

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] （参考）
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
B 0 6 B 1/06		B 0 6 B 1/06	Z 5 D 1 0 7

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L（全 9 数）

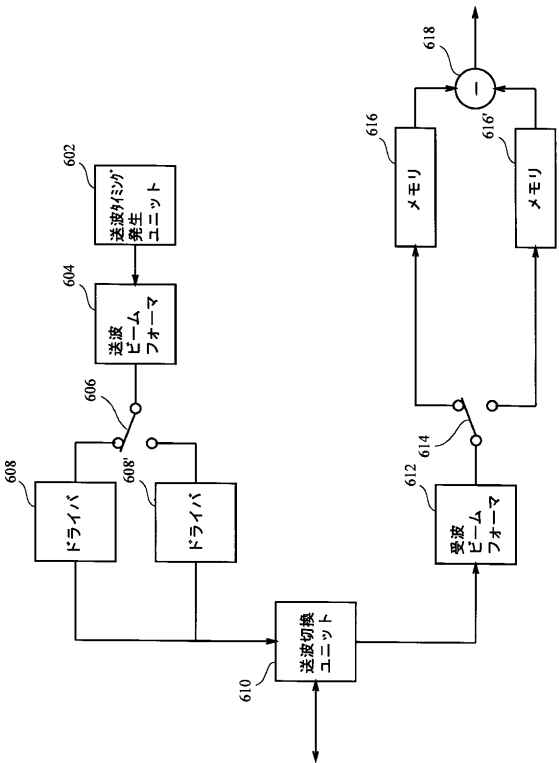
(21)出願番号	特願2000－180171(P2000－180171)	(71)出願人	000121936 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
(22)出願日	平成12年6月15日(2000.6.15)	(72)発明者	橋本 浩 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内
		(74)代理人	100085187 弁理士 井島 藤治（外1名）
		Fターム（参考）	4C301 CC02 EE03 HH02 HH16 HH24 HH46 HH48 JB11 JB29 5D107 AA20 BB07 CC01 CD03

(54)【発明の名称】 超音波送受信方法および装置並びに超音波撮影装置

(57)【要約】

【課題】 ユニポーラ駆動でも広帯域のハーモニックスエコーを得る超音波送受信方法および装置、並びに、そのような超音波送受信装置を備えた超音波撮影装置を実現する。

【解決手段】 伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波し（608）、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を前記送波と同一の方位に送波し（608'）、これら2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信し（616、616'）、2つのエコーの差の信号を形成する（618）。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波し、
伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を前記送波と同一の方位に送波し、
前記送波した2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信し、
前記受信した2つのエコーの差の信号を形成する、ことを特徴とする超音波送受信方法。

【請求項2】 伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波し、
伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を前記送波と同一の方位に送波し、
前記送波した2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信し、
前記受信した2つのエコーについて送波音圧の相違に応じてゲインを調節し、
前記調節済の2つのエコーの差の信号を形成する、ことを特徴とする超音波送受信方法。

【請求項3】 前記2種類の超音波の送波の方位を順次変更する、ことを特徴とする請求項1または請求項2に記載の超音波送受信方法。

【請求項4】 伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第1の超音波送波手段と、
伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第2の超音波送波手段と、
前記送波した2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信するエコー受信手段と、
前記受信した2つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、を具備することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項5】 伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第1の超音波送波手段と、
伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第2の超音波送波手段と、
前記送波した2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信するエコー受信手段と、
前記受信した2つのエコーについて送波音圧の相違に応じてゲインを調節するゲイン調節手段と、
前記調節済の2つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、を具備することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項6】 前記第1および第2の駆動手段は前記送波の方位を順次変更する、ことを特徴とする請求項4または請求項5に記載の超音波送受信装置。

【請求項7】 伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第1の超音波送波手段と、
伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第2の超音波送波手段と、
前記送波した2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信す

*るエコー受信手段と、
前記受信した2つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、
前記形成した差の信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波撮影装置。

【請求項8】 伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第1の超音波送波手段と、
伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第2の超音波送波手段と、
前記送波した2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信するエコー受信手段と、
前記受信した2つのエコーについて送波音圧の相違に応じてゲインを調節するゲイン調節手段と、
前記調節済の2つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、
前記形成した差の信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波撮影装置。

【請求項9】 前記第1および第2の駆動手段は前記送波の方位を順次変更する、ことを特徴とする請求項7または請求項8に記載の超音波撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波送受信方法および装置並びに超音波撮影装置に関し、特に、超音波を送波してそのハーモニクスエコー(harmonics echo)を得る超音波送受信方法および装置、並びに、そのような超音波送受信装置を備えた超音波撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波撮影では、送波超音波の高調波エコーすなわちハーモニクスエコーに基づいて画像を生成することが行われる。このような超音波撮影をハーモニクス・イメージング(harmonics imaging)ともいう。ハーモニクスエコー像は、基本波エコー像とは異なる独自の臨床的価値を有する。

【0003】ハーモニクス・イメージングはパルスインバージョン(pulse inversion)法を用いて行われる。パルスインバージョン法では、超音波トランスデューサ(transducer)のバイポーラ(bipolar)駆動により、1回目と2回目で位相を180°異ならせて超音波を送波し、それら超音波のエコーの和を求めることにより基本波エコーを相殺し、ハーモニクスエコーを得る。

【0004】パルスインバージョン法によらずにハーモニクスイメージングを行う場合は、フィルタ(filter)を用いてエコー受信信号から基本波成分を除去することによりハーモニクスエコーを得る。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】超音波トランスデューサを駆動する回路の構成によっては、ユニポーラ（unipolar）駆動しかできずバイポーラ駆動が不可能な場合がある。その場合には基本波エコーを除去するフィルタを用いることになるが、フィルタは基本波エコーばかりでなくそれに近い周波数を持つハーモニックエコーも除去するので、ハーモニックエコーの周波数帯域が狭くなる。

【0006】そこで、本発明の課題は、ユニポーラ駆動でも広帯域のハーモニックエコーを得る超音波送受信方法および装置、並びに、そのような超音波送受信装置を備えた超音波撮影装置を実現することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】（１）上記の課題を解決する１つの観点での発明は、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波し、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を前記送波と同一の方位に送波し、前記送波した２種類の超音波のエコーをそれぞれ受信し、前記受信した２つのエコーの差の信号を形成する、ことを特徴とする超音波送受信方法である。

【0008】この観点での発明では、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波に対するエコーと、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波に対するエコーとの差を求めるので、両者に共通に含まれる基本波エコーを相殺してハーモニックエコーを取り出すことができる。

【0009】（２）上記の課題を解決する他の観点での発明は、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波し、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を前記送波と同一の方位に送波し、前記送波した２種類の超音波のエコーをそれぞれ受信し、前記受信した２つのエコーについて送波音圧の相違に応じてゲインを調節し、前記調節済の２つのエコーの差の信号を形成する、ことを特徴とする超音波送受信方法である。

【0010】この観点での発明では、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波に対するエコーと、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波に対するエコーについて、音圧の相違に応じてゲインを調節して差を求めるので、両者に共通に含まれる基本波エコーをより徹底して相殺してハーモニックエコーを取り出すことができる。

【0011】（３）上記の課題を解決する他の観点での発明は、前記２種類の超音波の送波の方位を順次変更する、ことを特徴とする（１）または（２）に記載の超音波送受信方法である。

【0012】この観点での発明では、超音波の送波の方位を順次変更することにより、複数の方位を超音波で走査することができる。

（４）上記の課題を解決する他の観点での発明は、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第１の超音波送波手段と、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第２の超音波送波手段と、前記送波した２種類の超音波のエコーをそれぞれ受信するエコー受信手段と、前記受信した２つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、を具備することを特徴とする超音波送受信装置である。

【0013】この観点での発明では、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波に対するエコーと、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波に対するエコーとの差を求めるので、両者に共通に含まれる基本波エコーを相殺してハーモニックエコーを取り出すことができる。

【0014】（５）上記の課題を解決する他の観点での発明は、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第１の超音波送波手段と、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第２の超音波送波手段と、前記送波した２種類の超音波のエコーをそれぞれ受信するエコー受信手段と、前記受信した２つのエコーについて送波音圧の相違に応じてゲインを調節するゲイン調節手段と、前記調節済の２つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、を具備することを特徴とする超音波送受信装置である。

【0015】この観点での発明では、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波に対するエコーと、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波に対するエコーについて、音圧の相違に応じてゲインを調節して差を求めるので、両者に共通に含まれる基本波エコーをより徹底して相殺してハーモニックエコーを取り出すことができる。

【0016】（６）上記の課題を解決する他の観点での発明は、前記第１および第２の駆動手段は前記送波の方位を順次変更する、ことを特徴とする（４）または（５）に記載の超音波送受信装置である。

【0017】この観点での発明では、超音波の送波の方位を順次変更することにより、複数の方位を超音波で走査することができる。

（７）上記の課題を解決する他の観点での発明は、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第１の超音波送波手段と、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第２の超音波送波手段と、前記送波した２種類の超音波のエコーをそれぞれ受信するエコー受信手段と、前記受信した２つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、前記形成した差の信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波撮影装置である。

【0018】この観点での発明では、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波に対するエコーと、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波に対するエコーとの差を求めるので、両者に共通に含まれる基本波エコーを相殺してハーモニクスエコーを取り出すことができる。これによって、ハーモニクス・イメージングを行うことができる。

【0019】(8)上記の課題を解決する他の観点での発明は、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波を送波する第1の超音波送波手段と、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波を送波する第2の超音波送波手段と、前記送波した2種類の超音波のエコーをそれぞれ受信するエコー受信手段と、前記受信した2つのエコーについて送波音圧の相違に応じてゲインを調節するゲイン調節手段と、前記調節済の2つのエコーの差の信号を形成する差信号形成手段と、前記形成した差の信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波撮影装置である。

【0020】この観点での発明では、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足る音圧を持つ超音波に対するエコーと、伝搬にともなう波形歪みを起こすに足りない音圧を持つ超音波に対するエコーについて、音圧の相違に応じてゲインを調節して差を求めるので、両者に共通に含まれる基本波エコーをより徹底して相殺してハーモニクスエコーを取り出すことができる。これによって、ハーモニクス・イメージングを行うことができる。

【0021】(9)上記の課題を解決する他の観点での発明は、前記第1および第2の駆動手段は前記送波の方位を順次変更する、ことを特徴とする(7)または(8)に記載の超音波撮影装置である。

【0022】この観点での発明では、超音波の送波の方位を順次変更することにより、複数の方位を超音波で走査することができる。

【0023】

【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を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に超音波撮影装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0024】図1に示すように、本装置は、超音波プローブ2を有する。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサ(transducer)のアレイ(array)を有する。個々の超音波トランスデューサは例えばPZT(チタン(Ti)酸ジルコン(Zr)酸鉛(Pb))セラミックス(ceramics)等の圧電材料によって構成される。

【0025】超音波プローブ2は、操作者により対象4に当接して使用される。超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。

【0026】超音波プローブ2および送受信部6からなる部分は、本発明における超音波送受信装置の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0027】送受信部6のブロック図を図2に示す。同図に示すように、送受信部6は送波タイミング(timing)発生ユニット(unit)602を有する。送波タイミング発生ユニット602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(beamformer)604に入力する。

【0028】送波ビームフォーマ604は、送波のビームフォーミング(beamforming)を行うもので、送波タイミング信号に基づき、所定の方位の超音波ビームを形成するためのビームフォーミング信号を生じる。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。ビームフォーミングは後述の制御部18によって制御され、送波タイミング信号の2周期ごとに送波の方位を変更する。すなわち、引き続く2周期間は同一の方位を保つ。

【0029】送波ビームフォーマ604の出力信号は切換ユニット606によってドライバ(driver)608または608'に入力される。切換ユニット606は後述の制御部18によって制御され、送波タイミング信号の1周期ごとに、ドライバ608側とドライバ608'側に交互に切り替わる。

【0030】ビームフォーミング信号が入力されたドライバ608または608'は、入力信号を増幅して送受切換ユニット606に入力する。ドライバ608の増幅率はドライバ608'の増幅率より大きくなっている。したがって、ドライバ608の出力信号はドライバ608'の出力信号よりも大きい。

【0031】送受切換ユニット610は、増幅されたビームフォーミング信号すなわち駆動信号を超音波トランスデューサアレイに入力する。超音波トランスデューサアレイにおいて、送波アパーチャ(aperture)を構成する複数の超音波トランスデューサは、駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成により、所定方位の音線に沿った超音波ビームが形成される。

【0032】超音波ビームの音圧は、ドライバ608の出力信号で駆動されたときのほうが、ドライバ608'の出力信号で駆動されたときよりも高くなる。対象4の

内部における超音波伝搬の非線形性により、超音波ビームの音圧がある値を超えると、超音波の伝搬の過程で波形に歪みを生じ、それにともなうハーモニクスが発生する。

【0033】音圧とハーモニクス含有率の間には、図3に概念的に示すような関係があり、音圧が所定値 P_c を超えるとハーモニクス含有率が急増する。所定値 P_c を超えない範囲においてはハーモニクスは無視できる程度である。

【0034】ドライバ608の出力信号は、音圧 P_c を超える超音波ビームを発生させる振幅を有する。ドライバ608'の出力信号は、音圧 P_c を超えない超音波ビームを発生させる振幅を有する。この振幅は、超音波ビームの音圧を P_c にできるだけそれに近い値とするようなものであることが、エコー受信信号のSNR (signal-to-noise ratio) を良くする点で好ましい。

【0035】送波ビームフォーマ604、切換ユニット606、ドライバ608、送受切換ユニット610および超音波プローブ2からなる部分は、本発明における第1の超音波送波手段の実施の形態の一例である。送波ビームフォーマ604、切換ユニット606、ドライバ608'、送受切換ユニット610および超音波プローブ2からなる部分は、本発明における第2の超音波送波手段の実施の形態の一例である。

【0036】送受切換ユニット610には受波ビームフォーマ612が接続されている。送受切換ユニット610は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ612に入力する。

【0037】受波ビームフォーマ612は、送波の音線に対応した受波のビームフォーミングを行うもので、複数の受波エコーに時間差を付与して位相を調整し、次いでそれら加算して所定方位の音線に沿ったエコー受信信号を形成する。受波のビームフォーミングは後述の制御部18により制御され、送波タイミング信号の2周期ごとに受波の方位を変更する。すなわち、引き続く2周期間は同一の方位を保つ。

【0038】受波ビームフォーマ612の出力信号すなわち1音線分のエコー受信信号は、切換ユニット614を通じてメモリ616または616'に入力される。切換ユニット614は後述の制御部18によって制御され、送波タイミングの1周期ごとに、メモリ616側とメモリ616'側に交互に切り替わる。これによって、エコー受信信号が1音線分のエコー受信信号が交互に記憶される。

【0039】超音波プローブ2、送受切換ユニット610、受波ビームフォーマ612、切換ユニット614およびメモリ616、616'からなる部分は、本発明におけるエコー受信手段の実施の形態の一例である。

【0040】メモリ616、616'に記憶したエコー受信信号は、後述の制御部18による制御の下で読み出され、減算ユニット618で両者の差が求められる。減算ユニット618は、本発明における差信号形成手段の実施の形態の一例である。

【0041】超音波ビームの送波は、送波タイミング発生ユニット602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。送波タイミングの2周期ごとに、送波ビームフォーマ604および受波ビームフォーマ612により、音線の方位が所定量ずつ変更される。

【0042】これにより、同一の音線（方位）につき2回ずつ超音波の送受信を行う。1回目はドライバ608の出力信号による高音圧の超音波ビームの送波とそのエコー受信を行い、2回目はドライバ608'の出力信号による低音圧の超音波ビームの送波とそのエコー受信を行う。

【0043】1回目の送受信で得たエコー受信信号は基本波エコーとハーモニクスエコーを含む。2回目の送受信で得たエコー受信信号は基本波エコーのみでありハーモニクスエコーを含まない。

【0044】メモリ616、616'にそれぞれ記憶したこれらのエコーについて、減算ユニット618で両者の差を求めることにより、両者に共通に含まれる基本波エコーを相殺してハーモニクスエコーを得ることができる。

【0045】このようにしてハーモニクスエコーを得るので、従来のパルスインバージョン法のように、1回目と2回目で位相が180°異なる超音波を送波するためのバイポーラ駆動手段を必要としない。したがって、ドライバ608、608'はいずれもユニポーラ駆動を行うものであれば良く、構成を簡素化することができる。

【0046】また、従来のように基本波エコーを除去するためのフィルタを用いないのでハーモニクスエコーの帯域が減少することなく、高帯域のハーモニクスエコーを得ることができる。

【0047】基本波エコーの相殺をさらに徹底するには、例えば図4に示すように、メモリ616'の前段にゲイン調節ユニット620を設け、基本波エコーのレベルを1回目と2回目で同じにすることが好ましい。この場合、ゲイン調節ユニット620のゲインは、例えばドライバ608、608'の出力信号の振幅比相当とする。ゲイン調節ユニット620は、本発明におけるゲイン調節手段の実施の形態の一例である。

【0048】なお、ゲイン調節はメモリ616の入力側で行っても良い。ただし、その場合は、エコー受信信号のゲインは、例えばドライバ608、608'の出力信号の振幅比の逆数相当とする。

【0049】送受信部6は、対象4の内部を音線順次で

走査する。音線順次の走査は例えば図5に示すようになる。すなわち、放射点200からz方向に延びる音線202で扇状の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 (sector scan) を行う。

【0050】送波およ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とき、このアパーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図6に示すような走査を行うことができる。すなわち、放射点200からz方向に発する音線202 10を直線状の軌跡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 (linear scan) を行う。

【0051】なお、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 (convex array) 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7に示すように、音線202の放射点200を円弧状の軌跡204に沿って移動させ、扇面状の 202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が行えるのはいうまでもない。

【0052】送受信部6はBモード (mode) 処理部10に接続されている。送受信部6から出力される音線ごとのハーモニックスエコー受信信号は、Bモード処理部10に入力される。以下、ハーモニックスエコー受信信号を単にエコー受信信号ともいう。

【0053】Bモード処理部10はBモード画像データを形成するものである。Bモード処理部10は、図8に示すように、対数増幅ユニット102と包絡線検波ユニ 30ット104を備えている。Bモード処理部10は、対数増幅ユニット102でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波ユニット104で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ (scope) 信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを形成する。

【0054】Bモード処理部10は画像処理部14に接続されている。画像処理部14は、Bモード処理部10から入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画 40像を生成するものである。Bモード処理部10および画像処理部14からなる部分は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。

【0055】画像処理部14は、図9に示すように、バス (bus) 140によって接続された入力データメモリ (data memory) 142、デジタル・スキャンコンバータ (digital scan converter) 144、画像メモリ146およびプロセッサ (processor) 148を備えている。

【0056】Bモード処理部10から音線ごとに入力さ 50

れたBモード画像データは、入力データメモリ142にそれぞれ記憶される。入力データメモリ142のデータは、デジタル・スキャンコンバータ144で走査変換されて画像メモリ146に記憶される。プロセッサ148は、入力データメモリ142および画像メモリ146のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施すものである。

【0057】画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。なお、表示部16は、カラー (color) 画像が表示可能なグラフィックディスプレイ (graphic display) 等で構成される。

【0058】以上の送受信部6、Bモード処理部10、画像処理部14および表示部16には制御部18が接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御する。制御部18には、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。

【0059】制御部18の制御の下で、Bモード動作が実行される。制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード (keyboard) やポインティングデバイス (pointing device) およびその他の操作具を備えた操作パネル (panel) で構成される。

【0060】本装置による超音波撮影について説明する。操作者は超音波プローブ2を対象4の所望の箇所に当接し、操作部20を操作してBモード撮影作を行う。これによって、制御部18による制御の下でBモード撮影が行われる。

【0061】送受信部6は、超音波プローブ2を通じて音線順次で対象4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。同一音線当たり超音波送受信が2回ずつ行われ、2回のエコー受信信号の差を求めることにより、ハーモニックスエコー受信信号を得る。

【0062】Bモード処理部10は、送受信部6から入力されるエコー受信信号を対数増幅ユニット102で対数増幅し包絡線検波ユニット104で包絡線検波してAスコープ信号を求め、それに基づいて音線ごとのBモード画像データを形成する。

【0063】画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される音線ごとのBモード画像データを入力データメモリ142に記憶する。これによって、入力データメモリ142内に、Bモード画像データについての音線データ空間が形成される。

【0064】プロセッサ148は、入力データメモリ142のBモード画像データをデジタル・スキャンコンバータ144でそれぞれ走査変換して画像メモリ146に書き込む。Bモード画像は、音線走査面における体内

組織のハーモニックスエコーによる断層像を示すものとなる。この画像を表示部16に表示させ、診断等所望の目的に利用する。

【0065】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、ユニポーラ駆動でも広帯域のハーモニックスエコーを得る超音波送受信方法および装置、並びに、そのような超音波送受信装置を備えた超音波撮影装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】図1に示した装置における送受信部のブロック図である。

【図3】音圧とハーモニックスとの関係を示す概念図である。

【図4】図1に示した装置における送受信部のブロック図である。

【図5】図1に示した装置による音線走査の模式図である。

【図6】図1に示した装置による音線走査の模式図である。

【図7】図1に示した装置による音線走査の模式図であ*

*る。

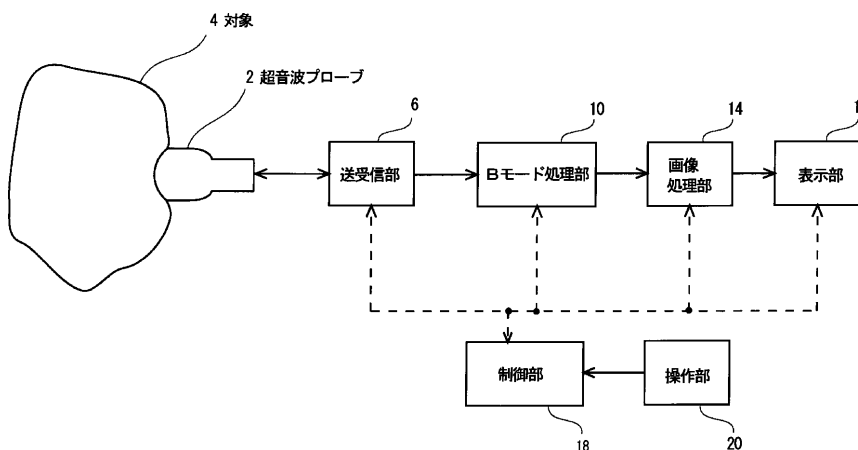
【図8】図1に示した装置におけるBモード処理部のブロック図である。

【図9】図1に示した装置における画像処理部のブロック図である。

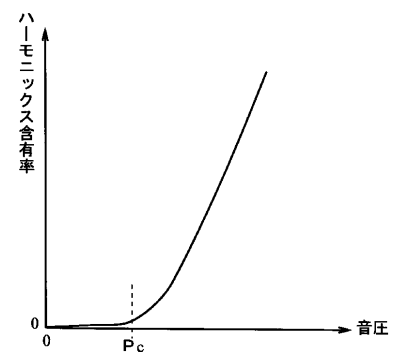
【符号の説明】

- 2 超音波プローブ
- 4 対象
- 6 送受信部
- 10 Bモード処理部
- 14 画像処理部
- 16 表示部
- 18 制御部
- 20 操作部
- 602 送波タイミングユニット
- 604 送波ビームフォーマ
- 606, 614 切換ユニット
- 608, 608' ドライバ
- 610 送受切換ユニット
- 612 受波ビームフォーマ
- 616, 616' メモリ
- 618 減算ユニット
- 620 ゲイン調節ユニット

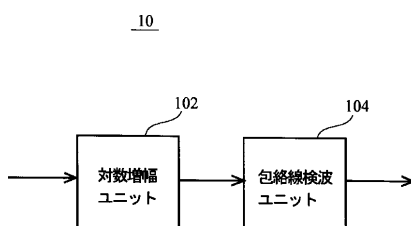
【図1】



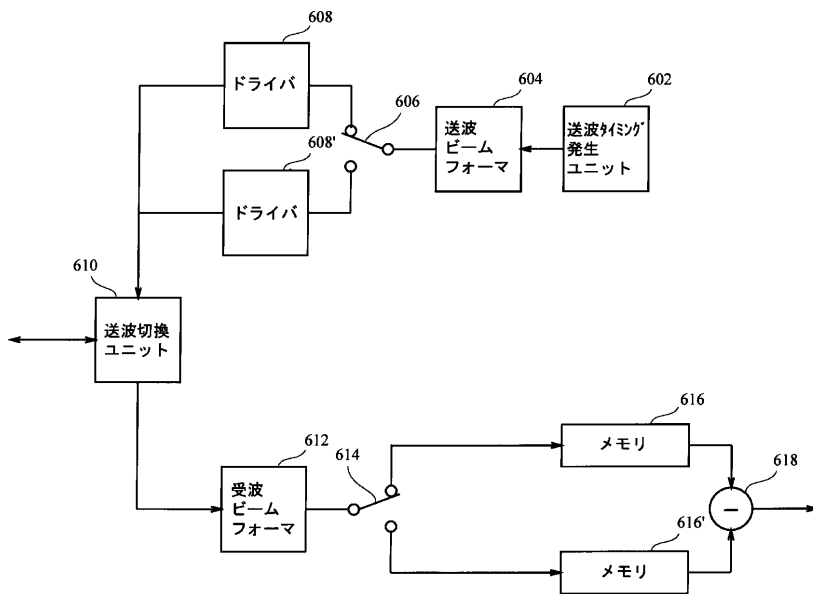
【図3】



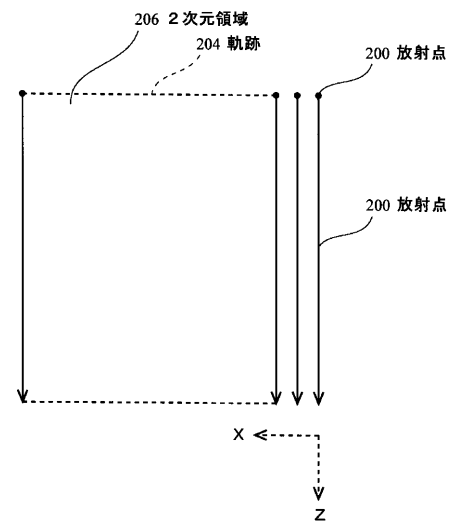
【図8】



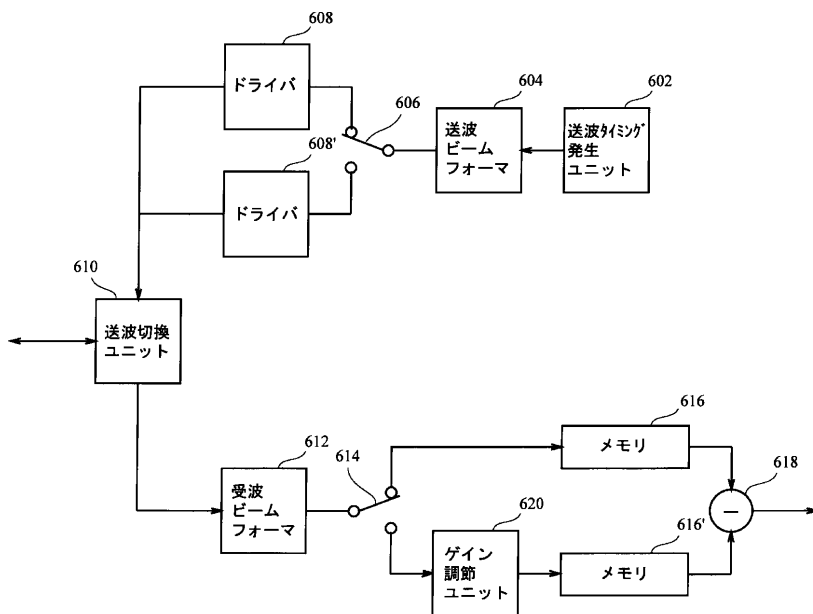
【図2】



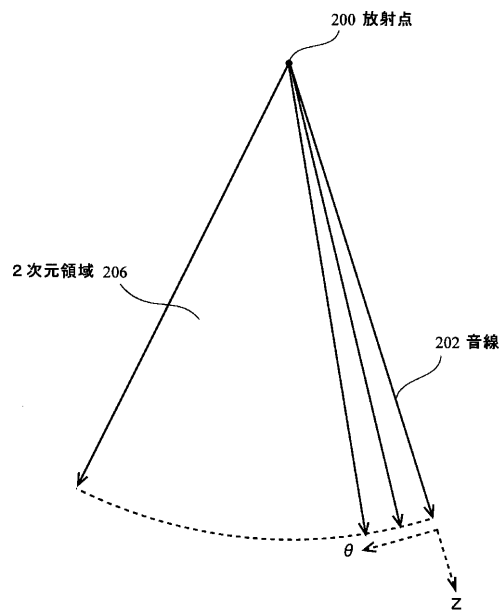
【図6】



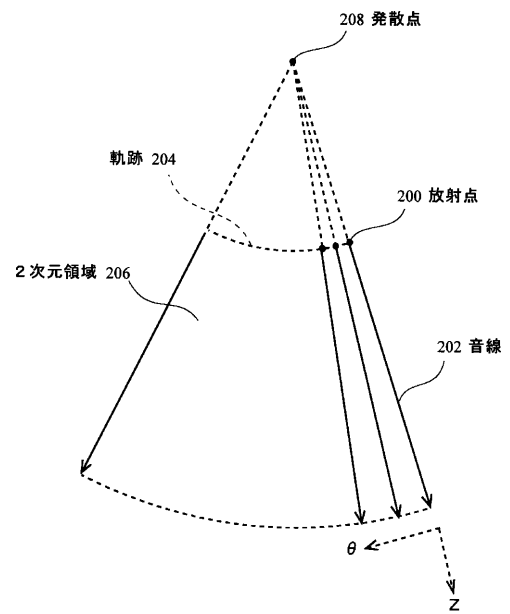
【図4】



【図5】

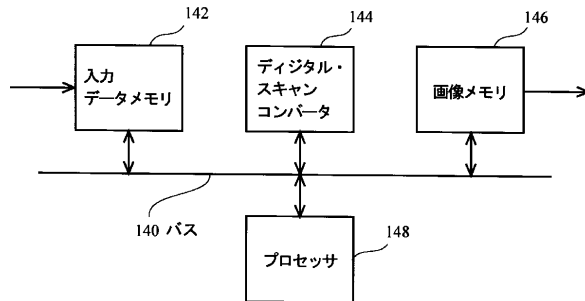


【図7】



【図9】

14



专利名称(译)	超声波发送/接收方法和设备以及超声波成像设备		
公开(公告)号	JP2001353155A	公开(公告)日	2001-12-25
申请号	JP2000180171	申请日	2000-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/14 B06B1/06		
FI分类号	A61B8/14 B06B1/06.Z		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/EE03 4C301/HH02 4C301/HH16 4C301/HH24 4C301/HH46 4C301/HH48 4C301/ JB11 4C301/ JB29 5D107/AA20 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CD03 4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/ JB11 4C601/ JB34 4C601/ JB45 4C601/ KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种即使通过单极驱动也能够获得宽带谐波回波的超声波发送/接收方法和设备，以及配备有这种超声波发送/接收设备的超声波成像设备。 解决方案：发射具有足以引起与传播相关的波形失真的声压的超声波（608），并且具有不足以引起与传播相关的波形失真的声压的超声波与上述透射波相同。在方位方向上发送信号（608 $\times$ 39;），分别接收这两种类型的超声波的回波（616、616 $\times$ 39;），并且形成两个回波之间的差的信号（618）。

