

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4138827号
(P4138827)

(45) 発行日 平成20年8月27日(2008.8.27)

(24) 登録日 平成20年6月13日(2008.6.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 2 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-214769 (P2006-214769)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年8月7日(2006.8.7)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2004-330615 (P2004-330615)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成7年4月27日(1995.4.27)	(74) 代理人	100058479
(65) 公開番号	特開2006-320751 (P2006-320751A)		弁理士 鈴江 武彦
(43) 公開日	平成18年11月30日(2006.11.30)	(74) 代理人	100091351
審査請求日	平成18年8月7日(2006.8.7)		弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

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】

被検体に超音波を送信し、被検体からの反射エコーを反射波信号に変換する送受信手段と、

前記反射波信号から、前記送信された超音波の基本波帯域よりも高い帯域に含まれる高調波成分を抽出する高調波成分抽出手段と、

前記反射波信号のうち、少なくとも前記基本波帯域を含む帯域に含まれる基本波成分に基づく信号と前記高調波成分に基づく信号の少なくとも一方に対して、前記基本波成分に基づく信号に減衰処理を施す信号調整手段と、

前記信号調整手段からの出力に基づいて、前記基本波成分の画像信号と高調波成分の画像信号とを画面を切換えて個別に表示、又は前記基本波成分の画像信号と高調波成分の画像信号とを一画面中に分割して表示する表示手段と、を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記反射波信号のうち、少なくとも前記基本波帯域を含む帯域に含まれる基本波成分と、前記高調波成分のそれぞれを画像信号に変換する変換手段と、

前記変換手段から順次送信される前記基本波成分の画像信号を一時保持する第1の保持手段と、

前記変換手段から順次送信される前記高調波成分の画像信号を一時保持する第2の保持手段と、

を更に含み、

10

20

前記表示手段は、

前記第 1 の保持手段に一時保持された前記基本波成分の画像信号と前記第 2 の保持手段に一時保持された前記高調波成分の画像信号とに基づいて表示を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波の反射波信号を利用して被検体の断層像を得る超音波診断装置に係わり、特に、超音波反射波信号に含まれる高調波（ハーモニック）成分を基に得られる診断情報の画像表示技術に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来より、被検体に超音波を射出し、これにより得られる超音波反射波信号を基に被検体の断層像を得る超音波診断装置では、 CO_2 バブル等を用いた超音波診断装置用のコントラスト剤（造影剤）により、超音波反射波信号強度（エコー強度）が増強することが知られている。

【0003】

近年、このコントラスト剤からの超音波反射波信号に含まれている高調波（ハーモニック）成分を検出して新たな診断情報を得ようという試みが成されている。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、高調波成分を基に得られた診断情報の効果的な表示技術が確立されていなかった。このため、高調波成分を基に得られた診断情報を有効に使用することができないという問題があった。

【0005】

本発明は上記事情に鑑みて成されたもので、超音波反射波信号に含まれる高調波（ハーモニック）成分を基に得られる画像信号を効果的に表示することで前記診断情報を有効に使用することが可能な超音波診断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】

30

【0006】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0007】

本発明の視点は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射エコーを反射波信号に変換する送受信手段と、前記反射波信号から、前記送信された超音波の基本波帯域よりも高い帯域に含まれる高調波成分を抽出する高調波成分抽出手段と、前記反射波信号のうち、少なくとも前記基本波帯域を含む帯域に含まれる基本波成分に基づく信号と前記高調波成分に基づく信号の少なくとも一方に対して、前記基本波成分に基づく信号に減衰処理を施す信号調整手段と、前記信号調整手段からの出力に基づいて、前記基本波成分の画像信号と高調波成分の画像信号とを画面を切換えて個別に表示、又は前記基本波成分の画像信号と高調波成分の画像信号とを一画面中に分割して表示する表示手段と、を備える超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0008】

以上説明したように本発明は、超音波反射波信号に含まれる高調波（ハーモニック）成分を基に得られる画像信号を効果的に表示することで前記診断情報を有効に使用することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明に係る一実施例を図面を参照して説明する。図 1 は本発明に係る超音波診

50

断装置の構成を示したブロック図である。

【 0 0 1 0 】

図 1 に示すように、本実施例の超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 3 と、送受信部 5 と、走査変換部 7 と、表示部 9 と、入力部 11 と、制御部 13 とを有し、通常の B モード画像と、B モード画像の基本波成分より高い高調波帯域成分（ハーモニック成分）の画像（以下ハーモニック B モード画像と記す）を効果的に表示することができるものである。

【 0 0 1 1 】

超音波プローブ 3 は、後述する送受信部 5 から供給される電圧を基に被検体内に向けて超音波を送信し、被検体からの反射波を受信して反射波信号に変換する。

【 0 0 1 2 】

送受信部 5 は、送信部 15 と、送信用バンドパスフィルタ（以下送信用 B P F と記す）17 と、受信部 19 と、受信用バンドパスフィルタ（以下受信用 B P F と記す）21 と、A G C (A u t o m a t i c G a i n C o n t r o l) 23 とを有する。

【 0 0 1 3 】

送信部 15 は、超音波プローブ 3 に電圧を印加することにより超音波プローブ 3 を駆動し、超音波プローブ 3 から超音波を送信させる。

【 0 0 1 4 】

送信用 B P F 17 は、B モード画像とハーモニック B モード画像とを表示する場合に後述する制御部 13 の命令により B モードの基本波成分に対応する周波数帯域のみを超音波プローブ 3 に供給する。このようにハーモニック B モード画像を表示する場合に B モードの基本波成分に対応する周波数帯域のみを超音波プローブ 3 に供給することによって、ハーモニック B モード画像を得るときは造影剤により反射波信号強度が増強するが、送信する超音波にハーモニック成分が含まれていても、送信時に初めから含まれていたものが造影剤により増強されたものか判別することができる。

【 0 0 1 5 】

受信部 19 は、超音波プローブ 3 により変換された反射波信号を受信し受信用 B P F 21 と、A G C 23 側に供給する。

【 0 0 1 6 】

受信用 B P F 21 は、受信部 19 から供給される反射波信号のうちハーモニック成分のみ抽出する。

【 0 0 1 7 】

A G C 23 は、B モード画像を表示する場合、受信部 19 から供給される反射波信号の強度を減衰させて B モードの基本波成分の反射波信号を飽和せずに抽出する。このように B モード画像を表示させる場合に反射波信号強度を制御する（減衰させる）ことによって、B モード画像を表示させる場合、造影剤により反射波信号強度が増強し、そのまま表示すると信号が飽和してしまい、最適強度で B モード画像を表示できなくなることを防ぐことができる。また、A G C 23 は、パネル操作により手動で減衰量を設定する方法も有効である。

【 0 0 1 8 】

走査変換部 7 は、デジタルスキャンコンバータ（以下 D S C と記す）25 と、ハーモニック画像メモリ 27 と、画像メモリ 29 と、ハーモニックマークメモリ 31 と、画像処理部 33 と、画像切換え部 35 とを有する。

【 0 0 1 9 】

D S C 25 は、受信用 B P F 21 により抽出されたハーモニック成分の反射波信号を画像信号に変換してそれをハーモニック画像メモリ 27 に供給するとともに、A G C 23 により抽出された B モードの基本波成分の反射波信号または A G C 23 を通さない反射波信号（通常の B モードの反射波信号）を画像信号に変換して画像メモリ 29 に供給する。

【 0 0 2 0 】

ハーモニック画像メモリ 27 は、D S C 25 から供給されるハーモニック成分の画像信号を一時保持する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

画像メモリ 2 9 は、D S C 2 5 から供給される B モード用の画像信号を一時保持する。

【 0 0 2 2 】

ハーモニックマークメモリ 3 1 は、ハーモニック B モード画像であることを示すマーク（例えば「H a r m o n i c」）を予め記憶する。

【 0 0 2 3 】

画像処理部 3 3 は、ハーモニック B モード画像を表示する場合、ハーモニック B モード画像であることを示すマークをハーモニックマークメモリ 3 1 から読み出してハーモニック B モード画像の所望の位置に書き込む。また画像処理部 3 3 は、ハーモニック成分の画像信号の輝度を B モードの基本波帯域の画像信号に比べて高くする。

10

【 0 0 2 4 】

画像切換え部 3 5 は、メモリ（図示せず）を備え、ハーモニック成分の画像信号と B モードの基本波成分の画像信号とを前記メモリに保持し、後述する制御部 1 3 の命令に従い、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを画面を切り換えて個別に表示するように前記一時保持している二つの画像信号を個別に表示部 9 に供給する、又は、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に重ねて表示するように前記一時保持している二つの画像信号を加算して表示部 9 に供給する、又は、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に分割して表示させるように前記一時保持している二つの画像信号を表示部 9 に供給する。

【 0 0 2 5 】

20

表示部 9 は、C R T 等の表示装置（図示せず）を備え、走査変換部 7 の画像切換え部 3 5 から供給される画像信号を表示装置の画面上に表示する。

【 0 0 2 6 】

入力部 1 1 は、キーボード等の入力装置（図示せず）を備え、オペレータにより押されるキーに応じた信号を制御部 1 3 に供給する。

【 0 0 2 7 】

制御部 1 3 は、入力部 1 1 から供給される信号に応じて送受信部 5、走査変換部 7 および表示部 9 の動作を制御する。

【 0 0 2 8 】

次に、本実施例の超音波診断装置 1 の動作を説明する。初めに、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを画面を切換えて個別に表示する場合を説明する。

30

【 0 0 2 9 】

まずオペレータは、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを画面を切換えて個別に表示する場合、それに対応する入力部 1 1 のキーボードの所定キーを押す。これにより入力部 1 1 は、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを個別に画面上全面に表示する命令を制御部 1 3 に供給する。

【 0 0 3 0 】

制御部 1 3 は、前記命令が入力部 1 1 から供給されると、スイッチ 1 7 a を送信用 B P F 1 7 側に切換えると同時にスイッチ 2 3 a を A G C 2 3 側に切換える。この状態で制御部 1 3 は、送信部 1 5 から超音波プローブ 3 に送信用 B P F 1 7 を介して超音波プローブ 3 に電圧を印加させる。

40

【 0 0 3 1 】

超音波プローブ 3 は、電圧が印加されると超音波を送信するとともにその反射波を受信して反射波信号に変換し、それを受信部 1 9 に供給する。

【 0 0 3 2 】

受信部 1 9 は、超音波プローブ 3 から供給された反射波信号を受信用 B P F 2 1 と A G C 2 3 側に供給する。受信用 B P F 2 1 では、反射波信号のうちハーモニック成分のみを抽出して D S C 2 5 に供給し、A G C 2 3 では、反射波信号の強度を減衰することにより B モードの基本波成分の反射波信号を抽出して D S C 2 5 に供給する。

【 0 0 3 3 】

50

D S C 2 5 は、受信用 B P F 2 1 からハーモニック成分の反射波信号が供給されると、前記ハーモニック成分の反射波信号を画像信号に変換してそれをハーモニック画像メモリ 2 7 に記憶する。また D S C 2 5 は、A G C 2 3 から B モードの基本波成分の反射波信号が供給されると、前記 B モードの基本波成分の反射波信号を画像信号に変換してそれを画像メモリ 2 9 に記憶する。

【 0 0 3 4 】

この状態で画像処理部 3 3 は、制御部 1 3 の命令によりハーモニック画像メモリ 2 7 からハーモニック成分の画像信号を読み出すとともに、ハーモニックマークメモリ 3 1 からハーモニックマークを読み出す。そして画像処理部 3 3 は、画像信号の所定の位置にハーモニックマークを書き込み、このハーモニックマークの書き込まれたハーモニック成分の画像信号を画像切換え部 3 5 に供給する。このようにして、表示部 9 の画面上に表示されるハーモニック B モード画像の所定の位置にはハーモニック画像であることを示すハーモニックマーク「H a r m o n i c」が表示される。これによりオペレータはハーモニック B モード画像が表示されていることを認識することができる。

【 0 0 3 5 】

次いで画像切換え部 3 5 は、制御部 1 3 の命令により画像メモリ 2 9 から B モードの基本波成分の画像信号を読み出してメモリに一時保持するとともに、画像処理部 3 3 から供給されるハーモニック成分の画像信号をメモリに一時保持する。そしてオペレータによりハーモニック B モード画像表示に対応するキーが押された場合、画像切換え部 3 5 は、ハーモニック成分の画像信号を表示部 9 に供給する。これにより表示部 9 は、図 2 (a) に示すようにハーモニック B モード画像を画面全面に表示する。

【 0 0 3 6 】

また、オペレータにより B モード画像表示に対応するキーが押された場合、画像切換え部 3 5 は、B モードの基本波成分の画像信号を表示部 9 に供給する。これにより表示部 9 は、図 2 (b) に示すように表示する画像を B モード画像に切換える。尚、図 2 (a) の斜線で示す部分はハーモニック B モード画像による血管像を示しているが、図 2 (b) の線で示す B モード画像による血管像に比べて実画像の輝度は高くしている。

【 0 0 3 7 】

次に、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に重ねて表示する場合を説明する。この場合、上述のハーモニック B モード画像と B モード画像を画面を切換えて個別に表示する場合と画像切換え部 3 5 の動作が異なるので、画像切換え部 3 5 の動作に重点をおき説明する。

【 0 0 3 8 】

オペレータによりハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に重ねて表示する場合に対応する所定キーが押されると、画像切換え部 3 5 は、制御部 1 3 の命令により、画像メモリ 2 9 から B モードの基本波成分の画像信号を読み出してメモリに一時保持するとともに、画像処理部 3 3 から供給されるハーモニック成分の画像信号をメモリに一時保持する。その後、画像切換え部 3 5 は、前記メモリに一時保持している二つの画像信号を座標毎に加算して表示部 9 に供給する。このようにして表示部 9 は、図 3 に示すように一画面上にハーモニック B モード画像と B モード画像とを重ねて表示する。

【 0 0 3 9 】

次に、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に分割して表示する場合を説明する。尚この場合、前記ハーモニック B モード画像と B モード画像を画面を切換えて個別に表示する場合と画像切換え部 3 5 の動作が異なるのみであるので、画像切換え部 3 5 の動作に重点をおき説明する。

【 0 0 4 0 】

オペレータによりハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に分割して表示する場合に対応する所定キーが押されると、画像切換え部 3 5 は、制御部 1 3 の命令により、画像メモリ 2 9 から B モードの基本波成分の画像信号を読み出してメモリに一時保持するとともに、画像処理部 3 3 から供給されるハーモニック成分の画像信号をメモリに

一時保持する。その後、画像切換え部 35 は、前記メモリに一時保持している二つの画像信号を一画面中に分割し表示させるように組み合わせて表示部 9 に供給する。このようにして表示部 9 は、図 4 に示すように一画面を分割してハーモニック B モード画像と B モード画像とを表示する。

【0041】

尚、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に重ねて表示もしくはハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に分割して表示するとき、B モード画像は造影剤の影響で輝度増強されるが、AGC 23 による反射波信号強度の減衰に加え、所定の閾値レベル以上の輝度レベルに対しては全て前記閾値レベルとするように DSC 25 に予め設定しておけば、ハーモニック B モード画像を分かり易くすることができる。

10

【0042】

また、造影剤注入前に B モードの基本波成分の画像信号のみを画像メモリ 29 に記憶し、造影剤注入後にハーモニック成分の画像信号をハーモニック画像メモリ 27 に記憶するようにすれば、B モード画像は造影剤による輝度増強の影響を受けないのでハーモニック B モード画像を分かり易くすることができる。

【0043】

次に、B モード画像のみを画面上に表示する場合（通常の B モード）を説明する。まずオペレータは、B モード画像のみを画面上に表示する場合、それに対応する入力部 11 のキーボードの所定キーを押す。これにより入力部 11 は、B モード画像のみを画面上に表示する命令を制御部 13 に供給する。

20

【0044】

制御部 13 は、前記命令が入力部 11 から供給されると、スイッチ 17a を送信用 BPF 17 を通過しない側に切換えると同時にスイッチ 23a を AGC 23 を通過しない側に切換える。この状態で制御部 13 は、送信部 15 から超音波プローブ 3 に送信用 BPF 17 を介して超音波プローブ 3 に電圧を印加させる。

【0045】

超音波プローブ 3 は、電圧が印加されると超音波を送信するとともにその反射波を受信して反射波信号に変換し、それを受信部 19 に供給する。

【0046】

受信部 19 は、超音波プローブ 3 から供給された反射波信号を受信用 BPF 21 と AGC 23 側に供給する。このとき受信用 BPF 21 は制御部 13 の命令により非動作状態（電氣的にオープンの状態）となっている。また、スイッチ 23a は AGC 23 を通過しない側に切換えられているので、結果的に受信部 19 は、超音波プローブ 3 から供給された反射波信号を DSC 25 に供給することとなる。

30

【0047】

DSC 25 は、受信部 19 から反射波信号が供給されると、前記反射波信号を画像信号に変換してそれを画像メモリ 29 に記憶する。

【0048】

次いで画像切換え部 35 は、制御部 13 の命令により画像メモリ 29 から B モードの画像信号を読み出してメモリに一時保持した後、前記 B モードの画像信号を表示部 9 に供給する。これにより表示部 9 は、B モード画像を画面に表示する。

40

【0049】

このように本実施例の超音波診断装置 1 は、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを画面を切換えて個別に表示、ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に重ねて表示、又はハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に分割して表示するようにしているので、ハーモニック成分の画像信号を有効に使用することが可能となる。また、ハーモニック B モード画像を画面上に表示する際、ハーモニック B モード画像の所定の位置にハーモニック B モード画像であることを示すハーモニックマークを表示するようにしているので、ハーモニック B モード画像であることが明確に分かり、ハーモニック成分の画像信号を有効に使用することが可能となる。

50

【 0 0 5 0 】

尚、上記の実施例ではハーモニック B モード画像と B モード画像を画面上に表示する場合を例にとって説明したが、B モード画像以外の他のモードにも適用することができる。

【 0 0 5 1 】

また、超音波ドプラ法を用いたドプラモードに本実施例の超音波診断装置 1 を適用しても良い。このとき、画像切換え部 3 5 は、ハーモニックドプラ画像または従来のドプラ画像の切換えに連動して流速レンジの高低を自動的に切換えるようにしても良い。

【 0 0 5 2 】

さらに、関心領域 (R O I)、サンプリング位置を示すサンプルマークを入力部 1 1 から制御部 1 3 と走査変換部 7 を介して画面上で設定可能なように構成した場合、画像処理部 3 3 に対し、ハーモニック B モード画像と B モード画像とで図 5 に示すように表示方法を変えるように予め設定しておけば、B モード画像とハーモニック B モード画像との差が明確に分かるようになる。

【 0 0 5 3 】

さらに、ハーモニック B モード画像を表示部 9 の画面上に表示する場合、図 6 に示すように所望の位置に超音波の送信周波数 f_0 (例えば 2 . 5 M H z) とハーモニックの周波数 f_h (送信周波数 f_0 の約 2 倍以上の周波数、例えば 5 M H z) を同時に表示するように予め制御部 1 3 に設定しておけば、送信周波数 f_0 とハーモニックの周波数 f_h を知ることができる。これは図 7 に示すような送信周波数 f_0 とハーモニックの周波数幅を表示するものでも良い。さらにハーモニックの中心周波数とハーモニックの周波数幅とを切換えられるものでも良い。また、A G C 2 3 を持たない場合も本発明の効果は無くなるものではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 4 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の一実施例の概略の構成を示すブロック図。

【図 2】ハーモニック B モード画像と B モード画像とを画面を切換えて個別に表示させる場合の表示例を示した説明図。

【図 3】ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に重ねて表示させる場合の表示例を示した説明図。

【図 4】ハーモニック B モード画像と B モード画像とを一画面中に分割して表示させる場合を示した説明図。

【図 5】B モード画像と B モード画像とを区別して表示させる場合の例を示す説明図。

【図 6】超音波の送信周波数とハーモニックの周波数を画面上に表示した場合の例を示す説明図。

【図 7】ハーモニックの周波数を周波数幅で表示した場合の例を示す説明図。

【符号の説明】

【 0 0 5 5 】

- 1 超音波診断装置
- 3 超音波プローブ
- 5 送受信部
- 7 走査変換部
- 9 表示部
- 11 入力部
- 13 制御部
- 15 送信部
- 17 送信用 B P F
- 17 a , 23 a スイッチ
- 19 受信部
- 21 受信用 B P F
- 23 A G C

10

20

30

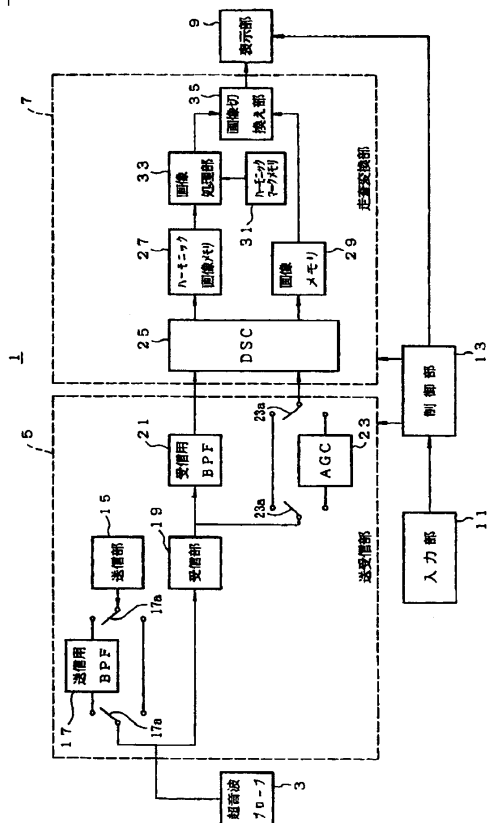
40

50

- 25 DSC
- 27 ハーモニック画像メモリ
- 29 画像メモリ
- 31 ハーモニックマークメモリ
- 33 画像処理部
- 35 画像切換え部

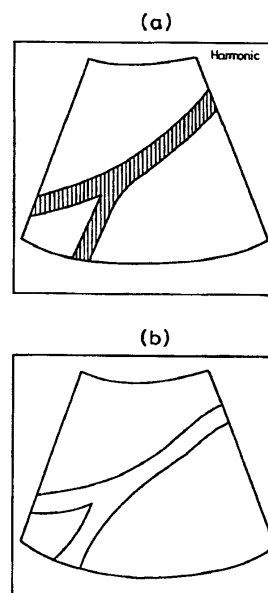
【図1】

図1



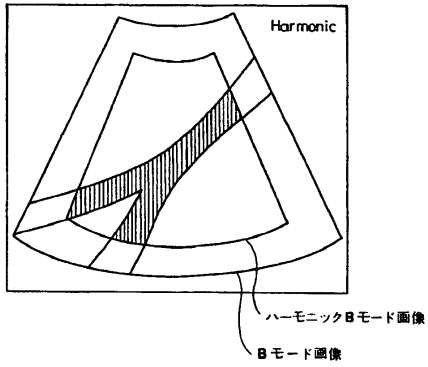
【図2】

図2



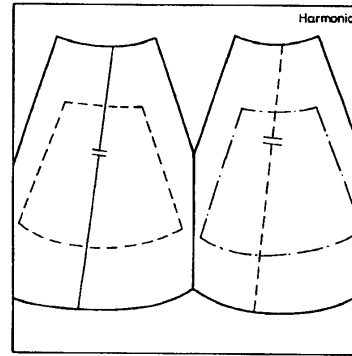
【図 3】

図 3



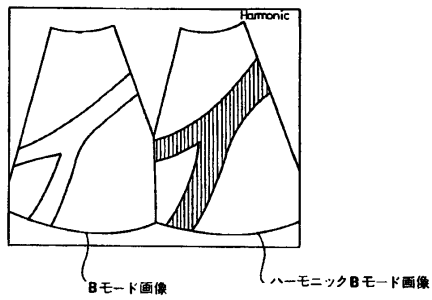
【図 5】

図 5



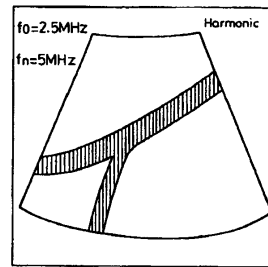
【図 4】

図 4



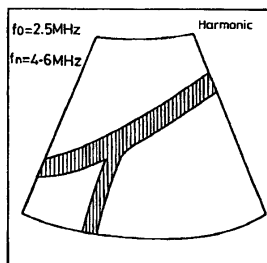
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 上木 康至
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 内海 勲
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 熊澤 孝司
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 奥村 貴敏
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 石塚 正明
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開昭61 - 279235 (J P , A)
特開平3 - 121058 (J P , A)
特開平7 - 51270 (J P , A)
特開平7 - 75638 (J P , A)
関伸之他, 高調波パラメトリック音源による超音波映像, 電子通信学会技術研究報告, 1 9 8 4
年 1 1 月 2 6 日, 第 8 4 巻、第 2 0 6 号, 第 3 5 - 4 0 頁
Pi Hsein Chang et al, Second harmonic imaging and harmonic Doppler measurements with A
Ibunex, Proceeding of 1994 IEEE ultrasonics symposium, 1 9 9 4 年 1 1 月, vol.3, pp.155
1-1554

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

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4138827B2	公开(公告)日	2008-08-27
申请号	JP2006214769	申请日	2006-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	上木康至 内海勲 熊澤孝司 奥村貴敏 石塚正明		
发明人	上木 康至 内海 勲 熊澤 孝司 奥村 貴敏 石塚 正明		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/EE22 4C601/JB12 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB51 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/LL04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2006320751A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够有效地使用基于超声波反射信号中包含的谐波分量获得的图像信号的超声诊断设备。 解决方案：超声波探头3，用于将超声波发送到对象并将来自对象的反射回波转换为反射波信号，反射波信号的期望基波分量和高于基波分量的谐波基于扫描转换单元7的输出的基波，其将分成波分量的发送/接收单元5，基波分量的反射波信号和谐波分量的反射波信号转换为图像信号，以及扫描转换单元7通过切换屏幕分别显示分量的图像信号和谐波分量的图像信号，并且在一个屏幕或基本分量上叠加并显示基波分量的图像信号和谐波分量的图像信号。以及显示单元9，用于通过将谐波分量的图像信号和图像信号分成一个屏幕来执行显示之一。 [选图]图1

【 图 1 】

