

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6013111号
(P6013111)

(45) 発行日 平成28年10月25日 (2016. 10. 25)

(24) 登録日 平成28年9月30日 (2016. 9. 30)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/02 A

A 6 1 B 5/02 B

A 6 1 B 5/02 3 1 O N

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-208740 (P2012-208740)	(73) 特許権者	000112602
(22) 出願日	平成24年9月21日 (2012. 9. 21)		フクダ電子株式会社
(65) 公開番号	特開2014-61178 (P2014-61178A)		東京都文京区本郷 3-39-4
(43) 公開日	平成26年4月10日 (2014. 4. 10)	(74) 代理人	100105050
審査請求日	平成27年8月4日 (2015. 8. 4)		弁理士 鷲田 公一
		(72) 発明者	津田 慎一
			東京都文京区本郷 3丁目 39番 4号 フクダ電子株式会社内
		(72) 発明者	山本 智幸
			東京都文京区本郷 3丁目 39番 4号 フクダ電子株式会社内
		(72) 発明者	鈴木 恒生
			東京都文京区本郷 3丁目 39番 4号 フクダ電子株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の脈波を取得する脈波取得部と、
取得された脈波における区分点の検出と、検出された区分点間の時間差の測定と、を心拍毎に行い、心拍毎に測定された区分点間の時間差のバラツキ度合いを複数の心拍を含む品質チェック区間において算出する演算処理部と、
取得された脈波の波形を表示すると共に、当該波形の品質を、算出されたバラツキ度合いに基づいて表示する表示部と、
ユーザによる操作に従って前記演算処理部に前記品質チェック区間の長さを設定させる入力部と、
を有する生体情報処理装置。

【請求項 2】

被検者の脈波を取得する脈波取得部と、
取得された脈波における区分点の検出と、検出された区分点間の時間差の測定と、を心拍毎に行い、心拍毎に測定された区分点間の時間差のバラツキ度合いを複数の心拍を含む品質チェック区間において算出する演算処理部と、
取得された脈波の波形を表示すると共に、当該波形の品質を、算出されたバラツキ度合いに基づいて表示する表示部と、
を有し、
前記脈波取得部は、前記被検者の大動脈及び左下肢血管を含む部位と前記被検者の大動

脈及び右下肢血管を含む部位とのうち少なくとも一方から脈波を取得し、

前記表示部は、前記被検者の大動脈及び左下肢血管を含む部位と前記被検者の大動脈及び右下肢血管を含む部位とのうち一方についてのみ選択的に脈波が取得された場合、当該一方の部位についての脈波の波形の品質を表示する、

生体情報処理装置。

【請求項 3】

前記表示部は、取得された脈波の波形をリアルタイムで表示すると共に、当該波形の品質を、算出されたバラツキ度合いに基づいて表示する、

請求項 1 又は 2 に記載の生体情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体の診断には様々な生体情報が用いられる。心電計により計測される心電図（例えば、標準 12 誘導心電図）は、代表的な生体情報の 1 つであり、心疾患等の診断に広く用いられる。標準 12 誘導心電図は、被検者の四肢に装着された 4 つの心電電極から得られる 6 つの誘導心電図（I、II、III、aVR、aVL、aVF）と、被検者の胸部に装着された 6 つの心電電極から得られる 6 つの誘導心電図（V1、V2、V3、V4、V5、V6）とからなる。被検者から計測された標準 12 誘導心電図の波形特徴に基づいて、被検者の心疾患を診断することができる。

20

【0003】

心疾患の主たる原因の 1 つは動脈硬化である。これは脳血管疾患や末梢動脈疾患についても同様のことがいえる。社会の急速な高齢化に伴い、医療分野においては、動脈硬化性疾患の予防は重要なテーマとなっており、動脈硬化を早期発見して適切な治療をすることが重要である。特に最近増加している末梢動脈疾患（PAD）は、動脈硬化が進展した結果、高齢者を中心に下肢血管の血流障害をおこす疾患であり、全身のアテローム血栓症を見るための重要な指標となっている。

【0004】

30

動脈硬化の診断に用いられる生体情報処理装置として、血圧脈波検査装置がある。血圧脈波検査装置は、血圧や脈波といった生体情報を計測することで、下肢血管の血流障害の検査や全身の動脈伸展性の検査を行うことができる。前者の検査では、動脈の詰りを示す指標（動脈閉塞指標）が、後者の検査では、動脈の硬さを示す指標（動脈硬化指標）が、それぞれ検査結果として算出される。なお、以下の説明では、便宜上、動脈閉塞指標や動脈硬化指標の総称を「動脈状態指標」という。また、血圧や脈波の計測によって行われる血流障害の検査や動脈伸展性の検査の総称を「血圧脈波検査」という。

【0005】

ここで、動脈状態指標について幾つかの例を挙げて説明する。なお、各指標の計測手法及び計算方法はここで説明するものだけに限定されず、様々な手法があり得る。

40

【0006】

下肢血管の血流障害の検査で用いられる指標は、例えば ABI（Ankle Brachial Index）である。

【0007】

ABI は、足首の収縮期血圧の値を上腕の収縮期血圧の値で除算して得られる値であり、API または ABPI と呼ばれることもある。ABI に類似した指標として、TBI（Toe Brachial Index）と呼ばれるものもある。TBI は、足趾（足の指）の収縮期血圧の値を上腕の収縮期血圧の値で除算して得られる値であり、TPI または TBPI と呼ばれることもある。

【0008】

50

動脈伸展性の検査で用いられる指標としては、例えば、大動脈 P W V (Pulse Wave Velocity) (例えば、非特許文献 1 参照) や b a P W V (brachial-ankle Pulse Wave Velocity: 上腕 - 足首間 P W V) (例えば、非特許文献 2 参照)、C A V I (Cardio-Ankle Vascular Index) (例えば、非特許文献 3 参照) 等がある。

【 0 0 0 9 】

P W V とは、脈波伝播速度であり、血管上の異なる 2 点間の距離の値を 2 点での脈波の時間差の値で除算して得られる、速度の単位を持つ値である。脈波の計測には、例えば、空気伝導式、光電式、空気袋式、アモルファス式、トノメトリ式など、各種方式の脈波センサが用いられる。また、P W V 計測の対象部位としては、弾性動脈である大動脈が採用されることがあり、大動脈で計測された P W V を大動脈 P W V という。大動脈 P W V の計測方法としては、主に 2 つのものがある。

10

【 0 0 1 0 】

一方の大動脈 P W V 計測方法では、例えば次の式 (1) により大動脈 P W V を求める。

$$P W V = (b + c - a) / \Delta T \quad \cdots (1)$$

ここで、 ΔT は、頸動脈部での脈波立ち上がり部と大腿動脈部での脈波立ち上がり部との時間差であり、 a は、胸骨上窩から頸動脈部までの距離であり、 b は、胸骨上窩から臍部までの距離であり、 c は、臍部から大腿動脈部までの距離である。

【 0 0 1 1 】

他方の大動脈 P W V 計測方法では、例えば次の式 (2) により大動脈 P W V を求める。

$$P W V = D \times 1.3 / (\Delta T + T c) \quad \cdots (2)$$

20

ここで、 ΔT は、頸動脈部での脈波立ち上がり部と大腿動脈部での脈波立ち上がり部との時間差であり、 $T c$ は、心 II 音 (大動脈弁閉鎖の際に生じる心音) の開始から頸動脈部での脈波の切痕部 (ノッチ) までの時間であり、 D は、心 II 音を計測する心音マイクが置かれた第 II 肋間胸骨右縁から大腿動脈部までの直線距離であり、 1.3 は解剖学的補正值である。

【 0 0 1 2 】

また、b a P W V は、例えば次の式 (3) により求められる。

$$b a P W V = (L a - L b) / T b a \quad \cdots (3)$$

ここで、 $T b a$ は、カフを用いてそれぞれ計測される、上腕での脈波立ち上がり部と足首での脈波立ち上がり部との時間差であり、 $L a$ は、大動脈弁口部から足首までの距離であり、 $L b$ は、大動脈弁口部から上腕までの距離である。

30

【 0 0 1 3 】

また、C A V I の場合、上腕と足首 (または膝窩) とにカフを装着して血圧および脈波の計測をすると共に、胸骨に心音マイクを装着して心音を計測する。C A V I は、例えば次の式 (4) により求められる。

【 数 1 】

$$C A V I = \frac{2 \cdot \rho}{\Delta P} \cdot \left(\ln \frac{P_s}{P_d} \right) \cdot P W V^2 \quad \cdots (4)$$

ここで、 P_s は、上腕の収縮期血圧であり、 P_d は、上腕の拡張期血圧であり、 ρ は血液密度であり、 ΔP は、 $P_s - P_d$ である。また、P W V は、脈波伝播速度であり、例えば次の式 (5) により求められる。

40

【 数 2 】

$$P W V = \frac{D \times 1.3 + L2 + L3}{Tb + Tba} \quad \cdots (5)$$

ここで、 $T b$ は、心 II 音の開始から上腕での脈波の切痕部までの時間であり、 $T b a$ は、上腕での脈波立ち上がり部と足首での脈波立ち上がり部との時間差であり、 D は、心 II 音を計測する心音マイクが置かれた胸骨右縁第 II 肋間から大腿動脈部までの直線距離であり、 1.3 は解剖学的補正值であり、 $L 2$ は、大腿動脈部から膝関節中央部までの直線距

50

離であり、L 3 は、膝関節中央部から足首カフ装着中央部までの直線距離である。

【0014】

例えば特許文献1には、計測された心音及び脈波等の波形をリアルタイムで画面に表示する生体情報処理装置が記載されている。この装置は、CAVIの算出に必要な、心音波形や脈波波形における区分点（特徴点）、例えば、心音の開始部、上腕での脈波の切痕部、上腕での脈波立ち上がり部及び足首での脈波立ち上がり部を検出し、これら区分点間の時間差を測定し、その測定結果を基にCAVIを算出する。また、この装置は、心拍毎の脈波波形の品質評価を行い、その評価結果を脈波波形と共に画面上に表示する。よって、検査者（例えば医師）は、計測された脈波波形の品質をリアルタイムで確認できるため、この脈波等に基づくCAVI算出結果の信頼性を、表示された波形品質に基づいて判断

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0015】

【特許文献1】特開2008-168073号公報

【非特許文献】

【0016】

【非特許文献1】増田善昭、金井寛著、「動脈脈波の基礎と臨床」、共立出版、15～19ページ、2000年

【非特許文献2】小澤利男、増田善昭著、「脈波速度」、メジカルビュー社、28～29ページ

20

【非特許文献3】Kohji Shirai, Junji Utino, Kuniaki Ohtsuka, Masanobu Takada, "A Novel Blood Pressure-independent Arterial Wall Stiffness Parameter; Cardio-Ankle Vascular Index (CAVI)", Journal of Atherosclerosis and Thrombosis, Vol.13, No.2

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

ところで、血圧脈波検査中に不整脈或いは体動により脈の乱れが発生すると、その時間帯では、区分点間の時間差にバラツキが生じる等、脈波等の波形が不安定な状態となる。脈波等の波形が不安定な状態でCAVI等の動脈硬化指標が算出された場合、その信頼性は必ずしも高くない。しかしながら、上記特許文献1記載の生体情報処理装置においては、心拍毎の品質評価結果を表示するものであるため、脈波波形が安定状態にあるか否かを直接的に判別することができない。

30

【0018】

本発明の目的は、動脈硬化指標の算出結果の信頼性を確実に向上させることができる生体情報処理装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明に係る生体情報処理装置は、

被検者の脈波を取得する脈波取得部と、

40

取得された脈波における区分点の検出と、検出された区分点間の時間差の測定と、を心拍毎に行い、心拍毎に測定された区分点間の時間差のバラツキ度合いを複数の心拍を含む品質チェック区間において算出する演算処理部と、

取得された脈波の波形を表示すると共に、当該波形の品質を、算出されたバラツキ度合いに基づいて表示する表示部と、

ユーザによる操作に従って前記演算処理部に前記品質チェック区間の長さを設定させる入力部と、

を有する。

また、本発明に係る生体情報処理装置は、

被検者の脈波を取得する脈波取得部と、

50

取得された脈波における区分点の検出と、検出された区分点間の時間差の測定と、を心拍毎に行い、心拍毎に測定された区分点間の時間差のバラツキ度合いを複数の心拍を含む品質チェック区間において算出する演算処理部と、

取得された脈波の波形を表示すると共に、当該波形の品質を、算出されたバラツキ度合いに基づいて表示する表示部と、

を有し、

前記脈波取得部は、前記被検者の大動脈及び左下肢血管を含む部位と前記被検者の大動脈及び右下肢血管を含む部位とのうち少なくとも一方から脈波を取得し、

前記表示部は、前記被検者の大動脈及び左下肢血管を含む部位と前記被検者の大動脈及び右下肢血管を含む部位とのうち一方についてのみ選択的に脈波が取得された場合、当該一方の部位についての脈波の波形の品質を表示する。

10

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、動脈硬化指標の算出結果の信頼性を確実に向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の一実施の形態に係る生体情報処理装置の構成を示す図

【図2】本実施の形態の生体情報処理装置の血圧脈波検査時の動作例を示すフロー図

【図3】本実施の形態の生体情報処理装置の生体情報検査結果レポート出力時の動作例を示すフロー図

20

【図4】本実施の形態の生体情報検査結果レポートのフォーマット例を示す図

【図5】(a)本実施の形態の脈波品質インジケータを含む波形表示画面の構成を説明するための図、(b)(a)の波形表示画面において脈波品質インジケータにより脈波波形品質をリアルタイムで示した状態を示す図

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて詳細に説明する。

【0023】

図1は、本発明の一実施の形態に係る生体情報処理装置の構成を概略的に示す図である。

30

【0024】

図1に示す生体情報処理装置1は、心電計としての機能と血圧脈波検査装置としての機能とを兼備した装置である。具体的には、生体情報処理装置1は、演算処理部10、表示部70、印字部75、記憶部80、音声出力部85、入力部90、上肢用計測制御部101、下肢用計測制御部102、心音計測部103、心電図計測部104及び脈波計測部105を有する。上肢用計測制御部101には、2つのカフ21R、21Lがそれぞれホース21hを介して接続されており、下肢用計測制御部102には、2つのカフ22R、22Lがそれぞれホース22hを介して接続されており、心音計測部103には心音マイク23が接続されており、心電図計測部104には、四肢用心電電極部24a及び胸部用心電電極部24bが接続されており、脈波計測部105には、アモルファス式脈波センサ25a、25bが接続されている。上肢用計測制御部101及び下肢用計測制御部102は、生体情報処理装置1の血圧脈波計測部100を構成する。

40

【0025】

演算処理部10は、CPU(Central Processing Unit)及びメモリ等を有し、メモリに記憶された生体情報処理プログラムをCPUで実行することにより、装置内各部の動作を制御するほか、各種検査の実行の際に必要な演算を行う。

【0026】

表示部70は、液晶ディスプレイ等のディスプレイ装置であり、演算処理部10の制御に従って設定画面、操作ガイダンス或いは生体情報検査結果レポート等を表示する。

【0027】

50

印字部 75 は、サーマルプリンタ等のプリンタ装置であり、演算処理部 10 の制御に従って用紙上に生体情報検査結果レポートを印字することによって、生体情報検査結果レポートを出力する。

【0028】

記憶部 80 は、ハードディスク等の記憶装置であり、演算処理部 10 の制御に従って検査結果等を記憶する。

【0029】

音声出力部 85 は、スピーカ装置であり、演算処理部 10 の制御に従って操作ガイダンス或いはアラーム音等を出力する。

【0030】

入力部 90 は、キーボード、マウス、ボタン或いはタッチパネル等の入力装置であり、ユーザの操作に従って生成される入力信号を演算処理部 10 に出力し、演算処理部 10 に、操作内容に応じた制御及び演算を行わせる。

【0031】

脈波計測部 105 は、アモルファス式の脈波計測手段（脈波取得部）である。脈波計測部 105 は、被検者に適切に装着されたアモルファス式脈波センサ 25a、25b により検出された検出信号に対して増幅等、所定の信号処理を施す信号処理回路を有する。脈波計測部 105 は、信号処理後の検出信号を被検者の脈波信号として演算処理部 10 に供給することにより、脈波の計測を行う。脈波計測部 105 から演算処理部 10 への脈波信号供給は、生体情報処理装置 1 の電源がオンのときに継続的に行われても良いし、演算処理部 10 からの要求に応じて行われても良い。脈波計測部 105 による脈波の計測は、演算処理部 10 で大動脈 P W V を求める場合に好適に用いられる。この場合、アモルファス式脈波センサ 25a、25b の一方は、被検者の頸動脈部に装着され、他方は、被検者の大腿動脈部に装着される。

【0032】

心電図計測部 104（心電図取得部）は、被検者に適切に装着された四肢用心電電極部 24a 及び胸部用心電電極部 24b により検出された検出信号に対して増幅等、所定の信号処理を施す信号処理回路を有する。心電図計測部 104 は、信号処理後の検出信号を被検者の心電図信号として演算処理部 10 に供給することにより、心電図の計測を行う。四肢用心電電極部 24a は、典型的には、右手首、左手首、右足首及び左足首にそれぞれ装着される 4 つの心電電極からなる。両足首用の心電電極に関しては、両足首への装着が下肢に装着されたカフ 22R、22L により妨げられないように形成されていることが好ましい。また、胸部用心電電極部 24b は、典型的には、胸部の 6 箇所それぞれに装着される 6 つの心電電極からなる。心電図計測部 104 から演算処理部 10 への心電図信号供給は、生体情報処理装置 1 の電源がオンのときに継続的に行われても良いし、演算処理部 10 からの要求に応じて行われても良い。

【0033】

心音計測部 103（心音取得部）は、被検者に適切に装着された心音マイク 23 により検出された検出信号に対して増幅等、所定の信号処理を施す信号処理回路を有する。心音計測部 103 は、信号処理後の検出信号を被検者の心音信号として演算処理部 10 に供給することにより、心音の計測を行う。心音計測部 103 から演算処理部 10 への心音信号供給は、生体情報処理装置 1 の電源がオンのときに継続的に行われても良いし、演算処理部 10 からの要求に応じて行われても良い。

【0034】

上肢用計測制御部 101 と下肢用計測制御部 102 とから成る血圧脈波計測部 100 は、オシロメトリック式の血圧計測手段及び空気袋式の脈波計測手段（脈波取得部）を兼ねている。

【0035】

上肢用計測制御部 101 は、圧力センサ 111R、111L と、圧力センサ 111R、111L による検出信号に対して増幅等、所定の信号処理を施す信号処理回路と、カフ 2

10

20

30

40

50

１Ｒ、カフ２１Ｌに対する給排気を行うポンプ及び排気弁と、この給排気動作を制御するＣＰＵと、を有する。上肢用計測制御部１０１は、ホース２１ｈを介してカフ２１Ｒ、カフ２１Ｌのゴム囊２１ａＲ、２１ａＬに空気を導入することでカフ２１Ｒ、２１Ｌの内圧（以下、カフの内圧を「カフ圧」という）を加圧すると共に、ゴム囊２１ａＲ、２１ａＬから空気を排出することでカフ２１Ｒ、２１Ｌのカフ圧を減圧する。カフ２１Ｒは、右上腕に適切に装着されたカフを指し、カフ２１Ｌは、左上腕に適切に装着されたカフを指す。加圧後のカフ圧の目標値は、脈波計測の場合と血圧計測の場合とで異なり、それぞれ個別に設定可能である。

【００３６】

脈波計測の場合、上肢用計測制御部１０１は、加圧後のカフ２１Ｒ、２１Ｌのカフ圧の変動を脈波信号として圧力センサ１１１Ｒ、１１１Ｌで検出し、検出された脈波信号を演算処理部１０に供給する。脈波計測は、演算処理部１０からの要求に応じて行われる。なお、脈波計測には、２つのカフ２１Ｒ、２１Ｌのうち片方のみが使用されても良いし、両方が使用されても良い。

【００３７】

血圧計測の場合、上肢用計測制御部１０１は、減圧中にカフ２１Ｒ、２１Ｌのカフ圧の振動を圧力センサ１１１Ｒ、１１１Ｌにより検出しながら、振幅の増大が最も顕著なカフ圧を収縮期血圧として検出すると共に、振動の減少が最も顕著なカフ圧を拡張期血圧として検出する。そして、上肢用計測制御部１０１は、検出された収縮期血圧及び拡張期血圧をそれぞれ示す血圧信号を演算処理部１０に供給する。血圧計測は、演算処理部１０からの要求に応じて行われる。なお、演算処理部１０からの要求があった場合、通常は、カフ２１Ｒのみを用いた右側血圧計測とカフ２１Ｌのみを用いた左側血圧計測とが順次行われるが、これらの血圧計測は並行して行われても良い。

【００３８】

下肢用計測制御部１０２は、圧力センサ１２１Ｒ、１２１Ｌと、圧力センサ１２１Ｒ、１２１Ｌによる検出信号に対して増幅等、所定の信号処理を施す信号処理回路と、カフ２２Ｒ、カフ２２Ｌに対する給排気を行うポンプ及び排気弁と、この給排気動作を制御するＣＰＵと、を有する。下肢用計測制御部１０２は、ホース２２ｈを介してカフ２２Ｒ、カフ２２Ｌのゴム囊２２ａＲ、２２ａＬに空気を導入することでカフ２２Ｒ、２２Ｌのカフ圧を加圧すると共に、ゴム囊２２ａＲ、２２ａＬから空気を排出することでカフ２２Ｒ、２２Ｌのカフ圧を減圧する。カフ２２Ｒは、右足首に適切に装着されたカフを指し、カフ２２Ｌは、左足首に適切に装着されたカフを指す。加圧後のカフ圧の目標値は、脈波計測の場合と血圧計測の場合とで異なり、それぞれ個別に設定可能である。脈波計測時及び血圧計測時の下肢用計測制御部１０２の動作については、上肢用計測制御部１０１と同様であるため、ここではその詳細な説明を省略する。

【００３９】

以上、生体情報処理装置１の構成について説明した。

【００４０】

生体情報処理装置１は、血圧脈波検査を行う場合、例えば図２に示す手順で動作する。

【００４１】

入力部９０の操作によりユーザ（つまり検査者）から血圧脈波検査実行の指示が演算処理部１０に入力されると、演算処理部１０から血圧脈波計測部１００、心音計測部１０３及び心電図計測部１０４に対して、それぞれ対応する生体信号の計測実行の要求が出力される。

【００４２】

この要求を受けた血圧脈波計測部１００、心音計測部１０３及び心電図計測部１０４はそれぞれ、被検者から検出される脈波信号、心音信号及び心電図信号を演算処理部１０に供給する（ステップＳ１１）。なお、ここで計測される心電図は、標準１２誘導心電図でなくても良く、特定の誘導のみ（例えば、Ⅱ誘導）を含むものであっても良い。

【００４３】

10

20

30

40

50

演算処理部 10 は、血圧脈波計測部 100、心音計測部 103 及び心電図計測部 104 から供給された各種生体信号に基づく心電図波形、心音波形及び脈波波形の解析処理を行うと共に、これらの波形及び解析処理結果をリアルタイムに表示部 70 の画面に表示させる制御を行う。

【0044】

ここで、解析処理では、波形の区分点（例えば、心II音の開始部、上腕での脈波の切痕部、上腕での脈波立ち上がり部、及び足首での脈波立ち上がり部）の検出（例えば、特許文献1参照）と、検出された区分点間の時間差の測定と、を心拍毎に行う。そして、波形（特に脈波波形）の品質チェックとして、測定された時間差のバラツキ度合い（例えば、標準偏差）を所定の品質チェック区間において算出する。品質チェック区間は、時間差のバラツキ度合いが求められるよう少なくとも複数の心拍を含む期間であり、その長さは、例えば、5秒、8秒及び16秒の中から選択可能である。すなわち、ユーザが入力部90の操作により品質チェック区間の長さを任意に選択すると、入力部90はその選択操作に従って演算処理部10に品質チェック区間の長さを設定させる。品質チェック区間を長くするほど、品質チェックの信頼性を高くすることができ、品質チェック区間を短くするほど、品質チェックのために必要な記憶部80内のメモリ領域を少なくすることができる。波形品質チェック結果のリアルタイム表示については後述する。

10

【0045】

また、脈圧の計測等も解析処理として行われる。演算処理部10に供給された各種生体信号、及び演算処理部10での解析処理の結果は、血圧脈波検査の検査結果として記憶部80に保存される。

20

【0046】

心電図、心音及び脈波の計測実行中、任意のタイミングで、ユーザは、入力部90の操作により動脈状態チェック実行の指示を演算処理部10に入力することができる。動脈状態チェック実行の指示が入力されると、演算処理部10は、血圧脈波計測部100、心音計測部103及び心電図計測部104からの各種生体信号の供給を停止させる。そして、演算処理部10は、供給された各種生体信号に基づく過去一定期間内の波形を基に動脈硬化指標を求める演算処理（動脈硬化チェック）を実行する（ステップS12）。例えば、演算処理部10は、数秒～十数秒の期間における心音波形及び脈波波形からCAVIを算出する。算出されたCAVIは、血圧脈波検査の検査結果として記憶部80に保存される。

30

【0047】

動脈硬化チェックが完了すると、演算処理部10は自動的に、血圧脈波計測部100に対して血圧計測実行の要求を出力する。

【0048】

この要求を受けた血圧脈波計測部100は、まず、カフ21R、22Rを用いて右側血圧計測を実行し（ステップS13）、その後、カフ21L、22Lを用いて左側血圧計測を実行する（ステップS14）。血圧脈波計測部100から血圧信号の供給を受けた演算処理部10は、この血圧信号に基づいて動脈閉塞指標を求める演算処理（動脈閉塞チェック）を実行する（ステップS15）。例えば、演算処理部10は、ABIを算出する。算出されたABIは、血圧脈波検査の検査結果として記憶部80に保存される。

40

【0049】

生体情報処理装置1は、例えば図3に示す手順で生体情報検査結果レポート（以下、単に「レポート」という）を出力することができる。演算処理部10は、心電図検査及び血圧脈波検査それぞれの検査結果を例えば記憶部80から取得し（ステップS21、S22）、これらの検査結果を踏まえたレポートを、表示部70の画面上に表示させ又は印字部75に用紙上へ印字させることによって出力させることができる（ステップS23）。

【0050】

すなわち、演算処理部10は、被検者に対して行われた心電図検査及び血圧脈波検査それぞれの検査結果を取得し、取得された検査結果に基づいてレポートを画面上又は用紙上

50

に出力させるレポート出力部を構成する。

【 0 0 5 1 】

図 4 は、出力されるレポートのフォーマット例を示す図である。

【 0 0 5 2 】

図 4 に示すレポートは、心電図検査及び血圧脈波検査それぞれの検査結果とこれらの検査結果に対する所見とを 1 枚の用紙に纏めて記録した「総合レポート」である。

【 0 0 5 3 】

このレポートの主な構成及びその表示内容は、以下の通りである：

- ・心電図波形表示部 1 5 1：心電図波形
- ・血圧脈波情報表示部 1 5 2：血圧脈波情報
- ・所見表示部 1 5 3：心電図検査及び血圧脈波検査それぞれの検査結果に対する所見
- ・動脈状態指標表示部 1 5 4：動脈硬化指標及び動脈閉塞指標
- ・心臓図表示部 1 5 5：心臓を表す絵図としての心臓イラスト（心臓図）
- ・人体図表示部 1 5 6：人体を表す絵図としての人体イラスト（人体図）

【 0 0 5 4 】

ここで、心臓図表示部 1 5 5 に表示される心臓イラストは、心臓の全体像を表す全体図、心臓を上から見た断面図（水平面図）、及び心臓を前方から見た断面図（前面図）、の 3 つである。全体図においては、異常の心電図が発現している部位をハイライト表示させることができる。また、水平面図の周囲には、V 1 誘導、V 2 誘導、V 3 誘導、V 4 誘導、V 5 誘導及び V 6 誘導の各波形が配置され、前面図の周囲には、I 誘導、II 誘導、III 誘導、a V R 誘導、a V L 誘導及び a V F 誘導の各波形が配置されている。これらの心臓イラストとその周囲への心電図波形の配置とにより、心臓の状態についての立体的な特徴を視覚化することができる。

【 0 0 5 5 】

また、人体図表示部 1 5 6 に表示される人体イラストは、上肢及び下肢が見えるように人体を前方から見た形態となっている。そのため、この人体イラストにおいて、血圧及び脈波の計測部位（つまり各カフの装着部位）を示すことができる。また、この人体イラストは、その心臓位置が、心臓の前面図の位置と一致するように配置されている。

【 0 0 5 6 】

血圧脈波情報表示部 1 5 2 に表示される血圧脈波情報は、脈波波形、脈圧の計測値及び血圧の計測値を含むものであり、右上腕、左上腕、右足首及び左足首でそれぞれ計測されたものから成る。血圧脈波情報は、これらの計測部位に対応付けて人体イラストの周囲に配置されている。

【 0 0 5 7 】

このように、このレポートにおいては、標準 1 2 誘導心電図検査の結果として得られた心電図波形が心臓イラストの周囲に配置されているだけでなく、血圧脈波検査の結果として得られた血圧脈波情報がその計測部位に対応付けて人体イラストの周囲に配置された形式となっている。そのため、ほぼ全身の血液循環状態が直感的に判りやすくなっている。しかも、周囲に血圧脈波情報が配置される人体イラストの心臓位置に、周囲に心電図波形が配置される心臓の前面図が重なる形式となっているため、これらの図の表示をコンパクトに纏めることができる。

【 0 0 5 8 】

次いで、波形及び解析処理結果のリアルタイム表示について図 5 を用いて説明する。

【 0 0 5 9 】

図 5（a）は、表示部 7 0 の波形表示画面の構成を示す図である。この波形表示画面において、被検者から計測された心電図、心音及び四肢の脈波それぞれの波形がリアルタイムで表示される波形表示部の上部には、2 つの脈波品質インジケータが配置されている。脈波品質インジケータ（左側用）及び脈波品質インジケータ（右側用）はそれぞれ、被検者の左側（大動脈及び左下肢血管を含む部位）及び右側（大動脈及び右下肢血管を含む部位）について計測される脈波の波形品質を示すバーグラフ状の表示手段である。このよう

10

20

30

40

50

に左側及び右側からそれぞれ計測される脈波の波形品質を個別に表示することができるため、左側及び右側の一方についてのみ選択的に血圧脈波検査を行った場合でも、その部位についての脈波の波形品質の表示を行うことができる。なお、図示されている脈波品質インジケータはいずれも、品質を４段階で表すことができるよう４つのエリア（第１、第２、第３及び第４エリア）に区分された形態となっているが、脈波品質インジケータの形態はこれに限定されるものではなく、種々変更して実施可能である。

【００６０】

心電図、心音及び四肢の脈波の計測が開始されると、上記構成を有する波形表示画面において各種生体信号の波形の表示が開始される。空気袋式の血圧脈波計測手段の場合、計測開始から徐々に各カフ２１Ｒ、２１Ｌ、２２Ｒ、２２Ｌ内に空気が導入されていくため、計測開始から一定時間が経過したときに脈波波形内の区分点の検出が演算処理部１０により可能となる。よって、図５（ｂ）に示されるように、計測開始から一定時間が経過すると、脈波波形及び心音波形において心拍毎に検出された各区分点の位置を示す区分線が表示されるようになる。なお、図中、第１区分線は、心音の開始部の位置を示す区分線であり、第２区分線は、上腕での脈波立ち上がり部の位置を示す区分線であり、第３区分線は、上腕での脈波の切痕部の位置を示す区分線であり、第４区分線は、足首での脈波立ち上がり部の位置を示す区分線である。

【００６１】

各区分点を検出されると、演算処理部１０においては、区分線間の時間差の測定が可能となる。動脈硬化チェックにおいて算出される動脈硬化指標がＣＡＶＩである場合、測定される区分点間の時間差は、心音の開始部と右上腕又は左上腕での脈波の切痕部との時間差、及び右上腕又は左上腕での脈波立ち上がり部と右足首又は左足首での脈波立ち上がり部との時間差である。演算処理部１０は、心拍毎に測定されたこれらの時間差のバラツキ度合いを、予め設定されている品質チェック期間において算出し、その算出結果に応じて各脈波品質インジケータを点灯させる。図示されている脈波品質インジケータの場合は、バラツキ度合いが非常に低いとき、第１～第４エリア全てを点灯させることで脈波の波形品質が非常に良いことを表現することができる。また、バラツキ度合いがある程度低いときには、第１～第３エリアを点灯させることで脈波の波形品質が良いことを表現することができる。また、バラツキ度合いがある程度高いときには、第１、第２エリアを点灯させることで脈波の波形品質が悪いことを表現することができる。また、バラツキ度合いが非常に高いときには、第１エリアのみを点灯させることで脈波の波形品質が非常に悪いことを表現することができる。

【００６２】

このように、本実施の形態によれば、計測された脈波の波形品質を、区分点間の時間差のバラツキ度合いに基づいてリアルタイムに表示するため、脈波波形が安定状態にあるか否かを一目見て判別することができる。よって、心電図、心音及び脈波の計測実行中、ユーザが、脈波品質インジケータの表示状態を見て、波形品質が良いか非常に良いときに動脈硬化チェックを実行させることで、ＣＡＶＩ等の動脈硬化指標の算出を確実に高い信頼性で行うことができる。

【００６３】

以上、本発明の実施の形態について説明した。

【００６４】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【符号の説明】

【００６５】

- １ 生体情報処理装置
- １０ 演算処理部

10

20

30

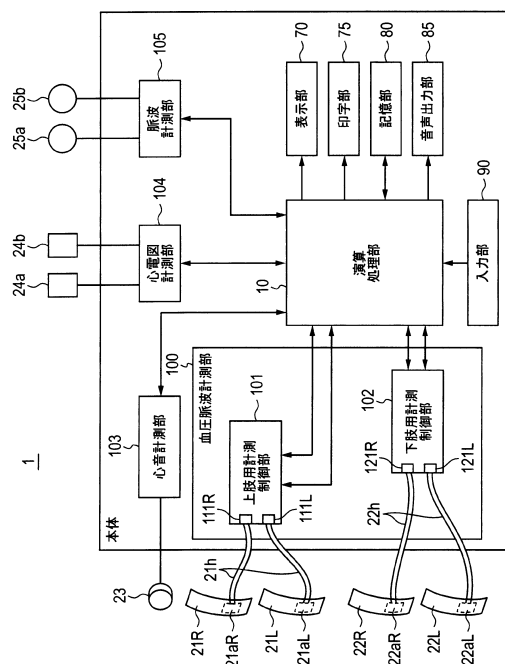
40

50

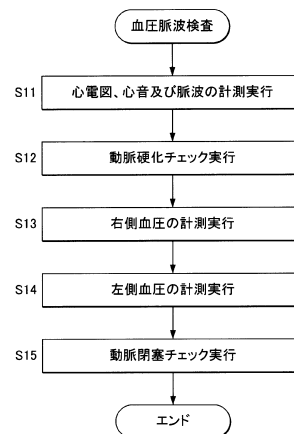
2 1 R、2 1 L、2 2 R、2 2 L カフ
 2 1 a R、2 1 a L、2 2 a R、2 2 a L ゴム囊
 2 1 h、2 2 h ホース
 2 3 心音マイク
 2 4 a 四肢用心電電極部
 2 4 b 胸部用心電電極部
 2 5 a、2 5 b アモルファス式脈波センサ
 7 0 表示部
 7 5 印字部
 8 0 記憶部
 8 5 音声出力部
 9 0 入力部
 1 0 0 血圧脈波計測部
 1 0 1 上肢用計測制御部
 1 0 2 下肢用計測制御部
 1 0 3 心音計測部
 1 0 4 心電図計測部
 1 0 5 脈波計測部
 1 1 1 R、1 1 1 L、1 2 1 R、1 2 1 L 圧力センサ

10

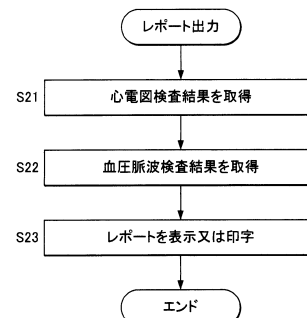
【図 1】



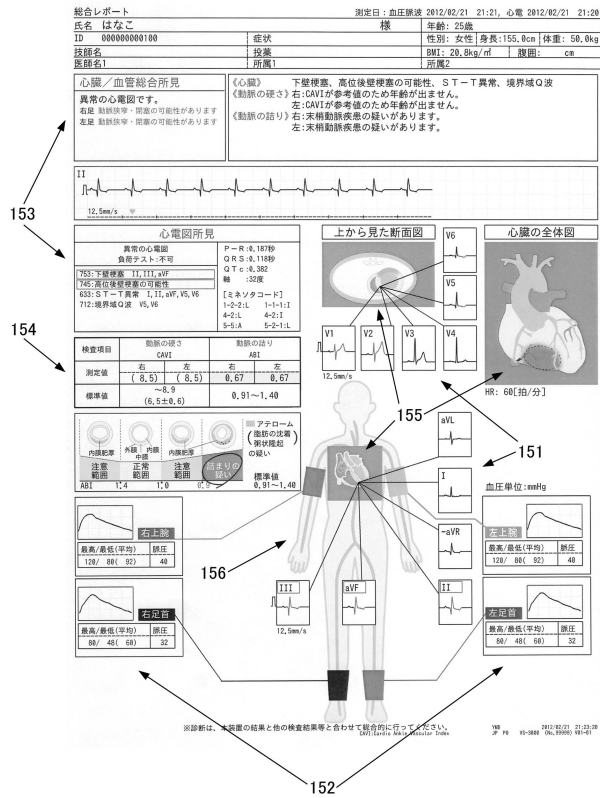
【図 2】



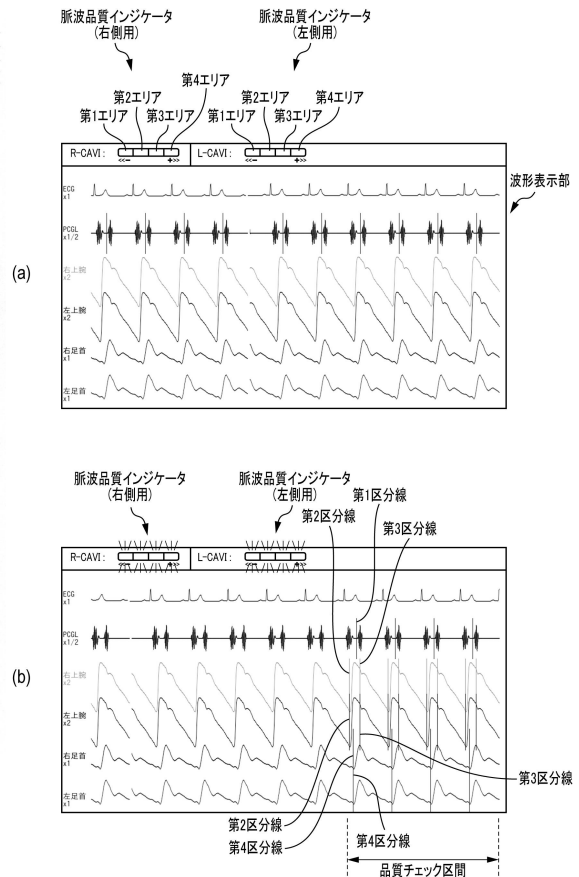
【図 3】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 谷内 光史
東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 特開2008-168073(JP,A)
特開2009-189416(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/02