

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5043623号
(P5043623)

(45) 発行日 平成24年10月10日(2012.10.10)

(24) 登録日 平成24年7月20日(2012.7.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-318814 (P2007-318814)
 (22) 出願日 平成19年12月10日(2007.12.10)
 (65) 公開番号 特開2009-136626 (P2009-136626A)
 (43) 公開日 平成21年6月25日(2009.6.25)
 審査請求日 平成22年9月27日(2010.9.27)

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願(平成19年度独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構「健康安心プログラム/分子イメージング機器研究開発プロジェクト/悪性腫瘍等治療支援分子イメージング機器研究開発プロジェクト/悪性腫瘍等治療支援分子イメージング機器に関する先導研究/ラベル化造影剤を用いた超音波によるがんの超早期診断システムの研究開発に係る先導研究」に係る委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受けるもの)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 射谷 和徳
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
 審査官 富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

バブルを含む診断領域に対して超音波を送受するプローブと、
 前記バブルの共振周波数を基準として設定される送信周波数かつ前記バブルの膨張倍率を基準として設定される送信音圧で超音波を送波するようにプローブを制御する送信制御部と、
 プローブにおける超音波の受波により前記診断領域から得られる受信信号を処理することにより受信信号に含まれる高調波成分を抽出する受信処理部と、
 抽出された高調波成分に基づいて超音波画像の画像データを形成する画像形成部と、
 を有する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
 前記送信制御部は、前記バブルの膨張倍率と前記バブルから得られる高調波成分の信号量との対応関係に基づいて、信号量が比較的小さく且つ膨張倍率の変化に対する信号量の変化が比較的大きい対応関係を示す膨張倍率が小さな範囲と、信号量が比較的大きく且つ膨張倍率の変化に対する信号量の変化が比較的小さい対応関係を示す膨張倍率が大きな範囲と、からなる二つの範囲のうち、膨張倍率が大きな範囲に収まるように前記送信音圧を設定する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記送信制御部は、前記パブルの共振周波数以下となるように前記送信周波数を設定し、前記パブルの膨張倍率が 1.5 以上となるように前記送信音圧を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記送信制御部は、共に前記送信周波数かつ前記送信音圧に設定されて互いに位相が反転関係にある超音波の組を送波するようにプローブを制御し、

前記受信処理部は、前記超音波の組のうち的一方に対応した第 1 受信信号と他方に対応した第 2 受信信号の差分を算出することにより奇数次の高調波成分を抽出し、さらに、周波数フィルタを用いて奇数次の高調波成分から第 3 次の高調波成分を抽出し、

前記画像形成部は、抽出された第 3 次の高調波成分に基づいて超音波画像の画像データを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記受信処理部は、前記第 3 次の高調波成分に加えて、前記第 1 受信信号と第 2 受信信号を加算することにより第 2 次の高調波成分を抽出し、

前記画像形成部は、抽出された第 2 次の高調波成分と第 3 次の高調波成分に基づいて超音波画像の画像データを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置において、

前記プローブは、前記送信周波数から前記送信周波数の 3 倍の周波数までを含む周波数帯域を備える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、パブルを利用した画像形成技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

マイクロバブル（またはナノバブル）は、液体などに注入された微細な気泡を意味している。このマイクロバブルは、様々な優れた特性を備えているため、多くの分野で利用されている。例えば、医療分野への応用として、マイクロバブルが超音波の好適な反射体となることから、超音波画像を形成する際の造影剤として利用されている。

【0003】

造影剤を利用した超音波画像の形成においては、パブルから得られる高調波成分に注目した技術が知られており、特に、フェーズインバージョン法やパワーモジュレーション法などが有名である。もちろん、高調波成分に注目した画像形成技術に関する文献も、例えば、特許文献 1, 2 などのように多数存在する。ちなみに、特許文献 1, 2 に記載された技術は、パブルから得られる第 3 次高調波を積極的に画像化するものではない。

【0004】

比較的大い血管などに投与されたマイクロバブル（造影剤）を画像化する場合には、マイクロバブルの周囲が散乱などの少ない血液のため、従来から知られている技術により、比較的高いコントラストを得ることができる。これに対し、組織や腫瘍などの毛細血管やリンパ節などに取り込まれたマイクロバブルを観測する場合には、マイクロバブルの周囲が組織や腫瘍などの実組織であるため、周囲が血液である場合に比べて、高いコントラストを得ることが難しい。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

また、近年になり、低中音圧の超音波による画像化に適した造影剤（例えば「ソナゾイド」（登録商標））が注目されており、低中音圧の超音波による高感度の画像化技術も望まれている。

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 1 5 2 1 7 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 2 5 8 8 8 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

このような状況のもと、本願の発明者は、バブル（マイクロバブルなど）を利用した超音波による画像化技術について研究を重ねてきた。特に、超音波を受けたバブルの挙動に注目して研究を重ねてきた。

【 0 0 0 8 】

本発明は、その研究の過程において成されたものであり、その目的は、バブルの挙動に基づいた適切な画像処理技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、バブルを含む診断領域に対して超音波を送受するプローブと、前記バブルの共振周波数を基準として設定される送信周波数かつ前記バブルの膨張倍率を基準として設定される送信音圧で超音波を送波するようにプローブを制御する送信制御部と、プローブにおける超音波の受波により前記診断領域から得られる受信信号を処理することにより受信信号に含まれる高調波成分を抽出する受信処理部と、抽出された高調波成分に基づいて超音波画像の画像データを形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

上記態様によれば、バブルの共振周波数を基準として送信周波数が設定され、バブルの膨張倍率を基準として送信音圧が設定されるため、例えば、バブルから得られる高調波成分を高めると共に実組織から得られる高調波成分を抑制することができ、その結果として、例えば、非常に高い C T R（Contrast to Tissue Ratio）を得ることができる。

【 0 0 1 1 】

望ましい態様において、前記送信制御部は、前記バブルの膨張倍率と前記バブルから得られる高調波成分の信号量との対応関係に基づいて、信号量が比較的小さく且つ膨張倍率の変化に対する信号量の変化が比較的大きい対応関係を示す膨張倍率が小さな範囲と、信号量が比較的大きく且つ膨張倍率の変化に対する信号量の変化が比較的小さい対応関係を示す膨張倍率が大きな範囲と、からなる二つの範囲のうち、膨張倍率が大きな範囲に収まるように前記送信音圧を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

望ましい態様において、前記送信制御部は、前記バブルの共振周波数以下となるように前記送信周波数を設定し、前記バブルの膨張倍率が 1 . 5 以上となるように前記送信音圧を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

望ましい態様において、前記送信制御部は、共に前記送信周波数かつ前記送信音圧に設定されて互いに位相が反転関係にある超音波の組を送波するようにプローブを制御し、前記受信処理部は、前記超音波の組のうち的一方に対応した第 1 受信信号と他方に対応した第 2 受信信号の差分を算出することにより奇数次の高調波成分を抽出し、さらに、周波数フィルタを用いて奇数次の高調波成分から第 3 次の高調波成分を抽出し、前記画像形成部は、抽出された第 3 次の高調波成分に基づいて超音波画像の画像データを形成することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

望ましい態様において、前記受信処理部は、前記第3次の高調波成分に加えて、前記第1受信信号と第2受信信号を加算することにより第2次の高調波成分を抽出し、前記画像形成部は、抽出された第2次の高調波成分と第3次の高調波成分に基づいて超音波画像の画像データを形成することを特徴とする。

【0015】

望ましい態様において、前記プローブは、前記送信周波数から前記送信周波数の3倍の周波数までを含む周波数帯域を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明により、バブルの挙動に基づいた適切な画像処理技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、バブルの共振周波数を基準として送信周波数が設定され、バブルの膨張倍率を基準として送信音圧が設定されるため、バブルから得られる高調波成分を高めると共に実組織から得られる高調波成分を抑制することができ、その結果として、例えば非常に高いCTRを得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1は、その全体構成を示す機能ブロック図である。図1に示す超音波診断装置は、造影用のバブル（マイクロバブルやナノバブルなどの微小気泡）を含んだ造影剤を利用して画像を形成するのに適している。

【0018】

本実施形態においては、例えば、低中音圧の超音波による画像化に適した造影剤（「ソナゾイド」（登録商標）など）を利用することが望ましいものの、本発明における造影剤は特定のものに限定されない。造影剤は、例えば生体内の血管や腫瘍などの診断部位に投与される。そして、造影剤が投与されてから、例えば生体内におけるバブルの集積や取り込みが起こるまでの一定時間が経過した後に、図1に示す超音波診断装置によって診断が行われる。

【0019】

信号発生部10は、図示しない制御部などによって制御され、送信パルスを形成するための駆動信号を生成して送信回路12へ出力する。本実施形態では、生体内に投与されるバブルの共振周波数を基準として設定される送信周波数で、さらに、当該バブルの膨張倍率を基準として設定される送信音圧で超音波を送波するように送信制御される。信号発生部10は、例えば、中心周波数が1.5MHz程度、送信音圧が200～300kPa程度に対応した波形の送信パルスを出力する。

【0020】

送信回路12は、信号発生部10から出力された送信パルスに基づいて、プローブ14が備える図示しない複数の振動素子を制御して送信ビームを形成し、形成した送信ビームを電子的に走査することにより、走査領域の全域に亘って複数の送信ビームを形成する。

【0021】

本実施形態においては、複数の送信ビームの各ビーム方向ごとに2回の送信が行われる。つまり、一つのビーム方向に対して送信パルスに基づいて1回目の送信が行われて受信信号を取得した後に、続けてその同じビーム方向に対して、1回目の送信と同じ波形で位相だけを反転させた送信パルスに基づいて2回目の送信が行われて受信信号が取得される。そして、一つのビーム方向に対して2回の送信が行われた後に、ビーム方向を変えて次のビーム方向に対して2回の送信が行われる。こうして、走査領域の全域に亘って各ビーム方向ごとに2回の送信が実行される。

【0022】

プローブ14は、造影剤が投与された生体内の診断領域に対して超音波を送受する。プローブ14は、超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送信回路12によって送信制御されて送信ビームが走査される。また、複数の振動素子が生体か

ら反射された超音波を受波し、これにより得られた信号が受信回路 16 へ出力される。なお、送信と受信を異なる振動子で行うようにしてもよい。

【0023】

プローブ 14 は、送信周波数（例えば中心周波数が 1.5 MHz 程度）から、この送信周波数の 3 倍の周波数までを含む周波数帯域を備えている。そのため、送信における送信周波数を基本波の周波数とすると、受信において基本波と第 2 次高調波と第 3 次高調波の成分を含んだ受信信号が得られる。

【0024】

受信回路 16 は、プローブ 14 の複数の振動素子から得られる信号を整相加算処理することにより、走査領域内の複数の送信ビームの各々に対応した受信信号を形成する。本実施形態においては、複数の送信ビームの各ビーム方向ごとに 2 回の送信が行われるため、受信回路 16 は、各ビーム方向ごとに、1 回目の送信に対応した 1 回目の受信信号と 2 回目の送信に対応した 2 回目の受信信号を形成する。そして、各ビーム方向ごとに、1 回目の受信信号（受信信号 1）が受信信号 1 メモリ 18 に記憶され、2 回目の受信信号（受信信号 2）が受信信号 2 メモリ 20 に記憶される。

10

【0025】

加算処理部 22 は、各ビーム方向ごとに、受信信号 1 メモリ 18 と受信信号 2 メモリ 20 から受信信号 1 と受信信号 2 を読み出し、そして、受信信号 1 と受信信号 2 を加算処理する。受信信号 1 と受信信号 2 は、互いに位相が反転関係にある送信パルスから得られる信号であるため、フェーズインバージョン法（またはパルスインバージョン法）の原理により、受信信号 1 と受信信号 2 の加算処理の結果として、奇数次の信号がキャンセルされて偶数次の信号のみが残る。つまり、受信信号に含まれる基本波と第 2 次高調波と第 3 次高調波のうち、奇数次の基本波と第 3 次高調波がキャンセルされて偶数次の第 2 次高調波が抽出される。

20

【0026】

バンドパスフィルタ（BPF）26 は、第 2 次高調波に対応した通過帯域を備えたフィルタであり、バンドパスフィルタ 26 によって、ノイズ等が除去されて第 2 次高調波のみがより確実に抽出される。なお、原理的には加算処理部 22 において第 2 次高調波のみが確実に抽出されるため、バンドパスフィルタ 26 を省略することも可能である。

【0027】

30

差分処理部 24 は、各ビーム方向ごとに、受信信号 1 メモリ 18 と受信信号 2 メモリ 20 から受信信号 1 と受信信号 2 を読み出し、そして、受信信号 1 と受信信号 2 の差分を算出する。フェーズインバージョン法（またはパルスインバージョン法）の原理により、受信信号 1 と受信信号 2 の差分処理の結果として、偶数次の信号がキャンセルされて奇数次の信号のみが残る。つまり、受信信号に含まれる基本波と第 2 次高調波と第 3 次高調波のうち、偶数次の第 2 次高調波がキャンセルされて奇数次の基本波と第 3 次高調波が抽出される。

【0028】

ハイパスフィルタ（HPF）28 は、第 3 次高調波以上の帯域を備えたフィルタであり、ハイパスフィルタ 28 によって、基本波やノイズ等が除去されて第 3 次高調波のみが抽出される。

40

【0029】

画像形成部 30 は、ハイパスフィルタ 28 から得られる第 3 次高調波のみを用いて、または、第 3 次高調波に加えてバンドパスフィルタ 26 から得られる第 2 次高調波を用いて、超音波画像の画像データを形成する。画像形成部 30 は、複数のビーム方向の各々から得られる高調波成分（第 3 次高調波のみ、または、第 2 次高調波と第 3 次高調波）に基づいて、例えば、2 次元超音波画像の画像データを形成する。もちろん、超音波ビームを 3 次的に走査させて 3 次元超音波画像の画像データを形成してもよい。画像形成部 30 において形成された画像データに対応する超音波画像は表示部 32 に表示される。

【0030】

50

本実施形態では、生体内に投与されるバブルの共振周波数を基準として送信周波数が設定され、バブルの膨張倍率を基準として送信音圧が設定されるため、例えば、バブルから得られる高調波成分を高めると共に実組織から得られる高調波成分を抑制することができ、その結果として、例えば、非常に高いCTR (Contrast to Tissue Ratio) の超音波画像を得ることができる。

【0031】

そこで、以下において、送信条件等とバブルの挙動との関係について説明する。図2から図6は、超音波造影剤（バブル）の挙動について、バブル膜の振動を数値解析で得るシミュレータを作成して解析した結果を示している。

【0032】

10

図2は、バブルの膜振動のシミュレーション結果を示す図である。図2(A)は、送信周波数（中心周波数）1.5MHz、波数6波、音圧300kPaの超音波振動を半径1.25μmのバブルに与えた場合の膜振動であり、図2(B)は、送信周波数（中心周波数）4.5MHz、波数18波、音圧300kPaの超音波振動を同バブルに与えた場合の膜振動を示している。図2(A)(B)は共に、横軸を時間軸として縦軸にバブル半径を示している。なお、バブルに与える超音波エネルギー（音圧×パルス長）を図2(A)と(B)で等しい条件として解析した。

【0033】

図2(A)に示すように低周波1.5MHzでは3倍以上にバブルは膨張するが、図2(B)に示すように高周波数の4.5MHzでは1.4倍以下の膨張に抑えられている。バブルの条件として、市販造影剤ソナゾイド（登録商標）を想定し、バブルの直径2.5μm、バブルの膜厚3nm、それ以外のバブルのパラメータは、文献“Experimental and Theoretical Evaluation of Microbubble Behavior: IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol 47, No6, Nov 2000”で示された条件を用いた。この条件でのバブルの共振周波数は、ほぼ2.5MHzである。

20

【0034】

図3は、図2のバブルの膜振動によって発生する超音波信号を周波数解析した結果を示す図である。図3(A)の解析結果は図2(A)の膜振動に対応しており、図3(B)の解析結果は図2(B)の膜振動に対応している。

【0035】

30

基本波の信号量は、図3(A)の1.5MHzと図3(B)の4.5MHzでほぼ同じである。これに対し、第3高調波量は、1.5MHzでは基本波の-2dB程度で殆ど変わらないが、4.5MHzでは基本波の-20dB以上と大きく減少する。

【0036】

図4は、送信周波数と信号量との対応関係を示す図であり、図4には、音圧300kPaで異なる周波数で一定信号量（＝音圧×時間）の振動を与えた場合の、バブル振動最大半径と、その時発生する1次（基本波＝送信周波数）、2次、3次の高調波の解析結果のグラフが示されている。

【0037】

バブルは、低い周波数で大きく振動し、その結果発生する超音波信号量は、その基本周波数（送信周波数）ではそれほど差は無いが、第2、第3高調波では、低い周波数で送信したほうが、強い信号が得られることとなる。

40

【0038】

図5は、バブルの膨張倍率とバブルから得られる高調波成分の信号量との対応関係を示す図であり、半径1.25μmのバブルに周波数1.5、2.5、3.5、4.5MHz、音圧100、200、300、400kPaの条件で加える超音波エネルギーを一定にしてバブルに振動を与えた場合の、バブルの膨張倍率を横軸に、3次高調波信号量を縦軸にしてプロットしたものである。

【0039】

図5に示すように、バブルの膨張倍率が0.5から1.5の小さな範囲では、3次高調

50

波の信号量が比較的小さく且つ膨張倍率の変化に対する信号量の変化が比較的大きい。また、バブルの膨張倍率が1.5以上の大きな範囲では、3次高調波の信号量が比較的大きく且つ膨張倍率の変化に対する信号量の変化が比較的小さい。このように、バブルを1.5倍以上に膨張させることで、強い3次高調波信号が得られることが推察される。また、バブルを2.5倍以上に膨張させても、高調波信号量の増加はほぼ横ばいとなる。

【0040】

以上のことから、バブル（マイクロバブル）を1.5倍から2.0倍程度に膨張させることで、バブルから非常に強い高調波信号を発生させることができる。また、バブルの共振周波数よりも低い周波数の超音波を与えることで、より低音圧の超音波信号でバブルを大きく膨張させることが可能であることが分かる。

10

【0041】

そこで、バブルを高感度に検出する条件を考える。超音波は、ティッシュハーモニックで知られるように伝搬中に高調波成分を発生する。その高調波信号量は、ほぼ音圧の二乗に比例する。従って、共振周波数以下の低い周波数の超音波で送信することで、小さい音圧でバブルを1.5倍以上大きく膨張させることが可能となり、バブルからの高調波信号を増加し、組織からの高調波信号を低減することが可能となり、非常に高いCTR（Contrast to Tissue Ratio）を得ることができる。更に、バブルを1.5倍以上に膨張させることで、バブルからは第3次以上の高調波成分も強くなる。組織伝搬中の高調波信号は、高次になるほど大きく減少するため、バブルを1.5倍以上に膨張させ3次以上の高調波成分を利用して画像化することで、より高いCTRを得ることが可能となる。

20

【0042】

図6は、腹部用コンベックスプローブを用いて、組織から発生する高調波とバブルからの高調波をシミュレーションした結果を示す図である。組織中の非線形伝搬は、KZK方程式を用いて数値解析した。シミュレーションでは、送信周波数1.6MHz、深さ9cmで組織中の音圧が200kPaの条件で、組織伝搬中とバブルからの高次高調波信号を求めた。

【0043】

図6（A）は、この時のバブル膜の振動結果である。バブルの半径は、1.25μmから2.2μmに約1.75倍に膨張している。図6（B）は、組織およびバブルの高調波信号を比較したものである。組織からの信号は、伝搬中に発生した信号が、バブルと同じ位置で組織中の反射体から反射し信号として解析した。図6（B）では、組織及びバブルからの基本波信号を0dBとして、それぞれの高調波信号量を相対的に比較した。バブルからの高調波信号の信号量は、第2次、第3次とも基本波信号とほぼ同じである。一方、組織からの高調波信号の信号量は、基本波信号に比べ、第2次高調波では、-30dB、第3次高調波では、-50dB以下に減少する。

30

【0044】

以上のことから、バブル共振周波数以下の低周波で励振することで、低音圧送信でもバブルを1.5倍以上に膨張することが可能となり、強い高調波信号が発生するとともに、組織中の高調波信号を抑制することができることが分かる。その結果、非常に高い検出感度とCTRが達成される。

40

【0045】

超音波診断装置では、周波数2.5MHz～12MHzのプローブが標準的に利用されている。コントラストエコーで高い検出感度を得るためには、バブル共振周波数より低い周波数の送信が可能な、低い周波数のプローブを利用することが適している。例えば、中心周波数3MHz、比帯域80パーセントのプローブであれば、1.4MHzで送信し、その第3次高調波4.2MHzを受信することができる。送信周波1.4MHzは、プローブの帯域のかなり低下した領域での利用となるが、高い音圧を発生する必要がないため、十分に送信可能である。バブルの高調波信号は、第3次以降の高次でも強く発生するが、プローブの帯域から受信感度は得られないため第3次までの利用となる。もちろん、第3次以上の高調波に対応したプローブで第3次以上の高調波を利用してもよい。

50

【 0 0 4 6 】

図 7 は、図 1 の超音波診断装置による第 3 次の高調波信号を利用した画像形成処理を説明するためのフローチャートである。まず、生体に対して造影剤を注入後 (S 7 0 1) 、生体内でのバブルの集積や取り込みが起こるまでの適当な時間が経過してから (S 7 0 2) 、観測が開始される。

【 0 0 4 7 】

観測が開始されると、第 1 番目の走査線上 (送信ビーム方向) が選択され (S 7 0 3) 、位相が 0° に設定された 1 回目の低音圧パルス信号が送信され (S 7 0 4) 、そのエコー信号である受信信号 1 が受信される (S 7 0 5) 。さらに、第 1 番目の走査線上において、1 回目の送信信号の位相を 180° 変えた 2 回目のパルス信号が送信され (S 7 0 6) 、そのエコー信号である受信信号 2 が受信される (S 7 0 7) 。なお、S 7 0 4 と S 7 0 6 の送信においては、例えば、中心周波数が 1.5 MHz 程度、送信音圧が $200 \sim 300\text{ kPa}$ 程度の超音波パルスが送波される。

10

【 0 0 4 8 】

第 3 次の高調波信号のみを利用する場合には、2 つの受信信号の差分を取ることで (S 7 0 8) 、奇数時の信号が同相で加算されて偶数時の信号がキャンセルされる。なお、第 5 次以上の奇数次の高調波は、プローブの帯域外のため受信信号に含まれず、受信信号に含まれる第 1 (基本周波数) と第 3 次の信号成分が S 7 0 8 の処理で取り出される。次に、基本周波数は、組織信号にも多く含まれるので、ハイパスフィルタを通過させることで (S 7 0 9) 、第 3 次高調波成分のみを取り出す。そして、走査線の一つ移動させて (S 7 1 0) 、S 7 0 4 から S 7 0 9 までの処理を繰り返すことにより、複数の走査線から得られる第 3 次高調波によりコントラスト画像を構築することができる。

20

【 0 0 4 9 】

第 3 次高調波信号のみを用いて画像化することで、組織からの第 3 次が非常に小さいため、CTR の高い画像が得られる。なお、第 3 次高調波信号のみを用いる装置を構成する場合には、図 1 における加算処理部 2 2 とバンドパスフィルタ 2 6 を省略してもよい。

【 0 0 5 0 】

なお、受信信号には、第 2 次の高調波も多く含まれている。そこで、第 2 次と第 3 次を合わせて利用することで、信号強度を増加することが出来る。そのため、エコーの弱い深部からの情報も画像化することが可能となる。また、信号量の帯域も広がるため、解像度の高い画像を得ることが可能となる。

30

【 0 0 5 1 】

図 8 は、図 1 の超音波診断装置による第 2 次と第 3 次の高調波信号を利用した画像形成処理を説明するためのフローチャートである。なお、図 8 における S 8 0 1 から S 8 0 9 までの処理は、図 7 における S 7 0 1 から S 7 0 9 までの処理と同じであるため、説明を省略する。

【 0 0 5 2 】

図 8 においては、第 3 次の高調波に加えて、2 つの受信信号を加算することで (S 8 1 0) 、受信信号に含まれる偶数時の信号が同相で加算され、奇数時の信号がキャンセルされる。つまり、基本波と第 3 次高調波が取り除かれて 2 次の高調波成分が取り出される。そして、第 2 次と第 3 次の高調波信号を加算することで (S 8 1 1) 、広帯域で強い強度の信号を得ることが可能になる。なお、図 8 においても、走査線の一つ移動させて (S 8 1 2) 、S 8 0 4 から S 8 1 1 までの処理を繰り返すことで、複数の走査線から得られる第 2 次と第 3 次高調波によりコントラスト画像を構築することができる。

40

【 0 0 5 3 】

多数の反射体が波長に比べて密に、かつランダムに存在する場合、エコーと干渉パターンが現れる。このパターンはスペックルと呼ばれ、アーティファクトとなる。バブルが多数存在する場合も、同様にスペックルが現れる。これらの干渉パターンは、周波数によって異なるパターンを呈することが知られており、それを低減する方法として、周波数コンパウンド法が知られている。同様に、秋山らは B モード画像に現れるスペックルノイズを

50

低減する目的で、高次のハーモニクイメージを加算する方法を提案している（山本、小沢、秋山「スペックル軽減のための高次ハーモニクイメージの加算方法について」電子情報通信学会技術研究報告Vol.102, No.411(20021018)pp.19-24参照）。

【0054】

図9は、インコヒーレントな重ね合わせによりスペックルを低減させる処理を説明するためのフローチャートである。つまり、図9は、バブルからの第2次と第3次の高調波によるインコヒーレントな重ね合わせによる、コントラストエコーのスペックル低減を目的とした処理のフローを示している。なお、図9におけるS901からS910までの処理は、図8におけるS801からS810までの処理と同じであるため、説明を省略する。

【0055】

図9においては、S909の処理によって抽出される第3次高調波成分に対して振幅演算処理が施され（S911）、その結果として、第3次高調波成分のエンベロープが得られる。同様に、S910の処理によって抽出される第2次高調波成分に対して振幅演算処理が施され（S912）、第2次高調波成分のエンベロープが得られる。そして、第3次高調波成分のエンベロープと第2次高調波成分のエンベロープが加算処理されることにより（S913）、周波数コンパウンドが実現される。

【0056】

なお、図9においても、走査線を一つ移動させて（S914）、S904からS913までの処理が繰り返されて超音波画像が形成される。

【0057】

図10は、コヒーレントな重ね合わせによりスペックルを低減させる処理を説明するためのフローチャートである。つまり、図10は、バブルからの第2次と第3次の高調波によるコヒーレントな重ね合わせによる、コントラストエコーのスペックル低減を目的とした処理のフローを示している。なお、図10におけるS1001からS1010までの処理は、図9におけるS901からS910までの処理と同じであるため説明を省略する。

【0058】

図10においては、S1009の処理によって抽出される第3次高調波成分に対して複素解析信号処理が施され（S1011）、その結果として、第3次高調波成分の実数部と虚数部が得られる。同様に、S1010の処理によって抽出される第2次高調波成分に対して複素解析信号処理が施され（S1012）、第2次高調波成分の実数部と虚数部が得られる。

【0059】

そして、第3次高調波成分の実数部と第2次高調波成分の実数部とが加算され（S1013）、また、第3次高調波成分の虚数部と第2次高調波成分の虚数部とが加算される（S1014）。さらに、加算後の実数部と加算後の虚数部とに基づいて、振幅演算処理が施される（S1015）ことにより、第2次と第3次の高調波によるコヒーレントな重ね合わせが実現される。なお、図10においても、走査線を一つ移動させて（S1016）、S1004からS1015までの処理が繰り返されて超音波画像が形成される。

【0060】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図2】バブルの膜振動のシミュレーション結果を示す図である。

【図3】バブルの膜振動によって発生する超音波信号を示す図である。

【図4】送信周波数と信号量との対応関係を示す図である。

【図5】バブルの膨張倍率とバブルから得られる高調波成分の信号量との対応関係を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 6】組織から発生する高調波とバブルからの高調波をシミュレーションした結果を示す図である。

【図 7】第 3 次の高調波信号を利用した画像形成処理を説明するためのフローチャートである。

【図 8】第 2 次と第 3 次の高調波信号を利用した画像形成処理を説明するためのフローチャートである。

【図 9】インコヒーレントな重ね合わせによりスペックルを低減させる処理を説明するためのフローチャートである。

【図 10】コヒーレントな重ね合わせによりスペックルを低減させる処理を説明するためのフローチャートである。

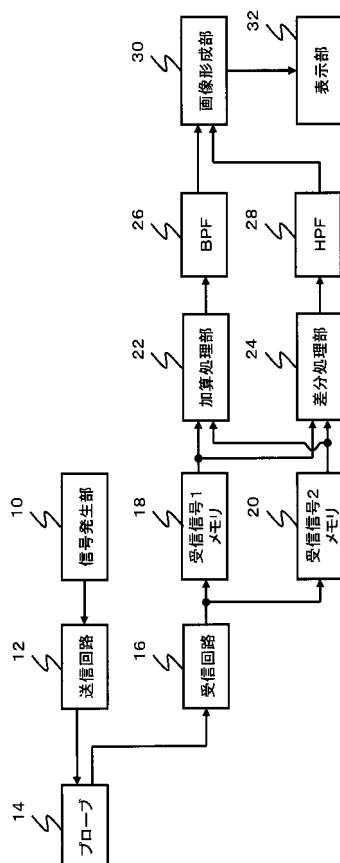
10

【符号の説明】

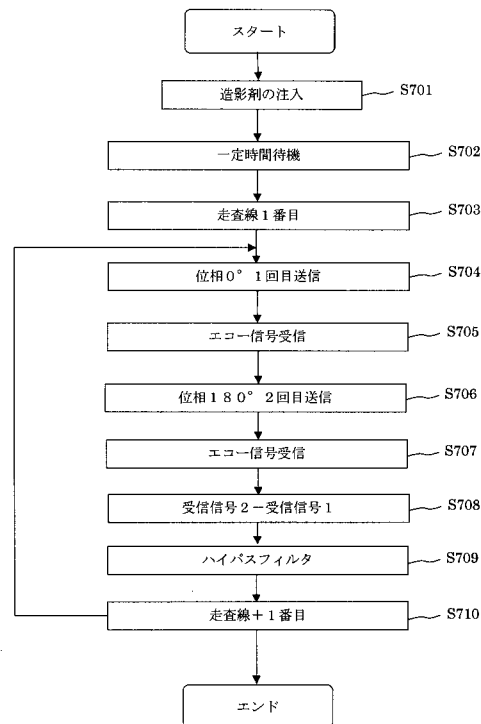
【 0 0 6 2 】

10 信号発生部、14 プローブ、18 受信信号 1 メモリ、20 受信信号 2 メモリ、22 加算処理部、24 差分処理部、30 画像形成部。

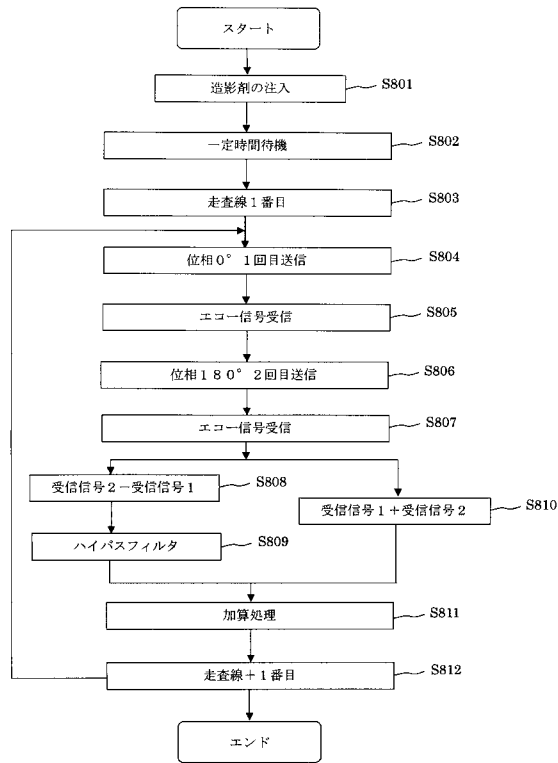
【図 1】



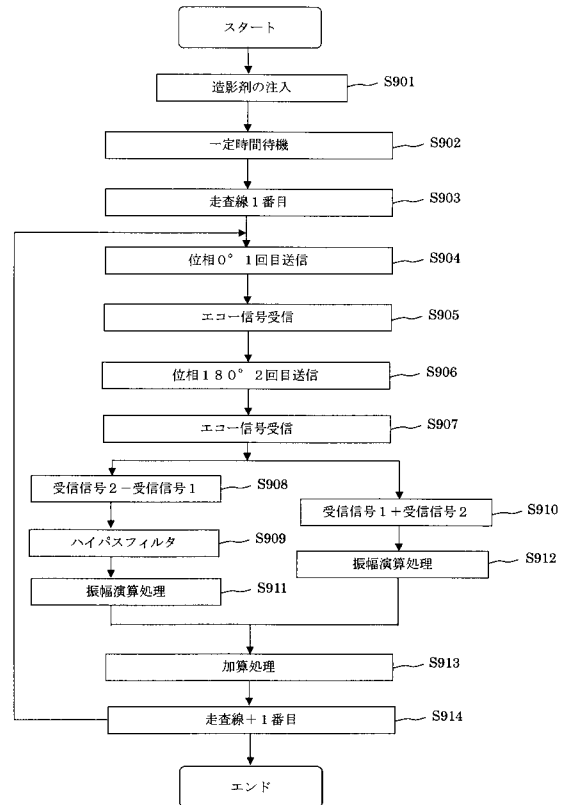
【図 7】



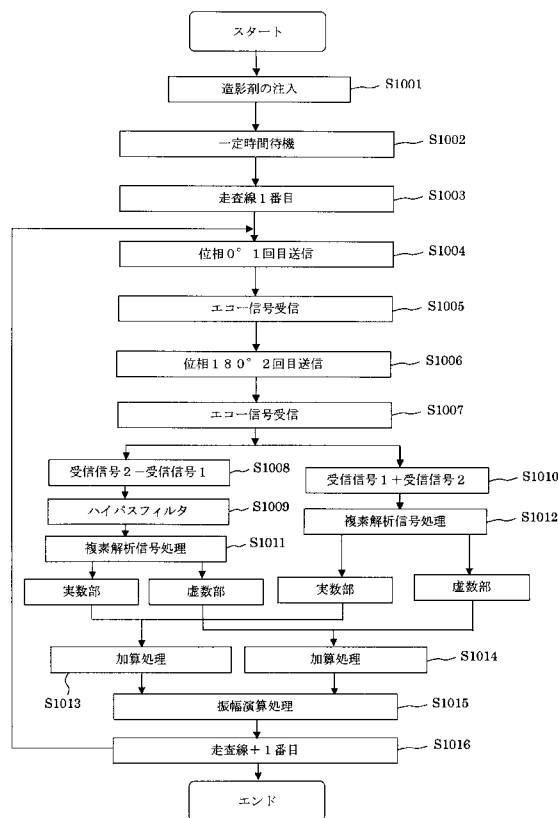
【図 8】



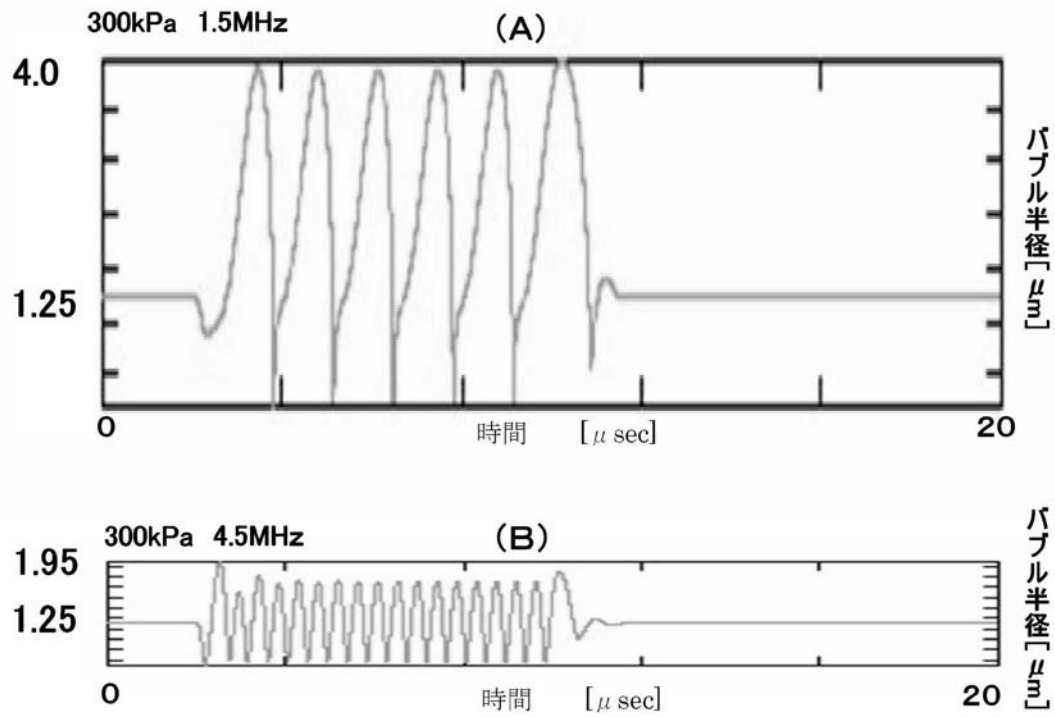
【図 9】



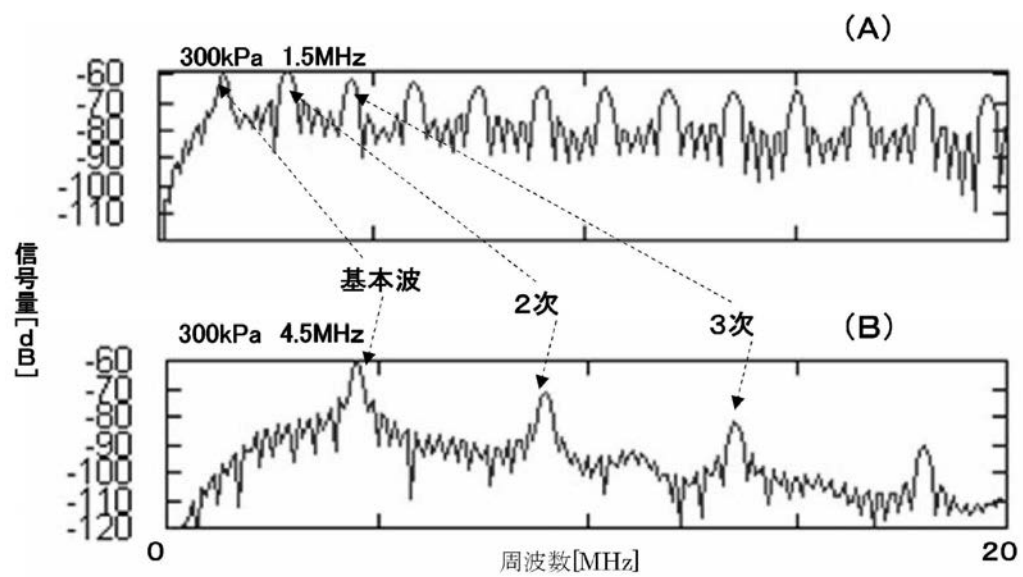
【図 10】



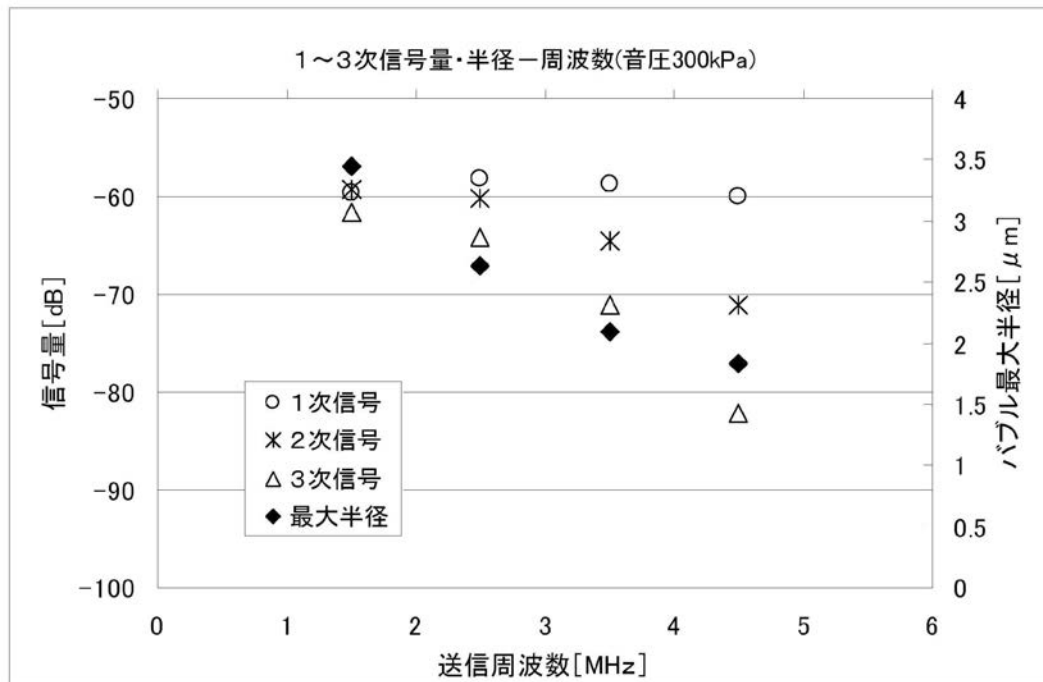
【図2】



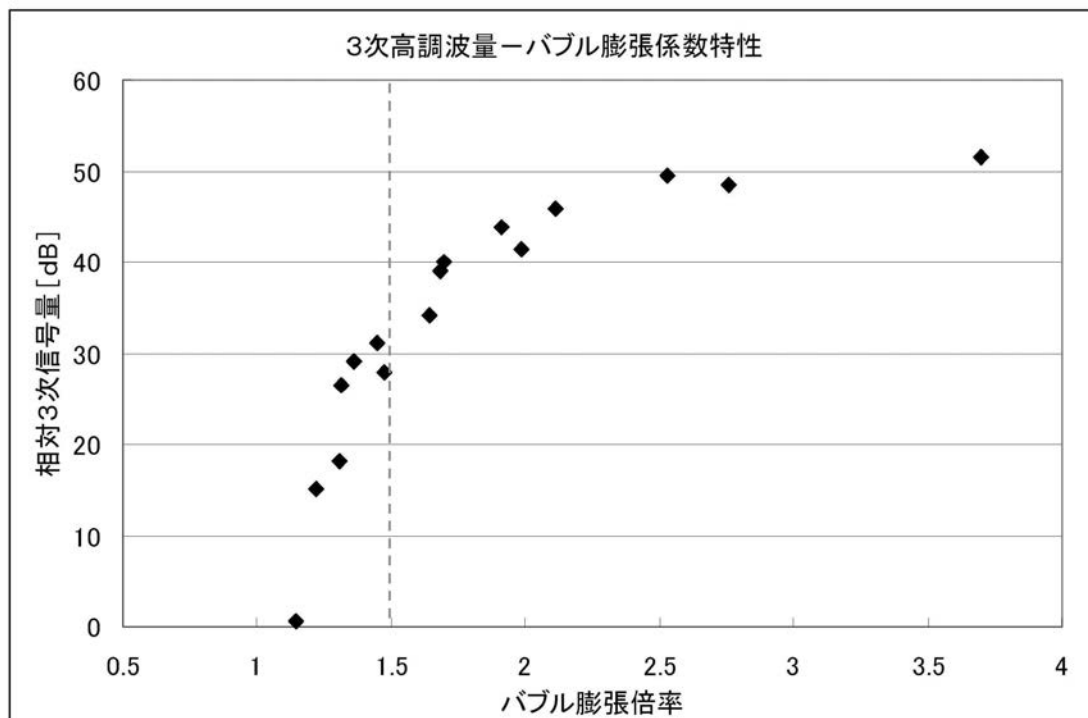
【図3】



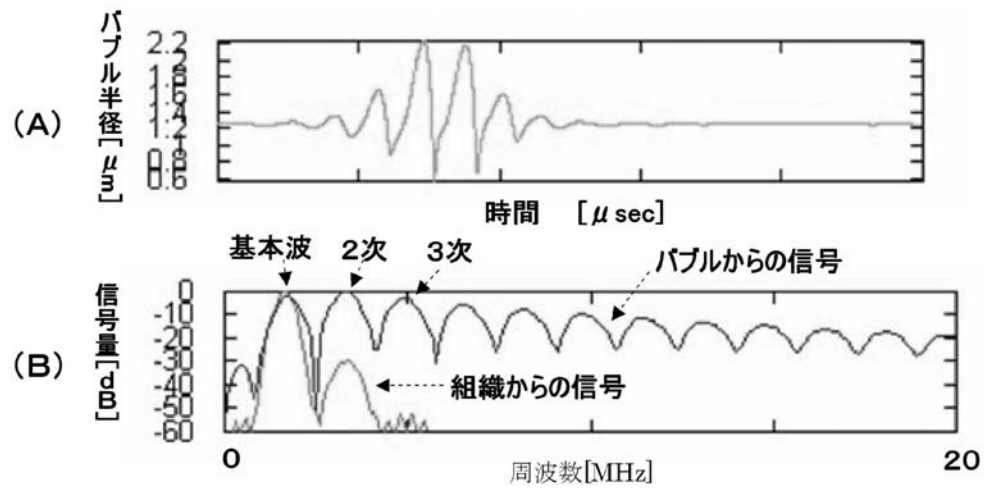
【図4】



【図5】



【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 9 9 1 5 2 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 9 6 4 0 2 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 3 0 5 5 9 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 6 0 5 6 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 1 2 6 6 8 4 (W O , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5043623B2	公开(公告)日	2012-10-10
申请号	JP2007318814	申请日	2007-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	射谷和徳		
发明人	射谷 和徳		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/ JB45		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2009136626A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据气泡的行为提供合适的图像处理技术。信号发生单元产生用于形成发送脉冲的驱动信号，并将该驱动信号输出到发送电路。探头14是基于要施加到活体中的气泡的共振频率而设定的发射频率，并且还以参考作为参考的气泡的扩张倍率设定的发射声压来发射。它被控制。信号产生部分10输出具有对应于例如约1.5MHz的中心频率和约200至300kPa的传输声压的波形的传输脉冲。结果，可以增加从气泡获得的谐波分量并抑制从真实组织获得的谐波分量，结果，例如，可以获得非常高的CTR。点域1

【 図 1 】

