

(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2004-73620

(P2004-73620A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号

特願2002-240266 (P2002-240266)

(22) 出願日

平成14年8月21日 (2002.8.21)

(71) 出願人

594164531

東芝医用システムエンジニアリング株式会
社

栃木県大田原市下石上1385番地

(71) 出願人

000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(74) 代理人

100083161

弁理士 外川 英明

(72) 発明者

渡辺 欣孝

東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内

(72) 発明者

内海 勲

栃木県大田原市下石上字東山1385番の
1 株式会社東芝那須工場内

最終頁に続く

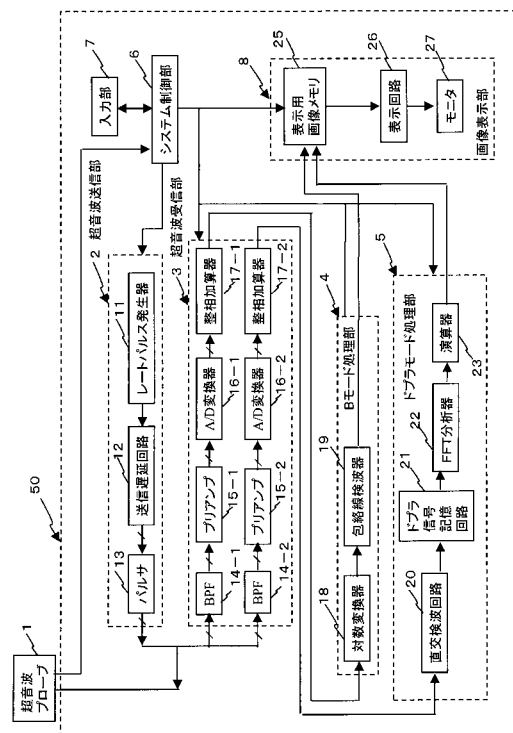
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体内から受信される超音波信号から高調波成分を抽出して画像化する際に、装置を複雑にすることなくS/Nに優れた高調波超音波画像の表示を行う。

【解決手段】複数の超音波振動子を備える超音波プローブ1と、第1の周波数の超音波を送信する手段2と、この第1の周波数の超音波およびこの超音波の高調波成分である第2の周波数の超音波をそれぞれ複数のチャンネルによって受信する手段3と、前記第1の周波数および第2の周波数の超音波から画像データを生成する手段4および5と、これらの画像生成手段によって生成される画像データを表示する手段8とを備え、前記超音波振動子は前記第1の周波数の受信手段の所定のチャンネルと前記第2の周波数の受信手段の所定のチャンネルとに並列接続されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受波を行う超音波振動子を備えた超音波プローブと、この超音波振動子を駆動して第 1 の中心周波数をもつ超音波パルスを送信する超音波送信手段と、
前記超音波振動子によって受信される超音波信号から、前記第 1 の中心周波数に対してほぼ整数倍の周波数をもつ受信信号を抽出するための高調波成分抽出手段を有した複数の受信チャンネルを備える第 1 の超音波受信手段と、
前記超音波振動子によって受信される超音波信号から、前記第 1 の中心周波数とほぼ等しい周波数成分をもつ受信信号を受信する複数の受信チャンネルを備えた第 2 の超音波受信手段と、
前記第 1 の受信手段によって得られる受信信号に対して画像データを生成する第 1 の画像データ生成手段と、
前記第 2 の受信手段によって得られる受信信号に対して画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段と、
前記第 1 の画像生成手段によって生成される第 1 の画像データと前記第 2 の画像生成手段によって生成される第 2 の画像データの少なくとも一方を表示する表示手段を備え、
前記超音波プローブの一つ以上の超音波振動子を前記第 1 の超音波受信手段の所定受信チャンネルと前記第 2 の超音波受信手段の所定受信チャンネルとに並列接続することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の画像データ生成手段は、B モード画像表示のための画像データの生成を行い、前記第 2 の画像データ生成手段はカラードップラ画像表示のための画像データの生成を行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

複数の超音波振動子を内蔵した超音波プローブと、
この超音波振動子を駆動して第 1 の中心周波数をもつ超音波パルスの送信を行う超音波送信手段と、
前記超音波振動子によって受信される超音波信号から、前記第 1 の中心周波数に対してほぼ整数倍の周波数をもつ受信信号を抽出するための高調波成分抽出手段を有した複数の受信チャンネルを備えた第 1 の超音波受信手段と、
前記超音波振動子によって受信される超音波信号から、前記第 1 の中心周波数とほぼ等しい周波数成分の超音波信号を受信する複数の受信チャンネルを備えた第 2 の超音波受信手段と、
前記第 1 の受信手段によって得られる受信信号に対して画像データを生成する第 1 の画像データ生成手段と、
前記第 2 の受信手段によって得られる受信信号に対して画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段と、
前記第 1 の画像生成手段によって生成される第 1 の画像データと前記第 2 の画像生成手段によって生成される第 2 の画像データを加算合成するための合成手段と、前記合成手段によって生成される第 3 の画像データを表示する表示手段を備え、前記超音波プローブの一つ以上の超音波振動子を前記第 1 の超音波受信手段の所定受信チャンネルと前記第 2 の超音波受信手段の所定受信チャンネルとに並列接続することを特徴とする超音波診断装置。

30

40

【請求項 4】

前記第 1 の画像データ生成手段および前記第 2 の画像データ生成手段は、B モード画像表示のための画像データの生成を行うことを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記高調波成分抽出手段は、前記第 1 の周波数成分を低減し、第 2 の周波数成分を抽出するフィルタ機能を有することを特徴とする請求項 1 または 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記高調波成分抽出手段は、前記第 2 の中心周波数を有する受信信号を抽出する帯域通過

50

フィルタであることを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記第1の超音波受信手段は、その入力段に切り替えスイッチを備え、前記超音波プローブの一つ以上の超音波振動子からの受信信号を、前記切り替えスイッチを介して前記第1の超音波受信手段の所定の受信チャンネルと前記第2の超音波受信手段の所定の受信チャンネルとに並列供給することを特徴とする請求項1または3記載の超音波診断装置。

【請求項8】

複数の超音波振動子から得られる超音波信号に対して整相加算処理を施して所定の走査線に対応する超音波受信信号を生成し、この超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置において、

前記整相加算処理における加算処理の前段に、1つの前記超音波振動子からの超音波信号を処理する第1および第2の受信チャンネルを備え、

前記第1の受信チャンネルは、前記超音波振動子からの超音波信号をデジタル信号に変換する変換器を備え、前記第2の受信チャンネルは、前記超音波振動子からの超音波信号を処理するフィルタと、このフィルタの出力をデジタル信号に変換する変換器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】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に係り、とくに受信信号の高調波成分を用いた画像のS/N改善をはかった超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断システムは、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生した超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。

【0003】

この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像が容易に観察できるため、心臓などの機能検査や各種臓器の形態診断に広く用いられ、とくに被検体に与える照射障害がほとんど無いことから胎児の発育診断には不可欠な画像診断法となっている。

【0004】

従来、超音波診断法においては診断部位に最適な超音波周波数を選択し、この周波数を中心周波数とする超音波パルスが被検体内に放射し、この周波数とほぼ等しい被検体内からの反射超音波を受信して画像化を行ってきた。

【0005】

これに対して、近年、組織ハーモニックイメージング（以下THIと呼ぶ）なる新しい画像化技術が開発され、臨床の場で広く普及し始めている。この画像化手法は、被検体組織において生ずる超音波非線形現象を有効に利用したイメージング法であり、例えば、中心周波数が f_0 の超音波パルスが被検体内に放射した場合、被検体組織の非線形現象によって2倍の高調波成分（ $2f_0$ ）が新たに発生し、この高調波成分は基本波成分（ f_0 ）とともに超音波プローブによって受信される。この高調波成分の発生は被検体組織の性状や反射部位までの伝搬距離、あるいは反射部位における超音波強度に依存し、とくに超音波強度の依存性は従来の超音波画像におけるアーチファクトの発生要因であったサイドローブの発生を抑えることができるため、この高調波成分を用いた画像化手法、すなわちTHIによって鮮明な画像を得ることが可能となった。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、一般に被検体内から得られる高調波成分のパワーは基本波成分に対して約20dB小さいため、THIでは超音波受信信号の高調波成分を如何にして良好なS/N

10

20

30

40

50

の条件のもとで収集するかが極めて重要となる。

【0007】

一方、既に述べたように被検体内からの受信信号は基本波成分と高調波成分が混在しており、しかもTHIとして用いようとする高調波成分は基本波成分に対して $1/10$ 以下である。したがって受信回路のダイナミックレンジが十分広くない場合には、高調波成分のダイナミックレンジは小さくなり、十分な S/N を有した画像を得ることができない。

【0008】

とくに、最近の超音波診断装置では受信回路のデジタル化が進み、複数の振動素子からの受信信号はビームフォーミングを行う前に、それぞれデジタル信号に変換される構成を採っている。この場合、 A/D 変換器の入力レンジには基本波成分を含めた受信信号が割り
10
当てられ、このため画像生成において必要な高調波成分に対するダイナミックレンジは大幅に減少する。例えば10ビットの A/D 変換器を使用した場合には、基本波成分に対するダイナミックレンジは約60dB確保できるが、この基本波成分より20dB低い高調波成分に対してのダイナミックレンジは40dBとなり、 $1/100$ 以下の微小信号は A/D 変換の際に発生する量子化ノイズに埋もれてしまう。すなわち、受信回路が A/D 変換器のようにダイナミックレンジに制約が有る回路によって構成されている場合には、受信信号に混在している基本波成分のために S/N に優れたハーモニックイメージを得ることが困難となる。

【0009】

本発明は、このような従来の問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、
20
超音波振動子によって得られる受信信号の高調波成分から超音波画像を生成する場合に、従来法に比して大幅な S/N 改善を可能とする超音波診断装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置では、複数の超音波振動子を内蔵した超音波プローブと、この超音波振動子を駆動して第1の中心周波数をもつ超音波パルスを送信する超音波送信手段と、前記超音波振動子によって受信される超音波信号から、前記第1の中心周波数に対してほぼ整数倍の周波数をもつ受信信号を抽出するための高調波成分抽出手段を有した複数の受信チャンネルを備える第1の超音波受信手段と、前記超音波振動子によって受信される超音波信号から、少なくとも前記第1の中心周波数とほぼ等
30
しい周波数成分をもつ受信信号を受信する複数の受信チャンネルを備えた第2の超音波受信手段と、前記第1の受信手段によって得られる受信信号に対して画像データを生成する第1の画像データ生成手段と、前記第2の受信手段によって得られる受信信号に対して画像データを生成する第2の画像データ生成手段と、前記第1の画像生成手段によって生成される第1の画像データと前記第2の画像生成手段によって生成される第2の画像データの少なくとも何れかを表示する表示手段を備え、前記超音波プローブの少なくとも一つ以上の超音波振動子を前記第1の超音波受信手段の所定の受信チャンネルと前記第2の超音波受信手段の所定の受信チャンネルとに並列接続することの特徴としている。

【0011】

従って、本発明によれば、装置の構成を複雑にすることなく、受信信号に含まれる高調波
40
成分から良好な S/N を有した超音波画像を得ることが可能となる。

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながらこの発明の実施の形態について説明する。

【0013】

（第1の実施の形態）

本実施の形態の特徴は、超音波診断装置の受信部におけるチャンネル数が超音波プローブにおけるチャンネル数、すなわち超音波振動子数より多い場合において、1つの超音波振動素子に複数チャンネルの受信回路を接続し、その受信回路の初段部にはフィルタ回路を配置することによって、被検体からの受信波の基本波成分と高調波成分を S/N よく受信
50

することにある。

【0014】

一般に、超音波診断装置に用いられる超音波プローブ1の振動子数はプローブの種類によって異なる。以下では、セクタ走査用プローブの振動子数を N 、コンベックス走査用プローブの振動子数を $2N$ ($N=256$)とし、このコンベックス走査用プローブが、この超音波診断装置に接続可能な超音波プローブの中で最大振動子数を有する場合を例に説明する。

【0015】

この場合、超音波診断装置の超音波送信部2および超音波受信部3におけるチャンネル数は、このユニットに接続される超音波プローブの最大振動子数 $2N$ に対応して備えられている。本実施の形態では上記のように送受信回路のチャンネル数が $2N$ の装置に対して、セクタ走査用プローブの如く、その振動子数が約 $1/2$ の超音波プローブを接続して用い、 S/N に優れたTHI画像の生成を行う。

【0016】

図1～図5において本発明の第1の実施の形態について説明する。まず、図1および図2を用いて第1の実施の形態の装置構成を述べる。但し、図1は装置全体の概略構成を示すブロック図であり、また図2は超音波受信部3の詳細な構成を示したブロック図である。なお、図2では紙面の都合上、振動子数(N)を4、受信チャンネル数($2N$)を8としている。

【0017】

超音波診断装置は、被検体表面に接触させて超音波の送受信を行う超音波プローブ1と、この超音波プローブ1から得られる信号によって画像を生成する超音波診断装置本体50を備えている。超音波診断装置本体50は、超音波を発生するための駆動信号を生成する超音波送信部2と、被検体内からの超音波反射信号を受信する超音波受信部3と、この受信信号を用いてBモード画像データを生成するための信号処理を行うBモード処理部4と、カラードプラ画像データを生成するための信号処理を行うドプラモード処理部5を備えている。

【0018】

さらに超音波診断装置本体50は、得られる各種の画像データを記憶し、TVフォーマットに変換する画像表示部8と、入力部7と、これら各ユニットを統括的に制御するシステム制御部6を備えている。

【0019】

超音波プローブ1は、ハーモニクイメージング用に配線された専用プローブであり、1次元に配列された複数個(N 個)の超音波振動子28を先端部分に有し、被検体に対してその先端部分を接触させ超音波の送受信を行う。また各々の超音波振動子28の各々はコネクタ31の2つの端子に接続され、このコネクタ31を介して超音波診断装置本体50の超音波送信部2および超音波受信部3に接続されている。超音波振動子28は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、また受信時には超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。

【0020】

この超音波プローブ1にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等の中から診断部位に応じて任意に選択されるが、以下では比較的素子数の少ないセクタ走査用の超音波プローブ1を用いた場合について述べる。

【0021】

超音波送信部2は、レートパルス発生器11と、送信遅延回路12と、パルサ13を備えている。レートパルス発生器11は、被検体の内部に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生する。送信遅延回路12は、送信時における超音波ビームの収束距離や偏向角度を決定するための遅延回路であり、複数個の超音波振動子を駆動するタイミングを決定する。パルサ13は、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成する駆動回路である。

10

20

30

40

50

【0022】

レートパルス発生器11は、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路12に供給する。送信遅延回路12は、送信に使用される超音波振動子の2倍(2N)の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、パルサ13に供給する。

【0023】

パルサ13は、送信遅延回路12と同数の2Nの独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ1に内蔵された超音波振動子28を駆動し、被検体内に超音波を放射するための駆動パルスを形成する。

10

【0024】

超音波受信部3は、バンドパスフィルタ(BPF)14と、プリアンプ15と、A/D変換器16と、整相加算器17とを備えている。BPF14は、受信信号の高調波成分を抽出するBPF14-1と、基本波成分を抽出するBPF14-2から構成され、この2種類のBPF14-1, 14-2に対してそれぞれ、プリアンプ15-1, 15-2、A/D変換器16-1, 16-2、整相加算器17-1, 17-2が接続されている。プリアンプ15は、超音波振動子によって電気信号に変換された微小信号を増幅し十分なS/Nを確保するように設計されており、このプリアンプ15の出力端における受信信号の最大出力振幅がA/D変換器16の入力ダイナミックレンジに対応するように、その増幅度がシステム制御回路によって制御される。この中には、BPF14-1およびBPF14-2の挿入によって損失する夫々の信号振幅に応じてゲイン補正も含まれる。このプリアンプ15において所定の大きさに増幅された受信信号の基本波成分および高調波成分は、A/D変換器16にてデジタル信号に変換され、整相加算器17に送られる。

20

【0025】

整相加算器17は、図2に示すようにビームフォーマ29と加算器30を備え、このビームフォーマ29は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための収束用遅延時間と、超音波ビームの受信指向性を順次変更し被検体内を走査するための遅延時間をデジタル信号に変換された受信信号に与え、加算器30は、これらビームフォーマ29からの出力を加算する。

【0026】

Bモード処理部4は、対数変換器18と包絡線検波器19とを備えている。対数変換器18は、入力値を対数変換して出力するlookupテーブルを備え、Bモード処理部4のデジタル入力信号は、この対数変換器18において受信信号の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する。一般に被検体内からの受信信号は80dB以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを30dB程度のダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。包絡線検波器19は、対数変換されたデジタル信号に対して包絡線検波の演算を行い、振幅の包絡線を検出する。

30

【0027】

ドプラモード処理部5は、直交検波回路20と、ドプラ信号記憶回路21と、FFT分析器22と、演算器23とを備えている。このドプラモード処理部5では、主に受信信号のドプラ成分に対するFFT分析と各種演算が行われる。

40

【0028】

すなわち、ドプラモード処理部5の入力信号は、直交検波回路20において複素信号に変換され、FFT分析器22は互いに直交する複素成分を一旦ドプラ信号記憶回路21に保存した後、FFT分析器22においてFFT分析を行う。一方、演算器23は、FFT分析器22によって得られるスペクトルの中心や広がり等を計算する。

【0029】

画像表示部8は、表示用画像メモリ25と、表示回路26と、モニタ27とを備えている。表示用画像メモリ25は、モニタ27にて表示されるBモード画像や、カラードプラ画

50

像等の画像データとこれに付随する文字や数字のデータを一旦保存する。表示用画像メモリ 25 に保存された画像データは、システム制御部 6 の指示により読み出され、表示回路 26 において D/A 変換された後テレビフォーマットに変換され、モニタ 27 にて表示される。

【0030】

システム制御部 6 は、入力部 7 からの指示信号に基づいて超音波送信部 2、超音波受信部 3、画像表示部 8 などの各ユニットの制御やシステム全体を統括して制御する。とくに本実施の形態では、BPF 14 における中心周波数や周波数帯域などのフィルタ特性を決定するための制御信号や、この BPF 14 をバイパスするための切り替えスイッチ 32 の制御を超音波受信部 3 に送る。また、このときパルサ 13 の一部の駆動を停止するため、レートパルス発生器 11 から送られる所定のチャンネルのレートパルスを停止する。

10

【0031】

入力部 7 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、装置操作者が患者情報や装置の撮影条件や画質条件を入力するために用いられる。また本実施の形態の実行コマンドの入力を行う。

【0032】

なお、超音波振動子 28 の各々に対して共通接続される 2 つの受信回路にはそれぞれ送信回路が接続されているが、この実施の形態では、レートパルスの供給を制御することによって、何れか一方の送信回路を用い超音波振動子 28 を駆動しており、図 2 では駆動に参与している送信回路のパルサ 13 のみを図示している。

20

【0033】

次に、図 1 ～ 図 3 を用いて第 1 の実施の形態における画像データ収集の手順を説明する。なお、図 3 は本実施の形態における画像データ収集の手順を示すフローチャートである。

【0034】

操作者は、上記構成の THI 専用の超音波プローブ 1 を超音波診断装置本体 50 に接続し（ステップ S1）、入力部 7 において本実施の形態を実行する撮影モード（以下 S/N 改善モードと呼ぶ）を選択する（ステップ S2）。システム制御部 6 は、入力部 7 から S/N 改善モードのコマンド信号を受け、さらに超音波プローブ 1 からプローブ ID 情報を読み取る。次に、システム制御部 6 は、このプローブ ID 情報に基づいて予めシステム制御回路 6 内の図示しない記憶回路に保存されている、超音波プローブ 1 の超音波周波数をはじめとする関連情報を読み出し、これら関連情報に基づいて BPF 14-1 および 14-2 の中心周波数や帯域、さらには遮断帯域における減衰量などのフィルタ特性を設定する（ステップ S3）。

30

【0035】

具体的には、BPF 14 は、バリキャップダイオードなどで構成され、このバリキャップダイオードに印加する電圧を制御することによってフィルタ特性を電子的に制御する。超音波プローブ 1 を構成する超音波振動子 28 の共振周波数が f_0 の場合には、電子的な制御によって BPF 14-1 の中心周波数は $2f_0$ に、また BPF 14-2 の中心周波数は f_0 に設定される。なお、この S/N 改善モード以外の場合には、BPF 14-1、および 14-2 は図示しない電子スイッチによってバイパスされるように制御される。

40

【0036】

S/N 改善モードの設定が終了したならば、操作者により S/N 改善モードの走査開始コマンドが入力部 7 からシステム制御部 6 に送られ、超音波の送受信が開始される（ステップ S4）。

【0037】

超音波の送信に際して、レートパルス発生器 11 は、システム制御部 6 からの制御信号に従って被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 12 に供給する。この送信遅延回路 12 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、所定の方向（ θ_1 ）に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 13 に供給する。

50

【0038】

パルサ13は、レートパルスの駆動によって発生する超音波振動子駆動パルスによって超音波プローブ1に内蔵されている超音波振動子28を駆動し、被検体内に中心周波数 f_0 の超音波パルスを放射する。この送信遅延回路12およびパルサ13は、2Nチャンネルから構成されており、S/N改善モード以外の場合には、全てのチャンネルはコネクタ31を介して超音波振動子28の各々に独立に接続される。

【0039】

これに対して本実施の形態では、2つのパルサ出力線も超音波プローブ1で共通接続される構成となっているため、この2つのパルサ13のうち、何れか1つのパルサ13のみを用いて振動子の駆動を行う。図2において、システム制御部6の制御信号によって振動子駆動に用いるパルサ13-1～13-4が選択され、これらのパルサ13-1～13-4の駆動パルスによって超音波振動子28-1～28-4が駆動されて被検体内に超音波が放射される。

10

【0040】

但し、このパルサ13-1～13-4の出力端子と接続される振動子28-1～28-4や、後述するBPF14-1-1～4-1-4、あるいはBPF14-2-1～14-2-4における耐圧特性に余裕がある場合には、共通接続されている他のパルサ13（図示せず）を同時に用いて振動子を駆動することも可能である。この場合、これら共通接続された2つのパルサ13を駆動するレートパルスには、等しい遅延時間が送信遅延回路12によって与えられる。

20

【0041】

被検体内に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面、あるいは組織にて反射する。また、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合は、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。さらに、これらの超音波は被検体組織の非線型特性により、中心周波数が $2f_0$ の超音波パルスが新たに発生する。従って、被検体組織内にて反射して超音波プローブ1に戻る超音波は、送信時の中心周波数 f_0 の超音波パルス（基本波成分）と、中心周波数が $2f_0$ の超音波パルス（高調波成分）が混在されたものとなる。

【0042】

図4にこのとき受信される超音波信号の周波数スペクトラムを示す。図4（a）は、被検体内に送信される超音波パルスの周波数スペクトラムであり、 f_0 を中心に分布している。これに対して、図4（b）に示した被検体内からの反射信号の周波数スペクトラムは、 f_0 を中心に分布する基本波成分と、 $2f_0$ を中心に分布する高調波成分とで構成され、一般に、高調波成分は、基本波成分に対して約20dB小さい。因みに、この高調波の発生原因は、超音波パルスの被検体組織内の伝播速度が超音波の音圧に依存するためであり、この性質のために受信信号に波形歪が生じ、高調波成分が発生することが知られている。

30

【0043】

また、この高調波成分のみを用いて超音波画像を得ることによって、従来画像上に発生するアーチファクトの主要因であったサイドローブが抑制できるため良好な画像が得られる。この高調波成分の画像化手法は、ハーモニクイメーキングとして近年脚光を浴びていることは既に述べたとおりである。

40

【0044】

被検体内からの受信信号は、送信時と同じ超音波振動子28によって受信されて超音波から電気信号に変換される。電気信号に変換された受信信号は、超音波受信部3のBPF14において所定の帯域の受信信号が選択され、選択された受信信号成分は、プリアンプ15にて所定の大きさに増幅された後、A/D変換器16にてデジタル信号に変換される。さらにデジタル信号に変換された受信信号は、整相加算器17のビームフォーマ29にてシステム制御部6からの制御信号に基づいて所定の遅延時間が与えられた後、加算器30において加算合成される。

50

【0045】

この超音波受信部3の構成と機能について図2を用いてさらに詳しく説明する。この図2では、4つの超音波振動子28-1~28-4で構成される超音波プローブ1からの受信信号が、8チャンネルの受信回路で構成される超音波受信部3に供給される場合を示しており、1つの超音波振動子28に対して2つの受信回路が共通接続されている。すなわち、振動子28-1からの受信信号は、BPF14-1-1とBPF14-2-1に供給され、振動子28-2からの受信信号は、BPF14-1-2とBPF14-2-2に供給される。同様にして、振動子28-3からの受信信号は、BPF14-3とBPF14-2-3に供給され、振動子28-4からの受信信号は、BPF14-1-4とBPF14-2-4に供給される。

10

【0046】

この場合、BPF14-1-1、BPF14-1-2、BPF14-1-3およびBPF14-1-4は、図4に示した受信信号成分のうち中心周波数 $2f_0$ の高調波成分を抽出するための帯域通過フィルタである。一方、BPF14-2-1、BPF14-2-2、BPF14-2-3およびBPF14-2-4は、中心周波数 f_0 の基本波成分を抽出するための帯域通過フィルタである。

【0047】

BPF14-1-1によって抽出された受信信号の高調波成分は、プリアンプ15-1-1において所定の大きさに増幅された後、A/D変換器16-1-1にてデジタル信号に変換される。このとき、プリアンプ15-1-1の増幅度は、BPF14-1-1の出力信号の最大振幅がA/D変換器16-1-1の入力ダイナミックレンジに対応するように予め設定されている。

20

【0048】

A/D変換された受信信号は、ビームフォーマ29-1-1にて所定の遅延時間が与えられた後、加算器30-1に供給される。このビームフォーマ29-1-1は、受信において細いビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を受信信号に与える可変遅延回路であり、その遅延時間の設定は、システム制御部6からの制御データによって行われ、まず θ_1 方向に受信指向性が設定される(ステップS5)。

【0049】

一方、同じ振動子28-1から得られた受信信号からその基本波成分のみが抽出されたBPF14-2-1の出力信号は、プリアンプ15-2-1において所定の大きさに増幅された後、A/D変換器16-2-1にてデジタル信号に変換され、さらにビームフォーマ29-2-1にて所定の遅延時間が与えられた後、加算器30-2に供給される。この場合も、プリアンプ15-2-1の増幅度は、BPF14-2-1の出力信号の最大振幅がA/D変換器16-1-1の入力ダイナミックレンジに対応するように予め設定される。この基本波成分は、図4に示すように、一般に高調波成分より約20dB大きいので、プリアンプ15-2-1の増幅度はプリアンプ15-1-1の増幅度より約20dB低い。なお、ビームフォーマ29-2-1において受信信号に与えられる遅延時間は、ビームフォーマ29-1-1の場合と等しい。

30

40

【0050】

同様にして振動子28-2~28-4からの受信信号は、それぞれ中心周波数 $2f_0$ の帯域通過特性を有するBPF14-1-2~BPF14-1-4と、中心周波数 f_0 の帯域通過特性を有するBPF14-2-2~BPF14-2-4の2つの系統に供給され、BPF14-1-2~BPF14-1-4の出力は、プリアンプ15-1-2~15-1-4、A/D変換器16-1-2~16-1-4、ビームフォーマ29-1-2~29-1-4を介して加算器30-1に送られる。一方、BPF14-2-2~BPF14-2-4の出力は、プリアンプ15-2-2~15-2-4、A/D変換器16-2-2~16-2-4、ビームフォーマ29-2-2~29-2-4を介して加算器30-2に送られる。

50

【0051】

加算器30-1では、振動子28-1～28-4によって受信された受信信号の中から高調波成分が加算合成され、 $\theta 1$ 方向に受信指向性をもつ高調波受信信号が形成される。一方、加算器30-2では基本波成分が加算合成され、 $\theta 1$ 方向に受信指向性をもつ基本波受信信号が形成される（ステップS6）。

【0052】

このような手順によって得られた高調波成分と基本波成分を用いて行う画像形成にはいくつかの方法が考えられるが、本実施の形態では、高調波成分によるBモード画像（いわゆるTHI画像）の表示と、基本波成分によるカラードプラ画像の表示について以下に述べる。

10

【0053】

すなわち加算器30-1の高調波受信信号はBモード処理部4に送られ、加算器30-2の基本波受信信号はドプラモード処理部5に送られる。Bモード処理部4に送られた加算器30-1の出力は、対数変換器18、包絡線検波器19において対数変換と包絡線検波がなされた後、画像表示部8の表示用画像メモリ25に一旦保存される（ステップS7）。

【0054】

一方、カラードプラ画像の生成においては、超音波受信信号のドプラ偏移を求めるために、システム制御部6は同一方向（ $\theta 1$ ）に対して連続的に複数回超音波の送受信を行い、このとき得られる受信信号に対してFFT（Fast-Fourier-Transform）分析を行う。

20

【0055】

すなわち、 $\theta 1$ 方向に対して複数回の超音波送受信を行い、このとき加算器30-2から得られるそれぞれの基本波受信信号に対してドプラモード処理部5の直交検波回路20は、直交位相検波を行って実部と虚部を有する複素信号に変換し、ドプラ信号記憶回路21に順次保存する。次に、FFT分析器22は、ドプラ信号記憶回路21に保存された複数個の基本波受信信号を用いて、ドプラ信号の周波数スペクトルを求める。さらに演算器23は、FFT分析器22から出力される周波数スペクトルに対して、その中心（血流の平均速度）や分散値（血流の乱れの状態）を算出し、システム制御部6は、その結果を読み出しTHI画像データとともに表示用画像メモリ25の $\theta 1$ に対応した記憶領域に保存する（ステップS8）。

30

【0056】

$\theta 1$ 方向におけるTHI画像データおよびカラードプラ画像データの収集と保存が終了したならば、超音波の送受信方向を $\Delta\theta$ ずつ順次更新させながら $\theta 1 + (m-1)\Delta\theta$ （ $m = 2 \sim M$ ）まで変更してM本の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内を走査する。このとき、システム制御部6は、その制御信号によって送信遅延回路12およびビームフォーマ29の遅延時間を上記超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、THI画像データおよびカラードプラ画像データの各々を収集する（ステップS9）。

【0057】

なお、システム制御部6は、表示用画像メモリ25においてTHI画像とカラードプラ画像をそれぞれ独立な画像メモリに保存するとともに、これら2種類の画像を合成して保存することも可能である。表示用画像メモリ25において1枚分のTHI画像やカラードプラ画像、あるいはこれらの合成画像の生成が終了したならば、システム制御部6は、入力部7からの指示信号に従って選択される画像データを表示用画像メモリ25から読み出し、表示回路26を介してモニタ27にて表示する（ステップS10）。

40

【0058】

次に、本実施の形態におけるTHI画像のS/N改善について図5を用いて説明する。

【0059】

図5（a）は受信信号をBPF14-1を介さずに10ビットのA/D変換器16に入力

50

する場合の高調波成分の S/N を示すものであり、量子化ノイズレベルは、 A/D 変換器16のLSBによって決定されるノイズレベルである。この場合、既に述べたように10ビット A/D 変換器16の入力ダイナミックレンジ60dB分は、高調波成分より20dB大きい基本波成分によってほぼ割り当てられ、高調波成分に割り当てられ分は40dBとなる。

【0060】

これに対して、図5(b)に示すような帯域通過特性のBPF14-1を用いて基本波成分を排除することにより、高調波成分に対して入力ダイナミックレンジ60dBが割り当てられる。すなわち、本実施の形態により高調波成分の S/N は20dBの改善が可能となる。因みに従来のTHI画像生成においては、加算器30において各チャンネルの受信信号が合成された以降において、基本波成分を排除するフィルタリングが行われていた。このため A/D 変換器16においては、基本波と高調波が合成された受信信号が入力するため、図5(a)に示すような問題点が発生していた。

【0061】

次に、本実施の形態における第1の変形例について図6を用いて説明する。図2に示した第1の実施の形態においては、超音波振動子28からの受信信号を2チャンネルの受信回路に供給するための信号ラインの共通接続は超音波プローブ1において行ったが、この方法によれば超音波プローブ1の構成が特殊となり、専用の超音波プローブ1を備える必要がある。

【0062】

これに対して、この変形例によれば汎用の超音波プローブ1を接続した場合においても、第1の実施の形態と同様な効果を得ることができる。すなわち、超音波受信部3のBPF14の前段には切換スイッチ32が設置されており、BPF14-1-1の入力端子とBPF14-2-1の入力端子は切換スイッチ32-1を介して接続され、BPF14-1-2とBPF14-2-2のそれぞれの入力端子も切換スイッチ32-2を介して接続される。同様にして、BPF14-1-3とBPF14-2-3は切換スイッチ32-3を介して、またBPF14-1-4とBPF14-2-4は切換スイッチ32-4を介して接続される。

【0063】

この場合、操作者は超音波プローブ1を超音波診断装置本体50に接続し、入力部7において S/N 改善モードを選択すると、システム制御部6は入力部7から S/N 改善モードのコマンド信号を受け、超音波プローブ1からプローブID情報を読み取る。さらに、システム制御部6は、このプローブIDに基づいて予めシステム制御回路6内の図示しない記憶回路に保存されているプローブの超音波周波数をはじめとする関連情報を読み出し、この情報に基づいてBPF14-1および14-2の中心周波数や帯域、さらには遮断帯域における減衰量などを設定する。さらに、システム制御部6は、切換スイッチ32に制御信号を送り、BPF14-1-1と14-2-1、BPF14-1-2と14-2-2、BPF14-1-3と14-2-3、さらにはBPF14-1-4と14-2-4のそれぞれの入力端が切換スイッチ32-1~32-4によって接続する。

【0064】

このように、超音波診断装置本体50の内部に切換スイッチ32-1~32-4を新たに設置し、この切換スイッチ32-1~32-4を S/N 改善モードの選択コマンドに基づいて制御することによって、超音波診断装置本体50に接続される超音波プローブ1は汎用のプローブを用いることが可能となる。なお、この変形例で使用する切換スイッチ32は電子スイッチでもよいが、ノイズの生じないリレースイッチのように機械的な切換スイッチが望ましい。

【0065】

なお、上記の変形例では、BPF14-2-1~BPF14-2-4の出力の加算結果をドプラモード処理部5へ、BPF14-1-1~BPF14-1-4の出力の加算結果をBモード処理部4へ送る構成となっているが、BPF14-2-1~BPF14-2-4

の出力および B P F 1 4 - 1 - 1 ~ B P F 1 4 - 1 - 4 の出力を全て加算して広帯域な信号を生成し、その信号を B モード処理部 4、またはドプラモード処理部 5 に送って超音波画像を生成してもよい。また、B モード処理部 4 およびドプラモード処理部 5 へ送る信号は、基本波成分の信号、高調波成分の信号、広帯域な信号の内から任意に切り替えて用いてもよい。

【0066】

次に、本実施の形態における第 2 の変形例について図 7 を用いて説明する。図 7 (a) は超音波振動子 2 8 を走査方向 (x 方向) に 2 N、スライス方向 (y 方向) に 3、2 次元配列して構成される 2 次元アレイ超音波プローブ 5 1 に対応した超音波受信部 3 に対して、本実施の形態を適用した場合である。但し、この図では紙面の都合上、走査方向の振動子数は 4 (N = 2) としている。

10

【0067】

なお、2 次元アレイ超音波プローブ 5 1 を使用する目的は、スライス方向のビーム幅改善や 3 次元の超音波走査などがある。前者については特開平 9 - 5 2 6 号公報において、スライス方向に配列した振動子からの受信信号を時系列に受信することによって、受信回路のチャンネル数を増やさずに、スライス方向のビーム幅改善を行う方法が記載されている。一方、後者については特開平 1 1 - 2 2 1 2 1 7 号公報において、並列同時受信法と特定の深さからの信号を抽出するゲート走査法などを適用することによって、リアルタイム表示が可能な 3 次元走査方法が記載されている。これらの公報には、それぞれの目的に合わせた 2 次元アレイプローブの起動方法が記載されているため、ここでの説明は省略する。

20

【0068】

図 7 (b) は、超音波振動子 2 8 を走査方向 (x 方向) に 2 N 個、1 次元配列した超音波プローブ 1 を上記の超音波受信部 3 に接続した場合であり、この変形例では、スライス方向のチャンネル数が 1 / 3 に減少している。したがって、超音波受信部 3 における受信チャンネルの共通接続は 3 チャンネルまで可能となる。なお、この変形例で使用する超音波プローブ 1 の走査方向の振動子チャンネル数は、受信回路チャンネル数の 1 / 2 以下でなくとも構わない。従って、図 7 では、走査方向に配列した超音波振動子 2 8 に接続される超音波受信部 3 の説明は省略し、任意の位置のスライス方向についてのみ示している。

【0069】

超音波受信部 3 は、図 6 に示した第 1 の変形例と同様に、切換え S W 3 2、B P F 1 4、プリアンプ 1 5、A / D 変換器 1 6 と整相加算器 1 7 とを備えている。以下では、2 次元アレイ超音波プローブ 5 1 を構成する超音波振動子 2 8 において、スライス方向に配列された超音波振動子 2 8 - a、2 8 - b、2 8 - c と、これらに対応した超音波受信回路を例にこの変形例を説明する。

30

【0070】

図 7 (a) において、この 2 次元アレイ超音波プローブ 5 1 が超音波受信部 3 に接続された場合は、そのプローブ I D がシステム制御部 6 に送られ、システム制御部 6 は、2 次元アレイ超音波プローブ 5 1 が接続されたことを認識して、B P F 1 4 - a および 1 4 - c の入力端子と超音波振動子 2 8 - a および 2 8 - c とがそれぞれ接続されるように切換え S W 3 2 - a および切換え S W 3 2 - b の制御を行う。但し、この場合の B P F 1 4 は、基本波のみを通過させる帯域通過特性を有してもよいが、バイパスしてもよい。

40

【0071】

従って、超音波振動子 2 8 - a ~ 2 8 - c の受信信号は、切換え S W 3 2 - a と 3 2 - b を介して、あるいは直接 B P F 1 4 に送られ、さらにプリアンプ 1 5、A / D 変換器 1 6 を介して整相加算器 1 7 に送られる。この整相加算器 1 7 ではスライス方向に配列された超音波振動子 2 8 - a ~ 3 2 - c からの受信信号の整相加算を行うのみならず、これらの超音波振動子 2 8 - a ~ 2 8 - c と同様に走査方向に配列された他の超音波振動子 2 8 からの受信信号に対しても整相加算を行い、その出力は、B モード処理部 4 あるいはドプラモード処理部 5 に送られる。

50

【0072】

一方、図7(b)に示すように、1次元に配列型された超音波プローブ1が超音波受信部3に接続された場合は、そのプローブIDが自動的にシステム制御部6に送られ、さらに入力部7からS/N改善モードのコマンド信号がシステム制御部6に送られる。システム制御部6はこれらの情報を受信し、BPF14-aおよび14-cの入力端子がBPF14-bの入力端子に接続されるように切換えSW32-aおよび32-bの制御を行う。さらに、BPF14-aおよびBPF14-cに対して高調波成分を抽出する帯域通過特性を、またBPF32-bに対して基本波を抽出する帯域通過特性を設定する。

【0073】

従って、超音波振動子28からの受信信号はBPF14-bに直接送られるとともに、切換えSW32-aおよび32-bを介してBPF14-aおよび14-cにも送られ、さらに、これらの受信信号はプリアンプ15、A/D変換器16を介して整相加算器17に送られる。このとき、整相加算器17は2つに分離され、受信信号の高調波成分は整相加算器17-aに、また基本波成分は整相加算器17-bに送られる。この整相加算器17-a、17-bでは走査方向に配列された他の超音波振動子28からの受信信号に対しても、第1の実施の形態と同様な整相加算を行い、その出力はBモード処理部4あるいはドプラモード処理部5に送る。

【0074】

この変形例によれば、2次元アレイ超音波プローブ51に対応した装置に、通常の1次元に超音波振動子が配列された超音波プローブ1を接続した場合のTHIにおいても、S/Nの大幅な改善を行うことができる。さらに図7(b)のように、同一の超音波振動子28の受信信号がPチャンネル($P=2$)の受信回路を経由した後整相加算器17-aにて加算される場合には、加算後の信号成分はP倍になるのに対して受信回路から発生するノイズ成分は一般に $P^{1/2}$ になるため、さらなるS/N改善が可能となる。

【0075】

なお、図7(b)においてBPF14-aおよび14-cを高調波成分抽出用フィルタとしたが、その位置や数については限定されるものではなく、BPF14に高調波成分用と基本波成分用のそれぞれのフィルタが含まれていればよい。

【0076】

(第2の実施の形態)

次に、本発明の第2の実施の形態について図2と図8を用いて説明する。この実施の形態では、超音波画像に表示されるスペックルノイズを低減させる周波数コンパウンド方法に本発明を適用した場合について示す。通常の超音波画像においては、超音波のランダムな干渉によって生ずる粒状性のパターン、すなわちスペックルパターンが発生し、超音波画像の読影の妨げとなることが知られており、このスペックルパターンを排除する方法として周波数コンパウンド法がある。

【0077】

この方法は同一部位を、異なる超音波周波数によって複数枚の超音波画像を収集し、これらの画像を加算平均して表示画像を生成するものである。従来は、被検体内からの超音波受信信号の基本波成分をフィルタによって、例えば中心周波数が f_{o1} 、 f_{o2} 、 f_{o3} の複数の帯域に分解し、これらの各帯域成分によって生成される3枚の画像を加算する方法が知られている。しかしながら、この方法では各々の画像を生成する信号の帯域が約 $1/3$ となるため、画像の解像度が劣化するという問題点があった。

【0078】

これに対して、図4に示した中心周波数 f_{o1} の基本波成分と中心周波数 f_{o2} の高調波成分によって周波数コンパウンド法を行えば上記の問題点は改善される。ただし、この場合も高調波成分によって生成される超音波画像のS/N改善が課題となる。

【0079】

図8は、第2の実施の形態における超音波診断装置の概略構成を示した図であり、この実施の形態は、図1の第1の実施の形態と比較して、Bモード処理部4のみが変更されてい

る。すなわち、Bモード処理部4は、2チャンネルの対数変換器18-1、18-2と包絡線検波器19-1、19-2とを備えている。また、この2チャンネルのBモード処理部4からの信号を加算する加算器34が新たに設けられている。

【0080】

以下、本実施の形態における画像生成手順について説明する。操作者は、上記構成の超音波プローブ1を超音波診断装置本体50に接続し、入力部7において、本実施の形態を実行する撮影モード（以下スペckル低減モードと呼ぶ）を選択する。システム制御部6は、入力部7からスペckル低減モードのコマンド信号を受け、さらに超音波プローブ1からプローブID情報を読み取る。次に、システム制御部6は、このプローブIDに基づいて予めシステム制御回路6内の図示しない記憶回路に保存されているプローブの超音波周波数をはじめとする関連情報を読み出し、この情報に基づいてBPF14-1および14-2のフィルタ特性を設定する。 10

【0081】

すなわち、BPF14-1の中心周波数を $2f_0$ に、またBPF14-2の中心周波数を f_0 に設定する。スペckル低減モードの設定が終了したならば、操作者による走査開始のコマンド信号が入力部7からシステム制御部6に送られ、超音波の送受信が開始される。

【0082】

超音波の送信に際して、レートパルス発生器11は、システム制御部6からの制御信号に従って、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路12に供給する。この送信遅延回路12は、送信において超音波を収束するための遅延時間と、所定方向（ θ_1 ）に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ13に供給する。 20

【0083】

パルサ13は、その駆動パルスによって超音波振動子28を駆動し、被検体内に中心周波数 f_0 の超音波パルスを放射する。本実施の形態においても2つのパルサ出力線は、超音波プローブ1と共通接続される構成となっており、この2つのパルサ13のうち、何れか1つのパルサ13のみを用いて超音波振動子28の駆動を行う。すなわち図2に示したように、システム制御部6の制御信号によって振動子駆動に用いるパルサ13-1～13-4が選択され、これらのパルサ13-1～13-4の駆動パルスによって超音波振動子28-1～28-4が駆動されて被検体内に超音波が放射される。 30

【0084】

被検体内に放射された超音波の一部は組織にて反射し、またこの超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合は、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。さらに、これらの超音波は、被検体組織の非線型特性により中心周波数が $2f_0$ の超音波が新たに発生する。従って、超音波プローブ1に戻る超音波は、中心周波数 f_0 の基本波成分と中心周波数が $2f_0$ の高調波成分が混在されたものとなる。

【0085】

上記のような受信信号は、超音波振動子28によって受信され、この受信信号は超音波受信部3のBPF14において所定の帯域の受信信号が選択された後、プリアンプ15にて増幅され、A/D変換器16にてデジタル信号に変換される。さらに、デジタル信号に変換された受信信号は整相加算器17のビームフォーマ29にてシステム制御部6からの制御信号に基づいて所定の遅延時間が与えられ、加算器30において加算合成される。 40

【0086】

この超音波受信部3の構成についてさらに詳しく示した図2において、4つの超音波振動子28-1～28-4で構成される超音波プローブ1からの受信信号が、8チャンネルの受信回路で構成される超音波受信部3に供給される場合、1つの超音波振動子28に対して2つの受信回路が共通接続されている。すなわち、振動子28-1からの受信信号は、BPF14-1-1とBPF14-2-1に供給され、振動子28-2からの受信信号は、BPF14-1-2とBPF14-2-2に供給される。同様にして、振動子28-3 50

からの受信信号は、B P F 1 4 - 3 と B P F 1 4 - 2 - 3 に供給され、振動子 2 8 - 4 からの受信信号は、B P F 1 4 - 1 - 4 と B P F 1 4 - 2 - 4 に供給される。

【0087】

この場合、B P F 1 4 - 1 - 1 ~ 1 4 - 1 - 4 は、中心周波数 $2 f_0$ の高調波成分を抽出するための帯域通過フィルタであり、B P F 1 4 - 2 - 1 ~ 1 4 - 2 - 4 は、中心周波数 f_0 の基本波成分を抽出するための帯域通過フィルタである。B P F 1 4 - 1 - 1 によって抽出された受信信号の高調波成分は、プリアンプ 1 5 - 1 - 1 において所定の大きさに増幅された後、A/D変換器 1 6 - 1 - 1 にてデジタル信号に変換される。このとき、プリアンプ 1 5 - 1 - 1 の増幅度は、B P F 1 4 - 1 - 1 の出力信号の最大振幅が A/D変換器 1 6 - 1 - 1 の入力ダイナミックレンジに対応するように予め設定される。

10

【0088】

A/D変換された受信信号は、ビームフォーマ 2 9 にて所定の遅延時間が与えられた後、加算器 3 0 - 1 に供給される。このビームフォーマ 2 9 は、受信において細いビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方向に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を受信信号に与える可変遅延回路であり、その遅延時間の設定は、システム制御部 6 からの制御データによって行われ、まず $\theta 1$ 方向に受信指向性が設定される。

【0089】

一方、同じ振動子 2 8 - 1 から得られた受信信号からその基本波成分のみが抽出された B P F 1 4 - 2 - 1 の出力信号は、プリアンプ 1 5 - 2 - 1 において所定の大きさに増幅された後、A/D変換器 1 6 - 2 - 1 にてデジタル信号に変換され、さらにビームフォーマ 2 9 - 2 - 1 にて所定の遅延時間が与えられた後、加算器 3 0 - 2 に供給される。この場合も、プリアンプ 1 5 - 2 - 1 の増幅度は、B P F 1 4 - 2 - 1 の出力信号の最大振幅が A/D変換器 1 6 - 1 - 1 の入力ダイナミックレンジに対応するように予め設定される。

20

【0090】

同様にして、振動子 2 8 - 2 ~ 2 8 - 4 からの受信信号は、それぞれ中心周波数 $2 f_0$ の帯域通過特性を有する B P F 1 4 - 1 - 2 ~ B P F 1 4 - 1 - 4 と、中心周波数 f_0 の帯域通過特性を有する B P F 1 4 - 2 - 2 ~ B P F 1 4 - 2 - 4 の 2 つの系統に供給され、B P F 1 4 - 1 - 2 ~ B P F 1 4 - 1 - 4 の出力はプリアンプ 1 5 - 1、A/D変換器 1 6 - 1、ビームフォーマ 2 9 - 1 を介して加算器 3 0 - 1 に送られる。一方、B P F 1 4 - 2 - 2 ~ B P F 1 4 - 2 - 4 の出力は、プリアンプ 1 5 - 2、A/D変換器 1 6 - 2、ビームフォーマ 2 9 - 2 を介して加算器 3 0 - 2 に送られる。

30

【0091】

加算器 3 0 - 1 では振動子 2 8 - 1 ~ 2 8 - 4 によって受信された受信信号の中から高調波成分が加算合成され、 $\theta 1$ 方向に受信指向性をもつ高調波受信信号が生成される。一方、加算器 3 0 - 2 では基本波成分が加算合成され、 $\theta 1$ 方向に受信指向性をもつ基本波受信信号が生成される。

【0092】

加算器 3 0 - 1 の高調波受信信号は対数変換器 1 8 - 1 に送られ、また加算器 3 0 - 2 の基本波受信信号は対数変換器 1 8 - 2 に送られるとともに、ドプラモード処理部 5 にも送られる。Bモード処理部 4 に送られた加算器 3 0 - 1 および加算器 3 0 - 2 の出力は、対数変換器 1 8 - 1、1 8 - 2 および包絡線検波器 1 9 - 1、1 9 - 2 において対数変換と包絡線検波がなされた後、加算器 3 4 において加算合成され、その結果は、コンパウンド画像として画像表示部 8 の表示用画像メモリ 2 5 に一旦保存される。

40

【0093】

一方、加算器 3 0 - 2 は、ドプラモード処理部 5 に送られ、カラー Doppler 画像の生成が行われ、その結果も表示用画像メモリ 2 5 に一旦保存されるが、その生成手順は、第 1 の実施の形態と同様であるため、その説明は省略する。

【0094】

$\theta 1$ 方向におけるコンパウンド画像データおよびカラー Doppler 画像データの収集と保存が

50

終了したならば、超音波の送受信方向を $\Delta\theta$ ずつ順次更新させながら $\theta_1 + (M-1)\Delta\theta$ ($m=2\sim M$)まで変更してM本の走査によって、上記と同様な手順で超音波の送受信を行い被検体内を走査する。このとき、システム制御部6は、その制御信号によって送信遅延回路12およびビームフォーマ29の遅延時間を上記超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、コンパウンド画像データおよびカラードプラ画像データの各々を収集する。

【0095】

なお、システム制御部6は、表示用画像メモリ25においてコンパウンド画像とカラードプラ画像をそれぞれ独立な画像メモリに保存するとともに、これら2種類の画像を合成して保存することも可能である。表示用画像メモリ25において1枚分のコンパウンド画像やカラードプラ画像、あるいはこれらの合成画像の生成が終了したならば、システム制御部6は入力部7からの指示信号に基づいて所定の画像データを表示用画像メモリ25から読み出し、表示回路26を介してモニタ27に表示する。

10

【0096】

以上述べたように、本実施の形態によれば、基本波成分と高調波成分を用いた周波数コンパウンド画像において、高周波成分から生成される画像の S/N が顕著に改善されるため、基本波成分から生成される画像と高調波成分から生成される画像との S/N のバランスが得られ、良好なコンパウンド画像を表示することが可能となる。

【0097】

以上、本発明の実施の形態について述べてきたが、上記の実施の形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上記第1および第2の実施の形態においては、超音波受信部3にA/D変換器16が備えられていることを想定し、このA/D変換器16の入力ダイナミックレンジに対して、高調波成分および基本波成分のそれぞれの受信波の波形振幅を対応（一致）させる方法について述べたが、これに限定されるものではない。例えば、A/D変換器16の存在しないアナログ式の超音波受信部においても、プリアンプ15自身が有限なダイナミックレンジを有しており、同様な問題点が発生する。なお、この場合のノイズレベルはプリアンプ15自身から発生するノイズによって決定される。

20

【0098】

また、上記実施の形態の説明では、高調波成分を用いた組織ハーモニックイメージング（THI）について述べたが、高調波成分から生成されるドプラ信号の表示、あるいはこのドプラ信号の画像（例えばカラードプラ画像）など、他の信号形態であってもよい。さらに、超音波受信部に備えた高調波成分および基本波成分抽出手段としてバンドパスフィルタ（BPF）を用いたが、高調波成分抽出用として高域通過フィルタ（HPF）、基本波成分抽出用として低域通過フィルタ（LPF）を用いてもよい。

30

【0099】

また、基本波成分抽出用フィルタの挿入は高調波成分の除去のみならず、A/D変換器の量子化ノイズあるいはプリアンプ等の熱雑音の帯域を制限できるため望ましいが、いずれも小さな成分であるため除去してもよい。なお、高調波成分は、第2次高調波成分を例に述べたが、これについても限定されるものではなく、第3次以上の高調波成分であってもかまわない。

40

【0100】

【発明の効果】

本発明によれば、装置の構成を複雑にすることなく、受信信号に含まれる高調波成分から良好な S/N を有した超音波画像を生成、表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態における超音波システム全体の構成を示す図。

【図2】本発明の第1の実施形態における超音波受信部の構成を示す図。

【図3】本発明の第1の実施の形態の画像データ収集手順のフローチャートを示す図。

【図4】本発明の第1の実施の形態における受信波スペクトラムを示す図。

50

【図 5】 本発明の第 1 の実施の形態における S / N 改善の機序を示す図。

【図 6】 本発明の第 1 の実施の形態の第 1 の変形例を示す図。

【図 7】 本発明の第 1 の実施の形態の第 2 の変形例を示す図。

【図 8】 本発明の第 2 の実施の形態における超音波システム全体の構成を示す図。

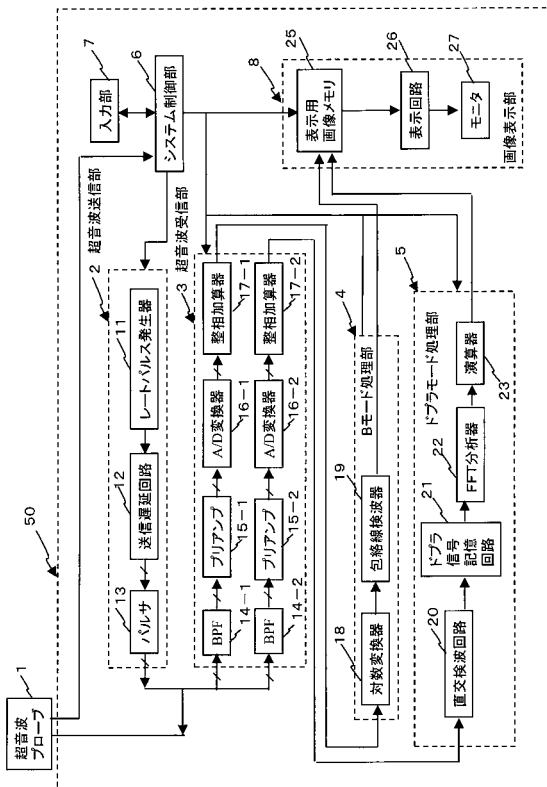
【符号の説明】

- 1 超音波プローブ
- 2 超音波送信部
- 3 超音波受信部
- 4 Bモード処理部
- 5 ドプラモード処理部
- 6 システム制御部
- 7 入力部
- 8 画像表示部
- 13 パルサ
- 14 BPF (バンドパスフィルタ)
- 15 プリアンプ
- 16 A / D 変換器
- 17 整相加算器
- 28 超音波振動子
- 29 ビームフォーマ
- 30 加算器
- 31 コネクタ

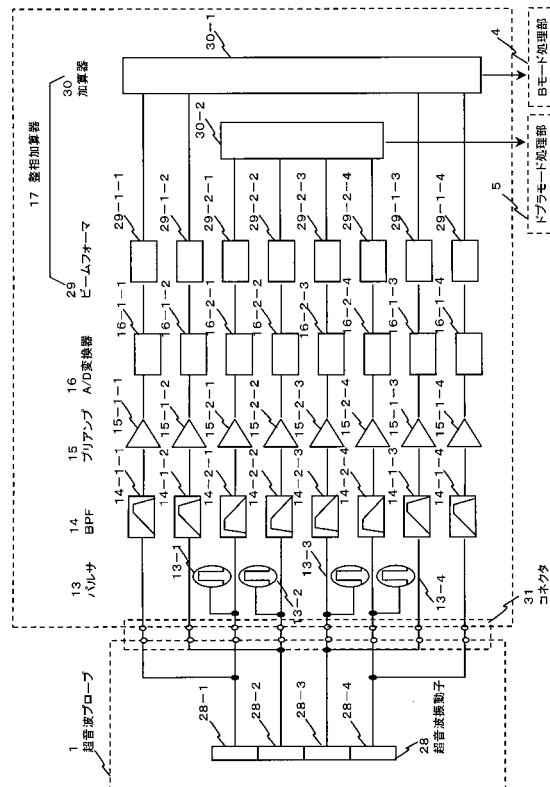
10

20

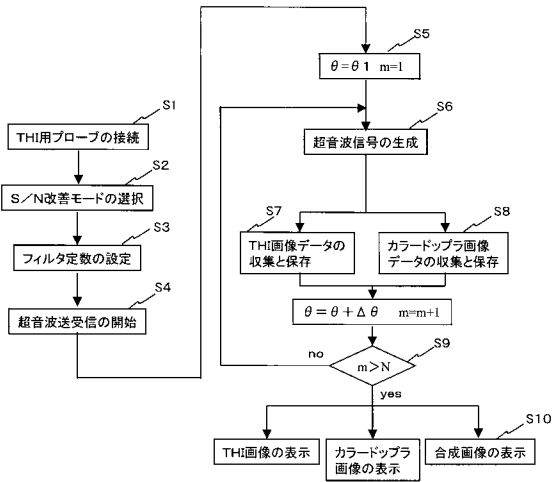
【図 1】



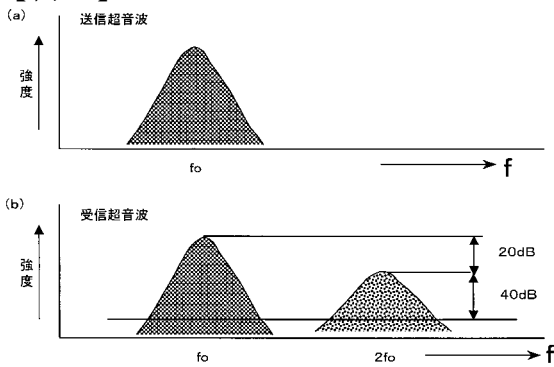
【図 2】



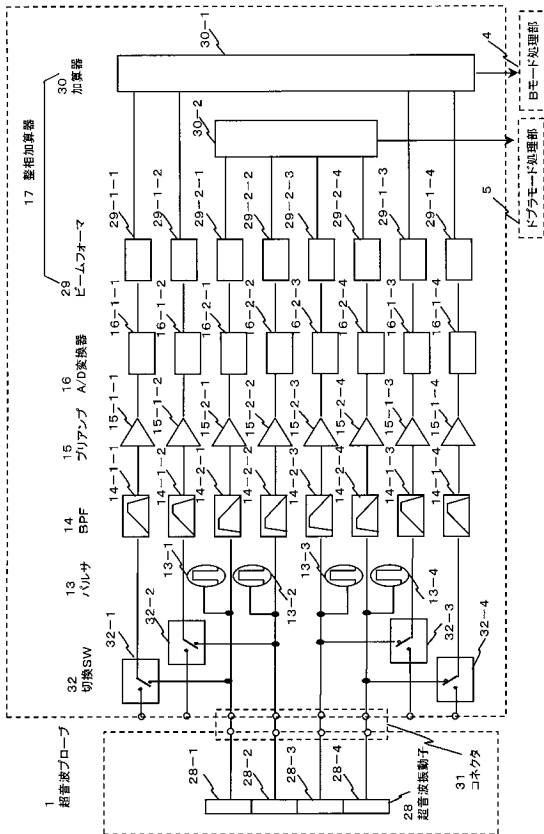
【図 3】



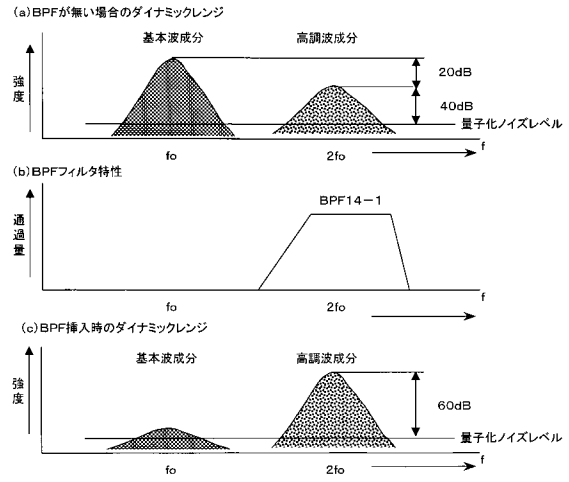
【図 4】



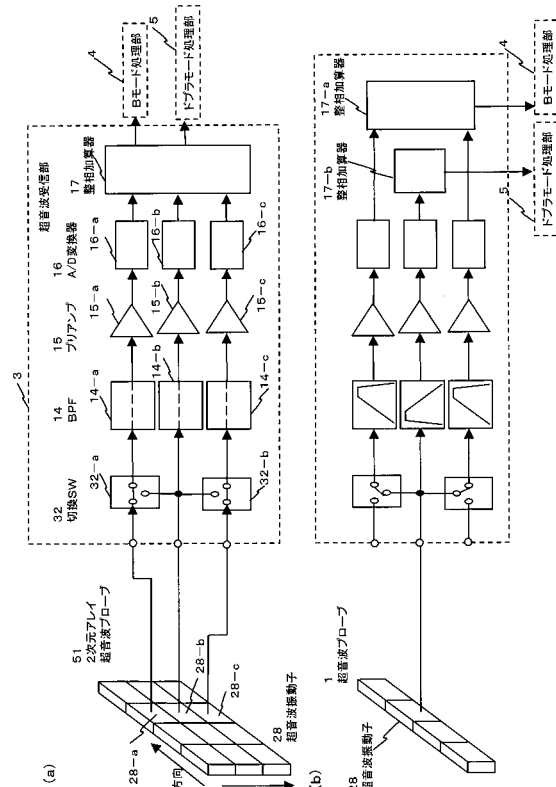
【図 6】



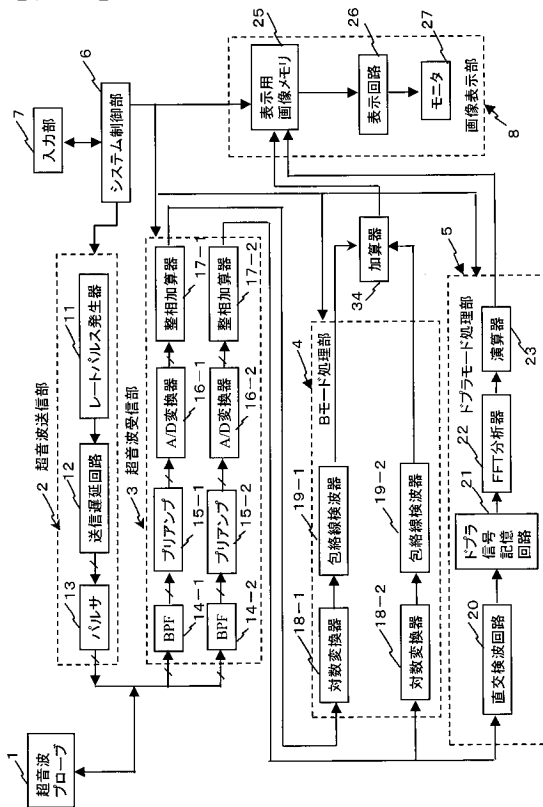
【図 5】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB01 BB02 BB40 CC02 DD01 DD04 DD07 DD13 EE04
EE15 GB03 GB09 HH04 HH24 HH37 HH38 HH46 HH48 HH52
HH54 JB03 JB04 JB29 JB34 JB38 JB42 JC14 JC16 KK02
KK11 KK22 KK31 KK40 LL05
4C601 BB21 BB23 BB30 DD03 DD15 DD18 DE01 DE03 EE02 EE12
GB01 GB03 GB04 GB06 HH04 HH13 HH26 HH31 HH35 JB01
JB19 JB21 JB22 JB23 JB24 JB28 JB31 JB33 JB34 JB45
JB49 JC15 JC20 JC21 JC40 KK02 KK12 KK18 KK19 KK23
KK33 KK50 LL01 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004073620A	公开(公告)日	2004-03-11
申请号	JP2002240266	申请日	2002-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	渡辺 欣孝 内海 勲		
发明人	渡辺 欣孝 内海 勲		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/52026		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB01 4C301/BB02 4C301/BB40 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/DD13 4C301/EE04 4C301/EE15 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/HH04 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH46 4C301/HH48 4C301/HH52 4C301/HH54 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB29 4C301/JB34 4C301/JB38 4C301/JB42 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK02 4C301/KK11 4C301/KK22 4C301/KK31 4C301/KK40 4C301/LL05 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/BB30 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD18 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE02 4C601/EE12 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/HH26 4C601/HH31 4C601/HH35 4C601/JB01 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC40 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK33 4C601/KK50 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/DE13 4C601/HH06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在从受检者体内接收的超声波信号中提取和成像高次谐波成分时，显示具有优异S / N的高次谐波超声图像，而不会使设备复杂化。ŽSOLUTION：超声波诊断装置具有：超声波探头1，其配备有多个超声波振动器；用于传输第一频率的超声波的装置2；装置3用于通过使用多个通道接收第一频率的超声波和第二频率的超声波，该第二频率是超声波的高次谐波分量；装置4和5用于从第一频率和第二频率的超声波产生图像数据；用于显示由图像生成装置生成的图像数据的装置8，并且超声波振动器并联连接到用于第一频率的接收装置中的指定通道和用于第二频率的接收装置中的指定通道。Ž

