

(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2010-240198

(P2010-240198A)

(43) 公開日 平成22年10月28日(2010.10.28)

(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 未請求 請求項の数 7 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2009-93006(P2009-93006)
(22) 出願日 平成21年4月7日(2009.4.7)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000235
特許業務法人 天城国際特許事務所
(72) 発明者 丸山 敏江
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
最終頁に続く

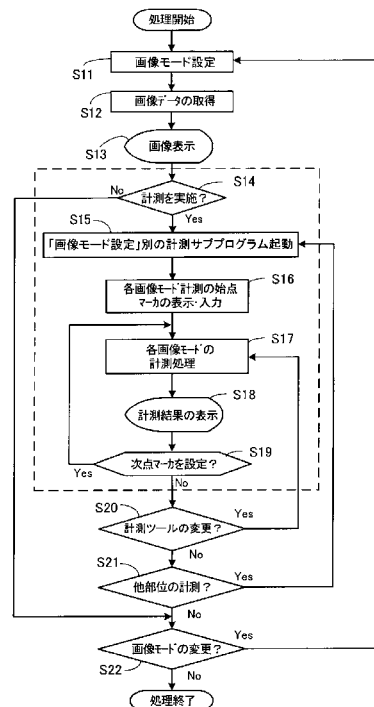
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】自動計測化によって診断の迅速化を図る一方で、操作者である医師あるいは検査技師が、超音波診断装置の操作に戸惑うことなく検査項目を簡単に入力し計測できる、操作性の高い超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】超音波画像モードの種別に対応する複数個の計測ツールを設定する計測ツール設定手段と、超音波画像上において複数個の計測点位置を順次入力する計測点入力手段と、この計測点入力手段で設定された、複数個の計測点の位置および設定順序から、前記複数個の計測ツールの1つを選択する計測ツール選択手段と、この手段により選択された計測ツールにしたがって、前記計測点入力手段で設定される計測点に基づき、所定の計測処理を行う計測処理手段と、この計測処理手段による計測処理結果を、前記超音波画像上に併せて表示する計測表示手段とを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像モードの種別に対応する複数個の計測ツールを設定する計測ツール設定手段と、

超音波画像上において複数個の計測点位置を順次入力する計測点入力手段と、

この計測点入力手段で設定された、複数個の計測点の位置および設定順序から、前記複数の計測ツールの 1 つを選択する計測ツール選択手段と、この手段により選択された計測ツールにしたがって、前記計測点入力手段で設定される計測点に基づき、所定の計測処理を行う計測処理手段と、

この計測処理手段による計測処理結果を、前記超音波画像上に併せて表示する計測表示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

前記計測処理手段において、前記計測点入力手段で入力された 2 つ以上の計測点が同一直線上にある場合、前記計測点を直線で補間して表示し、前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールの計測処理を行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記計測処理手段において、前記計測点入力手段で入力された 3 つ以上の計測点が同一直線上にない場合、前記計測点を曲線で補間して表示し、前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールの計測処理を行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールを、手動により変更することができることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 20

【請求項 5】

前記計測点入力手段で入力された計測点の位置の移動、および複数の計測点から形成された図形の拡大、縮小、移動が手動で行えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記計測点入力手段で入力された計測点の位置と、前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールを保持したまま、前記超音波画像の倍率のみを手動により変更することができることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 30

【請求項 7】

前記計測ツール選択手段で選択される計測ツールよりも優先して、あらかじめ計測ツールを設定できることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、診断中の超音波診断画像に対して行う画像計測処理に関し、装置の操作性を向上して、医師或いは検査技師の診断の迅速化を可能とする超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は小型でありながら、簡単に内部の臓器状態をリアルタイムに診断できるため、胎児診断や心臓検診をはじめとする広い医療分野で使用されている。医師或いは検査技師などの超音波診断装置の操作者は、一刻も早く患者の診断をしなければならない急を要する場合があるが、超音波診断装置を用いて実際に必要な画像および計測結果を得るまでには、スキャン方式の設定、画像モードの設定、観測すべき部位ごとの画質設定、計測項目設定等、多くの設定項目があり、装置操作を習熟するにはかなりの時間を要する。 40

【0003】

特に計測項目においては、画像モードと観測部位ごとに計測項目が細分化されており、2点間の直線距離、曲線の長さ、閉曲線の囲む面積、時間などの幾何学的計測から、心拍 50

数計測、左室機能計測、僧帽弁計測、大動脈弁計測、肺動脈弁計測、胎児発育計測、血流の流速計測、圧較差計測、ヒストグラム計測などの様々な計測項目が存在する。

【0004】

医師或いは検査技師などの超音波診断装置の操作者は、超音波画像を表示した段階で診断すべき検査項目がわかっており、すぐに計測を開始したいのにもかかわらず、画面に表示された様々なメニュー項目から計測目的に合致した計測項目を選択し、測定したい部分に計測点マーカを設定した後、測定を開始させるといった煩雑な手順をとらざるを得ないのが現状である。

【0005】

このように医師或いは検査技師が、多様化、高度化する医療装置の操作に手間取ってしまうことは好ましい状況ではない。そのため、超音波診断装置においても装置の操作性向上が図られている。例えば、撮像領域（部位）の形状を示すボディマークを画面に表示し、この画面に表示されたボディマークの座標位置を入力すると、この座標位置に基づいて、当該超音波診断装置の動作設定をデータベースから読み出し、超音波診断装置を自動制御するものがある（特許文献1）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-486号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1に示したように、ボディマークの位置座標に基づいて計測項目が自動的に選択され、診断の迅速化が図られることは重要である。しかしながら、あらかじめデータベースに保存された動作設定を読み出しているにすぎない。自動設定された計測項目は、別の計測をしたいなど、操作者の意図に沿わず逆に不便となる場合もある。そのため、操作者の意図がスムーズに反映されるよう、簡単に計測項目を入力できるヒューマンインターフェースが必要となる。

【0008】

そこで本発明は、上記の問題点を解決するためになされたもので、自動計測化によって診断の迅速化を図る一方で、操作者である医師あるいは検査技師が、超音波診断装置の操作に戸惑うことなく計測項目を簡単に入力し計測できる、操作性の高い超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の課題を解決するために、本発明によれば、超音波画像モードの種別に対応する複数個の計測ツールを設定する計測ツール設定手段と、超音波画像上において複数個の計測点位置を順次入力する計測点入力手段と、この計測点入力手段で設定された、複数個の計測点の位置および設定順序から、前記複数個の計測ツールの1つを選択する計測ツール選択手段と、この手段により選択された計測ツールにしたがって、前記計測点入力手段で設定される計測点に基づき、所定の計測処理を行う計測処理手段と、この計測処理手段による計測処理結果を、前記超音波画像上に併せて表示する計測表示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置が提供される。

40

【0010】

さらに、前記計測処理手段において、前記計測点入力手段で入力された2つ以上の計測点が同一直線上にある場合、前記計測点を直線で補間して表示し、前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールの計測処理を行うことを特徴とする超音波診断装置が提供される。

50

【0011】

さらに、前記計測処理手段において、前記計測点入力手段で入力された3つ以上の計測点が同一直線上にない場合、前記計測点を曲線で補間して表示し、前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールの計測処理を行うことを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【0012】

さらに、前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールを、手動により変更することができることを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【0013】

さらに、前記計測点入力手段で入力された計測点の位置の移動、および複数の計測点から形成された図形の拡大、縮小、移動が手動で行えることを特徴とする超音波診断装置が提供される。

10

【0014】

さらに、前記計測点入力手段で入力された計測点の位置と、前記計測ツール選択手段で選択された計測ツールを保持したまま、前記超音波画像の倍率のみを手動により変更することができることを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【0015】

さらに、前記計測ツール選択手段で選択される計測ツールよりも優先して、あらかじめ計測ツールを設定できることを特徴とする超音波診断装置が提供される。

【発明の効果】

20

【0016】

本発明による超音波診断装置によれば、測定する部位の種別、測定中の画像モード、および操作者の入力する測定点の設定順序に応じて最適な計測項目を自動判別でき、しかも操作者の意図により計測項目を自由に変更できるので、操作者は超音波診断装置の操作に戸惑うことなく、診断に集中することが可能であり、超音波診断装置の操作性が向上し、検査、計測のスループットを向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、画像計測処理のフローチャートである。

30

【図3】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、B画像モードの超音波診断画像上での直線計測実施例である。

【図4】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、B画像モードの超音波診断画像上での曲線計測実施例であり、(a)はスプライン曲線計測、(b)は楕円曲線計測の場合を示す図である。

【図5】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、B画像モードでの計測サブプログラムのフローチャートである。

【図6】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、M画像モードの超音波診断画像上での直線計測実施例である。

40

【図7】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、M画像モードでの計測サブプログラムのフローチャートである。

【図8】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、D画像モードの超音波診断画像上での計測実施例である。

【図9】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、D画像モードでの計測サブプログラムのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本発明の実施形態について図面を参照しながら詳細に説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図である。図1に示すように、超音波診断装

50

置 100 は超音波診断装置本体部 10 と、操作入力部 20、観測部位に超音波をあて、そのエコーを受信する超音波プローブ 30、および超音波診断装置本体部 10 から出力される超音波診断画像を表示するモニタ 40 とにより構成される。前記操作入力部 20 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、キーボード、および TCS (タッチコマンドスイッチ) などを含むコンソールパネルを有する。

【0019】

超音波診断装置本体部 10 は、本装置の全体の制御を行う CPU 部 11 と、この CPU 部 11 により制御され主に超音波診断装置本体部 10 のハード機能を制御するシステム制御部 12、得られた超音波診断画像から観測部位の大きさなどを計測する計測処理部 13、および制御処理のプログラムや計測処理結果を記録保存する記憶メモリ部 14 を具備している。

10

【0020】

さらに超音波診断装置本体部 10 は、システム制御部 12 が制御する超音波信号の送信部 15 および受信部 16 と、受信信号の増幅やスキャン方式に対応して信号を処理し超音波診断画像を構成する信号処理部 17 と、信号処理部 17 で得られた超音波診断画像の表示画像および計測処理部 13 で得られた画像計測結果を合成表示する表示画像処理部 18 とで構成され、この超音波診断画像をモニタ 40 に出力する。

【0021】

図 2 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置が実行する画像計測処理のフローチャートである。本実施形態の超音波診断装置 100 で行う画像計測処理は、計測処理部 13 において、図 2 に示すフローチャートに基づく処理手順が実施される。

20

【0022】

まず、操作者は、超音波診断装置 100 に被検者の患者 ID を入力し、観測したい部位に対しボディマークと呼ばれる部位を選択する。超音波診断装置 100 により、その部位の診断目的に適切な画像モード、例えば、B 画像モード (断層画像モード)、M 画像モード (移動距離を表示する画像モード)、或いは D 画像モード (ドブラモード) や輝度、コントラストおよび分解能などの画質設定、さらに後述する計測モードおよび計測項目などが自動で設定される。また、集団検診などで検査項目がわかっているならば、後述のプリセット機能により画像モード、計測モード、計測項目などを一括して設定することも可能である。

30

【0023】

計測処理開始にあたり、操作者が自動設定された画像モードを変更したい場合には、図 1 で示した操作入力部 20 により画像モードを新たに設定することができる (S11)。

【0024】

次に操作者は、超音波診断画像を取得するために超音波プローブ 30 を被験者の測定部位にあてて診断を実施する (S12)。超音波診断装置 100 から、モニタ 40 上に超音波診断画像が表示される (S13)。観測部位の計測を実施するに十分な画像データを表示できたならば、観測部位の「計測」を開始する (S14)。このステップ S14 の計測開始の決定は、超音波診断装置 100 の操作入力部 20 のキーボード、TCS (タッチコマンドスイッチ) またはマウス、トラックボールなどのポインティングデバイスを使用して画面メニューから「計測開始」を選択することで行うことができる。

40

【0025】

計測を開始するには不適切な画像モードである場合には、後述するステップ S22 へ進み、画像モードを変更して再度はじめから診察を行う。

【0026】

「計測開始」を選択した場合、ステップ S11 で設定した画像モード (B 画像モード、M 画像モード、或いは D 画像モード等) に対応した計測サブプログラムが CPU 部 11 で選択され動作する (S15)。

【0027】

モニタ 40 の一部では、「計測中」が表示され、計測の第 1 点となる始点、たとえば x

50

マークを表示して指示入力を待つ状態になる。操作者が操作入力部 20 のポインティングデバイスを操作して、モニタ 40 上に始点マーカとして表示されている × マークに、カーソル位置を合わせ、この始点マーカを観測部位が表示されている超音波診断画像の所望の位置へ移動（以下ドラッグ）して、操作入力部 20 の確定キー（SET キー）またはポインティングデバイスの押下により、第 1 計測点（始点）の位置を決定する（S16）。

【0028】

この第 1 計測点の位置データが読み込まれると、各画像モードに対する計測処理待ちとなり（S17）、モニタ 40 上には、追加の計測点入力、すなわち次点のマーカ設定を要求するメッセージが表示される（S18）。この次点マーカが設定されると（S19）、ステップ S17 に戻り、それまで入力されたマーカの位置、数および入力順序などから適切な計測項目、計測モードを判断して新たに計測処理を行う（S17）。そして、再度計測結果をモニタ 40 上に表示する（S18）という繰り返し動作が行われる。

すなわち、操作者によって入力された計測点の位置が、モニタ 40 上に順次表示され、追加の計測点の入力ごとに、それまで入力済みの計測点の位置、数、及びその順序により、各画像モードに設定された計測項目の画像処理計測が自動的に行われ、その計測結果が、モニタ 40 上に超音波診断画像と併に表示される。

【0029】

操作入力部 20 のポインティングデバイスの右ボタン（NEXT キー）を押下することで、入力中を示す次点マーカを入力でき、左ボタン（SET キー）の押下によって、入力した図形を確定する終点マーカを入力することができる。これにより、計測点が入力中か確定済みかを区別する。また、クリックとダブルクリックを使い分けることにより、次点マーカ、終点マーカを区別することも可能である。

【0030】

ステップ S19 において、操作者が意図した計測が行われている場合、次点マーカではなく終点マーカを入力する。そうすることで、自動設定されている計測ツールは固定され、マーカの追加や移動、変形に対して計測ツールが変更されることがない。

【0031】

図 2 の点線枠は、ステップ S11 で設定された画像モード毎に、処理フローが異なる計測サブプログラムが選択され動作する部分を示しているが、操作者が計測点の追加マーカを設定する度に、最適な計測項目が設定され処理されるという点では、どの画像モードも全く共通である。点線枠で示す各画像モードでの処理フローの詳細は後述する。

【0032】

ここでいう計測項目とは、たとえば、画像モードが B 画像モードであれば、2 点間の直線距離計測、多点入力時における近似曲線の長さ（外周）計測、閉曲線の面積または周囲長計測、角度などの計測が代表的である。この他には、ヒストグラム計測、プロファイル計測、狭窄比率計測等などがある。

【0033】

画像モードが M 画像モードであれば、心拍数計測、時間計測、速度（傾き）計測、距離計測などの計測が代表的である。この他には左室機能計測、僧帽弁計測、大動脈弁計測などがある。

【0034】

画像モードが D 画像モードであれば、血流の流速計測、加速度計測、圧較差計測などが代表的である。この他には流速ヒストグラム計測、ハートレート、僧帽弁計測、大動脈弁計測などがある。

【0035】

また計測モードとは、入力された計測点をどのような曲線（または直線）で近似して計測処理を行うかを定めるものであり、2 点間の値を求める直線計測モード、多点間を曲線で近似して計測する曲線計測モードがある。

【0036】

曲線計測モードでは、多点間をスプライン曲線で近似するスプライン計測モードと、閉

10

20

30

40

50

曲線の場合は、楕円曲線で近似して計測する楕円近似計測モードなどがある。

【 0 0 3 7 】

計測項目と計測モードは相互に関連しており、この2つを総称して計測ツールと呼ぶことにする。計測ツールの例として、2点間の距離計測であれば直線距離計測、近似曲線の長さであればスプライン距離計測、楕円閉曲線の面積であれば楕円近似面積計測となる。また、画像モードが変われば、選択できる計測ツールの種類も異なる。

【 0 0 3 8 】

超音波診断装置100によって自動的に判断された計測ツールを、操作者の意図によって変更したい場合には、操作入力部20のポインティングデバイスを用いて、「計測ツールの変更」メニューを選択して計測ツールの変更を行う。この場合、入力済みの計測点マーカの位置座標は保存される。(S20)。

10

【 0 0 3 9 】

他の部位を測定したい場合には、操作入力部20のポインティングデバイスを用いて「再計測」メニューを選択し、他の部位を再計測する(S21)。画像モードを変更して再計測を行いたい場合には、同じく操作入力部20によって「画像モード変更」メニューを選ぶ。終了したい場合は「計測終了」メニューを選択する(S22)。

【 0 0 4 0 】

次に、本実施例の特徴である、操作入力部20のポインティングデバイスの操作と、各画像モードで行われる画像計測処理の動作について、超音波診断画像の表示例を用いて具体的に説明する。

20

【 0 0 4 1 】

図3は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、B画像モードの超音波診断画像上での直線計測実施例である。B画像モードにおける直線計測モードとは、設定した2点間の距離を測定する計測処理が代表的である。図3では、B画像モードにおける胸部心臓2室2心房の超音波画像を示している。

【 0 0 4 2 】

図3(a)に示すように、画像計測が始まれば、超音波診断画像内の一部に始点マーカの×印31が表示される。操作者は、心臓左室系の形態計測のため、この始点マーカ31を所望の計測位置、例えば、同図(b)に示すような、心室中隔壁の壁側位置までドラッグし、第1の計測点(始点)32を設定する。

30

【 0 0 4 3 】

図3(b)に示すように、操作者は、心室中隔厚さ、左心室ボリュームの目安となる左室径、左室壁厚さを計測するために、まず心室中隔壁の対向する壁側位置に一般的な矢印のカーソル(図示せず)を移動させ、所望の位置でクリックして、第2の計測点33を確定する。この確定操作により、第1の計測点(始点)32と第2の計測点33とを結ぶ直線(波線)34が表示され、モニタ40上の超音波診断画像とともに計測処理結果として、第1の計測点(始点)32と第2の計測点33との距離(Dist1)が表示される。このとき、計測点の数は2つであるので直線計測モードが自動判別される。

【 0 0 4 4 】

更に、図3(c)に示すように、先の第1の計測点(始点)32と第2の計測点33とほぼ延長上となる左心室内側壁にカーソルを移動し、所望位置でクリックすることにより、第3の計測点35の位置を確定する。この3点の位置関係が、ある値に設定されたグリッド間隔値の範囲内において、ほぼ直線関係であれば、超音波診断装置100では、直線計測モードが継続されていると判断して、その計測項目(この場合、距離計測)は維持される。第1の計測点(始点)32と第2の計測点33と第3の計測点35とを結んだ直線が再表示され、第1の計測点(始点)32と第2の計測点33との間の距離値1(Dist1)と、更に第2の計測点33と第3の計測点35との距離2(Dist2)が、モニタ40上に表示される。

40

【 0 0 4 5 】

図3(d)に示すように、更に同様にして、第4の計測点36が、第2の計測点33と

50

第3の計測点35とを結ぶ直線のほぼ直線延長上にある場合は、第3の計測点35と第4の計測点36との距離値3 (Dist3) がモニタ40上に追加表示される。

【0046】

なお、本実施例では、表示画面の上から下、右から左へ計測点を設定したが、計測点の設定方向は任意とする。そのため、表示画面では各点を結ぶ直線34と処理結果の数値は線種、色分けなどの手法を用いによって対応させることで区別できる。

【0047】

また、入力した3点以上の計測点の位置関係が直線上でない場合、後述するように、曲線計測モードが自動的に選択されるが、各計測点間の距離を折れ線のように計測をしたい場合は、操作入力部20のポインティングデバイスで、「計測ツール」メニューから「直線計測」を選び、直線計測モードを固定することが簡単にできる。「計測ツール」のメニューは、例えば、モニタ40上に常時メニューを表示してもよいが、ポインティングデバイスの右クリックのサブメニューから選んでもよい。

10

【0048】

図4は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、B画像モードの超音波診断画像上での曲線計測実施例であり、(a)はスプライン曲線計測、(b)は楕円曲線計測の場合を示す図である。

【0049】

本実施例では、操作者の入力した計測点の位置、数、入力順序の違いによって、直線計測モードから曲線計測モードへと自動的に計測モード変更され、さらに曲線計測モードのうち、スプライン計測モードまたは楕円計測モードが自動判別される。

20

【0050】

まず、図4(a)によりスプライン計測モードについて説明する。図4(a)-1に示すように、図3の直線計測モードの場合と同じく、計測が開始されると、始点マーカのx印31がモニタ40上に表示される。次に、例えば第1の計測点(始点)として、左心室内腔壁の位置まで計測点31をドラッグして計測点41とする。次に第2の計測点42を位置確定する。この段階においては、2点の計測点が設定されているため、直線計測モードが自動判別され、計測点41と計測点42との距離が計測項目として判別され、計測処理結果がモニタ40上に距離値(Dist)として表示される。

【0051】

次に図4(a)-2に示すように、第3点目の計測点43が、第1の計測点41と第2の計測点42とを結ぶ直線上から、ある値に設定されているグリッド間隔の範囲外からずれている場合は、操作者の診断意図が曲線計測モードであると超音波診断装置100で自動判別され、第1の計測点41、第2の計測点42、第3の計測点43とを破線で示すスプライン曲線で近似する。このとき、計測点41から計測点43までのスプライン曲線の長さについて計測処理を行い、モニタ40上に長さ(Dist)を表示する。

30

【0052】

次に、図4(a)-3に示すように第4点目の計測点44を位置確定する。すると超音波診断装置100では、閉曲線モードであると自動判別され、第1の計測点41、第2の計測点42、第3の計測点43、第4の計測点44から計算されるスプライン閉曲線45を表示する。そして計測処理結果としてスプライン閉曲線45で囲まれる面積(Area)、および同曲線の外周距離値(Circ)がモニタ40上に表示される。

40

【0053】

次に、図4(b)により、楕円近似計測モードについて説明する。第1の計測点41、第2の計測点42、第3の計測点43、第4の計測点44の入力順序を変えると、超音波診断装置では楕円計測モードが自動判別される。

【0054】

図4(b)-1では、図4(a)-1と同様に、第1計測点41と第2の計測点42の位置確定を行う。次に図4(b)-2で第3計測点43の位置確定を行う。ここまでは、図4(a)のスプライン曲線計測モードと同じであるので、重複する説明は省略する。

50

【0055】

図4(b)-3に示すように、第4計測点44の位置確定に際し、第1計測点41と第2計測点42とを結んだ1点破線で示す補助線46と、第3計測点43と第4計測点44とを結んだ1点破線で示す補助線47が交わるように設定する。そうすると、超音波診断装置100では、第1計測点41～第4計測点44の4点による一般的な近似楕円48を演算し、モニター40上へ表示する。このとき、計測処理結果として、楕円曲線48で囲まれる面積(Area)、長軸の長さ(D1)、短軸の長さ(D2)および同曲線の外周距離値(Circ)がモニター40上に表示される。

【0056】

図5は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、B画像モードでの計測サブプログラムのフローチャートである。図3、図4での説明と重複するので簡潔に説明する。

10

【0057】

操作者がB画像モードで計測を開始すると(S501)、超音波診断装置100ではB画像モードと判別して(S502)、B画像モード計測の始点マーカを表示する(S503)。操作者は第1計測点を設定し(S504)、続いて第2計測点を設定する(S505)。すると、超音波診断装置100では、入力された2点間の直線距離を計算する(S506)。さらに、操作者が第3計測点を入力しないのであれば(S507)、そのまま2点間の距離をモニター40上に表示する(S508)。第3計測点が入力されれば(S507)、第1計測点から第3計測点までの3点間の位置関係を判断する(S509)。この3点がほぼ直線上にあれば、直線計測モードを維持し(S510)、第1計測点と第2計測点間の距離、および第2計測点と第3計測点間の距離を表示する(S511)。

20

【0058】

3つの計測点が同一直線上にない場合は、スプライン曲線計測モードとなり、各点を通るスプライン近似曲線にて補間される(S512)。そして第1計測点から第3計測点までの曲線の長さがモニター40上に表示される(S513)。

【0059】

さらに、第4計測点が入力された場合(S514)、第1計測点と第2計測点とを結ぶ直線と、第3計測点と第4計測点とを結ぶ直線とが交差する場合には(S515)、この4点を楕円にて近似し(S516)、楕円近似計測の結果をモニター40上に表示する(S517)。

30

【0060】

交差しないのであれば、スプライン計測モードを維持しながら閉曲線として近似し、スプライン計測モードの結果をモニター40上に表示する。

【0061】

なお、図5のフローチャートでは第4計測点までの記述であるが、さらに第5点以上の追加計測点の入力をする場合には、閉曲線モードを一旦自動的に解除し、また更に閉曲線に戻す場合には、次なる計測点を第1計測点(始点)に重ねて位置確定する。というフローを付け加えてもよい。

【0062】

本実施形態においては、計測対象となるBモード画像上に所望の計測点を位置決定する毎に、それまで入力した計測点の位置、数、入力順序に基づく計測が自動的に実行されて、その結果がモニター40上に表示されるので、計測ツールをあらかじめ設定することなしに観測部位の計測をすることができる。この結果、超音波診断装置の操作性が向上し、検査、計測のスループットを向上することができる。

40

【0063】

図6は本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、M画像モードの超音波診断画像上での直線計測実施例である。M画像モードでは、生体器官の運動状態を観察することができる。この図6を用いてMモード画像での画像計測処理について説明する。

【0064】

50

図6は心臓左室系の例えば僧帽弁などの弁片の開閉機能を動的に計測するMモード画像の静止画像を示している。Mモード画像における弁片の開閉機能評価には、移動距離、移動時間、移動速度(傾き)の計測が一般的であり、超音波診断装置100によりこれらの計測項目がM画像モードを選択した段階で自動判別される。図6において、垂直方向は距離を水平方向は時間を示している。

【0065】

図6(a)に示すように、図3、図4で示したBモード画像の計測処理と同様に、計測開始とともにMモード静止画像一部に始点マーカの×印31が表示される。操作者は心臓の弁片運動の計測のため、始点マーカ31をドラッグし、弁片像の位置の上で第1の計測点(始点)61を位置決定する。

10

【0066】

次に、図6(b)に示すように、第2計測点の設定のため、図6(a)の破線で示すように、第1の計測点61から画面の垂直方向に、第2の計測点62を遠位(Mモード画像上では下側)の弁片像の位置に合わせ決定する。このとき、第1の計測点61と第2の計測点62とを結ぶ直線63は、垂直方向に変化しただけであるため、この計測は直線計測であると超音波診断装置100によって自動に判断され、Mモード静止画像と供に直線63の距離(Dist)がモニタ40上に表示される。

【0067】

図6(c)に示すように、図6(b)の状態から、第1計測点61を操作入力部20のポインティングデバイスによりドラッグして、計測点62に対して水平の位置の位置で計測点64を決定すると、計測点62と計測点64とを結んだ直線65は水平方向に変化しただけであるので、この計測は直線計測であると、超音波診断装置100によって自動に判断され、Mモード静止画像とともに、直線65の距離、この場合時間(Time)が計測処理されモニタ40に表示される。

20

【0068】

また、図6(d)に示すように、図6(b)の計測点62を垂直、および水平にも変化があるように計測点66の位置で決定すると、計測点61と計測点66とを結んだ直線67の垂直方向の成分すなわち距離(Dist)と、水平方向の成分すなわち時間(Time)と、水平成分と垂直成分の比である速度(Slope)がモニタ40上に表示される。

30

【0069】

図7は本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、M画像モードでの計測サブプログラムのフローチャートである。図6での説明と重複するので簡潔に説明する。

【0070】

操作者がM画像モードで計測を開始すると(S701)、超音波診断装置100ではM画像モードと判別して(S702)、M画像モード計測の始点マーカを表示する(S703)。操作者は第1計測点を設定し(S704)、続いて第2計測点を設定する(S705)。

【0071】

第2の計測点が、第1の計測点に対して垂直方向に変化していれば(S706)、さらに水平方向にも変化しているかどうかを判断し(S707)、垂直および水平の両方に変化がある場合には、速度計測結果を表示する(S708)。垂直方向のみの変化であれば、距離計測結果を表示する(S709)。垂直に変化せず(S706)、かつ水平方向のみの変化であれば(S710)、時間計測結果を表示する(S711)。第2計測点が、水平にも垂直にも変化しない場合、すなわち第1計測点上に設定した場合は、計測点の設定を取り消し(S712)、ステップS705へと戻る。

40

【0072】

なお、第3点目以降の計測点の入力についての動作は、種々考えられるが、例えば第2計測点を取り消し、第3計測点を第2計測点として置き換える等の処理が考えられる。

【0073】

50

本実施形態のMモード画像に対する計測処理は、距離、時間、移動速度の各計測が、予め具体的な計測ツールの指示をすること無く実施できる。したがって、計測に先立つ各種の設定や計測ツール指定の煩雑な設定準備作業を行わずに計測を実施することができる。

図8は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、D画像モードの超音波診断画像上での計測実施例である。図8は心臓左室の血流入速度波形を示すDモード画像を示している。D画像モードでは、流速や乱流の状況など血液循環の機能情報を得ることが可能である。

【0074】

図8(a)に示すように、画像モードとしてD画像モードを選択すると、水平パーマカ81が表示される。縦軸は血流入速度、横軸は時間を示している。操作者は、Dモード画像に対し、ドプラ血流波形を示すDモード画像上の所望の位置に水平パーマカ81をドラッグして水平パーマカ82を点線で示すように自由に移動できる。マーカの移動に追従して、超音波診断装置100では、ドプラ血流波形像流速値(Ve1)を計測処理し、モニタ40上に表示する。

【0075】

図8(b)に示すように、水平パーマカ82の端をクリックすることにより、計測点を示すx印82a、82bが表示される。そうすると、ドプラ血流波形像流速値(Ve1)のほかに圧較差(PG)を計測処理しモニタ40上に表示する。なお、圧較差は、観測点における流速によるベルヌーイの定理に基づく流速圧を算出して得る。

【0076】

図8(c)に示すように、水平パー82の二つの端点82a、82bはドラッグにより自由にその位置を変化できる。水平パーの左端点82aをドラッグして、脈波形の起始部の左側位置で計測点83として決定する。右端点82bをドプラ脈波形の所望の計測ポイント(この場合ピーク点)まで引き伸ばして、計測点84として決定すると、傾斜パーマカ85が表示される。この段階においては、直線計測モードが自動判別される。この時、計測点83と計測点84間の水平間隔から時間(Time)、垂直間隔から流速の変化率である加速度(Ace1)、さらに2点それぞれの流速(Ve11, 2)、圧較差(PG1, 2)を算出してドプラ画像と共に表示する。

【0077】

さらに、図8(d)に示すように、第3点目となる計測点86を脈波形の右下降部の凹反転部に決定すると、超音波診断装置100では、直線計測モードから曲線計測モードへと自動的に計測モード変更され、傾斜パーマカ85はスプライン曲線87へと変化する。この後、さらに脈波形の境界に沿って計測点88(2番目のピーク点)、計測点89(血流波形の一周期終点)を追加する。

【0078】

このように、3点以上の計測点の入力によってスプライン曲線の適用が自動的にされ、血流波形の一周期分の波形を計測点として決定すれば、超音波診断装置100によって、計測処理が実行され、(最大流速値)、Vmin(最小流速値)、Ved(拡張末期流速値)、Vm(平均流速値)、RI(抵抗インデックス)、PI(脈波流インデックス)、S/D(心収縮期速度・心拡張期速度比)、VTI(速度積分値)、VM(時間平均流速値)、PPG(最大圧較差: 血圧差最大値)、MPG(平均圧較差: 血圧差平均値)の計測結果値がモニタ40上に表示される。

【0079】

図9は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置における、D画像モードでの計測サブプログラムのフローチャートである。図8での説明と重複するので簡潔に説明する。

【0080】

操作者がD画像モードで計測を開始すると(S901)、超音波診断装置100ではD画像モードと判別して(S902)、D画像モード計測の始点パーマカを表示する(S903)。このパーマカは水平であり、規定の長さを有している(S904)。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 1 】

操作者は第 1 計測点として水平パーマカの高さを変えることが可能である。その場合、その高さを示す流速値と、流速度から求められる圧較差がモニタ 4 0 上に表示される。(S 9 0 5) 水平パーマカの左端をドラッグして第 1 の計測点とする (S 9 0 6)。次にパーマカの右端を第 2 計測点としてドラッグする (S 9 0 7)。第 1 計測点と第 2 計測点から形成される傾斜パーマカにより、第 1 計測点と第 2 計測点の流速、圧較差が算出、モニタ 4 0 上に表示される (S 9 0 8)。

【 0 0 8 2 】

次に、第 3 計測点を設定するとパーマカはスプライン曲線に変化し (S 9 0 9)、さらに続いて第 4 計測点および第 5 計測点をドブラ流速波形をなぞるように設定する (S 9 1 0)。超音波診断装置 1 0 0 では、スプライン曲線内の P I、R I、S / D、V T I、V M 等の値を算出し、モニタ 4 0 上に表示する (S 9 1 1)。

10

【 0 0 8 3 】

本実施形態においては、計測対象となる D モード画像上に所望の計測点を位置決定する毎に、それまで入力した計測点の位置、数、入力順序に基づく計測が自動的に実行されて、その結果がモニタ 4 0 上に表示されるので、診断項目をあらかじめ設定することなしに観測部位の計測をすることができる。この結果超音波診断装置の操作性が向上し、検査、計測のスループットを向上することができる。

【 0 0 8 4 】

なお、モニタ 4 0 上に表示される各モードの画像は、計測点の設定中または終了した後もその倍率の変更が可能である。すなわち観測したい部位画像の倍率を上げ、さらに計測点の位置の精度を上げて計測することが可能である。その場合、すでに入力された計測点の座標は保持されるので、計測精度を上げたい場合は、各計測点のマーカ×印をドラッグして再度位置決定すればよい。倍率の変更は操作入力部 2 0 のポインティングデバイス等で「倍率変更」メニューを表示させ、選択することで可能である。

20

【 0 0 8 5 】

また、入力した計測点から形成される図形 (例えば楕円曲線) は、操作入力部 2 0 のポインティングデバイスで形状を変えずに移動させることができ、サイズの縮小、拡大も可能である。

【 0 0 8 6 】

さらに、超音波診断装置 1 0 0 によって自動判別される計測ツールよりも優先して、手動にて計測ツールをあらかじめ設定したい場合は、プリセット機能を用いて簡単なプログラムを実行することができる。このプリセット機能の実行は操作入力部 2 0 のプリセット機能キーもしくは、操作入力部 2 0 のポインティングデバイスで「プリセット機能」メニューを選ぶことによって、操作者があらかじめ設定した計測ツールが実行される。さらに、自動判別される計測項目のうち、表示させたくないもの、不必要なものについても選択が可能である。このプリセット機能は、画像モードや観測する部位からどの計測ツールが優先的に起動するかを記憶メモリ部 1 4 にテーブルを保持し、そのテーブルを参照することで実現可能である。

30

【 0 0 8 7 】

また、本実施例では、曲線近似としてスプライン曲線を用いたが、ベジェ曲線等、計測点間を曲線にて近似できればどのような曲線でも構わない。計測時間の短縮のため、近似曲線の補間次数を下げることも可能である。

40

【 0 0 8 8 】

また、フロー図が煩雑に成るので図示していないが、計測点の入力指示の変更は、操作入力部 2 0 のキーボードのバックスペース、またはエスケープキー (E S C) の押下、またはポインティングデバイスで表示されたメニューの「元に戻る」等の選択により、現在のステップの処理を取り消して、1 つ前のステップに戻り、そのステップで次の入力指示を受け付ける待機の処理が行われる。

【 0 0 8 9 】

50

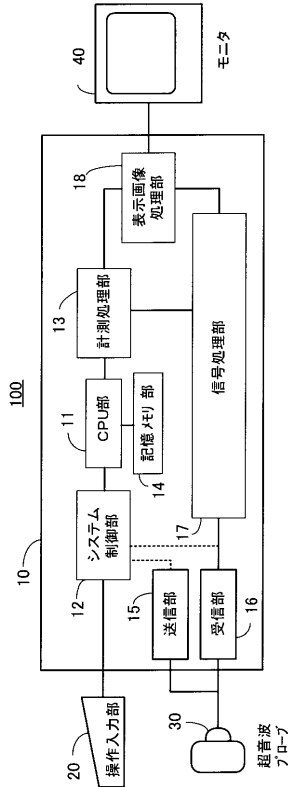
本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。

【符号の説明】

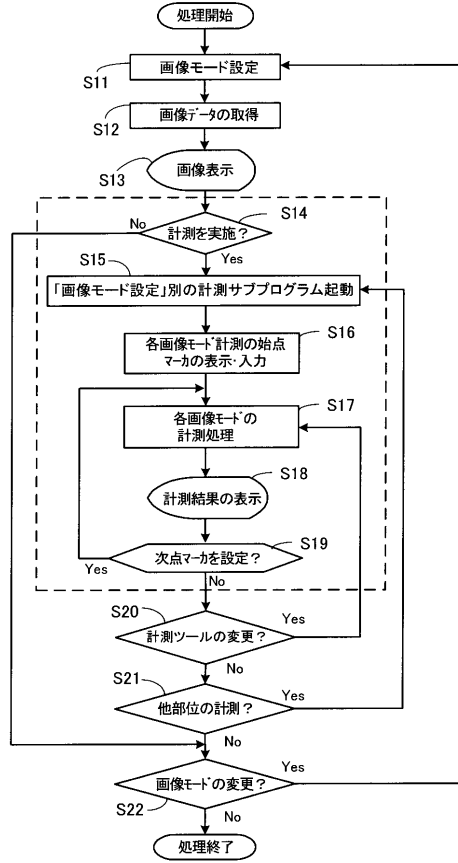
【0090】

100 ... 超音波診断装置	
10 ... 超音波診断装置本体部	
11 ... CPU部	10
12 ... システム制御部	
13 ... 計測処理部	
14 ... 記憶メモリ部	
15 ... 送信部	
16 ... 受信部	
17 ... 信号処理部	
18 ... 表示画像処理部	
20 ... 操作入力部	
30 ... 超音波プローブ	
40 ... モニタ	20
31 ... 始点マーカ	
32、33、35、36 ... Bモード画像における直線を示す計測点	
34 ... 計測点を結ぶ直線	
41、42、43、44 ... Bモード画像における閉曲線を示す計測点	
45 ... スプライン閉曲線	
46、47 ... 補助線	
48 ... 楕円近似直線	
61、62、64、66 ... Mモード画像における計測点	
63、65 ... 計測点を結ぶ直線	
81、82 ... 水平パーマーカ	30
82a、82b ... パーマーカの計測点	
83、84、86、88、89 ... Dモード画像における計測点	
85 ... 傾斜パーマーカ	
87 ... スプライン曲線	

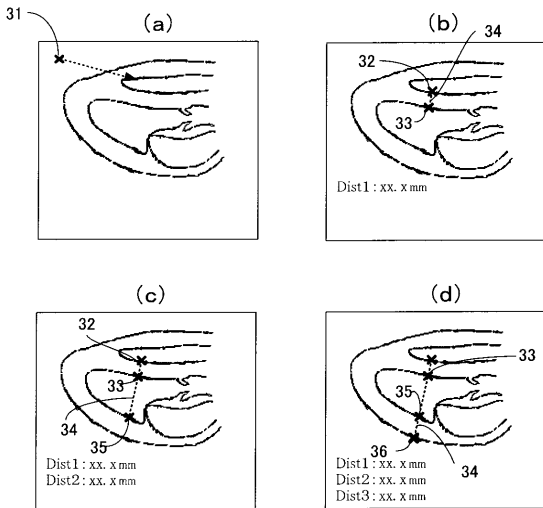
【図1】



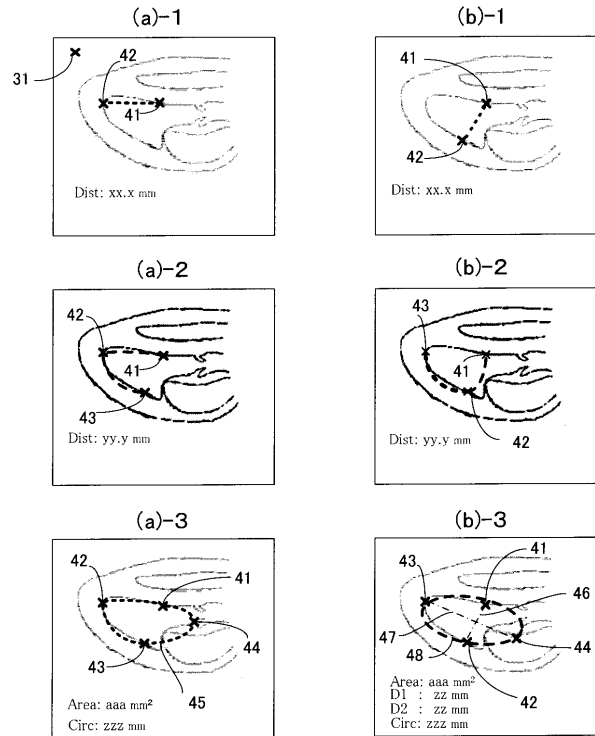
【図2】



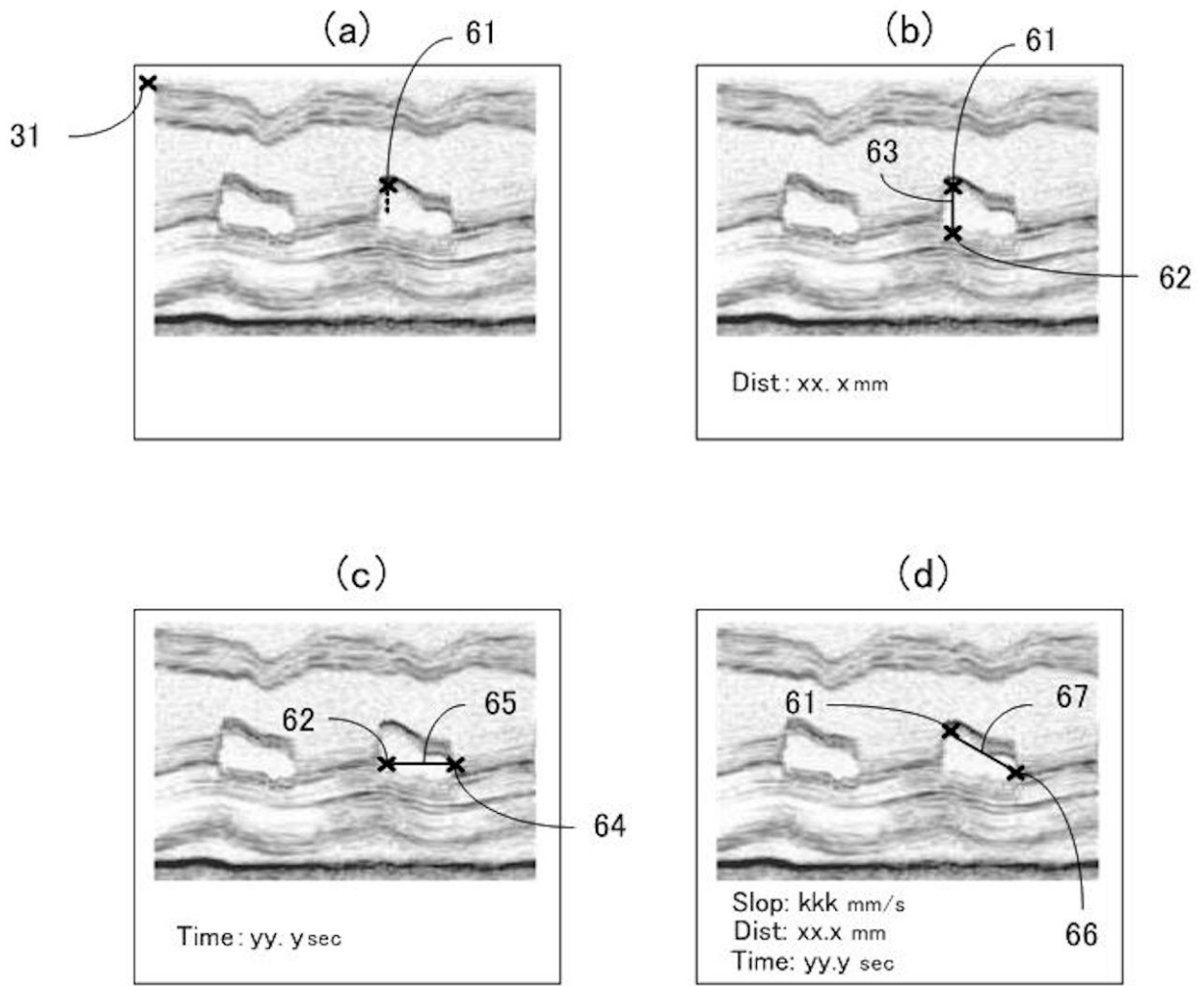
【図3】



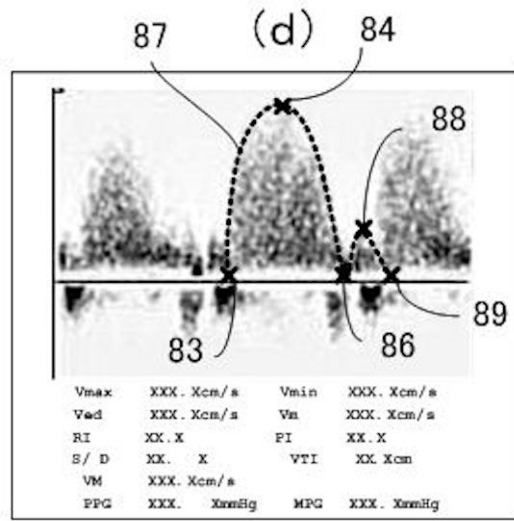
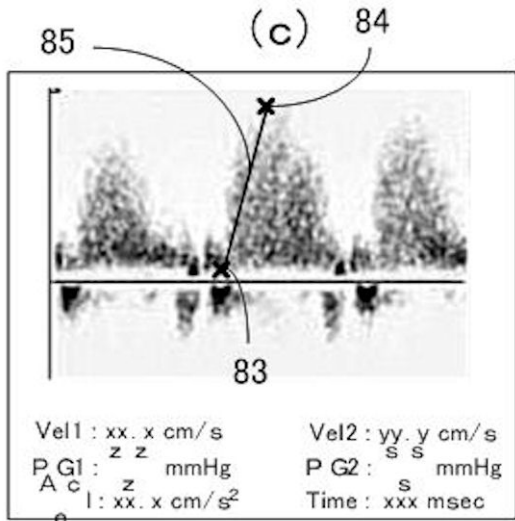
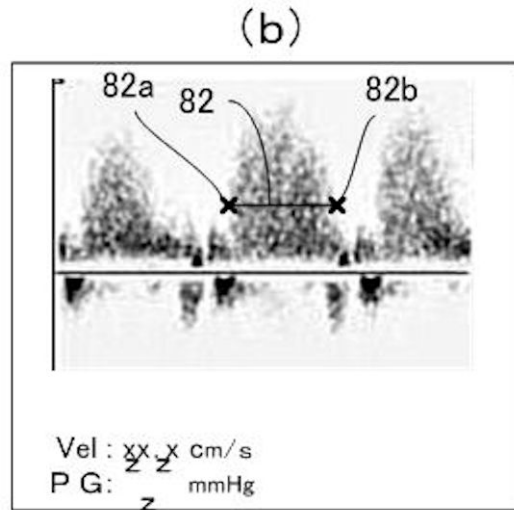
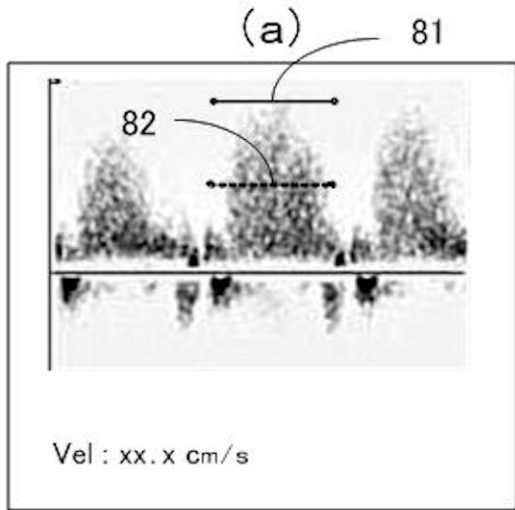
【図4】



【 図 6 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 藤本 奈美

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD15 DD27 EE11 KK11 KK30 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010240198A	公开(公告)日	2010-10-28
申请号	JP2009093006	申请日	2009-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	丸山敏江 藤本奈美		
发明人	丸山 敏江 藤本 奈美		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE11 4C601/KK11 4C601/KK30 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]高可操作性，其允许作为操作者的医生或检查技术人员在不通过超声诊断设备的操作混淆的同时容易地输入和测量检查项目，同时旨在通过自动测量来加速诊断。提供一种超声波诊断装置。解决方案：测量工具设置装置，用于设置与超声图像模式的类型相对应的多个测量工具，用于在超声图像上顺序输入多个测量点位置的测量点输入装置，以及测量根据测量工具选择装置，用于从由点输入装置设置的多个测量点的位置和设置顺序中选择多个测量工具中的一个，并且根据由该装置选择的测量工具进行测量。基于由点输入单元设置的测量点执行预定测量处理的测量处理单元，以及在超声图像上显示测量处理单元的测量处理结果的测量显示单元。 [选择图]图2

