

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6461495号
(P6461495)

(45) 発行日 平成31年1月30日 (2019. 1. 30)

(24) 登録日 平成31年1月11日 (2019. 1. 11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/00 (2006. 01)

A 6 1 B 5/00

D

A 6 1 B 5/08 (2006. 01)

A 6 1 B 5/08

請求項の数 11 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-127528 (P2014-127528)
 (22) 出願日 平成26年6月20日 (2014. 6. 20)
 (65) 公開番号 特開2016-7223 (P2016-7223A)
 (43) 公開日 平成28年1月18日 (2016. 1. 18)
 審査請求日 平成29年6月15日 (2017. 6. 15)

(73) 特許権者 000112602
 フクダ電子株式会社
 東京都文京区本郷 3-39-4
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康德
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (72) 発明者 藤原 裕貴
 東京都文京区本郷 3-39-4 フクダ電
 子株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体信号処理装置およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

比較対象の複数の生体信号を取得する取得手段と、

前記複数の生体信号を比較するための画面を表示手段に表示する制御手段であって、前記複数の生体信号を前記画面に重畳表示するとともに、入力された指示に応じて前記複数の生体信号の少なくとも一方の表示倍率および、前記複数の生体信号の相対的な移動量、の少なくとも一方を変更する制御手段と、
 を有し、

前記制御手段は、前記複数の生体信号についてピークの平均値を算出し、前記平均値を表す指標を前記画面にさらに表示することを特徴とする生体信号処理装置。

【請求項 2】

比較対象の複数の生体信号を取得する取得手段と、

前記複数の生体信号を比較するための画面を表示手段に表示する制御手段であって、前記複数の生体信号を前記画面に重畳表示するとともに、入力された指示に応じて前記複数の生体信号の少なくとも一方の表示倍率および、前記複数の生体信号の相対的な移動量、の少なくとも一方を変更する制御手段と、

前記複数の生体信号のうち、1つの生体信号の平均振幅値を他の生体信号の平均振幅値に合致させるための倍率を自動算出する算出手段と、を有することを特徴とする生体信号処理装置。

【請求項 3】

10

20

前記表示倍率および前記相対的な移動量のうち、少なくとも前記表示倍率を保存する保存手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 4】

前記制御手段は前記複数の生体信号を、時間方向に位置合わせして重畳表示することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 5】

前記相対的な移動量が、前記複数の生体信号の振幅方向における移動量であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 6】

前記複数の生体信号が、絶対値を表す生体信号と、前記絶対値を表す生体信号と値の変化が近似する生体信号とを含むことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項 に記載の生体信号処理装置。

10

【請求項 7】

前記制御手段は前記絶対値を表す生体信号と値の変化が近似する生体信号の表示倍率を、振幅方向にのみ変更することを特徴とする請求項 6 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 8】

前記絶対値を表す生体信号と値の変化が近似する生体信号が、前記絶対値を表す生体信号の代わりとして用いるために測定された生体信号であることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 9】

20

比較対象の複数の生体信号を取得する取得工程と、

前記複数の生体信号を比較するための画面を表示装置に表示する制御工程であって、前記複数の生体信号を前記画面に重畳表示するとともに、入力された指示に応じて前記複数の生体信号の少なくとも一方の表示倍率および、前記複数の生体信号の相対的な移動量、の少なくとも一方を変更する制御工程と、
を有し、

前記制御工程では、前記複数の生体信号についてピークの平均値を算出し、前記平均値を表す指標を前記画面にさらに表示することを特徴とする生体信号処理装置の制御方法。

【請求項 10】

30

比較対象の複数の生体信号を取得する取得工程と、

前記複数の生体信号を比較するための画面を表示装置に表示する制御工程であって、前記複数の生体信号を前記画面に重畳表示するとともに、入力された指示に応じて前記複数の生体信号の少なくとも一方の表示倍率および、前記複数の生体信号の相対的な移動量、の少なくとも一方を変更する制御工程と、

前記複数の生体信号のうち、1つの生体信号の平均振幅値を他の生体信号の平均振幅値に合致させるための倍率を自動算出する算出工程と、を有することを特徴とする生体信号処理装置の制御方法。

【請求項 11】

コンピュータを、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項 に記載の生体信号処理装置の各手段として機能させるためのプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は生体信号処理装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

さまざまな生体信号が測定され、身体機能の診断に用いられている。そして、生体信号を容易に測定するための手法が開発され、様々な生体信号が比較的手軽に測定できるようになってきている。例えば、本来は侵襲的に測定する生体信号について、非侵襲的な方法で測定可能な信号を換算して代用する方法や、より簡便な手法で測定可能な信号を換算し

50

て代用する方法などが提案されている。

【 0 0 0 3 】

例えば、血圧は血管内の値を直接測定する直接法が最も精度の良い測定方法であるが、侵襲的であるため、手術中など限られた状態でしか用いられない。現在では、非侵襲的なオシロメトリック法を用いた自動血圧計が広く用いられている。しかし、オシロメトリック法による血圧測定では、カフを上腕などに取り付けて血流を一時的に止めて測定する必要がある、間欠的な測定しかできない。そこで、PWVから血圧を求める方法のように、連続的な血圧の情報を得る方法も提案されている（非特許文献1）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

10

【 0 0 0 4 】

【非特許文献1】T. Inajima, Y. Imai, H. Morita, R. Nagai, K. Iijima, S. Yanagimoto, N. Yahagi, G. Lopez, M. Shuzo, I. Yamada, "The Relation between the Blood Pressure Estimated by Pulse Wave Velocity and the Directly Measured Arterial Pressure in Humans," Journal of Robotics and Mechatronics, Special Issue on "Medical Science and Engineering Cooperation", Vol.24, No.5, pp.1-9 (2012)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

上述の血圧のように、本来の方法とは異なる（特には、簡便な）方法によって測定可能で、かつ本来の方法で得られる生体信号（基準生体信号）の代わりに利用可能な他の生体信号（代用生体信号）があれば、非常に有用である。しかしながら、測定方法が異なるため、代用生体信号をそのまま基準生体信号として用いることはできず、代用生体信号と基準生体信号との関係を用いて代用生体信号を換算する必要があるのが一般的である。

20

【 0 0 0 6 】

代用生体信号と基準生体信号との関係は、同一被検者に対して同時に測定された代用生体信号と基準生体信号とを比較することで得られる。しかし、従来の生体信号処理装置では、一方の生体信号を他方の生体信号に換算するための情報を取得することが可能な生体信号の比較機能は提供されていなかった。

【 0 0 0 7 】

30

本発明はこのような従来技術の課題に鑑みてなされたものである。本発明は、一方の生体信号を他方の生体信号に換算するための情報を取得することが可能な比較機能を提供する生体信号処理装置およびその制御方法の実現を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上述の目的は、比較対象の複数の生体信号を取得する取得手段と、複数の生体信号を比較するための画面を表示手段に表示する制御手段であって、複数の生体信号を画面に重畳表示するとともに、入力された指示に応じて複数の生体信号の少なくとも一方の表示倍率および、複数の生体信号の相対的な移動量、の少なくとも一方を変更する制御手段と、を有し、制御手段は、複数の生体信号についてピークの平均値を算出し、平均値を表す指標を画面にさらに表示することを特徴とする生体信号処理装置によって達成される。

40

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

このような構成により、本発明によれば、一方の生体信号を他方の生体信号に換算するための情報を取得することが可能な比較機能を提供する生体信号処理装置およびその制御方法を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図1】本発明の実施形態に係る生体信号処理装置の一例としての生体信号測定装置の構成例を示す図である。

50

【図 2】本発明の実施形態に係る生体信号測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 3】本発明の実施形態に係る生体信号測定装置における波形比較用画面の例を示す図である。

【図 4】図 2 における自動調整処理の動作を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明をその好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

図 1 は、本発明の実施形態に係る生体信号処理装置の一例としての、生体信号測定装置 100 と、生体信号測定装置 100 とともに用いる CPAP、ASV などの呼吸支援装置 200 の構成例を示すブロック図である。なお、本実施形態の生体信号処理装置は、いわゆる簡易ポリグラフ検査装置であり、解析に供される生体信号、具体的には呼吸関連信号を患者から取得するための構成、並びに呼吸支援装置による給気圧（鼻腔圧）を測定するための構成を有している。しかしながら、本発明に係る生体信号処理装置において、生体信号を測定するための構成は必須で無い。本発明に係る生体信号処理装置は、予め測定ならびに記録された生体信号を、例えば直接接続された、またはネットワークを介して接続された記憶装置や記憶媒体から取得するなど、任意の方法で取得可能であればよい。また、本実施形態の生体信号処理装置は、簡易ポリグラフのような睡眠時無呼吸症候群（SAS）の診断に用いる生体信号を処理する装置であるが、本発明は取り扱う生体信号の種類に依存しない。

【0012】

（構成）

本実施形態に係る生体信号測定装置 100 において、SpO₂ センサ 101 は、脈波および動脈血酸素飽和度を例えば被検者の指先で測定する透過式のセンサである。なお、脈波の測定用に SpO₂ センサ 101 とは別のセンサを用いてもよい。カニユーレ 102 は、被検者の鼻孔および口近傍に開口を有し、接続されたエアフローセンサ（圧力センサ）106 によって、被検者の口鼻呼吸波形やいびき音、また呼吸支援装置 200 のマスク 211 内の圧力（鼻腔圧）を検出するために用いられる。胸部・腹部センサ 103 は、被検者の呼吸努力運動を検出するためのセンサである。なお、以下ではエアフローセンサ（圧力センサ）106 を単に圧力センサ 106 と表記する場合がある。

【0013】

このように、本実施形態の生体信号測定装置 100 は、呼吸関連波形を測定するためのセンサとしてエアフローセンサ 106 と、胸部・腹部センサ 103 とを有している。圧力センサ 106 によって測定される口鼻呼吸波形（圧力変化波形）からは、無呼吸状態と低呼吸状態の両方が検出可能である。

【0014】

心電図電極 104 は心電図を取得するための電極であり、例えば単極または双極 2 チャンネルの心電図を検出するための電極である。加速度センサ 105 は、体位（例えば、右側臥位、左側臥位、仰臥位、伏臥位、および立位）および体動を測定するためのセンサである。

【0015】

メモリ 107 は、制御部 110 が作業用に用いる。また、メモリ 107 は装置の設定値の記憶に利用可能な不揮発性の領域を有してもよい。さらに、メモリ 107 は、データストレージもしくは記憶装置を含んでもよい。表示部 108 は例えば液晶ディスプレイ（LCD）を有し、装置の動作状況、測定波形、ユーザ情報、GUI などの表示に用いる。

【0016】

制御部 110 は、生体信号測定装置 100 の動作を制御する。制御部 110 は例えば CPU と、CPU が実行する制御プログラムを記憶する不揮発性メモリと、CPU が不揮発性メモリから読み出したプログラムを実行するために用いる RAM を有する。なお、これらの不揮発性メモリおよび RAM の少なくとも一部としてメモリ 107 を用いてもよい。

【 0 0 1 7 】

また、本実施形態の制御部 1 1 0 は、測定された脈波から推定胸腔内圧波形を生成する機能を有する。脈波から推定胸腔内圧波形を生成する方法に特に制限は無いが、例えば特開 2 0 0 6 - 5 5 5 0 1 号公報に記載されるような、脈波信号の包絡線として生成した呼吸波形と、呼吸波形の包絡線との差分として生成することができる。推定胸腔内圧波形から絶対的な値を読み取ることはできないが、上気道の抵抗がない場合の鼻腔圧は胸腔内圧と近似する。従って、上気道の抵抗がない状態で測定された鼻腔圧の波形の大きさに推定胸腔内圧波形の大きさを合わせることで、推定胸腔内圧の絶対値を推測することは可能となる。そのため、本実施形態においては、推定胸腔内圧波形と鼻腔圧波形との比較を容易に行うための機能を提供する（詳細は後述する）。

10

【 0 0 1 8 】

入力部 1 0 9 は、ユーザが生体信号測定装置 1 0 0 に各種の指示や設定を入力するための入力機器群である。入力部 1 0 9 が備える入力機器にはキーボード、マウス、ジョイスティック、トラックボール、タッチパッド、スイッチ、ボタン、ダイヤル、タッチパネル等、機械的な入力を行う機器はもちろん、音声コマンドなどの非機械的な入力を受け付ける機器も含まれる。入力部 1 0 9 からの入力は制御部 1 1 0 に与えられ、制御部 1 1 0 は入力に応じた動作を実現させる。

なお、スピーカ等の発音手段を設け、装置の動作状態やエラー発生、操作手順などを音声などによってユーザに報知するように構成してもよい。

【 0 0 1 9 】

20

記録部 1 1 1 は測定した生体信号をデータファイルとして記録媒体に記録したり、記録媒体に記録された測定済みのデータを読み出したりする。記録部 1 1 1 は使用する記録媒体に応じて任意の構成を採りうるが、ここでは記録媒体として着脱可能な半導体メモリカードを用いるものとする。

【 0 0 2 0 】

出力部 1 1 2 は外部装置と通信するためのインタフェースである。接続可能な外部機器の種類や通信プロトコルに特に制限は無く、また、通信媒体も有線、無線のいずれであってもよい。なお、記録部 1 1 1 では記録を行わず、出力部 1 1 2 を通じて通信可能な外部装置で記録を行うようにしてもよい。また、出力部 1 1 2 は異なる通信方式に対応し、通信方式に応じたコネクタを有してもよい。例えば外部装置としてプリンタが接続される場合、プリンタは出力部 1 1 2 とケーブルで接続されてもよいし、無線ネットワークを通じて接続されてもよい。

30

【 0 0 2 1 】

呼吸支援装置 2 0 0 は、C P A P（固定圧型、A P A P、B i P A P）や A S V 等の、患者の気道に陽圧の空気を供給することによって無呼吸や低呼吸の発生を抑制する装置である。呼吸支援装置 2 0 0 は本体 2 1 0 とマスク 2 1 1 とがホース 2 1 2 で接続されており、本体 2 1 0 が有する送風機によってホース 2 1 2 を通じてマスク 2 1 1 内に所定圧の空気が供給される。A P A P や A S V の場合、マスク 2 1 1 内の圧力（鼻腔圧）を圧力センサ 2 1 3 で測定し、呼吸状態や気道の閉塞状態に応じて、本体 2 1 0 が送風機を制御して給気圧を制御する。固定圧型 C P A P の場合、本体 2 1 0 は設定された供給圧で送風機を連続的に動作させる。

40

【 0 0 2 2 】

なお、呼吸支援装置 2 0 0 は本発明と直接関係がなく、また公知であるため、これ以上の詳細については説明を省略する。ここでは、給気圧を圧力センサ 2 1 3 の出力に応じて自動調整する A P A P、B i P A P、A S V 等の装置を用いるものとする。なお、固定圧型の C P A P を用いる場合には、所定時間ごとに給気圧を順次変化させるように予め設定しておく。なお、呼吸支援装置 2 0 0 を動作させない場合（給気圧 0）において測定を行う場合には、二酸化炭素の再吸気を防ぐため、マスクを外した状態で測定することが望ましい。

【 0 0 2 3 】

50

(測定・記録動作)

センサ101, 103~105やカニューレ102が被検者の所定部位に装着され、入力部109から測定開始の指示が入力されると、生体信号測定装置100は生体信号の測定・記録を開始する。制御部110は、各種のセンサ101, 103~106からの入力信号に対して例えばA/D変換やフィルタ処理など予め定められた処理を適用し、測定時刻と対応付けてメモリ107に順次書き込んでゆく。また、制御部110は、測定された脈波から推定胸腔内圧波形を生成し、他の生体信号と同様に測定時刻と対応付けてメモリ107に順次書き込んでゆく。

【0024】

カニューレ102に接続された圧力センサ106は、鼻カニューレまたは口鼻カニューレからの気流を電気信号へ変換する。制御部110は、この電気信号に増幅処理およびフィルタ処理を適用し、圧力センサ106から得られる信号を周波数成分によって鼻腔圧の変化を示す信号、呼吸波形を示す信号、気道音(いびき)を示す信号に分離する。なお、カニューレが鼻カニューレであれば鼻呼吸波形が、口の近傍にも開口を有する口鼻カニューレであれば口鼻呼吸波形が得られる。

【0025】

例えば、圧力センサ106から得られる電気信号について500Hz程度を遮断周波数とするローパスフィルタを適用して増幅した信号を基本信号とする。また、基本信号に対してさらに2~3Hzを遮断周波数とするローパスフィルタを適用した信号を鼻腔圧の信号とする。さらに、基本信号に対して0.01~0.1Hzを遮断周波数とするハイパスフィルタと2~3Hzを遮断周波数とするローパスフィルタを適用した信号を呼吸信号とする。また、基本信号に対して0.01~0.1Hzを遮断周波数とするハイパスフィルタと150~200Hzを遮断周波数とするローパスフィルタを適用した信号を気道音信号とすることができる。

【0026】

また、鼻腔圧の変化を示す信号(鼻腔圧信号)、呼吸波形を示す信号(呼吸信号)、気道音(いびき)を示す信号(気道音信号)の呼吸関連信号は、それぞれ電圧から圧力[cmH₂O]に変換されて記録される。なお、呼吸信号や気道音信号は連続的に記録されるが、鼻腔圧信号は、所定時間単位(たとえば秒単位)に変換されて記録される。

また、呼吸努力波形は胸部・腹部センサから得られる。なお、本実施形態では胸骨上窩波形は測定していないが、胸骨上窩波形を取得するように構成してもよい。

【0027】

制御部110は、メモリ107に書き込んだ各種の測定データを記録部111に供給し、記録媒体に順次所定の形式でデータファイルとして記録する。例えば、測定データの種類ごとに予め定められたファイル名を用いて記録することで、記録されているデータファイルの名前から、測定されたデータの種類の把握することが可能になる。

【0028】

次に、本実施形態の生体信号測定装置100における波形比較機能について、図2に示すフローチャートを用いて説明する。

S101で制御部110は、例えば表示部108に表示されているメニュー画面もしくはプルダウンメニューなどから、波形比較指示が入力されるのを待機する。この間、他の指示が入力されれば、制御部110は指示に応じた処理を行うが、本発明と直接関連しないため説明を省略する。

【0029】

なお、波形比較指示は便宜的な名称であり、実際には波形比較を伴う任意の処理動作の実行指示を意味する。例えば、本記録に先立ってゲインなどの値を調整するためのキャリブレーション動作の実行指示であったり、任意の2波形を純粹に比較する動作の実行指示であったりする。また、本実施形態の波形比較機能は、比較する2波形のスケール(表示倍率)を独立して変更(もしくは、特定の一方の波形を変更)する縮尺機能を備えている。

【 0 0 3 0 】

S 1 0 1で波形比較指示が入力されたと判定された場合、制御部 1 1 0は処理をS 1 0 3に進め、比較対象の生体信号データを例えば記録部 1 1 1から取得する。比較対象の生体信号データの取得先は外部装置であってもよい。また、比較対象の生体信号データは、S 1 0 1において波形比較指示とともに指定されてもよいし、予め定められていてもよい。ここでは、ある生体情報の絶対的な値の変化を測定した生体信号（基準生体信号もしくは参照生体信号と呼ぶ）と、基準生体信号と値の変化が近似した生体信号（代用生体信号）とが比較対象の生体信号データであるものとする。具体的には、基準生体信号が鼻腔圧であり、代用生体信号が推定胸腔内圧であるものとするが、この特定の組み合わせに限定されない。

10

【 0 0 3 1 】

これら比較対象の生体信号は、同一被検者に対して同時に測定され、例えば記録部 1 1 1に関連付けられて記録されているものとする。本実施形態では例えば同じ測定で記録された複数の生体信号のファイルを、測定に固有な名称（例えば測定日時）を有する共通のフォルダに、かつ生体信号の種類がファイル名や拡張子によって識別可能に記録する。制御部 1 1 0は指定された測定日時に対応するフォルダに記録されている特定の生体信号のデータを読み出し、メモリ 1 0 7に格納する。S 1 0 3で読み出すデータは、記録された全期間のデータでなくてもよく、例えば記録開始時から数分間のデータであってもよい。データの読み出しを行う区間をユーザに指定させてもよい。

【 0 0 3 2 】

S 1 0 3で比較対象の生体信号データを取得すると、制御部 1 1 0は処理をS 1 0 5に進め、波形比較用画面を表示部 1 0 8に表示する。波形比較用画面の例については後で詳しく説明する。

20

【 0 0 3 3 】

S 1 0 7で制御部 1 1 0は、波形比較用画面の表示中に変更指示が入力されたかどうかを判定し、変更指示が入力されていればS 1 0 9で指示に応じた表示内容の更新を行い、変更指示が入力されていなければ処理をS 1 1 5に進める。なお、変更指示とは表示内容の更新を必要とする指示を包括した表現であり、1種類の指示を示すとは限らない。後述するように、本実施形態の波形比較用画面では、表示倍率や、相対的な移動量（オフセット値）の調整、表示範囲の変更などが可能であり、これらの調整や変更動作はいずれもS 1 0 7において変更指示の入力と判定される。

30

【 0 0 3 4 】

S 1 1 5で制御部 1 1 0は、波形比較用画面の表示中に自動調整指示が入力されたかどうかを判定し、自動調整指示が入力されていればS 1 1 7へ、入力されていなければS 1 1 1へ、処理を進める。S 1 1 7で制御部 1 1 0は比較対象の生体信号のうち基準生体信号の平均振幅に代用生体信号の平均振幅が合致する表示倍率とオフセット値を自動算出する。自動調整処理の詳細については後述する。自動調整処理が終了すると、制御部 1 1 0は処理をS 1 0 9に進め、自動計算した表示倍率やオフセット値を波形比較用画面の表示に反映させたのち、処理をさらにS 1 1 1に進める。

【 0 0 3 5 】

S 1 1 1で制御部 1 1 0は、波形比較動作の完了指示が入力されたかどうかを判定し、入力されていればS 1 1 3へ処理を進め、入力されていなければS 1 0 7へ処理を戻す。完了指示は例えば波形比較用画面に含まれる終了ボタンの選択であってもよい。

40

【 0 0 3 6 】

S 1 1 3で制御部 1 1 0は、終了指示があった時点における表示倍率とオフセット値を比較対象の生体信号の平均振幅の情報とともに保存する。なお、このステップは表示倍率やオフセット値を利用しない場合には実行されなくてもよい。

【 0 0 3 7 】

図3に波形比較用画面300の例を示す。波形比較用画面300は、波形表示領域310と、倍率調整部320と、オフセット調整部330と、自動調整ボタン340と、終了

50

ボタン 350 とを有している。なお、他の GUI 要素が含まれていてもよい。

【0038】

ラベル 305 は波形表示領域 310 に表示されている生体信号の種類を提示する領域である。

波形表示領域 310 は比較対象の生体信号を表示する領域であり、本実施形態では比較対象の生体信号 301, 302 を、測定時刻（横軸）で位置合わせした上で重畳表示している。なお、比較対象の生体信号の測定位置や測定方法の違いにより、測定時刻で位置合わせすると位相がずれる場合には、表示区間に含まれるピークのいずれかの頂点で位置合わせするようにしてもよい。

【0039】

なお、波形表示領域 310 に比較対象の生体信号 301, 302 を表示する際、制御部 110 は、波形表示領域 310 の縦軸の中央を 0（基線レベル）として、表示区間に含まれる基準生体信号および代用生体信号の最大振幅が波形表示領域 310 に収まるようなスケールで表示する。あるいは、表示区間における最大振幅が波形表示領域 310 の縦軸の所定割合（例えば 80%）となるようなスケールで基準生体信号および代用生体信号を表示してもよい。これは、基準生体信号のダイナミックレンジに代用生体信号のダイナミックレンジが合致するように表示倍率を微調整する際に、基準生体信号や代用生体信号が小さく表示されていると精度の良い表示倍率の調整がしづらいためである。なお、比較対象の生体信号 301, 302 に絶対値を示す生体信号が含まれている場合、波形表示領域 310 の縦軸の最小および最大目盛りに対応する絶対値を表示してもよい。図 3 の例では、基準生体信号である鼻腔圧が絶対値を示すため、実測値に応じた $\pm 5 \text{ cm H}_2\text{O}$ が表示されている。

【0040】

また、制御部 110 は、代用生体信号 301 と基準生体信号 302 のそれぞれについて波形表示領域 310 の縦軸を $+100 \sim -100$ とした場合の、基線レベル（0）から上向きのピークの平均値と、下向きのピークの平均値とを、取得した区間の全体、予め定めた長さの区間、または表示区間について算出する。そして、波形表示領域 310 に、上向きピークの平均値を示す指標である点線 3011, 3021 および、下向きピークの平均値を示す指標である点線 3012, 3022 を表示する。上向きのピークの平均値と、下向きのピークの平均値との合計が平均振幅となる。また、各平均値を縦軸にも表示する。制御部 110 はさらに、代用生体信号 301 と基準生体信号 302 について、波形や点線、縦軸に表示する平均値をそれぞれ色分けするなど視覚的に異ならせて表示する。

【0041】

制御部 110 は波形表示領域 310 の下に水平スクロールバー 311 を表示する。水平スクロールバー 311 が操作されると、制御部 110 は表示区間を時間軸方向に移動させる。また、ピークの平均値を表示区間について算出する場合には、制御部 110 は変更後の表示区間について上述したピークの平均値の算出を再度行い、指標の表示を更新する。

【0042】

倍率調整部 320 およびオフセット調整部 330 は、ユーザが手動で表示倍率および基線レベルを調整するためのユーザインタフェースである。図 3 の例では、それぞれスピンボタン 321, 331 とテキストボックス 322, 332 から構成され、スピンボタン 321, 331 の上または下ボタンの操作により予め定められた単位ごとに設定値が変化し、現在の設定値はテキストボックス 322, 332 に表示される。また、テキストボックス 322, 332 にキーボード等を用いて所望の値を直接入力することにより設定値を変更してもよい。本実施形態において表示倍率は 0.1 倍単位、オフセット値は 1 単位で設定可能である。オフセット値は縦軸を $+100 \sim -100$ とした相対的な値であるため無名数であり、正の値が上方向へのオフセット値、負の値が下方向へのオフセット値である。

【0043】

本実施形態において、倍率調整部 320 およびオフセット調整部 330 は、比較対象の

10

20

30

40

50

生体信号のうち基準生体信号以外の生体信号を対象とする。しかし、比較対象の生体信号の全てを対象とするように構成してもよいし、対象とする生体信号を、基準生体信号を含めて選択できるように構成してもよい。例えば、対象とする生体信号をラジオボタン 3 2 3 , 3 3 3 やプルダウンメニュー等から選択可能に構成すればよい。

【 0 0 4 4 】

なお、倍率調整部 3 2 0 によって調整可能な表示倍率は水平方向（この場合は時間方向）および垂直方向（振幅方向）の両方であっても、一方であってもよい。一方向における表示倍率を調整する場合、水平方向か垂直方向かを選択するための G U I 要素（例えばラジオボタン）が波形比較用画面 3 0 0 に含まれる。単純に波形全体を拡大または縮小表示したい場合には、両方向の表示倍率を変更すればよい。しかし、例えば、ピークの平均値を表示区間について算出する構成の場合、水平方向の表示倍率が増加されると表示区間も変更され、平均振幅値も変化する。そのため、一方の表示倍率を変更して両者の振幅が合致するように調整しづらくなる。この場合は、水平方向の表示倍率は変更せず、垂直方向のみ表示倍率を変更したほうが使い勝手が良い。また、ユーザの意向に応じて柔軟な表示形態を提供するという観点からも、倍率調整部 3 2 0 の対象方向を選択可能とすることが望ましい。

【 0 0 4 5 】

自動調整ボタン 3 4 0 は、基準生体信号 3 0 2 の平均振幅に代用生体信号 3 0 1 の平均振幅が合致する表示倍率とオフセット値を生体信号測定装置 1 0 0 で自動計算するようにユーザが指示するためのユーザインタフェースである。自動調整ボタン 3 4 0 が選択された際の動作については後述する。

【 0 0 4 6 】

ユーザは、図 3 に示すような波形比較用画面 3 0 0 を用いて、比較対象の生体信号を比較することができる。比較対象の生体信号波形 3 0 1 , 3 0 2 が位置合わせされ、かつ重畳表示されるため、それぞれの生体信号波形が重畳されずに並べて表示される場合よりも、両者を容易に比較することができる。例えば、基線レベルで縦方向に位置合わせされているため、振幅の違いの把握が容易である。また、ピークの平均値に相当する位置が波形表示領域 3 1 0 内に示されるため、個別のピークでなく、ある期間における平均的な振幅の差も容易に把握できる。また、上方向のピークと下方向のピークについて独立して平均値を示しているため、同方向のピークの平均値の差を比較することで、基線レベルの差（オフセット）についても容易に把握できる。

【 0 0 4 7 】

また、表示倍率やオフセットを調整可能なため、比較対象の生体信号を拡大・縮小表示させたり、上下方向に相対的に移動させたりすることが可能であり、柔軟な比較操作が可能である。さらに、上向きピークの平均値を示す指標である点線 3 0 1 1 と 3 0 2 1、下向きピークの平均値を示す指標である点線 3 0 1 2 と 3 0 2 2 がそれぞれ合致するように（基準生体信号の平均振幅に代用生体信号の平均振幅が合致するように）ユーザに表示倍率やオフセットを調整させることで、基準信号と値の変化が近似する代用生体信号の値を絶対的な値に変換するための換算係数を得るキャリブレーション動作を容易に行えるようになる。

【 0 0 4 8 】

終了ボタン 3 5 0 が選択されると、制御部 1 1 0 は、S 1 0 5 で算出した個々の生体信号の上方向のピーク平均値と下方向のピーク平均値、オフセット値、および変更後の表示倍率を保存する。

【 0 0 4 9 】

オフセットの調整だけで平均振幅を合致させることができる場合（表示倍率 1 . 0 ）には、代用生体信号の測定値は、基準生体信号の測定値（絶対値）と 1 対 1 で対応する。一方、表示倍率が増加された場合、基準生体信号の平均振幅（＝上方向のピーク平均値＋下方向のピーク平均値）が、代用生体信号の平均振幅×表示倍率に相当する。これら対応関係を用いることで、代用生体信号の測定値を絶対値に変換することが可能になる。この変

10

20

30

40

50

換においてオフセット値を用いることができる（必須ではない）。

【 0 0 5 0 】

次に、図 4 のフローチャートを用いて、図 2 の S 1 1 7 における自動調整処理について説明する。上述通り、自動調整処理は、波形比較画面 3 0 0 の自動調整ボタン 3 4 0 が選択された場合に実行される。

【 0 0 5 1 】

制御部 1 1 0 は、S 2 0 1 で、基準生体信号と代用生体信号の表示区間における平均振幅を算出し、S 2 0 3 で、代用生体信号の平均振幅を基準生体信号の平均振幅に合わせるための倍率を算出する。図 3 の例では、代用生体信号の平均振幅のピーク値が + 7 8 と - 9 0 であり、基準生体信号の平均振幅のピーク値が + 7 5 と - 8 2 である。

10

この場合、倍率は

$$(75 + 82) / (78 + 90) = 0.93$$

オフセット値は、

$$\{(78 \times 0.93 - 75) + (-90 \times 0.93 - (-82))\} / 2 = -2.08$$

となる。

そして、S 2 0 5 で制御部 1 1 0 は代用生体信号の平均振幅のピーク値を基準生体信号の平均振幅のピーク値に合わせるためのオフセット値を算出する。このようにして、自動的に算出した倍率とオフセット値とを S 1 0 9 で表示に反映させる。

【 0 0 5 2 】

以上説明したように、本実施形態の生体信号処理装置によれば、複数の生体信号を位置合わせして重畳表示する波形比較用画面を提供するので、両者を容易に比較することを可能にする。また、生体信号の縮尺とオフセットを変更可能とすることで、一方の生体信号を他方の生体信号に換算するための情報を取得することが可能である。これは、比較対象の生体信号に、絶対値を表す生体信号と、絶対値を表す生体信号と値の変化が近似した生体信号とが含まれている場合に特に有用である。

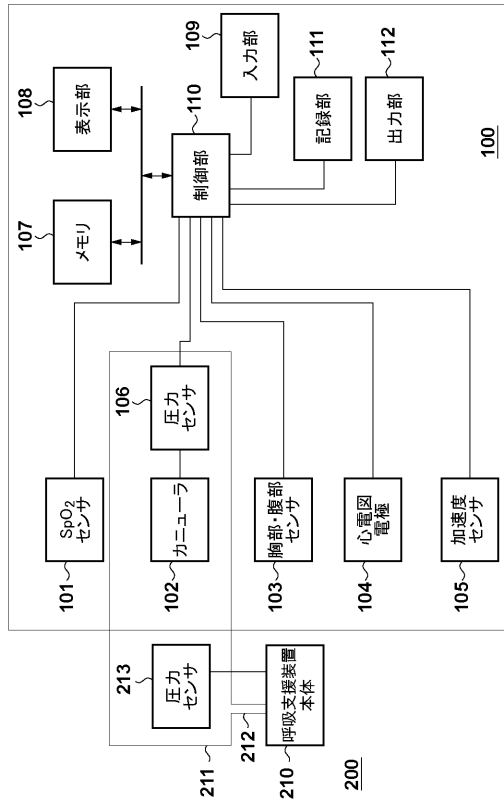
20

【 0 0 5 3 】

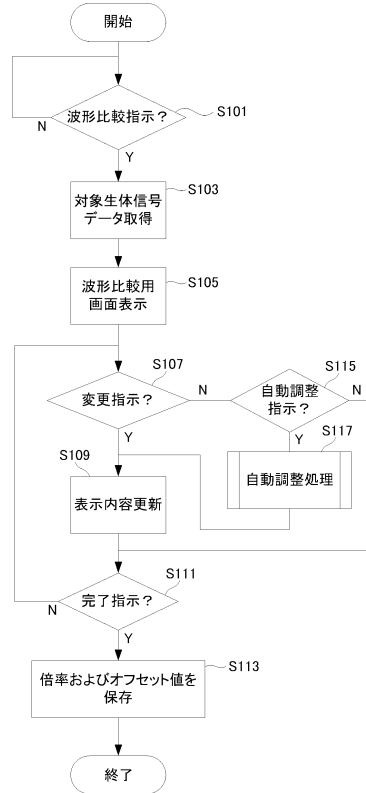
なお、本発明に係る生体信号処理装置は、一般的に入手可能な、パーソナルコンピュータのような汎用情報処理装置に、上述した動作を実行させるプログラム（アプリケーションソフトウェア）として実現することもできる。従って、このようなプログラムおよび、プログラムを格納した記憶媒体（CD-ROM、DVD-ROM等の光学記録媒体や、磁気ディスクのような磁気記録媒体、半導体メモリカードなど）もまた本発明を構成する。

30

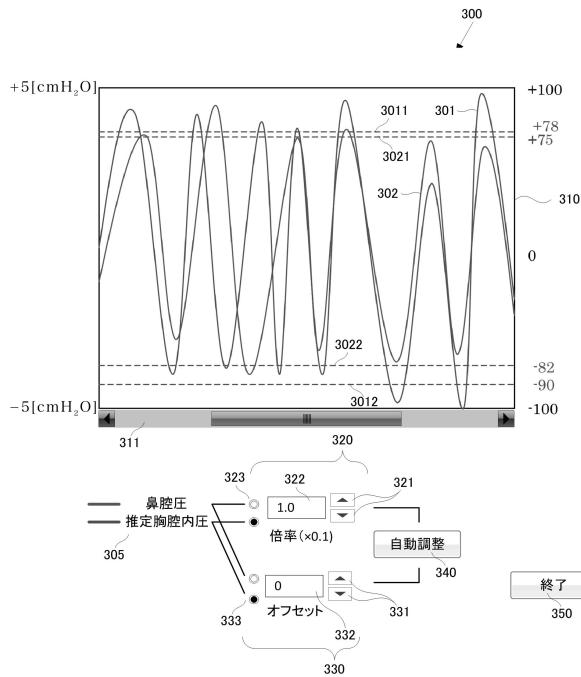
【図 1】



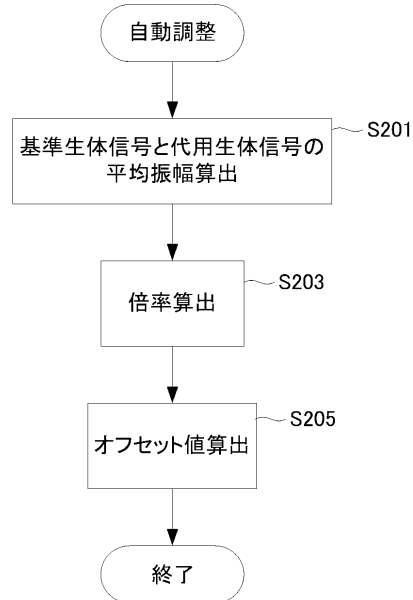
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 2 0 8 2 1 7 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 6 2 5 8 0 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 1 7 8 0 2 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 4 8 0 7 9 (J P , A)
オシロスコープのすべて - さらに詳しい入門書 - , 日本テクトロニクス株式会社 , 2 0 0 3 年
7 月

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 0
A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 5
A 6 1 B 5 / 0 6 - 5 / 1 1