るステップと、

送信された超音波の 1 周期に相当する時間だけ前記受信信号を遅延して遅延受信信号を得るステップと、

前記受信信号と前記遅延受信信号との差信号を得るステップと、

n が偶数である場合に、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との差に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得るステップと、

n が奇数である場合に、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との和に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得るステップと、を具備する超音波診断画像形成方法。

【請求項 3】 前記画像情報を得るステップが、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との差又は和を対数増幅及び包絡線検波することにより得られた信号の各時点における振幅を輝度値として画像情報を得ることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断画像形成方法。

【請求項 4】 2 周期以上連続する超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して受信信号を得る手段と、

送信された超音波の 1 周期に相当する時間だけ前記受信信号を遅延して遅延受信信号を得る手段と、

前記受信信号と前記遅延受信信号との差に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得る手段と、を具備する超音波診断画像形成装置。

【請求項 5】 所定の期間において $n/2$ 周期以上連続する超音波を被検体に送信し (n は 4 以上の整数)、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して受信信号を得る手段と、

送信された超音波の 1 周期に相当する時間だけ前記受信信号を遅延して遅延受信信号を得る手段と、

前記受信信号と前記遅延受信信号との差信号を得る手段と、

n が偶数である場合に、第 1 の所定の期間における前記

*差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との差に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得ると共に、 n が奇数である場合に、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との和に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得る手段と、を具備する超音波診断画像形成装置。

【請求項 6】 前記画像情報を得る手段が、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との差又は和を対数増幅及び包絡線検波することにより得られた信号の各時点における振幅を輝度値として画像情報を得ることを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断画像形成装置。

【請求項 7】 所定の期間において $n/2$ 周期以上連続する超音波が被検体に送信され (n は 4 以上の整数)、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して得られた受信信号の処理を行う超音波診断画像処理装置であって、

送信された超音波の 1 周期に相当する時間だけ前記受信信号を遅延して遅延受信信号を得る手段と、

前記受信信号と前記遅延受信信号との差信号を得る手段と、

n が偶数である場合に、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との差に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得ると共に、 n が奇数である場合に、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との和に基づいて前記被検体の組織に関する画像情報を得る手段と、を具備する超音波診断画像処理装置。

【請求項 8】 所定の期間において $n/2$ 周期以上連続する超音波が被検体に送信され (n は 4 以上の整数)、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して得られた受信信号の処理を行うために CPU で読み取り可能な記録媒体であって、

送信された超音波の 1 周期に相当する時間だけ前記受信信号を遅延して遅延受信信号を得る手順と、

前記受信信号と前記遅延受信信号との差信号を得る手順と、

n が偶数である場合に、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との差に基づいて前記被検体の組織に関する情報を得る手順と、

n が奇数である場合に、第 1 の所定の期間における前記差信号と第 2 の所定の期間における前記差信号との和に基づいて前記被検体の組織に関する情報を得る手順と、を前記 CPU に実行させるためのプログラムを記録した記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、一般的に超音波診断画像形成方法及びこれを用いた超音波診断画像形成装置に関し、特に、複数の連続した周期 (波長) を有する

超音波を用いた超音波診断画像形成方法等に関する。さらに、本発明は、そのような超音波診断の診断画像形成において超音波を検出して得られた受信信号を処理するための超音波診断画像処理装置及び超音波診断画像処理プログラムを記録した記録媒体に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、超音波診断は、血流情報を得ることができるという特徴を有することから、胸部並びに腹部領域の診断において著しく発展した。特に、造影剤を用いる超音波撮像技術が開発されたため、より正確な血流情報が得られるようになって来ている。このような超音波造影においては、直径が1～数 μm の多数のマイクロバブルを液体に混入したマイクロバブル造影剤を、主に静脈に注射することにより用いる。このマイクロバブルは、生体に無害な気体（空気、フッ化炭素等）を、生体に無害な物質（レシチン等）からなる殻に封入したものである。

【0003】日本国特許出願公開（特開）平9-164138号公報には、血流中に微小気泡の超音波コントラスト剤を注入し、組織中の微小気泡を破壊する超音波パルスを送信し、微小気泡の破壊からある時間間隔の間にどの程度組織中に微小気泡が再灌流したかを超音波により測定する超音波診断画像処理方法が掲載されている。

【0004】また、超音波診断画像形成技術においても、ドップラー信号や高調波信号の利用が進み、より多くの組織における血流情報の取得が可能となった。特に、超音波造影との組み合わせにより、血流動態の評価がより正確に行われるようになった。

【0005】特開平11-178824号公報には、変調された超音波のシーケンスを体内に発信し、その応答として得られる超音波エコーに位相差を生じさせる発信段階と、該発信シーケンスに応答する超音波エコー信号の集合を受信する段階と、線形と非線形信号成分の位相シフト情報を分離するために該集合を分析する段階とからなるパルス反転ドップラー超音波診断画像処理方法が掲載されている。しかしながら、このようなドップラー信号の検出においては、心筋等の動きの大きい組織からの強い信号や、組織そのものから発生する高調波信号が混入するため、血管内のマイクロバブルのみを検出することはできない。

【0006】また、米国特許第5,706,819号には、高調波コントラスト剤の影響を極性（位相）を交互に反転させながら受信することにより、送信信号の高調波成分を抑圧すると共に散乱を除去して高調波コントラスト剤の影響を検出する超音波診断画像処理方法が掲載されている。しかしながら、このような高調波画像処理を行うためには、極性（位相）の異なる複数の超音波を送信する必要があり、測定に時間がかかるため、その間に被測定物が動くと画像の空間分解能が低下してしまうという問題があった。

【0007】一方、連続する複数の波を有する超音波を照射することにより、血管内にあるマイクロバブルのみから発生するサブハーモニック（分調波）エコーに基づいて画像を生成する、いわゆるサブハーモニックイメージングが検討され始めている。分調波成分はマイクロバブルのカオス的振動と分岐現象によってのみ生成されるため、サブハーモニックイメージングによれば、ハーモニックイメージングよりも高いコントラストの造影が得られると考えられている。

【0008】マイクロバブルのサブハーモニックエコーについては、P. M. Shankar 等が J. Acoust. Soc. Am., 106(4), 2104(1999) に発表した論文に示されるように、連続する超音波により発生することが知られており、サブハーモニックイメージングを行うためには、バースト波という連続する複数の波を含む超音波が用いられる。しかしながら、バースト波のように長時間連続する複数の波を用いると、1組の波が長くなって、やはり画像の空間分解能が低下してしまう。

【0009】また、特開2000-5167号公報には、連続する複数の波を持つ超音波を送波するに当り、マイクロバブル（マイクロバブル）を破壊しない瞬時音圧を持つ少なくとも1つの波の前後にマイクロバブルを破壊する瞬時音圧を持つ波がそれぞれ存在する超音波を送信し、サブハーモニックエコーを確実に発生させる超音波送波方法が掲載されている。しかしながら、サブハーモニックエコーを用いた超音波の送受信においては、受信信号の処理を含めて、さらなる改良が望まれている。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】そこで、上記の点に鑑み、本発明の目的は、空間分解能に優れた画像を得ることができる超音波診断画像形成方法及び超音波診断画像形成装置を提供することである。さらに、本発明の目的は、そのような超音波診断画像形成において用いられる超音波診断画像処理装置及び超音波診断画像処理プログラムを記録した記録媒体を提供することである。

【0011】

【課題を解決するための手段】以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波診断画像形成方法は、2周期以上連続する超音波を被検体に送信するステップと、送信された超音波が被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して受信信号を得るステップと、送信された超音波の1周期に相当する時間だけ受信信号を遅延して遅延受信信号を得るステップと、受信信号と遅延受信信号との差に基づいて被検体の組織に関する画像情報を得るステップとを具備する。

【0012】また、本発明に係る超音波診断画像形成装置は、2周期以上連続する超音波を被検体に送信し、送信された超音波が被検体の組織に反射されて生じるエコー

ーを検出して受信信号を得る手段と、送信された超音波の1周期に相当する時間だけ受信信号を遅延して遅延受信信号を得る手段と、受信信号と遅延受信信号との差に基づいて被検体の組織に関する画像情報を得る手段とを具備する。

【0013】さらに、本発明に係る超音波診断画像処理装置は、所定の期間において $n/2$ 周期以上連続する超音波が被検体に送信され(n は4以上の整数)、被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して得られた受信信号の処理を行う超音波診断画像処理装置であって、送信された超音波の1周期に相当する時間だけ受信信号を遅延して遅延受信信号を得る手段と、受信信号と遅延受信信号との差信号を得る手段と、 n が偶数である場合に、第1の所定の期間における差信号と第2の所定の期間における差信号との差に基づいて被検体の組織に関する画像情報を得ると共に、 n が奇数である場合に、第1の所定の期間における差信号と第2の所定の期間における差信号との和に基づいて被検体の組織に関する画像情報を得る手段とを具備する。

【0014】加えて、本発明に係る超音波診断画像処理プログラムを記録した記録媒体は、所定の期間において $n/2$ 周期以上連続する超音波が被検体に送信され(n は4以上の整数)、被検体の組織に反射されて生じるエコーを検出して得られた受信信号の処理を行うためにCPUで読み取り可能な記録媒体であって、送信された超音波の1周期に相当する時間だけ受信信号を遅延して遅延受信信号を得る手順と、受信信号と遅延受信信号との差信号を得る手順と、 n が偶数である場合に、第1の所定の期間における差信号と第2の所定の期間における差信号との差に基づいて被検体の組織に関する情報を得る手順と、 n が奇数である場合に、第1の所定の期間における差信号と第2の所定の期間における差信号との和に基づいて被検体の組織に関する情報を得る手順とをCPUに実行させる。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断画像形成装置の構成を示すブロック図である。

【0016】図1に示すように、この超音波診断画像形成装置は、複数の超音波トランスデューサにより構成される超音波トランスデューサアレイを含む超音波プローブ20を有する。超音波プローブ20は、操作者により被検体10に当接されて使用される。被検体10には、予めマイクロバブル造影剤が注入されて、マイクロバブル100が含まれている。

【0017】超音波プローブ20は、送受信部30に接続されている。送受信部30において、送波タイミング発生回路322は、送波タイミング信号を周期的に発生して、送波ビームフォーマ321に供給する。送波ビー

ムフォーマ321は、この送波タイミング信号に基づいて、超音波プローブ20の複数の超音波トランスデューサを時間差をもって駆動する複数の駆動信号(送波ビームフォーミング信号)を発生し、送受信切り替え回路311を介して超音波プローブ20に供給する。これらの駆動信号の波形は、送波超音波の音圧波形が後述の波形となるように選ばれている。超音波プローブ20の送波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサは、これらの駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ複数の超音波を被検体10に向けてそれぞれ送信する。このような複数の超音波の波面合成により、超音波ビームが形成される。

【0018】一方、超音波プローブ20は、被検体10から反射された超音波(エコー)を受信し、これを電気信号に変換して、送受信切り替え回路311を介して受波ビームフォーマ331に出力する。このように、超音波プローブ20の受波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサが受信した複数のエコー信号が、受波ビームフォーマ331に入力されるようになってい

る。受波ビームフォーマ331は、複数の受信エコーに時間差を付与して位相を調整し、次にそれらを加算して、音線に沿ったエコー受信信号の形成、即ち、受波のビームフォーミングを行うようになっている。受波ビームフォーマ331により、受波の音線も送波に合わせて走査される。

【0019】超音波プローブ20により送信される超音波ビームは、その収束領域において、例えば図2に示す音圧波形を形成するような連続する波を生じるように設定されている。図2に示すように、この音圧波形は、 $n/2$ 個の周期(波長)の間連続する波となっている(n は4以上の整数)。望ましくは、 4×10^5 であり、この連続する波には、2周期以上で50,000周期以下の波が含まれる。ここで、2周期以上としたのは、後で説明する信号処理において受信信号と遅延受信信号との差分を求めるので、送信用の発振器が安定するための期間が必要となるからである。また、50,000周期以下としたのは、被検体から反射して戻って来る波が妨害とならないようにするためである。なお、1MHzの超音波を用いる場合には、50,000周期は1/20秒に相当する。また、連続する波の周期数の上限は、より好ましくは10,000波長以下、さらに好ましくは1,000波長以下とする。

【0020】このような波形の超音波が、図3に示すような被検体の組織に入射され、被検体10から反射された超音波(エコー)が、超音波プローブ20に入射する。図3に示すように、被検体10には、組織a、b、cが含まれている。例えば、組織aとcは細胞であり、組織bは血管である。送信波の音線202は、組織a、b、cを突き抜けて進むと共に、送信波の一部は、組織a、組織bの2つの壁、組織cにおいて反射される。こ

こで、送信波を発信してから反射波を受信するまでの時間を特定することにより、深さ方向の異なる位置における画像情報を選択的に取得することが出来る。

【0021】超音波ビームの送信は、図1に示す送波タイミング発生回路322が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。超音波ビームの方位は、送波ビームフォーマ321によって順次変更される。これにより、被検体10の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。即ち、被検体10の内部において、音線の方向が順次変化する。このような構成の送受信部30は、例えば図4に示すような走査を行う。図4においては、放射点200からz方向に延びる超音波ビーム（音線202）が、扇状の2次元領域206を θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャンを行う。

【0022】一方、送波及び受波のアパーチャを超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成する場合には、このアパーチャを超音波トランスデューサアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図5に示すような走査を行うことができる。図5においては、放射点200からz方向に延びる音線202を直線上の軌跡204に沿って平行移動させることにより、矩形状の2次元領域206をx方向に走査し、いわゆるリニアスキャンを行う。

【0023】また、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイである場合は、リニアスキャンと同様な音線走査により、例えば図6に示すような走査を行うことができる。図6においては、音線202の放射点200を、発散点208を中心とした円弧状の軌跡204に沿って移動させ、扇面状の2次元領域206を θ 方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンを行う。

【0024】再び図1を参照すると、受波ビームフォーマ331は、信号処理部40の基本波処理部401及びサブハーモニック処理部402に接続されている。基本波処理部401及びサブハーモニック処理部402は、入力された音線毎のエコー受信信号を処理し、処理された受信信号を画像処理部403に出力する。画像処理部403は、処理された受信信号に基づいて、受信波の強度により輝度変調して得られるBモード画像を生成する。ここで、基本波処理部401は、受波ビームフォーマ331から入力された受信信号を、後述する方法を用いて変換し、画像処理部403においてBモード画像を生成するために用いられる信号を生成する。

【0025】図7に、基本波処理部401の構成の一部を示す。図7において、遅延回路1は、受信信号を送波基本周期 τ だけ遅延させる。差分回路2は、受信信号と遅延された受信信号との差信号を出力する。遅延回路3は、この差信号を、1回分の送波期間 T_0 だけ遅延させ

る。減算回路4は、差信号と遅延された差信号との差を求め、加算回路5は、差信号と遅延された差信号との和を求める。選択回路6は、 n が偶数の場合には減算回路4の出力を選択し、 n が奇数の場合には加算回路5の出力を選択して、基本波エコーとして出力する。なお、図1に示す基本波処理部401～画像処理部403の各部は、アナログ回路で構成しても良いし、デジタル回路で構成しても良い。あるいは、ソフトウェアとCPUで構成しても良い。その場合には、CPUを含む制御部60が、記録媒体70に記録された超音波診断画像処理プログラムに基づいて、受信信号を処理する。記録媒体70としては、フロッピーディスク、ハードディスク、MO、MT、RAM、CDROM、又はDVDROM等が該当する。

【0026】次に、基本波処理部401の動作について、図8を参照しながら説明する。図8は、基本波処理部における受信波の処理を説明するための波形図である。図8の(a)は、送信波の波形を示している。送信波は、基本周期 τ の超音波が1回分の送波期間 T_0 の間に $n/2$ 波長分連続する構造を有している（ n は4以上の整数）。このような送信波が、図3に示す被検体10に入射される。図8の(b)は、受信波の波形を示している。受信波であるエコー信号 R_1 は、図3に示す被検体10の組織a、b、cで反射されて複雑なものとなっている。基本波処理部において、エコー信号 R_1 を送波基本周期 τ だけ遅らせて、図8の(c)に示す遅延エコー信号 R_2 を作成する。

【0027】次に、 R_1 と R_2 の差を求め、図8の(d)に示す R_{TOTAL} を作成する。このようにして作成した波形 R_{TOTAL} は、 n が偶数である場合には、最初の送波期間 T_0 の間で連続する波形の先頭に位置するパルス P_{TOP} と、最初の送波期間 T_0 の直後に位置し、パルス P_{TOP} に対して符号が反転したパルス P_{LAST} とを含んでいる。一方、波形 R_{TOTAL} は、 n が奇数である場合には、最初の送波期間 T_0 の間で連続する波形の先頭に位置するパルス P_{TOP} と、最初の送波期間 T_0 の直後に位置し、パルス P_{TOP} と符号が同一のパルス P_{LAST} とを含んでいる。ここで、パルス P_{TOP} とパルス P_{LAST} とは、時間軸上で1回分の送波期間 T_0 だけずれている。そこで、波形 R_{TOTAL} を時間軸上で最後から T_0 分だけ除去したものを図8の(e)に示す波形 R_{TOP} とし、波形 R_{TOTAL} を時間軸上で最初から T_0 分だけ除去したものを図8の(f)に示す波形 R_{LAST} とする。

【0028】さらに、 n が偶数の場合には $R_{TOP} - R_{LAST}$ を、 n が奇数の場合には $R_{TOP} + R_{LAST}$ を、図8の(g)に示す波形 R_0 として求める。このようにして求めた波形 R_0 においては、最初のパルスの大きさは、パルス P_{TOP} とパルス P_{LAST} のそれぞれの絶対値の和となる。また、波形 R_0 には、図3に示す組織aの散乱801、組織bの2つの壁の散乱802及び803、組織c

の散乱 804 が抽出されている。以上のように計算した波形 R_0 を、基本波エコーとする。

【0029】図 1 に示す基本波処理部 401 は、受信波から得られた基本波エコーを対数増幅及び包絡線検波することにより、音線上の個々の反射点におけるエコーの強度を表す信号、即ち A スコープ信号を得て、この A スコープ信号の各々の時点における瞬時の振幅をそれぞれの輝度値として、B モード画像データを形成する。このようにして、基本波処理部 401 は、基本波エコーに基づく B モード画像データを生成する。

【0030】図 1 に示すサブハーモニック処理部 402 は、受信波から得られたサブハーモニックエコーを対数増幅及び包絡線検波することにより、音線上の個々の反射点におけるエコーの強度を表す信号、即ち A スコープ信号を得て、この A スコープ信号の各々の時点における瞬時の振幅をそれぞれの輝度値として、B モード画像データを形成する。このようにして、サブハーモニック処理部 402 は、サブハーモニックエコーに基づく B モード画像データを生成する。

【0031】基本波処理部 401 及びサブハーモニック処理部 402 は、画像処理部 403 に接続されている。画像処理部 403 は、基本波処理部 401 及びサブハーモニック処理部 402 からそれぞれ入力される B モード画像データに基づいて、複数の B モード画像をそれぞれ生成する。この動作について、以下に詳しく説明する。

【0032】基本波処理部 401 及びサブハーモニック処理部 402 から音線毎に入力された基本波エコー及びサブハーモニックエコーによる B モード画像データは、画像処理部 403 内の音線データメモリにそれぞれ記憶される。音線データメモリ内には、それぞれの音線データ空間が形成されている。音線データメモリ内の音線データ空間は、ディジタル・スキャンコンバータ (DSC) 404 の走査変換によって、音線データ空間のデータから物理空間のデータに変換される。DSC 404 によって変換された画像データは、画像メモリ 405 に記憶される。画像メモリ 405 は、物理空間の画像データを記憶する。音線データメモリ及び画像メモリ 405 のデータは、画像処理プロセッサによって、それぞれ所定のデータ処理を施される。

【0033】画像メモリ 405 には、表示部 50 が接続されている。表示部 50 は、画像メモリ 405 に記憶されている物理空間の画像データに基づいて画像を表示する。表示部 50 は、カラー画像の表示が可能なものであることが望ましい。

【0034】図 1 に示す送受信部 30 と信号処理部 40 は、制御部 60 に接続されている。制御部 60 は、これら各部に制御信号を与えて、その動作を制御するようになっている。また、制御部 60 には、これら各部から各種の報知信号が入力されるようになっている。制御部 60 による制御の下で超音波撮像が遂行される。更に、制

*御部 60 には操作部が含まれている。操作部は操作者によって操作され、制御部に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部は、例えばキーボードやその他の操作具を備えた操作パネルで構成される。

【0035】次に、本実施形態に係る超音波診断画像形成装置の操作について説明する。操作者は、超音波プローブ 20 を被検体 10 の所望の個所に当接し、操作部を操作して撮像を行う。制御部 60 の制御の下で、音線を順次スキャンしながら超音波の送受信を行い、撮像が遂行される。例えば、図 4 に示したようなセクタスキャンで音線を順次スキャンしながら、各音線毎に超音波ビームを送波し、そのエコーを受信して、エコー受信波に基づいて B モード画像を生成する。もちろん、図 5 又は図 6 に示したようなニアスキャン又はコンベックスキャンを行うようにしても良い。

【0036】このとき送波する超音波ビームは、例えば図 2 に示した音圧波形を有し、マイクロバブル 100 を連続振動させ、サブハーモニックエコーを確実に生じさせる。各音線におけるエコー受信波に基づいて B モード画像データが形成される。B モード画像データは、基本波エコーに基づくものとサブハーモニックエコーに基づくものとがそれぞれ形成され、画像処理部 403 内の音線データメモリに記憶される。音線データメモリ内の音線データを DSC 404 で走査変換して、画像メモリ 405 にそれぞれ書き込む。操作者は、操作部を走査して、これらの B モード画像を表示部 50 に表示させる。

【0037】上記の実施形態においては、2 周期以上連続する超音波を利用して B モード撮像を行う例について説明したが、超音波撮像は B モード撮像に限るものではなく、サブハーモニックエコーのドップラースhift を利用して動態画像を撮像するようにしても良い。

【0038】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、2 周期以上連続する超音波を利用して、空間分解能に優れた画像を得ることができる超音波診断画像形成を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断画像形成装置を示すブロック図である。

【図 2】本発明の一実施形態に係る超音波診断画像形成装置から送信された超音波の音圧波形を示す図である。

【図 3】本発明の一実施形態に係る超音波診断画像形成装置から送信された超音波が被検体に入射される様子を示す図である。

【図 4】本発明の一実施形態に係る超音波診断画像形成装置における音線走査の一例を示す図である。

【図 5】本発明の一実施形態に係る超音波診断画像形成装置における音線走査の他の例を示す図である。

【図 6】本発明の一実施形態に係る超音波診断画像形成装置における音線走査のさらに他の例を示す図である。

【図 7】図 1 の基本波処理部の構成の一部を示すブロック図である。

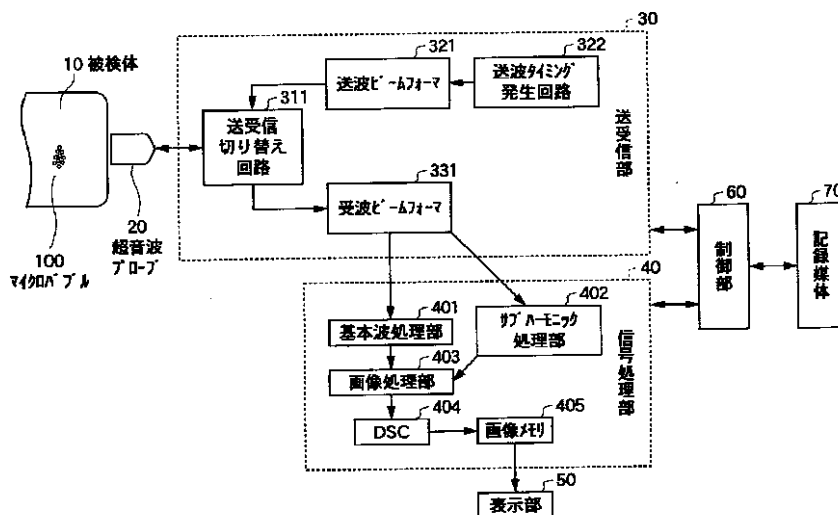
【図 8】図 1 の基本波処理部における受信波の処理を説明するための波形図である。

【符号の説明】

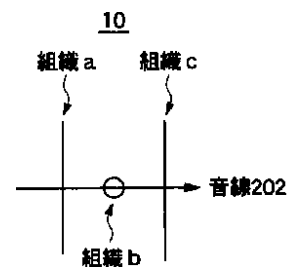
- 1、3 遅延回路
- 2 差分回路
- 4 減算回路
- 5 加算回路
- 6 選択回路
- 10 被検体
- 20 超音波プローブ
- 30 送受信部
- 40 信号処理部
- 50 表示部
- 60 制御部

- *70 記録媒体
- 100 マイクロバブル
- 200 放射点
- 202 音線
- 204 軌跡
- 206 2次元領域
- 208 発散点
- 311 送受信切り替え回路
- 321 送波ビームフォーマ
- 322 送波タイミング発生回路
- 10 322 送波タイミング発生回路
- 331 受波ビームフォーマ
- 401 基本波処理部
- 402 サブハーモニック処理部
- 403 画像処理部
- 404 デジタル・スキャンコンバータ(DSC)
- 405 画像メモリ

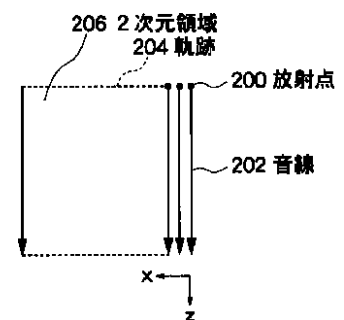
【図 1】



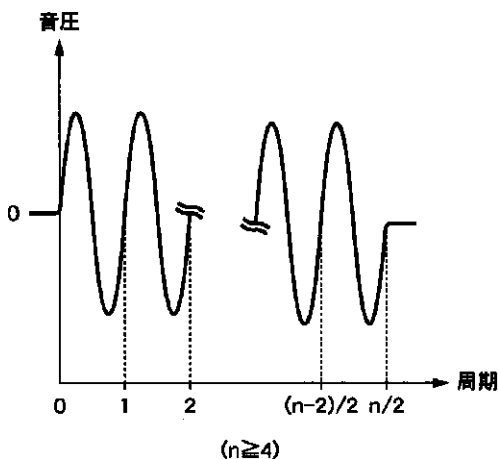
【図 3】



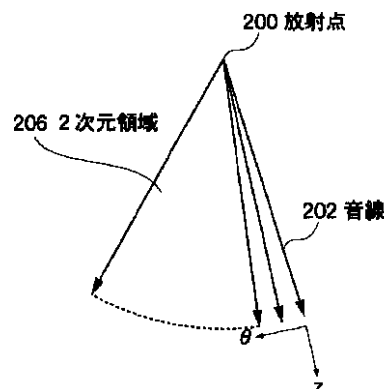
【図 5】



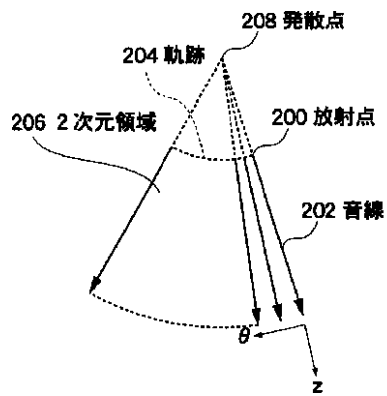
【図 2】



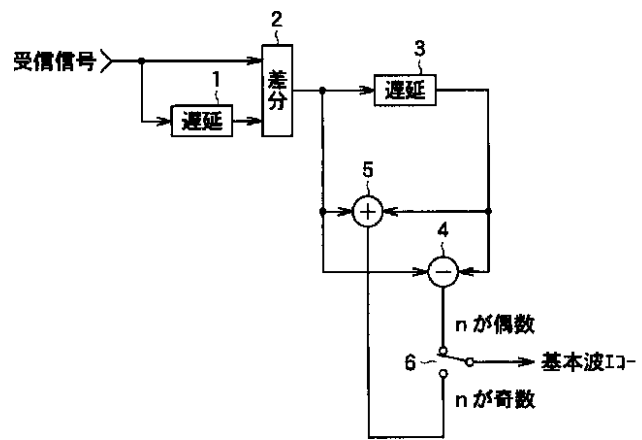
【図 4】



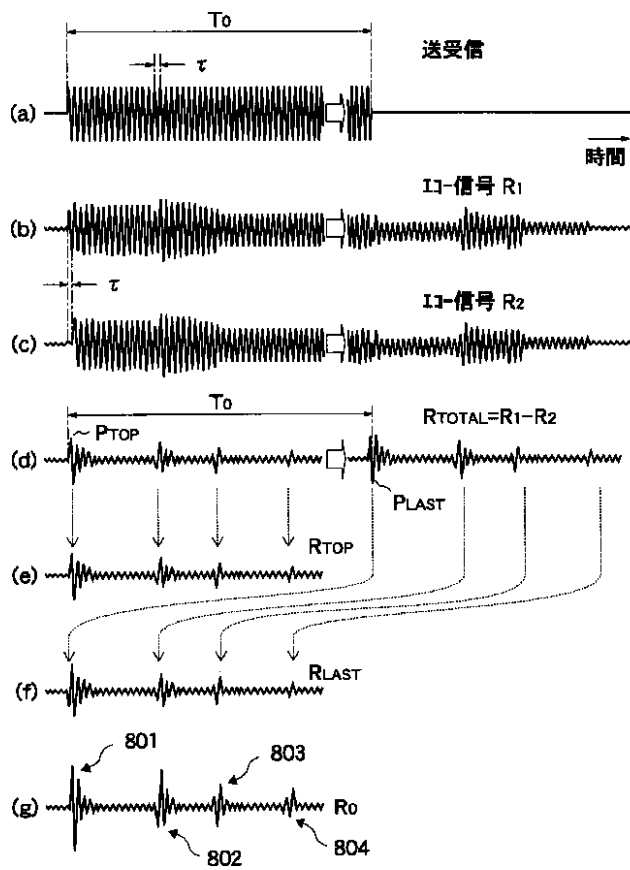
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声波诊断图像形成方法和装置，超声波诊断图像处理装置和存储超声波诊断图像处理程序的记录介质		
公开(公告)号	JP2002034975A	公开(公告)日	2002-02-05
申请号	JP2000220762	申请日	2000-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	都築博彦		
发明人	都築 博彦		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/DD02 4C301/DD06 4C301/EE01 4C301/HH31 4C301/HH52 4C301/JB29 4C601/DE01 4C601/EE01 4C601/JB01 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够获得空间分辨率优异的图像的超声波诊断图像形成方法等。 解决方案：将连续两个或更多个周期的超声波发射到对象的步骤，检测到发射的超声波被对象的组织反射时产生的回波，以检测接收信号R1。 通过将接收信号延迟与发射超声波的一个周期相对应的时间以及接收信号与延迟接收信号之间的差 R_T 总计，来获得延迟接收信号R2。) 用于获取有关对象组织的图像信息。

