

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-87751

(P2005-87751A)

(43) 公開日 平成17年4月7日(2005.4.7)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2004-330615 (P2004-330615)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成16年11月15日 (2004.11.15)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願平7-102843の分割		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	100083161
			弁理士 外川 英明
		(72) 発明者	上木 康至
			栃木県大田原市下石上1385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1385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1385番の1 株
			式会社東芝那須工場内

最終頁に続く

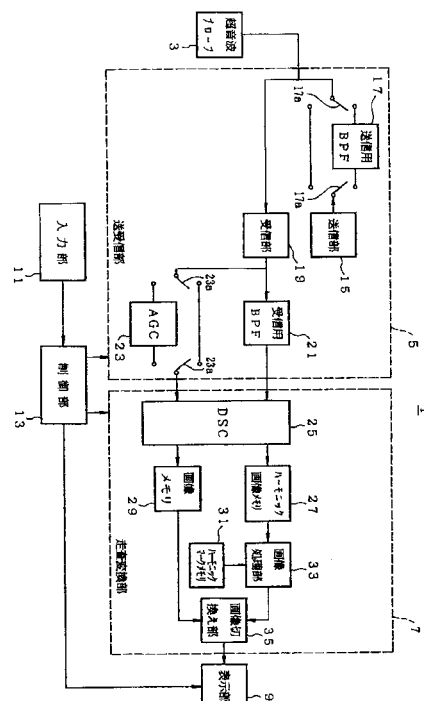
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明は超音波反射波信号に含まれる高調波成分を基に得られる画像信号を有効使用できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 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超音波プローブ3と、前記反射波信号を所望の基本波成分とこの基本波成分より高い高調波成分に分ける送受信部5、前記基本波成分の反射波信号と、高調波成分の反射波信号をそれぞれ画像信号に変換する走査変換部7と、走査変換部7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、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重ねて表示、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のうちいずれかを行う表示部9とを備える。

【選択図】 図1



【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、

前記反射波信号を所望の基本波成分とこの基本波成分より高い高調波成分に分ける反射波信号分類手段と、

前記基本波成分の反射波信号と、高調波成分の反射波信号をそれぞれ画像信号に変換する変換手段と、

前記変換手段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、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重ねて表示、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のうちいずれかを行う表示手段とを備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記表示手段は、前記高調波成分の画像信号を前記基本波成分の画像信号と区別する識別マークを予め記憶し、前記高調波成分の画像と関連付けて認識される位置に前記識別マークを表示するものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示手段は、関心領域、サンプリング位置を示すサンプルマークを、前記基本波成分の画像信号と高調波成分の画像信号とで関心領域、サンプルマークを識別可能に分けて表示する請求項 1 または請求項 2 いずれか記載の超音波診断装置。

20

【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。

【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、C O 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。

30

【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。

【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。

40

【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】**【0006】**

上記目的を達成するため本発明は、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、前記反射波信号を所望の基本波成分とこの基本波成分より高い高調波成分に分ける反射波信号分類手段と、前記基本波成分の反射波信号と

50

、高調波成分の反射波信号をそれぞれ画像信号に変換する変換手段と、前記変換手段を出
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、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重ねて表示、
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のう
ちいずれかを行う表示手段とを備えることを要旨とする。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、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
。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

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
断装置の構成を示したブロック図である。

【0009】

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。

【0010】

20

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。

【0011】

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BPF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BPFと記す）21と、
AGC（Automatic Gain Control）23とを有する。

【0012】

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。

【0013】

30

送信用BPF17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か造
影剤により増強されたものか判別することができる。

【0014】

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BPF2
1と、AGC23側に供給する。

40

【0015】

受信用BPF21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。

【0016】

AGC23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、AGC23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

50

である。

【0017】

走査変換部7は、デジタルスキャンコンバータ（以下DSC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。

【0018】

DSC25は、受信用BPF21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、AGC23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AGC23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。

10

【0019】

ハーモニック画像メモリ27は、DSC25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。

【0020】

画像メモリ29は、DSC25から供給されるBモード用の画像信号を一時保持する。

【0021】

ハーモニックマークメモリ31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「Harmonic」）を予め記憶する。

【0022】

画像処理部33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31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33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。

20

【0023】

画像切換え部35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13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。

30

【0024】

表示部9は、CRT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35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。

【0025】

入力部11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13に供給する。

【0026】

制御部13は、入力部11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。

40

【0027】

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。

【0028】

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、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13に供給する。

【0029】

50

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 17 a を送信用 B P F 17 側に切換えるとともにスイッチ 23 a を A G C 23 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 B P F 17 を介して超音波プローブ 3 に電圧を印加させる。

【0030】

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。

【0031】

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 B P F 21 と A G C 23 側に供給する。受信用 B P F 21 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 25 に供給し、A G C 23 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 25 に供給する。

10

【0032】

D S C 25 は、受信用 B P F 21 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 27 に記憶する。また D S C 25 は、A G C 23 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 29 に記憶する。

【0033】

この状態で画像処理部 33 は、制御部 13 の命令によりハーモニック画像メモリ 27 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 31 からハーモニックマークを読み出す。そして画像処理部 33 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 35 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。

20

【0034】

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 33 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 35 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。

30

【0035】

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 35 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。

40

【0036】

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 35 の動作が異なるので、画像切換え部 35 の動作に重点をおき説明する。

【0037】

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 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 33 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

50

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。

【0038】

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 35 の動作が異なるのみであるので、画像切換え部 35 の動作に重点をおき説明する。

【0039】

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 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 33 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。

【0040】

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

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 17 a 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 23 a 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。

【0044】

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。

【0045】

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 23 a 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。

【0046】

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。

10

20

30

40

50

【0047】

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。

【0048】

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。

10

【0049】

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。

【0050】

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35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に切換えるようにしても良い。

20

【0051】

さらに、関心領域(ROI)、サンプリング位置を示すサンプルマークを入力部11から制御部13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33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。

【0052】

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2.5MHz)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5MHz)を同時に表示するように予め制御部13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、AGC23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。

30

【図面の簡単な説明】

【0053】

【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。

40

【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】

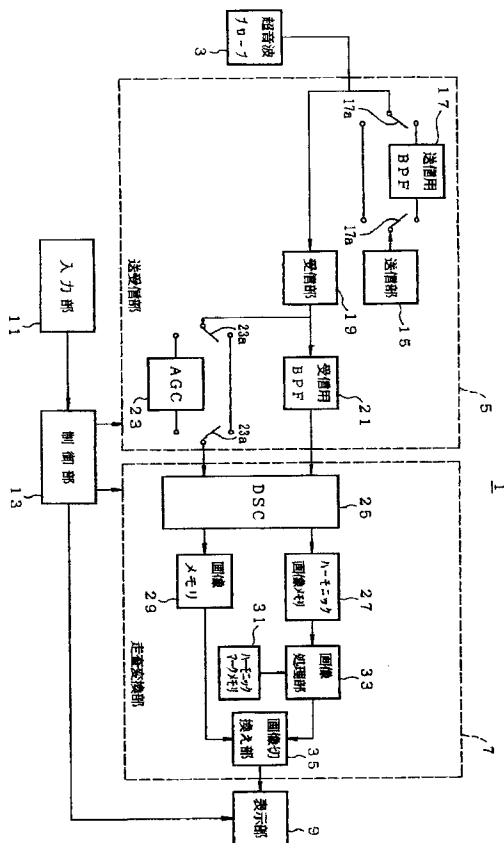
【0054】

50

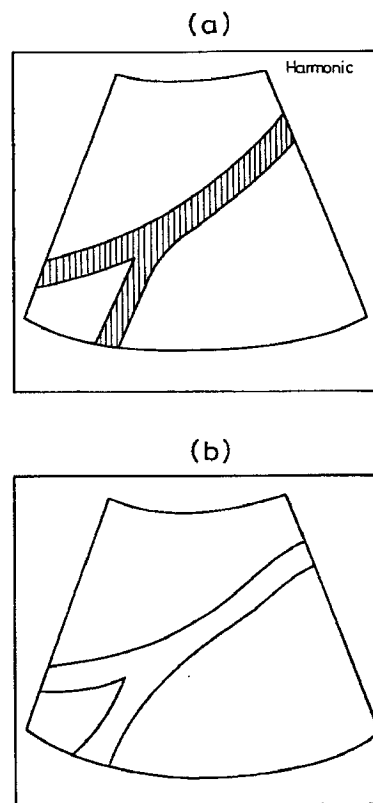
- 1 超音波診断装置
- 3 超音波プローブ
- 5 送受信部
- 7 走査変換部
- 9 表示部
- 11 入力部
- 13 制御部
- 15 送信部
- 17 送信用BPF
- 17a, 23a スイッチ
- 19 受信部
- 21 受信用BPF
- 23 AGC
- 25 DSC
- 27 ハーモニック画像メモリ
- 29 画像メモリ
- 31 ハーモニックマークメモリ
- 33 画像処理部
- 35 画像切換え部

10

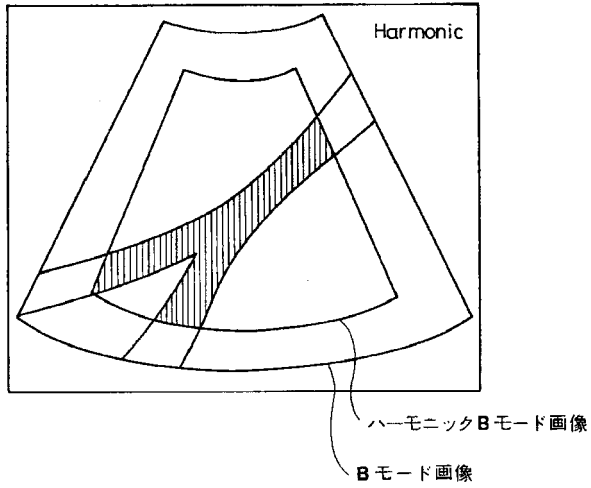
【図1】



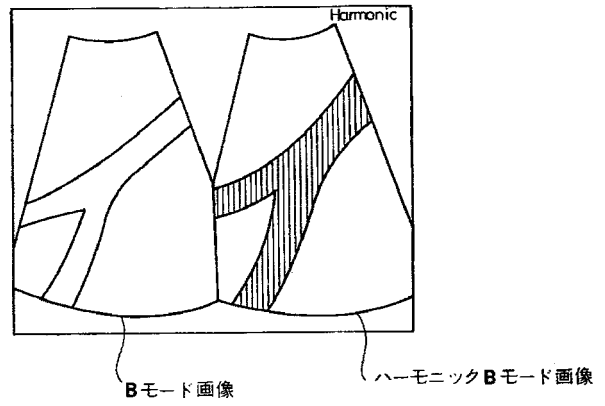
【図2】



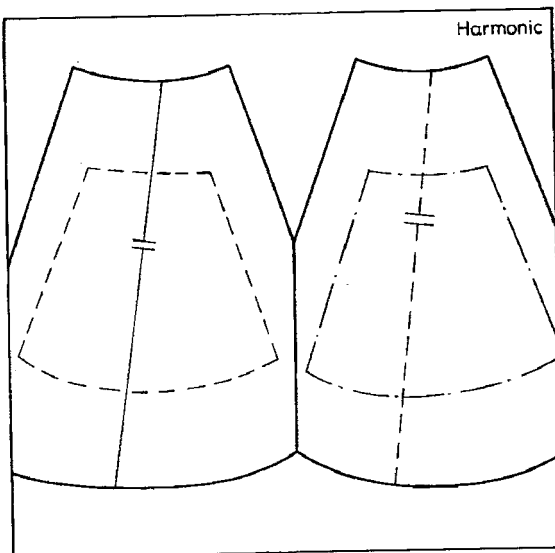
【図 3】



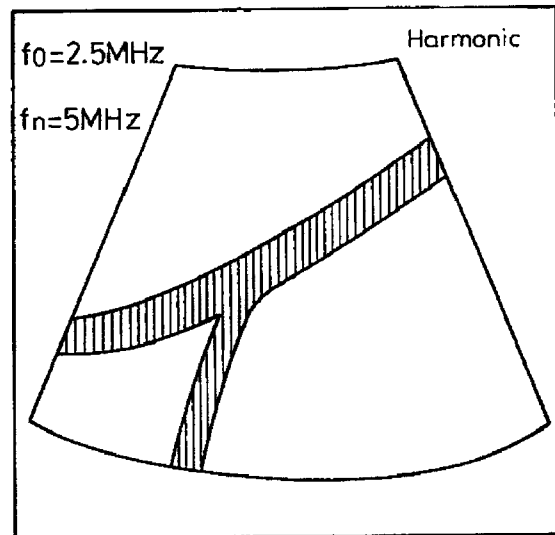
【図 4】



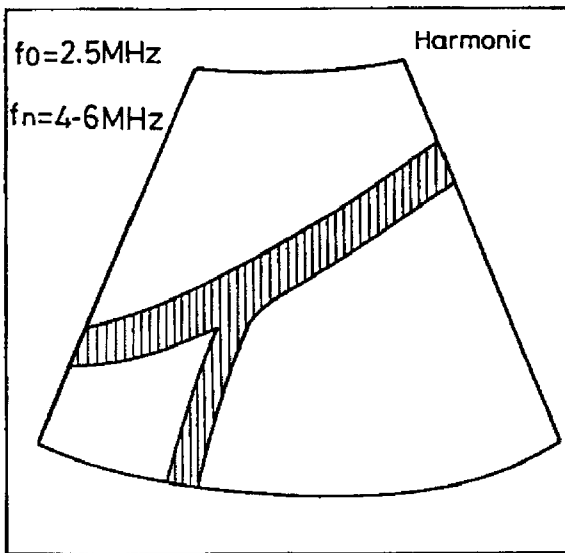
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(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

F ターム(参考) 4C601 DE06 DE09 DE10 DE13 EE11 EE22 HH06 JB12 JB31 JC20
JC37 KK03 KK24 KK25 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005087751A	公开(公告)日	2005-04-07
申请号	JP2004330615	申请日	2004-11-15
[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		
[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		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/HH06 4C601/JB12 4C601/JB31 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK03 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31		
其他公开文献	JP3866742B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种超声诊断设备，其能够有效地使用基于超声反射波信号中包括的谐波分量而获得的图像信号。 解决方案：超声波探头3，用于向对象传输超声波，并将从对象反射的回波转换为反射波信号，反射波信号的所需基波分量和高于基波分量的谐波。 发送/接收单元5将波分量，基波分量的反射波信号划分成波，基于扫描扫描单元7的输出将谐波分量的反射波信号分别转换成图像信号的扫描转换单元7和基波。 通过切换画面来分别显示成分的图像信号和谐波成分的图像信号，并且将基本成分的图像信号和谐波成分的图像信号叠加并显示在一个画面或基本成分中。 显示单元9，用于在一个屏幕中划分并显示图像信号和谐波分量的图像信号之一。 [选型图]图1

