

(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 - 113007

(P2002 - 113007A)

(43)公開日 平成14年4月16日 (2002.4.16)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
	8/06		5 D 0 1 9
G 0 1 S 7/521		H 0 4 R 17/00	330 E 5 J 0 8 3
	7/539	G 0 1 S 7/52	A
H 0 4 R 17/00	330		D

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2000 - 312053(P2000 - 312053)
 (22)出願日 平成12年10月12日(2000.10.12)

(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)

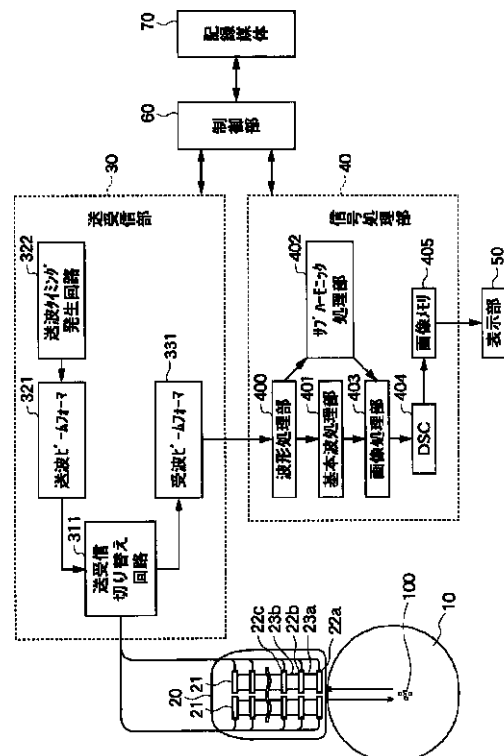
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波送受信方法及び超音波送受信装置

(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送受信方法等を提供する。

【解決手段】 2周期以上連続する超音波を被検体10に送信するステップと、複数の電極22a、22b、・・・と複数の圧電素子23a、23b、・・・とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサ21を含む超音波プローブ20を用いて被検体の組織に送信超音波が反射されて生じるエコーを検出するステップであって、複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、超音波トランスデューサ内の厚み共振における基本波成分を得るステップと、基本波成分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、

複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブを用いて前記被検体の組織に送信超音波が反射されて生じるエコーを検出するステップであって、前記複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、前記超音波トランスデューサ内の厚み共振における基本波成分を得るステップと、

前記基本波成分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、を具備する超音波送受信方法。

【請求項2】 4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、

複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブを用いて前記被検体の組織に送信超音波が反射されて生じるエコーを検出するステップであって、前記複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、前記超音波トランスデューサ内の厚み共振におけるサブハーモニック成分を得るステップと、を具備する超音波送受信方法。

【請求項3】 前記被検体にマイクロバブル造影剤を注入するステップをさらに具備する請求項2記載の超音波送受信方法。

【請求項4】 複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブであって、所定の期間において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する前記超音波プローブと、前記複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、前記超音波トランスデューサ内の厚み共振における基本波成分を得る手段と、前記基本波成分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、を具備する超音波送受信装置。

【請求項5】 複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブであって、4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前記超音波プローブと、前記複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、前記超音波トランスデューサ内の厚み共振におけるサブハーモニック成分を得る手段と、を具備する超音波送受信装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、一般的に超音波送

受信方法及び超音波送受信装置に関し、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、マイクロバブル造影剤を用いてサブハーモニック（分調波）エコー強度を検出する超音波送受信方法等に関する。

【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、超音波送受信技術においても、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こと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の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 10 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 20 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、送信波に対して長波長の成分を多く含むサブハーモニックを検出するためには、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】サブハーモニック強度の検出方法として 30 は、受信した波形を高速フーリエ変換（FFT）する方法が用いられているが、FFTによれば演算時間が長いので、リアルタイムの画像表示に適さないという問題がある。また、回路的にフィルタリングしてサブハーモニックの周波数成分を取り出す方法によれば、サブハーモニックの周波数成分は基本波や高調波に挟まれて複数の周波数に存在するので、サブハーモニックのみを抽出することは困難である。

【0011】ところで、特開平11-342129号公報又は米国特許第5,980,459号（1999年1 40 1月9日に特許公報発行）には、超音波散乱体をイメージングするためのシステムにおいて、複数のトランスデューサ素子を有する超音波トランスデューサ素子と、選択されたトランスデューサ素子をパルス駆動するパルス発生手段と、このパルス発生手段に結合され、第1の送信発射の際の第1のビームと第2の送信発射の際の第2のビームとが同じ送信焦点位置に焦点合わせされるようにこれらのビームを形成する送信ビーム形成手段と、第1の送信発射の後に受信開口を形成する選択されたトランスデューサ素子からの第1組の受信信号から第1の 50

ビーム加算された受信信号を形成すると共に、第2の送信発射の後に第2組の受信信号から第2のビーム加算された受信信号を形成する受信ビーム形成手段と、これらのビーム加算された受信信号を「スロータイム」フィルタリングするフィルタリング手段と、フィルタリングされた信号を加算するベクトル加算装置等を含むシステムが掲載されている。

【0012】このシステムにおいて、受信ビーム形成手段は、各々の増幅されたエコー信号に適切な時間遅延を与え、受信時にダイナミック・アポダイゼーションを与え、それらの遅延され、アポダイゼーションを与えられた信号を加算して、1つの超音波ビームに沿った特定のレンジ（距離）に位置する点から反射された全超音波エネルギーを正確に示す1つの加算されたエコー信号を構成する。

【0013】

【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、超音波プローブに含まれる各々の超音波トランスデューサ素子においてエコーの基本波成分を検出することにより、空間分解能に優れた画像を得ることができる超音波送受信方法及び超音波送受信装置を提供することである。また、本発明の別の目的は、超音波プローブに含まれる各々の超音波トランスデューサ素子においてエコーのサブハーモニック成分を検出することにより、サブハーモニック情報をリアルタイムに近い速度で表示することができる超音波送受信方法及び超音波送受信装置を提供することである。

【0014】

【課題を解決するための手段】以上の課題を解決するため、本発明の第1の観点に係る超音波送受信方法は、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、複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブを用いて被検体の組織に送信超音波が反射されて生じるエコーを検出するステップであって、複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、超音波トランスデューサ内の厚み共振における基本波成分を得るステップと、基本波成分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。

【0015】また、本発明の第2の観点に係る超音波送受信方法は、4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、複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブを用いて被検体の組織に送信超音波が反射されて生じるエコーを検出するステップであって、複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、超音波トランスデューサ内の厚み共振におけるサブハーモニック成分を得るステップとを具備する。

【0016】本発明の第1の観点に係る超音波送受信装

置は、複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブであって、所定の期間において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を検出する超音波プローブと、複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、超音波トランスデューサ内の厚み共振における基本波成分を得る手段と、基本波成分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。

【0017】また、本発明の第2の観点に係る超音波送受信装置は、複数の電極と複数の圧電素子とが受信方向に交互に積層されて形成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブであって、4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を検出して受信信号を得る超音波プローブと、複数の電極の内の少なくとも2つの電極の出力電圧に基づいて、超音波トランスデューサ内の厚み共振におけるサブハーモニック成分を得る手段とを具備する。

【0018】

【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送受信装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、この超音波送受信装置は、複数の超音波トランスデューサ21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。

【0019】図1においては、超音波トランスデューサ21の構造を見やすくするために、2つの超音波トランスデューサのみを示している。超音波トランスデューサ21においては、複数の電極22a、22b、・・・と、複数の圧電素子23a、23b、・・・とが受信方向に交互に積層されている。圧電素子の材料としては、PZTと呼ばれるジルコン酸鉛系の圧電セラミックや、PVDF（ポリフッ化ビニリデン）系と呼ばれる高分子材料（ポリマー）を使用することができるが、本発明においては、体積弾性率の小さいPVDF系高分子材料の40方が好ましい。

【0020】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50

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。

【0021】超音波は、図2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、超音波プローブに入射する。図2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。組織bの内部には、マイクロバブル100が注入されている。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。また、送信波の他の一部は、組織bの内部に存在するマイクロバブル100によって反射されて、サブハーモニック成分を生ずる。

【0022】一方、図1において、複数の超音波トランスデューサ21を有する超音波プローブ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。この受信動作について、以下に詳しく説明する。

【0023】被検体10によって反射されて超音波トランスデューサ21に入射した超音波は、各々の超音波トランスデューサ21に含まれる複数の電極22a、22b、・・・及び圧電素子23a、23b、・・・を通過して進行する。ただし、電極の厚みは圧電素子の厚みに比べて十分小さいものとする。超音波の速度は、通過する物体の体積弾性率や密度の影響を受けて変化する。各々の超音波トランスデューサ21において、受信した超音波によって圧電素子に歪みが発生すると、電界、即ち、単位長さ当りの電圧が発生する。

【0024】図3において、超音波トランスデューサ内における超音波（基本波）の波長を λ とし、超音波トランスデューサの端面から超音波の進行方向に向けた距離を x とすると、圧電素子の厚み共振により、 $x = n \lambda / 2$ （ただし、 $n = 0, 1, 2, \dots$ ）となる面において基本波の振幅が最大になる。そこで、図3の実線で示すように、基本波を $A_1 \cos(2\pi x / \lambda)$ で表し、基本波の1/2倍音のサブハーモニック波を $A_2 \cos(\pi x / \lambda)$ で表している。これらの式においては、超音波トランスデューサ内の音圧減衰はないものとしている。

【0025】圧電素子の特性が理想的なものであれば、圧電素子において歪み量に比例する電界が生じる。電極に発生する電圧は、圧電素子における電界を積分したものであるから、図3の破線で示すように、基本波は B_1

$\sin(2\pi f t)$ で表され、 $f = \omega / 4 + n \omega / 2$ となる面において最大になる。また、基本波の $1/2$ 倍音のサブハーモニック波は $B_2 \sin(\omega t)$ で表され、 $f = \omega / 2 + n \omega$ となる面において最大になる。本実施形態においては、所定の周波数を有する送信超音波を被検体に入射して得られるエコーの超音波トランスデューサ内の厚み共振における基本波成分及びサブハーモニック成分(以下、単に、基本波成分、サブハーモニック成分という)を検出するために、電極間の距離が超音波トランスデューサ内における基本波の $1/4$ 波長と等しくなるように設定している。

【0026】図3に示すように、電極22aの出力電位を V_a 、電極22bの出力電位を V_b 、電極22cの出力電位を V_c 、電極22dの出力電位を V_d とすると、電極22aと電極22bとの間の電圧により得られる受信信号 S_1 、電極22bと電極22cとの間の電圧により得られる受信信号 S_2 、電極22cと電極22dとの間の電圧により得られる受信信号 S_3 、電極22aと電極22bとの間の電圧により得られる受信信号 S_{12} 、電極22bと電極22dとの間の電圧により得られる受信信号 S_{23} は、以下のように表される。

$$S_1 = V_b - V_a$$

$$S_2 = V_c - V_b$$

$$S_3 = V_d - V_c$$

$$S_{12} = V_c - V_a$$

$$S_{23} = V_d - V_b$$

【0027】各受信信号の基本波成分は、以下のように表される。

$$S_1 = B_1$$

$$S_2 = -B_1$$

$$S_3 = -B_1$$

$$S_{12} = 0$$

$$S_{23} = -2B_1$$

なお、実際には、超音波トランスデューサ内の音圧減衰があるため、 S_2 の絶対値は S_1 の絶対値よりも小さくなる。

【0028】また、各受信信号のサブハーモニック成分は、以下のように表される。

$$S_1 = (1/2) B_2$$

$$S_2 = (1 - 1/2) B_2$$

$$S_3 = -(1 - 1/2) B_2$$

$$S_{12} = B_2$$

$$S_{23} = 0$$

ここで、基本波成分に対するサブハーモニック成分の割合は、 S_{12} / S_1 である。なお、実際には、超音波トランスデューサ内の音圧減衰があるため、基本波成分に対するサブハーモニック成分の割合は、 $2 S_{12} / (S_1 - S_2)$ となる。

【0029】このように、電極22a、22b、・・・の内の少なくとも2つを用いることにより、エコーの基

本波成分及びサブハーモニック成分を様々な感度で検出することができる。基本波成分を検出する場合には、基本波成分の電圧が高く、サブハーモニック成分を抑圧できるという観点から、電極22bと22dから得られる受信信号 S_{23} が適している。あるいは、電極22bと22cから得られる受信信号 S_2 と電極22cと22dから得られる受信信号 S_3 との和 ($S_2 + S_3$) を求めても良い。

【0030】一方、サブハーモニック波を検出する場合には、サブハーモニック成分の電圧が高く、基本波成分を抑圧できるという観点から、電極22aと22cから得られる受信信号 S_{12} が適している。あるいは、電極22aと22bから得られる受信信号 S_1 と電極22bと22cから得られる受信信号 S_2 との和 ($S_1 + S_2$) を求めても良い。さらに、超音波トランスデューサが長い場合には、電極22cと22gから得られる受信信号を用いることもできる。

【0031】これらの受信信号は、超音波プローブ20から受波ビームフォーマ331に入力される。さらに、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しても良い。

【0032】超音波ビームの送信は、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z方向に走査し、いわゆるセクタスキャンを行う。

【0033】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。

【0034】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を方向に走査して、いわゆるコンベックスキャンを行う。

【0035】受信する超音波エコーに含まれる基本波成分のみを利用する場合には、超音波プローブ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7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る。この音圧波形は、 $k/2$ 個の周期（波長）の間連続する波となっている（ k 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。

【0036】ここで、2周期以上としたのは、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。

【0037】一方、受信する超音波エコーに含まれるサブハーモニック成分も利用する場合には、超音波プローブ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8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8に示すように、この音圧波形は、 n 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）。サブハーモニックは、送信波長に対して n/m 倍の波長を有する音波であり（ m は自然数、かつ、 n と m は独立）、特に、 $m=2$ の波長を有する音波が強く現われる傾向にある。

【0038】以上において、望ましくは、 $4 \times 5 \times 10^4$ であり、この連続する波には、4周期以上で50,000周期以下の波が含まれる。ここで、4周期以上としたのは、サブハーモニックを発生させ易くするためである。図9の(a)に、このような送信波の波形の例を示す。また、図9の(b)に、この送信波によって生じるマイクロバブルのエコー波形の例を示す。

【0039】次に、受信した超音波の処理について説明する。図1に示すように、受波ビームフォーマ331の出力は、信号処理部40の波形処理部400に接続されている。受波ビームフォーマ331及び波形処理部400における受信波の処理について、図3及び図10を参照しながら説明する。図3に示すように、超音波トランスデューサ内における基本波の $1/4$ 波長の間隔で、複数の電極22a、22b、・・・が設けられている。これらの電極の出力電位 V_a 、 V_b 、・・・は、図10に示す差動アンプ1、2、・・・に供給される。これらの差動アンプによって、2つの電極間の電圧（受信信号） $S_1 = V_b - V_a$ 、 $S_2 = V_c - V_b$ 、 $S_3 = V_d - V_c$ 、 $S_{1,2} = V_c - V_a$ 、 $S_{2,3} = V_d - V_b$ 等の内の必要

なものを求める。例えば、受信信号 $S_{2,3}$ を受信波の基本波成分として用い、受信信号 $S_{1,2}$ を受信波のサブハーモニック成分として用いることができる。あるいは、演算部6を設け、差動アンプの出力信号に基づいて、受信波の基本波成分又はサブハーモニック成分を演算により求めても良い。例えば、基本波成分として $S_2 + S_3$ を演算により求め、サブハーモニック成分として $S_1 + S_2$ を演算により求めて出力する。

【0040】再び図1を参照すると、受波ビームフォーマ331及び波形処理部400は、入力された音線毎のエコー受信信号から基本波成分とサブハーモニック成分を分離し、基本波成分を基本波処理部401に出力すると共に、サブハーモニック成分をサブハーモニック処理部402に出力する。基本波処理部401及びサブハーモニック処理部402は、入力された基本波成分及びサブハーモニック成分をそれぞれ処理して画像処理部403に出力する。画像処理部403は、基本波成分に基づいて、基本波の強度により輝度変調して得られる基本波Bモード画像を生成すると共に、サブハーモニック成分に基づいて、サブハーモニック成分の強度により輝度変調して得られるサブハーモニックBモード画像を生成する。

【0041】なお、図1に示す波形処理部400～画像処理部403の各部分は、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（登録商標）ディスク、ハードディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等が該当する。

【0042】ここで、基本波成分に基づいて生成した1次元の画像データを、図11の(a)に輝度信号 $X_{9,10}$ として示す。輝度信号 $X_{9,10}$ には、図2に示す組織aの散乱911、組織bの2つの壁の散乱912及び913、組織cの散乱914、及び、組織bに注入されたマイクロバブルの散乱915が抽出されている。

【0043】また、サブハーモニック成分に基づいて生成した1次元の画像データを、図11の(b)に輝度信号 $X_{SUB,9,20}$ として示す。輝度信号 $X_{SUB,9,20}$ には、図2に示す組織bに注入されたマイクロバブルのサブハーモニック信号925が抽出されている。

【0044】本実施形態においては、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シフトを利用して動態画像を撮像するようにしても良い。

【0045】再び図1を参照して、本実施形態に係る超音波送受信装置における画像処理について詳しく説明する。基本波処理部401及びサブハーモニック処理部4

02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。

【0046】基本波処理部401は、基本波エコー、即ち送信波の基本周波数と同じ周波数を有するエコー受信信号を通過させるフィルタを有し、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生成する。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。

【0047】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た信号を生成する。さらに、この信号を、距離軸上の単位距離当りの変化信号に変換することにより微分の絶対値を求め、Bモード画像データを生成する。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。

【0048】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。DSC404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。

【0049】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。

【0050】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。

【0051】次に、本発明の一実施形態に係る超音波送受信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に示したようなリ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。

【0052】このとき送波する超音波ビームは、例えば図8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DSC404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。また、マイクロバブルのサブハーモニックエコーが得られた場合には、図12に示すように、表示部のディスプレイ110において、基本波エコーに基づいて求めた組織の断層像111と、マイクロバブルのサブハーモニックエコーに基づいて求めた像112との合成画像を表示させる。

【0053】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、空間分解能に優れた画像を得ることが可能な超音波送受信、又は、サブハーモニック情報をリアルタイムに近い速度で表示することが可能な超音波送受信を実現できる。

【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送受信装置の構成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送受信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3】本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置における超音波トランスデューサの動作を説明するための図である。

【図4】本発明の一実施形態に係る超音波送受信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送受信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送受信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】本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置により送信された超音波の音圧波形の例を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置により送信された超音波の音圧波形の他の例を示す図である。

【図9】(a)は、本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置における送信波の音圧波形の例を示す図であり、(b)は、この送信波によって生じるマイクロバブルのエコー波形の例を示す図である。

【図10】本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置において受信した超音波の処理を行うための回路構成を示す図である。

【図11】本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置において生成した1次元の画像データを輝度信号として示す図である。

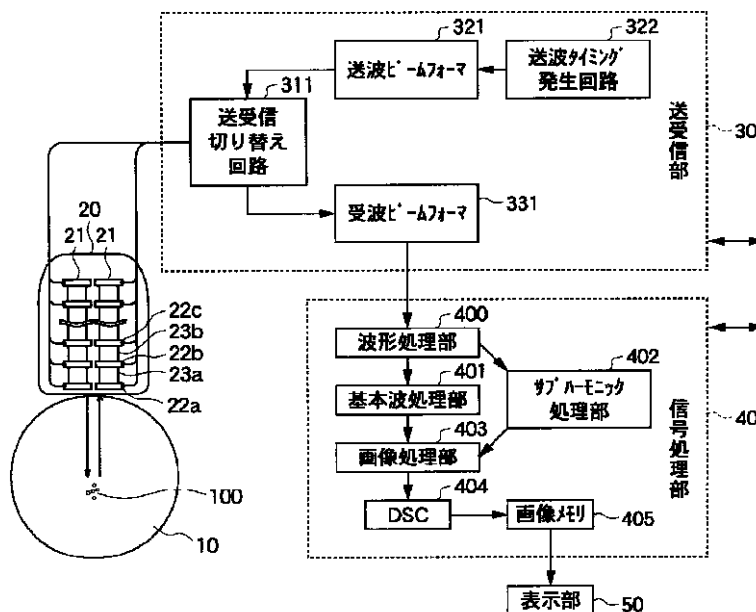
【図12】本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置における表示画像の一例を示す図である。

【符号の説明】

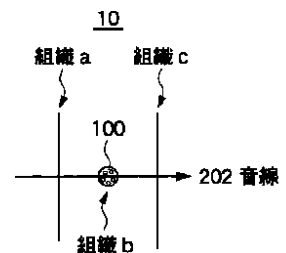
- 1 ~ 5 差動アンプ
- 6 演算部
- 10 被検体
- 20 超音波プローブ
- 22 a、22 b、... 電極
- 23 a、23 b、... 圧電素子
- 30 送受信部

- * 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
- 331 受波ビームフォーマ
- 400 波形処理部
- 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
- 910 輝度信号 X_0
- 911 組織aの散乱
- 912、913 組織bの2つの壁の散乱
- 914 組織cの散乱
- 915 組織bに注入されたマイクロバブルの散乱
- 920 輝度信号 X_{SUB}
- 925 組織bに注入されたマイクロバブルのサブハーモニック信号

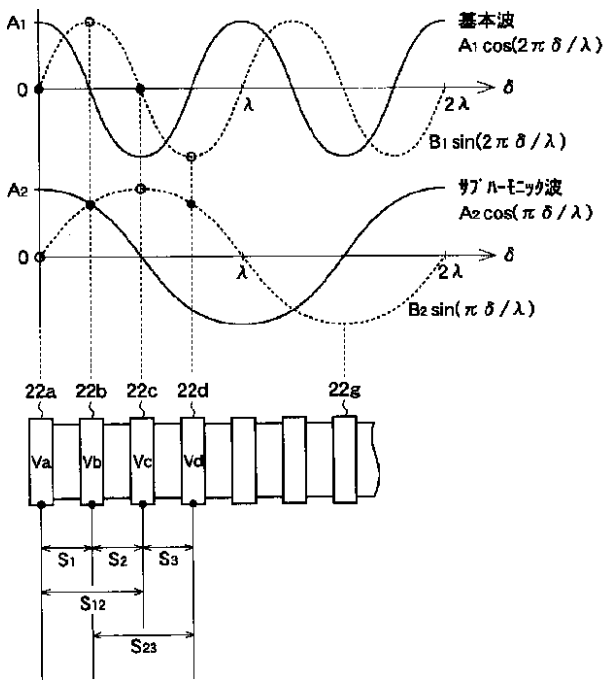
【図1】



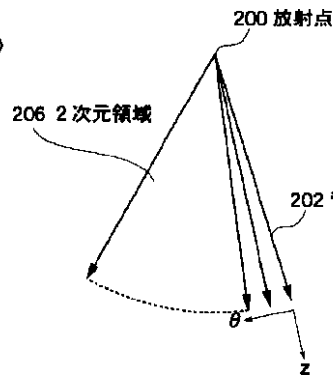
【図2】



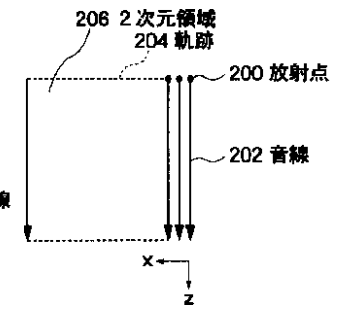
【図3】



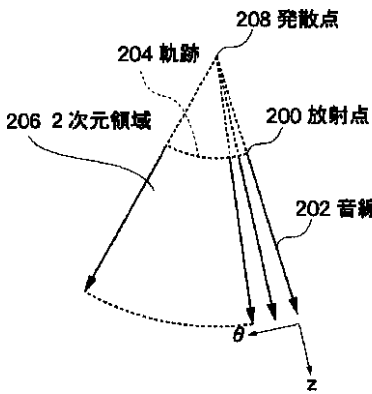
【図4】



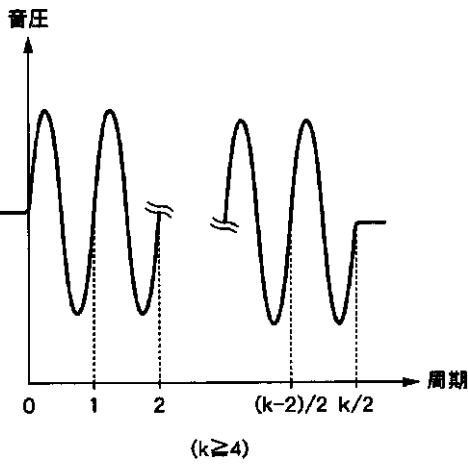
【図5】



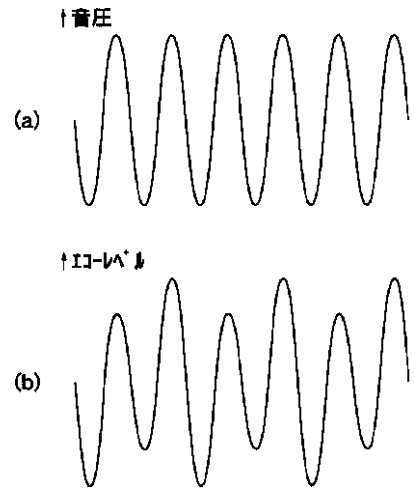
【図6】



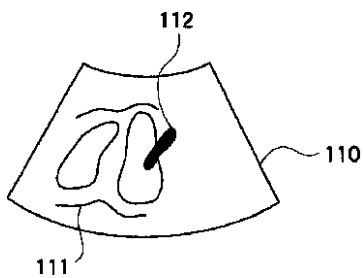
【図7】



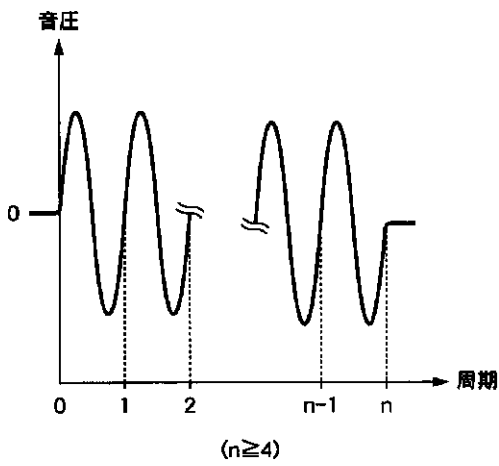
【図9】



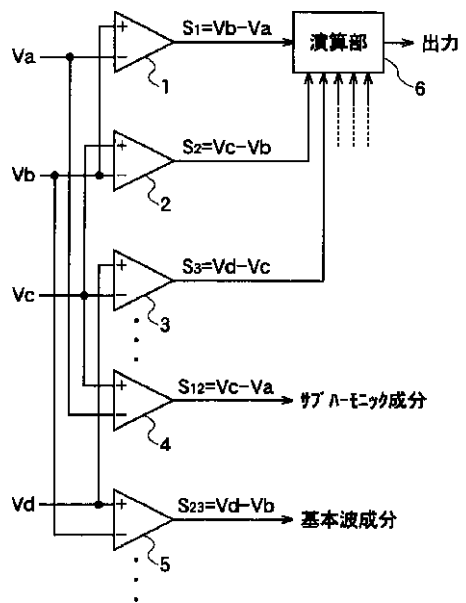
【図12】



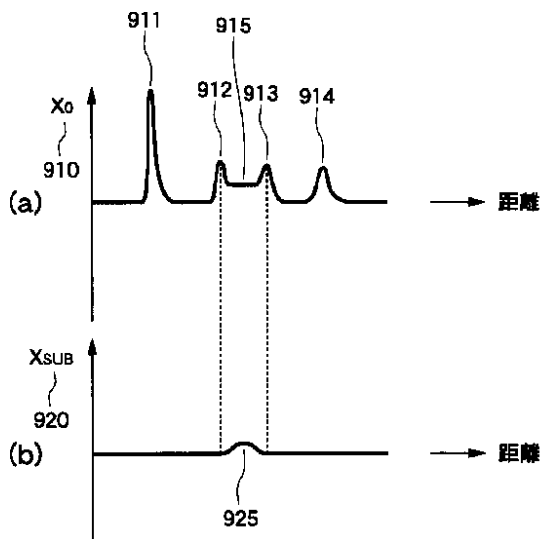
【図8】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

- F ターム(参考) 4C301 CC02 DD01 EE01 EE10 GB03
 GB14 GB18 GB37 HH02 HH46
 HH47 HH48 KK12
 5D019 BB14 FF03
 5J083 AA02 AB17 AC28 BB07 BC01
 BC20 BD02 BD03 CB03 CB05
 CB13 CB18 CB30 EA10 EA14
 EA46 EB02

专利名称(译)	超声波发送/接收方法和超声波发送/接收装置		
公开(公告)号	JP2002113007A	公开(公告)日	2002-04-16
申请号	JP2000312053	申请日	2000-10-12
[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	A61B8/14 A61B8/06 G01S7/521 G01S7/539 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 H04R17/00.330.E G01S7/52.A G01S7/62.D G01S7/521.A		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/EE01 4C301/EE10 4C301/GB03 4C301/GB14 4C301/GB18 4C301/GB37 4C301/HH02 4C301/HH46 4C301/HH47 4C301/HH48 4C301/KK12 5D019/BB14 5D019/FF03 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/BB07 5J083/BC01 5J083/BC20 5J083/BD02 5J083/BD03 5J083/CB03 5J083/CB05 5J083/CB13 5J083/CB18 5J083/CB30 5J083/EA10 5J083/EA14 5J083/EA46 5J083/EB02 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE07 4C601/DE08 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/EE01 4C601/EE07 4C601/GB01 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB14 4C601/GB19 4C601/GB42 4C601/GB45 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK24		
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发送/接收方法等。解决方案：将连续两个或更多个连续的超声波发射到对象10的步骤，以及多个电极22a, 22b, ...以及多个压电元件23a, 23b。使用包括通过堆叠多个电极中的至少两个而形成的超声换能器21的超声探头20来检测由反射的超声波传输到对象的组织而引起的回声的步骤。该方法包括以下步骤：基于电极的输出电压，在超声换能器中获得厚度共振中的基波分量；以及基于基波分量，获得关于对象的组织的图像信息。

