

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6010982号
(P6010982)

(45) 発行日 平成28年10月19日 (2016.10.19)

(24) 登録日 平成28年9月30日 (2016.9.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 7 1 O B

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 7 1 O Z

A 6 1 B 5/02 3 1 O A

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-85205 (P2012-85205)
 (22) 出願日 平成24年4月4日 (2012.4.4)
 (65) 公開番号 特開2013-212320 (P2013-212320A)
 (43) 公開日 平成25年10月17日 (2013.10.17)
 審査請求日 平成27年3月27日 (2015.3.27)

(73) 特許権者 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区新宿四丁目1番6号
 (74) 代理人 100116665
 弁理士 渡辺 和昭
 (74) 代理人 100164633
 弁理士 西田 圭介
 (74) 代理人 100179475
 弁理士 仲井 智至
 (74) 代理人 100107261
 弁理士 須澤 修
 (72) 発明者 横山 敏彦
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

利用者の脈波信号を出力するセンサー部と、
 前記センサー部が配置されたケース部と、
 前記ケース部の前記利用者への装着状態を調整するバンド機構と、
 前記脈波信号を取得し、前記脈波信号に基づいて前記装着状態に対応する前記脈波信号の振幅及びデューティー比を算出するパラメーター化部と、
 前記振幅に基づいて最適な装着状態を選択する装着状態選択部と、
 前記最適な装着状態との乖離状態を、前記最適な装着状態における前記デューティー比に基づいて検出する乖離状態検出部と、
 を備えることを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体情報測定装置において、
 前記パラメーター化部は、前記バンド機構によって設定された複数の装着状態において前記振幅及び前記デューティー比を算出し、
 前記装着状態選択部は、前記複数の装着状態に対応する複数の前記振幅に基づいて最適な装着状態を選択することを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の生体情報測定装置において、
 前記乖離状態検出部は、現在の装着状態における前記デューティー比と、前記最適な装

着状態における前記デューティー比との差に基づいて、前記乖離状態を検出することを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 4】

請求項 1～3 のいずれか一項に記載の生体情報測定装置において、
前記バンド機構は、前記ケース部に接続され、
バンド部と、バンド固定部とを備えることを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の生体情報測定装置において、
前記バンド機構は、バンド折り返し部を備えることを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 6】

請求項 1～5 のいずれか一項に記載の生体情報測定装置において、
前記装着状態の調整を開始するための入力を受け付ける入力部を備え、
前記入力部が前記入力を受け付けると、装着状態選択部は、前記振幅に基づいて最適な装着状態を選択することを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 7】

請求項 1～6 のいずれか一項に記載の生体情報測定装置において、
前記装着状態を表示する表示部を備えることを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の生体情報測定装置において、
前記表示部は、前記脈波信号の前記振幅に基づいて判定された装着状態を表す表示を行うことを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 9】

請求項 7 または 8 に記載の生体情報測定装置において、
前記表示部は、前記乖離状態検出部の出力に基づいて前記脈波信号検出の可否、あるいは前記バンド機構の締め具合に関する情報を表示することを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 10】

請求項 7～9 のいずれか一項において、
前記表示部は、前記脈波信号に基づいて算出された脈拍数を表示することを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 11】

請求項 1～10 のいずれか一項に記載の生体情報測定装置において、
前記最適な装着状態は、前記脈波信号の前記振幅が最大となる装着状態であることを特徴とする生体情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報検出用電気光学装置を備えた生体情報測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、脈拍、脈波などの生体情報を測定する機能を有する腕時計が知られている。腕時計底部には光電センサーが設けられ、脈拍に同期して起こる血管の拡張による赤血球の数の変化を光電脈波として検出することで脈拍や脈波を検出するものである。（例えば、非特許文献 1、及び非特許文献 2 参照。）この光電脈波の強度は個人差や、装着条件、あるいは装着部の運動状態により大きく変動する。必要な信号レベルを得るためには、所定の押圧で体表に接触するよう装着することが有効であると分かっている。これを実現する従来技術として腕時計の体表接触面に圧力センサーを設け、脈拍計の装着時当該センサーの値が所定の値になるよう利用者に通知し最適な装着状態になるよう促すという方法がある。（例えば、特許文献 1 参照。）

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2009-195722号公報

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】セイコーパルスグラフの開発（センサー編）日本時計学会No. 160（1997）

【非特許文献2】セイコーパルスグラフの開発（回路システム編）日本時計学会 No. 162（1997）

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら特許文献1の従来の装着技術では、光電センサーとは、別に圧力センサーを実装するする必要があり光電センサーと皮膚の接触部の圧力を直接検出することはできないために最適値との誤差が生じ易く、また小型化実装や低コスト化の制限となるという課題があった。さらに手首の形状や内部構造の非対称性などによって腕の突起部がベルト張力を大きくするなどのため、バンド部材やケース体の各部に配置された圧力センサーの値が必ずしも光電センサーと皮膚の接触圧力を正しく反映しない場合もあり、最適な押圧で光電センサーを皮膚に接触させることが保証されていないという課題があった。また一般的には、光電脈波の最大振幅そのものを最大にするという装着法も可能であるが、振幅は、装着部の状態に応じて変わるため装着するごとに最適値を探す必要があるこれも腕時計装着時の利用者の利便性を損なうものである。

20

【0006】

本発明は、最適な装着条件を簡単に実現するという課題を解決することを目的としたものであり、簡単な装着法で生体情報をより安定して取得できる生体情報測定装置を実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態又は適用例として実現することが可能である。

30

【0008】

〔適用例1〕本適用例に係る生体情報測定装置は、装置本体を手首に装着するバンド機構を備えた生体情報測定装置であって、前記バンド機構を介して伝達された張力が前記装置本体の前記手首に対する押圧変化となって生ずる脈波形で、装着条件で異なる押圧によって得られるいくつかの異なる該脈波形の波形変化の特徴をパラメーター化するパラメーター化手段と、前記パラメーター化手段の前記パラメーターより装着パラメーター列を作成し、該装着パラメーター列の中から最適な装着条件に応じた最適パラメーター値を選択する最適パラメーター選択手段と、前記最適パラメーター値に基づいてバンド張力を設定する張力設定手段と、を有することを特徴とする。

【0009】

40

本適用例によれば、利用者がバンド機構により装置本体を手首に装着する場合、光電センサーからは、皮膚直下の細動脈の脈動が装置による手首表面への押圧に応じた振幅の脈波信号として検出される。最適な装着条件とは脈波検出感度が最大となる条件であって、即ち、脈波信号振幅が最大となる条件である。この最適条件を常年实现することが測定値の信頼性及び安定性にとって最も重要である。本適用例では、押圧に対する光電脈波信号の振幅の変化特性を最適パラメーター値を含む一連の装着パラメーター列として保持し、測定したパラメーターと保持されている最適パラメーター値とを比較することで、最適な装着条件を実現できるよう利用者がバンドの張力を制御することができる。

【0010】

〔適用例2〕上記適用例に記載の生体情報測定装置において、前記パラメーターは、脈

50

波の一周期内における脈波振幅及び信号継続時間と周期の比であるデューティー比とからなる数値の組であり、前記最適パラメーター値は、押圧に対する脈波振幅とデューティー比との組の中で押圧変化に対し最大振幅をもつ周期におけるパラメーターであることを特徴とする。

【0011】

本適用例によれば、押圧により変わる光電脈波信号の特徴は、一拍周期内における脈波振幅及び信号継続時間と周期の比であるデューティー比とからなる一組の数値として特徴付けられる。前記デューティー比は血管内圧と血管に印加される血管外圧、即ち前記押圧から生成される血管への外部圧力のみにより決まることが医学的に認知されている。したがって押圧の間接的測定の変わりに前記デューティー比を用いることで光電脈波センサーと皮膚との接触状態が直接的に検出できることになる。前記デューティー比を検出し最適条件と比較することで装着する度に变化する張力や、それにより生成される押圧など誤差の多いパラメーターに基づくことなく最適条件を決定することができる。これにより装着条件の安定性を向上させることができる。

【0012】

[適用例3] 上記適用例に記載の生体情報測定装置において、脈拍を検出する過程で前記パラメーター化手段の前記パラメーターと前記最適パラメーター値との乖離状態を検出する乖離状態検出手段と、前記乖離状態検出手段の出力に基づいて使用者に測定の可否あるいは前記バンド機構の締め具合の情報を表示する装着状態表示手段と、を有することを特徴とする。

【0013】

本適用例によれば、通常の脈拍検出の過程において常にデューティー比を測定し、使用開始時、あるいは定期的に行われる校正において取得した利用者自身の血管物性に基づいて現状の装着状態が最適値とどの程度乖離しているかを判断しその情報を利用者に提供することができる。これにより利用者は、バンド機構を用いて必要な張力調整を行い測定の安定度、あるいは測定データの確実度を常に最適状態に保つことができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本実施形態に係る腕時計型脈拍計を示す正面図。

【図2】本実施形態に係る腕時計型脈拍計を示す底面図。

【図3】本実施形態に係る腕時計型脈拍計を手首上部に装着した状態を示す図。

【図4】図3に示す腕時計型脈拍計のA断面に沿う模式断面図。

【図5】本実施形態に係る腕時計型脈拍計のバンド機構を示す図。

【図6】図2に示す光電センサー部の内部構成及び動作説明図。

【図7】本実施形態に係る腕時計型脈拍計を示す内部回路図。

【図8】図2に示す光電センサー部の回路構成図。

【図9】本実施形態に係る腕時計型脈拍計のメモリーの構成を示す図。

【図10】本実施形態に係る通常動作時の光電脈波信号例を示す図。

【図11】本実施形態に係る血管の従う管法則の説明図。

【図12】本実施形態に係る血管に対する外部圧力と脈拍との関係を模式的に示す図。

【図13】本実施形態に係る装着時又は最適装着条件を探すときの光電脈波信号例を示す図。

【図14】本実施形態に係る腕時計型脈拍計のパラメーターの構成を示す図。

【図15】本変形例における腕時計型脈拍計を示す装着断面図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して説明する。以下の本実施形態では、生体情報測定装置の一例として腕時計型脈拍計を挙げて説明する。さらに以下の各図においては、各層や各部材を認識可能な程度の大きさにするため、各層や各部材の尺度は実際とは異なるものである。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本実施形態に係る腕時計型脈拍計を示す正面図であり、図 2 は、腕時計型脈拍計を示す底面図である。また図 3 は、腕時計型脈拍計を手首上部に装着した状態を示す図である。さらに図 4 は、図 3 に示す腕時計型脈拍計の A 断面に沿う模式断面図である。

まず、本実施形態の脈拍計としての腕時計型脈拍計 1 0 0 の概略構成について説明する。

【 0 0 1 7 】

腕時計型脈拍計 1 0 0 は、手首 3 0 0 に装着される装置本体としてのケース体 1 0 4 及び手首 3 0 0 にケース体 1 0 4 を固定するためのバンド機構 2 0 0 から構成される。

【 0 0 1 8 】

ケース体 1 0 4 は直方体状に形成され、樹脂などの材料から形成されており、その内部には、時計機能を実現する時計計時部 1 3 0 と脈波信号を処理する光電脈波処理部 1 3 1 が設けられている。光電脈波処理部 1 3 1 には光電センサー部 1 2 0 が接続されている。ケース体 1 0 4 の上部開口部には時計ガラス 1 0 3 が設けられており、その直下には装着状態表示手段として表示部 1 0 2 が配置されている。

【 0 0 1 9 】

図 5 は、本実施形態に係る腕時計型脈拍計 1 0 0 のバンド機構を示す図である。図 5 を用いて利用者が加える張力と光電センサー部 1 2 0 が手首上部 3 0 1 を押し付ける押圧との関係をさらに説明する。利用者がバンド部材 2 0 2 の先端に加える締付け力 F_1 は、バンド折り返し 2 0 1 を経由してバンド部材 2 0 2 の張力 f_1 へ変化し、手首 3 0 0 に沿ったバンド部材 2 0 2 を経てケース体 1 0 4 に印加される締付け力 F_2 となる。この締付け力 F_2 の手首 3 0 0 中心方向の分力が最終的に光電センサー部 1 2 0 が手首 3 0 0 に加える押圧 F_3 となる。手首 3 0 0 は人体の手首であり、橈骨 3 0 3 或いは尺骨 3 0 2 の大きさや形状、或いは配置など個人差が大きく、バンド部材 2 0 2 が手首 3 0 0 と接触する部分の角度等を一意的に決定することはできない。またバンド部材 2 0 2 には、尺骨動脈 3 0 4 や橈骨動脈 3 0 5 の脈動に起因する張力変動も重畳する。このことは、締付け力 F_1 と押圧 F_3 との関係を一意的に決めることができないことを示しており、押圧 F_3 に依存する光電脈波信号（後述）を締付け力 F_1 により決めることができないことを示している。

【 0 0 2 0 】

ここで光電センサー部 1 2 0 による脈波検出の仕組みについて説明すると、血中ヘモグロビンはある波長帯の光に強い吸収スペクトルをもっている。皮膚直下の細動脈網 3 0 6 は脈拍に従って容積が変動しているため、体積あたりの血中ヘモグロビンの濃度も脈拍に従い変動する。ヘモグロビンに吸収され易い光を手首 3 0 0 に照射すると照射波の一部はヘモグロビンにより吸収され、残りは血液中の様々な物質により散乱され、その一部は反射波として再び手首表面上で検出される。またこの反射波はヘモグロビンの少ないときに多く観測され、ヘモグロビンが多いと少なく観測される。すなわち反射波は容積変動と逆の位相をもつ強度変動として観測される。したがって反射光の強度変動を電気信号に変換することで脈拍に連動した脈波形（光電脈波）を検出することができる。

【 0 0 2 1 】

図 6 に本実施形態における光電センサー部 1 2 0 の構造を示す。

図 6 は、図 2 に示す光電センサー部 1 2 0 の内部構成及び動作説明図である。これは図 4 の断面図において光電センサー部 1 2 0 を拡大したものである。光電センサーケース 1 2 4 内に発光部 1 2 1 及び受光部 1 2 2 を取り付けたセンサー基板 1 2 3 が備えられており、この光電センサーケース 1 2 4 は、さらにケース体 1 0 4 に取り付けられている。光電センサーケース 1 2 4 の下部は照射光 6 0 3 や、微弱な反射光 6 0 4 を検出するために開口しており、また物理的及び化学的に外界から障害されないよう保護ガラス 1 2 5 によって保護されている。この構成において照射光 6 0 3 が照射され皮膚境界面 6 2 0 を経由し皮膚表層部 6 2 1 に到達する。照射光 6 0 3 は、細動脈網 3 0 6 内の脈動に起因するヘモグロビンの増減による吸収量の差からその一部が散乱され、さらにまたその一部が反射

10

20

30

40

50

光 6 0 4 として受光部 1 2 2 で検出されることになる。

【 0 0 2 2 】

< 腕時計の内部構成 >

次に腕時計型脈拍計 1 0 0 の内部構成について説明する。

図 7 は、本実施形態に係る腕時計型脈拍計 1 0 0 を示す内部回路図である。図 7 に示すよう腕時計型脈拍計 1 0 0 内部には各種の演算などを行う CPU 7 0 1、CPU 7 0 1 の作業領域、あるいは装着状態を判定する数値パラメーターなどを格納する RAM 7 0 3、腕時計型脈拍計 1 0 0 がもつ機能を実現するために必要なプログラムなどが記憶された ROM 7 0 4、利用者が操作指示入力等を行うための入力部 7 0 2、発信回路部 7 0 5 から発信される所定の周波数のクロック信号を分周し年月日、時刻を計数し CPU 7 0 1 に出
10 力する計時回路部 7 0 6、また光電センサー部 1 2 0、さらに計時情報や脈拍情報を表示し、必要に応じて利用者に各種指示をするための表示部 1 0 2 が配置されており、CPU 7 0 1 と接続されている。また各部は電源回路 7 3 0 からの電力により駆動されている。

【 0 0 2 3 】

図 8 は、図 2 に示す光電センサー部 1 2 0 の回路構成図である。

光電センサー部 1 2 0 について、図 7、図 8 を用いて説明すると、光電センサー部 1 2 0 は、腕時計型脈拍計内部の動作により発生する動作ノイズの影響を防ぐため、電源回路 7 3 0 より腕時計内部 7 0 0 とは、異なる電力系統として電源線 7 3 1 及び接地線 7 3 2 を用いて駆動される。発光部 1 2 1 は発光制御部 8 0 1 により制御され、発光光量が常に等しくなるよう制御される。さらに発光制御部は、発光制御信号線 7 1 1 経由で CPU 7
20 0 1 に接続され、脈拍計測が必要な場合だけ発光するように制御される。例えば電力消費を抑えるために間歇的に発光するようにも制御される。また受光部 1 2 2 は受光制御部 8 0 2 により最適な感度になるよう制御され、受光制御信号線 7 1 2 により計測が必要な場合のみ動作するよう CPU 7 0 1 から制御されている。受光部 1 2 2 及び受光制御部 8 0 2 で検出された反射波は、光電脈波信号線 7 1 3 経由で光電脈波処理部 1 3 1 に接続される。光電脈波処理部 1 3 1 において光電脈波信号は、増幅回路部 7 1 0 で所定の信号レベルに増幅された後、フィルター回路部 7 1 4 で必要周波数成分のみを取り出し、さらに ADC 7 1 8 によりデジタル化され CPU 7 0 1 にデータとして取り込まれる。CPU 7 0 1 に取り込まれたデータは、RAM 7 0 3 に記憶され脈拍数の計測等 CPU 7 0 1 の処理
30 に用いられる。

【 0 0 2 4 】

図 9 は、本実施形態に係る腕時計型脈拍計 1 0 0 のメモリーの構成を示す図である。具体的には、図 9 は、図 7 の RAM 7 0 3 及び ROM 7 0 4 の内部構成を示したものであり、RAM 7 0 3 は装着パラメーター列記憶領域 7 5 1、最適パラメーター記憶領域 7 5 2、波形記憶領域 7 5 3、及び作業領域 7 5 4 から構成される。また ROM 7 0 4 内には、CPU 7 0 1 の動作を制御するシステムプログラム 7 4 6、乖離状態検出プログラム 7 4 5、最適値選択プログラム 7 4 4、脈拍計数プログラム 7 4 3、最適パラメーター選択プログラム 7 4 2、パラメーター化プログラム 7 4 1、などが格納されている。

【 0 0 2 5 】

パラメーター化手段としてのパラメーター化部 7 2 1 は、CPU 7 0 1 にパラメーター化プログラム 7 4 1 がロードされ実行することで光電脈波処理部 1 3 1 からの光電脈波信号から得られる脈波信号の特徴をパラメーター化する機能を有する。パラメーター化部 7 2 1 は、バンド機構 2 0 0 を介して伝達された張力が腕時計型脈拍計 1 0 0 の手首 3 0 0 に対する押圧変化となって生ずるいくつかの異なる脈波形の波形変化の特徴をパラメーター化する。
40

【 0 0 2 6 】

最適パラメーター選択手段としての最適パラメーター選択部 7 2 2 は、CPU 7 0 1 に最適パラメーター選択プログラム 7 4 2 がロードされ実行することで、押圧に応じ変わる光電脈波信号のパラメーターをパラメーター化部 7 2 1 の出力として取り込む。最適パラメーター選択部 7 2 2 は、パラメーター化部 7 2 1 のパラメーターより装着パラメーター
50

列を作成する。最適パラメータ選択部 722 は、装着パラメータ列の中から最適な装着条件に応じた最適パラメータ値を選択する。

【0027】

張力設定手段は、ケース体 104 に接続され手首 300 に装着するためのバンド部材 202 と、バンド折り返し 201、バンド固定部 203、及び最適値選択部 723 からなる。利用者が腕時計型脈拍計 100 を装着する場合にバンド部材 202 に必要な張力を与えると、最適値選択部 723 は、脈拍を検出する過程でパラメータ化部 721 のパラメータと最適パラメータ値との乖離状態を検出する。これに従って利用者はバンド部材 202 の張力を修正し、最適値になった時点でバンド固定部 203 により最適値を維持する。また最適値選択部 723 は、CPU 701 に ROM 704 から最適値選択プログラム 744 がロードされ、実行することで機能するものである。

10

【0028】

また現在の脈波信号のパラメータ化部 721 のパラメータと最適パラメータ値との乖離を検出する乖離状態検出手段としての乖離状態検出部 724 は、CPU 701 に ROM 704 から乖離状態検出プログラム 745 がロードされ実行されることで機能する。

【0029】

< 脈拍計測 >

図 10 は、本実施形態に係る通常動作時の光電脈波信号例を示す図である。即ち、光電センサー部 120 及び光電脈波処理部 131 によって処理され CPU 701 で取得され RAM 703 の波形記憶領域 753 に保存されたデータをプロットした光電脈波信号例である。脈拍計測において CPU 701 は、ROM 704 の脈拍計数プログラム 743 を起動する。脈拍計数プログラム 743 により CPU 701 は、前記データからなるデータ列を逐次比較し増加から減少に移る点、即ち、極大となる点を求め頂点 901 を決定する。同時に時計計時部 130 よりその時点の時刻 t_1 を決定し頂点情報とともに RAM 703 に記録する。光電脈波信号は、さらに減少し底部 911 で最小となった後再び増加に転ずる。底部 911 の時刻 s_1 も同様に記録される。以下同様に次に再び増加から減少に転ずる点を頂点 902、その時刻を t_2 、減少から増加に転ずる点を底部 912、以下同様に頂点 903 及び時刻 t_n 、底部 913、その時刻 s_{n-1} 、底部 914、その時刻 s_n を決定し、波形記憶領域 753 に記録する。

20

こうして得られ RAM 703 に記録された時刻列 t_1, t_2, \dots, t_n より脈拍計数プログラム 743 は、 $(n-1)$ 個の時刻の差を平均処理したものと平均脈拍間隔を計算する。さらに脈拍計数プログラム 743 は、平均脈拍間隔の逆数演算により脈拍数を算出する。この脈拍数は RAM 703 の作業領域 754 に保存され、同時に脈拍数表示 110 のように表示部 102 に現時点の脈拍数として表示される。

30

【0030】

さて図 10 は代表的な光電脈波の例であるが、実際の装置では個人差や、締付け力 F_1 が不十分である場合など装着状態によって光電脈波信号が所定の強度以下になり脈拍を計測できない場合が発生する。これを改善するため締付け力 F_1 、さらには押圧 F_3 を積極的に利用して信号強度を強める方法が提案されている。これについて管法則を示す図 11 を用いて説明する。

40

一般に動脈は管法則に従うことが医学的に認知されている。

図 11 は、本実施形態に係る血管の従う管法則の説明図である。言い換えると、図 11 は、横軸が血管の内部と外部の圧力差、本適用例でいえば血圧と押圧の差を横軸としてそのときの体積を縦軸としてグラフ化したものである。図 11 によれば、同一の脈拍 TP_1, TP_2, TP_3, TP_4 に対して体積変動はそれぞれ V_1, V_2, V_3, V_4 であり、同じ圧力変動に対して血管内外の圧力差が異なる場合には体積変動は大きく異なることが分かる。血圧の変動は、一拍ごとにはほぼ同じであり、脈拍変動に対する血管の容積変動は押圧に大きく依存することを意味している。光電脈波信号の例では、押圧は血管の体積変動を通じヘモグロビン数の変動となり光電脈波信号の信号強度に大きな影響を与えることになる。つまり管法則、図 11 によれば押圧を加えることで、非加圧の場合に比較して

50

、より大きな光電脈波信号を採れ、装置の信頼性及び安定性の向上を図ることができる。

【 0 0 3 1 】

< パラメーター化部 >

図 1 2 は、本実施形態に係る血管に対する外部圧力と脈拍との関係を模式的に示す図である。図 1 2 においては、説明を簡単にするため図 1 1 の管法則は無視して考えることとする。基本脈拍列 1 1 0 1 において血管の体積変化を模式的に三角形の連続として表現する。この基本脈拍列 1 1 0 1 に直線的に変化する押圧変化 1 1 0 2 が加わったとすると、押圧変化 1 1 0 2 の下側の部分では、力の差から血管の体積変化は起こらず、血管の体積は脈拍列 1 1 0 3 のように変化する。図 1 2 から押圧と一拍周期中の信号と無信号の比 (T^{1_1} / T^{1_2}) と (T^{n_1} / T^{n_2}) とは互いに反比例することが分かる。

10

【 0 0 3 2 】

実際の血管では、この脈拍列 1 1 0 3 に対し図 1 1 で示される管法則が作用するため脈拍の振幅、即ち、信号強度は押圧に従って変化することになるが、押圧が同じ場合には、一拍周期内の信号デューティー比は一定である。即ち、デューティー比は押圧のみで決まりその他の装着条件には無関係である。このことから、押圧を直接測らなくても比 T^{n_1} / T^{n_2} を計測することで押圧の光電脈波信号に対する影響度を定量化することができる。

【 0 0 3 3 】

パラメーター化部 7 2 1 は、比 T^{n_1} / T^{n_2} が押圧により一意的に決まることを用いて光電脈波信号をパラメーター化するものである。パラメーター化部 7 2 1 は、通常の脈拍計数処理において脈拍計数プログラム 7 4 3 が起動される場合、腕時計型脈拍計 1 0 0 を初めて使用するときなどの押圧変化に対する最適パラメーター値を選択する場合、あるいは、利用者が腕時計型脈拍計 1 0 0 を装着する場合、のそれぞれで機能する。

20

図 7、図 1 3 を用いて本実施形態におけるパラメーター化部 7 2 1 の動作を説明する。

図 1 3 は、本実施形態に係る装着時又は最適装着条件を探すときの光電脈波信号例を示す図である。パラメーター化部 7 2 1 は、時計計時部 1 3 0 からの信号に基づき一定の時間間隔で光電脈波信号線 7 1 3 から A D C 7 1 8 を通じて光電脈波信号をデジタル的に取得する。パラメーター化部 7 2 1 は、波形記憶領域 7 5 3 に保存されたデータからなるデータ列を逐次比較し光電脈波信号が減少から増加に移る点、すなわち極小となる点を求め底部 B 0 を決定する。同時に時計計時部 1 3 0 よりその時点の時刻 S 0 を決定し R A M 7 0 3 の作業領域 7 5 4 に記録する。光電脈波信号は、さらに増加し頂点 P 1 で極大となった後再び減少に転ずる。頂点 P 1 における波高値 A 1、その時刻 T 1 も同様に作業領域 7 5 4 に記録される。さらに引き続き減少から増加に転ずる点を底部 B 1 とし同様にその時刻 S 1 を作業領域 7 5 4 に記録する。パラメーター化部 7 2 1 は、作業領域 7 5 4 に記録されたデータから式 (1) により当該 1 拍周期におけるデューティー比 D 1 を算定することができる。

30

$$D 1 = (T 1 - S 0) / (S 1 - S 0) \quad \dots (1)$$

さらにパラメーター化部 7 2 1 は、デューティー比 D 1 と、既に記録された波高値 A 1 とを一对として、パラメーター 7 5 5 (図 1 4 参照) として作業領域 7 5 4 に記録する。

図 1 4 は、本実施形態に係る腕時計型脈拍計 1 0 0 のパラメーターの構成を示す図である。

40

【 0 0 3 4 】

< 最適パラメーター選択部 >

管法則によれば細動脈網 3 0 6 が同一の圧力変動に対し、最大の体積変動を生ずるのは血圧と押圧の差が 0 の付近である。医学的には、このときの血圧値は平均血圧付近であると認知されている。したがって細動脈網 3 0 6 の平均血圧に等しい押圧が加わったとき光電脈波信号の振幅は最大となり、最適な装着状態となる。押圧を変化させながら光電脈波信号を測定し、パラメーター化部 7 2 1 により一拍周期内の振幅と、デューティー比からなるパラメーター 7 5 5 を測定し、そのデータ列を記録するとともに、最大振幅時のデューティー比を最適デューティー比として記憶しておき、測定ごとのデューティー比を比較することで測定条件の評価ができる。

50

【 0 0 3 5 】

本実施形態における最適パラメーター選択部 7 2 2 の動作を図 7、図 1 3、図 1 4 を参照しながら各部の動作を説明する。最適パラメーター選択部 7 2 2 は、利用者が腕時計型脈拍計 1 0 0 を初めて使用する場合、あるいは、利用者が必要に応じてスイッチ 1 0 5 を押下し入力部 7 0 2 を接続することで C P U 7 0 1 に最適パラメーター選択部 7 2 2 を機能させるよう指示することで機能する。最適パラメーター選択部 7 2 2 が機能すると C P U 7 0 1 は、表示部 1 0 2 を通じて利用者に最適パラメーター選択モードに入ったことを知らせ、同時に加圧指示表示 1 0 6 を点灯し加圧を指示する。加圧指示表示 1 0 6 が点灯すると利用者は、手首上部 3 0 1 の使用説明書などで推奨された位置に腕時計型脈拍計 1 0 0 を置き、バンド機構 2 0 0 のバンド固定部 2 0 3 を引き上げることでケース体 1 0 4 に押圧 F 3 を発生させる。同時に最適パラメーター選択部 7 2 2 は、パラメーター化部 7 2 1 をさらに機能させパラメーター 7 5 5 を取得する。

10

こうして図 1 3 において押圧 O 1 に対するパラメーターとして波高値 A 1 及びデューティー比 D 1 からなる組を得、一番目のパラメーターであることを示す添字 " 1 " とともに装着パラメーター列 7 5 6 として装着パラメーター列記憶領域 7 5 1 に格納する。これにより最適パラメーター選択部 7 2 2 は第一番目の脈波の計測を終了する。

【 0 0 3 6 】

最適パラメーター選択部 7 2 2 は再度加圧表示指示を点灯し第 2 番目の計測を開始する。利用者は、バンド機構 2 0 0 のバンド固定部 2 0 3 を引き上げる力を増やすことで押圧を強くする。最適パラメーター選択部 7 2 2 は、さらにパラメーター化部 7 2 1 を機能させ改めて底部 B 1 を検出し、頂点 P 2、その時刻 T 2、その波高値 A 2 を検出する。最適パラメーター選択部 7 2 2 は、波高値が所定のレベルであれば加圧レベル表示 1 0 7 をさらに一つ追加表示し、底部 B 2 の時刻 S 2 を計測することによって式 (1) と同様の計算で第 2 回目の計測において押圧 O 2 の基でのデューティー比 D 2、波高値 A 2 を得て 2 番目の測定を示す添字 " 2 " とともに装着パラメーター (2 , D 2 , A 2) として装着パラメーター列記憶領域 7 5 1 に格納する。これにより 2 回目の計測を終了する。

20

同様な計測を 1 0 回繰り返し繰り返すことで波高値 A 1 及びデューティー比 D 1 の組から波高値 A 1 0 及びデューティー比 D 1 0 の組まで 1 0 個の装着パラメーター列を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

30

最適パラメーター選択部 7 2 2 は、こうして得られた装着パラメーター列の中から各振幅値 A 1 , A 2 , ... , A 1 0 の値を比較し最も振幅が大きくなる押圧を最適パラメーター値として決定し最適パラメーター記憶領域 7 5 2 に格納する。図 1 3 の例では頂点 P 5 が最適装着条件であり最適パラメーター値は (5 , D 5 , A 5) である。

【 0 0 3 8 】

なお計測過程において、波高値 A が所定のレベル以下であれば最適パラメーター選択部 7 2 2 は、加圧指示表示 1 0 6 を点滅し所定のレベルまで押圧を引き上げるよう利用者に指示し、また波高値 A が所定のレベル以上であれば、減圧指示表示 1 0 8 を点滅し所定のレベルに押圧を減らすよう利用者に指示をする。計測は波高値が所定のレベルに設定された後行われることを付記しておく。

40

【 0 0 3 9 】

< 腕時計の装着 >

最適パラメーター選択部 7 2 2 により装着パラメーター列が決定された後、腕時計型脈拍計 1 0 0 は、脈拍計として利用者の通常の使用が可能となる。本実施形態により利用者が腕時計型脈拍計 1 0 0 を装着する装着法を各部の動作に基づき説明する。

腕時計型脈拍計 1 0 0 を装着する場合利用者は、スイッチ 1 0 9 を押下し入力部 7 0 2 を通じ C P U 7 0 1 に装着開始を指示する。これにより最適値選択部 7 2 3 が機能を開始し加圧指示表示 1 0 6 を点滅する。利用者は同時に使用説明書などで推奨され、最適条件の決定過程で置いた手首上部位置に腕時計型脈拍計 1 0 0 を置き、さらに張力設定手段の一部であるバンド固定部 2 0 3 を上方に引上げ徐々に締付け力 F 1 を増やしながら締付け

50

力F2を増やしていく。最適値選択部723は、パラメーター化部721をさらに機能させ脈波計測を開始する。この過程を繰り返すことで最適値選択部723は、(A1', D1'), (A2', D2')...なるパラメーター列を得る。波高値A1', A2', ...は、人体の状態や装着部位の微妙な違いによって異なるが、図12の説明の通りデューティ比D1', D2', ...は、最適条件のデューティ比D1, D2, ...のどれかに等しい値をとる。利用者が加圧指示表示106の指示により締付け力F2を増やしていくことで最適値選択部723は、デューティ比D1', D2', ...を取得し、図13の例では、デューティ比がデューティ比D5と同じ値になると押圧O5が最適になったと判断する。ここで最適値選択部723は、加圧指示表示106の点滅を止め、利用者はバンド固定部203でバンドを固定する。このようにして利用者は最適な脈波信号が得られる状態でバンドを固定することができる。

10

【0040】

<計測レベル算出>

本実施形態では通常の脈拍測定において、測定の安定性を検出し利用者に対し装着条件の改善を促すこともできる。これについて内部動作に基づく説明をする。

通常の装着時は、脈拍計数プログラム743が起動し同時に乖離状態検出部724も機能している。脈拍計数プログラム743は、一拍周期ごとにさらにパラメーター化部721を機能させ周期のデューティ比を決定し、さらに乖離状態検出部724は、デューティ比と最適パラメーター記憶領域752に格納されているパラメーターのデューティ比、例えば、図13の例では、デューティ比D5とを比較し、ほぼ等しければ最適な装着が維持されていると判断する。デューティ比がデューティ比D5より小さい場合は押圧が少ないと判断でき、表示部102は、加圧指示表示106を用いてこれを点滅し利用者に知らせる。またデューティ比がデューティ比D5より大きい場合は、表示部102は、減圧指示表示108を用いてこれを点滅し利用者に改善を求めることができる。表示部102は、乖離状態検出部724の出力に基づいて利用者に測定の可否或いはバンド機構200の締め具合の情報を表示する。

20

【0041】

以上述べたように、本実施形態の腕時計型脈拍計100によれば、以下の効果を得ることができる。

30

手首上部と腕時計底面の間に圧力センサーを配置し腕時計型脈拍計の装着状態をモニターする方法と比較し、光電センサー部の状態と手首との装着状態を光電脈波信号のデューティ比としてパラメーター化することで光電センサーの装着場所での状態を直接的に数値として把握し、さらにこれを利用者に提供することでより信頼性の高い、安定性のある装着法を提供できる。また、通常の脈拍計測の計測よりも押圧による光電脈波信号の変化を正確に把握でき利用者に正しいフィードバックをすることで測定の精度の向上に寄与できる。さらに圧力センサー及びその付加回路などが不要でありより小型の実装や、部品費の低減に寄与できる。

【0042】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されず、上述した本実施形態に種々の変更や改良などを加えることが可能である。変形例を以下に述べる。

40

【0043】

(変形例)

図15は、本変形例に係る腕時計型脈拍計を示す装着断面図である。上記実施形態では、図4のように光電センサーが腕時計型脈拍計100と手首上部301との間に配置された構成として説明したが、本発明はこの構成に限定するものではない。以下本変形例に係る腕時計型脈拍計1300について説明する。なお、上記実施形態と同一の構成部位については、同一の番号を附し、重複する説明は省略する。本変形例ではバンド機構に移動部1303を設け、移動部1303に光電センサー部120を配置し、さらにバンド部材202に沿って光電センサーを駆動するための信号線束1304を設けたことを特徴とする

50

。本実施形態では、腕時計型脈拍計 1 0 0 と手首上部 3 0 1 と間に光電センサーが配置されることで、手首サイズの違いはある程度緩和される。一方バンドに光電センサーを装着すると手首サイズの違いにより最適位置に光電センサー部 1 2 0 を配置できるとは限らない。本変形例においては、光電センサー部 1 2 0 を移動できるようにすることで様々な手首サイズに応じて最適なセンサー位置を選択できるようになっている。一般に人体においては、体表直下の細動脈分布は体側より体内側の方が多いことが知られている。手首部における光電脈波信号計測では、センサー接触面直下の細動脈網 3 0 6 の量が光電脈波信号検出に大きな影響をもつため手首上部 3 0 1 よりも手首内側部の方がより大きな光電脈波信号が検出できる。したがって光電センサーをバンド機構内に設けることは光電センサーの性能向上に有効であるが、バンド機構はサイズが限定されており、従来の方法では最適な装着条件の設定及び維持が非常に困難であった。本実施形態により限定バンド機能内に光電センサーを装着し、さらに最適な装着法を提供することが可能となった。

10

【 0 0 4 4 】

以上述べたように、本変形例に係る腕時計型脈拍計 1 3 0 0 によれば、光電センサーを手首内側部分に設置でき、上記実施形態によるサイズ限定された装着部位での装着条件の最適化という効果とともに小型でしかも信頼性及び安定性のある脈拍計を提供できる。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 5 】

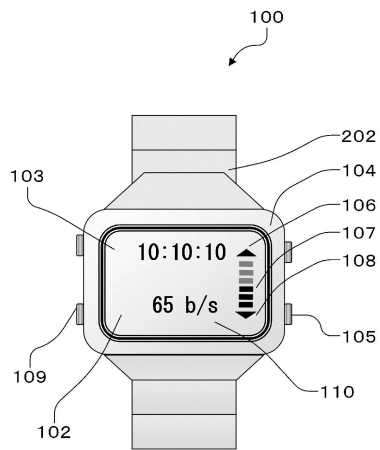
1 0 0 ... 腕時計型脈拍計 1 0 2 ... 表示部 (装着状態表示手段) 1 0 3 ... 時計ガラス
 1 0 4 ... ケース体 1 0 5 ... スイッチ 1 0 6 ... 加圧指示表示 1 0 7 ... 加圧レベル表示
 1 0 8 ... 減圧指示表示 1 0 9 ... スイッチ 1 1 0 ... 脈拍数表示 1 2 0 ... 光電センサー部
 1 2 1 ... 発光部 1 2 2 ... 受光部 1 2 3 ... センサー基板 1 2 4 ... 光電センサーケース
 1 2 5 ... 保護ガラス 1 3 0 ... 時計計時部 1 3 1 ... 光電脈波処理部 2 0 0 ... バンド機構
 2 0 1 ... バンド折り返し 2 0 2 ... バンド部材 (張力設定手段) 2 0 3 ... バンド固定部 (張力設定手段)
 3 0 0 ... 手首 3 0 1 ... 手首上部 3 0 2 ... 尺骨 3 0 3 ... 橈骨 3 0 4 ... 尺骨動脈
 3 0 5 ... 橈骨動脈 3 0 6 ... 細動脈網 6 0 3 ... 照射光 6 0 4 ... 反射光 6 2 0 ... 皮膚境界面
 6 2 1 ... 皮膚表層部 7 0 0 ... 腕時計内部 7 0 1 ... CPU 7 0 2 ... 入力部
 7 0 3 ... RAM 7 0 4 ... ROM 7 0 5 ... 発振回路部 7 0 6 ... 計時回路部 7 1 0 ... 増幅回路部
 7 1 1 ... 発光制御信号線 7 1 2 ... 受光制御信号線 7 1 3 ... 光電脈波信号線 7 1 4 ... フィルター回路部
 7 1 8 ... ADC 7 2 1 ... パラメーター化部 (パラメーター化手段) 7 2 2 ... 最適パラメーター選択部 (最適パラメーター選択手段)
 7 2 3 ... 最適値選択部 (張力設定手段) 7 2 4 ... 乖離状態検出部 (乖離状態検出手段) 7 3 0 ... 電源回路 7 3 1 ... 電源線
 7 3 2 ... 接地線 7 4 1 ... パラメーター化プログラム 7 4 2 ... 最適パラメーター選択プログラム 7 4 3 ... 脈拍計数プログラム
 7 4 4 ... 最適値選択プログラム 7 4 5 ... 乖離状態検出プログラム 7 4 6 ... システムプログラム 7 5 1 ... 装着パラメーター列記憶領域
 7 5 2 ... 最適パラメーター記憶領域 7 5 3 ... 波形記憶領域 7 5 4 ... 作業領域 7 5 5 ... パラメーター
 7 5 6 ... 装着パラメーター列 8 0 1 ... 発光制御部 8 0 2 ... 受光制御部 9 0 1 ~ 9 0 3 ... 頂点
 9 1 1 ~ 9 1 4 ... 底部 1 1 0 1 ... 基本脈拍列 1 1 0 2 ... 押圧変化 1 1 0 3 ... 脈拍列
 1 3 0 0 ... 腕時計型脈拍計 1 3 0 3 ... 移動部 1 3 0 4 ... 信号線束。

20

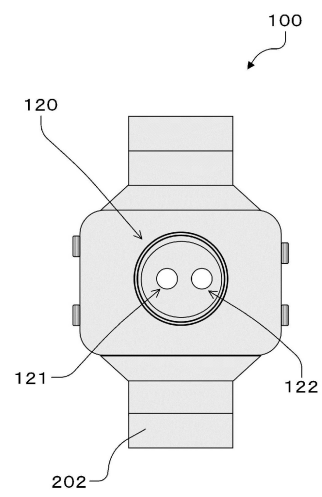
30

40

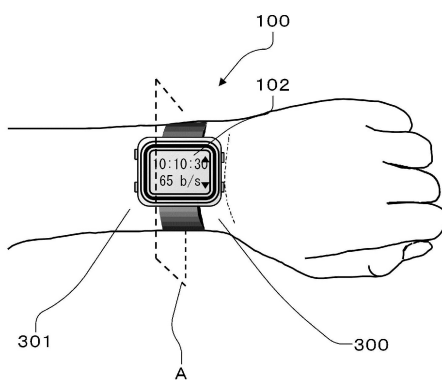
【図 1】



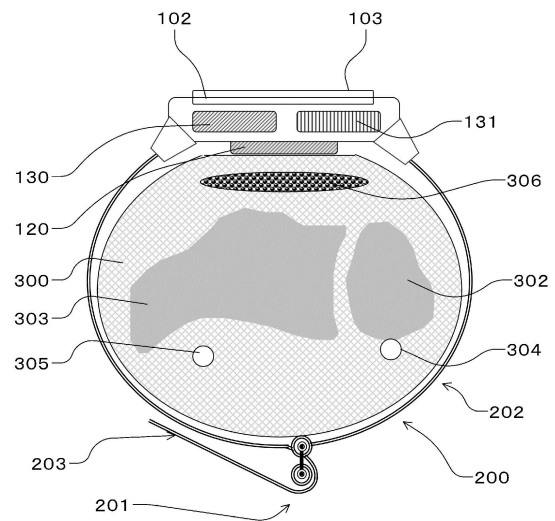
【図 2】



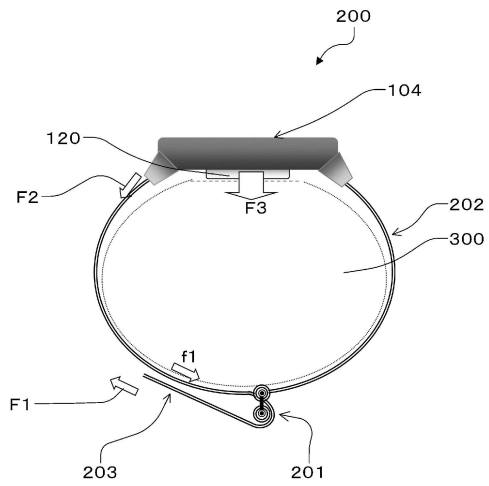
【図 3】



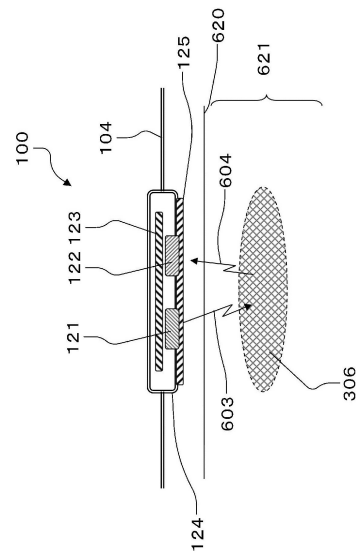
【図 4】



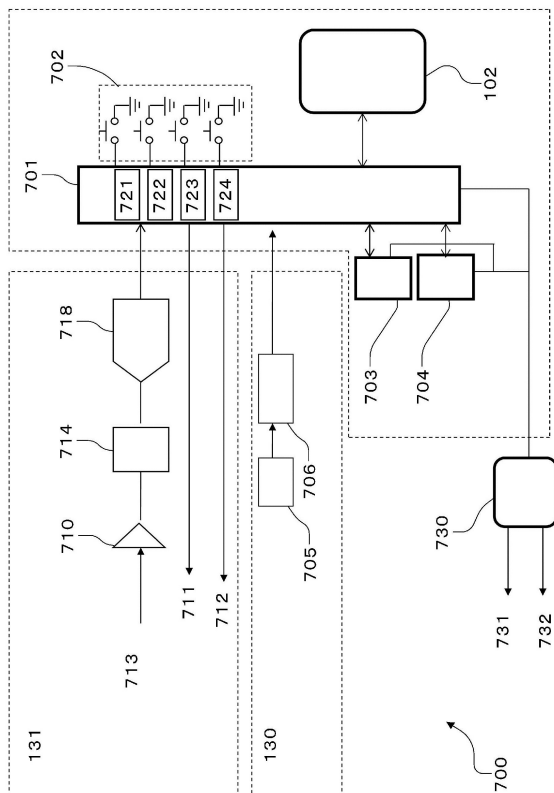
【 図 5 】



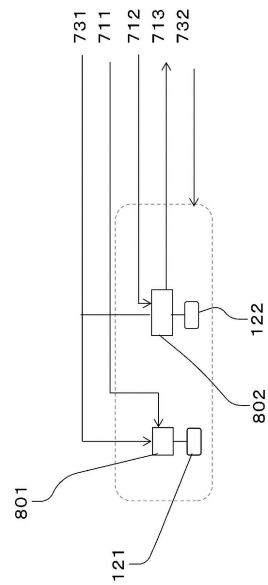
【 図 6 】



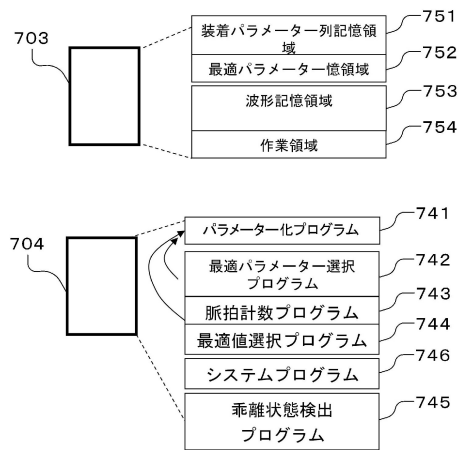
【圖 7】



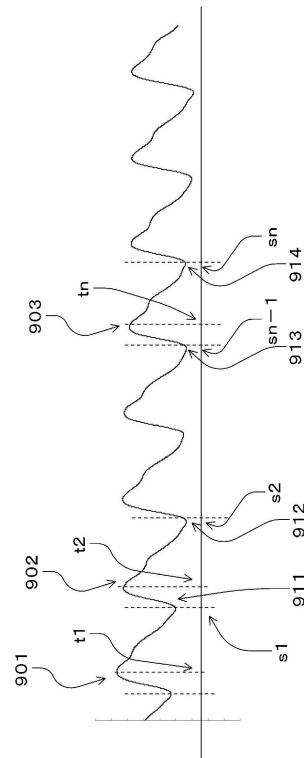
【 図 8 】



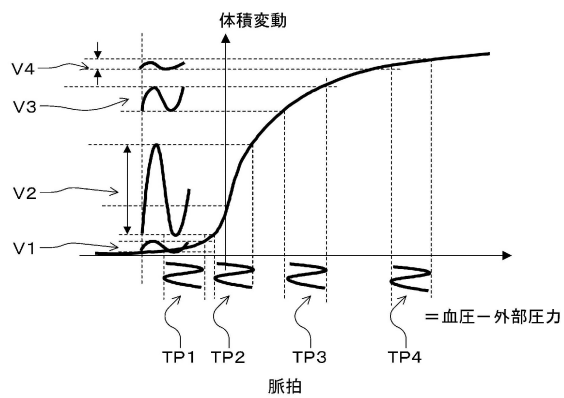
【 図 9 】



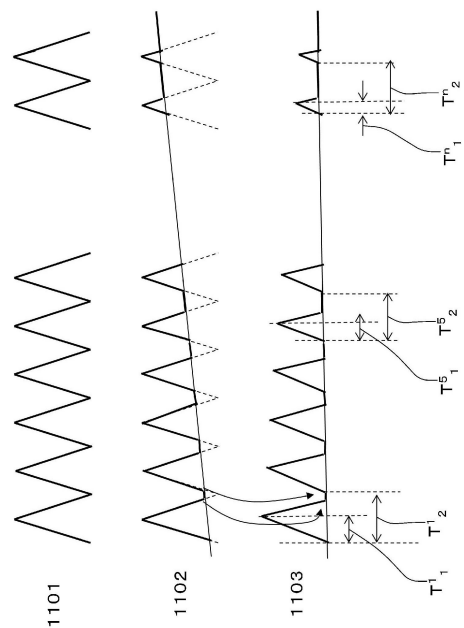
【 図 1 0 】



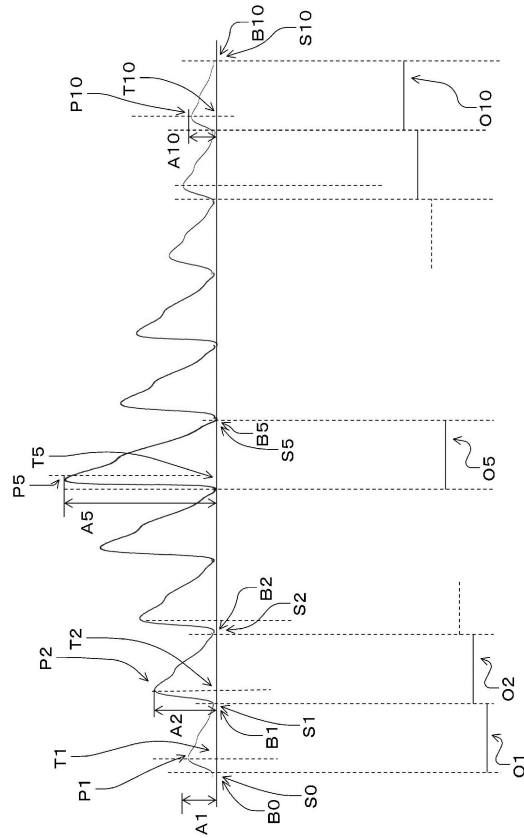
【 図 1 1 】



【圖 1 2】



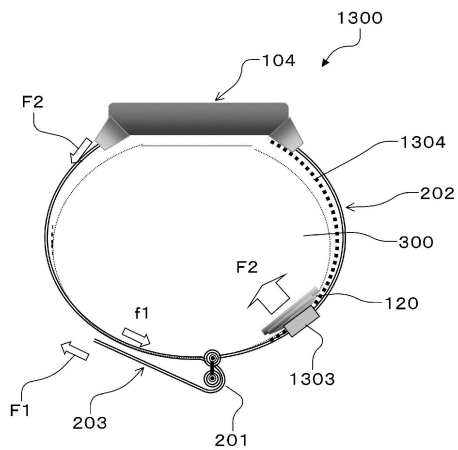
【図 13】



【図 14】

$(D1, A1)$ \swarrow 755
 $(1, D1, A1)$
 $(2, D2, A2)$ } 756

【図 15】



フロントページの続き

審査官 伊知地 和之

- (56)参考文献 特開2009-195722(JP,A)
特開平11-070087(JP,A)
特開2009-006070(JP,A)
特開2009-100897(JP,A)
特開2006-247133(JP,A)
特開2008-054890(JP,A)
特開2009-082627(JP,A)
特開2007-319378(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	5 / 0 0	-	5 / 0 1
A 6 1 B	5 / 0 2	-	5 / 0 3
A 6 1 B	5 / 0 6	-	5 / 2 2
A 6 1 B	5 / 0 4	-	5 / 0 5 3

P u b M e d