



## 【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、前記超音波プローブから出力された超音波エコー信号に基づいて、第 1 のデータと第 2 のデータを生成する信号処理手段と、前記第 1、第 2 のデータの類似性に基づいて距離を求める距離演算手段と、前記超音波プローブの出力及び前記距離に基づいて、3 次元画像データを生成する手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子の出力に基づいて超音波画像データを生成する手段と、前記超音波振動子の出力に基づいて距離計測用データを生成する手段と、前記超音波プローブを移動して得られる複数枚の超音波画像を順次記憶する第 1 の記憶手段と、前記超音波プローブを移動して得られる複数枚の前記距離計測用データを順時記憶する第 2 の記憶手段と、前記第 2 の記憶手段から所定の複数の画像を読み出し、これら画像間の類似性を評価する信号処理に基づいて、その相対位置を推定する画像位置推定手段と、前記画像位置推定手段によって得られる相対位置情報に基づいて前記第 1 の記憶手段に記憶された前記第 1 の超音波画像を再配置して 3 次元画像データを生成する手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 帯域制限手段をさらに備え、前記距離計測用データは前記超音波プローブによって得られる受信信号の低周波成分を前記帯域制限手段によって抽出して生成されることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 超音波ビーム幅を制御するビーム幅制御手段をさらに備え、前記距離計測用データの収集に用いられる送信ビームのビーム幅あるいは受信ビームのビーム幅の少なくともいずれか一方は、前記ビーム幅制御手段によって前記超音波画像データ収集時のビーム幅より広げられることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記超音波プローブは 1 次元に配列された複数の超音波振動子を備え、前記距離計測用データを収集する際の超音波ビーム幅は前記超音波ビーム幅制御手段において、使用される前記超音波振動子の数を制御することによってなされ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 6】 前記距離計測用データを収集する際の超音波ビーム幅は前記超音波ビーム幅を制御するビーム幅制御手段によって、超音波ビームの収束点を変更することによってなされ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】 前記画像位置推定手段における画像間の信号処理は前記第 2 の記憶回路から読み出される複数の画像を用い、その類似性を定量化することを特徴とする

請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記画像位置推定手段は前記定量化手段と、この定量化手段によって得られる結果を画像間距離に変換する変換手段とを備えることを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 前記定量化手段として相互相関係数の算出を行うことを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 入力手段と表示手段とをさらに備え、この入力手段からの指示信号に基づいて前記 3 次元画像データから所定位置の画像データを抽出し、前記表示手段により表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

## 【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、スライス方向に複数枚得られる画像間の距離を推定する機能を有した超音波診断装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】超音波診断装置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】また上記のように高い安全性と操作性を有しており、しかも装置の規模が X 線、CT、MRI など他の画像診断機器に比べて小さいため、ベッドサイドでの検査への適用も試みられている。

【0005】近年、この超音波診断の分野においても X 線 CT や MRI と同様に、3 次元画像に対する臨床ニーズが高まっている。3 次元画像情報には、従来の 2 次元画像には無かった奥行き方向の情報を有しており、従ってこの情報に適当な画像処理を施すことにより組織の形状や血管の走行を立体的に表示することが可能となる。

【0006】三次元画像情報の収集においては、被検体に対して超音波走査を行い三次元的な画像データを取得する必要があるが、その収集方法にはこれまで各種の試みが成されている。

【0007】第 1 の方法として、超音波振動子を二次元配列した、いわゆる二次元アレイプローブを用いて、三次元に分布した反射体からのエコー信号を取り込む手法が提案されている。この方法は後述の方法と比較して、全て電子的な制御による超音波走査が可能のためリアルタイム性と操作性に優れるが、2 次元アレイプローブは

未だ研究段階にあり、例え実用化の段階に達しても高価格なものとなる可能性が高い。

【0008】第2の方法として、超音波振動子を1次元的に配列した従来の1次元アレイプローブによって得られる2次元画像の画像面に対して垂直な方向（以下スライス方向）にこのプローブを移動させ、このとき連続して得られる複数枚の2次元画像から3次元画像を再構築する方法がある。

【0009】この第2の方法はさらに2つの方法に分類される。すなわち、磁気センサーなどの位置センサを装着した1次元アレイプローブを、スライス方法に微小間隔で移動させながら複数の2次元画像の収集を行う方法と、位置センサを用いずに、操作者（すなわち医師や検査技師）の直感による所定の移動速度と移動角度で1次元アレイプローブを被検体の体表に沿って移動させながら複数の2次元画像の収集を行う方法とがある。前者の方法では超音波プローブを任意の方向に移動させながら2次元画像データと、そのときに位置センサから得られる1次元アレイプローブの位置情報を装置内に読み込み、この位置情報に基づいて2次元画像データを3次元的に配置して3次元画像を再構築するものである。

【0010】この第2の方法は第1の方法と比較して比較的簡単な技術で実現することが可能であり、既に実用化の段階に至っているが、前者の方法はベッドサイドに送信器を別途必要とし、また位置センサを装着しなくてはならないために超音波プローブの操作性を損なう。とくに位置検出用の送信器と位置センサとの間に操作者の腕などが介在した場合には、位置検出が困難になるという問題点があった。一方、後者の方法は位置情報が不正確なため正式な計測には適用出来ない欠点を有している。

【0011】従来のこのような問題点を解決する方法として、スライス方向の画像間での相関処理によって上記のような位置センサを用いずに画像間の相対的な距離を検出し、正確な3次元画像を得る方法が提案されている。（秋山いわき、豊田敏之、大矢晃久，“超音波断層画像からの3次元画像構成の検討 --- スペックルパターンの追跡と相関関数”，日本超音波医学会 基礎技術研究会 BT-2000-20, pp.33-38 (2000)）。

【0012】この手法は、超音波画像において出現するスペックルパターン（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）の特性に着目したものである。すなわち、超音波画像が収集される位置がスライス方向に移動すると、画像上のスペックルパターンが距離とともに変化するため、その変化の度合いを例えば相互相関係数として求め、移動距離を算出するものである。

【0013】この手法は、使用する超音波送受信条件から、移動距離と相関係数の関係を予め知っておく必要があるが、微小な移動距離を精度よく計測できる可能性がある。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、スライス方向の画像間の相互相関係数からその移動距離を算出する方法は、以下の問題点を有している。すなわち、上記引用文献にも記載されているように、超音波診断画像に見られるスペックルパターンの変化は、画像のスライス方向への移動に対して極めて敏感である反面、移動距離すなわち画像間距離が増大すると検出感度が低下する問題点があり、この現象はとくに高い超音波周波数を使用した場合に顕著である。一方、3次元画像データの収集においては、スライス方向の所定の領域を所定の時間内で走査することが臨床上要求され、したがってスライス方向の画像間隔を小さく設定することには限界がある。すなわち、従来装置の撮影方法でスライス方向の画像間の相関処理を行った場合には相関が小さくなりすぎて正確な距離計測が困難であった。

【0015】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、スライス方向の距離が比較的大きな画像間においても、距離の推定が可能な超音波診断装置を提供することにある。

【0016】

【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、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、前記超音波プローブから出力された超音波エコー信号に基づいて、第1のデータと第2のデータを生成する信号処理手段と、前記第1、第2のデータの類似性に基づいて距離を求める距離演算手段と、前記超音波プローブの出力及び前記距離に基づいて、3次元画像データを生成する手段とを有することを特徴としている。したがって本発明によれば、超音波プローブに位置センサを装着することなく、相対的な位置情報を有した複数の超音波画像を得ることができるため、3次元画像データを容易かつ正確に収集することが可能となる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながらこの発明の第1の実施の形態について説明する。

【0018】（第1の実施の形態）本実施の形態の特徴は、スライス方向の超音波画像間の相対距離を推定する際、使用する画像は従来のような本来の超音波診断を目的として得られる画像（以下診断用画像あるいは診断用Bモード画像）の代わりに、画像間距離計測を目的に受信信号の低周波成分から生成した計測専用画像（以下計測用Bモード画像）を用いることにある。

【0019】図1～図8において本発明の第1の実施の形態について説明する。図1および図2は第1の実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0020】この超音波診断装置は、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、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、受信信号の周波数帯域を制限する帯域制限部 40 と、この受信信号を B モード画像としてモニタ上に表示するための信号処理を行う B モード処理部 4 と、カラードプラ画像を表示するための信号処理を行うドプラモード処理部 6 を備えている。

【0021】さらに超音波診断装置は、スライス方向に収集された複数の超音波画像から 3 次元画像データを生成する 3 次元画像生成部 5 と、得られる各種のデータを画像データとして記憶し、TV フォーマットに変換する表示画像生成部 7 と、これら各ユニットを統括して制御するシステム制御部 8 と、表示部 10 および入力部 9 を備えている。

【0022】超音波プローブ 1 は被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行うものであり、1 次元に配列された複数個の微小超音波振動子をその先端部分に備えている。この超音波振動子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。超音波画像の解像度や感度に大きな影響を与える超音波周波数はこの超音波振動子の厚みによってほぼ決定される。この超音波プローブ 1 は小型、軽量に構成されており、ケーブルによって後述する超音波送信部 2 および超音波受信部 3 に接続されている。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。

【0023】超音波送信部 2 はレート信号発生器 11 と、送信遅延回路 12 と、パルサ 13 を備えている。レート信号発生器 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放射する。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。

【0024】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とほぼ同数の複数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。

【0025】パルサ 13 は送信遅延回路 12 と同様にして、送信に使用される超音波振動子とほぼ同数の複数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を駆動し、超音波を放射するための駆動パルスを形成する。

【0026】超音波受信部 3 はプリアンプ 14 と、受信遅延回路 15 と、加算器 16 とを備えている。プリアンプ 14 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。受信遅延回路 15 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方向を所定の方向に順次切り替えて被検体内を走査するための偏向用遅延時間をプリアンプ 14 の出力信号に与えた後、加算器 16 に送り、加算器 16 は複数の受信信号を加算し、この加算器 16 において超音波振動子からの複数の受信信号は 1 つに纏められる。

【0027】帯域制限部 40 は受信信号に対して低周波成分のみを抽出するフィルタ 17 と、スイッチ 18 を備え、このフィルタ 17 はスライス方向の超音波画像間距離を計測する場合に超音波信号の低周波成分を強調する。

【0028】B モード処理部 4 は対数変換器 19 と包絡線検波器 20 と A/D 変換器 21 とを備えている。B モード処理部 4 の対数変換器 19 は入力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 80 dB 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 30 dB 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行われる。包絡線検波器 20 は対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、超音波周波数成分を除去してその振幅のみを検出する。A/D 変換器 21 はこの包絡線検波器 20 の出力信号を A/D 変換し B モード信号を形成する。

【0029】ドプラモード処理部 6 は基準信号発生器 27 と、 $\pi/2$  移相器 28 と、ミキサ 29 と、LPF (ローパスフィルタ) 30 と、A/D 変換器 31 と、ドプラ信号記憶回路 50 と、FFT 分析器 32 と、演算器 33 とを備えている。このドプラモード処理部 6 では主に直交位相検波と FFT 分析が行われる。

【0030】すなわち、ドプラモード処理部 6 の入力信号はミキサ 29 - 1、29 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の周波数とほぼ等しい周波数をもった基準信号発生器 27 の出力はミキサ 29 - 1 の第 2 の入力端子に直接、 $\pi/2$  移相器 28 を介して 90 度位相がシフトした出力はミキサ 29 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。ミキサ 29 - 1、29 - 2 の出力は、ローパスフィルタ 30 - 1、30 - 2 に送られ、ドプラモード処理部 6 の入力信号の周波数と基準信号発生器 27 の周波数の和の成分が除去され、差の成分のみが抽出される。

【0031】A/D 変換器 31 は LPF 30 - 1、30 - 2 の出力すなわち直交位相検波出力をデジタル信号に変換し、FFT 分析器 32 はデジタル化された直交成分を一旦ドプラ信号記憶回路 50 に保存した後、FFT 分析器 32 によって FFT 分析を行う。一方、演算器 33

はFFT分析器32によって得られるスペクトルの中心値や分散値などを計算する。

【0032】3次元画像生成部5は距離計測用画像メモリ22と画像位置検出部23と、画像制御回路24と3次元画像メモリ25とバッファメモリ26とを備える。

【0033】また、画像位置検出部23は図2に示すようにフレームメモリA36-1およびフレームメモリB36-2と関連処理器37とルックアップテーブル38を備えている。

【0034】3次元画像メモリ25は超音波プローブ1をスライス方向に移動することによって得られる複数枚の診断用画像の保存を行う。一方、距離計測用画像メモリ22は上記複数枚の診断用画像に対してその画像間の相対距離を推定するために別途収集される複数枚の計測用Bモード画像を保存する。なお、この計測用Bモード画像は診断用画像と同一位置において送受信条件を異にして収集される。

【0035】画像制御回路24は距離計測用画像メモリ22の中から所定の隣接した2枚の画像を読み出し、画像位置検出部23のフレームメモリA36-1およびフレームメモリB36-2に一旦保存する。画像位置検出部23の相互相関器47はフレームメモリA36-1およびフレームメモリB36-2にそれぞれ保存された画像データから相互相関係数を算出する。一方、画像位置検出部23のルックアップテーブル38には相互相関係数を入力した場合に画像間距離が出力されるテーブルが保存されている。この相互相関係数と画像間距離の対応については予め行うファントムを用いた基礎実験から求められる。すなわち、相互相関器47において算出された相互相関係数の値はルックアップテーブル38に入力され、ルックアップテーブル38は画像間距離を出力する。

【0036】この場合、フレームメモリA36-1には第1の計測用Bモード画像として基準画像（一般には最初に撮影される画像）が保存され、この画像に対しフレームメモリB36-2に保存した第2の計測用Bモード画像の相対的な距離を求める。画像制御回路24はこのルックアップテーブル38の出力データを読み出し、その値すなわち画像間距離に基づいて3次元画像メモリ25に保存されている、上記第1の計測用Bモード画像および第2の計測用Bモード画像に対応した第1の診断用画像と第2の診断用画像にアクセスし、第1の診断用画像に対して第2の診断用画像の再設定を行う。なお、画像制御回路24はMIP処理あるいはボリュームレンダリング処理などの簡単な演算機能も有している。

【0037】新たに構築された3次元画像データに対して操作者は入力部9より3次元表示方法を指示し、この指示はシステム制御部8を介して画像制御回路24に入力され、例えば3次元画像データの中から操作者によって要求される任意の断面の画像データを読み出し、バッ

ファメモリ26に一旦記憶する。バッファメモリ26の画像データは、さらに画像制御回路24によって表示画像生成部7の表示用画像メモリ34に送られる。

【0038】表示画像生成部7は表示用画像メモリ34とD/A変換器38と表示回路35とを備えている。表示用画像メモリ34は後述する表示部10の画像表示用モニタにて表示するBモード画像やカラードブラ画像、さらには3次元画像等の画像データを一旦保存する。表示用画像メモリ34に保存された画像データはシステム制御部8の指示により読み出され、表示回路35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る。

【0039】システム制御部8は操作パネル28からの信号に基づいて超音波送信部2、超音波受信部3、3次元画像生成部5、表示画像生成部7などの各ユニットの制御やシステム全体の制御を行う。とくに3次元画像生成部5においては操作者のコマンドを画像制御回路24に送り、3次元画像の再構築と表示断面の設定の制御を行う。

【0040】入力部9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を入力するために用いられる。また様々な画質条件設定、あるいは三次元画像再構成後の画像の拡大や縮小さらには回転などの指示を行う。

【0041】表示部10はカラーモニタを備えており、Bモード画像やカラードブラ画像、さらには3次元画像などの各種画像データの表示を行う。

【0042】次に、図1～図3を用いて本発明の第1の実施の形態における画像データ収集と画像データの位置設定の手順を説明する。図3(a)は画像データ収集の手順をまた図3(b)は画像データの位置設定手順を示すフローチャートである。操作者は超音波プローブ1の先端（超音波送受信面）を被検体の体表に接触させ、スライス方向対しての初期位置P1に設定する（ステップS1）。

【0043】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8からの制御信号に同期し、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とほぼ同数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、所定方向( $\theta$ 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。

【0044】パルサ13は、送信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立な駆動回路を有しており、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を駆動し、被検体内に超音波パルスを放射する。

【0045】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には、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【0046】被検体組織内にて反射した超音波は送信時と同じ超音波振動子によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号は受信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立なプリアンプ14にて増幅され、受信遅延回路15に送られる。受信遅延回路15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( $\theta 1$ )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プリアンプ14の出力信号に与えた後、加算器16に送る。加算器16はプリアンプ14、受信遅延回路15を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、Bモード処理部4とドプラモード処理部6に供給する(ステップS2)。

【0047】診断用Bモード画像を収集する場合には、加算器16の出力は帯域制限部40のスイッチ(SW)18を介してBモード処理部4に送られ、対数変換、包絡線検波、A/D変換がなされた後、表示画像生成部7の表示用画像メモリ34に保存される(ステップS3)。

【0048】 $\theta 1$ 方向における診断用Bモード画像データの収集と保存が終了したならば、超音波送受信方向は固定したまま計測用Bモード画像データの収集を行う。すなわち、超音波送信部2および超音波受信部3の遅延時間を診断用Bモード画像データ収集時と同様に設定し、加算器16はその出力信号を帯域制限部40のフィルタ17に供給して受信信号の高周波成分を除去する。このフィルタ17の出力はスイッチ18を介してBモード処理部4に供給され、上記の診断用Bモード画像データと同様に、対数変換、包絡線検波、A/D変換がなされた後、3次元画像生成部5の距離計測用画像メモリ22に保存される(ステップS4)。

【0049】一方、ドプラモード処理部6において、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8は同一方向に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。

【0050】ドプラモード処理部6は加算器16の出力に対してミキサ29およびLPF(低域通過フィルタ)30を用いて直交位相検波して複素信号に変換し、A/D変換した後、ドプラ信号記憶回路50に保存する。同一送受信方向にて複数回の走査によって得られる受信信号に対して同様な信号処理を行い、ドプラ信号記憶回路50に保存した複数個の受信信号データに対してFFT分析器32は周波数スペクトルを求める。さらに演算器

33はFFT分析器32から出力される周波数スペクトルに対して、その中心値(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8はその結果を読み出し、診断用Bモード画像とともに表示用画像メモリ34に保存する(ステップS5)。

【0051】次に、超音波の送受信方向を $\Delta\theta$ ずつ順次更新させながら $\theta 1 + (n - 1)\Delta\theta$ ( $n = 2 \sim N$ )まで偏向してなされるN方向の走査によって、上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する(後述の図5(a)参照)。このとき、システム制御部8はその制御信号によって送信遅延回路12および受信遅延回路15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、診断用Bモード画像データ、カラードプラ画像データ、計測用Bモード画像データの各々を収集する(ステップS3~S7)。

【0052】なお、システム制御部8はステップS6およびステップS7において得られる診断用Bモード画像データとカラードプラ画像データを合成して表示用画像メモリ34に保存し、1枚の診断用画像データが構成されたならば表示回路35を介して表示部10のTVモニタにて診断用画像として表示する。さらに表示用画像メモリ34に保存された診断用画像データを3次元画像生成部5の3次元画像メモリ25に保存する。

【0053】一方、計測用Bモード画像データについても送受信方向を変更しながら、順次3次元画像生成部5の距離計測用画像メモリ22に保存され、この距離計測用画像メモリ22において1枚の計測用Bモード画像が生成される。

【0054】図4は帯域制限部40のフィルタ17の特性を示す。超音波診断に使用される超音波は距離分解能(放射方向の分解能)を確保するため、図4(a)に示す短いパルス波が要求される。したがって被検体内からの受信信号についても近似的には同様な短いパルス波が合成されたものとして考えることができ、その周波数スペクトルは図4(b)b-1のように広帯域特性を示す。帯域制限部40のフィルタ17は、超音波受信部3を経由して供給された被検体内からの受信信号に対し、その高域遮断特性(図4(b)b-2)によって低周波成分のみを抽出する(図4(b)b-3)。

【0055】すなわち計測用Bモード画像を生成する信号は、超音波受信信号がフィルタ17を経由することによってその高周波成分が除去されており、従って、距離計測用画像メモリ22に保存される計測用Bモード画像は3次元画像メモリ25に保存される診断用Bモード画像と較べ、低周波成分で同一部位の画像化して得られたものである。

【0056】次に、操作者は超音波プローブ1を図5に示すように2次元画像の画像面に対してほぼ直角な方向(すなわちスライス方向)にマニュアルで移動しM枚の超音波画像を収集する。但し、本実施の形態のようにセ

クタ走査用の超音波プローブ1を使用した場合には、図5(a)のような並進走査より、超音波プローブ1の先端を扇の要とした約30度程度の煽り走査図5(b)を行う場合が多い。因みに、臨床の場では約30度の煽り走査に対して、Bモードのみの画像で100枚程度、カラードブラモードとの合成画像では25～50枚程度の画像収集が要求される。

【0057】操作者は被検体の体表に超音波送受信面である超音波プローブ1の先端を接触させながら、約30度の範囲を手動によりほぼ一定速度で煽り走査を行い、スライス方向にM枚(約50枚)のBモードとカラードブラモードの合成画像を収集する。システム制御部8は、これらM枚の画像にP1～PMのインデックスを付けて3次元画像メモリ25に順次保存する。一方、距離計測モードによって得られたM枚の計測用Bモード画像についても同様にしてP1～PMのインデックスを付加して距離計測用画像メモリ22に保存する。(ステップS2～S9)。

【0058】次に3次元画像メモリ25に保存されたM枚の診断用画像に位置情報を与え、この位置情報に基づいて3次元画像メモリ25内で画像面位置の再設定を行う。

【0059】画像制御回路24は、診断用の超音波画像に位置情報を与えるために診断用Bモード画像と並行して収集し、距離計測用画像メモリ22に保存されているM枚の計測用Bモード画像のうち、最初の画像(インデ

$$\gamma_{AB}(k,s) = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p,q) - \bar{A})(B(p+k, q+s) - \bar{B})$$

$$\bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q A(p,q) \quad \bar{B} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q B(p+k, q+s)$$

$$\sigma_A^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p,q) - \bar{A})^2 \quad \sigma_B^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (B(p,q) - \bar{B})^2$$

$$N = P \cdot Q \quad \dots (1)$$

この計算の結果、図6(b)に示すように $k = k_1$ 、 $s = s_1$ において $\gamma_{AB}(k, s)$ が最大値をもつ場合には画像がp方向に $k_1$ 、q方向に $s_1$ だけズレていることを示す。但し図6(b)ではkをパラメータにした場合のみを示しているが、sをパラメータにした場合についても同様に求めることができる。

【0063】次に、上記計算によって求めた画像間の

$$\alpha_{AB} = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p,q) - \bar{A})(B(p+k_1, q+s_1) - \bar{B}) \quad \dots (2)$$

実際の画像間距離を行う場合の相互相関処理を行う領域を図7に示す。画像面方向のズレについては既に述べたが、煽り走査の場合には超音波プローブ1からの距離が大きくなるほど画像間距離も大きくなる。さらに2枚の画像の間には振れが発生する可能性もある。

【0065】このような理由から、画像Aおよび画像B

\*ックスP1をもつ画像A)とこの画像に隣接した画像(インデックスP2の画像B)を読み出し、画像位置検出部23に送る(ステップS11)。

【0060】画像位置検出部23において画像AはフレームメモリA36-1に、また画像BはフレームメモリB36-2に一旦保存される。画像制御回路24はフレームメモリA36-1およびフレームメモリB36-2に記憶されている画像Aおよび画像Bのデータを読み出して関連処理器37に入力し、関連処理器37は入力された画像Aと画像Bについての相互相関係数を算出する。

【0061】以下に、画像間の距離測定を目的とした相互相関係数の算出方法について述べる。まず画像Aと画像Bの相互相関係数の算出に先立って、上記2枚の画像間の画像面方向のズレ補正について図6を用いて述べる。相互相関係数を正確に算出するには画像Aと画像Bが画像面方向でのズレを可能な限り低減しておくことが望ましい。

【0062】いま図6(a)に示すように画像Aの画素(p, q)の信号強度をA(p, q)、同様にして画像Bの画素(p, q)の信号強度をB(p, q)とすれば、以下の相互相関関数 $\gamma_{AB}(k, s)$ から画像Aおよび画像Bの画像面方向でのズレを検出することが可能である。すなわち

【数1】

ズレを考慮して相互相関係数の算出を行う。すなわち画像AのA(p, q)と画像BのB(p+k1, q+s1)についての相互相関係数 $\alpha_{AB}$ を下記の式によって求める。

【0064】

【数2】

のそれぞれの画像上には図7に示すように少なくとも3つの相互相関係数の算出領域を設定し、その各々の領域において図6に述べた画像面方向のズレ補正を行い、さらに相互相関係数 $\alpha_{AB}$ を算出する。

【0066】図7における算出領域Bと算出領域Cの相互相関係数から振れの状態が把握でき、また、算出領域

Aと算出領域Bあるいは算出領域Aと算出領域Cの相互相関係数から煽り角を推定することが可能となる(ステップS12)。

【0067】なお上記算出領域の設定については、予め算出領域の位置情報をシステム制御部8に記憶させ、入力部9から距離計測モードのコマンドが入力された時点で自動的にその領域を設定してもよいが、この算出領域は血管や骨さらには体内ガスなどからの強い反射信号の影響を排除して設定する必要がある。

【0068】このため、この実施の形態では操作者が診断用画像を表示部10にて観測し、適用と思われる領域を入力部9のマウス等を用いて設定する。入力部9はこのとき設定された算出領域の位置情報をシステム制御部8を介して画像制御回路24に送り、さらに画像制御回路24はこの位置情報を相関処理器37に送る。相互相関器37はこの算出領域の位置情報と、フレームメモリA36-1およびフレームメモリB36-2から読み出した画像Aおよび画像Bの画像データとから上記数式(1)および(2)に基づいて相互相関係数 $\alpha_{AB}$ の算出を行う。

【0069】次に相関処理器37は相互相関係数 $\alpha_{AB}$ の計算結果をルックアップテーブル38に入力する。このとき、このルックアップテーブル38から出力される画像間距離の値を画像制御回路24は読み取り(ステップS13)、この画像間距離に基づいて、3次元画像メモリ25に保存されている診断用画像のうち、画像Aおよび画像Bと同じインデックスP1およびインデックスP2をもつ診断用の画像AAおよび画像BBの座標を設定する。この画像AAはスライス方向に収集した診断用画像の位置設定において基準となる画像であり、画像AAの座標に上記画像間距離を加味して画像BBの座標が設定される(ステップS14)。

【0070】同様にして、距離計測用画像メモリ22の画像Bとこれに隣接する画像Cに対しても画像間距離が求められ、この画像間距離の値に基づいて、画像Cに対応した3次元画像メモリ25の画像CCの座標が画像BBを基準にして設定される。

【0071】以下同様にして、隣接した2枚の測定用Bモード画像につき画像間距離を順次求め、この画像間距離に基づいて診断用画像の座標を設定することによって正確な位置関係を有した3次元の画像データが3次元画像メモリ25に構築される(ステップS12~S16)。なお、上記の手順で各診断用画像の位置を再設定した結果、3次元画像メモリ25内に空き領域が発生した場合には周囲の画像データによって補間処理を行う必要がある。

【0072】この3次元画像メモリ25に対して、操作者は入力部9よりマウスを用いて所望する任意の画像断面を指定することにより、指定した断面の超音波画像を表示部10にて観察することができる。このとき入力部

9から入力される断面指定信号はシステム制御部8を介して画像制御回路24に送られる。画像制御回路24は、この指定信号に対応したアドレスに基づいて画像データを3次元画像メモリ25から読み出し、バッファメモリ26に一旦記憶した後、表示画像生成部7を介して表示部10のTVモニタに表示する(ステップS17)。

【0073】また血流・血管の3次元画像を観察する場合は、操作者が入力部9より入力する血管3次元表示コマンドに従って、画像制御回路24は3次元画像メモリ25のカラードプラ画像データのみを読み出し、必要に応じてMIP処理あるいはボリュームレンダリング処理など一般に行われている投影画像処理を施した後、バッファメモリ26さらには表示画像生成部7を介して表示部10にて表示することもできる。

【0074】なお本実施の形態において使用したルックアップテーブル38のデータは超音波ファントムを使用した基礎実験によって予め作成することが可能である。例えば、超音波プローブ1をスライス方向に所定距離移動し、移動前後に得られる2枚のファントム画像から相互相関係数を算出し、移動距離と相互相関係数の関係をテーブルとして備える。この場合の超音波ファントムは超音波散乱体となる微小粒子を寒天ゲルの中に混入したものをを用いることが望ましい。

【0075】以上述べた本発明の第1の実施の形態の特徴は、被検体内からの超音波受信信号の低周波数成分によって生成される計測用Bモード画像を用いた相互相関処理から画像間距離を求めることにあり、その効果について図8を用いて説明する。図8(a)に計測用Bモード画像のスペckルパターンAと診断用画像のスペckルパターンBを示す。また図8(b)は計測用Bモード画像によって得られる画像間距離と相互相関係数の関係を診断用画像の場合と比較したものである。この図8に示すように狭帯域でしかも低い周波数成分から生成される計測用Bモード画像上に発生するスペckルパターンの大きさは増大し、画像間距離の変化に対して急激な変化は起こらない。

【0076】すなわち、この第1の実施の形態によれば、被検体内から受信される超音波受信信号の低周波数成分で生成される計測用Bモード画像の相互相関処理により、画像間距離が多少増加しても相互相関係数が安定して得られ、従って画像間距離がより正確に推定することができる利点を有している。とくに煽り走査の場合のように画像間隔が拡大する部位においても画像間距離の推定が可能となるため正確な3次元画像データを構築することができる。

【0077】(第1の実施の形態の変形例)次に第1の実施の形態の変形例について図9を用いて説明する。この変形例では近年実用化されたハーモニクイメージング診断法に第1の実施の形態を適用した場合について述

べる。ハーモニックイメージングとは被検体内に放射された超音波が被検体組織の超音波非線型特性によって発生する 2 倍の高調波成分を選択して受信し、診断用の B モード画像を生成する方法であり、画像上でのアーチファクトが低減されるため解像度に優れた超音波画像が得られる。

【0078】図 9 (a) にこの変形例における帯域制限部 40 のブロック図を、また図 9 (b) に帯域制限部 40 に入力される超音波受信信号の周波数スペクトルを示す。図 9 (b) に示すように、被検体内の組織で反射し 10 超音波プローブ 1 にて受信される超音波受信信号は、中心周波数  $f_2$  の周波数スペクトラムをもつ基本波成分の他に、被検体組織の超音波非線型特性の影響を受けて新たに発生する中心周波数  $f_3$  の 2 次高調波成分を含んでいる。本実施の形態をハーモニックイメージング法に適用する場合は 2 次高調波成分を用いて診断用画像を生成し、基本波成分を用いて計測用 B モード画像を生成する。

【0079】診断用画像の収集を行う場合にはスイッチ 43 が ON 状態、スイッチ 44 が OFF 状態となり、超 20 音波受信部 3 から供給される超音波受信信号は BPF (帯域通過フィルタ) 41 を介することによって 2 次高調波成分のみが B モード処理部 4 に送られる。この B モード処理部 4 にて上記 2 次高調波成分は対数変換、包絡線検波、A/D 変換などの信号処理が施され、表示画像生成部 7 の表示用画像メモリ 34 に一旦保存される。

【0080】一方、計測用 B モード画像の収集を行う場合にはスイッチ 43 が OFF 状態、スイッチ 44 が ON 状態に変わり、超音波受信信号は LPF (低域通過フィルタ) 42 を介することによって基本波成分のみが B 30 モード処理部 4 に送られる。この B モード処理部 4 にて基本波成分は 2 次高調波成分と同様な信号処理が施され、3 次元画像生成部 5 の距離計測用画像メモリ 22 に保存される。

【0081】超音波の送受信方向を順次変更することによって被検体内をリアルタイム走査して得られる超音波受信信号に対して、2 次高調波成分から生成した診断用 B モード画像データは一旦表示用画像メモリ 34 に保存し、ここで既に述べたカラードプラ画像データと合成したのち、その合成画像を 3 次元画像メモリ 25 に保存す 40 る。同様に、超音波受信信号の基本波成分から生成した計測用 B モード画像データは順次距離計測用画像メモリ 22 に保存する。

【0082】以下の手順については図 3 に示した第 1 の実施の形態の手順と同様であるため説明を省略する。

【0083】このハーモニックイメージング法では 2 次高調波成分を積極的に画像化しているため、基本波成分の中心周波数  $f_2$  は図 4 に示した従来のイメージング法における基本波成分の中心周波数  $f_0$  より低い。したがってこの場合も、診断用画像より低い周波数成分によ 50

て生成される計測用 B モード画像を用いることが可能となるため、画像間距離が多少増加しても相互相関係数が安定して得られ、この相互相関係数に基づいて画像間距離の推定が可能となる。とくに、この第 1 の実施の形態の変形例によれば、従来のハーモニックイメージング法において用いることがなかった基本波成分を有効利用してスライス方向に配置された超音波画像間の距離を推定することができる利点をもっている。

【0084】(第 2 の実施の形態) 次に示す本発明の第 2 の実施の形態では、スライス方向の超音波画像間の相対距離を推定する際に用いる計測用 B モード画像は、診断用画像より広い超音波ビーム幅によって生成されることを特徴としている。

【0085】図 10 ~ 図 12 を用い、本発明の第 2 の実施の形態における画像データ収集と画像データの位置設定の手順を説明する。但し、図 10 は第 2 の実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図、図 11 (a) は画像データ収集の手順をまた図 11 (b) は画像データの位置設定手順を示すフローチャートである。なお、ドプラモード処理部 6 については第 1 の実施の形態と同様であるためその説明を省略する。

【0086】操作者は超音波プローブ 1 の先端 (超音波送受信面) を被検体の体表に接触させ、スライス方向に対しての初期位置 P1 に設定する (ステップ S21)。

【0087】診断用画像データの収集において、レートパルス発生器 11 はシステム制御部 8 の制御信号に従って、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 NT 個の超音波振動子とほぼ同数の NT 個の独立な遅延回路から構成され、細い送信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、所定方向 ( $\theta_1$ ) に超音波を送信して被検体内を走査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。

【0088】パルサ 13 は NT 個の独立な駆動回路を有しており、レートパルスによって駆動され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 NT 個の超音波振動子を駆動して被検体内に超音波パルスを放射する。

【0089】被検体内の組織にて反射した超音波は超音波振動子によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号は受信に使用される NR 個の超音波振動子とほぼ同数の NR 個の独立なプリアンプ 14 にて増幅され、さらに NR 個の受信遅延回路 15 に送られる。

【0090】受信遅延回路 15 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遅延時間と、受信超音波ビームに対して所定方向 ( $\theta_1$ ) 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プリアンプ 14 の出力信号に与えた後、加算器 16 に送る。加算器 16 はこれら NR チャンネルのプリアン

ブ 14、受信遅延回路 15 を介して入力される  $NR$  個の受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、Bモード処理部 4 に送る。(ステップ S 22) Bモード処理部 4 において加算器 16 の出力は、対数変換、包絡線検波、A/D 変換された後、表示画像生成部 7 の表示用画像メモリ 34 に保存される(ステップ S 23)。

【0091】 $\theta_1$  方向における診断用 B モード画像データの保存が終了したならば、超音波送受信方向は  $\theta_1$  に固定したまま計測用 B モード画像データの収集を行う。計測用 B モード画像データの収集において、システム制御部 8 は超音波送信部 2 および超音波受信部 3 に対して使用するチャンネル数をそれぞれ  $NT_0$ 、 $NR_0$  に設定する(ステップ S 24)。

【0092】レートパルス発生器 11 はシステム制御部 8 の制御に基づいてレートパルスを  $NT$  個の送信遅延回路 12 のうちの  $NT_0$  個に供給する。ただし  $NT_0 < NT$  である。さらに  $NT_0$  個の送信遅延回路 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方向( $\theta_1$ )に超音波を送信して走査するための遅延時間をレートパルスに与え、これに接続された  $NT_0$  個のパルサ 13 に供給する。

【0093】パルサ 13 はレートパルスによって駆動されて発生する超音波振動子駆動パルスによって隣接して配置される  $NT_0$  個の超音波振動子を選択駆動し、被検体内に超音波パルスを放射する。

【0094】一方、受信においてこの受信信号は受信に使用される  $NR$  個の超音波振動子とほぼ同数の  $NR$  個の独立なプリアンプ 14 にて増幅され、さらに  $NR$  個の受信遅延回路 15 に送られる。

【0095】受信遅延回路 15 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方向( $\theta_1$ )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た後、加算器 16 に送る。加算器 16 はシステム制御部 8 からの制御信号に基づいて、これら  $NR$  チャンネルのプリアンプ 14、受信遅延回路 15 を介して入力される  $NR$  の受信信号から  $NR_0$  ( $NR_0 < NR$ ) チャンネルの受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、Bモード処理部 4 に送る。但し、この  $NR_0$  チャンネルの受信信号は受信に使用した  $NR$  個の超音波振動子のうち、ほぼ中心部において隣接して配置された  $NR_0$  個の超音波振動子からの受信信号に対応している。

【0096】なお計測用 B モード画像収集時の送信時および受信時の使用チャンネル数  $NT_0$ 、 $NR_0$  のデータはシステム制御部 8 の図示しない記憶回路に予め保存されている。

【0097】Bモード処理部 4 において加算器 16 の出力は、対数変換、包絡線検波、A/D 変換された後、3

次元画像生成部 5 の距離計測用画像メモリ 22 に保存される(ステップ S 25)。

【0098】次に超音波の送受信方向を  $\Delta\theta$  ずつ順次更新させながら  $\theta_1 + (n-1)\Delta\theta$  ( $n=2\sim N$ ) まで偏向してなされる  $N$  方向の走査によって、上記と同様な手順で超音波の送受信を行って被検体内をリアルタイム走査する。このとき、システム制御部 8 はその制御信号によって送信遅延回路 12 および受信遅延回路 15 の遅延時間を超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、診断用 B モード画像データと計測用 B モード画像データを収集する。

【0099】次に、システム制御部 8 は得られた診断用 B モード画像データを表示用画像メモリ 34 に順次保存し、1枚の診断用画像データが構成されたならば表示回路 35 を介して表示部 10 の TV モニタにおいて診断用画像として表示する。さらに表示用画像メモリ 34 に保存された画像データを 3 次元画像生成部 5 の 3 次元画像メモリ 25 に保存する。

【0100】一方、計測用 B モード画像データについても 1 枚の画像として 3 次元画像生成部 5 の距離計測用画像メモリ 22 に保存する(ステップ S 23 ~ S 27)。

【0101】次に超音波プローブ 1 をスライス方向にマニュアルで移動させて  $M$  枚の超音波画像を収集する。操作者は被検体の体表に超音波送受信面である超音波プローブ 1 の先端を接触させ、約 30 度の範囲を手動によりほぼ一定速度で煽り走査を行い、スライス方向に  $M$  枚の診断用 B モード画像を収集する。システム制御部 8 は、これらの画像に  $P_1 \sim P_M$  のインデックスを付加して 3 次元画像メモリ 25 に順次保存し、さらに距離計測モードによって得られる  $M$  枚の計測用 B モード画像についても同じ  $P_1 \sim P_M$  のインデックスを付加して距離計測用画像メモリ 22 に保存する(ステップ S 22 ~ S 29)。

【0102】次に、画像制御回路 24 は、診断用 B モード画像に位置情報を与えるために、距離計測用画像メモリ 22 に保存されている  $M$  枚の計測用 B モード画像のうち、最初の画像(インデックス  $P_1$  をもつ画像 A)とこの画像に隣接した第 2 の画像(インデックス  $P_2$  の画像 B)を読み出し、画像位置検出部 23 に送る(ステップ 31)。

【0103】この 2 つの画像は画像位置検出部 23 の相関処理器 37 に送られ、画像間の相互相関係数が算出される。このとき、それぞれの画像上に少なくとも 3 つの部位に相互相関係数を算出するための領域を設定し、その各々の領域において相互相関係数を算出する(ステップ 32)。さらに相関処理器 37 は得られた相互相関係数を画像位置検出部 23 のルックアップテーブル 38 に入力する。

【0104】画像制御回路 24 はこのルックアップテーブル 38 から出力される画像間距離の値を読み取り(ス

テップ S 3 3)、この距離に基づいて 3 次元画像メモリ 2 5 内に保存されている診断用画像のうち、計測用の画像 A および画像 B と同じインデックス P 1 および P 2 をもつ診断用の画像 A A および画像 B B の座標を設定する。このとき基準となる画像 A A の座標に上記画像間距離を加味して画像 B B の座標が設定される(ステップ S 3 4)。

【0105】同様にして、距離計測用画像メモリ 2 2 の画像 B とこれに隣接する画像 C に対しても画像間距離が求められ、この画像間距離の値に基づいて、画像 C に対 10 応した 3 次元画像メモリ 2 5 の画像 C C の座標が画像 B B を基準にして設定される。

【0106】このようにして、隣接した 2 枚の測定用画像について画像間距離を順次求め、この画像間距離に基づいて診断用画像の座標を順次設定することによって正確な位置関係を有した 3 次元の画像データが 3 次元画像メモリ 2 5 に構築される(ステップ S 3 2 ~ S 3 6)。

【0107】この 3 次元画像メモリ 2 5 に対して、操作者は入力部 9 よりマウスを用いて所望する任意の画像断面を指定することにより、指定した断面の超音波画像を 20 表示部 1 0 にて観察することができる。このとき入力部 9 から入力される断面指定信号はシステム制御部 8 を介して画像制御回路 2 4 に送られる。画像制御回路 2 4 は、この指定信号に対応したアドレスに基づいて画像データを 3 次元画像メモリ 2 5 から読み出し、バッファメモリ 2 6 に一旦記憶した後、表示画像生成部 7 を介して表示部 1 0 の TV モニタに表示する(ステップ S 3 7)。

【0108】以上述べたように本発明の第 2 の実施の形態では通常の診断用画像の収集の場合と比較して送信あ 30 るいは受信において使用するチャンネル数(等価的には送信および受信に使用する超音波振動子数あるいは開口)を減らした状態で計測用 B モード画像を収集し、この画像を用いて画像間の相互相関処理を行い画像間距離を求める。

【0109】図 1 2 (a) は超音波振動子数と収束点におけるビーム幅の関係を示したものであり、ビーム幅は超音波振動子間隔が一樣ならば超音波振動子数に反比例する。

【0110】また図 1 2 (b) はビーム幅とスペックル 40 パターンの関係を模式的に示したものである。図 1 2 からビーム幅が大きい場合にはスライス方向に同じ距離だけ移動させてもビーム幅が交差する範囲が比較的大きいため、同一の散乱体からの信号が含まれる確立が高い。従って、多少大きな画像間距離の場合においても相関係数が安定して得られる。

【0111】すなわち第 2 の実施の形態によれば、送受信時の超音波ビームのビーム幅を広げて得られる計測用 B モード画像を用いても第 1 の実施の形態と同様な効果が得られ、しかもこの方法はシステム制御部 8 から超音 50

波送信部 2 あるいは超音波受信部 3 に送られる制御信号によって行うことができるため、フィルタやスイッチ等の追加が不要となる利点を有している。

【0112】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。図 1 3 は超音波画像の走査密度と走査範囲について示したものであり、上記の実施の形態では計測用 B モード画像における超音波走査範囲および走査密度(図 1 3 (b))は図 1 3

(a) に示した診断用画像の場合と同様に設定したが、これに限定されるものではなく図 1 0 (c) のように計測用 B モード画像の走査密度を粗くしてもよいし、また図 1 0 (d) に示すように計測用 B モード画像の走査範囲を狭くしてもよい。

【0113】また帯域制限部 4 0 はフィルタ 1 7 をスイッチ 1 8 により切り替え、診断用 B モード画像と計測用 B モード画像をシリアルに収集する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、診断用の B モード処理部と計測用の B モード処理部を独立に備えれば診断用 B モード画像データと計測用 B モード画像データは同時に短時間で収集することが可能となる。

【0114】さらに、上記の実施の形態では超音波ビームのビーム幅を広げるために送受信に使用する超音波振動子数を低減させる方法について述べたが、他の方法であってもよく、例えば、送受信ビームの収束距離を超音波プローブ 1 から遠方、あるいは無収束に設定しても類似の効果が得られる。また超音波ビーム幅は送信あるいは受信のいずれか一方についてのみ広げてよい。

【0115】一方、上記実施の形態では、画像間距離の推定における画像間の類似性の定量化手法として相互相関係数を算出する方法について示したが、この方法に限定されるものでなく、例えば 2 枚の画像信号について画素単位でサブトラクションを行い、そのサブトラクション値の絶対値の総和あるいはエントロピーを求めて評価してもよい。

【0116】また、実施の形態では、画像データに基づいて画像間距離を求めたが、検波前の受信信号、直交検波後の IQ 信号(In phase - Quadrature Signal)等を用いて距離を求めるようにしてもよい。

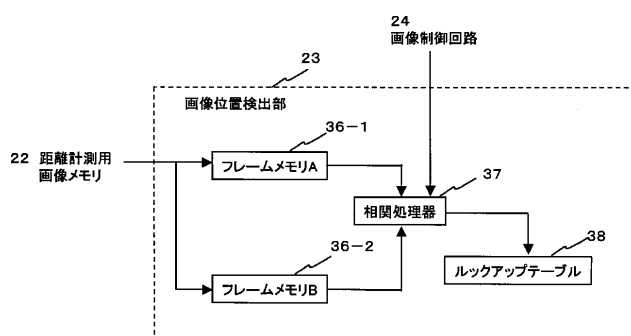
【0117】さらに、B モード処理部 4 から出力される画像データを合成する代わりに、ドプラモード処理部 6 から出力される各断面の血流の平均速度、分散又はパワーの値を画像位置検出部 2 3 の出力に基づいて合成し、血流の平均速度、分散又はパワーの値の 3 次元画像データを生成するようにしてもよい。なお、この場合に用いられるドプラ信号の分析において、上記の FFT 分析器 3 2 の代わりに、MTI フィルタ及び自己相関処理回路を用いて血流の速度、分散、パワーを求めてもよい。

【0118】

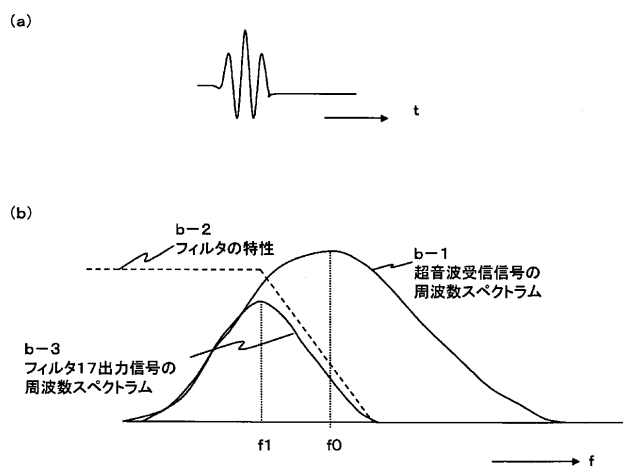
【符号の説明】

4 0 ...帯域制限部

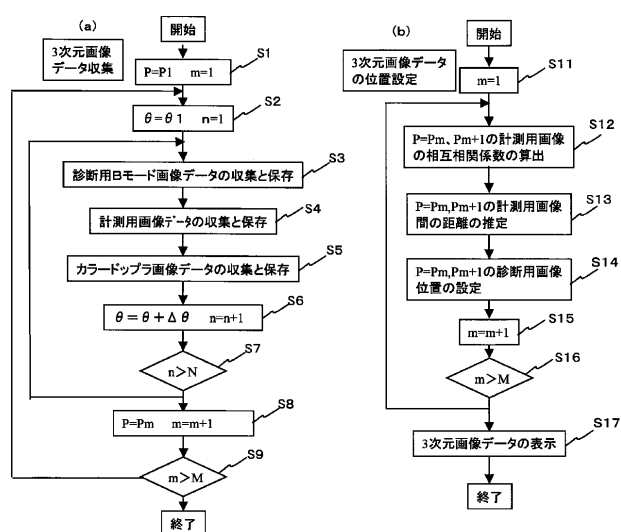
【図2】



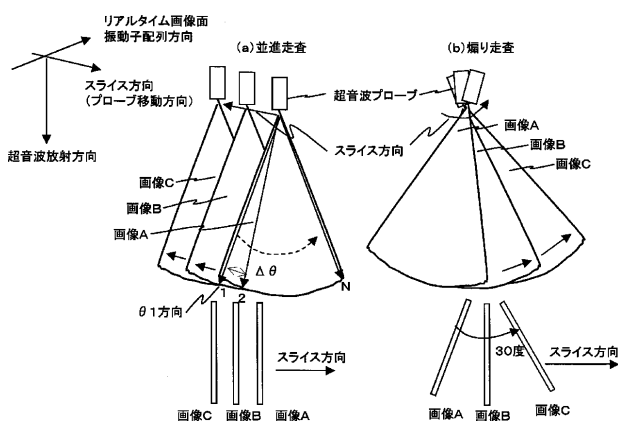
【図4】



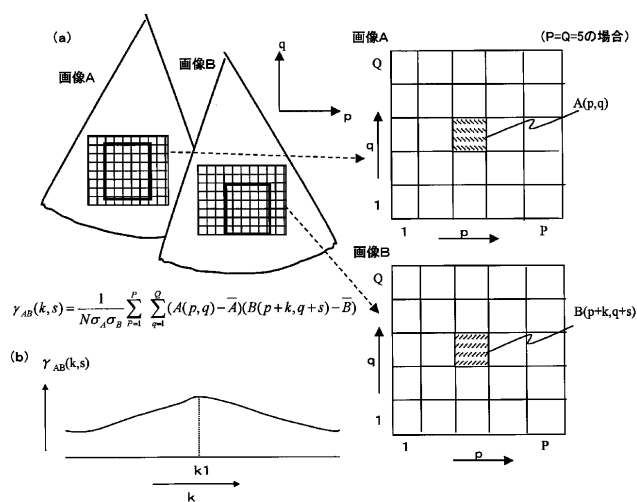
【図3】



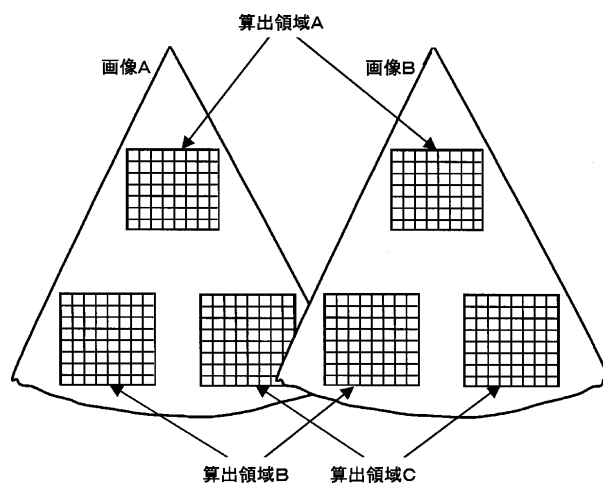
【図5】



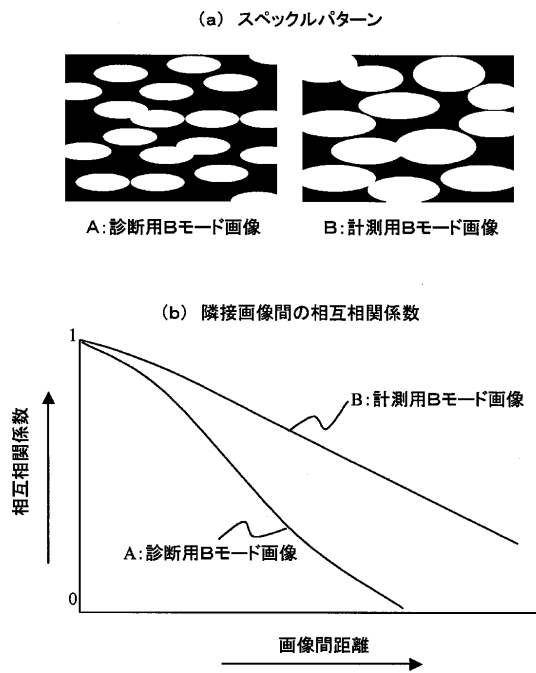
【図6】



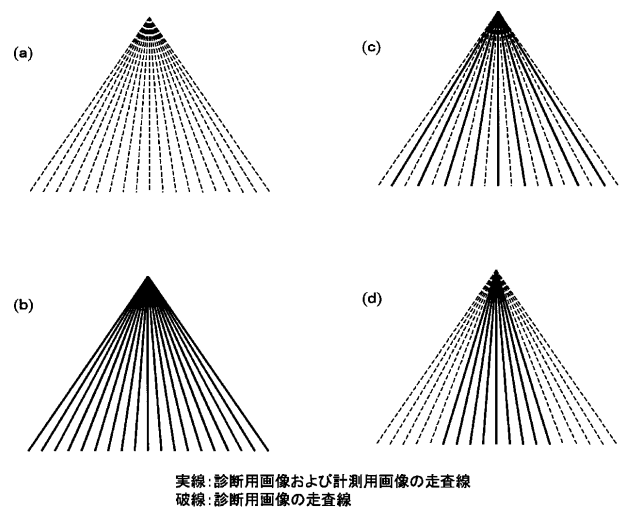
【図7】



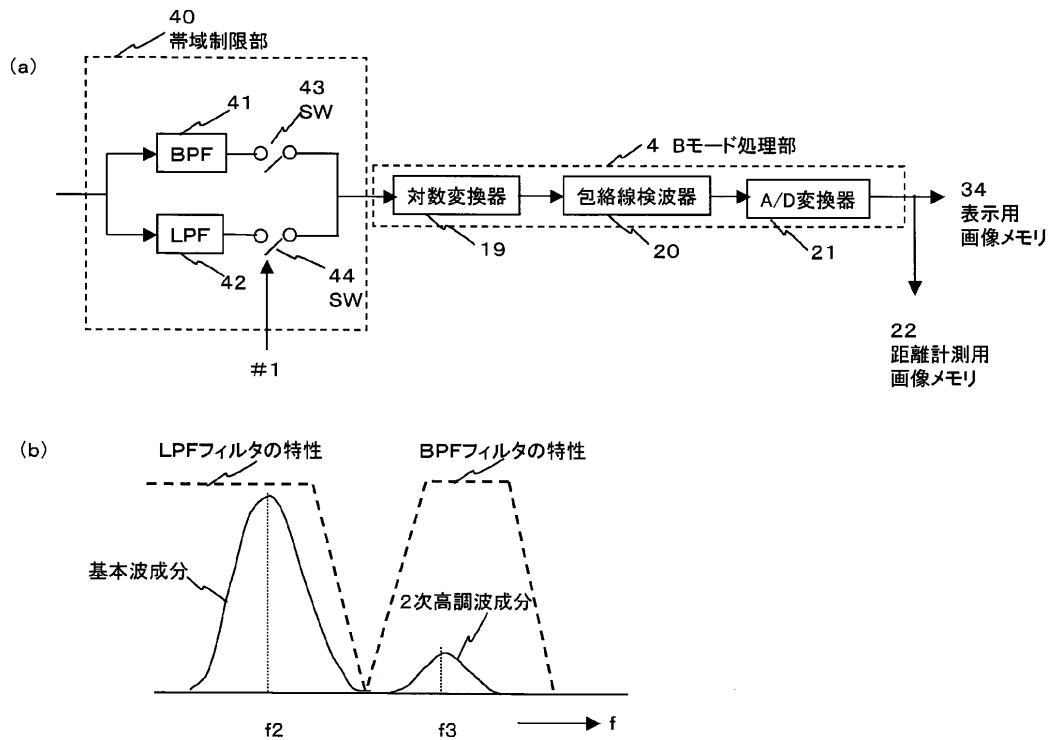
【図8】



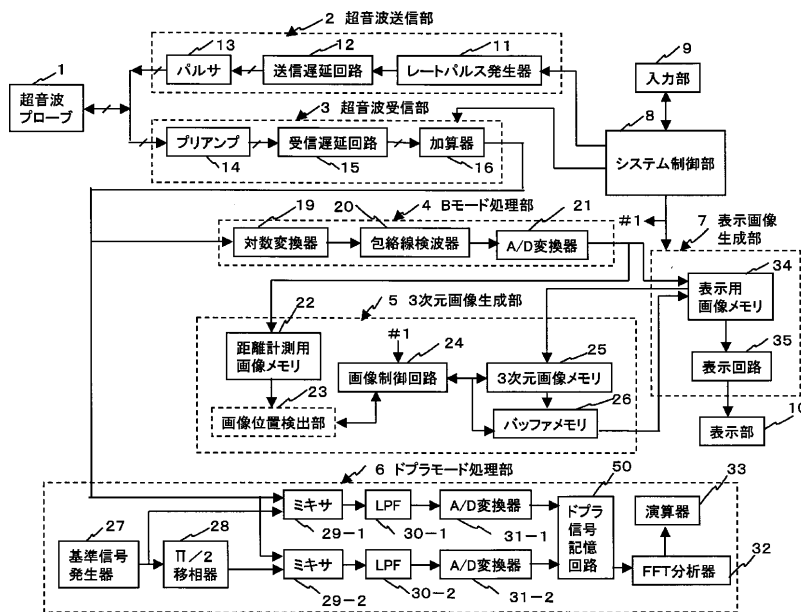
【図13】



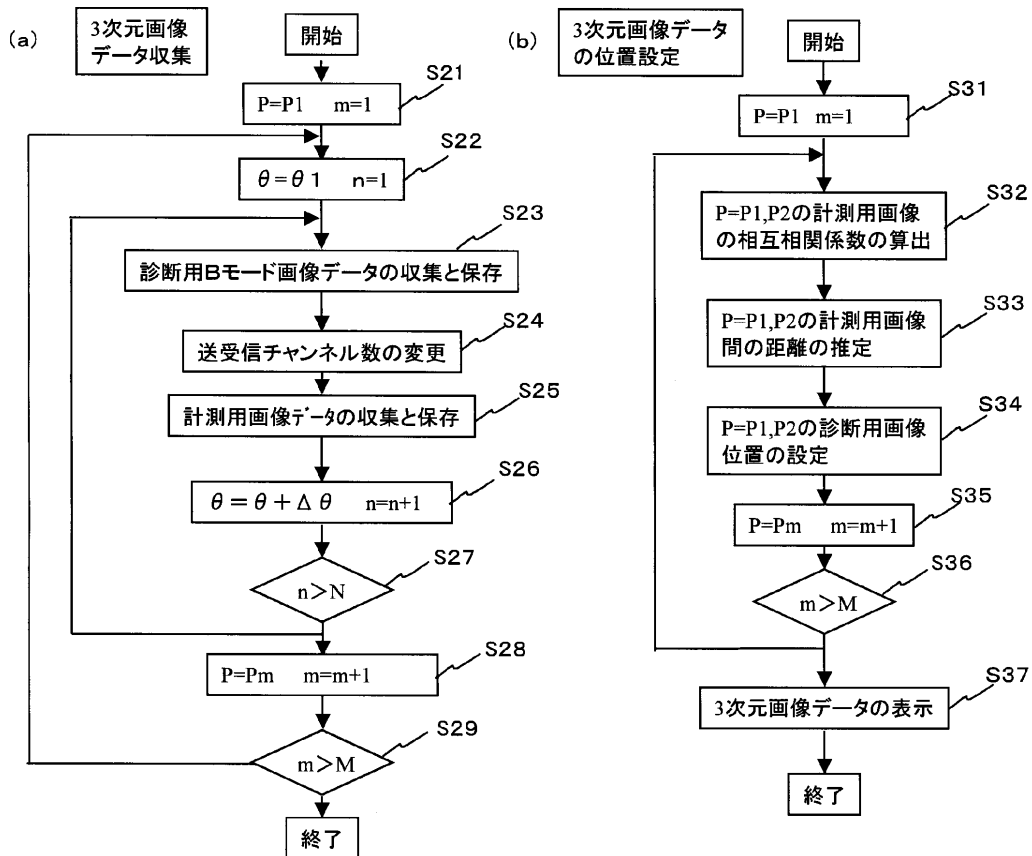
【図9】



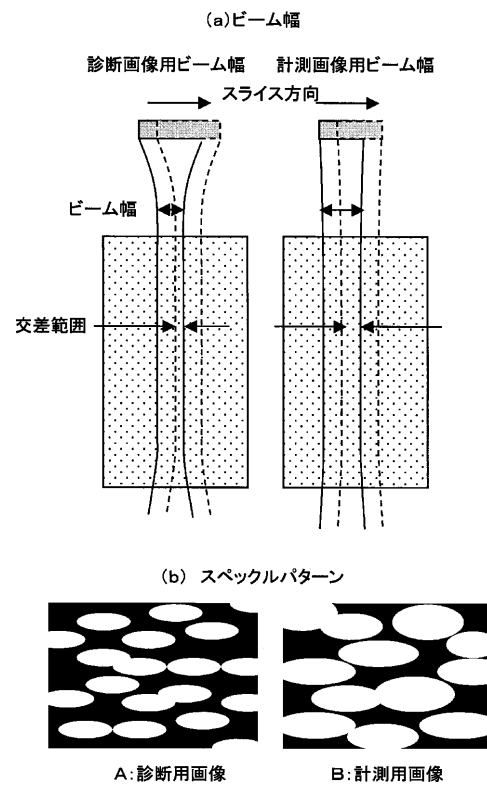
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 BB13 EE07 EE13 GD02 JB28  
 JB38 JC11 KK19  
 4C601 BB03 EE04 EE11 GA17 GA18  
 GA21 JB28 JB31 JB34 JB41  
 JC15 JC25 JC33 KK21  
 5B057 AA09 BA05 CA08 CA13 CA16  
 CB08 CB13 CB16 DA07 DB03  
 DB09 DC02 DC32  
 5L096 AA06 AA09 BA06 BA13 FA66  
 FA69 HA07 JA03

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2003334192A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 公开(公告)日 | 2003-11-25 |
| 申请号            | JP2002144157                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 申请日     | 2002-05-20 |
| [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         | 神山直久                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 发明人            | 神山 直久                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 G06T1/00 G06T7/00 G06T7/60                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 G06T1/00.290.B G06T7/00.300.E G06T7/60.180.B G06T7/00.612                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C301/BB13 4C301/EE07 4C301/EE13 4C301/GD02 4C301/JB28 4C301/JB38 4C301/JC11 4C301/KK19 4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC15 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/KK21 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/DA07 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC02 5B057/DC32 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/FA66 5L096/FA69 5L096/HA07 5L096/JA03 |         |            |
| 其他公开文献         | JP4137516B2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |

## 摘要(译)

解决的问题：稳定且准确地估计通过手动在切片方向上扫描超声波探头获得的多个图像的图像位置。一种超声波诊断设备，包括：超声波探头1，超声波发送装置2和超声波接收装置3；第一图像生成装置，其用于对由接收装置获得的接收信号进行成像；以及第二图像生成装置，第一存储装置25和第二存储装置22，用于存储由这些图像生成装置获得的图像以及来自第二存储装置的两个图像 提供了用于获得相对位置信息的图像位置估计装置23和用于基于位置信息重新布置第一图像以生成三维图像数据的装置。

