

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02012/029616

発行日 平成25年10月28日 (2013.10.28)

(43) 国際公開日 平成24年3月8日 (2012.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号	特願2012-531820 (P2012-531820)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/069115		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成23年8月25日 (2011.8.25)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2010-193311 (P2010-193311)	(72) 発明者	長野 智章
(32) 優先日	平成22年8月31日 (2010.8.31)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	森 修
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	福永 峻也
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		Fターム (参考)	4C017 AA09 AA11 AA19 AA20 AB04
			AC16 AC23 AC40 CC02 CC03
			CC04 EE15

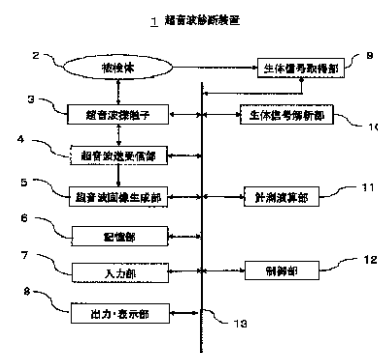
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置と心機能検査区間の検索表示方法

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、生体信号取得部からの生体信号を順次複数周期取り込んで前記生体信号の特定信号波形間の一周期と前記特定信号波形間の一周期と隣り合う特定信号波形間の一周期との心機能の安定性について評価し、その評価内容に基づき前記特定信号波形間の一周期と前記隣り合う特定信号波形間の一周期を心機能の検査区間として選択し、前記選択された検査区間を前記生体信号の時相に対応付ける生体信号解析部を備える。

【図1】



1 ULTRASOUND DIAGNOSTIC DEVICE
2 SUBJECT
3 ULTRASOUND PROBE
4 ULTRASOUND TRANSCIEVER UNIT
5 ULTRASOUND IMAGE GENERATION UNIT
6 MEMORY UNIT
7 INPUT UNIT
8 OUTPUT/DISPLAY UNIT
9 VITAL SIGN ACQUISITION UNIT
10 VITAL SIGN ANALYSIS UNIT
11 MEASURING AND COMPUTATION UNIT
12 CONTROLLER UNIT

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子により被検体に超音波を送信し、受信された超音波受信信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像生成部と、前記超音波受信信号を用いて心機能計測データを求める心機能計測演算部と、前記被検体の心臓の動きに由来して周期的に変化する生体信号を取得する生体信号取得部と、前記超音波画像データと前記心機能計測データと前記生体信号の画像を表示する表示部と、前記各部を制御する制御部を備えた超音波診断装置であって、

前記生体信号を順次複数周期取り込んで前記生体信号の特定信号波形間の一周期と前記特定信号波形間の一周期と隣り合う特定信号波形間の一周期との心機能の安定性について評価し、その評価内容に基づき前記特定信号波形間の一周期と前記隣り合う特定信号波形間の一周期を心機能の検査区間として選択し、前記選択された検査区間を前記生体信号の時相に対応付ける生体信号解析部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、前記生体信号解析部によって対応付けられた生体信号の時相に前記生体信号の信号波形と前記検査区間と前記評価内容を前記表示部に出力表示させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記検査区間に対応する部位の前記生体信号の信号波形を前記表示部に強調表示させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記超音波画像データを含む超音波計測データと前記生体信号と前記心機能計測データを記憶する記憶部を備え、

前記制御部は、前記検査区間と前記生体信号の信号波形に対応付けて前記超音波計測データを前記表示部に表示させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記生体信号解析部は、心機能が安定しているか否かの前記評価を、時間軸上で設定された連続区間数の隣り合う前記特定信号波形間の時間間隔の差又は比が設定された閾値を満たすか否か、及び/又は隣り合う前記特定信号波形の一致度が設定された閾値を満たすか否かに基づいて行い、該評価内容として時間間隔の差又は比の値、又は前記特定信号波形の一致度の値を前記表示部に表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記生体信号取得部は、入力部からフリーズ指令が入力されたときは、前記記憶部に記憶された生体信号データを取得して前記生体信号解析部に入力し、前記入力部からフリーズ指令が入力されていないときは、リアルタイムで取得した前記生体信号を前記生体信号解析部に入力することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記制御部は、入力部から入力される指令に応じて、前記記憶部に記憶された検査区間を検索し、該検索した検査区間にジャンプして前記記憶部に記憶された生体信号を前記表示部に再生表示させることを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記制御部は、前記記憶部に記憶された前記生体信号を前記表示部に再生表示させる場合、前記検査区間又は前記検査区間と該検査区間先行する予め設定された連続区間数の前記生体信号のみに編集して前記表示部に表示させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記制御部は、前記検査区間が複数ある場合、前記各検査区間の通し番号を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

50

前記制御部は、前記入力部から前記検査区間の通し番号が入力されたとき、前記記憶部を検索して前記通し番号に対応する検査区間を検索し、該検索した検査区間にジャンプして前記記憶部に記憶された生体信号を前記表示部に再生表示させることを特徴とする請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

心臓の動きに由来して周期的に変化する生体信号を順次複数周期取り込んで前記生体信号の特定信号波形間の一周期と前記特定信号波形間の一周期と隣り合う特定信号波形間の一周期との心機能の安定性について評価し、その評価内容に基づき前記特定信号波形間の一周期と前記隣り合う特定信号波形間の一周期を心機能の検査区間として選択し、前記選択された検査区間を前記生体信号の時相に対応付けるとともに、評価した内容を前記検査区間に対応付け、前記生体信号の信号波形と前記検査区間と前記評価内容を表示部に出力表示する心機能検査区間の検索表示方法。

10

【請求項 1 2】

前記検査区間を特定する処理は、逐次取り込まれる前記生体信号に対して記憶部と協働して実行するリアルタイム処理、又は前記記憶部に記憶された前記生体信号を再生しながら実行するオフライン処理であることを特徴とする請求項11に記載の心機能検査区間の検索表示方法。

【請求項 1 3】

前記表示部に表示する前記検査区間に対応する部位の前記生体信号の信号波形を強調表示することを特徴とする請求項11に記載の心機能検査区間の検索表示方法。

20

【請求項 1 4】

前記検査区間が複数ある場合は、前記各検査区間の通し番号を前記表示部に表示することを特徴とする請求項11に記載の心機能検査区間の検索表示方法。

【請求項 1 5】

心機能が安定しているか否かの前記評価は、時間軸上で設定された連続区間数の隣り合う前記特定信号波形間の時間間隔の差又は比が設定された閾値を満たすか否か、及び／又は隣り合う前記特定信号波形の一致度が設定された閾値を満たすか否かに基づいて評価し、該評価内容として時間間隔の差又は比の値、又は前記特定信号波形の一致度の値を前記表示部に表示することを特徴とする請求項11に記載の心機能検査区間の検索表示方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、心機能検査に適した生体信号の検査区間を検索して表示画面に出力表示して検者の心機能検査に係る効率向上を図った超音波診断装置と心機能検査区間の検索表示方法に関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

心機能は、心電波形(心電図)の他に、脈拍、血圧、心音等の心臓の動きに由来して周期的に変化する生体信号と強い相関があることから、これらの生体信号を用いて心機能検査が行われている。心機能検査は、周期的に変化する生体信号の数サイクル分、超音波診断装置を用いた臓器の断層画像の表示と、血流状態、血流速度、弁輪の速さ、心房の容積、心壁の動き等々の心機能に係る計測データの演算とが行われている。

40

【0 0 0 3】

ところで、生体信号の複数の周期が安定している状態で心機能を行うことが望ましいとされている。そこで、生体信号の変化に対応付けて超音波画像データを含む超音波計測データを取得してシネメモリ等の記憶部に一旦記憶する。そして、例えば、生体信号と超音波計測データの再生画像を見ながら生体信号が安定している周期を検者が検索し、検索した周期を検査区間として心機能計測を行うようにしている。

【0 0 0 4】

つまり、脈拍が安定しない不整脈症例では、シネメモリに記憶した心電波形を再生し、

50

検者が心電波形を見ながら入力部を用いて脈拍が安定している区間をコマ送り再生して検索している。

【 0 0 0 5 】

また、非特許文献1では、心電波形に基づいて、R波(心拍)から次のR波までの隣接した2つのR波の時間間隔(R-R時間)を順次計測し、隣接する2つのR-R時間の比がほぼ“1”の区間を適合区間として検者が入力部を用いて手動で検索し、その適合区間の直後に連なるR-R時間を検査区間として特定している。そして、検査区間において心機能計測を実施するようにしている。これによれば、不整脈症例での計測値として妥当性があることが示されている。

【 0 0 0 6 】

しかし、非特許文献1に記載された方法によれば、適合区間を検索するために、検者は生体信号を入力部による手動操作でシネ再生しながら、表示された画像を注視して隣接する2つのR-R時間の比が許容範囲内か否かを判断して、適合区間を検索しなければならない。そのため、検者に手間や負担がかかるだけでなく、誤って適合区間を検索すると、結果的に不適切な検査区間を検索してしまう場合がある。

【 0 0 0 7 】

一方、特許文献1には、心電波形の履歴に基づいて1つのR波から2つ前のR波までの波形を取り出し、これに含まれる2つのR-R時間の差を算出して、その時間差が予め設定された閾値以下ならば、脈拍が安定している適合区間として評価することが提案されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開平1-181852号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 非特許文献 1 】 Tomotsugu Tabata, et al., Assessment of LV systolic function in atrial fibrillation using an index of preceding cardiac cycles, Am J Physiol Heart Circ Physiol 281:H573-H580, 2001

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、特許文献1に記載された方法によれば、検査区間を特定した複数の適合区間の時間間隔の差(評価値)が出力表示されないため、検者は検索された複数の検査区間の評価の違いを区別することが難しいため、一つの検査区間の生体信号に基づいて心機能計測を行った計測データがどの程度信頼できるのか、判断できない懸念がある。その結果、念のため、他の検査区間についても再度の心機能計測を行うことになる。それ故、特許文献1では再度の心機能計測が必要となるので、特許文献1には心機能検査の効率を向上させるという未解決の問題が存在する。

【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、生体信号に基づく心機能検査を効率良く行うことが可能な超音波診断装置と心機能検査区間の検索表示方法を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するため、本発明は、生体信号取得部からの生体信号を順次複数周期取り込んで前記生体信号の特定信号波形間の一周期と前記特定信号波形間の一周期と隣り合う特定信号波形間の一周期との心機能の安定性について評価し、その評価内容に基づき前記特定信号波形間の一周期と前記隣り合う特定信号波形間の一周期を心機能の検査区間として選択し、前記選択された検査区間を前記生体信号の時相に対応付ける生体信号解析部を備える。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、生体信号に基づく心機能検査を効率良く行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本発明の心機能検査区間の検索表示方法を実施する一実施形態の超音波診断装置のブロック構成図

【 図 2 】 本発明の心機能検査区間の検索表示方法の実施例1のフローチャート

【 図 3 】 実施例1の動作を説明するための心電波形の一例を示す図

【 図 4 】 実施例1の動作を説明するための心電波形の他の一例を示す図

【 図 5 】 実施例1により検索された一例の心機能検査区間の検索結果の表示画面

10

【 図 6 】 実施例1により検索された他の一例の心機能検査区間の検索結果の表示画面

【 図 7 】 実施例1により検索されたさらに他の一例の心機能検査区間の検索結果の表示画面

【 図 8 】 本発明の心機能検査区間の検索表示方法の実施例2のフローチャート

【 図 9 】 実施例2の動作の変化を説明する図

【 図 1 0 】 本発明の心機能検査区間の検索表示方法の実施例3の時相バーをジャンプさせる動作を説明する図

【 図 1 1 】 本発明の心機能検査区間の検索表示方法の実施例4のフローチャート

【 図 1 2 】 心機能検査区間の検索結果の表示項目を簡略化した一例の表示画面

【 発明を実施するための形態 】

20

【 0 0 1 5 】

図1のブロック構成図を参照して、本発明の心機能検査区間の検索表示方法を実施する一実施形態の超音波診断装置を説明する。図示のように、超音波診断装置1は、超音波探触子3と、超音波送受信部4と、超音波画像生成部5と、記憶部6と、入力部7と、出力・表示部8と、生体信号取得部9と、生体信号解析部10と、計測演算部11と、制御部12と、システムバス13を備えて構成されている。

【 0 0 1 6 】

超音波探触子3は、対象組織である被検体2との間で、超音波を送受信する複数の振動子を備えて構成されている。また、超音波探触子3には、リニア型、コンベックス型、セクタ型等の走査方法をもつものを適用することができる。

30

【 0 0 1 7 】

超音波送受信部4は、制御部12から送受信する超音波信号のパワーやタイミングの情報を受け取り、所定の反射エコー信号を取得するように超音波探触子3を制御する。そして、超音波探触子3により受信された反射エコー信号を処理して、超音波画像生成部5及び計測演算部11に出力するようになっている。

【 0 0 1 8 】

超音波画像生成部5は、超音波送受信部4から入力される反射エコー信号を整相回路や増幅回路を通し、制御部12から与えられる撮像設定に従って信号処理する。そして、整形された超音波信号に基づいて、例えば、被検体2の生体組織の断層画像、ドブラ計測に基づく血流画像及び血流速度画像、組織ドブラ画像等の超音波画像を生成する。

40

【 0 0 1 9 】

記憶部6には、超音波画像生成部5で生成された超音波画像を含む超音波計測データ、計測演算部11で演算された計測データ、生体信号取得部9で取得された生体信号データが記憶される。また、記憶部6には、超音波診断装置1を構成する各部の機能を実現するプログラムが格納されている。例えば、生体信号解析部10や計測演算部11を実行する際に用いられる演算アルゴリズムが記憶されている。

【 0 0 2 0 】

入力部7は、超音波診断装置1の各種操作を検者が行うインターフェイスであり、キーボード、トラックボール、スイッチ、ダイヤル等の入力機器が備えられている、例えば、出力・表示部8の表示画面に表示された超音波画像上で生体組織の計測設定を行ったり、再

50

生画像の現在時相や検査区間を移動させたりするために用いられる。出力・表示部8は、生体信号、超音波画像、計測データを画面に表示したり、計測データを計測レポートに出力したりする。

【0021】

生体信号取得部9は、被検体2の生体信号を取得して、生体信号データに変換して記憶部6に格納する。また、生体信号取得部9は、取得した生体信号を生体信号解析部10に直接入力するか、又は記憶部6から取得して生体信号解析部10に入力する。つまり、生体信号解析部10をリアルタイムで動作させるときは、生体信号取得部9から直接、生体信号データを生体信号解析部10に入力する。ここで、生体信号としては、心電図が典型的な例であるが、本発明はこれに限らず、心拍の時間間隔が検索可能な生体信号であれば、心音図や脈拍信号などを用いることができる。

10

【0022】

生体信号解析部10は、生体信号取得部9からの生体信号を順次複数周期取り込んで前記生体信号の特定信号波形間の一周期と前記特定信号波形間の一周期と隣り合う特定信号波形間の一周期の前記生体信号との心機能の安定性について評価し、その評価内容に基づき前記特定信号波形間の一周期と前記隣り合う特定信号波形間の一周期を心機能の検査区間として選択し、前記選択された検査区間を前記生体信号の時相に対応付ける機能を有している。

【0023】

換言すれば、生体信号取得部9から入力される生体信号データに基づいて、予め設定された連続区間数(例えば、2つ)の心拍を検索し、検索した連続区間数の心拍データが等しいか比較する。比較は、記憶部6に格納されている演算アルゴリズムを用いて行われる。詳細については、後述する。

20

【0024】

計測演算部11は、心機能に関係するドブラ計測や組織ドブラの超音波計測データに基づいて、血流速度、心房の容積、弁輪の動き、心壁の動き等の計測データを演算により求めるようになっている。例えば、入力部7を用いて設定される計測位置(ROI)における血流速度などの計測データを、記憶部6に格納されている演算アルゴリズムを用いて演算する。演算結果の計測値は、記憶部6に記憶され、必要に応じて読み出される。制御部12はCPU等を備えて構成され、超音波診断装置1の全体を制御するようになっている。本実施形態では、特に、生体信号取得部9、生体信号解析部10、計測演算部11、出力・表示部8に係る一連の処理の同期を制御するようになっている。システムバス13は、各処理ユニット間でのデータのやり取りを行うバスである。

30

【0025】

以下、本発明の特徴である心機能検査区間の検索表示方法を、実施例に分けて説明する。なお、以下の実施例では、生体信号として心電信号を適用したものとして説明するが、本発明は心電信号に限られるものでないことは言うまでもない。

【実施例1】

【0026】

実施例1は、解析対象とする心電データを予め記憶部6蓄積してから解析処理する例である。つまり、いわゆるオフライン処理の例であり、図2に処理のフローチャートを示す。図2に示すように、生体信号取得部9により心電データを取得するとともに、超音波探触子3を被検体2に当接して所定の撮像条件の超音波を送受信して超音波計測を行い、取得した超音波画像データやドブラ計測データを含む超音波計測データを、記憶部6に記憶させる(S101)。このとき、出力・表示部8の表示画面には、例えば、心電波形図と超音波画像の動画が表示されているものとする。

40

【0027】

次いで、検者が入力部7からフリーズ操作を行うと、出力・表示部8の表示画面への描出が停止される(S102)。このとき記憶部6には、S102で取得された超音波計測データ及び心電データが蓄積されている。次いで、生体信号取得部9を起動させ、記憶部6に記憶されて

50

いる心電データから解析対象範囲の心電データを取得する(S103)。

【0028】

ここで、生体信号取得部9は、フリーズ後に起動するようにしてもよいし、入力部7に備えられている心電データ解析ボタンを押下することによって行うようにすることができる。

【0029】

生体信号取得部9は、動作を開始すると、記憶部6に蓄積されている心電データのうち、必要とする時間範囲の心電データを抽出する。ここで、解析対象範囲は、例えば、蓄積されている心電データ全てにしてもよいし、出力・表示部8の画面上に波形表示されている区間だけを対象にしてもよい。解析対象心電データの範囲を絞ることによって、解析時間

10

【0030】

生体信号取得部9によって記憶部6から読み出された心電データは生体信号解析部10に入力され、心電データの解析が行なわれる(S104)。生体信号解析部10における心電データの解析について、図3を参照して説明する。同図(a)、(b)に示すように、心電波形のR波を特定信号波形として設定する。そして、生体信号解析部10は、R波が入力されるたびに前に入力されたR波との時間間隔を検索するようになっている。例えば、同図(a)に示すように、R3, R2, R1の順に心電波形が入力されたとすると、心電波形の一周期のR3-R2間の時間間隔R3-R2と、これに隣接する心電波形の一周期のR2-R1間の時間間隔R2-R1を求める。そして、隣接する2つの時間間隔を比較してほぼ同等であれば、脈が整で安定していると評価して、それらのR-R区間をそれぞれ適合区間として検索する。一方、同図(b)は、R3-R2に比べてR2-R1が短いことから、脈が不整であると評価して、それらの区間は不適合区間とする。

20

【0031】

隣接する2つの時間間隔R3-R2、R2-R1を用いて、心機能の安定性を評価して適合区間を選択あるいは検索する具体的な方法は、次の3つの方法が考えられている。

【0032】

(1)隣り合う2つの時間間隔R3-R2、R2-R1の比が“1”に近いほど安定性の評価値が高いものとする。

【0033】

図3(a)の例は、 $(R3-R2) / (R2-R1)$ がおよそ1となるの例であり、安定性の評価が高い。また、同図(b)の例は、 $(R3-R2) / (R2-R1) < 1$ であり、安定性の評価は低い。したがって、図3(a)のR3-R2区間とR2-R1区間は適合区間として検索される。そして、適合区間のR1の直後に連なる周期を、心機能計測に適合する検査区間として特定する。この場合、適合区間として評価する2つのR-R区間の時間間隔の比は、予め設定された閾値と比較される。この閾値は、下限値と上限値をもつ範囲として、例えば下限を0.95、上限を1.05に設定することができる。閾値は、検者が入力部7を用いて値を設定することができ、又は、標準値を装置にプリセットすることもできる。

30

【0034】

(2)隣り合う2つの時間間隔R3-R2と時間間隔R2-R1の差の絶対値が“0”に近いほど安定性の評価値が高いものとする。

40

【0035】

図3(a)の例では、 $|(R3-R2)-(R2-R1)|$ はおよそ0であるから、安定性が高いと評価し、図3(b)の例では、 $|(R3-R2)-(R2-R1)| > 0$ であるから、安定性が低いと評価する。この場合も、評価のための閾値を設定するが、時間間隔の差であるから、例えば、閾値を50ms以下として設定する。

【0036】

(3)隣り合う2つのR波のR-R区間の波形の一致度が高いほど安定性の評価が高いものとする。

【0037】

50

すなわち、図3の例でいえば、R3-R2間の波形と、R2-R1間の波形の一致度を評価基準とする。波形の一致度は、両波形の相関係数により評価する方法のほか、記憶部6に予め正常波形を記憶しておき、その正常波形とR-R間波形とのパターンマッチングによって一致度を評価する。そして、一致度が予め定めた閾値の範囲内であれば、それらのR-R区間を適合区間として検索する。

【0038】

上記の評価方法(1)、(2)は、演算処理が簡単なため、計算時間が短く、装置の動作が軽快になり、装置の操作性が良いという効果がある。一方、評価方法(3)は、評価方法(1)、(2)に比べて、心電波形の安定性を高精度に評価することができるが、演算処理に時間がかかるため、装置の動作の軽快性が劣る。

10

【0039】

上記の評価方法(1)、(2)、(3)の説明では、隣り合う2つのR-R区間の差等で安定性を評価して適合区間を検索する例を説明した。しかし、これに限らず、隣り合う3つ以上のR-R区間に基づいて安定性を評価して適合区間を検索することができるのは言うまでもない。例えば、図4(a)、(b)の例は、連続する3つの時間間隔R4-R3、R3-R2、R2-R1を用いて、心機能の安定性を評価する例である。同図(a)の例は連続する3つの時間間隔の比又は差が評価閾値を満たすことから、あるいは、連続する3つの時間間隔の波形の一致度の評価閾値を満たすことから、いずれも最後の適合区間のR1の直後に連なる心電周期を検査区間として特定する。一方、同図(b)の例は、R4-R3間の時間間隔あるいは波形が他の2つのR-R間と大きく異なるから、それらの区間は適合区間ではない。したがって、R2-R1の直後に連なる心電周期を検査区間として設定することはできない。4連続以上の場合も、同様に評価することができる。連続の設定数は、検者が入力部7を用いて値を設定することができ、あるいは、標準値を装置にプリセットすることができる。

20

【0040】

以上説明した心機能計測に適合する検査区間の評価方法によれば、検者の不整脈の重症度に応じて、安定心拍数を短く設定するか、長く設定するか、限定して判別することが可能であり、装置の使い勝手が向上する。

【0041】

上述した適合区間の評価方法は、図2のS103で取得された心電データ的全範囲について適用される。そして、演算対象の各R-R区間には、比又は差あるいは一致度の評価値、R-R時間間隔、特定された検査区間に付与した通し番号、等の関連情報が記憶部6に記憶される。

30

【0042】

次に、図2のステップS105において、出力・表示部8が機能し、図5に示すように、検査区間と、その評価に係る先行する複数のR-R区間の心電図情報を表示する。同図は、心電データ解析のステップS104が完了した直後の出力・表示部8の表示画面201の例である。図示のように、心電データ解析対象は画面上に表示されている心電波形204の範囲である。また、適合区間の検索に係る連続するR-R区間の区間数を2にした例である。表示画面201には、心臓の断層画像である超音波画像202が表示されている。この超音波画像202は、心電波形204に表示された時相バー203の時間軸位置における心臓の断層画像である。つまり、時相バー203は、現在再生されている超音波画像202の心電波形上の時相を示している。また、超音波画像202に代えて、あるいは超音波画像202と共に、計測演算部11で算出された計測値やドブラ波形を表示してもよい。

40

【0043】

心電波形204の下領域には、適合区間であると評価された2つのR-R区間と、検査区間の時間軸の範囲205が表示され、それぞれのR-R区間の時間{ms}が表示される。検査区間の先頭のR波時相には、安定性の評価値が表示される。例えば、心電波形204の左側半分において、適合区間である2つのR-R区間の時間間隔は、それぞれ800、820である。したがって、その比(評価値)は、約0.98である。この評価値が、適合区間に続く検査区間の先頭のR波時相の上部に評価値206として表示される。また、心電波形204の右側半分においては

50

、3つ連続で隣り合う2つのR-R区間の安定性が高いと評価した例である。この場合、設定数 = 2で安定性を評価すると、前半2区間の適合区間と後半2区間の適合区間により、2つの検査区間が特定され、かつ2つの評価値が算出される。したがって、図5では、2箇所のR波の位置に0.99と1.02の評価値206を表示する。また、ステップS103で取得された心電データの範囲内で検索された全てのR-R区間の個数(R-R8)207を表示する。検査区間の先頭であるR波時相の位置に通し番号208を表示する。

【 0 0 4 4 】

また、視覚的な区別がつくように、検査区間を実線で強調表示し、その他のR-R区間を破線で表示する。検査区間の強調表示は、検査区間の部分の心電波形の色を変えたり、点滅させたりするようにしてもよい。例えば、図5において、適合区間の時間軸の範囲205を二重線で示しているが、この二重線を淡色で、検査区間の範囲205を濃色として強調することもできる。また、検査区間の範囲205の部分を点滅させるようにしてもよい。また、図5の例のように、超音波画像202の再生時相を表す時相バー203が検査区間外にある場合、その時相における超音波画像202は心機能の解析に適した時相ではない。そこで、画像の枠202に色付けや明滅をさせたり、超音波画像202に影をつけたり、明度を下げるようにして検者にわかりやすく表示してもよい。また、時相バー203が適合区間及び検査区間外にある場合にも、同様に画像の枠202に色付けや明滅をさせたりして、検者にわかりやすく表示してもよい。

【 0 0 4 5 】

次に、実施例1による表示画像の異なる表示例を、図6、図7に示す。図6は、心電データ解析S104が完了した直後の表示画面201である。同図の例は、心電データ解析対象が画面上に表示されている心電波形204の全範囲であり、安定性を評価する連続する適合区間の設定数を3に設定した場合である。図5と同様の表示がなされ、各R-R区間の時間間隔は順に810、820、830 { ms } が計測されて、表示される。また、隣り合う2つのR-R区間の時間間隔の比は、順に0.99、0.99である。したがって、これらの評価値 = 0.99が隣り合う2つのR-R区間の最終のR波の上部に評価値206として表示される。なお、図6の例の場合は、さらに安定性の評価条件を満たす連続する3つのR-R区間が続いているので、2つの検査区間が検索され、このときの評価値 = 1.02が評価値206として表示される。

【 0 0 4 6 】

図7の表示画面例は、心電波形上に付随して表示する情報を最小限に少なくして、見やすくした例である。つまり、図5及び図6の表示画面例では、心電波形上に多くの情報を表示していたため、検者によっては重要な情報を見つけ難いことがある。つまり、本例では、安定性を評価した2つのR-R区間のいずれかに時相バー203が位置しているときは、それらのR-R区間の範囲205の表示を強調表示する。また、そのときの評価値206とR-R時間209は、心電波形上ではない別の領域(図示例では右側の領域)に表示する。また、時相バー203を入力部7の例えばトラックボールなどを利用して安定性を評価した2つのR-R区間のいずれかに移動すれば、その移動した先の心拍における各情報206及び209が上書きされる。また範囲205の表示も移動して、強調表示される。

【 0 0 4 7 】

以上説明した実施例1によれば、解析対象とする限定された心電データを取得して検査区間を検索するための計算処理をするので、計算量を低減でき、装置の負荷が低減されるので、装置の動作が軽快になり、検査効率を向上させることができる。

【 0 0 4 8 】

また、検索した検査区間を強調表示しているから、検者によるアクセスが簡単になる。また、評価値に基づいて適切と思われる検査区間の順番を付け、順番に合わせて色を変えて表示するようにすれば、一層使い勝手が向上する。

【 0 0 4 9 】

また、心電データ解析において、隣接R-R区間の比、差、波形パターンの一致度などの評価条件を検者が選択して設定できるので、検査区間を検索するための適合区間を適切に検索することができる。その結果、症状に応じて適切な適合区間ないし検査区間を検索で

10

20

30

40

50

きるので、使い勝手が良い。

【 0 0 5 0 】

さらに、安定性を評価する隣り合う連続するR-R区間の区間数を可変できるから、不整脈の重症度に応じた適合区間の検索が行えるので、装置の使い勝手が向上する。

【 0 0 5 1 】

また、表示画面は、心電図の種々の情報を心電波形上に表示する方法と、それらの情報を心電波形ではなく画面上の別の領域に表示する方法を切り替えるようにすれば、詳細な解析と簡便な解析を分けて行うことができ、検者の用途に応じた選択が可能になる。

【 実施例 2 】

【 0 0 5 2 】

実施例2は、解析対象とする心電データが記憶部6内に逐次記憶されていくと同時に解析処理する例である。つまり、いわゆるリアルタイム処理の例であり、図8に処理のフローチャートを示す。本実施例は、実施例1と同様に、ステップS201において、生体信号取得部9により心電データを取得するとともに、検者は超音波探触子3を被検体2に当接して所定の撮像条件の超音波を送信して超音波検査を行い、取得された心電波形図と超音波画像データやドプラ計測データ等を記憶部6に記憶させるとともに、出力・表示部8の表示画面に超音波画像の動画が表示される。また、この状態において、検者は、入力部7を操作して生体信号解析部10の機能を有効にしているものとする。なお、適合区間の検索条件である隣り合う連続するR-R区間の設定は2として説明する。

【 0 0 5 3 】

最初に、生体信号取得部9は、新しく記憶部6に記憶した心電データを取得して生体信号解析部10に入力する(S202)。生体信号解析部10は、順次入力される心電データの解析を行う(S203)。すなわち、記憶部6に記憶された最新の2つのR-R区間の時間間隔の比又は差、もしくはそれらのR-R区間の波形パターン的一致度が、それらの閾値を満たすか否か評価する。評価の結果、閾値を満たしていればそれらのR-R区間を適合区間として検索する。そして、実施例1と同様、図5のように心電波形に関する種々の情報を表示画面201上に表示する(S204)。さらに、次のR波が検索されて新しいR-R区間が記憶部6に記憶されると、ステップS202に戻って、同様の処理を繰り返す(S205)。次いで、入力部7からフリーズ指令が入力されると、新しい心電データの記憶部6への記憶が停止され、生体信号解析部10の処理を終了する(S206)。

【 0 0 5 4 】

図9は、本実施例2の動作を時間軸上に表現したものであり、画面上に表示される心電波形及び関連情報の時間変化を示したものである。同図(a)は、心電データを取り始めて2つのR-R区間が記憶部6内に記憶されたところである。このとき、生体信号取得部9により記憶部6から心電データが取得されて、生体信号解析部10に入力される。生体信号解析部10は入力される2つのR-R区間について解析し、2つのR-R区間の心電波形が同等ではないと評価する。したがって、表示画面に表示された心電波形の強調表示は行われず、また、心電図情報も表示されない。ただし、R-R区間の個数(R-R2)207は表示される。

【 0 0 5 5 】

図9(b)は、心電データを取り始めて3つ目のR-R区間が記憶部6内に記憶されたところである。このとき、生体信号取得部9を介して生体信号解析部10に新しい3つ目のR-R区間が入力される。生体信号解析部10は、最新のR-R区間データとその1つ前のR-R区間データに対して解析を行い、2つ目と3つ目のR-R区間が適合区間であるか否か評価する。図9(b)の例も、2つ目と3つ目のR-R区間が適合区間ではないと評価される。したがって、心電波形の強調表示は行われず、また、心電図情報も表示されない。

【 0 0 5 6 】

図9(c)は、心電データを取り始めて4つ目のR-R区間が記憶部6内に記憶されたところである。このとき、生体信号取得部9を介して生体信号解析部10に新しい4つ目のR-R区間が入力される。生体信号解析部10は、最新のR-R区間データとその1つ前のR-R区間データに対して解析を行い、3つ目と4つ目のR-R区間が適合区間であるか否か評価する。この例で

は、最新のR-R区間とその一つ前のR-R区間が同等であり、2つ連続しているから、それらのR-R区間は適合区間と評価される。したがって、表示画像には、R-R区間の時間間隔と範囲205、評価値206、通し番号208が表示される。同時に心電波形が強調表示される。

【0057】

図9(d)は、心電データを取り始めて5つ目のR-R区間が記憶部6内に記憶されたところである。このとき、生体信号取得部9を介して生体信号解析部10に新しい5つ目のR-R区間が入力される。生体信号解析部10は、最新のR-R区間データとその1つ前のR-R区間データに対して解析を行い、4つ目と5つ目のR-R区間が適合区間であるか否かを評価する。この例では、最新のR-R区間とその1つ前のR-R区間が同等であり、連続する数が2であることから、それらの区間は適合区間であると評価される。したがって、R-R区間の時間間隔と範囲205、評価値206、通し番号208が表示される。同時に心電波形が強調表示される。

10

【0058】

なお、ステップS206においてフリーズされると、超音波診断装置における各種のデータ取得を停止させることができ、停止後は、実施例1と同等な表示を行うことができる。

【0059】

実施例2によれば、心拍が進むごとにR-R区間が記憶部6内に記憶されるので、これを逐次処理して、その結果をリアルタイムで出力・表示部8の表示画面に表示していく。また、各R-R区間の評価結果を含む心電波形に係る情報は記憶部6内に記憶するようにしているから、入力部7の例えばトラックボールを操作するなどにより、過去のデータにアクセスできるから、実施例1と同等の処理を行うことができる。

20

【0060】

以上説明したように、本実施例によれば、記憶部6にリアルタイムに取り込まれるR-R区間データを取得して、瞬時に隣接する設定数のR-R区間が適合区間か否かを評価できる。つまり、超音波画像を表示しながら、リアルタイムで心機能計測に適した適合区間を検索して検査区間を特定できる。したがって、検査区間を特定したタイミングでフリーズすれば、心機能計測に適した心拍周期に簡単にアクセスして計測処理を行うことができる。その結果、検査の効率を向上することができる。また、解析した心電データは記憶部6に記憶されているから、時間を遡った心拍周期にアクセスすることも容易である。

【実施例3】

【0061】

実施例3は、記憶部6に記憶されている一連の心電機能解析用データを再生するにあたり、特定された検査区間にジャンプさせて再生させることを特徴とする。つまり、実施例1、2により特定されて記憶部6に記憶されている検査区間にのみ、直接アクセスできる機能を備えたことを特徴とし、実施例1、2の処理が完了した後の利用方法に係る実施例である。

30

【0062】

一般に、所望の時相の超音波画像を画面上に表示したい場合、入力部7の例えばトラックボールを操作して、記憶部6内に記憶されている画像を順次1枚ずつ表示させて、検者が確認しながら探索している。本実施例においては、心機能計測に有用な心電機能解析用データの時相は検査区間の時相であるから、面倒な探索を行うことなく検査区間に直接アクセスできるようにしたことを特徴とする。つまり、実施例1、2では、検査区間に通し番号を付して記憶部6に記憶するようにしている。そこで、本実施例では、検査区間に時相を直接ジャンプさせて、効率よく所望の検査区間にアクセス可能にしたのである。

40

【0063】

図10の、本実施例の心電機能解析用データの表示画像の例を示す。図示のように、時相バーをジャンプさせるための例えばジャンプボタン210が画面に設けられている。ボタン210の右向き矢印は現在の時相から右側(進んだ時相)へ、左向き矢印は現在の時相から左側へ(遡った時相)へジャンプさせるように設定されている。例えば、現在時相が時相バー211の位置にあるとき、ジャンプボタン210の左向き矢印を選択して押下すると、現在時相よりも時相を遡った通し番号が1番目の最初の検査区間のR波時相へジャンプするとともに、

50

その時相位置へ時相バー212が移動する。これにより、超音波画像202は時相バー212の時相の画像に変わる。なお、図示していないが、時相バー212の時相におけるドブラ計測値などを表示することもできる。逆に、ジャンプボタン210の右向き矢印を選択して押下すると、時相を進めて通し番号が2番目の検査区間のR波時相に時相バー213がジャンプされる。さらに、もう一度、ジャンプボタン210の右向き矢印を選択して押下すると、時相をさらに進めて通し番号が3番目の検査区間のR波時相に時相バー214がジャンプされる。

【0064】

なお、ジャンプボタン210の下向き矢印は、評価値206の順に時相バーを移動させるように設定されている。下向き矢印を1回押下すると、評価値206が高い検査区間から、順に低い検査区間に切替えられて、所望の検査区間にジャンプするように設定することができる。

10

【0065】

また、検査区間には通し番号が付与されているので、入力部7からジャンプ先の検査区間の通し番号を入力することにより、入力された通し番号の検査区間のR波時相にジャンプするようにすることができる。

【0066】

さらに、ジャンプボタン210に代えて、入力部7に設けられたトラックボールを用いることができる。この場合、トラックボールを左へ回転させると時相を遡った検査区間のR波時相へジャンプし、逆に右に回転させると時相を進めた検査区間のR波時相へジャンプするように設定する。また、トラックボールに限らず、位置指定可能な入力機器であればよい。

20

【0067】

以上説明した実施例3によれば、検査区間のR波時相だけに限定して時相を移動させることができるので、検者により画像を検査しながら所望の検査区間を探索することなく、簡単に所望の検査区間にジャンプしてアクセスすることができる。また、評価値の降順にジャンプさせることができるので、最も評価値が高い適合区間に対応する検査区間に簡単にアクセスできる。その結果、所望の検査区間における計測操作などに迅速に移行できるので、検査効率の向上に資することができる。

【実施例4】

【0068】

実施例4は、実施例1、2で検索された適合区間及び検査区間以外の心電図データ及び超音波画像データである心機能計測用データを除去し、必要な心機能計測用データのみに編集するようにした実施例である。図11に、本実施例のフローチャートを示す。同図において、ステップS401～S403は実施例1のステップS102～S104と同じである。本実施例では、ステップS403における心電データの解析が完了したあと、心電データと超音波画像データを編集して、ステップS405でそれらのデータを表示する。

30

【0069】

図12に本実施例の表示画像の例を示す。同図は、図7の適合区間でも検査区間でもない部分を切り取って、切り取った部分の前後をつなぎ合わせて編集した心機能計測用データを表示したものである。すなわち、図7の4拍目のR-R区間が削除されて前後が詰められている。超音波画像データも、このR-R区間を削除して前後をつなぎ合わせられている。

40

【0070】

図12に代えて、適合区間でも検査区間でもない部分を切り取ることなく、心機能計測用データを再生するとき、適合区間でも検査区間でもない部分のデータは無いものとしてスキップさせて再生することができる。

【0071】

以上説明したように、実施例4によれば、取得されたデータのうち、適合区間にも検査区間にも関与しないデータ、すなわち不整脈における検査において不要なデータを削除又はスキップするので、目的とする検査区間へ速やかにアクセスできる。また、不要なデータが削除されるので、メモリ内に有用なデータのみが多く取り込まれるため、データ収集

50

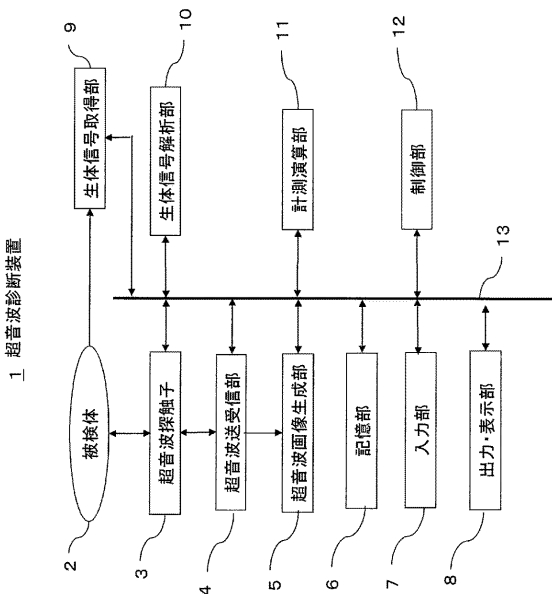
の効率が向上する。したがって、所望の検査区間における計測操作などに迅速に移ることができるので検査効率が向上する。

【符号の説明】

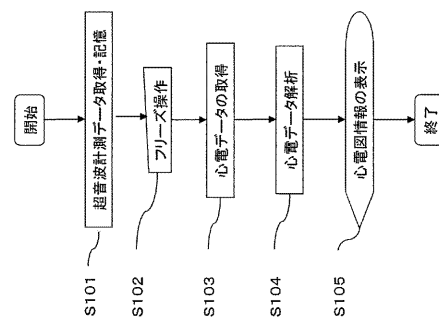
【0072】

1 超音波診断装置、2 被検体、3 超音波探触子、4 超音波送受信部、5 超音波画像生成部、6 記憶部、7 入力部、8 出力・表示部、9 生体信号取得部、10 生体信号解析部、11 計測演算部、12 制御部

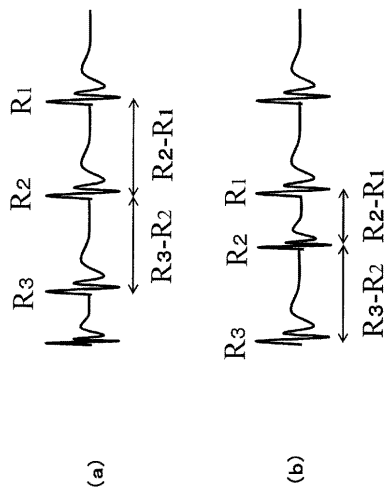
【図1】



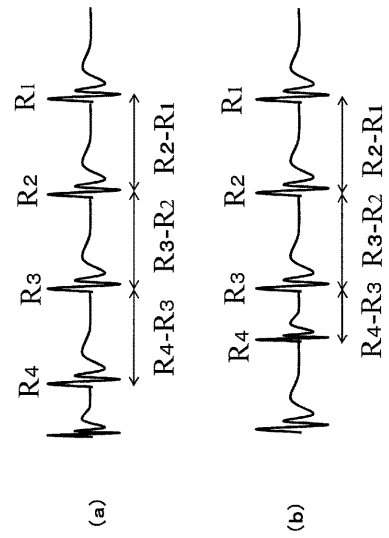
【図2】



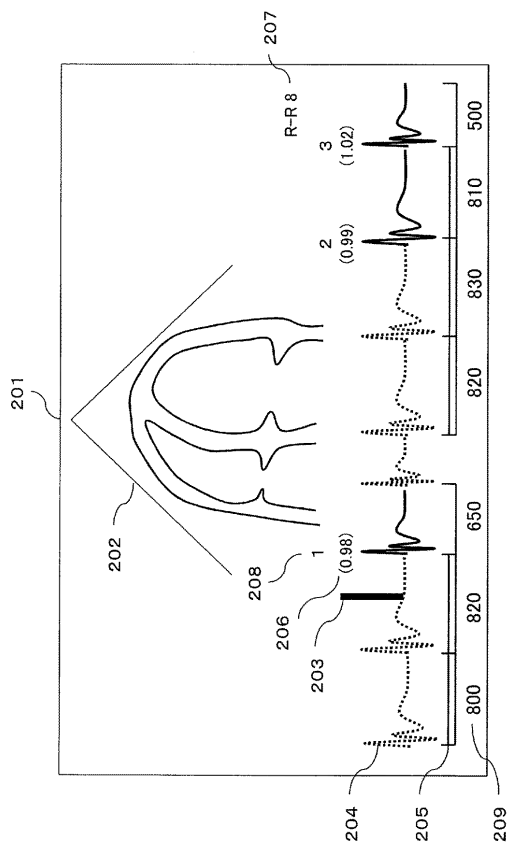
【 図 3 】



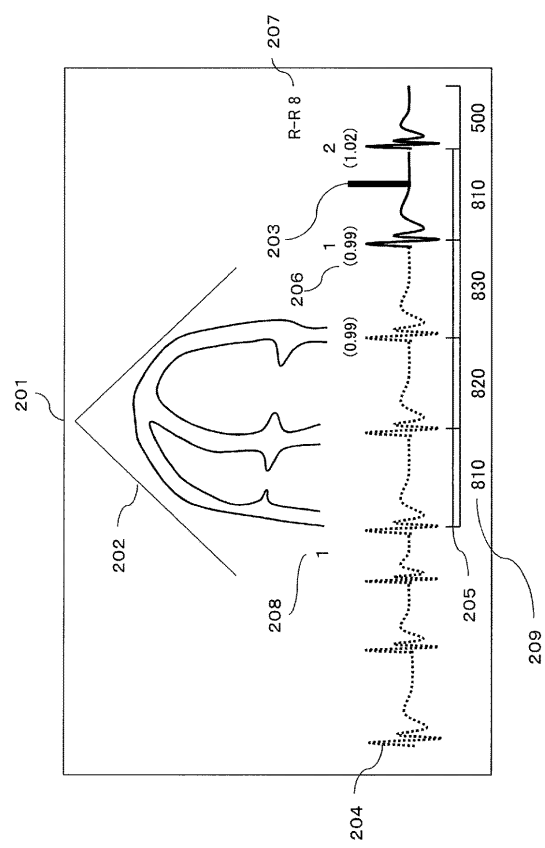
【 図 4 】



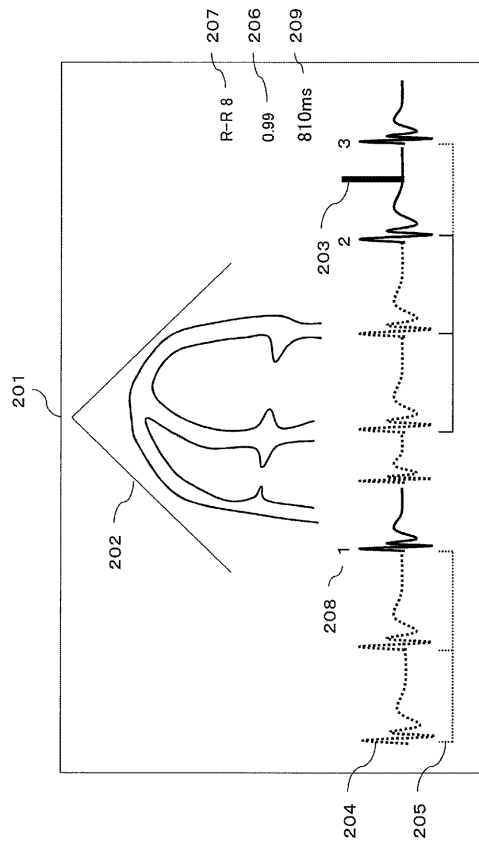
【 図 5 】



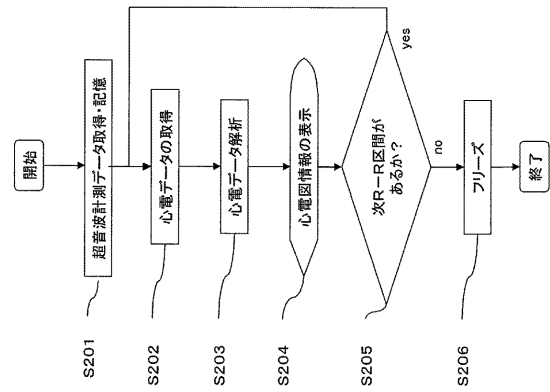
【 図 6 】



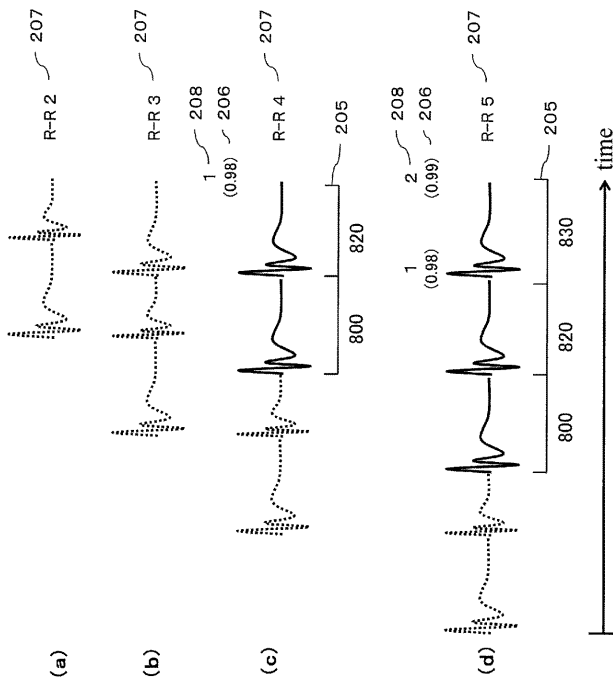
【図 7】



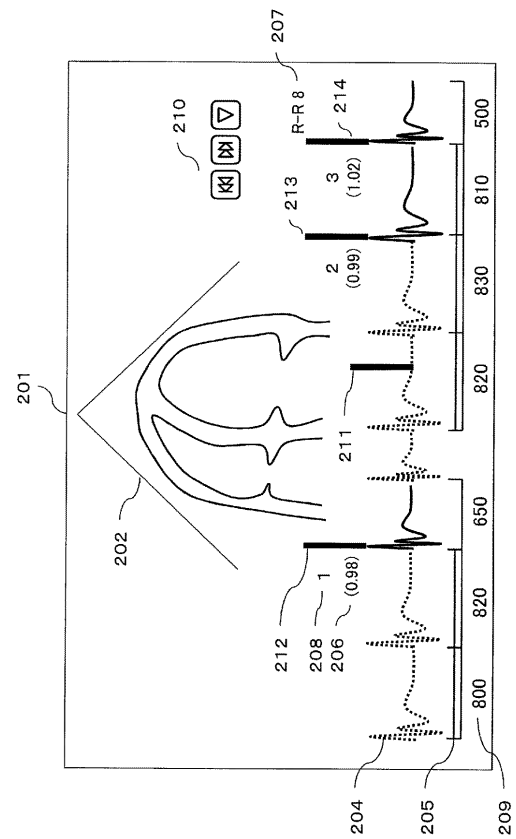
【図 8】



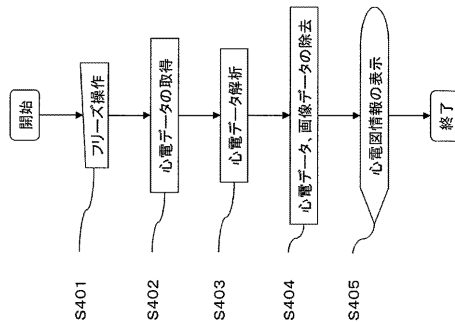
【図 9】



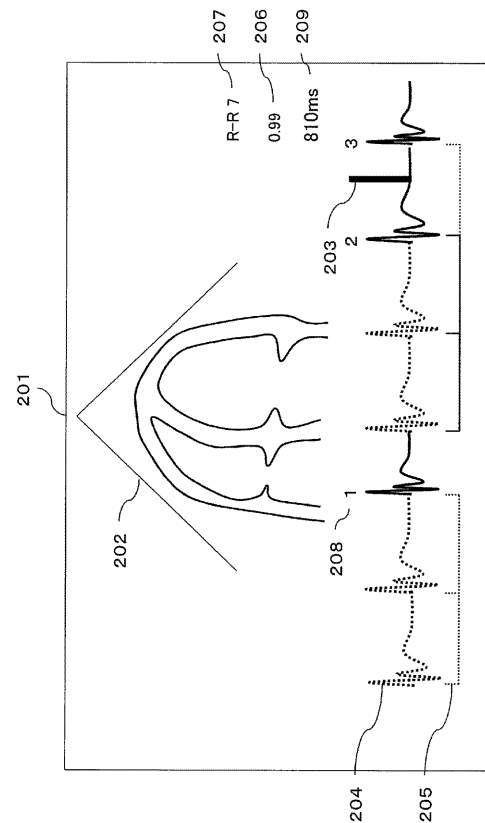
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【手続補正書】

【提出日】平成25年6月6日(2013.6.6)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 3】

ところで、生体信号の複数の周期が安定している状態で心機能検査を行うことが望ましいとされている。そこで、生体信号の変化に対応付けて超音波画像データを含む超音波計測データを取得してシネメモリ等の記憶部に一旦記憶する。そして、例えば、生体信号と超音波計測データの再生画像を見ながら生体信号が安定している周期を検者が検索し、検索した周期を検査区間として心機能計測を行うようにしている。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 2 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 2 6】

実施例1は、解析対象とする心電データを予め記憶部6に蓄積してから解析処理する例である。つまり、いわゆるオフライン処理の例であり、図2に処理のフローチャートを示す。図2に示すように、生体信号取得部9により心電データを取得するとともに、超音波探触子3を被検体2に当接して所定の撮像条件の超音波を送受信して超音波計測を行い、取得した超音波画像データやドプラ計測データを含む超音波計測データを、記憶部6に記憶させる(S101)。このとき、出力・表示部8の表示画面には、例えば、心電波形図と超音波画像

の動画が表示されているものとする。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0028

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0028】

ここで、生体信号取得部9は、フリーズ後に起動するようにしてもよいし、入力部7に備えられている心電データ解析ボタンを押下することによって起動することができる。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0033

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0033】

図3(a)の例は、 $(R2-R1)/(R3-R2)$ がおよそ1となる例であり、安定性の評価が高い。また、同図(b)の例は、 $(R2-R1)/(R3-R2)$ 1であり、安定性の評価は低い。したがって、図3(a)のR3-R2区間とR2-R1区間は適合区間として検索される。そして、適合区間のR1の直後に連なる周期を、心機能計測に適合する検査区間として特定する。この場合、適合区間として評価する2つのR-R区間の時間間隔の比は、予め設定された閾値と比較される。この閾値は、下限値と上限値をもつ範囲として、例えば下限を0.95、上限を1.05に設定することができる。閾値は、検者が入力部7を用いて値を設定することができ、又は、標準値を装置にプリセットすることもできる。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0040

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0040】

以上説明した心機能計測に適合する検査区間の評価方法によれば、被検体の不整脈の重症度に応じて、安定心拍数を短く設定するか、長く設定するか、限定して判別することが可能であり、装置の使い勝手が向上する。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0046

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0046】

図7の表示画面例は、心電波形上に付随して表示する情報を最小限に少なくして、見やすくした例である。つまり、図5及び図6の表示画面例では、心電波形上に多くの情報を表示していたため、検者によっては重要な情報を見つけ難いことがある。つまり、本例では、安定性を評価した2つのR-R区間のいずれかに時相バー203が位置しているときは、それらのR-R区間の範囲205の表示を強調表示する。また、そのときの評価値206とR-R時間209は、心電波形上ではない別の領域(図示例では右側の領域)に表示する。また、時相バー203を入力部7の例えばトラックボールなどを利用して安定性を評価した2つのR-R区間のいずれかに移動すれば、その移動した先の心拍における各情報の評価値206及びR-R時間209が上書きされる。また範囲205の表示も移動して、強調表示される。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/069115

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/02(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/02

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 1-181852 A (Toshiba Corp.), 19 July 1989 (19.07.1989), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
Y	WO 2006/068079 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 29 June 2006 (29.06.2006), paragraphs [0090] to [0108]; fig. 2, 7 & JP 4667394 B & US 2008/0103392 A1	1-15
Y	JP 2006-340838 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 21 December 2006 (21.12.2006), paragraph [0037]; fig. 4 to 6, 9 & US 2006/0280284 A1 & EP 1733682 A2 & KR 10-2006-0128707 A & CN 1973770 A	2,5,11-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
08 November, 2011 (08.11.11)Date of mailing of the international search report
15 November, 2011 (15.11.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/069115

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-20799 A (Fukuda Denshi Co., Ltd.), 01 February 2007 (01.02.2007), paragraphs [0002], [0023] (Family: none)	7, 9-10, 14
A	JP 8-317921 A (Toshiba Corp.), 03 December 1996 (03.12.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2009-50683 A (Toshiba Corp.), 12 March 2009 (12.03.2009), paragraphs [0060], [0061]; fig. 14 & US 2009/0052613 A1	1-15
A	JP 2009-72572 A (Toshiba Corp.), 09 April 2009 (09.04.2009), entire text; all drawings & US 7756241 B2 & CN 101375799 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/069115	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/02(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/02			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 1-181852 A（株式会社東芝）1989.07.19, 全文、全図 （ファミリーなし）	1-15	
Y	W0 2006/068079 A1（松下電器産業株式会社）2006.06.29, 段落【0090】－【0108】、第2, 7図 & JP 4667394 B & US 2008/0103392 A1	1-15	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.11.2011		国際調査報告の発送日 15.11.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 松谷 洋平 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 6 9 1 1 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2006-340838 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2006.12.21, 段落【0037】、第4-6, 9図 & US 2006/0280284 A1 & EP 1733682 A2 & KR 10-2006-0128707 A & CN 1973770 A	2, 5, 11-15
Y	JP 2007-20799 A (フクダ電子株式会社) 2007.02.01, 段落【0002】【0023】 (ファミリーなし)	7, 9-10, 14
A	JP 8-317921 A (株式会社東芝) 1996.12.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2009-50683 A (株式会社東芝) 2009.03.12, 段落【0060】【0061】、第14図 & US 2009/0052613 A1	1-15
A	JP 2009-72572 A (株式会社東芝) 2009.04.09, 全文、全図 & US 7756241 B2 & CN 101375799 A	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB21 BB22 BB23 DD07 DD15 DD27 DE01 EE07 FF08
JB35 JB41 JC16 JC20 JC23 KK01 KK03 KK12 KK25 KK31
KK36 KK43 KK44 LL04 LL05

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2012029616A5	公开(公告)日	2014-09-11
申请号	JP2012531820	申请日	2011-08-25
[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	長野智章 森修 福永峻也		
发明人	長野 智章 森 修 福永 峻也		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B8/52 A61B5/0456 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/5284		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/02.310.Z		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AA19 4C017/AA20 4C017/AB04 4C017/AC16 4C017/AC23 4C017/AC40 4C017/CC02 4C017/CC03 4C017/CC04 4C017/EE15 4C601/BB02 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD07 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE01 4C601/EE07 4C601/FF08 4C601/JB35 4C601/JB41 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/KK01 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL04 4C601/LL05		
优先权	2010193311 2010-08-31 JP		
其他公开文献	JP5920786B2 JPWO2012029616A1		

摘要(译)

本发明的超声诊断设备顺序地捕获来自生物信号获取单元的生物信号的多个周期，以获得生物信号的特定信号波形之间的一个周期以及特定信号波形之间和相邻的特定信号波形之间的一个周期。评估具有一个周期的心功能的稳定性，并且基于评估内容选择特定信号波形之间的一个周期和相邻的特定信号波形之间的一个周期作为心脏功能检查部分，并进行选择。提供了生物信号分析单元，其将被测检查部分与生物信号的时间阶段相关联。