

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4786229号
(P4786229)

(45) 発行日 平成23年10月5日 (2011. 10. 5)

(24) 登録日 平成23年7月22日 (2011. 7. 22)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2005-185349 (P2005-185349)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成17年6月24日 (2005. 6. 24)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-439 (P2007-439A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年1月11日 (2007. 1. 11)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成20年6月5日 (2008. 6. 5)		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	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

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】

被検体表面において所定の位置に配置され、供給される駆動信号に基づいて被検体に対して超音波を送信し当該被検体からのエコー信号を受信する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、

前記駆動信号を発生して前記超音波プローブに供給する駆動信号発生手段と、

受信された前記エコー信号に基づいて、少なくとも2つの異なる断面に関する複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

現在のプローブ位置の判定及び配置すべき位置へのプローブ移動操作の少なくとも一方を支援するために、前記複数の超音波画像から選択された基準画像を用いて、前記超音波プローブの配置位置を基準とする所定距離を示すマーカを支援情報として生成する支援情報生成手段と、

前記支援情報を、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において表示する表示制御手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体表面において所定の位置に配置され、供給される駆動信号に基づいて被検体に対して超音波を送信し当該被検体からのエコー信号を受信する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、

前記駆動信号を発生して前記超音波プローブに供給する駆動信号発生手段と、

10

20

受信された前記エコー信号に基づいて、少なくとも2つの異なる断面に関する複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

現在のプローブ位置の判定及び配置すべき位置へのプローブ移動操作の少なくとも一方を支援するために、生成された前記複数の超音波画像に基づいて、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において解剖学的基準に基づく定量的指標を計算し、当該計算された前記各定量的指標に基づいて支援情報を生成する支援情報生成手段と、

前記支援情報を、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において表示する表示制御手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

撮影対象が心臓である場合、前記計算手段は、前記定量的指標として、心腔面積を直接的又は間接的に表す指標を、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において計算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4】

撮影対象が心臓である場合、前記計算手段は、前記定量的指標として、弁輪と心尖頂点との間の距離を直接的又は間接的に表す指標を、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において計算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5】

撮影対象が心臓である場合、前記画像生成手段は、前記支援情報として僧帽弁弁輪に配置される扇型マーカ又は同心円マーカを生成し、

前記表示制御手段は、当該扇型マーカ又は同心円マーカを前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において表示することを特徴とする請求項2乃至4のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記超音波プローブは、前記複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列され、前記被検体の三次元走査可能な三次元超音波プローブであることを特徴とする請求項1乃至5のうちいずれか一項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、多断層に関する超音波画像を同時に取得できるスキャニング方法及びこれらを同時に表示できる表示方法を実施可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のもので開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がない。そのため、産科や在宅医療等においても使用することも可能である。

【0003】

この超音波診断装置を用いて循環器の虚血性心疾患等を診断する場合には、心筋全体を観察して正常／異常を判定する必要がある。そのため、診断においては、全部の心筋を観察し得る複数の断層像（例えば、心尖部四腔断面、心尖部二腔断面、心尖部左心室長軸断等）が取得され、同時に表示される。これらの複数断層像は、医学的見地から、プローブが心尖の頂点に配置した状態で収集したものが最も好適であるとされる（以下、医学的見地から最も好ましい断面を「最適断面」と呼ぶ。）。

【0004】

しかしながら、従来においては、現在のプローブ位置が心尖の頂点に配置されているか

10

20

30

40

50

否かの判定は、人為的に行われている。従って、判定が困難であると共に、適切な判定を達成するためには、相当の経験が必要となる。また、例えば相当の経験を有する者であっても、心臓の形状が標準的でない等の患者の個体差が大きい場合等には、当該判定は困難なことがある。

【 0 0 0 5 】

さらに、現在のプローブ位置が心尖の頂点に配置されていないと判定された場合であっても、望ましい位置へのプローブ移動は、同時に表示された異なる複数断層画像を観察しながら、感覚的に実行されている。そのため、作業負担が大きく、また、客観的基準に基づくものではないため、操作者によるばらつきが大きい。

【 0 0 0 6 】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 7 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、現在のプローブ位置が適切か否かの判定作業及びプローブを適切な位置に配置するための移動作業を、解剖学的基準に基づく定量的指標に基づいて支援し得る超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 0 9 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体表面において所定の位置に配置され、供給される駆動信号に基づいて被検体に対して超音波を送信し当該被検体からのエコー信号を受信する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記駆動信号を発生して前記超音波プローブに供給する駆動信号発生手段と、受信された前記エコー信号に基づいて、少なくとも 2 つの異なる断面に関する複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、現在のプローブ位置の判定及び配置すべき位置へのプローブ移動操作の少なくとも一方を支援するために、前記複数の超音波画像から選択された基準画像を用いて、前記超音波プローブの配置位置を基準とする所定距離を示すマーカを支援情報として生成する支援情報生成手段と、前記支援情報を、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において表示する表示制御手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項 2 に記載の発明は、被検体表面において所定の位置に配置され、供給される駆動信号に基づいて被検体に対して超音波を送信し当該被検体からのエコー信号を受信する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記駆動信号を発生して前記超音波プローブに供給する駆動信号発生手段と、受信された前記エコー信号に基づいて、少なくとも 2 つの異なる断面に関する複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、現在のプローブ位置の判定及び配置すべき位置へのプローブ移動操作の少なくとも一方を支援するために、生成された前記複数の超音波画像に基づいて、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において解剖学的基準に基づく定量的指標を計算し、当該計算された前記各定量的指標に基づいて支援情報を生成する支援情報生成手段と、前記支援情報を、前記複数の超音波画像のうちの少なくとも二つの画像において表示する表示制御手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

以上本発明によれば、現在のプローブ位置が適切か否かを客観的基準に基づいて判定し得ると共に、プローブを適切な位置に配置するための判定作業を補助し得る超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

10

20

30

40

50

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0012】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。同図に示すように、同図に示すように、本超音波診断装置10は、超音波プローブ12、入力装置13、モニタ14、送受信ユニット21、Bモード処理ユニット22、ドプラ処理ユニット23、表示制御部25、指標計算部26、制御プロセッサ27、画像記憶部28、内部記憶装置29、インタフェース部30を具備している。装置本体11に内蔵される超音波送受信ユニット21等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

10

【0013】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

20

【0014】

なお、本実施形態においては、超音波プローブ12は被検体に対して三次元走査が可能な二次元アレイプローブ（超音波振動子がマトリックス状に配置されたプローブ）であるとする。しかしながら、これに拘泥されず、例えば超音波プローブ12を一次元アレイプローブ（超音波振動子が一方向に沿って配置されたプローブ）とし、手動方式、機械方式、拡散ビーム方式によって三次元走査を行う構成としてもよい。

【0015】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示、後述するプローブ位置判定支援において用いられるマーク位置の指定等を装置本体11にとりこむためのトラックボール13a、各種スイッチ、ボタン13b、マウス13c、キーボード13d等を有している。

30

【0016】

モニタ14は、表示制御部25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0017】

送受信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

40

【0018】

なお、送受信ユニット21は、制御プロセッサ27の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。

【0019】

また、送受信ユニット21は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャネ

50

ル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0020】

Bモード処理ユニット22は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、表示制御部25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニタ14に表示される。

【0021】

ドプラ処理ユニット23は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は表示制御部25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニタ14にカラー表示される。

【0022】

表示制御部25は、Bモード処理ユニット22、ドプラ処理ユニット23から受け取った超音波スキャンの走査線信号列から、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、輝度やコントラストの調整、空間フィルタなどの画像処理、種々の設定パラメータの文字情報や目盛などと共に合成して、ビデオ信号としてモニタ14に出力する。なお、当該表示制御部25に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0023】

また、三次元走査によるマルチプレーン表示（異なる断面に関する複数の超音波画像の表示）を実行する場合には、表示制御部25は、三次元走査によって得られる複数断面の画像を、所定の形態にて順次又は同時に表示するための画像データを生成する。

【0024】

図2は、マルチプレーン表示を説明するための図である。同図に示すように、表示制御部25は、例えば通常のBモード撮影により、プローブ位置合わせの基本とされる断層像（基本画像）Aを最初にリアルタイムで表示する。次に、所定の操作によって三次元走査が実行されると、基本画像とは異なる断層像（マルチプレーン画像B、C）を例えば図2に示すような形態にて表示する。操作者は、同時にリアルタイム表示される基本画像、及びマルチプレーン画像を観察しながら、プローブの正確な位置合わせを行うことができる。

【0025】

なお、プローブ位置合わせとは、被検体表面上のプローブ位置、プローブの回転角、チルト角の少なくとも一つを決定する操作である。また、図2におけるアイコンb、cは、心尖頂点側から見た心臓と現在のプローブ位置に対応する超音波走査面（すなわち、超音波画像aに対応する断層位置回転角）を模式的に示したものである。

【0026】

さらに、表示制御部25は、現在のプローブ位置が適切か否かの判定作業、及びプローブを適切な位置に配置するための移動作業を支援するための支援情報を生成する。この支援情報は、超音波診断装置の特性に基づいて、又は指標計算部26によって計算される定量的指標に基づいて生成され、超音波画像と共に所定の形態にて表示される。この内容については、後で詳しく説明する。

【0027】

指標計算部26は、現在のプローブ位置が適切か否かの判定作業、及びプローブを適切な位置に配置するための移動作業を支援するための客観的な基準となる定量的指標を、例えばボリューム空間における幾何学的計算によって計算する。

【0028】

画像記憶部 28 は、当該超音波診断装置によって収集された画像、及びネットワークを介して取得した各種画像を記憶する。

【0029】

内部記憶装置 29 は、所定のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、指標計算部 26 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置 29 のデータは、インタフェース回路 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0030】

制御プロセッサ 27 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ 27 は、必要に応じて内部記憶装置 29 から後述する画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が所有するメモリ領域上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

インタフェース部 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0031】

（プローブ位置判定支援機能）

次に、本超音波診断装置 10 が有するプローブ位置判定支援機能について説明する。図 3 は、本プローブ位置判定支援機能を説明するための概念図である。同図に示すように、基本画像として心尖部四腔断面が、マルチプレーン画像として心尖部二腔断面、心尖部左心室長軸断がそれぞれ取得されているものとする。この場合、各画像が診断に最も好適な最適断面となるためには、プローブ 12 が心尖頂点に位置合わせされている必要がある。

【0032】

しかしながら、単にマルチプレーン表示によって各断面が表示されるのみでは、操作者は現在のプローブが心尖頂点位置に配置されているのか、又は心尖頂点位置に対応させるためのプローブ配置位置はどこであるのかについて判定することはできない。

【0033】

そこで、本実施形態では、上記判定のための支援情報を客観的基準に基づいて生成し所定の形態にて提示する。客観的基準としては、超音波診断装置の特性や解剖学的見地から定量的に計算しうる指標（単に「定量的指標」と呼ぶ）を採用することができる。これにより、現在のプローブ位置が適切か否かの判定作業、及びプローブを適切な位置に配置するための移動作業を支援することができる。以下、各種支援情報毎に実施例として説明する。

【0034】

（実施例 1）

第 1 の実施例は、マルチプレーン表示された各断層像において超音波プローブから所定距離にある位置にマーカを表示することで、プローブ位置判定を支援するものである。解剖学的見地によれば、プローブが心尖頂点位置に配置された場合には、僧帽弁弁輪は、各画像において超音波プローブから等距離に表示されることになる。従って、まずマルチプレーン表示されたいずれかの断層像においてマーカを僧帽弁弁輪に位置合わせし、他の断層像においては当該位置合わせされたマーカ位置の深度に対応する位置に、同じくマーカを表示させる。操作者は、他の断層像において超音波プローブから同じ位置に表示されたマーカ位置と僧帽弁弁輪位置とが対応するように超音波プローブを位置合わせすることで、プローブを心尖頂点位置に配置することが可能となる。なお、超音波プローブからの距離は、被検体中を伝播する超音波の音速と当該超音波の送受信期間によって取得することができる。

【0035】

図 4 は、実施例 1 に係るプローブ位置判定支援機能において実行される処理の流れを示

10

20

30

40

50

したフローチャートである。同図に示すように、まず、マルチプレーン表示された各断層像の所定位置にマーカを表示させる（ステップS 4 1）。図5は、当該ステップにおいて表示されるマーカの一例を示した図である。

【0036】

次に、基本画像上において、マウス13c等によってマーカを移動させ、当該画像上の僧帽弁弁輪に配置させる（ステップS 4 2）。これにตอบสนองして、表示制御部25は、他の断層像において基本画像上のマーカ位置と同じ位置（すなわち、超音波プローブから同じ距離）にマーカを移動させて表示する（ステップS 4 3）。なお、この段階で全ての画像においてマーカと僧帽弁弁輪とが同じ位置で表示されていない場合には、超音波プローブは心尖頂点位置に配置されていないことになる。従って、操作者は、ステップS 4 3での各画像におけるマーカと僧帽弁弁輪との位置関係を観察することで、現在の超音波プローブの配置位置が適切か否かを判定することができる。

10

【0037】

次に、操作者は、各断層像においてマーカと僧帽弁弁輪とが同じ位置になるように、超音波プローブ12の位置を調整し決定することで、プローブを配置すべき心尖頂点位置を特定することができる。（ステップS 4 4）。

【0038】

（実施例2）

第2の実施例は、マルチプレーン表示された各断層像において心腔面積を間接的に示す定量的指標を計算し、これに基づく支援情報を生成して提示することで、プローブ位置判定を支援するものである。これは、プローブが心尖頂点位置に配置された場合には、心尖部四腔断面、心尖部二腔断面、心尖部左心室長軸断の全てにおいて心腔面積が最大になるという、解剖学的な客観的基準に基づくものである。

20

【0039】

図6は、実施例2に係るプローブ位置判定支援機能において実行される処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、マルチプレーン表示された各断層像のうち、例えば基本画像に対して弁輪上に異なる2点を入力装置13によってマークする（ステップS 6 1）。指標計算部26は、マークされた2点に対応するポリウムデータ上の各位置を特定すると共に、特定された各位置に基づいて、各マルチプレーン画像において対応する二点をマークする（ステップS 6 2）。なお、各画像における弁輪抽出は、例えばA C T（Automated Contour Tracking）技術を採用することができる。

30

【0040】

次に、指標計算部26は、ポリウムデータ上に特定された二点を直線で結び、その中心点からプローブ12の先端（又は、開口部の中心）位置までの距離（マーク中心 - プローブ間距離）を断面画像毎に計算し、その結果を表示制御部25に送り出す（ステップS 6 3）。

【0041】

表示制御部25は、断面画像毎に計算されたマーク中心 - プローブ間距離を、例えば図7に示す棒グラフでモニタ14に表示する（ステップS 6 4）。解剖学的見地によれば、マーク中心 - プローブ間距離が最大であるとき、心腔面積も最大になると考えられる。従って、操作者は、表示された棒グラフを観察しながら、各断面画像A、B、Cにおいてマーク中心 - プローブ間距離が最大になる位置にプローブを移動させることで、プローブを配置すべき心尖頂点位置を特定することができる（ステップS 6 5、ステップS 6 6）。

40

【0042】

（実施例3）

次に、実施例3について説明する。本実施例では、弁輪を結ぶ直線とプローブの先端（又は、開口部の中心）位置とを結ぶ距離（弁輪 - プローブ間距離）を定量的指標としてマルチプレーン表示される断層像毎に計算し、これに基づく支援情報を生成し提示することで、プローブ位置判定を支援する。これは、プローブが心尖頂点位置に配置された場合には、心尖部四腔断面、心尖部二腔断面、心尖部左心室長軸断の全てにおいて弁輪 - プロー

50

プローブ間距離が略等距離になるという、解剖学的な客観的基準に基づくものである。

【 0 0 4 3 】

図 8 (a)、(b) は、実施例 3 に係る支援情報を用いたプローブ位置判定支援を説明するための概念図である (図 8 (a) は左心室を心尖方向から見た簡略図であり、図 8 (b) は、左心室長軸断面の簡略図である。)。心尖方向から見た左心室は、同心円によって近似でき、心尖頂点の位置は同心円中心と見ることができる。従って、図 8 (a) に示すように、プローブが心尖頂点に配置されているとすれば、図 8 (b) に示すように、同心円直径の両端からプローブまでの距離 L ($L_1 = E_1 T$, $L_2 = E_2 T$) は、各断面間において略等しくなる。

【 0 0 4 4 】

一方、図 9 (a) に示すように、プローブが心尖頂点に配置されていない場合には、図 9 (b)、(c)、(d) に示すように、同心円マーカの直径の両端からプローブまでの距離 L_1 , L_2 は、各断面間において異なる値となる。なお、図 9 (b)、(c)、(d) 中の点線は、図 9 (b) に示した心筋の輪郭を示している。

【 0 0 4 5 】

本実施例では、このような解剖学的特性に着目し、画像上の僧帽弁輪に同心円マーカを配置し、同心円マーカ直径の両端からプローブまでの距離 L_1 , L_2 を提示し、プローブ位置判定を支援するものである。

【 0 0 4 6 】

図 10 は、実施例 3 に係るプローブ位置判定支援機能において実行される処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、マルチプレーン表示された各断層像のうち、例えば基本画像上に図 8 (b) に示したような同心円マーカを表示させ、当該マーカを入力装置 13 によって当該画像上の僧帽弁輪に配置する (ステップ S 101)。指標計算部 26 は、基本画像上に配置された同心円マーカに対応するボリュームデータ上の位置を特定すると共に、特定された各位置に基づいて、各マルチプレーン画像において対応する位置に同心円マーカを表示する (ステップ S 102)。

【 0 0 4 7 】

次に、指標計算部 26 は、ボリュームデータ上で特定された同心円マーカの中心点からプローブ 12 の先端 (又は、開口部の中心) 位置までの距離 (同心円マーカ中心 - プローブ間距離) を断面画像毎に計算し、その結果を表示制御部 25 に送り出す (ステップ S 103)。

【 0 0 4 8 】

表示制御部 25 は、断面画像毎に計算された同心円マーカ中心 - プローブ間距離を、例えば実施例 1 と同様の図 7 に示す棒グラフでモニタ 14 に表示する (ステップ S 104)。操作者は、表示された棒グラフを観察しながら、各断面画像 A、B、C において同心円マーカ中心 - プローブ間距離が同一になる位置にプローブを移動させることで、プローブを配置すべき心尖頂点位置を特定することができる (ステップ S 105、ステップ S 106)。

【 0 0 4 9 】

(動作)

次に、マルチプレーン表示における本超音波診断装置 10 の撮影動作について説明する。

【 0 0 5 0 】

図 11 は、本超音波診断装置 10 のマルチプレーン表示を用いた撮影において実行される処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、基準画像としての (心尖部四腔断面) を取得し (ステップ A)、当該基準画像を観察しながら、心尖頂点に対応する被検体表面位置を推定してプローブ位置を決定する (ステップ B)。

【 0 0 5 1 】

次に、マルチプレーン表示を指示するためのスイッチ (マルチプレーンスイッチ) を操作して複数断面の画像を取得し (ステップ C)、例えば図 2 に示した形態にてモニタ 14

10

20

30

40

50

上に基準画像、及び2つのマルチプレーン画像を同時に表示する(ステップD)。

【0052】

次に、基本画像上において、基準となる位置を指定する(ステップE)。すなわち、例えば実施例1の支援情報を用いる場合には、基準画像上に表示されるマーカをマウス等で移動させ、僧帽弁弁輪に配置する。また、実施例2の指標を用いる場合には、基本画像に対して弁輪上に異なる2点を入力装置13によってマークする。また、実施例3の指標を用いる場合には、基本画像上に同心円マーカを表示させ、当該画像上の僧帽弁弁輪に配置する。

【0053】

次に、マルチプレーン表示された全ての画像毎に支援情報を表示する(ステップF)。この支援情報の生成(例えば、定量的指標の計算及びこれに基づく生成)については、既に説明した通りである。

10

【0054】

次に、操作者は、表示された各画像及び画像毎の支援情報を観察しながら、それぞれの断面画像において、超音波プローブの位置、回転角、チルト角の微調整を行うことで、プローブ位置を修正する(ステップG)。また、必要に応じて、アングル方向STC、ゲインスライス厚、フォーカス点、カラーフローのON/OFF等を調整する。

【0055】

プローブ位置の修正により各断面位置が決定すると、被検体に対して造影剤がボラス投与され、心腔内の染影を開始される(ステップH)。操作者は、各画像を観察しながら所定のタイミングでフリーズスイッチを操作し、心腔内への造影剤流入状況を撮影する(ステップI)。

20

【0056】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0057】

本超音波診断装置によれば、超音波診断装置の特性に基づいて又は解剖学的見地から定量的に計算しうる指標に基づいて支援情報をマルチプレーン表示される各画像毎に生成し、これを提示する。従って、操作者は、提示された支援情報を観察することで、撮影対象に対する現在のプローブ位置が適切であるか否か、及び適切な診断のためにプローブをどこに配置すべきか等の判定を容易に行うことができる。その結果、例えば循環器の虚血性心疾患の診断においてマルチプレーン撮影を行う場合にも、各撮影方向について最適断面を容易且つ迅速に設定することが可能となり、作業負担の軽減、診断の質の向上に貢献することができる。

30

【0058】

また、本超音波診断装置によれば、マルチプレーン撮影を行う度に支援情報を生成しこれを提示する。従って、常に客観的基準に基づいて位置判定が可能であるため、被検体の個体差(個人差)に影響されることなく、例えば心臓の形状が異常な場合等であっても、複数の最適断面を迅速且つ容易に取得することができる。

【0059】

なお、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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

40

【0060】

(1)本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0061】

50

(2) 上記実施形態においては、画像毎に指標を提示する構成であった。これに対し、例えば上記実施形態に係る各指標の合計値を所定の形態にて提示する構成であってもよい。すなわち、例えば実施例1の場合、プローブが心尖頂点に配置されている場合には、各画像に対応する指標(マーク中心-プローブ間距離)の合計値は最大となり、従ってプローブが他の位置に配置されている場合の合計値よりも大きい。従って、操作者は、各画像に対応する指標の合計値が最大となるようにプローブを移動させることで、プローブ位置の適否を判定することができる。

【0062】

(3) 上記実施形態においては、画像毎に計算された指標をモニタ上に各画像と同時に表示する構成であった。しかしながら、計算された指標を表示する場所はモニタに拘泥する趣旨ではなく、他の表示部(例えばプローブに設けられた表示部等)に表示する構成であってもよい。また、表示に限らず、音声等によって画像毎に計算された指標を操作者に知らせる構成であってもよい。さらに、表示する全ての画像上に計算された指標を表示する必要はなく、相互の関連性を判断するため、表示する複数の画像のうち、少なくとも二つの画像において計算された指標を表示するようにしてもよい。

【0063】

(4) 上記実施形態の実施例1においては、心腔面積を間接的に示す「マーク中心-プローブ間距離」を定量的指標として計算し、これを提示する構成であった。これに対し、マーク中心-プローブ間距離等を利用して超音波画像毎の心腔面積そのものを定量的指標として計算し、これを提示する構成としてもよい。

【0064】

また、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よい。

【産業上の利用可能性】

【0065】

以上本発明によれば、現在のプローブ位置が適切か否かの判定作業及びプローブを適切な位置に配置するための移動作業を、解剖学的基準に基づく定量的指標に基づいて支援し得る超音波診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、マルチプレーン表示を説明するための図である。

【図3】図3は、本超音波診断装置が有するプローブ位置判定支援機能を説明するための概念図である。

【図4】図4は、実施例1に係るプローブ位置判定支援機能において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【図5】図5は、当該ステップにおいて表示されるマーカの一例を示した図である。

【図6】図6は、実施例2に係るプローブ位置判定支援機能において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【図7】図7は、プローブ位置判定支援機能において表示されるプローブ位置判定のための定量的指標の表示例を示した図である。

【図8】図8は、実施例2に係るプローブ位置判定支援機能において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【図9】図9は、プローブ位置判定支援機能において表示されるプローブ位置判定のための定量的指標の表示例を示した図である。

【図10】図10は、実施例3に係るプローブ位置判定支援機能において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【図11】図11は、本超音波診断装置10のマルチプレーン表示を用いた撮影において

10

20

30

40

50

実行される処理の流れを示したフローチャートである。

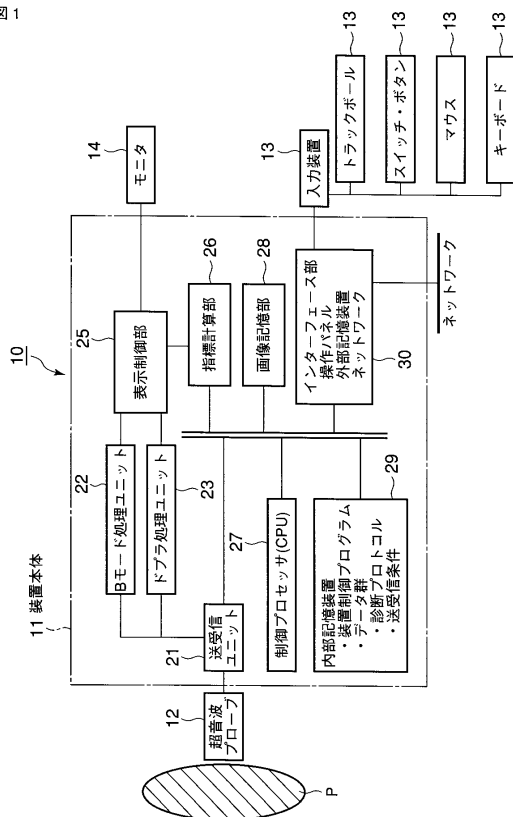
【符号の説明】

【 0 0 6 7 】

1 0 ... 超音波診断装置、1 1 ... 装置本体、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニタ、2 1 ... 送受信ユニット、2 2 ... Bモード処理ユニット、2 3 ... ドプラ処理ユニット、2 5 ... 表示制御部、2 6 ... 指標計算部、2 7 ... 制御プロセッサ、2 8 ... ソフトウェア格納部、2 9 ... 内部記憶装置、3 0 ... インタフェース部

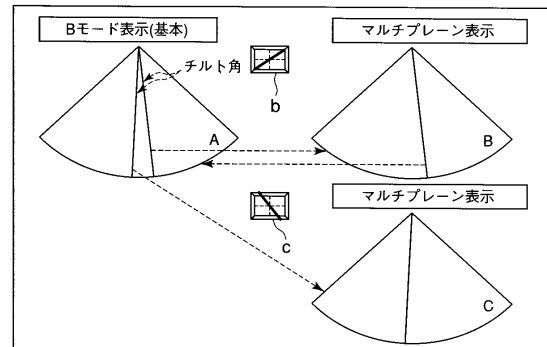
【 図 1 】

図 1



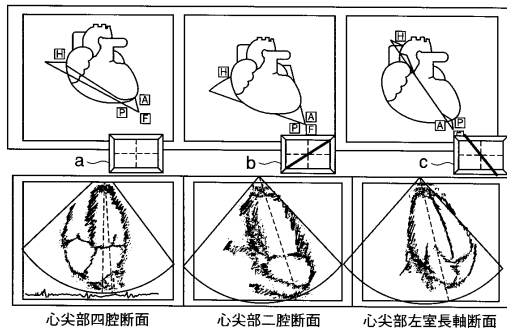
【 図 2 】

図 2



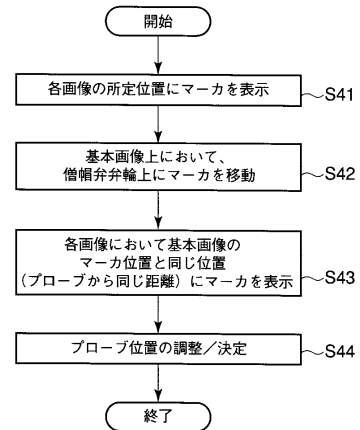
【図 3】

図 3



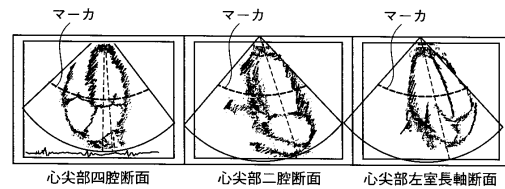
【図 4】

図 4



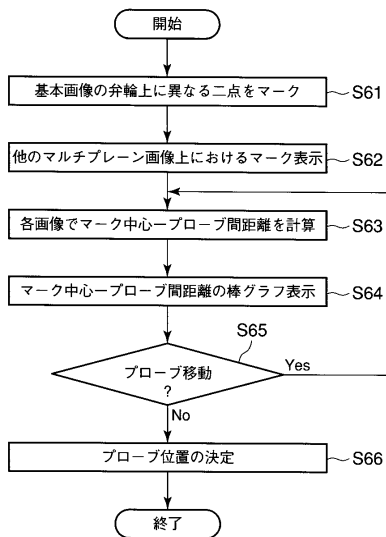
【図 5】

図 5



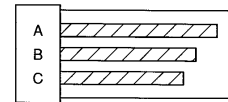
【図 6】

図 6



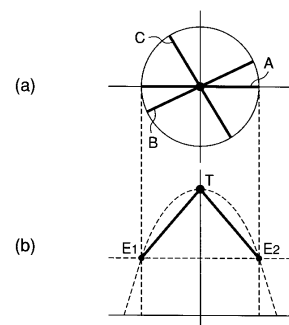
【図 7】

図 7



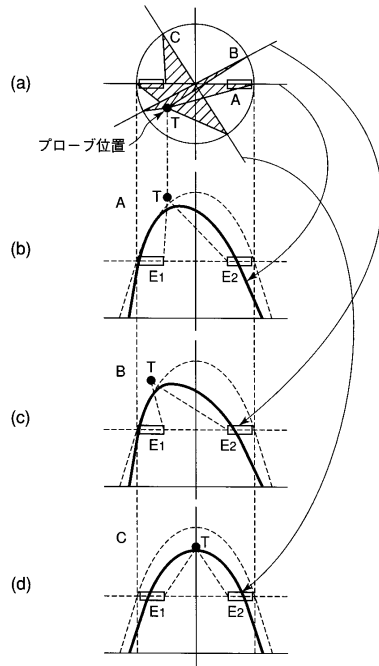
【図 8】

図 8



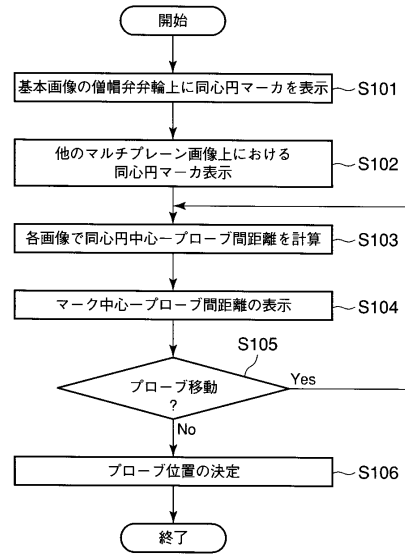
【図 9】

図 9



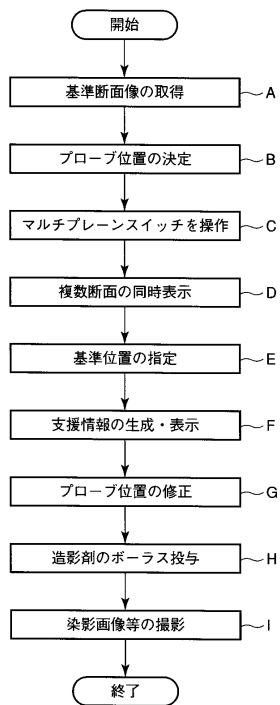
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 瀬尾 育式

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本社内

(72)発明者 川岸 哲也

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本社内

(72)発明者 橋本 新一

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本社内

(72)発明者 小林 忠晴

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本社内

(72)発明者 吉田 哲也

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本社内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 3 1 3 6 5 1 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 0 1 6 2 6 8 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4786229B2	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	JP2005185349	申请日	2005-06-24
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	瀬尾育弐 川岸哲也 橋本新一 小林忠晴 吉田哲也		
发明人	瀬尾 育弐 川岸 哲也 橋本 新一 小林 忠晴 吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/466 A61B8/145 A61B8/4245 G06T7/70 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2007000439A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，该设备可以帮助判断当前探头位置是否合适，并且可以根据基于解剖标准的定量指标帮助将探头放置在正确位置的运输工作。ŽSOLUTION：超声诊断设备支持判断当前探头位置是否合适，并且还通过使用二维超声探头获得多个不同断层图像的超声图像来支持将探头放置在正确位置的运输工作，计算定量值，其在指标计算单元26处间接地示出每个图像中的心腔区域，然后通过显示控制部分25在监视器14上显示每个图像的结果作为定量指标。Ž

【 図 1 】

