

(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2013-135961

(P2013-135961A)

(43) 公開日 平成25年7月11日(2013.7.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-80512 (P2013-80512)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成25年4月8日 (2013.4.8)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2008-151675 (P2008-151675)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
	の分割	(71) 出願人	594164542
原出願日	平成20年6月10日 (2008.6.10)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	今村 智久
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	赤木 和哉
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

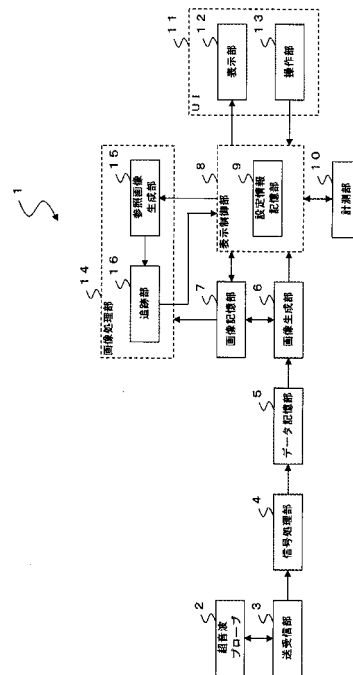
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】複数の超音波画像においてそれぞれ対応する位置を特定して、それぞれ対応する位置における計測対象を測定することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】表示制御部8は、表示部12に対して複数の超音波画像を並べて表示させ、かつ、マーカを、複数の超音波画像のそれぞれにおいて、実空間座標系において対応する位置に重ねて表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を超音波で撮影することで複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、
表示手段に対して、前記画像取得手段によって取得された複数の超音波画像データに基づく複数の超音波画像を、対応する実空間座標系を有する表示領域に並べて表示させ、かつ、マーカを、前記複数の超音波画像のそれぞれにおいて、実空間座標系において対応する位置に重ねて表示させる表示制御手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

造影剤が注入された被検体を超音波で撮影することで、前記被検体の生体組織が表された生体組織画像データと、高調波成分に基づき前記造影剤が表わされたハーモニック画像データとを、超音波画像データとして取得する画像取得手段と、

10

表示手段に対して、前記画像取得手段によって取得された複数の超音波画像データに基づく複数の超音波画像として、前記生体組織画像データに基づく生体組織画像と前記ハーモニック画像データに基づくハーモニック画像とを並べて表示させると共に、前記生体組織画像に第 1 マーカを重ねて表示させ、さらに前記ハーモニック画像において前記第 1 マーカと実空間座標系における位置が相対的に同じ位置に第 2 マーカを重ねて表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

20

前記生体組織画像は基本波で表示され、前記ハーモニック画像は高調波で表示されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示手段に並べて表示させられた前記複数の超音波画像を表す前記複数の超音波画像データに、前記並べて表示させられたことを示す識別情報を付帯させて過去の超音波画像データとして記憶する画像記憶手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記表示手段に対して、前記複数の過去の超音波画像データに基づく複数の過去の超音波画像を表示させ、かつ、前記第 1 マーカを、前記複数の過去の超音波画像のそれぞれの前記生体組織画像に重ねて表示させ、さらに前記複数の生体組織画像に対応する各ハーモニック画像において前記第 1 マーカと実空間座標系における位置が相対的に同じ位置に前記第 2 マーカを重ねて表示させることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記複数の超音波画像データのそれぞれにおける前記超音波画像の生体組織画像とハーモニック画像のうちの 1 つの生体組織画像に重ねて表示させるための第 1 マーカを指定し、前記指定された第 1 マーカを前記 1 つの生体組織画像において所望の位置に移動させるための操作手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記表示手段に対して、前記第 2 マーカを前記複数のハーモニック画像のそれぞれにおいて前記指定された第 1 マーカと実空間座標系における位置が相対的に同じ位置に重ねて表示させ、かつ、前記操作手段によって指定された前記第 1 マーカを前記第 2 マーカと識別可能にして前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記画像取得手段は、順次撮影することで、撮影された時間が異なる前記複数の超音波画像データを取得し、

前記第 1 マーカが重ねられた位置を含む所定範囲の組織を表す画像データを参照画像データとし、前記参照画像データと前記順次取得される前記複数の超音波画像データのそれぞれにおける前記生体組織画像とを対象としてパターンマッチングすることで、前記参照画像データに表わされている前記所定範囲の組織の位置を前記複数の前記生体組織画像のそれぞれにおいて特定し、その特定によって前記第 1 マーカが重ねられている位置を前記

50

複数の前記生体組織画像のそれぞれにおいて特定する画像処理手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記画像処理手段によって特定された前記第 1 マーカの位置に従って、前記第 2 マーカを前記複数のハーモニック画像のそれぞれにおいて前記第 1 マーカと実空間座標系における位置が相対的に同じ位置に重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示制御手段は、円形状、楕円状、矩形状、網目状、三角形状、又は任意の曲線状のマーカを前記第 1 マーカ及び前記第 2 マーカとして前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御手段は、網目状の線を有する網目状マーカを前記第 1 マーカ及び前記第 2 マーカとし、前記網目状マーカの網目を形成する各線の位置を、前記複数の超音波画像のそれぞれにおいて実空間座標系における位置が相対的に同じ位置に重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 マーカ又は前記第 2 マーカによって指定された位置において、前記超音波画像に表わされた前記組織の定量的な情報を求める計測手段を更に有することを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

造影剤が注入された被検体を超音波で撮影することで取得された、前記被検体の生体組織が表された生体組織画像データと、高調波成分に基づき前記造影剤が表わされたハーモニック画像データとからなる超音波画像データを記憶する画像記憶手段と、

表示手段に対して、前記画像記憶手段に記憶されている複数の超音波画像データに基づく複数の超音波画像として、前記生体組織画像データに基づく生体組織画像と前記ハーモニック画像データに基づくハーモニック画像とを並べて表示させると共に、前記生体組織画像に第 1 マーカを重ねて表示させ、さらに前記ハーモニック画像において前記第 1 マーカと実空間座標系における位置が相対的に同じ位置に第 2 マーカを重ねて表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて超音波画像を生成して表示する超音波診断装置に関する。特に、この発明は、超音波画像に表わされた組織の定量的な情報を求める超音波診断装置、及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて被検体内の組織の形態を表す超音波画像データを生成する。従来技術に係る超音波診断装置は、超音波画像に表わされた病変部や臓器などの組織の大きさを計測する機能が備えられている。例えば、病変部などの組織において 2 点間の距離を測定する機能や、組織の周囲長を測定する機能や、組織の面積を測定する機能などが超音波診断装置に備えられている。

【0003】

上記の計測機能においては、計測キャリパーと称される計測用マーカを超音波画像に重ねて表示する。この計測キャリパーは、トラックボールなどの入力装置によって画面上で移動するようになっている。操作者は、計測キャリパーの位置を超音波画像に表わされた計測対象の部位の位置に合わせる。超音波診断装置は、計測キャリパーで指定された組織の大きさを計測することで定量的な値を求める。例えば、計測キャリパーによって超音波画像上で 2 点を指定することで、指定された 2 点間の距離を測定することができる。

【0004】

10

20

30

40

50

また、複数の超音波画像を並べて表示し、それぞれの超音波画像に表わされた計測対象の大きさを計測することが行われている。例えば2つの超音波画像を同時に表示する場合、従来においては、一方の超音波画像上に計測キャリバーを表示し、操作者がその計測キャリバーを計測対象の位置に移動させて、一方の超音波画像に表わされた計測対象の大きさを測定する。次に、他方の超音波画像上に計測キャリバーを表示し、操作者がその計測キャリバーを計測対象の位置に移動させて、他方の超音波画像に表わされた計測対象の大きさを測定する。このように、従来においては、それぞれの超音波画像において計測キャリバーを別々に操作することで、それぞれの超音波画像に表わされた計測対象を指定して測定を行っていた。

【0005】

また、Bモードで撮影されたBモード画像と、Mモードで撮影されたMモード画像とを並べて表示し、Bモード画像上に計測キャリバーがある場合は、Bモード画像に表わされた計測対象の定量的な値を求め、Mモード画像上に計測キャリバーがある場合は、Mモード画像に表わされた計測対象の定量的な値を求める方法が知られている（特許文献1）。

【0006】

また、2つの超音波画像を同時に表示し、一方の超音波画像上で指定された位置にカーソルを表示し、他方の超音波画像において、一方の超音波画像上で指定された位置に対応する位置に別のカーソルを表示することが行われている（特許文献2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特公昭62-4978号公報

【特許文献2】特開平11-221216号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、複数の超音波画像を同時に表示した場合に、画像間の位置関係を操作者が把握することは困難である。そのため、操作者が複数の超音波画像を観察して、複数の超音波画像においてそれぞれ対応する位置に計測キャリバーを移動させて、計測対象の大きさを計測することは困難である。

【0009】

また、被検体に造影剤を注入して撮影することで、造影剤が注入された部位が強調された造影画像を生成することができる。例えば、被検体に造影剤を注入し、コントラストハーモニックイメージング法（Contrast Harmonic Imaging；CHI）によって撮影を行うことで、高調波に基づくハーモニック画像を生成することができる。そして、生体組織の形態が表された生体組織画像と、造影撮影で得られた造影画像とを同時に表示することが行われている。生体組織画像には、例えば腫瘍の形態が表され、造影画像には、造影剤の微小気泡が注入している部位が強調して表わされる。このように生体組織画像と造影画像とを同時に表示した場合であっても、生体組織画像に表わされた腫瘍と、造影画像に表わされた造影剤が注入している部位との位置関係を操作者が把握することが困難である。そのため、生体組織画像と造影画像とに基づいて、腫瘍内に造影剤が注入しているか否かを操作者が判断することは困難であった。また、造影画像と生体組織画像とを重ねて表示する方法が知られているが、2つの画像を重ね合わせるため、コントラスト分解能（諧調性）が低下してしまう問題がある。また、生体組織画像に造影画像を重ねてしまうと、造影画像の後ろ側に生体組織画像が隠れてしまうため、造影剤が注入している部位と、生体組織画像に表わされている組織との正確な位置関係を操作者が把握することは困難である。

【0010】

以上のように、生体組織画像と造影画像とにおいて、画像間の位置関係を操作者が把握することが困難であるため、生体組織画像と造影画像とにおいて、それぞれ対応する位置

10

20

30

40

50

に計測キャリパーを移動させて、計測対象を指定することが困難であった。

【 0 0 1 1 】

また、上述した特許文献 1 に記載の方法は、B モード画像又は M モード画像のうち、計測キャリパーが表示されている画像において計測を行う方法である。そのため、複数の超音波画像において、操作者が、それぞれ対応する位置に計測キャリパーを移動させて計測を行うことは困難である。特許文献 2 に記載の方法は、計測キャリパーを用いた計測を行わないため、複数の超音波画像を対象にして、それぞれ対応する位置において計測を行うことが困難である。

【 0 0 1 2 】

この発明は上記の問題を解決するものであり、複数の超音波画像を同時に表示する場合に、複数の超音波画像においてそれぞれ対応する位置を特定して、それぞれ対応する位置における計測対象を測定することが可能な超音波診断装置、及び医用画像処理装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体を超音波で撮影することで複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、表示手段に対して、前記画像取得手段によって取得された複数の超音波画像データに基づく複数の超音波画像を、対応する実空間座標系を有する表示領域に並べて表示させ、かつ、マーカを、前記複数の超音波画像のそれぞれにおいて、実空間座標系において対応する位置に重ねて表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項 10 に記載の発明は、造影剤が注入された被検体を超音波で撮影することで取得された、前記被検体の生体組織が表された生体組織画像データと、高調波成分に基づき前記造影剤が表わされたハーモニック画像データとからなる超音波画像データを記憶する画像記憶手段と、表示手段に対して、前記画像記憶手段に記憶されている複数の超音波画像データに基づく複数の超音波画像として、前記生体組織画像データに基づく生体組織画像と前記ハーモニック画像データに基づくハーモニック画像とを並べて表示させると共に、前記生体組織画像に第 1 マーカを重ねて表示させ、さらに前記ハーモニック画像において前記第 1 マーカと実空間座標系における位置が相対的に同じ位置に第 2 マーカを重ねて表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする医用画像処理装置である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 2】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面の 1 例を示す図である。

【図 3】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 4】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 5】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 6】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 7】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 8】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 9】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 10】2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 1 1】計測用マーカの 1 例を示す画面の図である。

【図 1 2】断層像と重畳画像とを並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 1 3】上下が反転した断層像に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 1 4】左右が反転した断層像に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 1 5】生体組織画像とハーモニック画像とを並べて表示した状態の画像に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【図 1 6】2 つの断層像を並べて表示した状態の画像に、計測用マーカを表示した画面の 1 例である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【0016】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、データ記憶部 5、画像生成部 6、画像記憶部 7、表示制御部 8、計測部 10、ユーザインターフェース (UI) 11、及び画像処理部 14 を備えている。

【0017】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が走査方向に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。さらに、超音波プローブ 2 には、走査方向に直交する方向 (揺動方向) に超音波振動子を機械的に揺動させることで 3 次元の領域を走査することができる機械式の 1 次元アレイプローブを用いても良い。

【0018】

送受信部 3 は送信部と受信部とを備えている。送受信部 3 は、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。

【0019】

送受信部 3 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各振動子に対応した個別経路 (チャンネル) の数分のパルサを備え、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 2 の各振動子に電気信号を供給するようになっている。

【0020】

また、送受信部 3 の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A/D 変換する。受信遅延回路は、A/D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部 3 によって加算処理された信号を「RF データ」と称することとする。

【0021】

信号処理部 4 は、B モード処理部を備えている。B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部は、送受信部 3 から送られる受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧

10

20

30

40

50

縮処理を施す。また、信号処理部 4 は、ドブラ処理部を備えていても良い。ドブラ処理部は、例えば、送受信部 3 から送られる受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、F F T 処理を施すことで、血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。さらに、信号処理部 4 は、C F M 処理部を備えていても良い。C F M 処理部は、血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分布、パワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。送受信部 3 から出力される受信信号は、いずれかの処理部にて処理が施される。信号処理部 4 は、信号処理後の超音波ラスタデータをデータ記憶部 5 に出力する。

【 0 0 2 2 】

データ記憶部 5 は、メモリやハードディスクなどの記憶装置で構成され、信号処理部 4 により生成された超音波ラスタデータを記憶する。

10

【 0 0 2 3 】

画像生成部 6 は、データ記憶部 5 から信号処理後の超音波ラスタデータを読み込み、信号処理後のデータを、空間座標に基づいて座標系のデータに変換する（デジタルスキャンコンバージョン）。例えば、画像生成部 6 は、B モード処理部から出力された信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体内の組織の形態を表す B モード画像データを生成する。1 例として、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって 2 次元の断面（スキャン面）を超音波で走査し、画像生成部 6 は、その断面における組織の形態を 2 次元的に表わす B モード画像データ（以下、「断層像データ」と称する）を生成する。画像生成部 6 は、断層像データを画像記憶部 7 と表示制御部 8 とに出力する。

20

【 0 0 2 4 】

画像記憶部 7 は、メモリやハードディスクなどの記憶装置で構成され、画像生成部 6 により生成された断層像データを記憶する。また、画像記憶部 7 は、各断層像データが取得された時間を付帯情報として各断層像データに付帯させて、各断層像データを記憶する。また、図示しない心電計を用いて被検体の心電波形（E C G 波形）を取得した場合、図示しない制御部は、E C G 波形を超音波診断装置 1 の外部から受け付け、断層像データに、その断層像データが取得されたタイミングで受け付けた時相を対応付けて画像記憶部 7 に記憶させる。

【 0 0 2 5 】

表示制御部 8 は、画像生成部 6 から出力された断層像データを受けて、その断層像データに基づく断層像を表示部 1 2 に表示させる。また、表示制御部 8 は、画像記憶部 7 に記憶されている断層像データを読み込み、その断層像データに基づく断層像を表示部 1 2 に表示させる。

30

【 0 0 2 6 】

ユーザインターフェース（U I ）1 1 は、表示部 1 2 と操作部 1 3 を備えている。表示部 1 2 は、C R T や液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。表示部 1 2 の画面には、断層像や 3 次元画像などの超音波画像が表示される。操作部 1 3 は、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード、又は T C S （T o u c h C o m m a n d S c r e e n ）などで構成されている。

【 0 0 2 7 】

なお、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、及び画像生成部 6 が、この発明の「画像取得手段」の 1 例に相当する。また、画像記憶部 7 が、この発明の「画像記憶手段」の 1 例に相当する。また、表示制御部 8 が、この発明の「表示制御手段」の 1 例に相当する。また、操作部 1 3 が、この発明の「操作手段」の 1 例に相当する。

40

【 0 0 2 8 】

また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリウムスキャンを行っても良い。この場合、信号処理部 4 は、ボリウムスキャンで取得されたボリウムデータをデータ記憶部 5 に出力し、データ記憶部 5 はボリウムデータを記憶する。画像生成部 6 は、データ記憶部 5 からボリウムデータを読み込み、そのボリウムデータにボリウムレンダリングを行うことで、被検体内の組織を立体的に表わす 3 次元画像データを生成する。

50

また、画像生成部 6 は、ボリュームデータに M P R 処理 (M u l t i P l a n n a r R e c o n s t r u c t i o n) を施すことにより、任意の断面における画像データ (M P R 画像データ) を生成しても良い。

【 0 0 2 9 】

(複数の画像の表示)

この実施形態では、表示制御部 8 は、複数の断層像データに基づく複数の断層像を並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。例えば、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、被検体において同じ断面を順次走査し、画像生成部 6 は、その断面における断層像データを順次生成する。そして、操作者が操作部 1 3 を用いて所望の時相を指定すると、表示制御部 8 は、指定された時相に取得された断層像データを画像記憶部 7 から読み込み、その断層像データに基づく断層像を表示部 1 2 に表示させる。1 例として、操作者が操作部 1 3 を用いて所望の 2 つの時相を指定すると、表示制御部 8 は、指定された 2 つの時相にそれぞれ取得された 2 つの断層像データを画像記憶部 7 から読み込み、2 つの断層像を並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。例えば、表示制御部 8 は、操作部 1 3 から複数画像表示の指示を受けると、表示部 1 2 の画面を複数の領域に分割し、分割後の各領域に断層像を表示させる。1 例として、2 つの画像を並べる場合、表示制御部 8 は、表示部 1 2 の画面を 2 つの領域に分割する。そして、表示制御部 8 は、表示部 1 2 に対して、分割後の各領域に断層像を表示させる。

10

【 0 0 3 0 】

ここで、表示部 1 2 に表示された超音波画像の 1 例を図 2 に示す。図 2 は、2 つの断層像を並べて表示した状態の画面の 1 例を示す図である。図 2 に示すように、表示制御部 8 は、断層像 1 0 0 と断層像 2 0 0 とを並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。例えば、断層像 1 0 0 と断層像 2 0 0 とは、被検体において同じ断面を走査することで生成された画像であって、取得された時間が異なる画像である。

20

【 0 0 3 1 】

(造影撮影)

また、被検体に造影剤を注入した状態で撮影された複数の超音波画像を並べて同時に表示しても良い。例えば、被検体に造影剤を注入した状態で、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって被検体内を走査する。そして、画像生成部 6 は、コントラストハーモニック法 (C H I 法) によって、受信信号のうち高調波成分に基づいてハーモニック画像データを生成する。さらに、画像生成部 6 は、受信信号のうち基本波成分に基づいて生体組織画像データを生成する。ハーモニック画像には、造影剤の微小気泡が注入している部位が強調して表わされている。一方、生体組織画像には、各部位の形態や、腫瘍などの病変部の形態などが表わされている。そして、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、被検体において同じ断面を順次走査し、画像生成部 6 は、その断面における生体組織画像データとハーモニック画像データとを順次生成する。画像生成部 6 にて生成された生体組織画像データとハーモニック画像データとは、画像記憶部 7 に記憶される。表示制御部 8 は、画像生成部 6 から出力された生体組織画像データとハーモニック画像データとを受けて、生体組織画像データに基づく生体組織画像と、ハーモニック画像データに基づくハーモニック画像とを並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。また、操作者が操作部 1 3 を用いて所望の時相を指定すると、表示制御部 8 は、指定された時相に取得された生体組織画像データとハーモニック画像データとを画像記憶部 7 から読み込み、生体組織画像とハーモニック画像とを並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。

30

40

【 0 0 3 2 】

(計測用マーカ)

表示制御部 8 は、計測用マーカ (計測キャリパー) を超音波画像に重ねて表示部 1 2 に表示させる。この計測用マーカは、超音波画像に表わされた組織の定量的な情報を求めるために用いられる。計測の用途に応じて複数種類の計測用マーカが予め用意されて、初期状態の形状と大きさを有する計測用マーカを示すデータが、設定情報記憶部 9 に予め記憶されている。例えば、2 点間の距離を測定するための計測用マーカ、部位の周囲長を測

50

定するための計測用マーカ、又は、部位の面積を測定するための計測用マーカなどが予め用意されている。これらの計測用マーカを示すデータが、設定情報記憶部 9 に予め記憶されている。

【0033】

表示制御部 8 は、複数の超音波画像のそれぞれにおいて相対的に同じ位置に計測用マーカを重ねて表示部 12 に表示させる。操作者が操作部 13 を操作することで、計測用マーカを表示部 12 の画面上において所望の位置に移動させることができる。例えば、操作者がマウスやトラックボールを移動させると、表示制御部 8 はその移動量を示す情報を操作部 13 から受けて、表示部 12 の画面上において、その移動量に応じた位置に計測用マーカを表示させる。

10

【0034】

ここでは 1 例として、2 点間の距離を測定するための計測用マーカについて図 3 から図 10 を参照して説明する。図 3 から図 10 は、2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【0035】

表示制御部 8 は、初期状態の計測用マーカを示すデータを設定情報記憶部 9 から読み込み、表示部 12 の画面上において、初期位置に計測用マーカを表示させる。例えば図 3 に示すように、表示制御部 8 は、表示部 12 の画面上の領域を第 1 表示領域 120 と第 2 表示領域 220 とに分割する。そして、表示制御部 8 は、第 1 表示領域 120 内に断層像 100 を表示させ、第 2 表示領域 220 内に断層像 200 を表示させる。さらに、表示制御部 8 は、断層像 100 を表示するための第 1 表示領域 120 の中央に、第 1 計測用マーカ 110 を表示させる。同様に、表示制御部 8 は、断層像 200 を表示するための第 2 表示領域 220 の中央に、第 2 計測用マーカ 210 を表示させる。第 1 表示領域 120 は、第 1 計測用マーカ 110 が移動可能な範囲であり、第 2 表示領域 220 は、第 2 計測用マーカ 210 が移動可能な範囲である。1 例として、第 1 計測用マーカ 110 と第 2 計測用マーカ 210 とはそれぞれ、十字形状を有する主マーカ（主キャリパー）と副マーカ（副キャリパー）とによって構成されている。主マーカは 2 点間の始点を指定するためのマーカであり、副マーカは終点を指定するためのマーカである。

20

【0036】

そして、操作者は操作部 13 を用いて、第 1 計測用マーカ 110 と第 2 計測用マーカ 210 とのうちいずれか一方の計測用マーカを指定し、指定した計測用マーカを移動させる。例えば、操作者は操作部 13 を用いて第 1 計測用マーカ 110 を指定して、第 1 計測用マーカ 110 を移動させる。表示制御部 8 は移動量を示す情報を操作部 13 から受けて、第 1 表示領域 120 内において、その移動量に応じた位置に第 1 計測用マーカ 110 を表示させる。表示制御部 8 は、操作者によって指定された計測用マーカを、他の計測用マーカと識別可能にして表示部 12 に表示させることが好ましい。例えば、表示制御部 8 は、操作者によって指定された計測用マーカの色やサイズを、他の計測用マーカと変えて表示部 12 に表示させることが好ましい。図 3 に示す例では、表示制御部 8 は、第 1 計測用マーカ 110 の色やサイズを、第 2 計測用マーカ 210 と変えて表示部 12 に表示させれば良い。これにより、操作者は、操作対象の計測用マーカを認識することができ、操作対象の計測用マーカが表示されている画像を認識することが可能となる。

30

40

【0037】

さらに、表示制御部 8 は、第 2 表示領域 220 内において、第 1 計測用マーカ 110 と相対的に同じ位置に第 2 計測用マーカ 210 を表示させる。例えば図 4 に示すように、表示制御部 8 は、第 1 計測用マーカ 110 と第 2 計測用マーカ 210 とを、第 1 表示領域 120 内と第 2 表示領域 220 内とにおいてそれぞれ相対的に同じ位置に表示させる。

【0038】

例えば表示部 12 の画面上の座標系を基準にして、表示制御部 8 は、第 1 表示領域 120 内と第 2 表示領域内とにおいて、第 1 計測用マーカ 110 と第 2 計測用マーカ 210 とをそれぞれ相対的に同じ位置に表示させる。すなわち、表示制御部 8 は、第 1 表示領域 1

50

20 内における第1計測用マーカ110の位置を特定し、第2表示領域220内において、その特定した位置と相対的に同じ位置に第2計測用マーカ210を表示させる。

【0039】

または、断層像100と断層像200とが取得された実空間上の座標系を基準にして、表示制御部8は、第1表示領域120内と第2表示領域220内とにおいて、第1計測用マーカ110と第2計測用マーカ210とをそれぞれ、実空間上において相対的に同じ位置に表示させても良い。すなわち、表示制御部8は、断層像100における第1計測用マーカ110の実空間上での位置を特定し、第1計測用マーカ110の実空間上での位置と相対的に同じ実空間上での位置に対応する断層像200上の位置に、第2計測用マーカ210を表示させる。

10

【0040】

例えば、表示制御部8は、操作部13から出力された移動量に従って、第1計測用マーカ110の実空間上での位置を特定する。さらに、表示制御部8は、分割された画面上の領域において、第1計測用マーカ110の実空間上での位置に対応する位置を特定し、その位置に第1計測用マーカ110を表示させる。つまり、表示制御部8は、第1表示領域120内において、第1計測用マーカ110の実空間上での位置に対応する位置を特定して、その位置に第1計測用マーカ110を表示させる。さらに、表示制御部8は、第2表示領域220内において、第1計測用マーカ110の実空間上での位置と相対的に同じ位置に、第2計測用マーカ210を表示させる。

【0041】

20

具体的には、表示制御部8は、断層像100と断層像200とにおいて、深さ方向における位置（深さ）と走査方向における位置とがそれぞれ同じ位置に、第1計測用マーカ110と第2計測用マーカ210とを表示させる。このように、実空間上の座標系を基準にして計測用マーカを表示することで、画像のサイズ、超音波を送信した深さ、走査の幅、及び画像の拡大率などの条件が複数の超音波画像で異なっても、複数の超音波画像において相対的に同じ位置に計測用マーカを表示することが可能となる。例えば、断層像100と断層像200とにおいて、画像のサイズや拡大率などが異なっても、実空間上の座標系を基準にして計測用マーカを表示することで、断層像100と断層像200とにおいて相対的に同じ位置に計測用マーカを表示することができる。

【0042】

30

そして、操作者は操作部13を用いて第1計測用マーカ110を所望の位置に移動させて、第1計測用マーカ110を構成する第1主マーカ111の位置を確定する。例えば図5に示すように、表示制御部8は、操作部13から出力された移動量に従って、第1計測用マーカ110を構成する第1主マーカ111を、指定された位置に移動させて表示部12に表示させる。そして、表示制御部8は、操作部13による位置の確定指示に従って、移動先の位置に第1主マーカ111を固定して表示部12に表示させる。さらに、表示制御部8は、第2表示領域220内において、第1主マーカ111と相対的に同じ位置に、第2計測用マーカ210を構成する第2主マーカ211を固定して表示させる。

【0043】

40

この段階では、第1計測用マーカ110を構成する第1副マーカ112と、第2計測用マーカ210を構成する第2副マーカ212とを自由に移動させることができる。操作者は操作部13を用いて、第1計測用マーカ110を構成する第1副マーカ112を所望の位置に移動させる。表示制御部8は、操作部13から出力された移動量に従って、第1副マーカ112を指定された位置に移動させて表示部12に表示させる。このとき、表示制御部8は、第2表示領域220内において、第1副マーカ112と相対的に同じ位置に、第2計測用マーカ210を構成する第2副マーカ212を表示させる。

【0044】

第1主マーカの位置を示す座標情報と第1副マーカの位置を示す座標情報とが、表示制御部8から計測部10に出力される。例えば、実空間上での第1主マーカの位置を示す座標情報と第1副マーカの位置を示す座標情報とが、表示制御部8から計測部10に出力さ

50

れる。

【0045】

(計測部10)

計測部10は、計測用マーカによって指定された組織の定量的な情報を求める。2点間の距離を求める場合、計測部10は、実空間上における第1主マーカ111の位置を示す座標情報と第1副マーカ112の位置を示す座標情報とを表示制御部8から受けて、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間の距離を求める。例えば、計測部10は、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間の直線の距離を求める。また、計測部10は、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間の曲線の距離を求めても良い。曲線の距離を求める場合、例えば、計測部10は、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間にスプライン曲線を設定して、そのスプライン曲線の長さを求める。そして、計測部10は、計測値を表示制御部8に出力する。例えば、計測部10は、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間の直線の距離を示す情報を表示制御部8に出力する。表示制御部8は計測部10から計測値を受けて、その計測値を表示部12に表示させる。例えば図5に示すように、表示制御部8は、計測値を表示欄Aに表示させる。1例として2点間の距離を測定しているため、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間の距離が計測値(Dist A: 59.2 mm)として表示部12に表示される。なお、計測部10が、この発明の「計測手段」の1例に相当する。

10

【0046】

また、操作者は操作部13を用いて、第1副マーカ112と第2副マーカ212とを所望の位置に移動させることができる。計測部10は、移動先の第1副マーカ112の位置を示す座標情報を表示制御部8から受けて、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間の距離を新たに求める。表示制御部8は、新たに求められた2点間の距離を表示部12に表示させる。このように、第1副マーカ112(第2副マーカ212)の移動に伴って、計測部10は第1主マーカ111と第1副マーカ112との間の距離を新たに求め、表示制御部8はその新たな距離を表示部12に表示させる。

20

【0047】

なお、第2計測用マーカ210を構成する第2主マーカ211は、第1主マーカ111と実空間上において同じ位置に表示されている。また、第2計測用マーカ210を構成する第2副マーカ212は、第1副マーカ112と実空間上において同じ位置に表示されている。そのため、第2主マーカと第2副マーカとの間の距離は、第1主マーカと第1副マーカとの間の距離に等しくなる。従って、計測部10は、第1計測用マーカ110の座標情報、又は第2計測用マーカ210の座標情報のうちいずれか一方の座標情報を表示制御部8から受けて、2点間の距離を求めれば良い。

30

【0048】

そして、操作者は操作部13を用いて、第1計測用マーカ110を構成する第1副マーカ112の位置を確定する。表示制御部8は、操作部13による位置の確定指示に従って、移動先の位置に第1副マーカ112と第2副マーカ212とを固定して表示部12に表示させる。そして、表示制御部8は、図6に示すように、計測部10によって求められた計測値を表示欄Bに表示させる。

40

【0049】

表示制御部8は、主マーカと副マーカとを結ぶ直線状のマーカを生成して、表示部12に対して主マーカと副マーカとの間にその直線状のマーカを表示させても良い。例えば図5と図6と示すように、表示制御部8は、第1主マーカ111と第1副マーカ112とを結ぶ直線状のマーカを、第1主マーカ111と第1副マーカ112との間に表示させる。同様に、表示制御部8は、第2主マーカ211と第2副マーカ212とを結ぶ直線状のマーカを、第2主マーカ211と第2副マーカ212との間に表示させる。

【0050】

また、計測用マーカを回転させるようにしても良い。操作者が操作部13を用いて、計測用マーカを指定して回転の指示を与えると、表示制御部8はその回転の指示に従って、

50

所定の軸を中心に計測用マーカを回転させて表示部 12 に表示させる。例えば、操作者が操作部 13 を用いて第 1 計測用マーカ 110 を指定し、図 7 に示すように、X 方向に第 1 計測用マーカ 110 を回転させる。表示制御部 8 は、操作部 13 から出力された回転量に従って、第 1 計測用マーカ 110 を X 方向に回転させて表示部 12 に表示させる。このとき、表示制御部 8 は、その回転量に従って第 2 計測用マーカ 210 を第 1 計測用マーカ 110 と同じ X 方向に回転させて表示部 12 に表示させる。このように、計測用マーカが回転させられて新たな位置が指定されると、回転後の第 1 主マーカ 111 の位置を示す座標情報と第 1 副マーカ 112 の位置を示す座標情報とが計測部 10 に出力される。計測部 10 は、回転後の第 1 主マーカ 111 と第 1 副マーカ 112 との間の距離を求め、表示制御部 8 は、その距離を表示部 12 に表示させる。

10

【0051】

また、第 1 計測用マーカ 110 と第 2 計測用マーカ 210 とを固定して表示した後に、計測用マーカの位置を修正できるようにしても良い。この場合、操作者は操作部 13 を用いて計測用マーカの修正を指示すると、その指示を示す信号が表示制御部 8 に出力される。表示制御部 8 はその指示を受けて、修正の対象となる計測用マーカを指定するためのカーソルを表示部 12 に表示させる。このカーソルを示すデータは設定情報記憶部 9 に予め記憶されている。例えば図 8 に示すように、表示制御部 8 は、断層像 100 と断層像 200 とを含む画像領域 300 の内側にカーソル P を表示させる。カーソル P は、画像領域 300 内で移動させることができる。

20

【0052】

操作者は操作部 13 を用いてカーソル P の位置を移動させて、位置を変更するマーカを指定する。例えば図 9 に示すように、操作者が操作部 13 を用いて、カーソル P によって第 2 副マーカ 212 を指定すると、第 2 副マーカ 212 と第 2 副マーカ 212 に対応する第 1 副マーカ 112 とが移動可能なマーカとして表示制御部 8 に設定される。表示制御部 8 は、カーソル P によって指定された第 2 副マーカ 212 を他のマーカと識別可能にして表示部 12 に表示させる。例えば、表示制御部 8 は、第 2 副マーカ 212 の色を他のマーカとは異なる色で表示部 12 に表示させる。このように、カーソル P によって指定されたマーカを他のマーカと識別可能にして表示することで、修正対象で移動可能なマーカを操作者に把握させることが可能となる。また、表示制御部 8 は、第 2 副マーカ 212 に対応する第 1 副マーカ 112 の色を変えて表示部 12 に表示させても良い。

30

【0053】

そして、図 10 に示すように、操作者は操作部 13 を用いて第 2 副マーカ 212 (第 1 副マーカ 112) を所望の位置に移動させる。表示制御部 8 は、操作部 13 から出力された移動量に従って、第 2 副マーカ 212 を指定された位置に移動させて表示部 12 に表示させる。このとき、表示制御部 8 は、第 1 表示領域内において、第 2 副マーカ 212 と相対的に同じ位置に、第 1 副マーカ 112 を表示させる。このように、第 1 計測用マーカ 110 (第 2 計測用マーカ 210) の位置が新たに指定されると、第 1 主マーカ 111 の位置を示す座標情報と第 1 副マーカ 112 の位置を示す座標情報とが、表示制御部 8 から計測部 10 に出力される。計測部 10 は、第 1 主マーカ 111 と第 1 副マーカ 112 との間の距離を新たに求め、表示制御部 8 は、その距離を計測値として表示欄 A に表示させる。

40

【0054】

(計測用マーカの別の例)

2 点間の距離を測定するための計測用マーカの他に、様々な計測用マーカを用いても良い。例えば、円形状、楕円状、矩形状、網目状、三角形状、又は任意の曲線状の形状を有する計測用マーカを用いても良い。初期状態の形状を有する計測用マーカを予め設定情報記憶部 9 に記憶させておき、操作者が操作部 13 を用いて所望の計測用マーカを選択すると、表示制御部 8 は選択された計測用マーカを表示部 12 に表示させる。さらに、操作者が操作部 13 を用いて、計測用マーカの位置の他、計測用マーカの大きさを任意に変えることができるようにする。ここで、計測用マーカの 1 例について図 11 を参照して説明する。図 11 は、計測用マーカの 1 例を示す画面の図である。

50

【 0 0 5 5 】

(角度を求めるための計測用マーカ)

例えば、表示制御部 8 は、2 本の直線状のマーカが交差する第 1 計測用マーカ 1 3 3 と第 2 計測用マーカ 2 3 3 とを、断層像 1 0 0 と断層像 2 0 0 とにそれぞれ重ねて表示部 1 2 に表示させる。操作者は操作部 1 3 を用いて、断層像 1 0 0 において第 1 計測用マーカ 1 3 3 を所望の位置に移動させると、表示制御部 8 は、操作部 1 3 から出力された移動量に従って、第 1 計測用マーカ 1 3 3 を指定された位置に移動させて表示部 1 2 に表示させる。このとき、表示制御部 8 は、断層像 2 0 0 において、第 1 計測用マーカ 1 3 3 と相対的に同じ位置に第 2 計測用マーカ 2 3 3 を表示させる。また、操作者が操作部 1 3 を用いて、第 1 計測用マーカ 1 3 3 を構成する 2 本のマーカの角度を変えると、表示制御部 8 は、操作部 1 3 で指定された角度に従って、第 1 計測用マーカ 1 3 3 を構成する 2 本のマーカの角度と、第 2 計測用マーカ 2 3 3 を構成する 2 本のマーカの角度とを変えて表示部 1 2 に表示させる。計測部 1 0 は、第 1 計測用マーカ 1 3 3 を構成する 2 本の直線状のマーカの座標情報を表示制御部 8 から受けて、その 2 本の直線状のマーカが交差する角度を求める。表示制御部 8 は、その角度を計測値として表示部 1 2 に表示させる。

10

【 0 0 5 6 】

(円形状の計測用マーカ)

また、表示制御部 8 は、円形状の第 1 計測用マーカ 1 3 4 と第 2 計測用マーカ 2 3 4 とを、断層像 1 0 0 と断層像 2 0 0 とにそれぞれ重ねて表示部 1 2 に表示させても良い。操作者は操作部 1 3 を用いて、断層像 1 0 0 において第 1 計測用マーカ 1 3 4 を所望の位置に移動させると、表示制御部 8 は、操作部 1 3 から出力された移動量に従って、第 1 計測用マーカ 1 3 4 を指定された位置に移動させて表示部 1 2 に表示させる。このとき、表示制御部 8 は、断層像 2 0 0 において、第 1 計測用マーカ 1 3 4 と相対的に同じ位置に第 2 計測用マーカ 2 3 4 を表示させる。また、操作者が操作部 1 3 を用いて、第 1 計測用マーカ 1 3 4 の大きさを変えると、表示制御部 8 は、操作部 1 3 で指定された大きさに従って、第 1 計測用マーカ 1 3 4 の大きさと第 2 計測用マーカ 2 3 4 の大きさとを変えて表示部 1 2 に表示させる。計測部 1 0 は、第 1 計測用マーカ 1 3 4 の座標情報を表示制御部 8 から受けて、第 1 計測用マーカ 1 3 4 が示す円形の周囲長や、円形の内側の面積を求める。表示制御部 8 は、周囲長や面積を計測値として表示部 1 2 に表示させる。例えば、円形状の計測用マーカによって計測対象の部位を囲むことで、その部位の周囲長や面積を求めることができる。

20

30

【 0 0 5 7 】

(任意形状の計測用マーカ)

また、表示制御部 8 は、所望の範囲を囲み任意の形状を有する第 1 計測用マーカ 1 3 5 と第 2 計測用マーカ 2 3 5 とを、断層像 1 0 0 と断層像 2 0 0 とにそれぞれ重ねて表示部 1 2 に表示させても良い。例えば、操作者は操作部 1 3 を用いて、断層像 1 0 0 において、所望の範囲を囲む任意の形状を指定すると、表示制御部 8 は、操作部 1 3 によって指定された形状を有する第 1 計測用マーカ 1 3 5 を断層像 1 0 0 に重ねて表示部 1 2 に表示させる。また、表示制御部 8 は、断層像 2 0 0 において、第 1 計測用マーカ 1 3 5 と相対的に同じ位置に、第 1 計測用マーカ 1 3 5 の形状と同じ形状を有する第 2 計測用マーカ 2 3 5 を表示させる。計測部 1 0 は、第 1 計測用マーカ 1 3 5 の座標情報を表示制御部 8 から受けて、第 1 計測用マーカ 1 3 5 が示す形状の周囲長や、その形状の内側の面積を求める。表示制御部 8 は、周囲長や面積を計測値として表示部 1 2 に表示させる。このように、任意形状の計測用マーカを用いることで、断層像上で所望の範囲を指定し、その範囲の周囲長や面積を求めることが可能となる。例えば、この計測用マーカによって形状が複雑な計測対象の部位を囲むことで、その部位の周囲長や面積を求めることができる。

40

【 0 0 5 8 】

また、主マーカと副マーカとを有する第 1 計測用マーカ 1 3 1 (第 2 計測用マーカ 2 3 3) によって 2 点間の距離を求める場合、計測部 1 0 は、2 点の間にスプライン曲線を設定して、そのスプライン曲線の長さを求めても良い。また、第 1 計測用マーカ 1 3 2 (第

50

2 計測用マーカ 2 3 3) を構成する 2 点間の距離を求める場合も、計測部 1 0 は、2 点の間に別のスプライン曲線を設定して、そのスプライン曲線の長さを求めても良い。このようにスプライン曲線を設定する場合、表示制御部 8 は、スプライン曲線の形状を表すマーカを、主マーカと副マーカとの間に表示させる。

【 0 0 5 9 】

(B モード画像とカラードブラ画像との重畳画像)

また、B モードで撮影することで得られた B モード画像と、カラードブラモードで撮影することで得られたカラードブラ画像とを重畳させた重畳画像に、計測用マーカを重ねて表示しても良い。計測用マーカが重ねられた重畳画像の 1 例を図 1 2 に示す。図 1 2 は、断層像と重畳画像とを並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。表示制御部 8 は、B モードで撮影することで得られた断層像 4 0 0 を表示部 1 2 に表示させる。また、表示制御部 8 は、B モードで撮影することで得られた断層像 4 1 0 と、カラードブラモードで撮影することで得られたカラードブラ画像 4 3 0 とを重畳させた重畳画像を表示部 1 2 に表示させる。そして、上述した処理と同様に、表示制御部 8 は、第 1 計測用マーカ 1 1 0 を断層像 4 0 0 に重ねて表示部 1 2 に表示させ、重畳画像において、第 1 計測用マーカ 1 1 0 と相対的に同じ位置に第 2 計測用マーカ 2 1 0 を表示させる。この場合も、計測部 1 0 は、第 1 計測用マーカ 1 1 0 で指定された 2 点間の距離を求め、表示制御部 8 はその距離を計測値として表示欄 B に表示させる。

【 0 0 6 0 】

(反転させた画像に対する計測用マーカの表示)

また、表示部 1 2 に表示している 2 つの超音波画像のうち、いずれか一方の超音波画像の左右又は上下を反転させて表示しても良い。この場合、表示制御部 8 は、実空間上の座標系を基準にして、2 つの超音波画像のそれぞれにおいて、相対的に同じ位置に計測用マーカを表示させる。上下が反転した超音波画像を図 1 3 に示す。図 1 3 は、上下が反転した断層像に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【 0 0 6 1 】

図 1 3 に示すように、表示制御部 8 は、断層像 5 0 0 と断層像 5 2 0 とを並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。ここでは、表示制御部 8 は、断層像 5 2 0 に対して断層像 5 0 0 の上下を反転させて、断層像 5 0 0 と断層像 5 2 0 とを表示部 1 2 に表示させる。表示部 1 2 の画面において、断層像 5 2 0 の上部ほど深さが浅く、断層像 5 2 0 の下部ほど深さが深くなっている。一方、断層像 5 0 0 においては、上部ほど深さが深く、断層像 5 0 0 の下部ほど深さが浅くなっている。

【 0 0 6 2 】

この場合、表示制御部 8 は、断層像 5 0 0 と断層像 5 2 0 とにおいて、実空間上において相対的に同じ位置に計測用マーカを表示させる。例えば、操作者が操作部 1 3 を用いて、第 1 計測用マーカ 5 1 0 を構成する第 1 主マーカ 5 1 1 の位置と第 1 副マーカ 5 1 2 の位置とを指定する。表示制御部 8 は、断層像 5 0 0 において、操作部 1 3 にて指定された位置に、第 1 主マーカ 5 1 1 と第 1 副マーカ 5 1 2 とを表示させる。また、表示制御部 8 は、断層像 5 0 0 における第 1 計測用マーカ 5 1 0 の実空間上での位置を特定する。そして、表示制御部 8 は、第 1 計測用マーカ 5 1 0 の実空間上での位置と相対的に同じ実空間上での位置に対応する断層像 5 2 0 上の位置に、第 2 計測用マーカ 5 3 0 を表示させる。

【 0 0 6 3 】

具体的には、表示制御部 8 は、断層像 5 0 0 上に表わされた第 1 主マーカ 5 1 1 の深さと、実空間上において同じ深さに対応する断層像 5 2 0 上の位置に、第 2 主マーカ 5 3 1 を表示させる。また、表示制御部 8 は、断層像 5 0 0 上に表わされた第 1 主マーカ 5 1 1 の走査方向の位置と、実空間上において同じ走査方向の位置に対応する断層像 5 2 0 上の位置に、第 2 主マーカ 5 3 1 を表示させる。同様に、表示制御部 8 は、断層像 5 0 0 と断層像 5 2 0 とにおいて、実空間上において同じ位置に、第 1 副マーカ 5 1 2 と第 2 副マーカ 5 3 2 とを表示させる。

【 0 0 6 4 】

そして、計測部 10 は、実空間上における第 1 計測用マーカ 510 の位置を示す座標情報を表示制御部 8 から受けて、第 1 主マーカ 511 と第 1 副マーカ 512 との間の距離を計測値として求める。表示制御部 8 は、その計測値を表示部 12 の表示欄 B に表示させる。

【0065】

また、左右が反転した超音波画像を対象とした場合も、上下が反転した超音波画像と同様に、定量的な情報を求めることができる。左右が反転した超音波画像を図 14 に示す。図 14 は、左右が反転した断層像に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【0066】

図 14 に示すように、表示制御部 8 は、断層像 600 と断層像 620 とを並べて同時に表示部 12 に表示させる。ここでは、表示制御部 8 は、断層像 620 に対して断層像 600 の左右を反転させて、断層像 600 と断層像 620 とを表示部 12 に表示させる。

【0067】

この場合も、表示制御部 8 は、断層像 600 と断層像 620 とにおいて、実空間上において相対的に同じ位置に計測用マーカを表示させる。例えば、操作者が操作部 13 を用いて、第 1 計測用マーカ 610 を構成する第 1 主マーカ 611 の位置と第 1 副マーカ 612 の位置とを指定する。表示制御部 8 は、断層像 600 において、操作部 13 にて指定された位置に、第 1 主マーカ 611 と第 1 副マーカ 612 とを表示させる。また、表示制御部 8 は、断層像 600 における第 1 計測用マーカ 610 の実空間上での位置を特定する。そして、表示制御部 8 は、第 1 計測用マーカ 610 の実空間上での位置と相対的に同じ実空間上での位置に対応する断層像 620 上の位置に、第 2 計測用マーカ 630 を表示させる。これにより、第 2 主マーカ 631 は、断層像 620 において、第 1 主マーカ 611 と実空間上での位置が同じ位置に表示される。同様に、第 2 副マーカ 632 は、断層像 620 において、第 1 副マーカ 612 と実空間上での位置が同じ位置に表示される。

【0068】

そして、計測部 10 は、実空間上における第 1 計測用マーカ 610 の位置を示す座標情報を表示制御部 8 から受けて、第 1 主マーカ 611 と第 1 副マーカ 612 との間の距離を計測値として求める。表示制御部 8 は、その計測値を表示部 12 の表示欄 B に表示させる。

【0069】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、複数の超音波画像を並べて同時に表示し、複数の超音波画像においてそれぞれ相対的に同じ位置に計測用マーカを重ねて表示することで、操作者は、複数の超音波画像においてそれぞれ対応する位置を容易に特定することが可能となる。そのことにより、複数の超音波画像において、それぞれ対応する位置における計測対象を測定することが可能となる。例えば、生体組織画像とハーモニック画像とを並べて同時に表示し、それぞれの画像において相対的に同じ位置に計測用マーカを表示することで、操作者は、腫瘍などの病変部と造影剤との位置関係を容易に把握することが可能となる。そして、生体組織画像とハーモニック画像とにおいて、相対的に同じ位置における組織の定量的な情報を求めることが可能となる。

【0070】

(画像処理部 14)

次に、画像処理部 14 について説明する。画像処理部 14 は、参照画像生成部 15 と追跡部 16 とを備えている。画像処理部 14 は、取得された時間が異なる複数の超音波画像データを対象にしてパターンマッチングを行うことで、計測用マーカが重ねられた位置を含む所定範囲の組織の位置を、複数の超音波画像データにおいてそれぞれ求める。これにより、画像処理部 14 は、ある超音波画像上で指定された計測用マーカの位置を、時間ごとに追跡する。この画像処理部 14 が、この発明の「画像処理手段」の 1 例に相当する。なお、この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、画像処理部 14 を備えていなくても良い。計測用マーカの位置を追跡する場合に、画像処理部 14 を超音波診断装置 1 に設ければ

10

20

30

40

50

良い。以下、参照画像生成部 15 と追跡部 16 とについて説明する。

【0071】

(参照画像生成部 15)

参照画像生成部 15 は、超音波画像における計測用マーカの位置を示す座標情報を表示制御部 8 から受ける。また、参照画像生成部 15 は、各時間に取得された超音波画像データを画像記憶部 7 から読み込む。そして、参照画像生成部 15 は、計測用マーカが設定された超音波画像データに基づき、計測用マーカの位置を含む所定範囲の組織を表す画像データを参照画像データとして生成する。例えば、参照画像生成部 15 は、計測マーカの位置を含み、所定の大きさを有する矩形状の範囲を設定し、その矩形状の範囲の組織を表す参照画像データを、計測用マーカが設定された超音波画像データから生成する。

10

【0072】

(追跡部 16)

追跡部 16 は、参照画像データと各時間に取得された超音波画像データとを対象としてパターンマッチングを行うことで、参照画像データに表わされている所定範囲の組織の位置を複数の超音波画像データのそれぞれにおいて特定する。このように、所定範囲の組織の位置を特定することで、追跡部 16 は、計測用マーカの位置を複数の超音波画像データのそれぞれにおいて特定する。これにより、追跡部 16 は、計測用マーカの位置を時間ごとに追跡する。パターンマッチングとしては、例えばテンプレートマッチング法（ブロックマッチング法）を用いれば良い。具体的には、追跡部 16 は、参照画像と超音波画像との差分を求め、その差分が最も小さい位置を求めることで、計測用マーカの位置を追跡する。

20

【0073】

追跡部 16 は、各時間における計測用マーカの位置を示す座標情報を表示制御部 8 に出力する。表示制御部 8 は、各時間に取得された超音波画像データを画像記憶部 7 から読み込み、各時間に取得された超音波画像に、各時間における計測用マーカを重ねて表示部 12 に表示させる。

【0074】

以上のように計測用マーカの位置を追跡することで、患者の呼吸や拍動によって計測対象が動いて位置が変わっても、操作者が指定した計測用マーカが計測対象に自動的に追隨して、計測対象を指定し続けることが可能となる。

30

【0075】

1 例として、基本波に基づいて生成された生体組織画像と、高調波に基づいて生成されたハーモニック画像とを並べて同時に表示し、両画像に計測用マーカを設定する場合について、図 15 を参照して説明する。図 15 は、生体組織画像とハーモニック画像とを並べて表示した状態の画像に、計測用マーカを表示した画面の 1 例を示す図である。

【0076】

図 15 に示すように、表示制御部 8 は、基本波に基づく生体組織画像 700 と、高調波に基づくハーモニック画像 710 とを並べて同時に表示部 12 に表示させる。生体組織画像 700 には腫瘍 701 が表されており、ハーモニック画像 710 には腫瘍 711 が表されている。上述したように、操作者は操作部 13 を用いて、計測用マーカを所望の位置に移動させる。1 例として、円形状の計測用マーカを用いる。表示制御部 8 は、表示部 12 に対して、生体組織画像 700 に円形状の第 1 計測用マーカ 702 を重ねて表示させ、ハーモニック画像 710 に円形状の第 2 計測用マーカ 712 を重ねて表示させる。上述したように、表示制御部 8 は、生体組織画像 700 とハーモニック画像 710 とにおいて、それぞれ相対的に同じ位置に、第 1 計測用マーカ 702 と第 2 計測用マーカ 712 とを表示させる。操作者は操作部 13 を用いて、第 1 計測用マーカ 702 を所望の位置に移動させ、マーカの大きさを任意の大きさに変える。例えば、操作者は操作部 13 を用いて、第 1 計測用マーカ 702 を腫瘍 701 の位置に移動させ、第 1 計測用マーカ 702 の大きさを変えて、第 1 計測用マーカ 702 によって腫瘍 701 を囲む。表示制御部 8 は、操作部 13 から出力された移動量に従って、腫瘍 701 を囲む第 1 計測用マーカ 702 を表示部 1

40

50

2 に表示させる。また、表示制御部 8 は、ハーモニック画像 7 1 0 において、第 1 計測用マーカ 7 0 2 と相対的に同じ位置に第 2 計測用マーカ 7 1 2 を表示させる。

【 0 0 7 7 】

以上のように、第 1 計測用マーカ 7 0 2 によって腫瘍の位置が指定されると、生体組織画像 7 0 0 における第 1 計測用マーカ 7 0 2 の位置を示す座標情報が、参照画像生成部 1 5 に出力される。参照画像生成部 1 5 は、第 1 計測用マーカ 7 0 2 が設定された生体組織画像データに基づいて、第 1 計測用マーカ 7 0 2 の位置を含む所定範囲の組織を表す参照画像データを生成する。生体組織画像は、ハーモニック画像に比べて画像の視認性が良く、造影剤が流入しても画像の変化が少ない。また、造影剤を被検体に注入する前においては、ハーモニック画像には組織の形態は表わされていない。従って、ハーモニック画像よりも生体組織画像の方がパターンマッチングに適しているため、生体組織画像データを用いて参照画像データを生成する。

10

【 0 0 7 8 】

追跡部 1 6 は、各時間に取得された生体組織画像データを画像記憶部 7 から読み込む。そして、追跡部 1 6 は、参照画像データと各時間の生体組織画像データとを対象にしてパターンマッチングを行うことにより、参照画像データに表わされている所定範囲の組織の位置を各時間の生体組織画像データのそれぞれにおいて特定する。このように、所定範囲の組織の位置を特定することで、追跡部 1 6 は、第 1 計測用マーカ 7 0 2 の位置を複数の生体組織画像データのそれぞれにおいて特定する。

20

【 0 0 7 9 】

追跡部 1 6 は、各時間における第 1 計測用マーカ 7 0 2 の位置を示す座標情報を表示制御部 8 に出力する。表示制御部 8 は、各時間に取得された生体組織画像データとハーモニック画像データとを画像記憶部 7 から読み込む。表示制御部 8 は、同じ時間に取得された生体組織画像とハーモニック画像とを並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。そして、表示制御部 8 は、取得された時間の順番に従って、各時間に取得された生体組織画像とハーモニック画像とを更新して表示部 1 2 に表示させる。このとき、表示制御部 8 は、追跡部 1 6 によって求められた各時間における第 1 計測用マーカ 7 0 2 を、各時間に取得された生体組織画像に重ねて表示部 1 2 に表示させる。さらに、表示制御部 8 は、各時間に取得されたハーモニック画像 7 1 0 において、第 1 計測用マーカ 7 0 2 と相対的に同じ位置に第 2 計測用マーカ 7 1 2 を表示させる。

30

【 0 0 8 0 】

以上のように、計測用マーカの位置を追跡することで、生体組織画像に表わされた腫瘍の位置と、ハーモニック画像に表わされた造影剤の位置とを、各時間において特定することが可能となる。そのことにより、操作者は、腫瘍の位置と造影剤との位置関係を容易に把握することができる。

【 0 0 8 1 】

さらに、計測部 1 0 は、各時間における第 1 計測用マーカ 7 0 2 の座標情報を表示制御部 8 から受けて、各時間における第 1 計測用マーカ 7 0 2 が示す計測対象の周囲長や面積を求める。そして、表示制御部 8 は、各時間における計測対象の周囲長や面積を表示部 1 2 に表示させる。このように、追跡部 1 6 によって計測用マーカを追跡することで、各時間における計測対象の定量的な情報を求めることが可能となる。

40

【 0 0 8 2 】

(網目状の計測用マーカ)

また、各超音波画像の全領域を覆う網目状の計測用マーカを表示しても良い。この計測用マーカを図 1 6 に示す。図 1 6 は、2 つの断層像を並べて表示した状態の画面に、計測用マーカを表示した画面の 1 例である。

【 0 0 8 3 】

例えば、表示制御部 8 は、基本波に基づく生体組織画像 7 0 0 と、高調波に基づくハーモニック画像 7 1 0 とを並べて同時に表示部 1 2 に表示させる。そして、表示制御部 8 は、生体組織画像 7 0 0 の全領域を覆う網目状の第 1 計測用マーカ 7 0 3 を、生体組織画像

50

700に重ねて表示部12に表示させる。同様に、表示制御部8は、ハーモニック画像710の全領域を覆う網目状の第2計測用マーカ713を、ハーモニック画像710に重ねて表示部12に表示させる。このとき、表示制御部8は、計測用マーカの網目を形成する各線の位置を、生体組織画像700とハーモニック画像710とにおいて相対的に同じ位置に表示させる。具体的には、表示制御部8は、実空間上の座標系を基準にして、生体組織画像700における第1計測用マーカ703の網目の位置と、ハーモニック画像710における第2計測用マーカ713の網目の位置とを、実空間において相対的に同じ位置に表示させる。例えば、表示制御部8は、生体組織画像700とハーモニック画像710とにおいて、深さと走査方向における位置とがそれぞれ同じ位置に、第1計測用マーカ703の網目と第2計測用マーカ713の網目とを表示させる。

10

【0084】

以上のように、画像の全領域を覆う網目状の計測用マーカを、生体組織画像700とハーモニック画像710とに重ねて表示し、さらに、網目を、生体組織画像700とハーモニック画像710とにおいて相対的に同じ位置に表示することで、操作者は、網目を基準にして腫瘍と造影剤との位置関係を容易に把握することが可能となる。

【0085】

(過去画像の表示)

表示制御部8は、表示部12に並べて同時に表示させられた複数の超音波画像データに、同時表示であることを示す識別情報を付帯させて過去画像データとして画像記憶部7に記憶させても良い。そして、その識別情報が付帯された過去画像データに基づく複数の過去画像を並べて同時に表示部12に表示させる場合、表示制御部8は、計測用マーカを、複数の過去画像のそれぞれにおいて相対的に同じ位置に重ねて表示部12に表示させる。このように、複数の過去画像を並べて同時に表示させる場合も、相対的に同じ位置に計測用マーカを表示して、それぞれ対応する位置における定量的な情報を求めることができる。

20

【0086】

なお、表示制御部8は、過去画像同士を並べて表示部12に表示させても良いし、過去画像と、リアルタイムに取得されている超音波画像とを並べて表示部12に表示させても良い。複数の過去画像を並べて同時に表示部12に表示させる場合、表示制御部8は、操作者が操作する対象の計測用マーカを、他の計測用マーカと識別可能にして表示部12に表示させることが好ましい。例えば、表示制御部8は、操作対象の計測用マーカの色やサイズを他の計測用マーカと変えて表示部12に表示させることが好ましい。また、過去画像とリアルタイムに取得されている超音波画像とを並べて同時に表示する場合、過去画像又はリアルタイムの画像に表示されている計測用マーカを、他の計測用マーカと識別可能にして表示部12に表示させることが好ましい。これにより、操作者は、表示部12に表示されている複数の画像において、過去画像とリアルタイムの画像とを区別して認識することができる。

30

【0087】

なお、画像生成部6、表示制御部8、計測部10、及び画像処理部14はそれぞれ、図示しないCPUと、ROM、RAM、HDDなどの図示しない記憶装置とを備えている。記憶装置には、画像生成部6の機能を実行するための画像生成プログラム、表示制御部8の機能を実行するための表示制御プログラム、計測部10の機能を実行するための計測プログラム、及び画像処理部14の機能を実行するための画像処理プログラムが記憶されている。また、画像処理プログラムには、参照画像生成部15の機能を実行するための参照画像生成プログラムと、追跡部16の機能を実行するための追跡プログラムとが含まれている。

40

【0088】

CPUが、画像生成プログラムを実行することで、超音波の送受信によって取得された信号に基づいて断層像データなどの超音波画像データを生成する。また、CPUが、マーカ生成プログラムを実行することで、計測用マーカを示すデータを生成する。また、CP

50

U が、表示制御プログラムを実行することで、表示部 12 に対して、超音波画像データに基づく超音波画像を表示させ、さらに、その超音波画像に計測用マーカを重ねて表示させる。また、CPU が、参照画像生成プログラムを実行することで、計測用マーカが重ねられた位置を含む所定範囲を表す参照画像データを生成する。また、CPU が、追跡プログラムを実行することで、計測用マーカの位置を、複数の超音波画像データのそれぞれにおいて特定する。

【0089】

(医用画像処理装置)

また、複数の超音波画像を並べて同時に表示する医用画像処理装置を、超音波診断装置の外部に設けても良い。この医用画像処理装置は、上述した画像記憶部 7、表示制御部 8、ユーザインターフェース (UI) 11、計測部 10、及び画像処理部 14 を備えている。なお、計測用マーカの追跡を行わない場合は、画像処理部 14 を医用画像処理装置に設けなくても良い。医用画像処理装置は、複数の超音波画像データを外部の超音波診断装置から取得し、複数の超音波画像を並べて同時に表示し、各超音波画像において、計測用マーカを相対的に同じ位置に表示する。この医用画像処理装置によっても、上述した超音波診断装置 1 と同じ作用と効果とを奏することが可能となる。

10

【符号の説明】

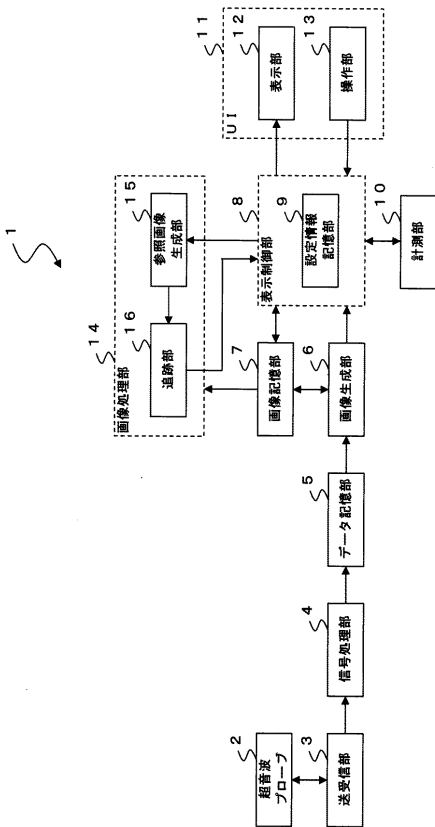
【0090】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 データ記憶部
- 6 画像生成部
- 7 画像記憶部
- 8 表示制御部
- 9 設定情報記憶部
- 10 計測部
- 11 ユーザインターフェース (UI)
- 12 表示部
- 13 操作部
- 14 画像処理部
- 15 参照画像生成部
- 16 追跡部

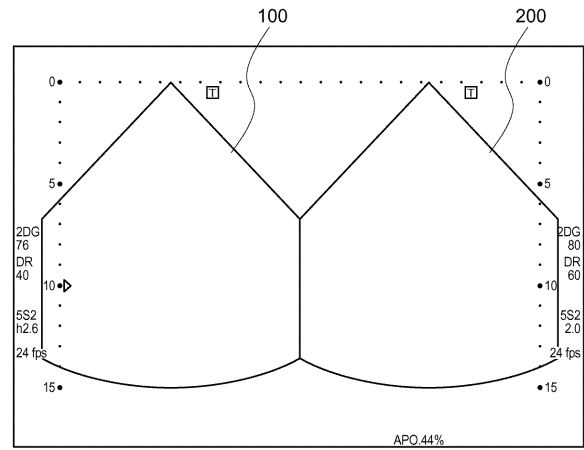
20

30

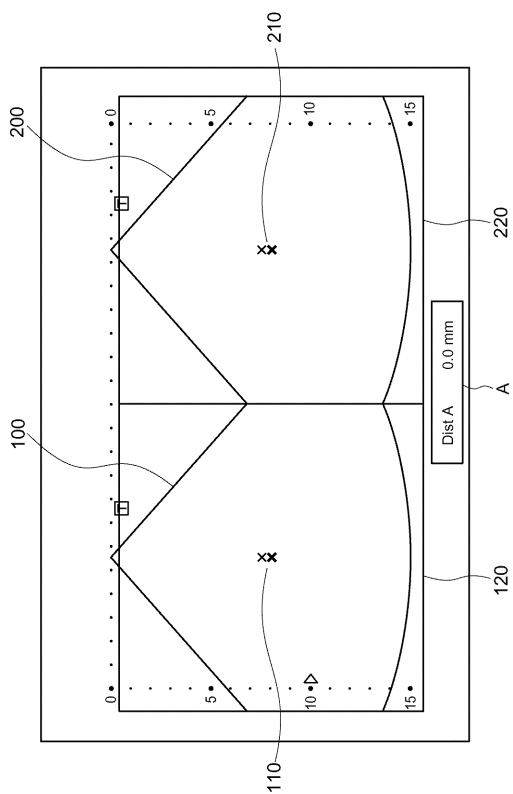
【 図 1 】



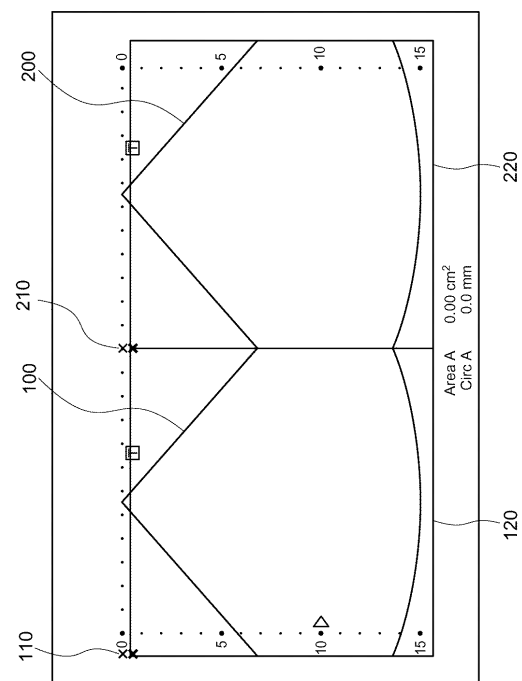
【 図 2 】



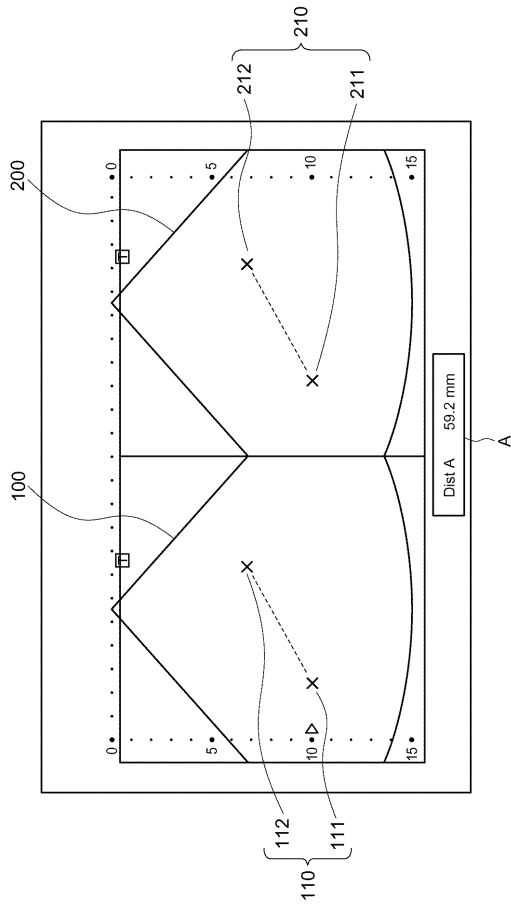
【 図 3 】



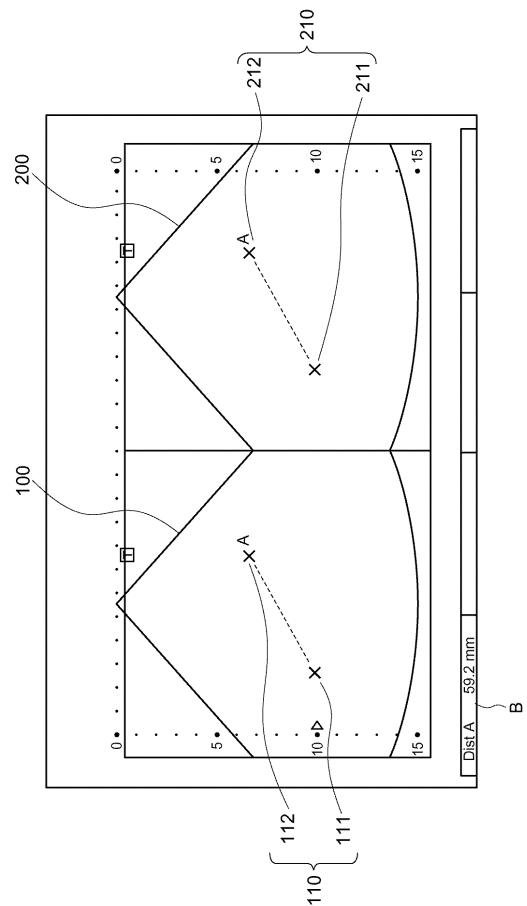
【 図 4 】



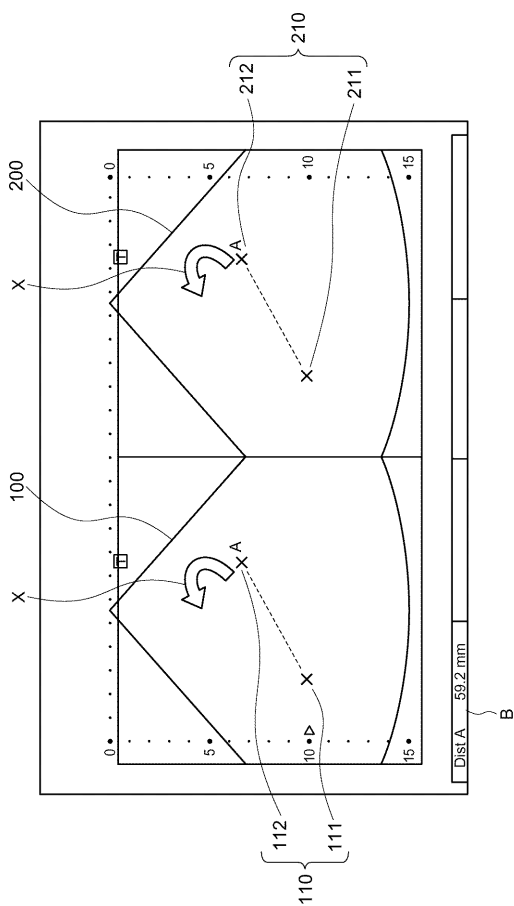
【図 5】



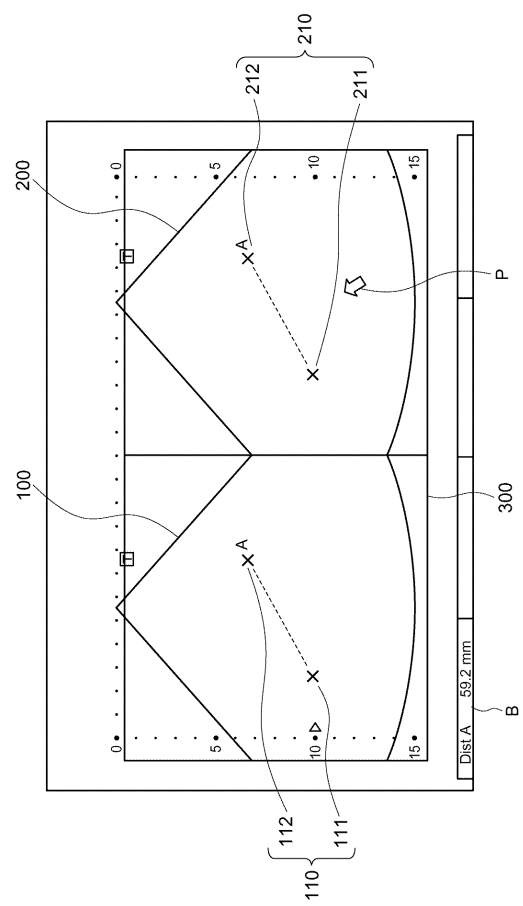
【図 6】



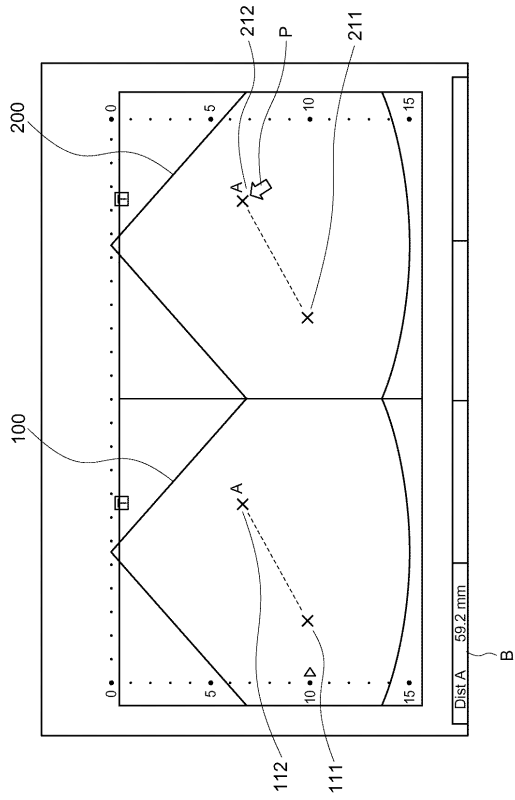
【図 7】



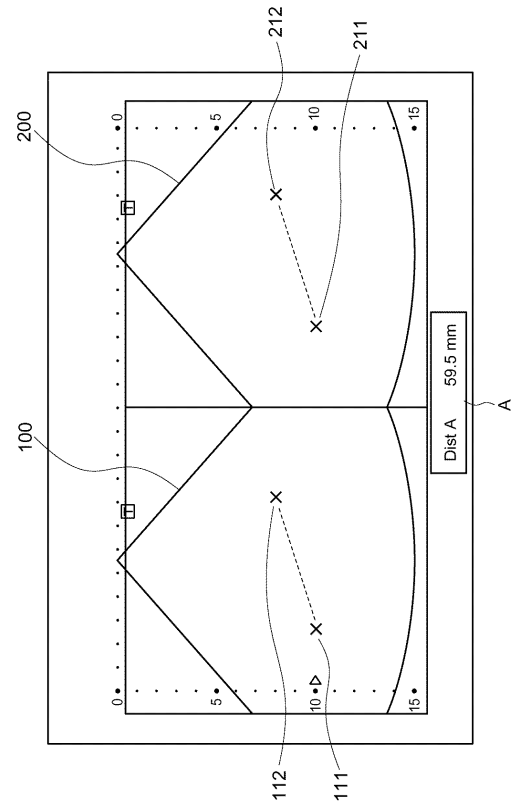
【図 8】



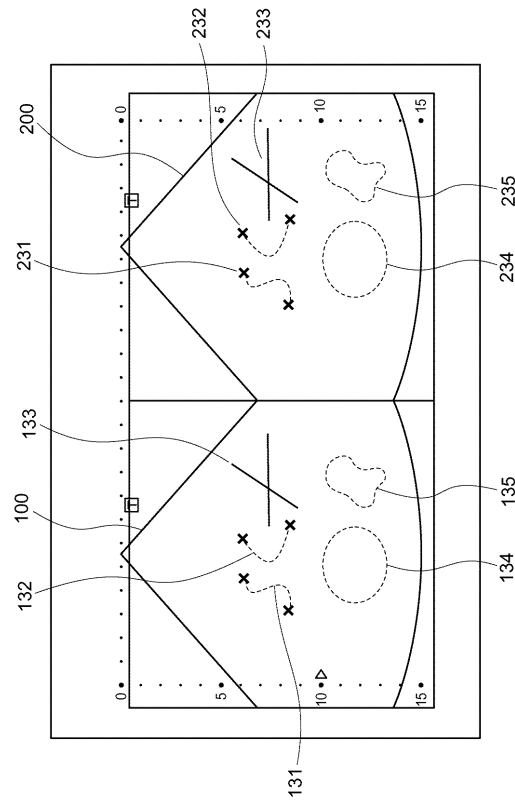
【図 9】



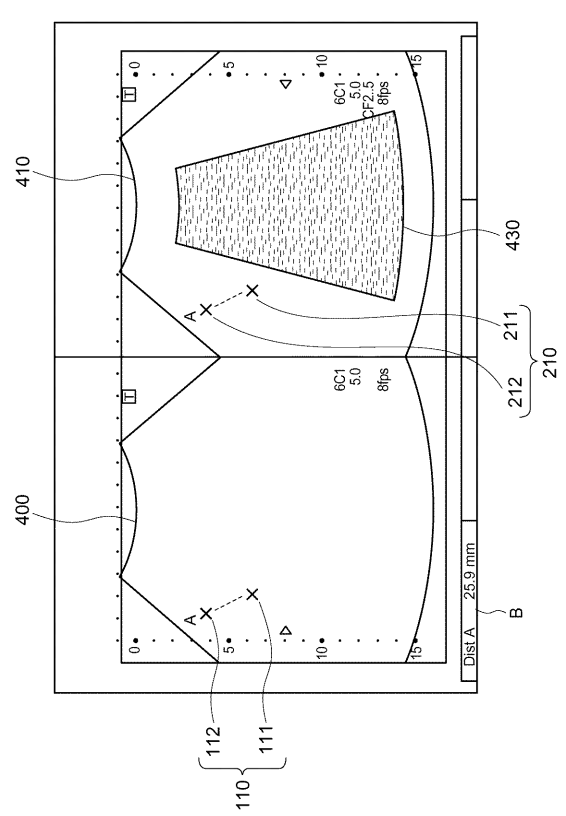
【図 10】



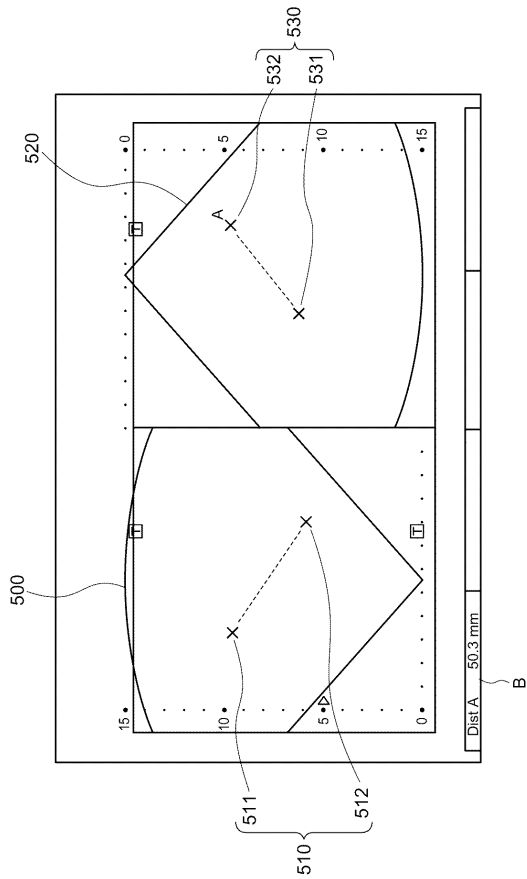
【図 11】



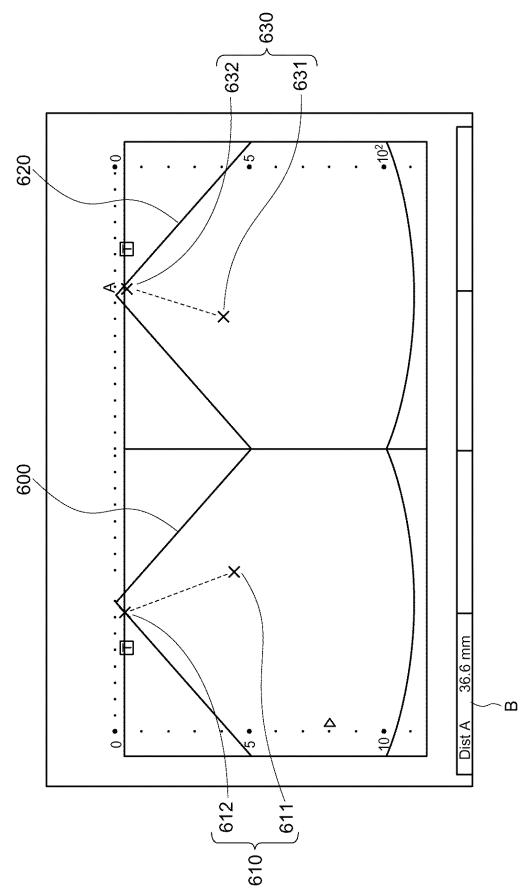
【図 12】



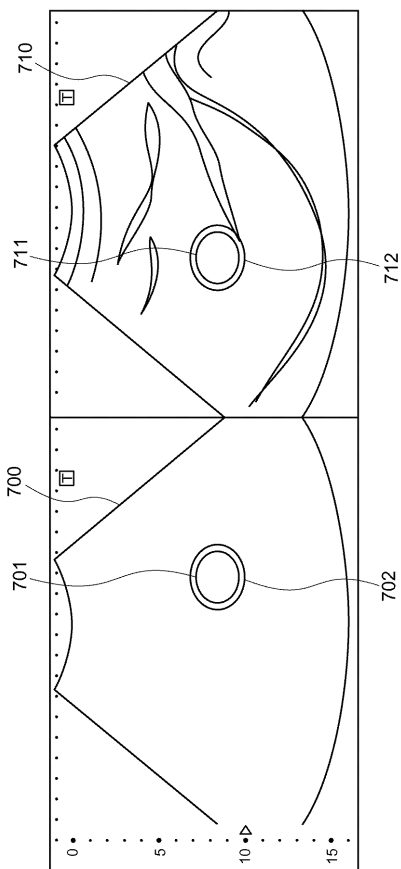
【図 13】



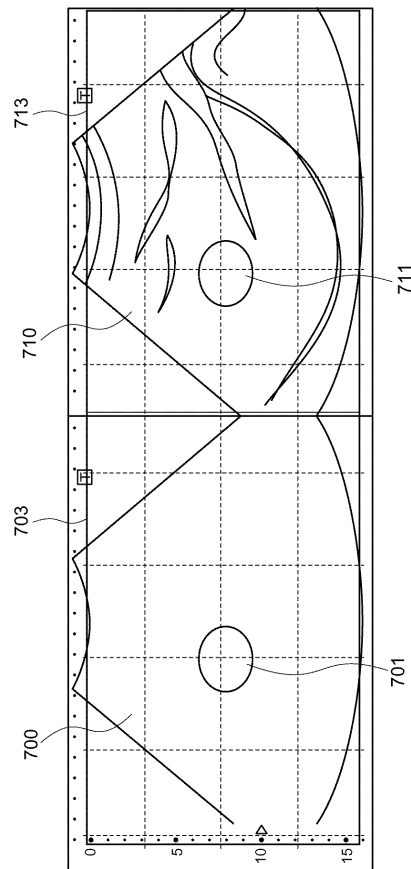
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

(72)発明者 鷲見 篤司

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 掛江 明弘

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 佐々木 琢也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DE06 DE10 EE11 KK12 KK13 KK25 KK28 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置和医学图像处理装置		
公开(公告)号	JP2013135961A	公开(公告)日	2013-07-11
申请号	JP2013080512	申请日	2013-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	今村智久 赤木和哉 鷲見篤司 掛江明弘 佐々木琢也		
发明人	今村 智久 赤木 和哉 鷲見 篤司 掛江 明弘 佐々木 琢也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE11 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够指定多个超声波图像之间的相应位置，并在各个相应位置测量待测量物体。解决方案：显示控制部分8使显示部分12显示多个超声图像，并显示标记，使得标记在多个超声图像中的实际空间坐标系中的相应位置处重叠。

