

(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2006-223558

(P2006-223558A)

(43) 公開日 平成18年8月31日(2006.8.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-40729 (P2005-40729)

(22) 出願日 平成17年2月17日 (2005.2.17)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(74) 代理人 100075959

弁理士 小林 保

(74) 代理人 100074181

弁理士 大塚 明博

(74) 代理人 100115462

弁理士 小島 猛

(72) 発明者 榎山 貴広

東京都千代田区内神田一丁目1番14号

株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 岩崎 直明

東京都千代田区内神田一丁目1番14号

株式会社日立メディコ内

最終頁に続く

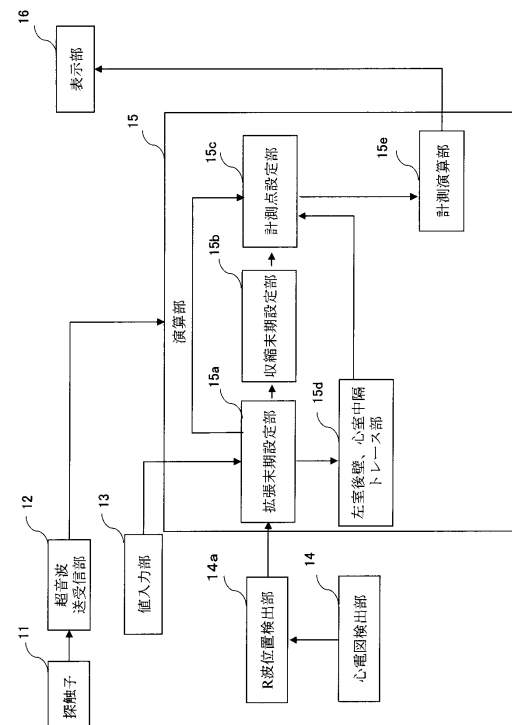
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 Mモード画像上の左室計測において自動化を行なうことで検査時間を短縮し、ルーチンワークの効率を向上させることを可能とする超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置におけるMモード画像上の心臓の左室計測において自動化をおこなう。左室計測において、拡張末期と収縮末期と左室後壁と左室径と心室中隔を検出する計測点を自動で設定できるようにする。また自動で設定した計測点と拡張末期と収縮末期は手動で修正できるようにする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に当接した超音波探触子からの情報に基づいて、断層像或いは M モード像を取得し、前記被検体の心電波形と共に表示する超音波診断装置において、

前記心電波形の特徴点の位置座標に基づいて前記 M モード像上にラインを設定する手段と、前記ライン上の輝度情報から複数の計測点を設定する手段と、前記複数の計測点に基づいて厚さ或いは径を計測する手段とを備える

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記ライン及び / 又は前記複数の計測点の手動修正を可能とする手段を更に備える

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用し被検体内の診断部位について経時変化をいわゆる M モード画像として表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

拡張と収縮を繰り返す臓器、たとえば心臓については、その機能を超音波診断装置と心電図により計測して検査することが行われている。ここで、計測方法としては、心臓の経時変化をいわゆる M モード画像として表示し、これによって計測する方法が知られている。このような方法を採用する超音波診断装置においては、M モード画像に対して、拡張期と収縮期における心室や心筋の径から体積（心室容積）を計算することが行なわれている。具体的には、M モード画像において、左室の拡張期と収縮期における左室径や左室後壁厚や心室中隔厚を設定し、たとえば心室容積を計算することが行われている。

【0003】

ところで、左室の拡張期と収縮期とにおける従来の左室径や左室後壁厚や心室中隔厚の計測は、たとえば心臓の拡張末期から収縮末期が含まれる M モード画像をフリーズした状態にし、そしてこの状態において、左室径や左室後壁厚や心室中隔厚を設定する計測点を検者によって設定するようになっている。具体的には、拡張末期や収縮末期の設定において、心電図より得られる R 波の時相を拡張末期として指定し、R 波からの時間により収縮末期位置が指定されるよになっている（例えば特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特開 2001-79006 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記従来技術にあつては、検者自らが計測点を指定しなければならず、ルーチンワークにおける検者の負担や検査時間について配慮がなされてはいなかった。

【0005】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたもので、M モード画像上の左室計測において自動化を行なうことで検査時間を短縮し、ルーチンワークの効率を向上させることを可能とする超音波診断装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するためになされた請求項 1 記載の本発明の超音波診断装置は、被検体に当接した超音波探触子からの情報に基づいて、断層像或いは M モード像を取得し、前記被検体の心電波形と共に表示する超音波診断装置において、前記心電波形の特徴点の位置座標に基づいて前記 M モード像上にラインを設定する手段と、前記ライン上の輝度情報から複数の計測点を設定する手段と、前記複数の計測点に基づいて厚さ或いは径を計測する

10

20

30

40

50

手段とを備えることを特徴としている。このような特徴を有する本発明によれば、超音波診断装置側で各種の計測点を抽出することから、検者の作業工数を減らすことが可能になり、この結果、検査時間の短縮とルーチンワークの効率向上とが図られる。

【0007】

請求項2記載の本発明の超音波診断装置は、請求項1に記載の超音波診断装置において、前記ライン及び/又は前記複数の計測点の手動修正を可能とする手段を更に備えることを特徴としている。このような特徴を有する本発明によれば、誤計測をなくすことが可能になる。また、ラインの修正では、心電波形より特徴点となるR波が得られない場合において適切に対処することが可能になる。

【0008】

その他、上記課題を解決するための超音波診断装置としては、(1)被検体に当接した超音波探触子からの情報に基づいて前記被検体の断層を取得し、この取得した断面上のさらにある一直線に注目して経時経過を画像化した情報をMモード画像として表示する機能と、心電図を計測してこの計測した心電図のR波の位置を前記Mモード画像の位置座標として取得する機能と、前記R波の前記位置座標に基づいて前記Mモード画像上に拡張末期ラインを前記被検体の拡張末期として表示する機能と、前記拡張末期ライン上に左室後壁拡張末期厚、心室中隔拡張末期厚、及び左室拡張末期径を計測する拡張末期計測点を設定するとともに、該設定した拡張末期計測点に基づいて前記左室後壁拡張末期厚、前記心室中隔拡張末期厚、及び前記左室拡張末期径を計測する機能と、前記Mモード画像に基づいて左室後壁及び心室中隔をトレースする機能と、前記左室後壁のトレース及び前記心室中隔のトレースに収縮末期ラインを前記被検体の収縮末期として表示する機能と、前記左室後壁のトレース、前記心室中隔のトレース、及び前記収縮末期ラインに基づいて収縮末期計測点を設定するとともに、該設定した収縮末期計測点に基づいて左室後壁収縮末期厚、心室中隔収縮末期厚、及び左室収縮末期径を計測する機能と、を備えることを特徴とすることができる。このような(1)の特徴を有する超音波診断装置によれば、超音波診断装置側で各種の計測点を抽出することから、検者の作業工数を減らすことが可能になり、この結果、検査時間の短縮とルーチンワークの効率向上とが図られる。

【0009】

また、超音波診断装置は、上記(1)に記載の超音波診断装置において、(2)前記拡張末期計測点を前記Mモード画像の輝度情報に基づいて設定することを特徴とすることができる。このような特徴を有する超音波診断装置によれば、拡張末期計測点を正確に設定することが可能になる。

【0010】

また、超音波診断装置は、上記(1)又は(2)に記載の超音波診断装置において、(3)前記拡張末期計測点、前記収縮末期測定点を手動により位置修正可能とすることを特徴とすることができる。このような特徴を有する超音波診断装置によれば、誤計測をなくすことが可能になる。

【0011】

また、超音波診断装置は、上記(1)ないし(3)いずれか記載の超音波診断装置において、(4)前記拡張末期ライン、前記収縮末期ラインを手動により位置修正可能とすることを特徴とすることができる。このような特徴を有する超音波診断装置によれば、拡張末期ラインの修正では、心電図よりR波が得られない場合において適切に対処することが可能になる。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、Mモード画像において左室計測をおこなう場合、検査時間の短縮とルーチンワークの効率の向上とを図ることができるという効果を奏する。また、自動計測で取得した情報を修正することにより、検者の望む情報を取得することができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照しながら説明する。図 1 は本発明の超音波診断装置の一実施の形態を示すブロック図である。

【 0 0 1 4 】

本発明の超音波診断装置は、超音波を利用して被検体の撮影部位に関する断層像を取得し、この取得した断面上のさらにある一直線に注目して経時経過を画像化した情報を M モード画像として表示するとともに、心電図を検出することが可能で、検出した心電図の情報から M モード画像上における R 波の位置を検出することができるように構成されている。具体的に、本発明の超音波診断装置は、図 1 に示す如く、超音波探触子 1 1 と、超音波送受信部 1 2 と、値入力部 1 3 と、心電図検出部 1 4 と、演算部 1 5 と、表示部 1 6 とを備えて構成されている。また、本発明の超音波診断装置は、特に図示しないが、M モード画像構成部と、デジタルスキャンコンバータと、画像記憶部とを備えて構成されている。以下、各構成について説明する。

10

【 0 0 1 5 】

上記超音波探触子 1 1 は、機械的又は電子的にビーム走査を行って被検体内に超音波を送受信するものであって、その内部には、超音波の発生源であるとともに生体内からの反射エコーを受信する一つ又は複数の振動子を有している。超音波探触子 1 1 は、公知のものが用いられている。

【 0 0 1 6 】

上記超音波送受信部 1 2 は、接続される超音波探触子 1 1 を駆動して振動子から超音波を発生させるとともに、受信した反射エコー信号を処理することができるように構成されている。具体的に、超音波送受信部 1 2 は、超音波探触子 1 1 から被検体内へ送信する超音波ビームを形成するための公知の送波パルサ及び送波遅延回路と、超音波探触子 1 1 の各振動子で受信した反射エコー信号を増幅する受信増幅器と、この受信した各反射エコー信号の位相を揃えて加算し受波超音波ビームを形成する受波遅延回路及び加算器などから成る整相回路とを有して構成されている。

20

【 0 0 1 7 】

このような超音波送受信部 1 2 は、演算部 1 5 に接続されて制御されるようになっている。また、超音波送受信部 1 2 は、図示しない M モード画像構成部に接続されて M モード画像が再構成されるようになっている。再構成された M モード画像は、図示しないデジタルスキャンコンバータを介して、同じく図示しない画像記憶部に記憶されるようになっている。図示しない画像記憶部に記憶された画像データは、制御信号に基づいて読み出され、表示部 1 6 において表示されるようになっている。

30

【 0 0 1 8 】

上記心電図検出部 1 4 は、被検体の心電情報を検出することができるように、すなわち心電図を検出することができるように構成されている（公知のものが用いられており、ここでは具体的な構成の説明を省略する）。心電図検出部 1 4 には、心電情報から後述する M モード画像上における R 波の位置座標を取得する R 波位置検出部 1 4 a が接続されている。この R 波位置検出部 1 4 a は、演算部 1 5 に接続されて制御されるようになっている。心電図検出部 1 4 において検出された心電図は、図示しないデジタルスキャンコンバータを介して同じく図示しない画像記憶部に記憶されるようになっている。

40

【 0 0 1 9 】

上記演算部 1 5 は、超音波診断装置全体を制御する制御部（図示省略）の一部として組み込まれたり、又は独立した状態で上記制御部により制御されたりする部分であって、後述する各種の自動計測のための演算を行うことができるように構成されている。演算部 1 5 は、拡張末期設定部 1 5 a と、収縮末期設定部 1 5 b と、計測点設定部 1 5 c と、左室後壁、心室中隔トレース部 1 5 d と、計測演算部 1 5 e とを有して構成されている。演算部 1 5 は、マイクロコンピュータとしての機能を有している。

【 0 0 2 0 】

拡張末期設定部 1 5 a は、R 波位置検出部 1 4 a で取得した R 波の位置座標に基づいて

50

被検体の拡張末期を、Mモード画像上に後述する拡張末期ライン62として自動表示することができるように構成されている。拡張末期設定部15aには、演算部15の外部から、R波位置検出部14aの他に値入力部13も接続されている。拡張末期設定部15aは、収縮末期設定部15bと、計測点設定部15cと、左室後壁、心室中隔トレース部15dとに接続されている。

【0021】

収縮末期設定部15bは、被検体の収縮末期を後述する収縮末期ライン64として自動表示することができるように構成されている。収縮末期設定部15bには、拡張末期設定部15aからの情報が入力されるようになっている。収縮末期設定部15bは、計測点設定部15cに接続されている。

10

【0022】

計測点設定部15cは、後述する拡張末期ライン62上に四つの拡張末期計測点63を自動設定することができるように構成されている。また、計測点設定部15cは、後述する収縮末期ライン64上にも四つの収縮末期計測点65を自動設定することができるように構成されている。計測点設定部15cには、拡張末期設定部15a、収縮末期設定部15b、左室後壁、心室中隔トレース部15dからの情報が入力されるようになっている。計測点設定部15cは、計測演算部15eに接続されている。

【0023】

左室後壁、心室中隔トレース部15dは、後述するMモード画像に基づいて左室後壁及び心室中隔をトレースすることができるように構成されている。左室後壁、心室中隔トレース部15dには、拡張末期設定部15aからの情報が入力されるようになっている。左室後壁、心室中隔トレース部15dは、計測点設定部15cに接続されている。

20

【0024】

計測演算部15eは、計測点設定部15cからの情報、すなわち後述する四つの拡張末期計測点63及び四つの収縮末期計測点65に基づいて各種の計測演算をすることができるように構成されている。また、計測演算部15eは、演算部15外部の表示部16に接続されており、各種の計測演算結果を表示部16へ出力するように構成されている。

【0025】

上記値入力部13は、R波位置検出部14aにおいてR波が検出されなかった場合の拡張末期位置の手動修正を行うことができるように構成されている。また、値入力部13は、自動計測後の各種の計測点や拡張末期ラインや収縮末期ラインを手動によって変更、修正することができるように構成されている。値入力部13による手動修正としては、たとえばキーボードやトラックボールやマウス等が挙げられるものとする。値入力部13は、拡張末期設定部15aに接続されている。

30

【0026】

上記表示部16は、いわゆるモニタとしての機能を有しており、図示しない画像記憶部に記憶された画像情報を表示することができるように構成されている。また、表示部16は、計測演算部15eからの各種の計測演算結果やこの結果を表示する計測結果枠、さらには拡張末期計測点63及び収縮末期計測点65を表示することができるように構成されている。

40

【0027】

上記構成に基づいて、演算部15における拡張末期設定部15a、収縮末期設定部15b、計測点設定部15c、左室後壁、心室中隔トレース部15d、及び計測演算部15eの具体的な作用や、値入力部13、表示部16の具体的な作用を、本発明の超音波診断装置が実行する左室自動計測処理を例に挙げて説明する。左室自動計測処理は、フローチャートや画面表示説明図等を参照しながら説明する。

【0028】

図2は左室自動計測処理の流れを示すフローチャート、図3は拡張末期の設定の処理の流れを示すフローチャート、図4はMモード画像と心電図との表示例を示す説明図、図5は自動計測の処理の動作と状態を示す説明図、図6は計測点の自動計測の処理の説明図で

50

ある。

【 0 0 2 9 】

本発明の超音波診断装置において、検者が値入力部 1 3 を介して左室の自動検出を選択すると、超音波診断装置は、左室自動計測処理におけるステップ S 3 1 から順に処理を実行する。図 2 において、先ず、ステップ S 3 1 では、左室自動計測に係る処理を本格的に起動させる。左室自動計測に係る処理が起動すると、ステップ S 3 2 の処理（サブルーチン）へ移行し、被検体の拡張末期を設定する。

【 0 0 3 0 】

図 3 において、被検体の拡張末期を設定するサブルーチンを実行すると、ステップ S 4 1、S 4 2 では、心電図検査部 1 4 で取得した心電図 1 8（図 4 参照）から R 波位置検出部 1 4 a が M モード画像 1 7 における R 波 3 0 の位置座標（ここでは R 波 3 0 の頂点となる位置の座標）を取得することができたかどうかの確認を行って処理を分岐する。M モード画像 1 7 における R 波 3 0 の位置座標を取得することができた場合には、ステップ S 4 3 の処理へ移行し、取得できない場合にはステップ S 4 4 の処理へ移行する。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 4 3 では、既に心電図 1 8 から M モード画像 1 7 における R 波 3 0 の位置座標を検出していることから、R 波 3 0 の位置座標に基づいて拡張末期ライン 6 2 を図 5（a）に示す如く表示する。拡張末期ライン 6 2 は、被検体の拡張末期として表示部 1 6 の M モード画像 1 7 上に表示する。ここで、図 5（a）の引用符号 6 1 は計測結果枠を示すものとする。

【 0 0 3 2 】

R 波 3 0 の位置座標は、表示部 1 6 の画面上に表示される R 波 3 0 の中で最新のものを拡張末期とするものとし、これに基づいて設定する。但し、最新の心拍において、拡張末期と収縮末期とを含んでいない場合には、次に新しいものとなる R 波の位置を拡張末期として設定するものとする。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 4 4 は、R 波 3 0 の位置座標を検出することができない場合の処理であることから、R 波 3 0 の位置を検者が自ら設定することにより拡張末期を設定する。検者自らの拡張末期の位置設定では、値入力部 1 3 を操作して拡張末期設定部 1 5 a を機能させるものとする。

【 0 0 3 4 】

被検体の拡張末期を設定する図 3 のサブルーチンの処理が完了すると、図 2 のステップ S 3 3 ~ S 3 6 の処理を順に実行する。ステップ S 3 3 ~ S 3 6 の処理では、拡張末期計測点 6 3 及び収縮末期計測点 6 5 の自動設定と各種の計測点（6 3、6 5）に基づく自動計測とを行う。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 3 3 では、ステップ S 3 2 における被検体の拡張末期を設定するサブルーチンの処理で設定された拡張末期ライン 6 2 上に、拡張末期における左室後壁拡張末期厚 2 6、心室中隔拡張末期厚 2 4、及び左室拡張末期径 2 5 を検出するための四つの拡張末期計測点 6 3 を自動で設定する。四つの拡張末期計測点 6 3 は、M モード画像 1 7 の輝度情報に基づいて抽出され、そして自動で設定されるものとする。M モード画像 1 7 の輝度の変化を抽出することに関しては、計測点設定部 1 5 c を機能させるものとする。

【 0 0 3 6 】

四つの拡張末期計測点 6 3 の自動設定は、拡張末期ライン 6 2 に重なる部分の輝度の変化により抽出する。先ず、図 6（a）に示す如く M モード画像を図 6（b）のようにノイズ除去をする処理を行う。ノイズ除去処理は、先ず M モード画像において 3 × 3 画素単位で平均化処理を実行する。平均化処理後、M モード画像の各画素値を、予め設定した閾値と比較する。予め設定した閾値以下の輝度要素がある場合には、この輝度要素の除外を実行する（黒抜けとなる前処理を行う。具体的には、移動平均による平滑化、低輝度情報の削除を行う）。輝度要素の除外の後、画像において連結した画素をひとつの塊として考え

るラベリング処理を実行する。ラベリング処理は、各要素の塊の面積を算出し、Mモード画像の輝度要素を除外した画像においては、算出した面積を閾置と比べて閾置以下の要素を除外する（低面積領域の削除）。

【0037】

上記の処理の完了後、図6（b）に示す如くのノイズ除去を行った画像に基づいて、拡張末期ライン62上に四つの拡張末期計測点63を自動設定する。以下、四つの拡張末期計測点63の自動設定について説明する。

【0038】

まず、ノイズ除去を行ったMモード画像上の中心より左室後壁21側に検索をかけていき、最初に輝度値が現れた位置を左室後壁21の内膜位置として決定し、これを計測点として設定する（一つ目の拡張末期計測点63。輝度は、たとえば256階調として表示され、黒抜けは0階調とする。境界では、輝度が上昇するたとえば1階調以上の点を設定する）。決定した左室後壁21の内膜位置から上記同様の方向に更に検索をかけていき、輝度値が最大になっている位置を左室後壁21の外膜位置として決定し、これを計測点として設定する（二つ目の拡張末期計測点63）。一方、ノイズ除去を行ったMモード画像の中心より心室中隔19側に検索をかけていき、最初に輝度値が現れた位置を心室中隔19の左室20側の境界として決定し、これを計測点として設定する（三つ目の拡張末期計測点63）。心室中隔19の左室20側の境界から心室中隔拡張末期厚24の正常値（0.8～1.1cm）を用いて、心室中隔19の右室側の境界として決定し、これを計測点として設定する（四つ目の拡張末期計測点63）。

【0039】

ここで上記の処理までを一旦まとめると、被検体の拡張末期において、表示部16には図5（a）に示す如くの拡張末期ライン62が表示される。拡張末期ライン62上の四つの拡張末期計測点63は、図5（b）に示す如くの位置に設定される。四つの拡張末期計測点63は、拡張末期ライン62上に十字マークとして表示される。

【0040】

拡張末期ライン62上に十字マークの四つの拡張末期計測点63が表示されると、表示部16の計測結果枠61には、拡張末期における左室後壁拡張末期厚26、心室中隔拡張末期厚24、及び左室拡張末期径25の計算結果が測定値として表示される。

【0041】

ステップS34では、ステップS33で自動設定された四つの拡張末期計測点63の情報と、Mモード画像の輝度情報とにより、左室後壁21の内膜、左室後壁21の外膜、心室中隔19の左室20側の壁膜、及び心室中隔19の右室側の壁膜を検出してこれらをトレースする。トレースに関しては、左室後壁、心室中隔トレース部15dを機能させるものとする。ここでは、左室後壁21の内膜、左室後壁21の外膜、心室中隔19の左室20側の壁膜、及び心室中隔19の右室側の壁膜をトレースする方法として、輝度情報を比較する方法を用いるものとする。

【0042】

輝度情報を比較する方法について説明する。ステップS33で設定した四つの拡張末期計測点63において、その9近傍に関し平均値を取得する（図11（a）において、9近傍の平均値を取得するとは、「拡張末期の計測点+まわりの8画素の合計を算出し、これを1/9にした値を取得する」の意味であるものとする）。この取得した平均値に関しては、次の画素の5近傍に係る輝度値の差を確認する（図11（b）において、次の画素の5近傍に係る輝度値の差を確認するとは、「注目画素と、時間軸上に1画素移動した位置での5近傍の画素との輝度の差を調べる」の意味であるものとする）。そして、輝度値の差が最小になる場所を壁の境界とする。順次時間方向にその処理を行うことにより、左室後壁21の内膜、左室後壁21の外膜、心室中隔19の左室20側の壁膜、及び心室中隔19の右室側の壁膜を検出する。

【0043】

左室後壁21の内膜の境界、心室中隔19の左室20側の壁膜、及び心室中隔19の右

10

20

30

40

50

室側の壁膜のトレースにおいては、上記のトレース方法で取得した位置の輝度値が0の場合に、輝度値が変化する位置を検索し、この輝度値が変化する位置を左室後壁21の内膜の境界、心室中隔19の左室20側の壁膜、及び心室中隔19の右室側の壁膜として検出する。検出する範囲は、1心拍取れている場合に1心拍、1心拍取れてない場合には、拡張末期ライン62からMモード画像の右端までそれぞれの境界を検出する(図5(c)参照)。

【0044】

ステップS35では、ステップS34で検出した左室後壁21の内膜、左室後壁21の外膜、心室中隔19の左室20側の壁膜、及び心室中隔19の右室側の壁膜により、左室径と左室後壁厚とを検出して収縮末期を設定する。収縮末期の設定は、収縮末期設定部15bを機能させるものとする。具体的に、図5(d)に示す如く進行方向を時間の新しい方向(右向きの矢印参照)とし、各時間においての左室径と左室後壁厚とを計算する。そして、図5(e)に示す如く左室径の最小のところ、又は左室後壁厚の最大部分のところを収縮末期として設定し、収縮末期ライン64を自動表示する。

10

【0045】

ステップS36では、ステップS34で検出した左室後壁21の内膜、左室後壁21の外膜、心室中隔19の左室20側の壁膜、及び心室中隔19の右室側の壁膜と、ステップS35で設定した収縮末期(収縮末期ライン64)とに基づいて、収縮末期における左室後壁収縮末期厚29、心室中隔収縮末期厚27、及び左室収縮末期径28を検出するための四つの収縮末期計測点65を自動設定する。四つの収縮末期計測点65を自動設定する際には、計測点演算部15cを機能させるものとする。

20

【0046】

計測点設定部15cは、左室後壁21の内膜と収縮末期ライン64との交点、左室後壁21の外膜と収縮末期ライン64との交点、心室中隔19の左室20側の壁膜と収縮末期ライン64との交点、心室中隔19の右室側の壁膜と収縮末期ライン64との交点を収縮末期計測点65として決定しこれを自動設定する。四つの収縮末期計測点65は、表示部16において、図5(f)に示す如く十字マークで表示される。設定された四つの収縮末期計測点65に基づいて、左室後壁収縮末期厚29、心室中隔収縮末期厚27、及び左室収縮末期径28を計算し、この計算結果を計測結果枠61に表示する。以上により、一連の処理が完了する。

30

【0047】

次に、図7ないし図10を参照しながら、手動による修正を必要とする場合の例を説明する。図7は計測点の手動修正の処理の流れを示すフローチャート、図8は拡張末期の手動修正の動作と状態を示す説明図、図9は収縮末期の手動修正の動作と状態を示す説明図、図10は計測点の手動修正の動作と状態を示す説明図である。

【0048】

上述の如く一連の処理が完了した後、図7のステップS45からはじまる処理を順に実行する。ステップS45では、手動修正の終了を確認する。検者が終了を選択した場合には、修正が終了して結果が固定される。検者が終了を選択しなかった場合には、ステップS46、S52、S55のいずれかの処理へ移行する。具体的に、拡張末期を修正する場合にはステップS46へ、収縮末期を修正する場合にはステップS52へ、計測点を修正する場合にはステップS55へ移行する。

40

【0049】

ステップS46～S51は、拡張末期を修正する場合の処理を示している。以下、拡張末期の手動修正について図7、図8を参照しながら説明する。ステップS46では、拡張末期を指定する。図8(a)の状態から値入力部13を操作することにより、図8(b)に示す如くカーソルを拡張末期(拡張末期ライン64)に合わせるとカーソルが拡張末期移動選択のカーソル71に変化し、その状態で実行する。

【0050】

ステップS47では、この処理を実行すると、選択可能なR波が表示部16において図

50

8 (c) に示す如く逆三角のマークで表示され、現在選択している R 波 7 2 と選択可能な R 波 7 3 とがそれぞれ塗りつぶしと中空の状態とで表示される。選択可能な R 波 7 3 は、R 波の位置から収縮末期の位置まで画面上に含まれるものを対象とする (R 波の情報を取得することが可能な場合である) 。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 4 8 では、選択可能な R 波 7 3 に検者が計測したい点を指定して移動させる。尚、現在選択している R 波 7 2 は、選択可能な R 波 7 3 ごとに移動して、その中間は指定することができないようになっている。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 4 9 では、ステップ S 4 8 で選択した R 波を決定し、拡張末期の位置を修正する。ステップ S 5 0 では、ステップ S 3 1 からの処理を順に実行して左室自動計測を再度行う。ステップ S 5 1 では、表示部 1 6 においてステップ S 5 0 の自動計測で計算した結果を計測結果枠 6 1 に表示する。尚、R 波の位置を修正することが不可能な場合の拡張末期修正は、ステップ S 4 6 で拡張末期を指定し、その後、図 3 で説明した R 波の位置を手動で設定する場合の処理へ移行する。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 5 2 ~ S 5 4 とステップ S 5 4 から移行するステップ S 5 0 ~ S 5 1 は、収縮末期を修正する場合の処理を示している。以下、収縮末期の手動修正について図 7、図 9 を参照しながら説明する。ステップ S 5 2 では、値入力部 1 3 を操作することにより、修正を要する収縮末期を指定する。収縮末期の指定は、図 9 (a) に示す如く結果が表示されている M モード画像上において、収縮末期を表す線 (収縮末期ライン 6 4) を指定する。指定が完了すると、図 9 (b) に示す如く水平移動を示すカーソル 8 1 が表示される。図 9 (b) の状態で実行することにより、図 9 (c) に示す如くの水平移動可能状態を示すカーソル 8 2 が表示される。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 5 3 では、ステップ S 5 2 で指定した収縮末期を水平方向に移動する。図 9 (c) に示す如く水平移動可能状態のカーソル 8 2 が表示されている場合には、検者は収縮末期を水平方向に移動させ修正をする。ステップ S 5 4 では、修正位置を決定する。図 9 (c) の状態で実行することにより、収縮末期の位置の修正が図 9 (d) に示す如く有効になる。ステップ S 5 0 では、収縮末期計測点の自動設定を再度行う。ステップ S 5 1 では、図 9 (e) に示す如く自動計測で計算した結果を計測結果枠 6 1 に表示する。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 5 5 ~ S 5 8 は、拡張末期、収縮末期の計測点を修正する場合の処理を示している。以下、計測点の手動修正について図 7、図 1 0 を参照しながら説明する。ステップ S 5 5 では、図 1 0 (a) に示す如く結果が表示されている状態において、値入力部 1 3 を操作することにより、カーソルを十字マークで表示した計測点に移動する。カーソルが計測点上にある場合には、図 1 0 (b) に示す如くの垂直方向移動カーソル 9 1 が表示される。

【 0 0 5 6 】

図 1 0 (b) の状態で計測点を指定し実行すると、図 1 0 (c) に示す如く垂直方向の移動が可能なカーソル 9 2 が表示される。ステップ S 5 6 では、図 1 0 (c) で表示したカーソル 9 2 が拡張末期ライン又は収縮末期ライン上を垂直方向に移動する。カーソル 9 2 を用いて計測点を移動させた場合には、ステップ S 5 7 へ移行する。ステップ S 5 7 では、計測点が移動するごとに計測演算部 1 5 e において再計算を行い、計測結果枠 6 1 の値を更新する。ステップ S 5 8 では、計測点の位置を決定し再度実行を行う。手動による修正終了後、ステップ S 4 5 で再度、修正終了の確認を行う。修正終了を検者が指定しない限り、手動修正は可能となる。

【 0 0 5 7 】

以上、図 1 ないし図 1 1 を参照しながら説明してきたように、本発明によれば、M モード画像において左室計測をおこなう場合、検査時間の短縮とルーチンワークの効率の向上

10

20

30

40

50

とを図ることができる。また、自動計測で取得した情報を修正することにより、検者の望む情報を取得することができる。

【 0 0 5 8 】

その他、本発明は本発明の主旨を変えない範囲で種々変更実施可能なことは勿論である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 9 】

【 図 1 】 本発明の超音波診断装置の一実施の形態を示すブロック図である。

【 図 2 】 左室自動計測処理の流れを示すフローチャートである。

【 図 3 】 拡張末期の設定の処理の流れを示すフローチャートである。

10

【 図 4 】 M モード画像と心電図との表示例を示す説明図である。

【 図 5 】 自動計測の処理の動作と状態を示す説明図である。

【 図 6 】 計測点の自動計測の処理の説明図である。

【 図 7 】 計測点の手動修正の処理の流れを示すフローチャートである。

【 図 8 】 拡張末期の手動修正の動作と状態を示す説明図である。

【 図 9 】 収縮末期の手動修正の動作と状態を示す説明図である。

【 図 1 0 】 計測点の手動修正の動作と状態を示す説明図である。

【 図 1 1 】 9 近傍、5 近傍についての説明図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

20

1 1 超音波探触子

1 2 超音波送受信部

1 3 値入力部

1 4 心電図検出部

1 4 a R 波位置検出部

1 5 演算部

1 5 a 拡張末期設定部

1 5 b 収縮末期設定部

1 5 c 計測点設定部

1 5 d 左室後壁、心室中隔トレース部

30

1 5 e 計測演算部

1 6 表示部

1 7 M モード画像

1 8 心電図

1 9 心室中隔

2 0 左室

2 1 左室後壁

2 4 心室中隔拡張末期厚

2 5 左室拡張末期径

2 6 左室後壁拡張末期厚

40

2 7 心室中隔収縮末期厚

2 8 左室収縮末期径

2 9 左室後壁収縮末期厚

3 0 R 波

6 1 計測結果枠

6 2 拡張末期ライン

6 3 拡張末期計測点

6 4 収縮末期ライン

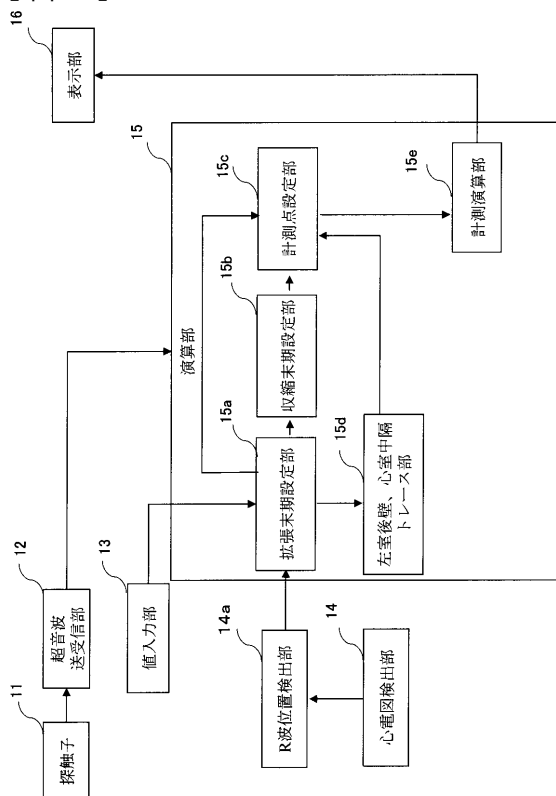
6 5 収縮末期計測点

7 1 カーソル

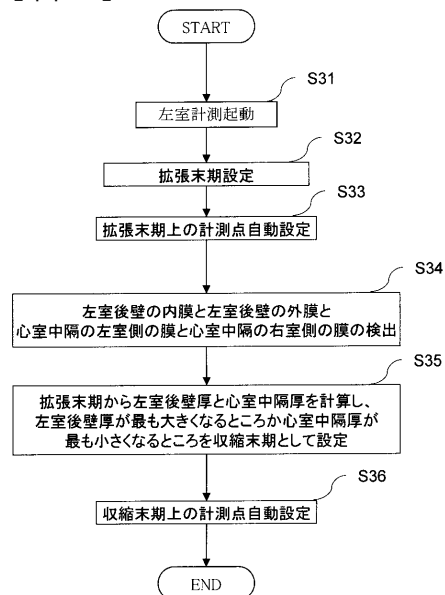
50

- 7 2 現在選択している R 波
 7 3 選択可能な R 波
 8 1、8 2、9 1、9 2 カーソル

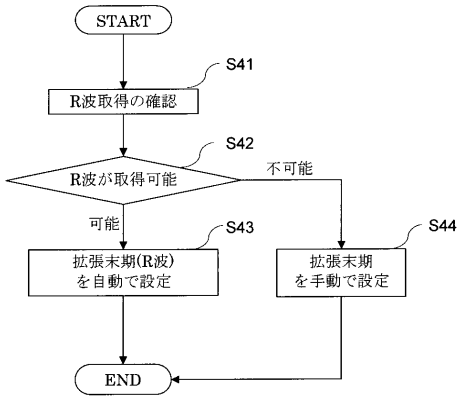
【図 1】



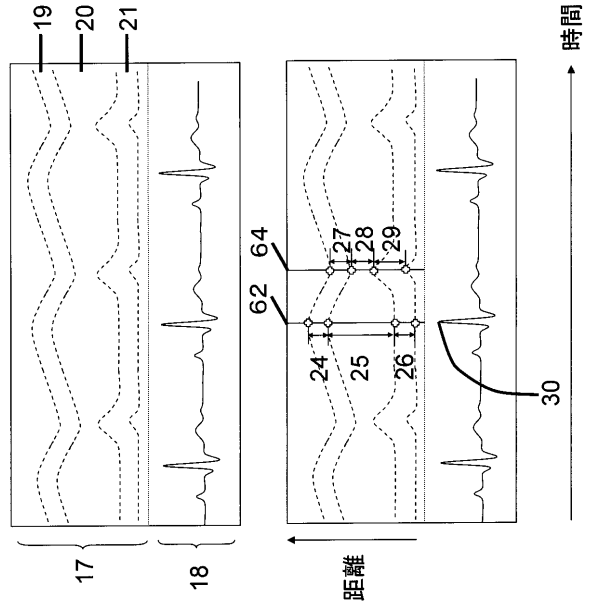
【図 2】



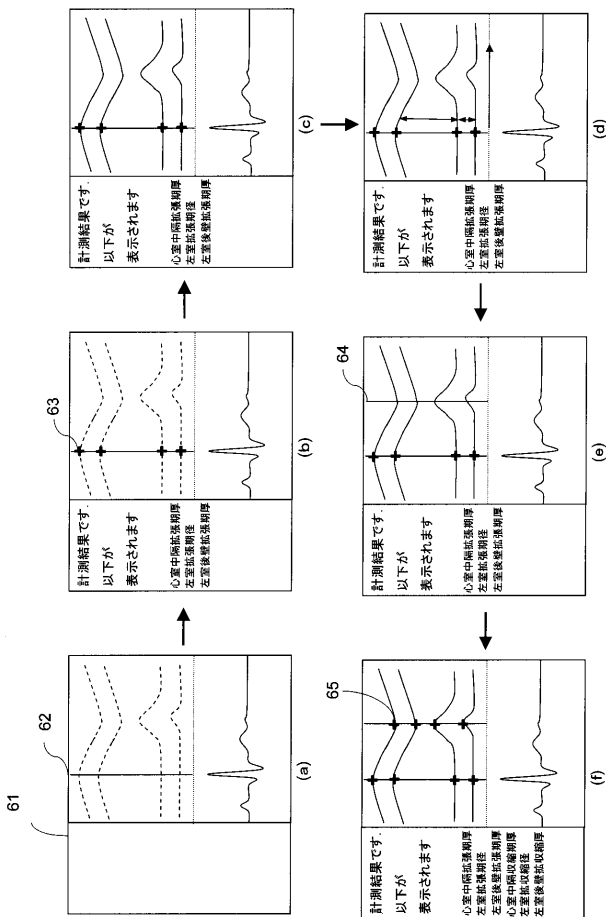
【図 3】



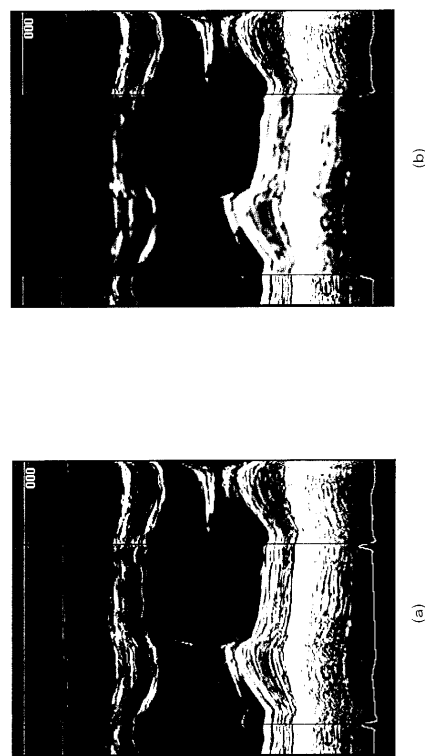
【図 4】



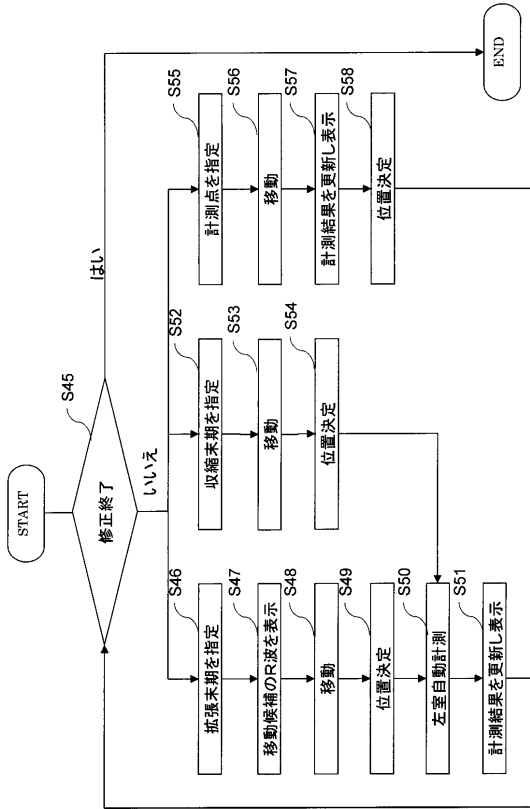
【図 5】



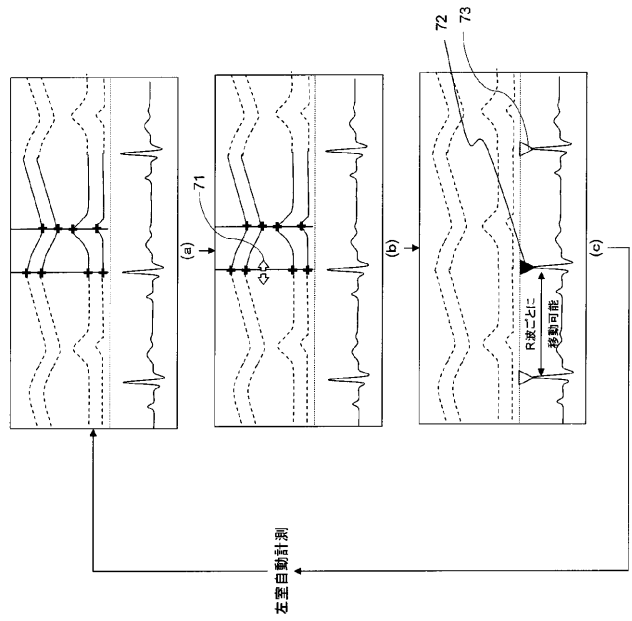
【図 6】



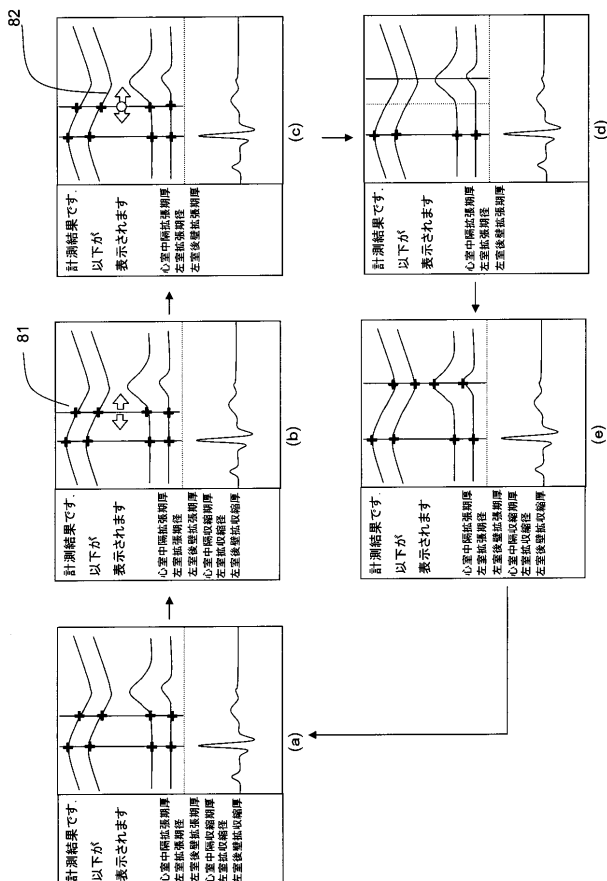
【図 7】



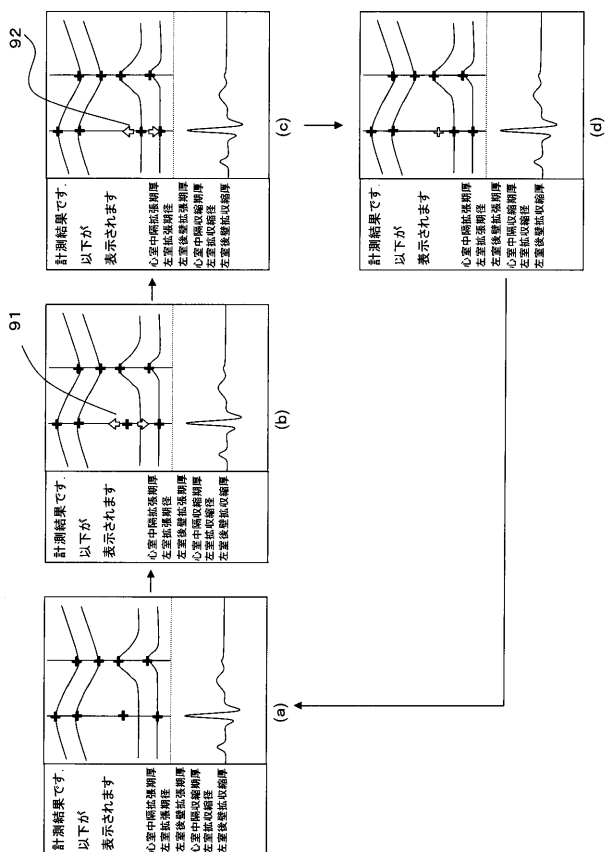
【図 8】



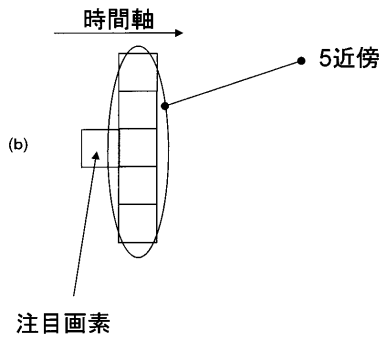
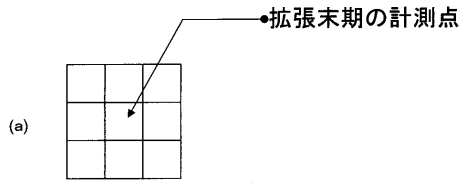
【図 9】



【図 10】



【図 1 1】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 DD15 EE11 FF08 KK13 KK28 KK31

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2006223558A5	公开(公告)日	2008-03-27
申请号	JP2005040729	申请日	2005-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	樫山 貴広 岩崎 直明		
发明人	樫山 貴広 岩崎 直明		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/KK13 4C601/KK28 4C601/KK31		
代理人(译)	小林 保 小島 猛		
其他公开文献	JP2006223558A JP4656392B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该设备能够通过自动在M模式图像上进行左心室测量来缩短检查时间并提高日常工作效率。 解决方案：在超声诊断仪中，M模式图像上心脏的左心室测量是自动进行的。在左心室测量中，可以自动设置用于检测舒张末期，收缩末期，左心室后壁，左心室直径和心室间隔的测量点。 另外，自动设置的测量点和舒张末期和收缩末期可以手动校正。 [选型图]图1