

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4940048号
(P4940048)

(45) 発行日 平成24年5月30日(2012.5.30)

(24) 登録日 平成24年3月2日(2012.3.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-206936 (P2007-206936)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成19年8月8日(2007.8.8)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2009-39284 (P2009-39284A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成21年2月26日(2009.2.26)	(74) 代理人	100091096
審査請求日	平成22年3月3日(2010.3.3)		弁理士 平木 祐輔
		(72) 発明者	梅村 晋一郎
			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
		(72) 発明者	東 隆
			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	五関 統一郎
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

検査対象に対して超音波信号を送受信する探触子と、
 前記探触子から送信される超音波信号を制御する送信制御部と、
 前記探触子によって受信された超音波信号を処理する信号処理部とを有し、
 前記送信制御部は、 n を自然数の偶数、 m を自然数の奇数、 n と m の最小公倍数を $n k_1 = m k_2$ 、 f を周波数とするとき、 $n f$ を中心周波数とする超音波信号からなる第1送信信号と、 $m f$ を中心周波数とする超音波信号からなる第2送信信号とを送信するように、
 前記探触子を制御し、

前記信号処理部は、前記第1送信信号の送信に基づいて受信した超音波信号を k_1 乗して $n k_1 f$ を中心周波数とする第1エコー信号を得る処理と、前記第2送信信号の送信に基づいて受信した超音波信号を k_2 乗して $m k_2 f$ を中心周波数とする第2エコー信号を得る処理と、前記第1エコー信号と第2エコー信号との間で位相敏感検波を行った結果から符号付のエコー信号を求める処理を行うことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波撮像装置において、 n と m の差が1であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波撮像装置において、 m は1、 n は2であることを特徴とする超音波撮像装置。

10

20

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記第 1 送信信号及び第 2 送信信号はそれぞれガウス関数的な周波数スペクトルをもち、比帯域幅がほぼ等しいことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記第 1 送信信号及び第 2 送信信号は、伝播するにしたがって、周波数比例性減衰によって中心周波数が移動しても、その中心周波数の比が一定に保たれることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記第 1 送信信号と第 2 送信信号の周波数帯域が重なっていることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、前記第 1 送信信号及び第 2 送信信号の中心周波数が 1 対 2 であって、前記第 1 送信信号及び第 2 送信信号の比帯域幅が $d f / f_0$ の時に、帯域の重なりが $(3/2) d f - f_0$ 程度であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、前記第 1 送信信号及び第 2 送信信号の中心周波数が 2 対 3 であって、前記第 1 送信信号及び第 2 送信信号の比帯域幅が $d f / f_0$ の時に、帯域の重なりが $(5/2) d f - f_0$ 程度であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

20

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、エコー信号の伝播方向への位相変化から、検査対象の音響インピーダンスの空間変化に起因する受信波形の位相のずれと、それ以外の要因に起因する受信波形の位相ずれを区別して検出する手段を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、被検体の音響インピーダンス、音響インピーダンスの空間変化（符号つきエコー）、又は前記音響インピーダンスの空間変化に起因する位相情報を表示する手段を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、超音波を用いて検査対象のエコー像を撮像する超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療画像診断に用いられる超音波撮像装置は、超音波パルスエコー法を用いて、生体の軟部組織の断層像や生体内を流れる血流像等を実質的にリアルタイムでモニタに表示して観察でき、また、放射線を用いる画像診断装置のような放射線被爆を検査対象に与えないことから安全性も高いとされ、更に小型で安価なことも加わり、広く医療の分野で用いられている。

【0003】

40

従来の超音波撮像装置の撮像動作は、以下のように説明される。超音波撮像装置においては、圧電体をアレイ化した超音波探触子から超音波パルスを検査対象に送波する。アレイ送受信器の各素子から超音波パルスを送波するタイミングを調整することで、送信超音波の指向性を制御する。送信された超音波パルスが、検査対象中で反射され、アレイの各素子に受波されたエコー信号については、受信焦点の位置と各素子位置の距離の差に応じた時間だけずらして加算することで、受信焦点からの信号を増強する。この受信焦点を検査対象中全域に渡り走査することで、断層像が得られる。従来、このような超音波パルスエコー撮像装置では、検査対象中、音響インピーダンスが変化する界面により反射されて生ずるエコーを受信し、その受信信号を包絡線検波して得られた信号振幅に従って、モニタ上に表示される画素の輝度を変調することで、断層像を画像化してきた。

50

【0004】

一方、音響インピーダンスが変化する界面により反射されて生ずるエコーの位相に着目すると、音響インピーダンスが増加する界面では送信パルスと同じ位相をもつエコーが生じ、音響インピーダンスが減少する界面では送信パルスと逆の位相をもつエコーが生ずる。すなわち、エコーは、界面における音響インピーダンスの増減に対応した符号をもつ。

【0005】

このエコーの符号を検出して画像化する従来技術が、特許文献1に記載されている。この従来技術の方法は、図1(b)に示した波形図を参照して、以下のように説明される。基本波周波数 f_0 を中心周波数とする超音波パルスに第2高調波周波数 $2f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを重畳した超音波パルスを送波し、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信する。図中には、それぞれ音響インピーダンスが増加する界面と減少する界面により生じたエコー波を並べて示した。次に、この受信エコー波を帯域濾波して、それぞれ第2高調波周波数 $2f_0$ と基本波周波数 f_0 を中心周波数とするエコー信号に分離する。さらに、基本波周波数エコー信号を2乗して、第2高調波周波数 $2f_0$ を中心周波数とする参照エコー信号を得る。この参照エコー信号は、エコー信号を2乗して得たものなので、エコーの符号によらず、一定の符号をもつ。この参照エコー信号の位相を基準にして、同じ第2高調波周波数 $2f_0$ を中心周波数とする第2高調波エコー信号を位相敏感検波することにより、エコーの符号を検出する。

【0006】

実際の超音波エコー法においては、音響インピーダンスの界面での位相変化以外にも、音響インピーダンスの変化が無い媒質中の伝播によって生じる位相変化がある。前記の参照エコーの位相を基準とする必要があるのは、このためである。伝播に伴って発生する位相変化は以下のように説明される。生体減衰は周波数が高くなるほど大きくなるので、より長い距離を伝播して来た生体深部からの反射信号ほど、高周波成分が失われる。このため、反射信号の中心周波数はエコーの反射してくる深さによって低周波数側へ変化してしまう。中心周波数が増えているにも係わらず、一定の周波数を仮定して信号処理を行うと、見かけ上、位相回転を受けたことになる。このままでは硬さの変化に起因する位相回転なのか、中心周波数移動に起因するものか区別する事が出来ない。もし生体が完全に均質な媒体であれば、中心周波数の移動は補正が可能であるが、実際には音速も減衰係数も場所によって異なるため、これを補正するのは容易ではない。特許文献1においては、前記の参照エコーの位相を基準とすることで、この二つの位相回転を区別し、硬さの変化に起因する位相回転を抽出している。

【0007】

【特許文献1】特開2004-113364号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、前記の従来技術の方法では、第2高調波周波数 $2f_0$ を中心周波数とするエコー信号と基本波周波数 f_0 を中心周波数とするエコー信号とを分離するために帯域濾波フィルタを用いているので、帯域濾波後の両エコー信号が時間軸方向に長くなってしまふ。その結果、得られる符号付エコー信号も時間軸方向に長くなってしまつて、符号付エコー像の距離分解能が、包絡線検波によるエコー像に比べて低下してしまふ。従って、この従来方法をそのまま用いたのでは、血管内皮に薄く形成されるプラークなどを描出する符号付エコー像を得るのが困難であつた。

【0009】

本発明は、この従来技術の難点を鑑みてなされたものであり、包絡線検波によるエコー像に比べて距離分解能の低下が少ない符号付エコー像を生成することのできる超音波撮像装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明では、 n を自然数の偶数、 m を自然数の奇数、 n と m の最小公倍数を $n k_1 = m k_2$ 、 f を周波数とすると、 $n f$ を中心周波数とする超音波信号からなる第1送信信号と、 $m f$ を中心周波数とする超音波信号からなる第2送信信号とを送信するように探触子を制御し、第1送信信号の送信に基づいて受信した超音波信号を k_1 乗して $n k_1 f$ を中心周波数とする第1エコー信号を得、また第2送信信号の送信に基づいて受信した超音波信号を k_2 乗して $m k_2 f$ を中心周波数とする第2エコー信号を得る。そして、第1エコー信号と第2エコー信号との間で位相敏感検波を行った結果から符号付のエコー信号を求める。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、超音波送受信器の帯域幅をフルに使った超音波パルスを用い、それによって可能となる優れた距離分解能を損なうことなく、撮像対象の音響インピーダンスを反映した符号付きエコー像を生成することができ、このような符号付きエコー像生成を可能とする超音波撮像装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の撮像方法を、図1(a)の波形図を参照して説明する。まず、基本波周波数 f_0 を中心周波数とする超音波パルスを送波して、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信する。また、第2高調波周波数 $2 f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波して、同じく、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信する。すなわち、基本波エコー信号と第2高調波エコー信号とを、それぞれ独立した合計2回の送受信シーケンスによって得る。

【0013】

以下、基本波周波エコー信号を2乗して、第2高調波周波数 $2 f_0$ を中心周波数とする参照エコー信号を得て、この位相を基準に、同じ第2高調波周波数 $2 f_0$ を中心周波数とする第2高調波エコー信号を位相敏感検波することによってエコーの符号を検出する。

【0014】

本発明の撮像方法は、エコー信号を時間軸方向に長くする帯域濾波フィルタを用いないので、距離分解能の低下を招くことなく、符号付エコー像を生成することができる。この点を、図2に示す超音波スペクトルを参照し、周波数ドメインにおいて説明する。この例では、超音波送受信器は周波数0から $4 f_0$ までの帯域をもつものと仮定する。図2(a)は本発明の2回送受信法、図2(b)は重畳法（基本波と第二高調波を重ねて送受波）、図2(c)は従来の帯域濾波法の超音波スペクトルを示している。

【0015】

本発明の2回送受信法では、図2(a)に示したように、第2高調波周波数 $2 f_0$ を中心周波数とするパルスとして、破線でプロットしたような、超音波送受信器の帯域幅 $4 f_0$ をフルに使った超音波パルスを用い、基本波周波数 f_0 を中心周波数とするパルスとして、実線でプロットしたような、その半分の帯域幅 $2 f_0$ をもつ超音波パルスを用いることができる。ところが、重畳波から帯域濾波によって両者を分離しようとすると、図2(c)に示したように、その帯域幅は、高々 f_0 にとどまってしまう。すなわち、本発明の撮像方法によれば、特許文献1に記載されている従来技術にくらべ、撮像に必要な送受信回数が2倍となり、撮像速度が半分になってしまうものの、2-4倍優れた距離分解能が実現可能である。

【0016】

さらに、本発明の撮像方法は、以下のように一般化することができる。 n_1 を正の奇数、 n_2 を正の偶数とすると、周波数 $n_1 f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波して、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信し、また、周波数 $n_2 f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波して、同じく、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信する。 n_1 と n_2 の最小公倍数を $n_1 m_2 = n_2 m_1$ とすると、 m_1 は奇数、 m_2 は偶数である。周波数 $n_1 f_0$ を中心周波数と

10

20

30

40

50

する受信エコー信号を m_2 乗し、また、周波数 $n_2 f_0$ を中心周波数とする受信エコー信号を m_1 乗すると、ともに周波数 $n_1 m_2 f_0 = n_2 m_1 f_0$ を中心周波数とする信号を得ることができるので、両信号の間で位相敏感検波を行うことができるようになる。エコー信号を偶数である m_2 乗して得た信号は、エコーの符号によらず、正の符号をもつものに対し、エコー信号を奇数 m_1 乗して得た信号は、元のエコーの符号を継承しているため、両信号の間で位相敏感検波を行った結果は元のエコーの符号を継承しており、こうして受信エコー信号の符号を検出することができる。

【0017】

最も典型的な中心周波数の選択は、 n を自然数とするとき、送波超音波パルスの中心周波数として周波数 $n f_0$ と $(n+1) f_0$ を選ぶ方法である。すなわち、周波数 $n f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波して、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信し、また、周波数 $(n+1) f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波して、同じく、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信する。次に、周波数 $n f_0$ を中心周波数とする受信エコー信号を $(n+1)$ 乗し、また、周波数 $(n+1) f_0$ を中心周波数とする受信エコー信号を n 乗することにより、ともに周波数 $n(n+1) f_0$ を中心周波数とする信号を得ることができる。 n 及び $(n+1)$ のどちらか一方は偶数で他方は奇数であるので、上記と同様に、得られた両信号の間で位相敏感検波を行うことにより受信エコー信号の符号を検出することができる。このように、送波パルスの中心周波数を選択すると、両受信エコー信号の超音波周波数帯域が重なる程度を大きくすることができるので、検査対象の散乱体エコーとして両信号の類似度が高くなり、散乱体をより忠実に反映した符号付きエコー信号を得ることができる。

【0018】

図3及び図4は、 $n=2$ の場合について、図1及び図2と同様、本発明の撮像方法を従来の帯域濾波による方法と対比して示したものである。図3(a)が本発明の撮像方法を示す波形図、図3(b)が帯域濾波による方法を示す波形図である。周波数 $2 f_0$ を中心周波数とする受信エコー信号を3乗することにより得られた周波数 $6 f_0$ を中心周波数とする信号は、元のエコーの符号を継承している。一方、周波数 $3 f_0$ を中心周波数とする受信エコー信号を2乗することにより得られた周波数 $6 f_0$ を中心周波数とする信号は、エコーの符号によらず、一定の符号をもつので参照信号として用いることができる。ともに周波数 $6 f_0$ を中心周波数とする後者の位相を基準にして前者を位相敏感検波すれば、符号付きエコー信号を得ることができる。

【0019】

エコー信号を時間軸方向に長くする帯域濾波フィルタを用いない本発明の撮像方法の特長は、図3の場合、図1の場合よりもさらに強く現れている。この点を、図4に示す超音波スペクトルを参照し、周波数ドメインにおいて説明する。この例では、超音波送受信器は周波数0から $6 f_0$ までの帯域をもつものと仮定する。図4(a)は本発明の2回送受信法、図4(b)は重畳法（基本波と第二高調波を重畳して送受波）、図4(c)は従来の帯域濾波法の超音波スペクトルを示している。

【0020】

本発明の2回送受信法では、図4(a)に示したように、周波数 $3 f_0$ を中心周波数とするパルスとして、破線でプロットしたような、超音波送受信器の帯域幅 $6 f_0$ をフルに使った超音波パルスを用い、周波数 $2 f_0$ を中心周波数とするパルスとして、実線でプロットしたような、帯域幅 $4 f_0$ をもつ超音波パルスを用いることができる。ところが、重畳波から帯域濾波によって両者を分離しようとする、図4(c)に示したように、その帯域幅は、高々 f_0 にとどまってしまう。すなわち、本発明の撮像方法によれば、帯域濾波を用いる方法にくらべ、4-6倍優れた距離分解能が実現可能である。

【0021】

すなわち、上記 n が2以上の場合、帯域濾波を用いる方法は、本発明の2回送受信法と比較して実用性が著しく劣り、本発明の方法が、実質上唯一の選択肢であるということが

できる。

【0022】

以下、本発明の実施例を、図面を用いて詳細に説明する。

【0023】

[実施例1]

図5は、本発明の実施例1において符号付きエコー像を生成する超音波撮像装置の構成例を示す図である。本実施例では、図1(a)に示したように、まず、基本波周波数 f_0 を中心周波数とする超音波パルスを送波して、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信し、また、第2高調波周波数 $2f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波して、同じく、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信し、両受信エコー信号をもとに検査対象の符号付きエコー信号を生成する。

【0024】

超音波探触子1は、検査対象(図示してない)に対し、超音波パルスを送波し、検査対象からの超音波エコーを受波する。シーケンス制御部9の制御下にある送波ビームフォーマ3により、送波パルスに指向性が与えられ、また、2種類の送信波形が使い分けられる。送波パルスは、同じくシーケンス制御部9の制御下にある送受切り替えSW(スイッチ)群2を介して超音波探触子1に送られ、超音波として送波される。検査対象中で反射もしくは散乱されて超音波探触子1に戻った超音波エコーは、超音波探触子1によって電気信号に変換され、再び送受切り替えスイッチ群2を介して受波ビームフォーマ10に送られる。受波ビームフォーマ10は、シーケンス制御部9の制御下で、送波タイミングを基準とした受波タイミングに応じて遅延時間を調整するダイナミックフォーカスを行う。

【0025】

基本波周波数 f_0 を中心周波数とする超音波パルスを送波した直後に受信されたエコー信号は受波メモリ21に、第2高調波周波数 $2f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波した直後に受信されたエコー信号は受波メモリ22に、それぞれ一旦記録される。メモリ21及びメモリ22から読み出されたエコー信号は、それぞれ位相回転補正部31及び位相回転補正部32に送られ、超音波探触子1・送受切り替えSW群2・送波ビームフォーマ3・受波ビームフォーマ10等により生ずるエコー信号の位相回転が補正される。これらの装置のハードウェアによる位相回転は、工場出荷前に、音響インピーダンスや周波数依存減衰など、あらかじめ位相回転の分かっているサンプルからのエコー信号を受信してキャリブレーションすることで補正することが出来る。

【0026】

位相回転補正部31から出力された基本波エコー信号は、2乗演算部40に入力され、2乗されて $2f_0$ を中心周波数とする参照エコー信号として出力される。位相回転補正部31から出力された f_0 を中心周波数とする基本波エコー信号を、sinとcosの直交関数表示で

$$C_1(t)\cos(\omega_0 t) + S_1(t)\sin(\omega_0 t)$$

と表すとき、演算部40における2乗演算は、加法定理に従って、 $C_{12}(t) = C_1^2 - S_1^2$ と $S_{12}(t) = 2C_1S_1$ とを出力することに相当する。ここで、 t は時間、 $C_1(t)$ と $S_1(t)$ は実数振幅を表し、 $\omega_0 = 2\pi f_0$ である。この出力信号と、位相回転補正部32から出力された第2高調波エコー信号は、位相敏感検波部5へ入力される。これらの入力信号は中心周波数が揃えられているので、両者の間で位相敏感検波が可能であり、検波部5では、2乗演算部40の出力を参照信号として、位相回転補正部32の出力信号が位相敏感検波されて、出力される。位相回転補正部32から出力された第2高調波エコー信号を

$$C_2(t)\cos(2\omega_0 t) + S_2(t)\sin(2\omega_0 t)$$

と表すとき、位相敏感検波部5における演算は、 $C_{012}(t) = C_2C_{12} + S_2S_{12}$ と $S_{012}(t) = C_{12}S_2 - C_2S_{12}$ とを求めることに相当する。図1(a)最下段のグラフは、こうして得られた $C_{012}(t)$ の振幅を圧縮し、模式的に示したものである。

【0027】

位相敏感検波部 5 の出力信号は、符号付きエコー算出部 6 に入力され、振幅が圧縮され、従来公知である図示しないフィルタ処理がなされた後に出力される。符号付きエコー算出部 6 の信号は、スキャンコンバータ 7 を経て表示部 8 に画像として表示される。この表示部 8 では、包絡線検波により得られる従来の B モード像、上記位相敏感検波により得られる符号付きエコー像の何れか一方、もしくは両方を並列又は重畳して表示可能なように構成される。符号付きエコー像は、音響インピーダンスの空間微分に相当するので、これを音の伝播方向に積分することで、音響インピーダンスに比例する信号が得られる。表示部においては、符号付エコー像以外にも、音響インピーダンス画像を表示することができる。

【0028】

符号付エコーや、音響インピーダンスの表示に関しては、従来のグレースケールによる表示以外にも、カラー表示することで視認性を向上することが出来る。例えば符号付エコーの場合には、エコーの振幅が小さいときには、緑色、正に大きい場合には青、負に大きい場合には赤に変わるようなカラーマップを用いた表示法などが考えられる。また、音響インピーダンスの場合には、平均的な硬さのところに對してより硬いところは赤、柔らかいところは青などのように硬さをカラーで表示する方法などが考えられる。本発明においては、位相補正された複素受波信号から、任意の位相成分を表示することもできる。強力収束超音波や R F 波を用いた加熱凝固治療のモニタリングなど、音響インピーダンスの時間的な変化をモニタリングする用途においても、本発明の符号付エコー像の表示や、音響インピーダンスの表示、符号付エコーの時間変化成分の表示や、音響インピーダンスの時間変化成分の表示は有効な方法である。

【0029】

図 9 に本発明の表示例を示す。例えば左上に従来の B モード像を表示し、右上に本発明による符号付エコー像を表示する。本発明を加熱凝固治療のモニタに使う場合、図 9 の下半分に表示してあるような、着目部位 55 におけるエコー信号の位相の平均値の時間変化を表示することで、精度良く治療を制御することが可能となる。

【0030】

次に、空間分解能と帯域幅に関して説明を行う。包絡線がガウシアンの場合のパルスの時間軸パルス幅と周波数空間での帯域幅は以下ようになる。

【0031】

時間軸上でのパルスの包絡線が $\exp(-\alpha t^2)$ の場合、このフーリエ変換は、

$$\sqrt{(\pi/\alpha)} \exp(-\pi(\sqrt{(\pi/\alpha)}f)^2)$$

となる。いずれも半値幅で評価すると、パルスの半値幅は、 $2\sqrt{(\ln 2/\alpha)}$ 、周波数空間での帯域の半値幅は、 $2\sqrt{(\alpha \ln 2)}/\pi$ である。時間軸のパルス幅を Δt 、周波数空間での帯域の半値幅を Δf と表記すると、 $\Delta f = 4 \ln 2 / (\pi \Delta t)$ となり、空間分解能（音速掛ける時間軸のパルス幅）と周波数空間の帯域幅は反比例することがわかる。実際には、ガウシアンは時間軸上で無限遠まで行っても 0 にならないため、有限の時間幅で打ち切る必要があり、厳密なガウシアンとはならないため、周波数空間での帯域幅と空間分解能の関係式は、厳密に前式と同じとならない場合もあるが、ほぼ前式に従って、帯域幅と空間分解能を結びつけることが出来る。例えば、2 MHz の中心周波数で 2 サイクルになるパルス波形を用いる場合、時間軸のパルス幅 Δt は、 $1/2 \text{ MHz} \times 2 = 1 \times 10^{-6}$ 秒となるので、前式より $\Delta f = 0.88 \text{ MHz}$ となる。このとき比帯域幅は 44% となる。

【0032】

次に、二つの送信信号での帯域の重なり限界について説明する。 f_0 と $2f_0$ 二つの周波数帯域の重なり方の規定方法として、スペクトルの重なり積分を用いるなど、多様な方法がありうるが、ここでは、簡単のため、二つの周波数帯域の重なっている部分の帯域幅を、二つの周波数帯域の重なり程度を示す指標とする。図 2 に示す f_0 と $2f_0$ を用いる場合、比帯域幅（帯域幅／中心周波数）を $d f / f_0$ と一定にすると、中心周波数 f_0 の帯域は $f_0 - d f / 2$ から $f_0 + d f / 2$ となり、中心周波数 $2f_0$ の帯域は $2f_0 - d f$ から $2f_0 + d f$ となる。この場合、 $d f < (2/3) f_0$ のときは、帯域の重なりは存在せず、 $(2/3) f$

$f_0 < df < 2f_0$ においては、帯域の重なりは $(3/2)df - f_0$ となり、 $df > 2f_0$ においては、中心周波数 f_0 の帯域は、全て $2f_0$ の帯域の中に含まれる。

【0033】

次に図4に示す、中心周波数が $2f_0$ と $3f_0$ の場合について、帯域の重なりを計算する。中心周波数 $2f_0$ の帯域は $2f_0 - df$ から $2f_0 + df$ となり、中心周波数 $3f_0$ の帯域は $3f_0 - (3/2)df$ から $3f_0 + (3/2)df$ となる。この場合、 $df < (2/5)f_0$ のときは、帯域の重なりは存在せず、 $(2/5)f_0 < df < 2f_0$ においては、帯域の重なりは $(5/2)df - f_0$ となり、 $df > 2f_0$ においては、中心周波数 f_0 の帯域は、全て $2f_0$ の帯域の中に含まれる。現状の超音波探触子において、比帯域幅200%は実現が難しいので、 $(3/2)df - f_0$ (f_0 と $2f_0$ の場合)もしくは $(5/2)df - f_0$ ($2f_0$ と $3f_0$ の場合)が現実的な帯域の重なり幅である。

10

【0034】

図8は、図2に対して、探触子の比帯域幅を重ねて表示した場合の図であり、縦軸のレンジを入れていないが、以下0から $-6dB$ の場合を例とする。(勿論、0から $-20dB$ でも $-40dB$ でも以下の議論は同等である)本発明の2回送受信法においては、図8(a)に示すように、二つの周波数帯域と探触子の帯域の重なり積分は探触子の帯域のほぼすべてを覆うことになる。一方、従来の帯域濾波法では、図8(b)に示すように、二つの送信信号いずれとも探触子の帯域と重なり積分をとっても、探触子の帯域幅50を使いきることが出来ない。そのため、図8(a)と図8(b)を比べると、有効帯域幅内でのエネルギーの利用効率の点においても、本発明のように二つの周波数で帯域を重ねる方が優れている。この結果、感度の点においても優れている。

20

【0035】

[実施例2]

図6は、本発明の実施例2において符号付きエコー像を生成する超音波撮像装置の構成例を示す図である。実施例1が、図1(a)に示した方法によって符号付きエコー像を生成する装置の構成例であるのに対し、本実施例は、図3(a)に示した方法によって符号付きエコー像を生成する装置の構成例である。すなわち、本実施例と実施例1の違いは、送受信する超音波パルスの中心周波数の組み合わせの違いとそれに伴う信号処理の違いにある。本実施例では、図3(a)に示したように、まず、周波数 nf_0 を中心周波数とする超音波パルスを送波して、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信し、また、周波数 $(n+1)f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波して、同じく、検査対象中の音響インピーダンス界面により反射されて生ずるエコー波を受信し、両受信エコー信号をもとに検査対象の符号付きエコー信号を生成する。

30

【0036】

周波数 nf_0 を中心周波数とする超音波パルスを送波した直後に受信されたエコー信号は受波メモリ21に、周波数 $(n+1)f_0$ を中心周波数とする超音波パルスを送波した直後に受信されたエコー信号は受波メモリ22に、それぞれ一旦記録される。メモリ21及びメモリ22から読み出されたエコー信号は、それぞれ位相回転補正部31及び位相回転補正部32に送られ、超音波探触子1・送受切り替えSW群2・送波ビームフォーマ3・受波ビームフォーマ10等により生ずるエコー信号の位相回転が補正される。

40

【0037】

補正部31から出力された周波数 nf_0 を中心周波数とするエコー信号は、 $(n+1)$ 乗演算部41に入力され、ここで $(n+1)$ 乗されることによって $n(n+1)f_0$ を中心周波数とするエコー信号として出力される。一方、補正部32から出力された基本波エコー信号は、 n 乗演算部41に入力され、ここで n 乗されることによって、やはり $n(n+1)f_0$ を中心周波数とするエコー信号として出力される。これらの出力信号は、ともに位相敏感検波部5に入力されるが、中心周波数が揃えられているので、両者の間で位相敏感検波が可能である。

【0038】

$n=2$ の場合について、式を用いて具体的に示すと以下のようなになる。補正部31から

50

出力された $2f_0$ を中心周波数とするエコー信号を、 $\sin$ と $\cos$ の直交関数表示で

$$C_2(t)\cos(2\omega_0 t) + S_2(t)\sin(2\omega_0 t)$$

と表すとき、演算部 4 1 における 3 乗演算は、加法定理に従って、 $C_{23}(t) = 4C_2^3 - 3C_2$ と $S_{23}(t) = 3S_2 - 4S_2^3$ とを出力することに相当する。また、補正部 3 2 から出力された $3f_0$ を中心周波数とするエコー信号を

$$C_3(t)\cos(3\omega_0 t) + S_3(t)\sin(3\omega_0 t)$$

と表すとき、演算部 4 2 における 2 乗演算は、加法定理に従って、 $C_{32}(t) = C_3^2 - S_3^2$ と $S_{32}(t) = 2C_3S_3$ とを出力することに相当する。ここで、 $C_2(t)$ 、 $S_2(t)$ 、 $C_3(t)$ 、 $S_3(t)$ は実数振幅を表す。

【0039】

10

演算部 4 1 及び 4 2 の出力信号は、ともに同じ周波数 $6f_0$ を中心周波数としているので、両者の間で位相敏感検波が可能である。 n が偶数の時、演算部 4 1 の出力信号は、受信エコー信号を奇数乗することにより得られたものなので、元のエコーの符号を継承している。一方、演算部 4 2 の出力信号は、受信エコー信号を偶数乗することにより得られたものなので、エコーの符号によらず、一定の符号をもっているために、参照信号として用いることができる。従って、位相敏感検波部 5 において、 $C_{023}(t) = C_{32}C_{23} + S_{32}S_{23}$ と $S_{023}(t) = C_{32}S_{23} - C_{23}S_{32}$ とを演算することにより、符号付きエコー信号を求めることができる。図 3 (a) 最下段のグラフは、こうして得られた $C_{023}(t)$ の振幅を圧縮し、模式的に示したものである。

【0040】

20

次に、送信パルス波の波形と帯域幅に関する配慮について述べる。生体中を伝播する超音波は、およそ超音波周波数に比例して、減衰する。その結果、超音波パルスの中心周波数は、伝播距離とともに低周波側へシフトしてゆく。このため、エコー信号について、良好な信号対雑音比いわゆる SN 比を保ちながら、それをもとにエコー像を生成するためには、この周波数比例性減衰を考慮に入れた工夫が必要となる。

【0041】

この問題は、図 2 (a) 及び図 4 (a) に実線及び破線でプロットしたようなスペクトルをもつ送信超音波パルスを用いることによって解決できる。これは、ともにガウス関数的なスペクトルをもち、比帯域幅がほぼ等しい送信超音波パルスを用いると、伝播するにしたがって、周波数比例性減衰によって中心周波数が移動しても、その中心周波数の比が一定に保たれるためである。その様子を、図 4 のスペクトルをもつ送信超音波パルスを用いた場合を例として、図 7 に示した。これを、式を用いて説明すると、以下のようになる。中心周波数 f_0 に比例する帯域幅をもつガウス関数的な周波数スペクトルは、 $A\exp[-(f - f_0)^2 / Bf_0]$ と表すことができる。周波数 f に比例する減衰により、距離 x 伝播後の振幅は $\exp(-Cx)$ 倍に減ぜられる。ここで、 A 、 B 及び C は実数である。従って、距離 x 伝播後のスペクトルは

$$A\exp[-(f - f_0)^2 / Bf_0 - Cx]$$

$$= A\exp[-Cx(1 - BCx/4)f_0]\exp\{-[f - (1 - BCx/2)f_0]^2 / Bf_0\}$$

となる。すなわち、距離 x 伝播後の中心周波数は $(1 - BCx/2)f_0$ にシフトする。送波時の中心周波数が $2f_0$ であれば $2(1 - BCx/2)f_0$ に、 $3f_0$ であれば $3(1 - BCx/2)f_0$ にシフトするので、距離 x 伝播後においても、中心周波数の比が変わらず、本発明の信号処理によって符号付きエコーを生成することができる。

【0042】

上記を考慮し、図 5 及び図 6 の実施例では、シーケンス制御部 9 の制御のもと、送波タイミングから受波タイミングまでの経過時間とともに、信号処理において仮定する中心周波数を低周波側へシフトさせるよう制御している。中心周波数の低周波へのシフトにはいくつか方法があるが、例えば次に示す方法によって実現できる。中心周波数 f_c をもつ信号に対して、 f_c に近い参照周波数 f_0 を用いて、 $\sin(f_0 t)$ を掛けて周波数 f_0 以下を通す低域フィルタを通した信号と、 $\cos(f_0 t)$ を掛けて周波数 f_0 以下を通す低域フィルタを通した信号の成分を求めることで、受信信号を、ベースバンドにシフトすることができ

50

る。この参照周波数 f_0 を距離に応じて徐々に低周波にシフトすることによって、前述の仮定する中心周波数の低周波側へのシフトが実現できる。

【0043】

なお、ここでは n と $(n+1)$ という二つの周波数を用いる場合で説明したが、周波数帯域内であれば、例えば 5 MHz と 8 MHz というような偶数と奇数であれば、5 MHz での送受信に対して 8 を掛け、8 MHz での送受信に対して 5 を掛けることで、この実施例で説明したのと同様な効果を得ることが出来る。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】本発明の2回送受信法と、従来の帯域濾波による方法とを比較して示した図。

10

【図2】本発明の2回送受信法と従来の帯域濾波法の超音波スペクトルを比較して示した図。

【図3】本発明の2回送受信法と、従来の帯域濾波による方法とを比較して示した図。

【図4】本発明の2回送受信法と従来の帯域濾波法の超音波スペクトルを比較して示した図。

【図5】本発明による超音波撮像装置の構成例を示す図。

【図6】本発明による超音波撮像装置の構成例を示す図。

【図7】ガウス関数的なスペクトルをもつ超音波パルスのスペクトルが、伝播とともに変化する様子を示した図。

【図8】二つの送信信号の帯域と探触子の帯域幅との関係を示す図。

20

【図9】本発明の表示部に表示される画像の例を示す図。

【符号の説明】

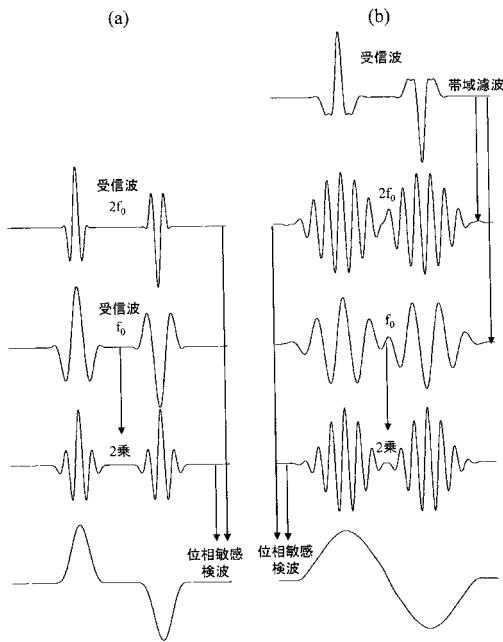
【0045】

1…超音波探触子、2…送受切り替えスイッチ郡、3…送波ビームフォーマ、10…受波ビームフォーマ、21…受波メモリ、22…受波メモリ、31…位相回転補正部、32…位相回転補正部、40…2乗演算部、41… $(n+1)$ 乗演算部、42… n 乗演算部、5…位相敏感検波部、6…符号付きエコー算出部、7…スキャンコンバータ、8…表示部、9…シーケンス制御部、51…スケールバー、52…Bモード像、53…符号付エコー像、54…着目部位におけるエコーの位相の時間変化、55…操作者が指定する着目部位。

30

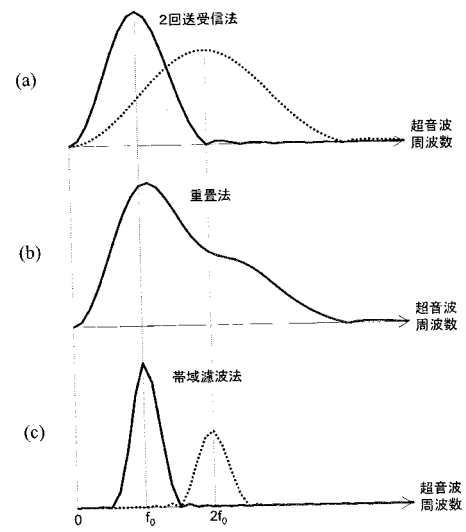
【図 1】

図1



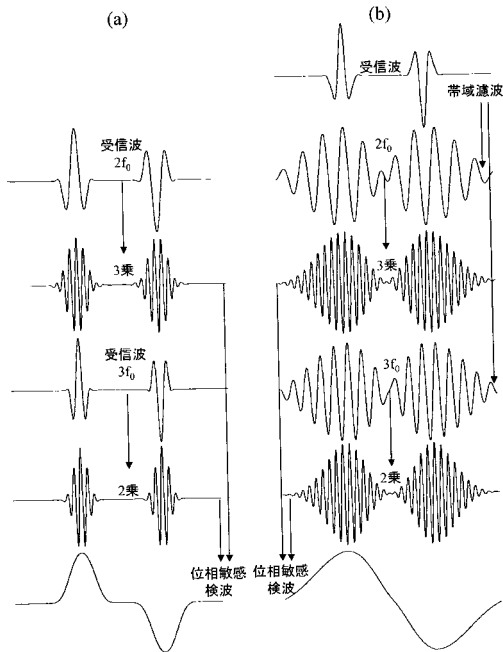
【図 2】

図2



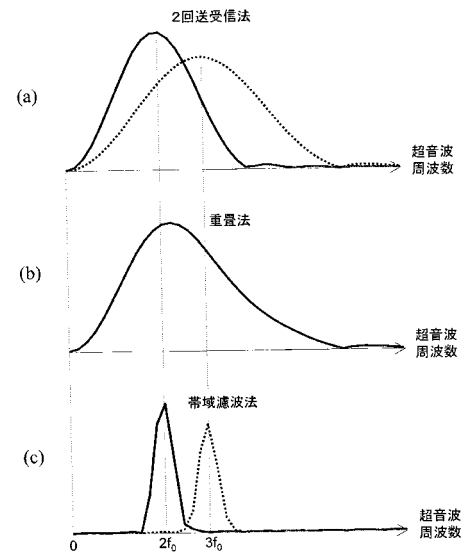
【図 3】

図3

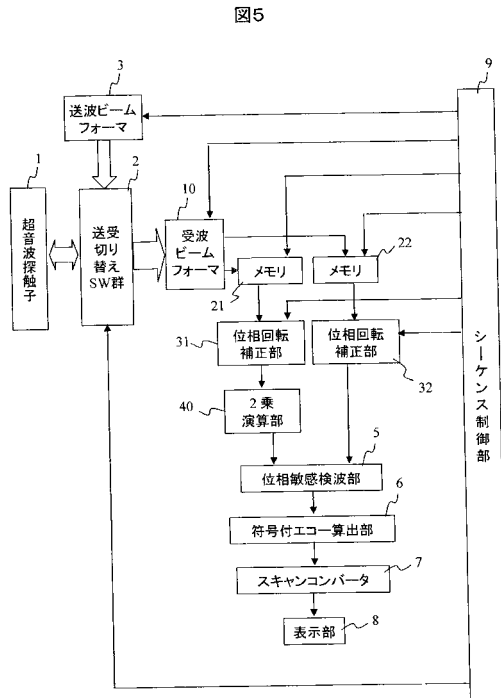


【図 4】

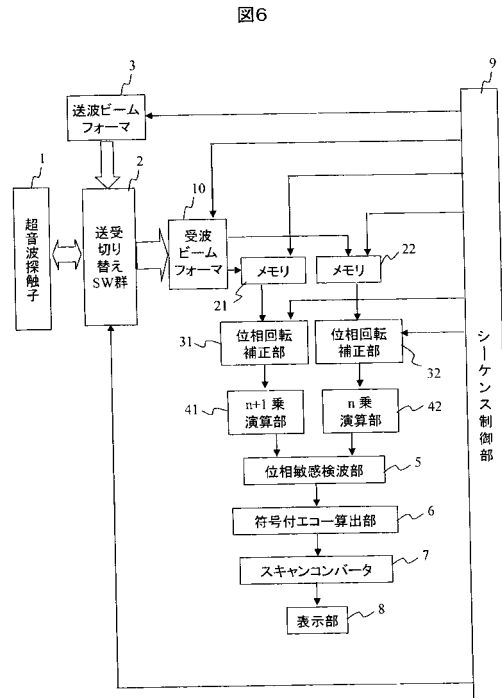
図4



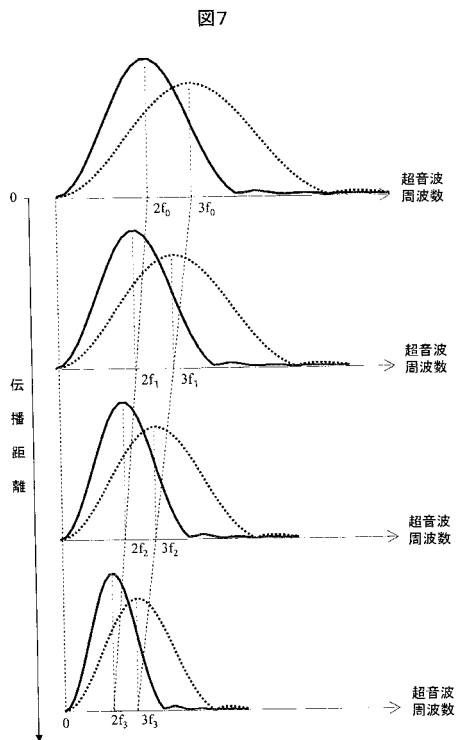
【図 5】



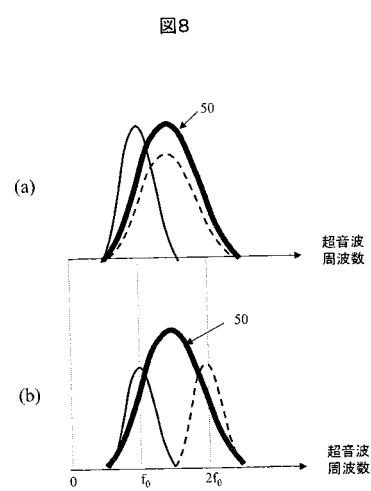
【図 6】



【図 7】

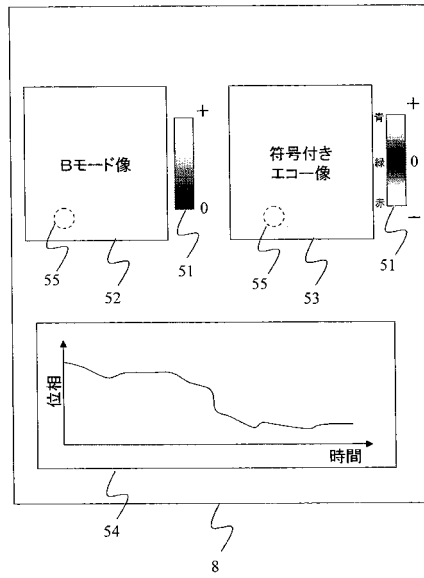


【図 8】



【図 9】

図9



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-113364 (JP, A)
特開2001-299764 (JP, A)
特開2001-286472 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP4940048B2	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	JP2007206936	申请日	2007-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	梅村晋一郎 東隆		
发明人	梅村 晋一郎 東 隆		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8952 G01S7/52046		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/HH06 4C601/JB37 4C601/JB39 4C601/JB47 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK25		
其他公开文献	JP2009039284A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

的用途的充分的超声波收发器的超声波脉冲的带宽，而不损坏它由优良的距离分辨率成为可能，能够产生一个签名的超声波回声图反映了摄像对象的声阻抗的并且提供了一种超声成像设备 当 n 是自然数时，首先发送频率为中心频率 nf_0 的超声波脉冲，以获得声阻抗它接收由界面反射的回波，并发射中心频率为频率 $(n+1)f_0$ 的超声波脉冲，同样，接收阻抗接口处反射产生的回波。接着，第 $(n+1)$ 次幂提供给乘法器41具有频率 Nf_0 的中心频率的，此外，频率 $(N+1)f_0$ 的乘法器42对接收到的回波信号的 n 次幂，从而得到中心频率为频率 $n(n+1)f_0$ 的信号。通过在获得的信号之间执行相敏检测，获得带符号的回波信号。点域6

