

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4931910号
(P4931910)

(45) 発行日 平成24年5月16日(2012.5.16)

(24) 登録日 平成24年2月24日(2012.2.24)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 21 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2008-507368 (P2008-507368)
(86) (22) 出願日 平成18年12月25日(2006.12.25)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2006/325815
(87) 国際公開番号 W02007/111013
(87) 国際公開日 平成19年10月4日(2007.10.4)
審査請求日 平成20年6月17日(2008.6.17)
(31) 優先権主張番号 特願2006-82947 (P2006-82947)
(32) 優先日 平成18年3月24日(2006.3.24)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(74) 代理人 100099852
弁理士 多田 公子
(74) 代理人 100099760
弁理士 宮川 佳三
(72) 発明者 橋場 邦夫
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 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向かって超音波パルスを送信する送信手段と、前記被検体からの超音波を受信する受信手段と、前記受信手段の受信信号を処理し、画像データを生成する信号処理部とを有し、

前記受信手段は、所定の受信帯域を有し、

前記送信手段の送信する超音波パルスは、1つの周波数帯域のパルスであり、かつ、当該帯域の上限周波数および下限周波数は、前記超音波パルスにより生じる和音成分と差音成分を前記所定の受信帯域内に生じさせる値に設定され、

前記信号処理部は、前記受信手段が受信した、前記和音成分と前記差音成分とを含む非線形成分を用いて前記画像データを生成することを特徴とする超音波画像装置。

10

【請求項 2】

前記超音波パルスの前記上限周波数および下限周波数は、前記差音成分の高周波側帯域と前記和音成分の低周波側帯域とが重なり合う値に設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像装置。

【請求項 3】

前記超音波パルスの前記上限周波数および下限周波数は、前記超音波パルスにより生じる和音成分の少なくとも一部および差音成分の少なくとも一部を前記1つの周波数帯域に重畳させる値に設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像装置。

【請求項 4】

20

前記送信手段は、前記超音波パルスとして、前記周波数帯域の第1の超音波と、前記周波数帯域であって前記第1の超音波の波形を反転させた第2の超音波とを送信し、

前記信号処理部は、前記第1の超音波に由来して前記被検体から到来した超音波を前記受信手段が受信して得た第1の受信信号と、前記第2の超音波に由来して前記被検体から到来した超音波を前記受信手段が受信して得た第2の受信信号とを加算し、加算後の信号を用いて前記画像データを生成することを特徴とする請求項1ないし3のいずれか1項に記載の超音波画像装置。

【請求項5】

対象に向かって超音波を送信する送信手段と、前記対象から到来する超音波を受信する受信手段と、前記受信手段の受信信号を処理し、画像データを生成する信号処理部とを有し、

前記受信手段は、第1周波数を下限周波数とする所定の受信帯域を有し、

前記送信手段が送信する超音波は、1つの帯域から形成されるパルス波を含み、前記パルス波の周波数帯域は、下限値が前記第1周波数以上、上限値が前記第1周波数の3倍以上に設定されていることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項6】

請求項5に記載の超音波画像装置において、前記送信手段の送信する超音波は、スペクトル成分が全て余弦波であることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項7】

請求項5に記載の超音波画像装置において、前記送信手段の送信する超音波は、スペクトル成分が全て正弦波であることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項8】

請求項5に記載の超音波画像装置において、前記送信手段の送信する超音波は、搬送波成分と、これを振幅について変調する変調波成分とを含み、前記搬送波成分は、余弦波であることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項9】

請求項5に記載の超音波画像装置において、前記送信手段の送信する超音波は、搬送波成分と、これを振幅について変調する変調波成分とを含み、前記搬送波成分は、正弦波であることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項10】

請求項5に記載の超音波画像装置において、前記送信手段が送信する超音波は、搬送波成分とこれを変調する変調波成分とを含み、前記搬送波の周波数は、前記第1周波数の2倍、前記変調波の周波数は、前記第1周波数に設定されていることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項11】

請求項10に記載の超音波画像装置において、前記変調波の周波数を、前記第1周波数を中心に増減する指示をユーザから受け付ける受け付け手段を有し、前記送信手段は、前記受け付け手段が受け付けた増減量に応じて、前記変調波の周波数を増減する周波数調整手段を備えることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項12】

請求項5ないし11のいずれか1項に記載の超音波画像装置において、前記受信手段の前記受信帯域の上限周波数は、第2周波数 f_2 であり、

前記送信手段が送信する超音波は、搬送波とこれを変調する変調波とを含み、前記搬送波の周波数 f_c および変調波の周波数 f_s は、前記第2周波数 f_2 との関係において、 $2f_c + 2f_s = f_2$ を満たすことを特徴とする超音波画像装置。

【請求項13】

請求項5ないし12のいずれか1項に記載の超音波画像装置において、前記送信手段は、前記超音波として、前記周波数帯域の第1の超音波と、前記周波数帯域であって前記第1の超音波の波形を反転させた第2の超音波とを送信し、

前記信号処理部は、前記第1の超音波に由来して前記対象から到来した超音波を前記受

10

20

30

40

50

信手段が受信した第1の受信信号と、前記第2の超音波に由来して前記対象から到来した超音波を前記受信手段が受信した第2の受信信号とを加算し、加算後の信号を用いて前記画像データを生成することを特徴とする超音波画像装置。

【請求項14】

請求項5ないし13のいずれか1項に記載の超音波画像装置において、前記画像データを表示する表示手段を有することを特徴とする超音波画像装置。

【請求項15】

対象に向かって超音波を送信する送信手段と、前記対象からの超音波を受信する受信手段と、前記受信手段の受信信号を処理し、画像データを生成する信号処理部とを有し、

前記受信手段は、第1周波数を下限周波数とする所定の受信帯域を有し、

前記送信手段が送信する超音波は、1つの帯域から形成されるパルス波を含み、前記パルス波の搬送波の周波数は、前記第1周波数の2倍以上、前記変調波の周波数は、前記第1周波数以上に設定されていることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項16】

請求項15に記載の超音波画像装置において、前記搬送波の周波数は、前記第1周波数の2倍、前記変調波の周波数は、前記第1周波数に設定されていることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項17】

請求項15または16に記載の超音波画像装置において、前記受信手段の前記受信帯域の上限周波数は、第2周波数 f_2 であり、

前記搬送波の周波数 f_c および変調波の周波数 f_s は、前記第2周波数 f_2 との関係において、 $2f_c + 2f_s = f_2$ を満たすことを特徴とする超音波画像装置。

【請求項18】

請求項15ないし17のいずれか1項に記載の超音波画像装置において、前記送信手段の送信する超音波は、スペクトル成分が全て余弦波であることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項19】

請求項15ないし17のいずれか1項に記載の超音波画像装置において、前記送信手段の送信する超音波は、スペクトル成分が全て正弦波であることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項20】

請求項15ないし19のいずれか1項に記載の超音波画像装置において、前記変調波の周波数を、前記第1周波数を中心に増減する指示をユーザから受け付ける受け付け手段を有し、前記送信手段は、前記受け付け手段が受け付けた増減量に応じて、前記変調波の周波数を増減する周波数調整手段を備えることを特徴とする超音波画像装置。

【請求項21】

請求項15ないし20のいずれか1項に記載の超音波画像装置において、前記送信手段は、前記超音波として、第1の超音波と、前記第1の超音波の波形を反転させた第2の超音波とを送信し、

前記信号処理部は、前記第1の超音波に由来して前記対象から到来した超音波を前記受信手段が受信した第1の受信信号と、前記第2の超音波に由来して前記対象から到来した超音波を前記受信手段が受信した第2の受信信号とを加算し、加算後の信号を用いて前記画像データを生成することを特徴とする超音波画像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療などで用いられる超音波画像装置に関し、特に生体内での音響非線形効果によって生じる非線形成分を用いて撮像する超音波画像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

生体内の断層像などを低侵襲で撮像できる超音波画像装置は、医療用として広く用いられている。生体内に超音波を照射したとき、生体組織の音響非線形性によって波形歪みが生じ、照射された超音波の周波数成分に依存した非線形成分が生じる。この非線形成分を映像化信号として利用した撮像法は、一般にティシュー・ハーモニック・イメージング (THI) と呼ばれる。例えば、周波数 f_0 まわりの基本波成分からなるパルス波を照射したときに発生する、周波数 $2f_0$ まわりの第2高調波成分 (あるいは和音成分) で映像化すると、基本波成分 f_0 で映像化したときよりも分解能が向上し、さらにグレーティング・ローブなどによるアーチファクトも低減されて、高画質化が図れる。

【0003】

THIによる撮像法では、発生する非線形成分による反射エコー強度が、基本波成分のそれよりも非常に小さいため、基本波成分と非線形成分を分離する必要がある。従来では、図17に示したように、反射エコーに含まれる周波数 f_0 まわりの基本波成分と、周波数 $2f_0$ まわりに生じる第2高調波成分とをフィルタで分離することによって、第2高調波成分を抽出している。

10

【0004】

反射エコーに含まれる非線形成分を抽出する別の方法として、パルス・インバージョン法 (PI法) が用いられている。図18は、PI法の概念を周波数空間で示したもので、基本波成分による第1のパルスを送信して得られる第1の反射エコーと、第1のパルスの位相成分を180度反転させた第2のパルスを送信して得られる第2の反射エコーとを加算することによって、非線形成分を抽出する方法である。非線形成分は基本波成分を2乗した値を用いて表せるため、第1および第2の反射エコーに含まれる基本波成分は互いに打ち消しあうが、非線形成分は残ることになる。したがって、PI法を使用することにより、フレームレートは1/2になるが、基本波成分の帯域と非線形成分の帯域とが重なる場合でも非線形成分を抽出することができる。

20

【0005】

上述したように、第2高調波によるTHIでは、高分解能化やアーチファクト低減による高画質化が図れるが、第2高調波は基本波よりも高周波であるため、周波数依存性による大きな減衰を受ける。このため、撮像領域の深部においてはペネトレーションが低下し、一様な輝度の画像が得にくい。そこで特許文献1 (段落0018、図6) では、非線形成分として発生する、基本波成分よりも低い周波数成分のDC差音成分 (ゼロ周波数を中心とした若干の広がりのある帯域内の周波数成分) を抽出して映像化することを開示している。DC差音成分の抽出は、フィルタリングやPI法によって行っている。その際、DC差音成分の多くが超音波プローブ感度域内に含まれるように、特許文献1 (段落0022) には、基本波成分の周波数を超音波プローブ感度域の最も高い帯域に一致させ、DC差音成分の中心周波数を若干高い帯域にシフトさせることが提案されている。

30

【0006】

また、基本波成分として、図19のように周波数スペクトル上で2つのピーク f_a 、 f_b ($f_a < f_b$) を持つ超音波を照射することにより、DC差音成分の他に $f_b - f_a$ の差音成分も発生させ、両成分を抽出する方法が上記特許文献1 (段落0024、図8) に開示されている。これにより、より多くの差音成分がプローブ感度域に含まれるようになるため、効率的に差音成分を抽出することができる。

40

【0007】

一方、特許文献2 (段落0038、図2) では、 f_b の周波数と位相とを制御することにより、上述の $f_b - f_a$ の差音成分を $2f_a$ に重畳させ、 $f_b - f_a$ と $2f_a$ 成分を映像化のために用いることを開示している。この手法によれば、高調波成分 $2f_a$ と差音成分 $f_b - f_a$ とを相互に制御することによって、従来THIで使われている周波数帯域よりも広帯域な非線形成分が抽出できる。

【特許文献1】特開2002-301068号公報

【特許文献2】特開2004-298620号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述した従来の非線形成分を利用する超音波画像装置は、和音成分および差音成分のいずれか一方、あるいは発生しうる全非線形成分の一部だけを抽出している。すなわち、上記したように従来の差音を利用する超音波画像装置は、DC差音成分のみを抽出するか、または、2つの周波数 f_a と f_b にそれぞれピークを持つ基本波成分の超音波を照射して、 $2f_a$ 成分と $f_b - f_a$ 成分の両方、あるいは一方を抽出している。しかし、差音成分や和音成分のうち、基本波成分から非線形成分へのエネルギー変換率が高いのは、 $2f_b$ や $f_a + f_b$ の周波数成分である。したがって、従来の差音を利用した超音波画像装置では、多くの非線形成分が映像化のための信号として使われていない。

10

【0009】

また、非線形成分の強度を増加させるには、基本波成分の強度を増加させることが最も効果的であるが、生体に対しては、安全性の観点から照射できる超音波強度がメカニカル・インデックス(MI)として規定されている。このため、2つの周波数 f_a と f_b にそれぞれピークを持つ基本波成分をもつ超音波パルス波を照射する場合、その f_a 成分の強度は、 f_a 単体の周波数成分をもつ超音波パルス波を照射するときの強度よりも低くせざるを得ない。非線形成分は基本波成分の2乗値に比例した音圧振幅となるため、結果として f_a の高調波成分として発生する $2f_a$ 成分の発生が低く抑えられてしまう。

【0010】

以上のように、従来の超音波非線形イメージングにおいては、基本波成分から派生する差音成分や和音成分で表される非線形成分のうち、一部のみを抽出して映像化に利用しているに過ぎない。ペネトレーション向上のためには、より多くの超音波エネルギーが必要であるにもかかわらず、エネルギー利用効率が悪いという問題がある。

20

【0011】

本発明の目的は、非線形成分を効率よく抽出し、ペネトレーションを向上させることのできる超音波画像装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上述の課題を解決するために、本発明は、被検体に向かって超音波パルスを送信する送信手段と、被検体からの超音波を受信する受信手段と、受信手段の受信信号を処理し、画像データを生成する信号処理部とを有する超音波診断装置であって、受信手段は、所定の受信帯域を有し、送信手段の送信する超音波パルスは、1つの周波数帯域のパルスであり、かつ、当該帯域の上限周波数および下限周波数は、前記超音波パルスにより生じる和音成分と差音成分を所定の受信帯域内に生じさせる値に設定されている構成とするものである。信号処理部は、受信手段が受信した、和音成分と差音成分とを含む非線形成分を用いて画像データを生成する。

30

本発明の第1の態様として、以下のような超音波画像装置を提供する。すなわち、対象に向かって超音波を送信する送信手段と、前記対象から到来する超音波を受信する受信手段と、前記受信手段の受信信号を処理し、画像データを生成する信号処理部とを有する。受信手段は、第1周波数を下限周波数とする所定の受信帯域を有する。送信手段が送信する超音波は、1つの帯域から形成されるパルス波を含み、パルス波の周波数帯域は、下限値が第1周波数以上、上限値が第1周波数の3倍以上に設定されている。

40

【0013】

上記送信手段の送信する超音波は、スペクトル成分が全て余弦波であるものを用いることができる。これにより、非線形成分が同位相で発生するため、非線形成分の振幅が強め合い、高分解能な画像を得ることが可能になる。

【0014】

上記送信手段の送信する超音波は、スペクトル成分が全て正弦波であるものを用いることができる。これにより、余弦波を用いた場合よりも、大きなパルスパワーをもつ超音波を送信できるため、ペネトレーションが向上する。

50

【 0 0 1 5 】

送信手段の送信する超音波は、搬送波成分と、これを振幅について変調する変調波成分とを含み、搬送波成分は、余弦波であるものを用いることができる。また、搬送波成分は、正弦波であることのものを用いることができる。

【 0 0 1 6 】

送信手段が送信する超音波は、搬送波成分とこれを変調する変調波成分とを含み、搬送波の周波数は、第1周波数の2倍以上、変調波の周波数は、第1周波数以上に設定されているものを用いることができる。

【 0 0 1 7 】

また、変調波の周波数を、第1周波数を中心に増減する指示をユーザから受け付ける受け付け手段を有する構成とすることもできる。この場合、送信手段は、受け付け手段が受け付けた増減量に応じて、変調波の周波数を増減するように構成する。

10

【 0 0 1 8 】

また、受信手段の受信帯域の上限周波数は、第2周波数 f_2 である場合、搬送波の周波数 f_c および変調波の周波数 f_s は、第2周波数 f_2 との関係において、 $2f_c + 2f_s$ f_2 を満たすように設定することも可能である。これにより、非線形成分の最も高い周波数を、第2周波数以下にすることができ、受信することが可能になる。

【 0 0 1 9 】

上記送信手段は、超音波として、上記周波数帯域の第1の超音波と、上記周波数帯域であって第1の超音波の波形を反転させた第2の超音波とを送信する構成にすることができる。信号処理部は、前記第1の超音波に由来して前記対象から到来した超音波を受信手段が受信した第1の受信信号と、第2の超音波に由来して対象から到来した超音波を受信手段が受信した第2の受信信号とを加算し、加算後の信号を用いて前記画像データを生成する、いわゆるパルス・インバージョン法を行うことができる。

20

【 0 0 2 0 】

また、本発明の第2の態様によれば、以下のような超音波画像装置が提供される。対象に向かって超音波を送信する送信手段と、対象からの超音波を受信する受信手段と、受信手段の受信信号を処理し、画像データを生成する信号処理部とを有し、受信手段は、第1周波数を下限周波数とする所定の受信帯域を有する。送信手段が送信する超音波は、搬送波とこれを変調する変調波とを含み、搬送波の周波数は、第1周波数の2倍以上、変調波の周波数は、第1周波数以上に設定されている。このような帯域の超音波を送信することにより、非線形成分のうち差音成分が第1周波数以上の周波数を有するため、差音成分を受信手段で受信できる。

30

【 0 0 2 1 】

第2の態様において、搬送波の周波数は、例えば第1周波数の2倍、変調波の周波数は、第1周波数に設定することが可能である。

【 0 0 2 2 】

第2の態様において、受信手段の受信帯域の上限周波数は、第2周波数 f_2 である場合、搬送波の周波数 f_c および変調波の周波数 f_s は、前記第2周波数 f_2 との関係において、 $2f_c + 2f_s$ f_2 を満たすものを用いることが可能である。これにより、非線形成分の最も高い周波数を、第2周波数以下にすることができ、受信することが可能になる。

40

【 0 0 2 3 】

第2の態様において、送信手段の送信する超音波は、スペクトル成分が全て余弦波もしくは全て正弦波であるものを用いることができる。全て余弦波の場合には、非線形成分の振幅が強め合い、高分解能な画像を得ることが可能になる。全て正弦波の場合には、大きなパルスパワーをもつ超音波を送信できるため、ペネトレーションが向上する。

【 0 0 2 4 】

第2の態様において、変調波の周波数を、前記第1周波数を中心に増減する指示をユーザから受け付ける受け付け手段を有する構成にすることも可能である。この場合、送信手

50

段は、前記受け付け手段が受け付けた増減量に応じて、変調波の周波数を増減する周波数調整手段を備える。

【 0 0 2 5 】

第2の態様において、送信手段は、超音波として、第1の超音波と、前記第1の超音波の波形を反転させた第2の超音波とを送信し、パルス・インバージョン法を行うことが可能である。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

以上本発明によれば、送信パルスの帯域内成分の非線形相互作用によって生じる様々な差音成分や和音成分がプローブ感度域に効率的に発生するため、エネルギー利用効率の良い非線形イメージングが可能となる。その結果、非線形成分のうち、高周波数成分のレベルが比較的高い撮像領域の浅部や送信フォーカス点付近までは、広い帯域を使った高分解能な撮像が可能となり、高周波数成分が減衰してしまう撮像領域深部においても、低周波数成分による映像化によって十分なペネトレーションが得られ、撮像領域全体に渡って一様な画像を得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 7 】

以下、本発明を実施するための最良の形態を図面を用いて詳細に説明する。

本実施の形態は、非線形成分を利用する超音波画像装置であり、プローブ感度域内に差音成分と和音成分とを同時に生じさせるための構造を備えるものである。これにより、非線形成分の多くをプローブで検出することが可能になるため、エネルギー利用効率を高め、ペネトレーションを向上させることができる。

【 0 0 2 8 】

まず、図1を用いて、本実施の形態の超音波画像装置を説明する。ここでは、超音波画像装置の中で、特に、医療用に用いられる超音波診断装置10について説明するが、本発明の超音波画像装置は、医療用の診断装置に限られるものではない。

【 0 0 2 9 】

超音波診断装置10は、プローブ11と、装置本体20と、外部インターフェイス12と、画像表示部13とを具備している。

プローブ11は、送信時には装置本体20からの送信電気信号を送信音響信号に変換し、図示しない被検体へ超音波を送信した後、被検体からの反射エコー信号を受信電気信号に変換して、装置本体20へ伝送する。プローブ11は、通常、1次元や2次元のアレイ構造をなしており、送信ビーム及び受信ビームをフォーカスしたり、偏向したりすることができる構造となっている。

【 0 0 3 0 】

装置本体20は、プローブ11から送信する送信波形を発生する波形発生手段23と、波形発生手段23からの送信波形を増幅する送信アンプ22と、プローブ11からの受信信号を増幅する受信アンプ24と、送信時において送信アンプ22とプローブ11とを電氣的に連結し、受信時において受信アンプ24とプローブ11とを電氣的に連結する送受分離(T/R)スイッチ21と、受信アンプ24で増幅されたアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器25と、前記受信信号に所定の遅延を与え、受信ビームを形成する受信遅延回路部26と、前記受信ビームに、下記詳細に記す信号処理を施すための信号処理部27と、信号処理部27の出力から画像データを構築する画像処理部28と、以上の構成要素に対して、送受信タイミング、送信波形、受信アンプゲイン、遅延量、信号処理などを制御する制御部29とを具備している。

【 0 0 3 1 】

画像処理部28からの出力は、画像表示部13で2次元断層像や3次元画像などの映像として表示される。操作者は、外部インターフェイス12から、装置本体20の上記構成要素に対する制御や、画像表示部13の制御を制御部29を介して行えるように構成されている。なお、外部インターフェイス12が付加されていない場合においても、予め定め

10

20

30

40

50

られた制御条件で撮像を行うこともできる。

【0032】

次に、本発明の超音波診断装置におけるパルスの送受信の動作及び信号処理部27における処理シーケンスを図1及び図2を用いて詳細に述べる。

本発明の超音波診断装置では、図1に示すように、少なくとも2レートの送受信で一つの画像データを得るパルス・インバージョン法を用いる。なお、本発明の特徴となる送信パルスの基本波成分の周波数帯域については、後で詳しく説明する。

【0033】

まず、波形発生手段23において、制御部29によって所定の送信パルス波形を形成し、送信アンプ22、送受分離スイッチ21を介して、プローブ11から被検体へ第1基本波パルス30が照射される。第1基本波パルス30は被検体内において、音響非線形効果によって波形歪みを生じながら、音響インピーダンスの異なる部分において反射、透過を繰り返して伝搬する。第1基本波パルス30がプローブ11から照射されると、制御部29からの指示により送受分離スイッチ21は、受信アンプ24とプローブ11を電気的に接続する。被検体からの反射エコーは、プローブ11に近い場所から順に第1受信エコー31として連続的にプローブ11に到来し、撮像領域の最深部からの第1受信エコー31が返ってくるとみなされる時間経過後に1レート目の送受信を完了する。第1受信エコー31は、送受分離スイッチ21、受信アンプ24、A/D変換器25、受信遅延回路26を経て、第1受信信号32として信号処理部27に伝送される。

【0034】

1レート目の送受信が完了した後、送受分離スイッチ21によって再び送信アンプ22とプローブ11とが電気的に連結される。次に、波形発生手段23において別の送信パルス波形を形成し、送信アンプ22、送受分離スイッチ21を介してプローブ11に伝送され、プローブ11から被検体へ第2基本波パルス33が照射される。第2基本波パルス33は、第1基本波パルス30の波形の正負を略反転した波形となっている。なお、波形発生手段23は、例えば、送信アンプ22で生じる電氣的歪みや、プローブ11の周波数特性に依存した位相回転の影響を除去し、第1基本波パルス30と第2基本波パルス33の少なくとも一方の波形を調整する手段を具備していることが望ましい。

【0035】

第2基本波パルス33は被検体内において、音響非線形効果によって波形歪みを生じながら、音響インピーダンスの異なる部分において反射、透過を繰り返して伝搬する。第2基本波パルス33がプローブ11から照射されると、制御部29からの指示により送受分離スイッチ21は、受信アンプ24とプローブ11を電気的に接続する。被検体からの反射エコーは、プローブ11に近い場所から順に第2受信エコー34として連続的にプローブ11に到来し、撮像領域の最深部からの第2受信エコー34が返ってくるとみなされる時間経過後に2レート目の送受信を完了する。第2受信エコー34は、送受分離スイッチ21、受信アンプ24、A/D変換器25、受信遅延回路26を経て、第2受信信号35として信号処理部27に伝送される。

【0036】

図2に、図1の信号処理部27の詳しい構成の一例を示す。信号処理部27は一時メモリ40及び41、加算部42、直交検波処理部43、フィルタ処理部44を含んでおり、フィルタ処理部44からの出力は、Bモード処理部45やドプラー処理部46でさらに処理され、画像処理部28へ出力される。一時メモリ40及び41には、1レート目の第1受信信号32及び2レート目の第2受信信号35がそれぞれ一時的に保持され、加算部42で加算される。

【0037】

ここで加算される受信信号は、第1基本波パルス30及び第2基本波パルス33を形成している基本波成分による受信信号成分と、これら基本波パルスの被検体内における非線形伝搬に基づいて発生した非線形成分による受信信号成分とを含んでいるが、第1基本波パルス30と第2基本波パルス33との基本波成分は、位相が180度反転しているため

10

20

30

40

50

、理想的には加算処理によってゼロになる。

【 0 0 3 8 】

これに対し非線形成分は、基本波成分の 2 乗値に起因して生じるため、位相は反転せず、加算することによって約 3 dB の S / N 向上が図れる。よって、加算処理することにより、非線形成分のみが抽出される。なお、受信信号の調整のため、加算部 4 2 より手前で、第 1 受信信号 3 2 と第 2 受信信号 3 5 の大きさの比率を、時間方向（撮像領域にとっては深さ方向）に自動あるいはマニュアルで連続的に変化できるように構成することが可能である。また、ユーザが、外部インターフェイス 1 2 を介して上記比率を調整できるように構成することも可能である。

【 0 0 3 9 】

直交検波処理部 4 3 では、リファレンス周波数に応じた周波数移動が施され、同相信号成分と直交信号成分が得られる。抽出された非線形成分は、プローブ 1 1 の受信帯域内で生じた差音や和音の成分であるが、高周波数の成分ほど周波数に依存した減衰が大きく、送信フォーカスによる焦点より深い部分からの受信信号は、ほとんど低周波数の成分となっている。このため、直交検波処理部 4 3 におけるリファレンス周波数は、送信フォーカス点までの比較的浅い部分からの受信信号に対しては高めの周波数を選択し、深部からの受信信号に対しては低めの周波数を選択するようにすることが望ましい。よって、リファレンス周波数を、時間方向（撮像領域にとっては深さ方向）に自動あるいはマニュアルで連続的に変化できるように構成することが可能である。また、ユーザが、外部インターフェイス 1 2 を介してリファレンス周波数を調整できるように構成することも可能である。

【 0 0 4 0 】

直交検波後の信号は、フィルタ処理部 4 4 において、画像データとして使われる周波数帯域の信号成分を抽出し、B モード処理部 4 5 やドップラ処理部 4 6 において、反射エコー強度を輝度情報として表示する B モード画像用のデータや、ドップラ効果に基づいて計算される血流速度などのデータを構築する。画像処理部 2 8 では、これらのデータを適切な座標変換によって空間情報に変換し、画像表示部 1 3 に受け渡す。これにより、画像表示部 1 3 は B モード画像や、血流速度データ等を画像として表示する。

【 0 0 4 1 】

次に、本実施の形態の送信パルスの基本波成分について、詳しく説明する。

本実施の形態では、第 1 基本波パルス 3 0 および第 2 基本波パルス 3 3 の基本波成分 7 1 として、図 3 に示すように、1 つの周波数ピークをもつ単パルス波を用いる。基本波成分 7 1 のピーク周波数は f_c 、帯域幅は $2 f_s$ である。よって、基本波成分の帯域は $f_c - f_s \sim f_c + f_s$ である。この周波数 f_c および f_s を図 3 のように適切に設定していない場合には、差音成分 7 2 と和音成分 7 3 の多くがプローブ感度域 7 4 の外側に生じるため検出することができないが、本実施の形態では、周波数 f_c および f_s を、図 4 に示すようにプローブ感度域 $f_1 \sim f_2$ との関係において所定の値に設定する。これにより、図 4 のように、差音成分 7 2 と和音成分 7 3 の多くをプローブ感度域 $f_1 \sim f_2$ 内に生じさせることができる。なお、プローブ感度域の下限周波数 f_1 とは、一般によく使われている - 6 dB 帯域幅によって定義されるものではなく、プローブ通過後の受信エコー信号成分において、画像信号として利用可能な信号成分の下限周波数のことを言う。

【 0 0 4 2 】

まず、本発明の超音波診断装置において、映像化のために利用される非線形成分と、第 1 基本波パルス 3 0 及び第 2 基本波パルス 3 3 が持つ基本波成分との関係について、数式及び図面を用いて説明する。

【 0 0 4 3 】

本発明における非線形イメージングは、被検体内での音響非線形効果によって基本波成分から派生する非線形成分を効率よく捕捉し、高分解能化とペネトレーションの向上とを両立して達成するものである。音波の非線形伝搬の様子は、数式的には K Z K の式 (K h o k h l o v - Z a b o l o t s k a y a - K u z n e t s o v e q u a t i o n)、あるいは数 1 で表されるパーガースの式 (B u r g e r s ' e q u a t i o n) で表現

10

20

30

40

50

される。

【数 1】

$$\frac{\partial p}{\partial x} - \frac{b}{2 \rho c^3} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \frac{\beta}{2 \rho c^3} \frac{\partial p^2}{\partial t}$$

【0044】

10

数 1 は、x 方向の 1 次元空間における非線形音響伝搬を記述したものであり、p は音圧、 ρ は密度、c は音速、 β は非線形係数、t は x 方向に音速 c で移動する座標系における遅れ時間を示している。また、b は音波の吸収に係わる物質質量で、吸収係数を β 、角周波数を ω_s として、 $\beta = b \omega_s^2$ の関係がある。数 1 の右辺は非線形伝搬の過程において生じる仮想音源項を表している。3 次以上の高調波を無視し、波長当たりの減衰が小さく、x 方向の波形変化がそれほど著しくないとすれば、線形の音圧の 2 乗値を時間微分することによって、発生する非線形成分を推定することができる。以下、搬送周波数 $f_c = \omega_c / 2\pi$ に対して、変調度 m、変調の周波数 $f_s = \omega_s / 2\pi$ で振幅変調した基本波を考えて、発生する非線形成分の帯域及びそれらの位相、大きさについて述べる。

【0045】

20

ここでは、例として、振幅変調波 $p(t) = p_0 (1 + m \cos 2\pi f_s t) \cos 2\pi f_c t$ を基本波とする。音響非線形効果によって発生する非線形成分を dp^2/dt として計算した結果は、数 2 で表される。

【数 2】

$$\begin{aligned} & \frac{d p^2}{d t} \\ &= \frac{d}{d t} \{ p_0 (1 + m \cos \omega_s t) \cos \omega_c t \}^2 \\ &= \frac{p_0^2}{2} (-2 m \omega_s \sin \omega_s t - m^2 \omega_s \sin 2 \omega_s t) (1 + \cos 2 \omega_c t) \\ & \quad - p_0^2 \omega_c \left\{ 1 + 2 m \cos \omega_s t + \frac{1}{2} (1 + \cos 2 \omega_s t) \right\} \sin 2 \omega_c t \\ &= -2 m \pi f_s p_0^2 \sin 2 \pi f_s t \\ & \quad - m^2 \pi f_s p_0^2 \sin 4 \pi f_s t \\ & \quad - \frac{m^2 \pi}{2} (f_c - f_s) p_0^2 \sin 2 \pi (2 f_c - 2 f_s) t \\ & \quad - m \pi (2 f_c - f_s) p_0^2 \sin 2 \pi (2 f_c - f_s) t \\ & \quad - (2 + m^2) \pi f_c p_0^2 \sin 4 \pi f_c t \\ & \quad - m \pi (2 f_c + f_s) p_0^2 \sin 2 \pi (2 f_c + f_s) t \\ & \quad - \frac{m^2 \pi}{2} (f_c + f_s) p_0^2 \sin 2 \pi (2 f_c + 2 f_s) t \end{aligned} \tag{30}$$

40

【0046】

この結果から、非線形成分として発生する周波数成分は、 f_s 、 $2 f_s$ 、 $2 f_c - 2 f_s$ 、 $2 f_c - f_s$ 、 $2 f_c$ 、 $2 f_c + f_s$ 、 $2 f_c + 2 f_s$ の 7 成分であり、いずれも同位相成分であることがわかる。

【0047】

50

基本波を連続波とした場合には、これら7つの非線形成分が発生するが、本実施の形態では、基本波は、単パルス波であるので、7つの非線形成分の周波数成分のまわりに、図5(a)、(b)に示すようにそれぞれ幾らかの帯域を持つようになる。図5(a)~(c)は、変調度 m を1、搬送周波数 f_c を2.5MHz、変調の周波数 f_s を0.5MHzとし、パルス幅を $9/f_s$ 、 $3/f_s$ 、 $1/f_s$ と変化させたときの非線形成分の振幅スペクトルを示したものである。

【0048】

図5(a)~(c)からわかるように、パルス幅が短くなるにつれて、前記7つの周波数成分は、2つの帯域に大きく分かれ、 f_s と $2f_s$ を主とした差音成分72と、 $2f_c$ を中心として $2f_c - 2f_s \sim 2f_c + 2f_s$ に渡る帯域を主とした和音成分73とに分かれる。

10

【0049】

従来のTHIや差音を利用した非線形イメージングにおいては、図5(c)で表される差音成分72と和音成分73の両者を検出できるような広い感度域のプロープが存在しないため、いずれか一方のみしか抽出することができなかった。しかし、すでに述べたようにTHIにおいて和音成分(第2高調波成分)を利用する場合(図17参照)には、深部ペネトレーションが不足する。また、DC差音成分または2周波数差音成分を利用する場合(図19参照)には、基本波成分からエネルギー変換された非線形成分のうち、極僅かな変換エネルギーしか使えず、S/N比やダイナミックレンジが十分に確保できないという問題が生じる。さらに、プロープ自身が持っている感度域によっては、よりいっそうのエネルギー利用効率の低下を招くことになる。

20

【0050】

このような問題に対し、本発明の思想は、基本波成分からエネルギー変換されて発生する非線形成分を、できるだけプロープ感度域74に発生させるというものである。これにより、エネルギー利用効率を最大限にし、高分解能化と深部ペネトレーションの向上を両立させる。

【0051】

図5(a)~(c)でも示したように、ある帯域を持った基本波パルス71を照射したときに生じる非線形成分は、その帯域に依存した差音成分72と和音成分73とに分かれる。受信エコー全体としては、基本波成分71と非線形成分72、73とを含めた、図3に示したような帯域の反射エコーとなり、非線形成分72、73は基本波成分71から離れた周波数帯域に発生する。本発明は、基本波成分71の周波数 f_c および帯域 $2f_s$ を適切に設定することにより、非線形成分72、73の発生する帯域を基本波成分71に近づけ、さらには基本波成分71に重畳させるようにし、非線形成分72、73の帯域の多くがプロープ感度域74内に含まれるようにする。なお、基本波成分71は、非線形成分72、73と重畳していてもパルス・インバージョン法によって除去することができる。

30

【0052】

以下、差音成分72と和音成分73からなる非線形成分の帯域が、プロープ感度域 $f_1 \sim f_2$ と重なり合うようにするための、基本波成分71の設定条件について詳しく説明する。

40

プロープ感度域74を送信周波数帯域、受信周波数帯域共に $f_1 \sim f_2$ ($f_1 < f_2$)とする。基本波成分71は、上述してきたように、搬送周波数が f_c 、変調の周波数が f_s の振幅変調波である。基本波成分71の周波数帯域は $f_c - f_s \sim f_c + f_s$ であるので、まず、これがプロープ感度域74に入るように $f_c - f_s \geq f_1$ 、 $f_c + f_s \leq f_2$ の条件を満たさなければならない。

【0053】

また、数2から明らかなように、発生する非線形成分のうち発生する非線形成分のうち最も低い周波数成分は、 f_s である場合と、 $2f_c - 2f_s$ である場合とが考えられる。これらのいずれかがプロープ感度域74に含まれるようにするための条件は、前者の場合、 $f_s \geq f_1$ 、後者の場合、 $2f_c - 2f_s \geq f_1$ となる。

50

【0054】

非線形成分の最も低い周波数が f_s である場合、これがプローブ感度域 74 に含まれるようにするために、 $f_s = f_1$ に設定する必要がある。このとき、基本波成分 71 の下限周波数がプローブ感度域 74 に含まれるための条件 $f_c - f_s = f_1$ を同時に満たす必要があるから、 $f_s = f_1$ かつ $f_c = 2f_s$ となる。すなわち、本実施の形態では、振幅変調波においては、変調の周波数 f_s をプローブ感度域 74 の下限周波数 f_1 以上にし、搬送周波数 f_c を変調の周波数 f_s の 2 倍以上に設定する。

【0055】

このときさらに、発生する非線形成分の最も高い周波数成分 $2f_c + 2f_s$ (和音成分) がプローブ感度域 74 に含まれるようにするための条件は、 $2f_c + 2f_s = f_2$ であって、かつ、基本波成分 71 の上限周波数がプローブ感度域 74 に含ませる条件 $f_c + f_s = f_2$ を同時に満たす必要がある。しかも下限周波数 f_s がプローブ感度域 74 に含まれるための条件 $f_s = f_1$ かつ $f_c = 2f_s$ も満たす必要があるため、プローブ感度域 74 の上限周波数 f_2 について $f_2 = 6f_1$ となる必要があることがわかる。

【0056】

しかしながら、通常、PZT などの圧電材料を用いたプローブ 11 では、比帯域が最大でも 80% 程度であり、 $f_2 = 6f_1$ すなわち $f_1 \sim 6f_1$ (比帯域 143%) のような広い感度域 74 を有するプローブ 11 の実現は現状では困難である。一方、数 2 からも明らかかなように、発生した非線形成分のうち、和音成分 73 は差音成分 72 より大きなエネルギーを含んでいるため、プローブ 11 による高周波帯域の和音成分 73 の検出レベル (検出されるエネルギー) は、低周波帯域の差音成分 72 の検出レベルよりも大きい。そこで、本実施の形態では深部ペネトレーションに大きく影響する低周波帯域の差音成分 72 の検出レベル向上を優先的に考えて、図 4 に示すように、差音成分 72 の帯域すべてがプローブ感度域 74 に含まれ、和音成分 73 の帯域のできるだけ多くがプローブ感度域 74 に含まれるようにする。

【0057】

特に、図 4 に示すように、差音成分 72 の下限周波数がプローブ感度域 74 の下限周波数と一致するように設定することにより、差音成分 72 の帯域すべてがプローブ感度域 74 に含まれ、和音成分 73 の帯域のうちプローブ感度域 74 に含まれる帯域幅を最大にすることができる。すなわち、発生する非線形成分のうち最も低い周波数成分が f_s である場合、 $f_s = f_1$ かつ $f_c = 2f_s$ から、変調周波数 f_s をプローブ感度域 74 の下限周波数 f_1 とし ($f_s = f_1$)、振幅変調波の f_c を変調の周波数 f_s の 2 倍 ($f_c = 2f_s$) とする。

【0058】

このような条件の下においても、プローブ 11 の整合層の調整や単結晶の圧電素子やシリコン探触子の利用などによって、プローブ感度の比帯域をさらに広げることによって、より高周波側の和音成分 73 を捕捉することができる。

【0059】

なお、 $f_1 \sim 6f_1$ の広い感度域 74 を有するプローブ 11 が実現できる場合には、発生する非線形成分の最も高い周波数成分 $2f_c + 2f_s$ (和音成分) がプローブ感度域 74 に含まれるように $2f_c + 2f_s = f_2$ 、 $f_c + f_s = f_2$ を満たすように、 f_c および f_s を設定する。これにより、すべての非線形成分をプローブ 11 の感度域 74 に生じさせることができ、捕捉することができる。

【0060】

次に、非線形成分の最も低い周波数が $2f_c - 2f_s$ である場合を考えると、これがプローブ 11 の下限周波数 f_1 以上であるための条件は、 $2f_c - 2f_s = f_1$ である。このとき、非線形成分のうち差音成分 72 として発生する周波数 f_s は $f_s = f_1$ の条件を満たしているから、 $2f_c - 2f_s = f_s$ が成り立っており、 $f_c = 1.5f_s$ となる。また、基本波成分 71 の下限周波数の条件 $f_c - f_s = f_1$ を用いて、 $f_s = 2f_1$ の条件が得られるが、さらに和音成分 73 の上限周波数がプローブ感度域 74 に含まれるよう

10

20

30

40

50

にするための条件 $2f_c + 2f_s = f_2$ を満たすためには、 $f_2 = 10f_1$ とならなければならない。よって、前述した $f_s = f_1$ の場合よりも、さらに広いプローブ感度域 f_4 を用意しなければならず、実現性はより困難になる。

【0061】

以上のことから、本実施の形態では、上述のような振幅変調波を基本波成分 f_1 とした場合には、変調の周波数 f_s をプローブ感度域の下限周波数 f_1 とし ($f_s = f_1$)、搬送周波数 f_c を変調の周波数 f_s の2倍 ($f_c = 2f_s$) に設定する。さらに、この振幅変調波の周波数帯域が $f_c - f_s \sim f_c + f_s$ であることを考慮して、より一般的に表すならば、プローブ感度域の下限周波数が f_1 であるとき基本波成分 f_1 の周波数帯域を $f_1 \sim 3f_1$ に設定するものである。

10

【0062】

なお、この基本波成分 f_1 の条件は、プローブ 11 の送受信感度域が等しい場合におけるものであり、例えば、プローブ 11 を構成するアレイのいくつかを送信専用として利用するような場合には、非線形成分のエネルギー利用効率を向上させるという本発明の思想に基づいて、送信専用アレイの送信周波数帯域および受信アレイの受信周波数帯域を選定することができる。このような場合においても、発生する差音成分のうち、最も低い周波数成分が受信アレイで捕捉できるように設定することが望ましい。

【0063】

以上の説明では、基本波成分 f_1 の帯域の設定について説明してきたが、次に、本発明の超音波診断装置による非線形イメージングにおいて、被検体内に照射される基本波の波形について説明する。

20

数 2 で表される非線形成分は、振幅変調波 $p(t) = p_0 (1 + m \cos 2f_s t) \cos 2f_c t$ を基本波としたものである。搬送波成分 f_c 及び変調成分 f_s のそれぞれについて、正弦波である場合と余弦波である場合とについて同様の計算を行い、それぞれの場合における前記 7 つの非線形成分の $t = 0$ における位相を示すと、図 6 のようにまとめられる。

【0064】

図 6 から、搬送波成分 f_c 及び変調成分 f_s をいずれも余弦波とした場合に全ての非線形成分が同位相で発生することがわかる。検出される非線形成分の音圧振幅は、7 つの非線形成分の波形を加算した振幅であるため、すべての非線形成分が同位相である場合には、検出される最大の音圧振幅は、7 つの非線形成分の振幅の和となる。よって、大きな振幅を検出することができ、高分解能な画質を得ることができる。

30

【0065】

このように、高画質な画像を得るために、広帯域な非線形成分の信号を得るには、 $p(t) = p_0 (1 + m \cos 2f_s t) \cos 2f_c t$ のように、基本波の搬送波成分及び変調成分が共に余弦波で表されていることが望ましい。このことは、基本波をフーリエ級数に展開したときの全ての周波数成分が余弦波のみで表されるときにも成り立ち、このような基本波成分を持つパルス波を送信することによって、高分解能な非線形イメージングが可能となる。

【0066】

一方、 $p(t) = p_0 (1 + m \cos 2f_s t) \sin 2f_c t$ のように、正弦波のスペクトル成分のみで構成される基本波によって生じる非線形成分は、差音成分 f_2 と和音成分 f_3 のそれぞれについて同相となる。生体内を撮像する場合には、安全性の面から、その部位によって規定されるメカニカル・インデックス (MI) という指標があり、特に負圧側の音圧振幅に制限がある。上述のように、基本波のフーリエ級数成分が全て余弦波で与えられる場合には、音圧の最大振幅が各周波数成分の振幅の和として表されるが、基本波のフーリエ級数成分が全て正弦波で与えられる場合には、音圧の最大振幅が各周波数成分の振幅の和よりも小さくなる。例えば、 $\cos t + \cos 2t$ の最大振幅は 2 であるが、 $\sin t + \sin 2t$ の最大振幅は $\sqrt{3}$ である。このことは、MI 一定の条件下では、フーリエ級数成分が全て正弦波成分であるような基本波の方が、全て余弦

40

50

波成分であるような基本波よりも、大きなパルス・パワー（音圧振幅）に設定できることを意味する。

【 0 0 6 7 】

数 2 から明らかなように、音響非線形効果によって音波の伝搬と共に生じる非線形成分は、基本波の音圧振幅の 2 乗に比例する。よって、フーリエ級数成分が全て正弦波成分であるような基本波を送信することによって、全てが余弦波成分であるような基本波を送信したときよりも、大きな差音レベル及び和音レベルが得られる。したがって、高分解能化よりも撮像領域の深部におけるペネトレーションの向上を優先させるような場合には、フーリエ級数成分が全て正弦波成分であるような基本波を送信することが望ましい。

【 0 0 6 8 】

したがって、ユーザが、高分解能を優先させたい場合には、搬送波成分 f_c 及び変調成分 f_s をいずれも余弦波に設定し、高分解能よりもペネトレーション向上を優先させたい場合には、搬送波成分 f_c 及び変調成分 f_s をいずれも正弦波に設定するように、波形の設定を自動または手動で変更できるように構成することが望ましい。

【 0 0 6 9 】

上述してきた基本波の波形が余弦波または正弦波を用いた場合の送信波形の伝搬特性を確認するため、K Z K の式に基づく音波の非線形伝搬解析により送信波形の伝搬特性を求めた。その結果を以下説明する。なお、パルス・インバージョンを行なった結果と等価となる伝搬特性も求めている。ここでは、以下に示す全ての解析において、生体の物性に近い様な音響媒質を仮定し、音速を 1500 m/s 、密度を 1000 kg/m^3 、非線形パラメータ B/A を 7、周波数依存の吸収係数を 0.7 dB/cm/MHz とした。また、アレイは口径 40 mm の 1 次元アレイとし、アレイ正面 100 mm の位置を焦点として、2 次元の音場空間モデルについて計算を行なった。さらに、プローブ 11 の送受信感度域としては $1 \text{ MHz} \sim 5 \text{ MHz}$ 程度使えるものとし、プローブ表面における基本波パルスの最大音圧振幅は 4 MPa (rms) とした。

【 0 0 7 0 】

(フーリエ級数成分が全て余弦波で与えられる基本波形)

高分解能化のために広い帯域で大きな振幅を持った非線形成分を発生させるためには、上述したように、フーリエ級数成分が余弦波成分のみから成り立っていることが望ましい。そこで、変調度 $m = 1$ の振幅変調波 $p(t) = p_0 (1 + \cos 2 f_s t) \cos 2 f_c t$ を基本波とした。また、上述した基本波成分 71 の設定条件から、変調周波数 f_s をプローブの送受信帯域の下限周波数である 1 MHz とし、搬送周波数 f_c を f_s の 2 倍の 2 MHz に設定した。さらに、図 5 (a)、(b)、(c) から明らかなように、非線形成分の広帯域化のためには、送信する基本波のパルス幅が短い方がよいので、ここでは変調の周波数 f_s の 1 波長長さ $1/f_s$ をパルス幅とした。送信する基本波パルスの -6 dB の帯域は $1 \text{ MHz} \sim 3 \text{ MHz}$ であり、仮定したプローブ感度域に含まれる。

【 0 0 7 1 】

図 7 は、上記の第 1 基本波パルス 30 の音軸上における波形変化の様子を示した解析結果であり、それぞれの音軸上の位置からの第 1 受信エコー 31 の波形に相当する。なお、横軸の時間は、音速と共に音軸方向に移動する遅れ時間で表している。図 8 は、図 7 における基本波パルスの正負を反転させた第 2 基本波パルス 33 について同様に行われた、波形変化の解析結果であり、第 2 受信エコー 34 の波形に相当する。図 7 及び図 8 において、(a) はプローブ 11 表面、(b) は音軸上距離 10 mm 、(c) は 100 mm 、(d) は 200 mm での波形を示している。フーリエ級数成分が全て余弦波で与えられる基本波形は、図 7 (a) あるいは図 8 (a) から明らかなように、基本波パルスの時間中心に対して対称な波形となっている。このような波形は、例えば、コサイン・ロールオフ関数を逆フーリエ変換することによっても得られる。このときのカットオフ周波数は、プローブ感度域 74 の下限周波数を f_1 として、 $f_1 \sim 3 f_1$ の帯域を持つように設定すればよい。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

図7及び図8からわかるように、音波の伝搬と共に、音波は非線形音響効果による波形歪みを生じ、周波数依存性の減衰を受ける。すなわち、波形歪みは非線形成分の発生を意味し、周波数依存性の減衰は、より高周波側の成分が大きく減衰するため、深部では低周波側の狭帯域な信号成分のみが残ることを意味している。

【0073】

図9(a)～(d)は、図7と図8の(a)～(d)各距離における波形をそれぞれ加算した波形を示したものである。図7と図8の(a)～(d)の結果をそれぞれ加算することによって、パルス・インバージョンを行ったときと等価な波形が得られる。第1および第2基本波パルス30、33の線形成分は、加算することによって除去されており、図9(a)～(d)に示した波形は非線形成分のみから形成されている。

10

【0074】

図10は、図9(b)～(d)に示した非線形成分からなる波形の振幅スペクトル図であり、図11は、パルス・インバージョン後の波形の最大音圧振幅を、音軸上距離に対して示した距離特性図である。図10から、音軸上距離10mmでは、プローブ感度域74と仮定した1MHz～5MHzの領域に非線形成分が集中して生じており、非線形成分のエネルギーが高い効率で映像化に使えることがわかる。図11からも明らかのように、このような広帯域な非線形成分は焦点距離の100mm程度まで有効であるが、焦点距離を過ぎると急激に減衰する。図10における音軸上距離200mmでの振幅スペクトルからもわかるように、このような領域では低周波側の狭帯域な信号成分しか残らないので、このような領域においては、第1および第2受信エコー31、34の加算する比率を変える

20

【0075】

また、非線形成分の発生は基本波パルスの和音成分74において顕著であり、伝搬と共に減衰を受けて、深部においては差音成分72が残るようになる。したがって、伝搬距離と共に映像化に使える最適な周波数帯域が変化していくので、パルス・インバージョン後の直交検波処理でのリファレンス周波数を距離方向で変化させることが望ましい。すなわち、本解析を例にすれば、焦点距離の100mmまでは5MHz～4MHz、150mmで3MHz、180mm以降で2MHzのように連続的にリファレンス周波数を変化させればよい。

【0076】

(フーリエ級数成分が全て正弦波で与えられる基本波形)

ペネトレーション向上を優先的に考え、エネルギー的に大きな非線形成分を発生させるためには、上述したようにフーリエ級数成分が正弦波成分のみから成り立っていることが望ましい。そこで、変調度 $m=1$ の振幅変調波 $p(t) = p_0(1 + \cos 2f_s t) \sin 2f_c t$ を基本波とする。上述した基本波の条件から、変調の周波数 f_s をプローブの送受信帯域の下限周波数である1MHzとし、搬送周波数 f_c を f_s の2倍の2MHzとする。非線形成分は基本波パルスの存在する領域での非線形相互作用によって発生するので、分解能を高くするにはパルス幅を短くすればよい。そこで、ここでは変調の周波数 f_s の1波長長さ $1/f_s$ をパルス幅とした。送信する基本波パルスの-6dBの帯域は1MHz～3MHzであり、仮定したプローブ感度域74に含まれる。

30

40

【0077】

図12は、上記の第1基本波パルス30の音軸上における波形変化の様子を示した解析結果であり、それぞれの音軸上の位置からの第1受信エコー31に相当する。なお、横軸の時間は、音速と共に移動する遅れ時間で表している。さらに図13は、図12における基本波パルスの正負を反転させた第2基本波パルス33について同様に行われた、波形変化の解析結果であり、第2受信エコー34に相当する。図12及び図13において、(a)はプローブ表面、(b)は音軸上距離10mm、(c)は100mm、(d)は200mmでの波形を示している。

【0078】

図12及び図13からわかるように、音波の伝搬と共に、音波は非線形音響効果による

50

波形歪みを生じ、周波数依存性の減衰を受ける。すなわち、波形歪みは非線形成分の発生を意味し、周波数依存性の減衰は、より高周波側の成分が大きく減衰するため、深部では低周波側の狭帯域な信号成分のみが残ることを意味している。

【 0 0 7 9 】

図 1 4 (a) ~ (d) は、図 1 2 と図 1 3 の (a) ~ (d) 各距離における波形をそれぞれ加算した波形を示したものである。図 1 2 と図 1 3 の (a) ~ (d) の結果を加算することによって、パルス・インバージョンを行ったときと等価な波形が得られる。第 1 基本波パルス 3 0 と第 2 基本波パルス 3 3 の線形成分は、加算することによって除去されるため、図 1 4 で示した波形は非線形成分のみから形成されている。

【 0 0 8 0 】

図 1 5 は、図 1 4 (b) ~ (d) に示した非線形成分からなる波形の振幅スペクトル図であり、また図 1 6 は、パルス・インバージョン後の波形の最大音圧振幅を、音軸上距離に対して示した距離特性図である。図 1 5 の音軸上距離 1 0 m m での解析結果からもわかるように、正弦波成分のみで基本波パルスを構成した場合には、差音成分と和音成分とで位相が反転しているため、振幅スペクトル上ではノッチが入ってしまう。しかし、図 1 0 と図 1 5 との結果を比較してわかるように、基本波パルスの最大音圧振幅が一定という条件下においては、正弦波成分のみで基本波パルスを構成すると、余弦波成分のみの基本波パルスに比べて、元のパルスが持っているエネルギーを大きくすることができ、結果として、基本波成分から非線形成分へのエネルギー変換効率を高めることができる。図 1 1 と図 1 6 の比較からも、正弦波成分のみで基本波パルスを構成した場合の方が、焦点距離を過ぎた 1 5 0 m m の位置においても 3 d B 程大きいことがわかる。

【 0 0 8 1 】

一方、図 1 6 から明らかなように、このような非線形成分は焦点距離の 1 0 0 m m 程度まで有効であるが、焦点距離を過ぎると急激に減衰する。図 1 5 における音軸上距離 2 0 0 m m での振幅スペクトルからもわかるように、このような領域では低周波側の狭帯域な信号成分しか残らないので、このような領域においては、第 1 受信エコー 3 1 と第 2 受信エコー 3 4 との加算する比率を変えることによって、線形成分での映像化を行ってもよい。

【 0 0 8 2 】

また、非線形成分の発生は、基本波パルスの和音成分 7 3 が顕著であり、伝搬と共に減衰を受けて、深部においては差音成分 7 2 が残るようになる。したがって、伝搬距離と共に映像化に使える最適な周波数帯域が変化していくので、パルス・インバージョン後の直交検波処理でのリファレンス周波数を距離方向で変化させることが望ましい。すなわち、本解析を例にすれば、焦点距離の 1 0 0 m m までは 5 M H z ~ 4 M H z 、 1 5 0 m m で 3 M H z 、 1 8 0 m m 以降で 2 M H z のように連続的にリファレンス周波数を変化させればよい。

【 0 0 8 3 】

本発明の超音波診断装置 1 0 では、上述したような基本波の波形（余弦波または正弦波）の適切な選択が、撮像領域の深度に合わせて、制御部 2 9 によって自動的に調整される機能が付加されていても良いし、外部インターフェイス 1 2 からユーザが任意に選択できるように構成しても良い。また、第 1 および第 2 基本波パルス 3 0 および 3 3 の波形を上述したような振幅変調波として送信する場合、例えば、ユーザが外部インターフェイス 1 2 を通じて変調の周波数 f_s を増減することによって、基本波パルス 3 0 及び 3 3 の帯域を調整できる機能を、制御部 2 9 あるいは波形発生手段 2 3 に持たせても良い。このような調整機能を付加することによって、分解能や輝度、画像の一様性などについて、最適な画質を得ることができる。

【 0 0 8 4 】

なお、上述の実施例においては、送信する第 1 及び第 2 基本波パルスとして振幅変調波を用いているが、これと同様の周波数帯域を有する基本波パルスとして、時間軸方向に周波数が推移する波形を用いても良い。また、周波数が低減（増加）するように推移する第

10

20

30

40

50

1 基本波パルスと、周波数が増加（低減）するように推移する第 2 基本波パルスを用いても良い。

【0085】

ここで、周波数が推移する波形とは、例えば周波数の異なる波形の 1 サイクルまたは複数サイクルを連結してなるものであってもよい。また、周波数が異なる波形の 1 / 2 サイクル、1 / 4 サイクル、1 / 8 サイクル等の部分を連結してなる構成としてもよく、連続的に周波数が変化するチャープ波形を用いるものであってもよい。

【0086】

以上述べたように、本発明の超音波診断装置は、超音波非線形イメージングにおいて、送信パルスの基本波成分 7 1 の帯域をプローブ感度域 7 4 との関係において所定の値に設定することにより、被検体内での超音波の非線形相互作用によって生じる非線形成分の多くをプローブ感度域 7 4 に含ませることができるため、プローブ 1 1 によって非線形成分を高効率で捕捉できる。よって、高分解能化と撮像領域深部でのペネトレーションの向上が両立して行なえ、撮像領域全体に渡って一様で良好な画像が得られる。

10

【0087】

また、送信パルスの基本波波形（余弦波または正弦波）を、撮像領域の深度に合わせて適切に選択することにより、分解能や輝度、画像の一様性などに優れた画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0088】

20

【図 1】本発明の一実施の形態の超音波診断装置の装置構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の超音波診断装置に含まれる信号処理部の一実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 3】基本波成分と被検体からの反射エコーに含まれる非線形成分の周波数と振幅を示すスペクトル図である。

【図 4】本発明の実施の形態による基本波成分と発生する非線形成分の周波数と振幅を示すスペクトル図である。

【図 5】(a) ~ (c) 本発明の実施の形態において振幅変調波を基本波として発生する非線形成分の振幅スペクトル図である。

【図 6】本実施の形態において振幅変調波を基本波として生じる非線形成分の位相関係を示した説明図である。

30

【図 7】(a) ~ (d) 本実施の形態において余弦波成分からなる第 1 基本波パルス 3 0 の非線形伝搬波形を示すグラフである。

【図 8】(a) ~ (d) 本実施の形態において余弦波成分からなる第 2 基本波パルス 3 3 の非線形伝搬波形を示すグラフである。

【図 9】(a) ~ (d) 本実施の形態において余弦波成分からなる基本波パルスによるパルス・インバージョン後の波形を示すグラフである。

【図 10】本実施の形態において余弦波成分からなる基本波パルスによるパルス・インバージョン後の波形の振幅と周波数を示すグラフである。

【図 11】本実施の形態において余弦波成分からなる基本波パルスによるパルス・インバージョン後の波形の最大音圧振幅に関する音軸上距離特性を示すグラフである。

40

【図 12】(a) ~ (d) 本実施の形態において正弦波成分からなる第 1 基本波パルスの非線形伝搬波形を示すグラフである。

【図 13】(a) ~ (d) 本実施の形態において正弦波成分からなる第 2 基本波パルスの非線形伝搬波形を示すグラフである。

【図 14】(a) ~ (d) 本実施の形態において正弦波成分からなる基本波パルスによるパルス・インバージョン後の波形を示すグラフである。

【図 15】本実施の形態において正弦波成分からなる基本波パルスによるパルス・インバージョン後の波形の振幅と周波数を示すグラフである。

【図 16】本実施の形態において正弦波成分からなる基本波パルスによるパルス・インバ

50

ージョン後の波形の最大音圧振幅に関する音軸上距離特性を示すグラフである。

【図17】従来の高調波イメージング手法を周波数領域において示す説明図である。

【図18】パルス・インバージョン法の説明図である。

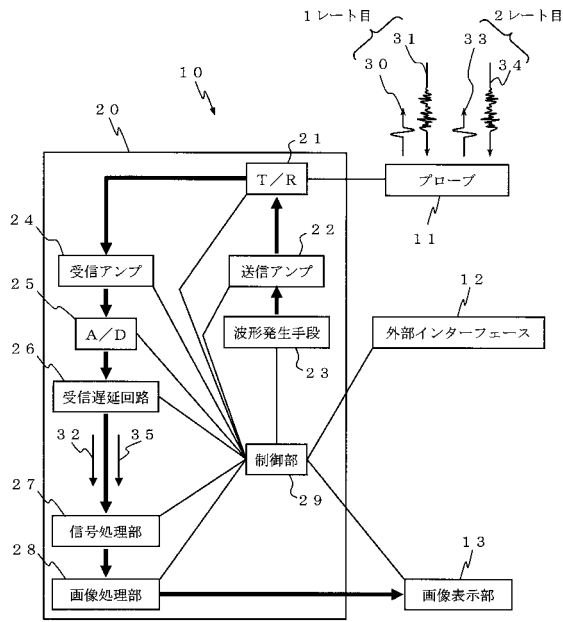
【図19】従来の差音を利用した非線形イメージング手法を周波数領域において示す説明図である。

【符号の説明】

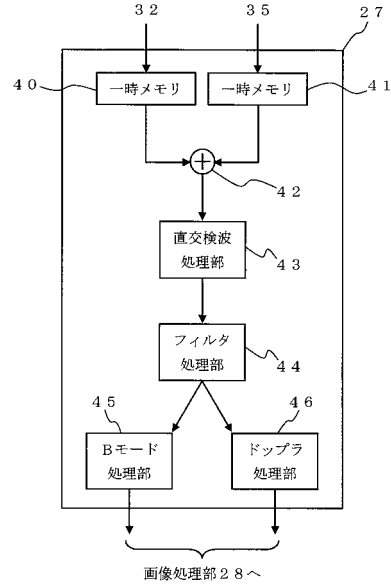
【0089】

10	超音波診断装置	
11	プローブ	
12	外部インターフェイス	10
13	画像表示部	
20	装置本体	
21	送受分離スイッチ	
22	送信アンプ	
23	波形発生手段	
24	受信アンプ	
25	A/D変換器	
26	受信遅延回路	
27	信号処理部	
28	画像処理部	20
29	制御部	
30	第1基本波パルス	
31	第1受信エコー	
32	第1受信信号	
33	第2基本波パルス	
34	第2受信エコー	
35	第2受信信号	
40、41	一時メモリ	
42	加算部	
43	直交検波処理部	30
44	フィルタ処理部	
45	Bモード処理部	
46	ドップラ処理部	

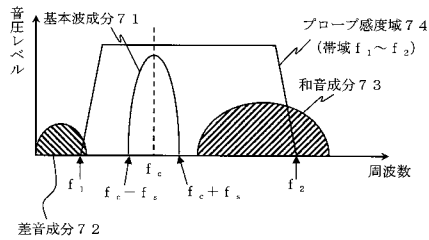
【図1】



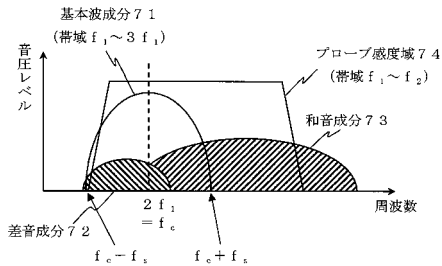
【図2】



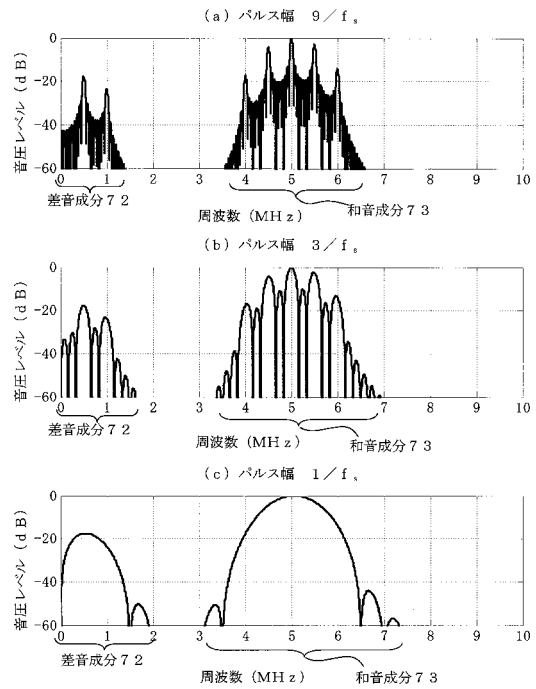
【図3】



【図4】



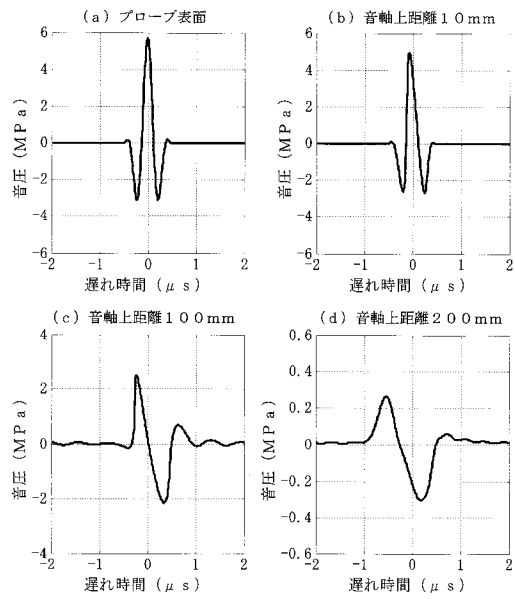
【図5】



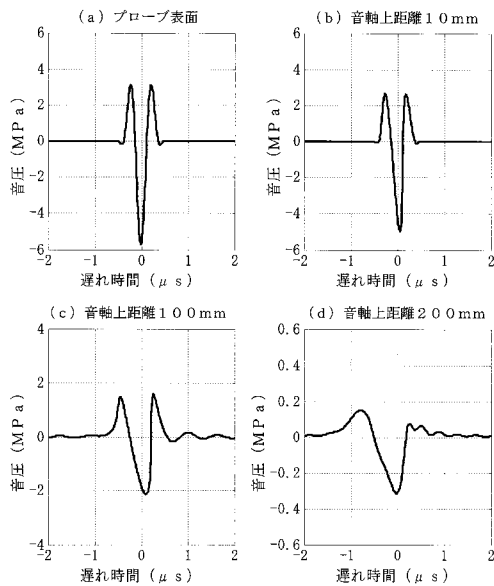
【図6】

搬送波	$\cos 2\pi f_c t$	$\cos 2\pi f_c t$	$\sin 2\pi f_c t$	$\sin 2\pi f_c t$
変調波	$1+m \cos 2\pi f_i t$	$1+m \sin 2\pi f_i t$	$1+m \cos 2\pi f_i t$	$1+m \sin 2\pi f_i t$
f_s 成分	0	$\pi/2$	0	$\pi/2$
$2f_c$ 成分	0	π	0	π
$2f_c - 2f_i$ 成分	0	π	π	0
$2f_c - f_i$ 成分	0	$-\pi/2$	π	$\pi/2$
$2f_c$ 成分	0	0	π	π
$2f_c + f_i$ 成分	0	$\pi/2$	π	$-\pi/2$
$2f_c + 2f_i$ 成分	0	π	π	0

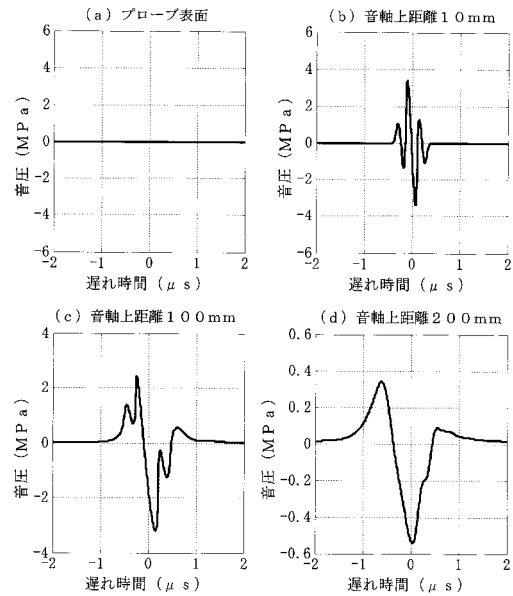
【図7】



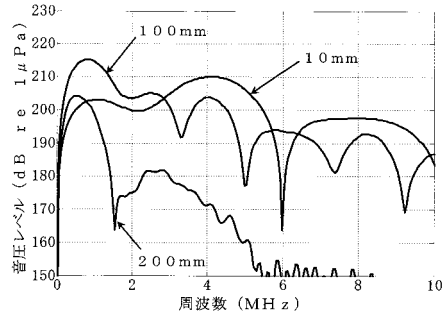
【図8】



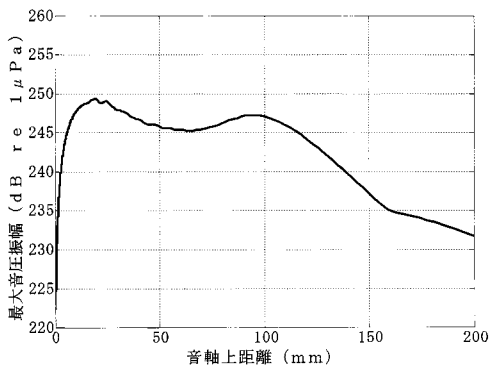
【図9】



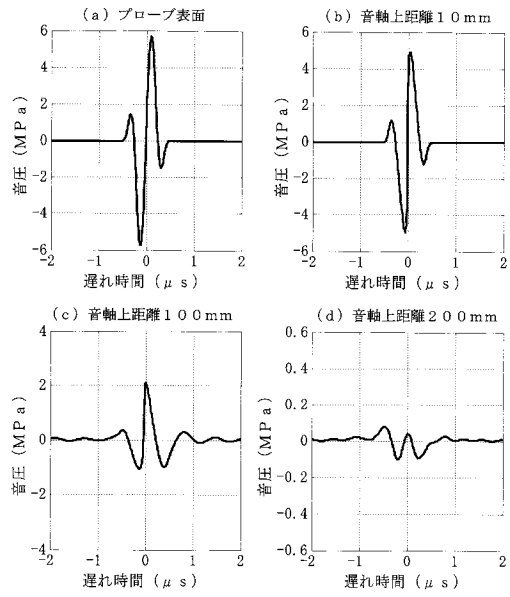
【図10】



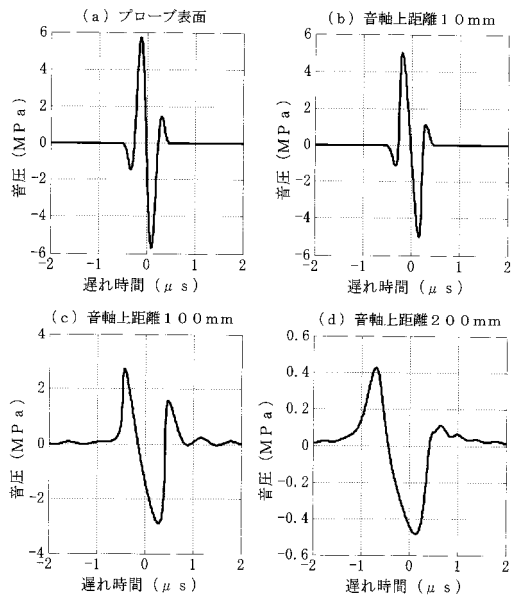
【図11】



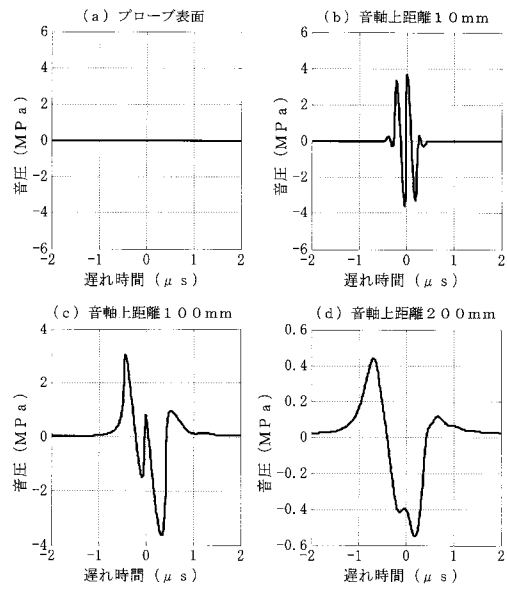
【図12】



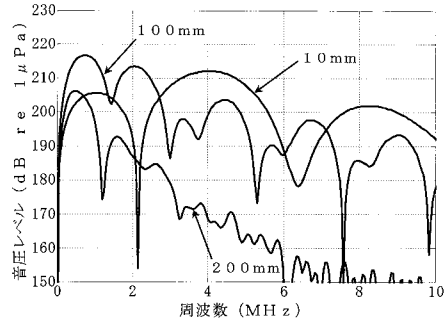
【図13】



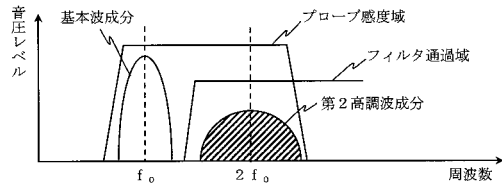
【図14】



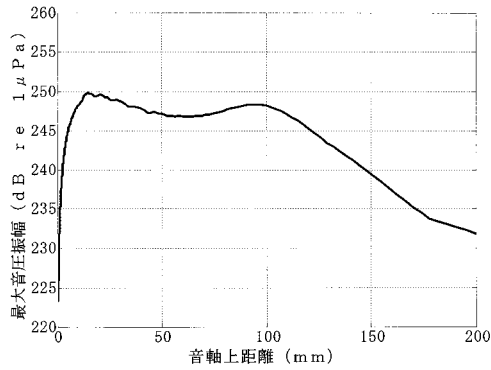
【図15】



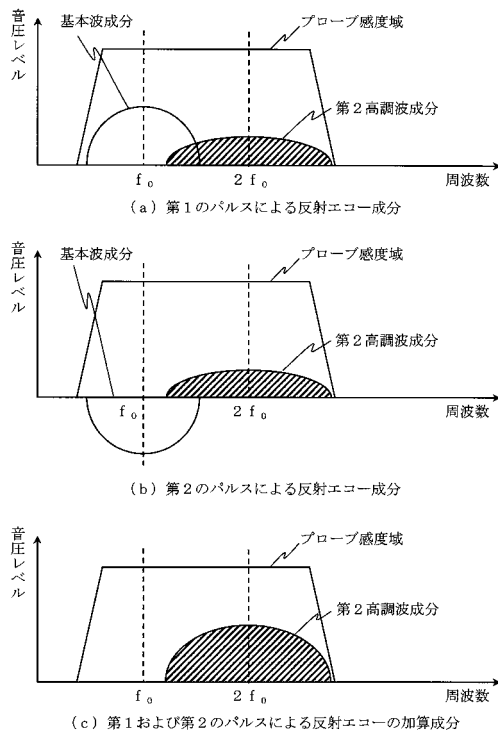
【図17】



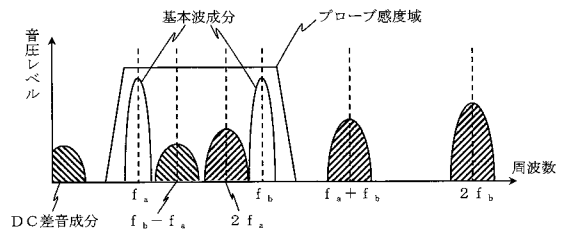
【図16】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-301068 (J P , A)
特表2004-504911 (J P , A)
特表2004-510514 (J P , A)
特開2004-298620 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波成像装置		
公开(公告)号	JP4931910B2	公开(公告)日	2012-05-16
申请号	JP2008507368	申请日	2006-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	橋場邦夫		
发明人	橋場 邦夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5202 G01S7/52038 G01S15/895 G01S15/8963 G01S15/8979 Y10S128/916 A61B8/14 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 G06T11/005		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	伊达公子田田		
优先权	2006082947 2006-03-24 JP		
其他公开文献	JPWO2007111013A5 JPWO2007111013A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种能够有效地提取非线性成分并提高穿透性的超声成像设备。接收装置具有预定的接收频带74，并且接收频带74的下限频率是第一频率f1。由发射装置发射的超声波的频带被设置为不小于第一频率f1并且不大于第一频率f1的三倍 (f1至3f1)。通过在这样的频带中发送超声波，由于非线性分量中的差分声音分量72具有等于或高于第一频率f1的频率，所以差分声音分量72可以由接收装置接收。而且，可以在接收频带74中生成大部分的和弦分量73，并且可以接收和弦分量73的大部分。

2】

