

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4137516号
(P4137516)

(45) 発行日 平成20年8月20日(2008.8.20)

(24) 登録日 平成20年6月13日(2008.6.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)
G 0 6 T 7/00 (2006.01)
G 0 6 T 7/60 (2006.01)

A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00 2 9 0 B
G 0 6 T 7/00 3 0 0 E
G 0 6 T 7/60 1 8 0 B

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2002-144157 (P2002-144157)
(22) 出願日 平成14年5月20日(2002.5.20)
(65) 公開番号 特開2003-334192 (P2003-334192A)
(43) 公開日 平成15年11月25日(2003.11.25)
審査請求日 平成17年5月20日(2005.5.20)

(73) 特許権者 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 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 神山 直久
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
審査官 松谷 洋平

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】

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を移動させながら前記超音波振動子から得られる第1の受信信号に基づいて複数の超音波画像データを生成する手段と、前記超音波振動子から得られる前記第1の受信信号と異なる特性を有する第2の受信信号に基づいて複数の距離計測用データを生成する手段と、前記距離計測用データの類似性に基づいて前記超音波画像データの相対的な位置情報を検出する画像位置検出手段と、この画像位置検出手段によって得られる前記位置情報に基づいて前記複数の超音波画像データを合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、前記超音波プローブをスライス方向に移動させながら前記超音波振動子から得られる第1の受信信号に基づいて複数の超音波画像データを生成する手段と、前記超音波振動子から得られる前記第1の受信信号と異なる特性を有する第2の受信信号に基づいて複数の距離計測用データを生成する手段と、前記距離計測用データの類似性に基づいて前記超音波画像データの相対的な位置情報を検出する画像位置検出手段と、この画像位置検出手段によって得られる前記位置情報に基づいて前記複数の超音波画像データを合成し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前

10

20

記第 1 の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 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【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備え、前記ビーム幅制御手段は、前記距離計測用データの生成に用いる送信ビームあるいは受信ビームのビーム幅の少なくともいづれか一方を、前記超音波画像データの生成に用いる送信ビームあるいは受信ビームのビーム幅より広くなるように制御することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【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、前記ビーム幅制御手段は、前記複数の超音波振動素子の中から所定の隣接した複数の振動素子を選択することにより前記距離計測用データの生成に用いる前記ビーム幅を制御することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記ビーム幅制御手段は、前記送信ビームの収束点あるいは受信ビーム収束点の少なくともいづれか一方を変更することにより、前記距離計測用データの生成に用いる前記ビーム幅を制御す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】

前記画像位置検出手段は、前記複数の距離計測用画像データに対する相関処理によって前記類似性を定量化する相関処理手段と、相関処理結果を画像間距離に変換する変換手段を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

20

【請求項 8】

入力手段と表示手段を備え、前記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望断面の画像データを抽出し、前記表示手段に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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

【 0 0 0 7 】

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な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。

【 0 0 0 8 】

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。

10

【 0 0 0 9 】

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。

20

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

30

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)）。

【 0 0 1 2 】

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。

40

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

【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

50

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、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、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を移動させながら前記超音波振動子から得られる第1の受信信号に基づいて複数の超音波画像データを生成する手段と、前記超音波振動子から得られる前記第1の受信信号と異なる特性を有する第2の受信信号に基づいて複数の距離計測用データを生成する手段と、前記距離計測用データの類似性に基づいて前記超音波画像データの相対的な位置情報を検出する画像位置検出手段と、この画像位置検出手段によって得られる前記位置情報に基づいて前記複数の超音波画像データを合成する手段とを有することを特徴としている。

又、請求項2に係る本発明の超音波診断装置は、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をスライス方向に移動させながら前記超音波振動子から得られる第1の受信信号に基づいて複数の超音波画像データを生成する手段と、前記超音波振動子から得られる前記第1の受信信号と異なる特性を有する第2の受信信号に基づいて複数の距離計測用データを生成する手段と、前記距離計測用データの類似性に基づいて前記超音波画像データの相対的な位置情報を検出する画像位置検出手段と、この画像位置検出手段によって得られる前記位置情報に基づいて前記複数の超音波画像データを合成し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。

【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4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5と、カラードブラ画像を表示するための信号処理を行うドブラモード処理部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7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8と、これら各ユニットを統括して制御す

10

20

30

40

50

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。

10

【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】

20

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】

30

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。

40

【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。

50

【 0 0 2 9 】

ドプラモード処理部 6 は基準信号発生器 2 7 と、 $\pi / 2$ 移相器 2 8 と、ミキサ 2 9 と、L P F (ローパスフィルタ) 3 0 と、A / D 変換器 3 1 と、ドプラ信号記憶回路 5 0 と、F F T 分析器 3 2 と、演算器 3 3 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 F F T 分析が行われる。

【 0 0 3 0 】

すなわち、ドプラモード処理部 6 の入力信号はミキサ 2 9 - 1、2 9 - 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 2 7 の出力はミキサ 2 9 - 1 の第 2 の入力端子に直接、 $\pi / 2$ 移相器 2 8 を介して 9 0 度位相がシフトした出力はミキサ 2 9 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。ミキサ 2 9 - 1、2 9 - 2 の出力は、ローパスフィルタ 3 0 - 1、3 0 - 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 2 7 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。

【 0 0 3 1 】

A / D 変換器 3 1 は L P F 3 0 - 1、3 0 - 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、F F T 分析器 3 2 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 5 0 に保存した後、F F T 分析器 3 2 によって F F T 分析を行う。一方、演算器 3 3 は F F T 分析器 3 2 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。

【 0 0 3 2 】

3 次元画像生成部 5 は距離計測用画像メモリ 2 2 と画像位置検出部 2 3 と、画像制御回路 2 4 と 3 次元画像メモリ 2 5 とバッファメモリ 2 6 とを備える。

【 0 0 3 3 】

また、画像位置検出部 2 3 は図 2 に示すようにフレームメモリ A 3 6 - 1 およびフレームメモリ B 3 6 - 2 と関連処理器 3 7 とルックアップテーブル 3 8 を備えている。

【 0 0 3 4 】

3 次元画像メモリ 2 5 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 2 2 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。

【 0 0 3 5 】

画像制御回路 2 4 は距離計測用画像メモリ 2 2 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 2 3 のフレームメモリ A 3 6 - 1 およびフレームメモリ B 3 6 - 2 に一旦保存する。画像位置検出部 2 3 の相互相関器 4 7 はフレームメモリ A 3 6 - 1 およびフレームメモリ B 3 6 - 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 2 3 のルックアップテーブル 3 8 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 4 7 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 3 8 に入力され、ルックアップテーブル 3 8 は画像間距離を出力する。

【 0 0 3 6 】

この場合、フレームメモリ A 3 6 - 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 B 3 6 - 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 2 4 はこのルックアップテーブル 3 8 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 2 5 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 2 4 は M I P 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

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 2 4 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 2 6 に一旦記憶する。バッファメモリ 2 6 の画像データは、さらに画像制御回路 2 4 によって表示画像生成部 7 の表示用画像メモリ 3 4 に送られる。

【 0 0 3 8 】

表示画像生成部 7 は表示用画像メモリ 3 4 と D / A 変換器 3 8 と表示回路 3 5 とを備えている。表示用画像メモリ 3 4 は後述する表示部 1 0 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 3 4 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 3 5 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。

10

【 0 0 3 9 】

システム制御部 8 は操作パネル 2 8 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 2 4 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。

【 0 0 4 0 】

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 3 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。

20

【 0 0 4 1 】

表示部 1 0 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。

【 0 0 4 2 】

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 P 1 に設定する (ステップ S 1) 。

30

【 0 0 4 3 】

超音波の送信に際して、レートパルス発生器 1 1 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 1 2 に供給する。送信遅延回路 1 2 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、所定の方向 ($\theta 1$) 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 1 3 に供給する。

【 0 0 4 4 】

パルサ 1 3 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。

40

【 0 0 4 5 】

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ブラ偏移を受ける。

【 0 0 4 6 】

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ブリアンプ 1 4 にて増幅され、受信遅延回路 1 5 に送られる。受信遅延回路 1 5 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、

50

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 S 2)。

【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 S 3)。

【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 S 4)。

【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 S 5)。

【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 S 3 ~ S 7)。

【0052】

なお、システム制御部 8 はステップ S 6 およびステップ S 7 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】

10

20

30

40

50

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相関処理器37に入力し、相関処理器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 γ_A

10

20

30

40

50

$B(k, s)$ 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】

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

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

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

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

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 $B(p+k_1, q+s_1)$ についての相互相関係数 α_{AB} を下記の式によって求める。

【0064】

【数 2】

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

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 枚の画像の間には捩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 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 α_{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捩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

10

20

30

40

50

と、フレームメモリ A 3 6 - 1 およびフレームメモリ B 3 6 - 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 $\alpha_{A B}$ の算出を行う。

【 0 0 6 9 】

次に相関処理器 3 7 は相互相関係数 $\alpha_{A B}$ の計算結果をルックアップテーブル 3 8 に入力する。このとき、このルックアップテーブル 3 8 から出力される画像間距離の値を画像制御回路 2 4 は読み取り (ステップ S 1 3)、この画像間距離に基づいて、3 次元画像メモリ 2 5 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 P 1 およびインデックス 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。この画像 A A 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 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 1 4)。

10

【 0 0 7 0 】

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。

【 0 0 7 1 】

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 2 5 に構築される (ステップ S 1 2 ~ S 1 6)。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 2 5 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。

20

【 0 0 7 2 】

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 T V モニタに表示する (ステップ S 1 7)。

30

【 0 0 7 3 】

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 2 4 は 3 次元画像メモリ 2 5 のカラー Doppler 画像データのみを読み出し、必要に応じて M I P 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 2 6 さらには表示画像生成部 7 を介して表示部 1 0 にて表示することもできる。

【 0 0 7 4 】

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 3 8 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用いることが望ましい。

40

【 0 0 7 5 】

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 モード画像のスペックルパターン A と診断用画像のスペックルパターン 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

50

生成される計測用 B モード画像上に発生するスペック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。

【 0 0 7 6 】

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。

【 0 0 7 7 】

10

(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ッ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。

【 0 0 7 8 】

図 9 (a) にこの変形例における帯域制限部 4 0 のブロック図を、また図 9 (b) に帯域制限部 4 0 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。

20

【 0 0 7 9 】

診断用画像の収集を行う場合にはスイッチ 4 3 が ON 状態、スイッチ 4 4 が OFF 状態となり、超音波受信部 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) 4 1 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 3 4 に一旦保存される。

30

【 0 0 8 0 】

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 4 3 が OFF 状態、スイッチ 4 4 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) 4 2 を介することによって基本波成分のみが 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 2 2 に保存される。

【 0 0 8 1 】

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 3 4 に保存し、ここで既に述べたカラー Doppler 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 2 5 に保存する。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 2 2 に保存する。

40

【 0 0 8 2 】

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。

【 0 0 8 3 】

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

50

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っ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

10

【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)。

20

【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、所定の方向 (θ_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

30

【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の方向 (θ_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プ 14、受信遅延回路 15 を介して入

40

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 S22)

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 S23)。

【0091】

θ_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 θ_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 NT0, NR0 に設定する (ステップ S24)。

【0092】

50

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の方向 (θ_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の方向 (θ_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 S25)。

【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 S23 ~ S27)。

【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

10

20

30

40

50

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Ｓ２２～Ｓ２９）。

【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Ｐ１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。

10

【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Ｓ３３）、この距離に基づいて３次元画像メモリ２５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Ｐ１および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。このとき基準となる画像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Ｓ３４）。

20

【０１０５】

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。

【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２５に構築される（ステップＳ３２～Ｓ３６）。

【０１０７】

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Ｓ３７）。

30

【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。

40

【０１０９】

図１２（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１２（ｂ）はビーム幅とスペックルパターンの関係を模式的に示したものである。図１２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】

50

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13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13(b))は図13(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10(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10(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。

10

【0113】

また帯域制限部40はフィルタ17をスイッチ18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。

20

【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。

30

【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23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32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。

40

【0118】

【発明の効果】

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枚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。

【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診断装置全体の構成を示す図。

【図2】 本発明の画像位置検出部の構成を示す図。

【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。

50

【図 4】 本発明の第 1 の実施の形態における帯域制限を示す図。

【図 5】 本発明の第 1 の実施の形態におけるスライス方向の画像データ収集方法を示す図。

【図 6】 本発明の第 1 の実施の形態における画像間相互相関処理を示す図。

【図 7】 本発明の第 1 の実施の形態における相互相関処理領域を示す図。

【図 8】 本発明の第 1 の実施の形態におけるスペックルパターンと相互相関係数の関係を示す図。

【図 9】 本発明の第 1 の実施の形態の変形例を示す図。

【図 10】 本発明の第 2 の実施の形態における超音波診断装置の構成を示す図。

【図 11】 本発明の第 2 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 10

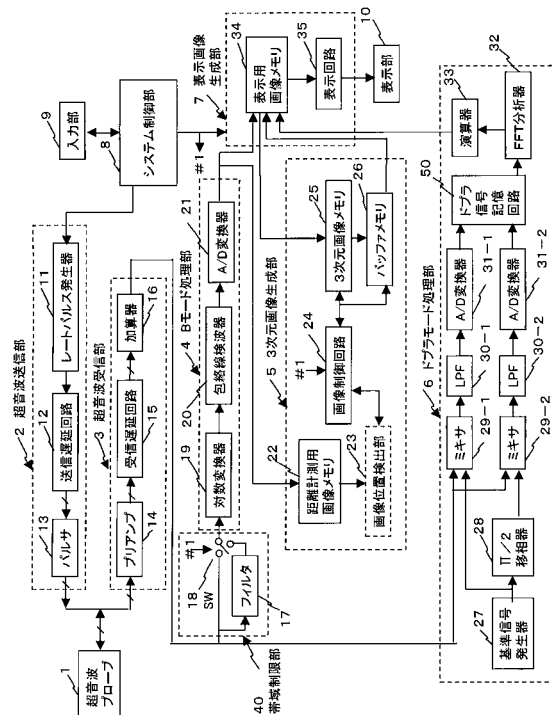
【図 12】 本発明の第 2 の実施の形態における超音波ビーム幅とスペックルパターンの関係を示す図。

【図 13】 本発明の第 1 および第 2 の実施の形態における超音波走査密度と走査範囲を示す図。

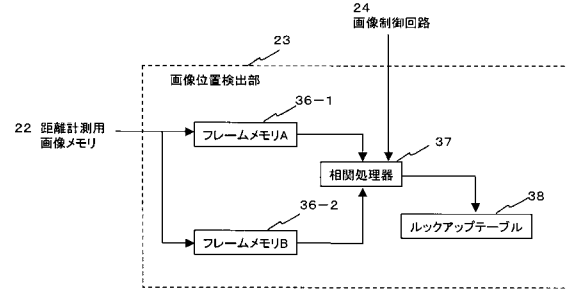
【符号の説明】

- 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 20
- 5 ... 3 次元画像生成部
- 6 ... ドプラモード処理部
- 7 ... 表示画像生成部
- 8 ... システム制御部
- 9 ... 入力部
- 10 ... 表示部
- 17 ... フィルタ
- 22 ... 距離計測用画像メモリ
- 23 ... 画像位置検出部
- 24 ... 画像制御回路 30
- 25 ... 3 次元画像メモリ
- 26 ... バッファメモリ
- 36 ... フレームメモリ
- 37 ... 相関処理器
- 38 ... ルックアップテーブル
- 40 ... 帯域制限部

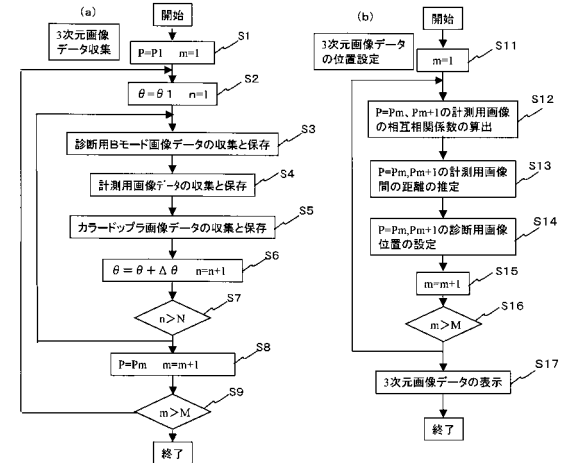
【図1】



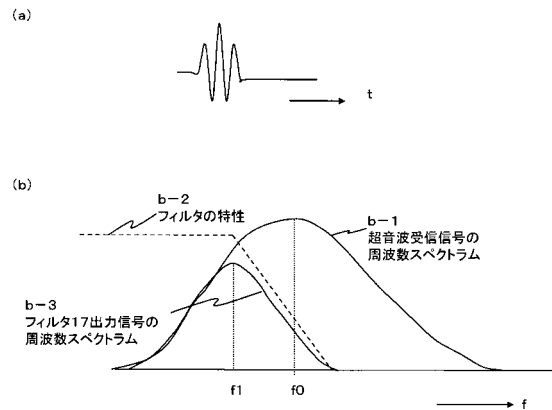
【図2】



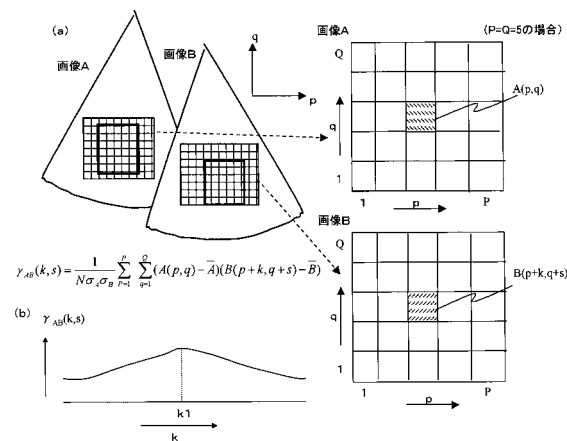
【図3】



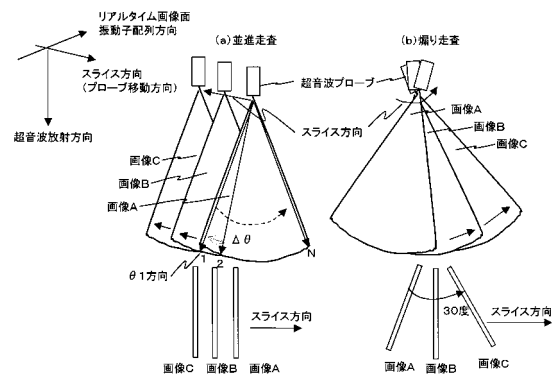
【図4】



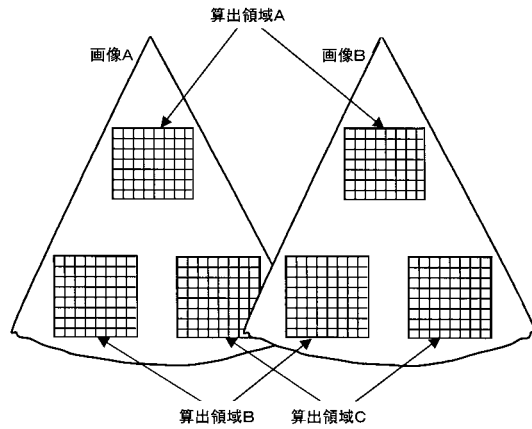
【図6】



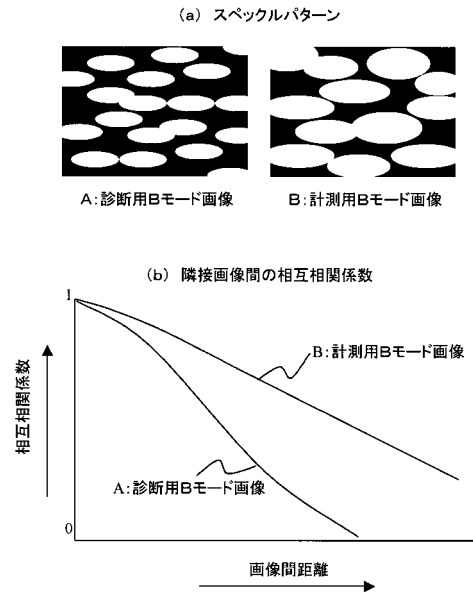
【図5】



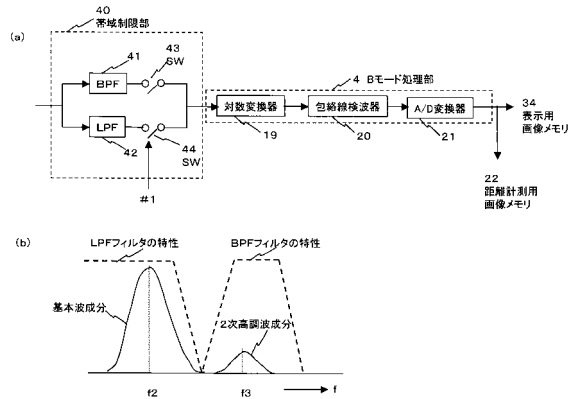
【図 7】



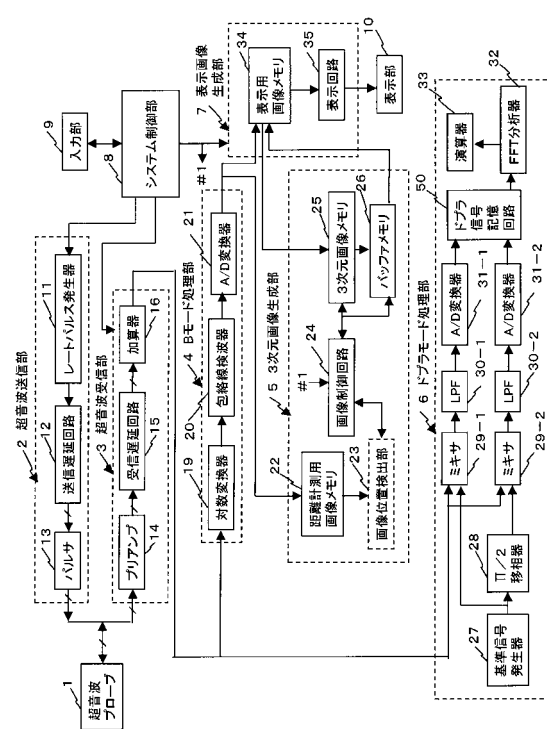
【図 8】



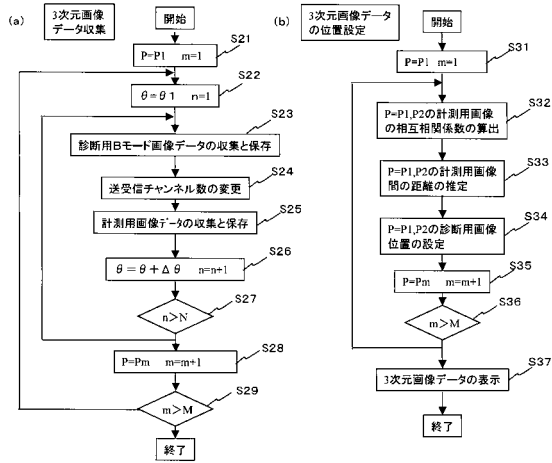
【図 9】



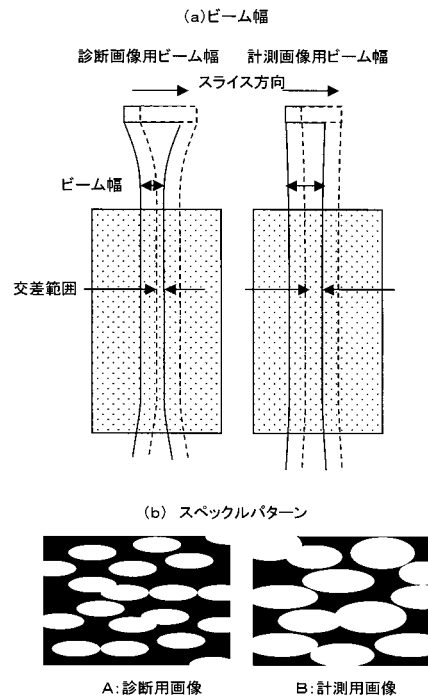
【図 10】



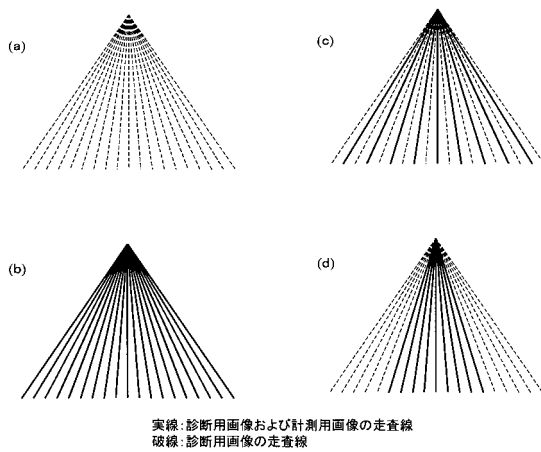
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 1 0 2 2 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 1 0 2 2 2 3 (J P , A)
特開平 1 1 - 3 1 3 8 2 2 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 5 7 6 7 7 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B8/00-8/14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4137516B2	公开(公告)日	2008-08-20
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		
当前申请(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		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2003334192A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了稳定且准确地估计通过在切片方向上手动扫描超声波探头而获得的多个图像的位置。
ŽSOLUTION：该超声波诊断设备具有超声波探头1，超声波发送装置2和超声波接收装置3，第一图像形成装置和第二图像形成装置，它们形成由接收装置获得的接收信号中的图像，第一存储装置25和存储由这些图像形成装置获得的图像的第二存储装置22，图像位置估计装置23，其确定关于从第二存储装置获得的两个图像的相对位置的信息，以及重新定位的装置。第一图像基于位置信息并生成三维图像数据。 Ž

α_{AB} を下記の式によつて求める。

【0064】

【数2】

$$\alpha_{AB} = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p,q) - \bar{A})(B(p+k1,q+s1) - \bar{B})$$