(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3558428号
(P3558428)
(45)発行日　平成16年8月25日(2004.8.25)　(24)登録日　平成16年5月28日(2004.5.28)

(51)Int.Cl.[7]　F I
G04G　1/00　G04G　1/00　315Z

請求項の数 5　(全 18 頁)

(21)出願番号　特願平7-273238
(22)出願日　平成7年10月20日(1995.10.20)
(65)公開番号　特開平9-113653
(43)公開日　平成9年5月2日(1997.5.2)
審査請求日　平成13年9月3日(2001.9.3)

(73)特許権者　000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿２丁目４番１号
(73)特許権者　000002325
セイコーインスツルメンツ株式会社
千葉県千葉市美浜区中瀬１丁目８番地
(74)代理人　100095728
弁理士　上柳　雅誉
(72)発明者　早川　求
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
(72)発明者　中村　千秋
千葉県千葉市美浜区中瀬１丁目８番地　セイコー電子工業株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】生体情報計測装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

脈波や体動などの時間的変化を検出するセンサ手段と、前記センサ手段が検出した波形信号に周波数分析を行い、前記周波数分析結果に基づいて脈拍数やピッチなどの生体情報を求めるデータ処理手段と、前記データ処理手段が求めた前記生体情報を表示装置に表示する表示制御手段とを有する生体情報計測装置において、

前記波形信号の乱れの原因となるような、外部操作による重負荷の割り込み動作が開始されるか否かを監視する割り込み動作監視手段と、

前記重負荷の割り込み動作が開始されるときに前記データ処理手段に入力されるべきダミー信号を発生するダミー信号発生手段と、

前記生体情報計測装置が前記生体情報を計測中であって、かつ、前記割り込み動作監視手段の監視結果において前記重負荷の割り込み動作が開始されると判断したときに、前記波形信号の一部に代えて前記ダミー信号を前記データ処理手段に所定の時間入力する入力信号切換手段と、

を有することを特徴とする生体情報計測装置。

【請求項２】

請求項１において、

前記重負荷の割り込み動作は、前記表示装置としての液晶表示装置において外部操作により設定されるバックライトの点灯、または報知音の発生等の動作であることを特徴とする生体情報計測装置。

【請求項３】
脈波や体動などの時間的変化を検出するセンサ手段と、前記センサ手段が検出した波形信号に周波数分析を行い、前記周波数分析結果に基づいて脈拍数やピッチなどの生体情報を求めるデータ処理手段と、前記データ処理手段が求めた前記生体情報を表示装置に表示する表示制御手段とを有する生体情報計測装置において、
前記波形信号の乱れの原因となるような、前記センサ手段と前記表示装置との一時的オープンが発生したか否かを監視する異常監視手段と、
前記一時的オープンが発生したときに前記データ処理手段に入力されるべきダミー信号を発生するダミー信号発生手段と、
前記生体情報計測装置が前記生体情報を計測中であって、かつ、前記異常監視手段の監視結果において前記一時的オープンが発生したと判断したときに、前記波形信号の一部に代えて前記ダミー信号を前記データ処理手段に所定の時間入力する入力信号切換手段と、
を有することを特徴とする生体情報計測装置。
【請求項４】
請求項１ないし３のいずれかにおいて、
前記表示制御手段は、前記波形信号を前記表示装置にグラフィック表示しているときに、前記波形信号の一部に代えて前記ダミー信号が前記データ処理手段に入力されたときには前記ダミー信号に基づく波形を前記表示装置に表示するように構成されていることを特徴とする生体情報計測装置。
【請求項５】
請求項１ないし４のいずれかにおいて、
前記ダミー信号は、一定の直流信号あるいは前記脈波信号とは周波数が大きく異なる交流信号であることを特徴とする生体情報計測装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、センサが検出した脈波や体動などの波形信号に対して周波数分析を行い、この周波数分析の結果に基づいて脈拍数やピッチなどを計測するための周期・周波数計測装置に関するものである。更に詳しくは、センサが検出した波形信号に乱れが発生するようなときに行うデータ処理技術に関するものである。
【０００２】
【従来の技術】
脈波や体動などをセンサによって検出し、検出した波形信号に基づいて、脈拍数やピッチなどを計測する脈拍計やピッチ計では、波形信号をデジタル信号化した後、周波数分析を行い、そのスペクトルから脈波成分や体動成分を抽出し、それに演算を施して脈拍数やピッチなどを求める方法が案出されている。かかる方法では、周波数分析を行うために多くのデータが必要であり、脈拍数を計測する場合には、たとえば、１６秒間に得られた１２８点のデータに周波数分析が行われる。
【０００３】
【発明が解決しようとする課題】
このため、従来の脈拍計などにおいて、脈拍数などを表示する液晶表示装置においてバックライトを点灯したときに電源電圧が変動すると、センサが検出した波形信号に乱れが発生するので、周波数分析結果から脈拍数を正確に求めることができない。従って、異常がおさまった時点から改めて１６秒間かけて１２８点のデータを取り直す必要があるので、その間、エラー表示のままになっており、使い勝手がわるいという問題点がある。
【０００４】
かかる問題点に鑑みて、本発明の課題は、センサ手段によって検出された波形信号に乱れが発生するようなときでも、脈拍数やピッチなどといった周期・周波数の計測結果を表示することができ、使い勝手のよい周期・周波数計測装置を提供することにある。
【０００５】

【課題を解決するための手段】
上記課題を解決するために、本願発明の生体情報計測装置は、脈波や体動などの時間的変化を検出するセンサ手段と、前記センサ手段が検出した波形信号に周波数分析を行い、前記周波数分析結果に基づいて脈拍数やピッチなどの生体情報を求めるデータ処理手段と、前記データ処理手段が求めた前記生体情報を表示装置に表示する表示制御手段とを有する生体情報計測装置において、前記波形信号の乱れの原因となるような、外部操作による重負荷の割り込み動作が開始されるか否かを監視する割り込み動作監視手段と、前記重負荷の割り込み動作が開始されるときに前記データ処理手段に入力されるべきダミー信号を発生するダミー信号発生手段と、前記生体情報計測装置が前記生体情報を計測中であって、かつ、前記割り込み動作監視手段の監視結果において前記重負荷の割り込み動作が開始されると判断したときに、前記波形信号の一部に代えて前記ダミー信号を前記データ処理手段に所定の時間入力する入力信号切換手段とを有することを特徴とする。
【０００６】
本願発明において、前記重負荷の割り込み動作は、前記表示装置としての液晶表示装置において外部操作により設定されるバックライトの点灯、または報知音の発生等の動作であることを特徴とする。
【０００７】
また本願発明の生体情報計測装置は、脈波や体動などの時間的変化を検出するセンサ手段と、前記センサ手段が検出した波形信号に周波数分析を行い、前記周波数分析結果に基づいて脈拍数やピッチなどの生体情報を求めるデータ処理手段と、前記データ処理手段が求めた前記生体情報を表示装置に表示する表示制御手段とを有する生体情報計測装置において、前記波形信号の乱れの原因となるような、外部操作による重負荷の割り込み動作が開始されるか否かを監視する割り込み動作監視手段と、前記重負荷の割り込み動作が開始されるときに前記データ処理手段に入力されるべきダミー信号を発生するダミー信号発生手段と、前記生体情報計測装置が前記生体情報を計測中であって、かつ、前記割り込み動作監視手段の監視結果において前記重負荷の割り込み動作が開始されると判断したときに、前記波形信号の一部に代えて前記ダミー信号を前記データ処理手段に所定の時間入力する入力信号切換手段とを有することを特徴とする。
【０００８】
また本願発明において、前記表示制御手段は、前記波形信号を前記表示装置にグラフィック表示しているときに、前記波形信号の一部に代えて前記ダミー信号が前記データ処理手段に入力されたときには前記ダミー信号に基づく波形を前記表示装置に表示するように構成されていることを特徴とする。
【０００９】
また本願発明において、前記ダミー信号は、一定の直流信号あるいは前記脈波信号とは周波数が大きく異なる交流信号であることを特徴とする。
【００１０】
【発明の実施の形態】
図面に基づいて、本発明の一実施例を説明する。
【００１１】
（全体構成）
図１は、本例の腕装着型脈波計測装置の全体構成を示す説明図である。
【００１２】
図１において、本例の腕装着型脈波計測装置１（周期・周波数計測装置）は、腕時計構造を有する装置本体１０と、この装置本体１０に接続されるケーブル２０と、このケーブル２０の先端側に設けられた脈波検出用センサユニット３０（センサ手段）とから大略構成されている。装置本体１０には、腕時計における１２時方向から腕に巻きついてその６時方向で固定されるリストバンド１２が設けられ、このリストバンド１２によって、装置本体１０は、腕に着脱自在である。脈波検出用センサユニット３０は、センサ固定用バンド４０によって遮光されながら人差し指の根元に装着されている。このように、脈波検出用

センサユニット３０を指の根元に装着すると、ケーブル２０が短くて済むので、ケーブル２０は、ランニング中に邪魔にならない。また、掌から指先までの体温の分布を計測すると、寒いときには、指先の温度が著しく低下するのに対し、指の根元の温度は比較的低下しない。従って、指の根元に脈波検出用センサユニット３０を装着すれば、寒い日に屋外でランニングしたときでも、脈拍数などを正確に計測できる。

【００１３】

（装置本体の構成）

図２は、本例の腕装着型脈波計測装置の装置本体を、リストバンドやケーブルなどを外した状態で示す平面図、図３は、腕装着型脈波計測装置を３時の方向からみた側面図である。

【００１４】

図２において、装置本体１０は、樹脂製の時計ケース１１（本体ケース）を備えており、この時計ケース１１の表面側には、現在時刻や日付に加えて、脈拍数などの脈波情報などを表示する液晶表示装置１３（表示装置）が構成されている。この液晶表示装置１３には、表示面の左上側に位置する第１のセグメント表示領域１３１、右上側に位置する第２のセグメント表示領域１３２、右下側に位置する第３のセグメント表示領域１３３、及び左下側に位置するドット表示領域１３４が構成されており、ドット表示領域１３４では、各種の情報をグラフィック表示可能である。

【００１５】

時計ケース１１の内部には、脈波検出用センサユニット３０による検出結果（脈波信号）に基づいて脈拍数の変化などを液晶表示装置１３で表示するために、この表示装置に対する制御や検出信号に対する信号処理などを行なう制御部５が構成されている。制御部５には、計時回路も構成されているため、通常時刻、ラップタイム、スプリットタイムなども液晶表示装置１３に表示可能である。

【００１６】

時計ケース１１の外周部及び表面部には、時刻合わせ、モードの切換、ラップタイムや脈波情報の計測を開始する旨の外部操作などを行うためのボタンスイッチ１１１～１１７が構成されている。

【００１７】

腕装着型脈波計測装置１の電源は、時計ケース１１に内蔵されているボタン形の電池５９であり、ケーブル２０は、電池５９から脈波検出用センサユニット３０に電力を供給するとともに、脈波検出用センサユニット３０の検出結果を時計ケース１１の制御部５に入力している。

【００１８】

腕装着型脈波計測装置１では、その機能を増やすにともなって、装置本体１０を大型化する必要があるが、装置本体１０には、腕に装着されるという制約があるため、装置本体１０を腕時計における６時及び１２時の方向に向けては拡大できない。そこで、本例では、装置本体１０には、３時及び９時の方向における長さ寸法が６時及び１２時の方向における長さ寸法よりも長い横長の時計ケース１１を用いてある。但し、リストバンド１２は、３時の方向側に偏った位置で接続しているため、リストバンド１２からみると、腕時計における９時の方向に大きな張出部分１０１を有するが、かかる大きな張出部分は３時の方向にはない。従って、横長の時計ケース１１を用いたわりには、手首を自由に曲げることができ、また、転んでも手の甲を時計ケース１１にぶつけることがない。

【００１９】

時計ケース１１の内部において、電池５９に対して９時の方向には、ブザー用（報知音発生用）の偏平な圧電素子５８が配置されている。電池５９は、圧電素子５８に比較して重いため、装置本体１０の重心位置は、３時の方向に偏った位置にある。この重心が偏っている側にリストバンド１２が接続しているので、装置本体１０を腕に安定した状態で装着できる。また、電池５９と圧電素子５８とを面方向に配置してあるため、装置本体１０を薄型化できるとともに、図３に示すように、裏面部１１９に電池蓋１１８を設けることに

よって、ユーザーは、電池５９を簡単に交換できる。

【００２０】

（装置本体の腕への装着構造）

図３において、時計ケース１１の１２時の方向には、リストバンド１２の端部に取り付けられた止め軸１２１を保持するための連結部１０５が形成されている。時計ケース１１の６時の方向には、腕に巻かれたリストバンド１２が長さ方向の途中位置で折り返されるとともに、この途中位置を保持するための留め具１２２が取り付けられる受け部１０６が形成されている。

【００２１】

装置本体１０の６時の方向において、裏面部１１９から受け部１０６に至る部分は、時計ケース１１と一体に成形されて裏面部１１９に対して約１１５°の角度をなす回転止め部１０８になっている。すなわち、リストバンド１２によって装置本体１０を左の手首Ｌ（腕）の上面部Ｌ１（手の甲の側）に位置するように装着したとき、時計ケース１１の裏面部１１９は、手首Ｌの上面部Ｌ１に密着する一方、回転止め部１０８は、橈骨Ｒのある側面部Ｌ２に当接する。この状態で、装置本体１０の裏面部１１９は、橈骨Ｒと尺骨Ｕを跨ぐ感じにある一方、回転止め部１０８と裏面部１１９との屈曲部分１０９から回転止め部１０８にかけては、橈骨Ｒに当接する感じになる。このように、回転止め部１０８と裏面部１１９とは、約１１５°という解剖学的に理想的な角度をなしているため、装置本体１０を矢印Ａの方向に、また、装置本体１０を矢印Ｂの方向に回そうとしても、装置本体１０はそれ以上不必要にずれない。また、裏面部１１９及び回転止め部１０８によって腕の回りの片側２ヵ所で装置本体１０の回転を規制するだけであるため、腕が細くても、裏面部１１９及び回転止め部１０８は確実に腕に接するので、回転止め効果が確実に得られる一方、腕が太くても窮屈な感じがない。

【００２２】

（脈波検出用センサユニットの構成）

図４は、本例の脈波検出用センサユニットの断面図である。

【００２３】

図４において、脈波検出用センサユニット３０は、そのケース体としてのセンサ枠３６の裏側に裏蓋３０２が被されることによって、内側に部品収納空間３００が構成されている。部品収納空間３００の内部には、回路基板３５が配置されている。回路基板３５には、ＬＥＤ３１、フォトトランジスタ３２、その他の電子部品が実装されている。脈波検出用センサユニット３０には、ブッシュ３９３によってケーブル２０の端部が固定され、ケーブル２０の各配線は、各回路基板３５のパターン上にはんだ付けされている。ここで、脈波検出用センサユニット３０は、ケーブル２０が指の根元側から装置本体１０の側に引き出されるようにして指に取り付けられる。従って、ＬＥＤ３１及びフォトトランジスタ３２は、指の長さ方向に沿って配列されることになり、そのうち、ＬＥＤ３１は指の先端側に位置し、フォトトランジスタ３２は指の根元の方に位置する。このように配置すると、外光がフォトトランジスタ３２に届きにくいという効果がある。

【００２４】

脈波検出用センサユニット３０では、センサ枠３６の上面部分（実質的な脈波信号検出部）にガラス板からなる透光板３４によって光透過窓が形成され、この透光板３４に対して、ＬＥＤ３１及びフォトトランジスタ３２は、それぞれ発光面及び受光面を透光板３４の方に向けている。このため、透光板３４の外側表面３４１（指表面との接触面／センサ面）に指表面を密着させると、ＬＥＤ３１は、指表面の側に向けて光を発するとともに、フォトトランジスタ３２は、ＬＥＤ３１が発した光のうち指の側から反射してくる光を受光可能である。ここで、透光板３４の外側表面３４１と指表面との密着性を高める目的に、透光板３４の外側表面３４１は、その周囲部分３６１から突出している構造になっている。

【００２５】

本例では、ＬＥＤ３１として、ＩｎＧａＮ系（インジウムーガリウムー窒素系）の青色Ｌ

ＥＤを用いてあり、その発光スペクトルは、４５０ｎｍに発光ピークを有し、その発光波長領域は、３５０ｎｍから６００ｎｍまでの範囲にある。かかる発光特性を有するＬＥＤ３１に対応させて、本例では、フォトトランジスタ３２として、ＧａＡｓＰ系（ガリウム－砒素－リン系）のフォトトランジスタを用いてあり、その素子自身の受光波長領域は、主要感度領域が３００ｎｍから６００ｎｍまでの範囲にあって、３００ｎｍ以下にも感度領域がある。

【００２６】

このように構成した脈波検出用センサユニット３０を、図５に示すように、センサ固定用バンド４０（図５には図示を省略してある。）によって指の根元に装着し、この状態で、ＬＥＤ３１から指に向けて光を照射すると、この光が血管に届いて血液中のヘモグロビンによって光の一部が吸収され、一部が反射する。指（血管）から反射してきた光は、フォトトランジスタ３２によって受光され、その受光量変化が血量変化（血液の脈波）に対応する。すなわち、血量が多いときには、反射光が弱くなる一方、血量が少なくなると、反射光が強くなるので、反射光強度の変化を検出すれば、脈拍数などを計測できる。

【００２７】

本例では、発光波長領域が３５０ｎｍから６００ｎｍまでの範囲にあるＬＥＤ３１と、受光波長領域が３００ｎｍから６００ｎｍまでの範囲のフォトトランジスタ３２とを用いてあり、その重なり領域である約３００ｎｍから約６００ｎｍまでの波長領域、すなわち、約７００ｎｍ以下の波長領域における検出結果に基づいて生体情報を表示する。かかる脈波検出用センサユニット３０を用いれば、外光が指の露出部分にあたっても、外光に含まれる光のうち波長領域が７００ｎｍ以下の光は、指を導光体としてフォトトランジスタ３２（受光部）にまで到達しない。その理由は、外光に含まれる波長領域が７００ｎｍ以下の光は、指を透過しにくい傾向にあるため、外光がセンサ固定用バンド４０で覆われていない指の部分に照射されても、点線Ｘで示すように、指を通ってフォトトランジスタ３２まで届かない。これに対し、８８０ｎｍ付近に発光ピークを有するＬＥＤと、シリコン系のフォトトランジスタとを用いると、その受光波長範囲は、３５０ｎｍから１２００ｎｍまでの範囲に及ぶ。この場合には、図５に矢印Ｙで示すように、指を導光体として受光部にまで容易に届いてしまうような１μｍの波長の光による検出結果に基づいて脈波を検出することになるので、外光の変動に起因する誤検出が起こりやすい。

【００２８】

また、約７００ｎｍ以下の波長領域の光を利用して、脈波情報を得ているので、血量変化に基づく脈波信号のＳ／Ｎ比が高い。その理由として、血液中のヘモグロビンは、波長が３００ｎｍから７００ｎｍまでの光に対する吸光係数が、従来の検出光である波長が８８０ｎｍの光に対する吸光係数に比して数倍～約１００倍以上大きいため、血量変化に感度よく変化するので、血量変化に基づく脈波の検出率（Ｓ／Ｎ比）が高いと考えられる。

【００２９】

なお、図５において、３８は、透光板３４の周りに配置されている人体アース用端子である。

【００３０】

（装置本体と脈波検出用センサユニットとの接続構造）

図１及び図３に示したように、装置本体１０の６時の方向において、回転止め部１０８として延設されている部分の表面側には、コネクタ部７０が構成され、そこには、ケーブル２０の端部に構成されたコネクタピース８０を着脱できるようになっている。従って、コネクタピース８０をコネクタ部７０から外せば、腕装着型脈波計測装置１を通常の腕時計やストップウォッチとして用いることができる。但し、ケーブル２０及び脈波検出用センサユニット３０を装置本体１０のコネクタ部７０で外した状態で用いるときには、コネクタ部７０を保護する目的に、所定のコネクタカバーを装着する。このコネクタカバーとしては、コネクタピース８０と同じ構成のものを用いることができる。但し、コネクタカバーには、電極部などが不要である。

このように構成したコネクタ構造では、コネクタ部７０が利用者からみると手前側にあり

、操作が簡単である。また、コネクタ部７０は、装置本体１０から３時の方向に張り出さないので、利用者は、ランニング中に手首を自由に動かすことができるとともに、ランニング中に転んでも手の甲がコネクタ部７０にぶつからない。

【００３１】

コネクタ部７０とコネクタピース８０とによって構成されたコネクタ部分での電気的な接続は、図６に示すとおりである。

【００３２】

図６において、装置本体１０の側に構成されているコネクタ部７０には、端子７５１～７５６（第１の端子群）が構成されており、これらの端子７５１～７５６に対応して、コネクタピース８０には、電極部８３１～８３６（第２の端子群）が構成されている。そのうち、端子７５２は、電極部８３２を介してＬＥＤ３１に第２の駆動電圧ＶＤＤの供給するためのプラス端子、端子７５３は、電極部８３３を介してＬＥＤ３１のマイナス電位とされる端子、端子７５４は、電極部８３４を介してフォトトランジスタ３２のコレクタ端子に駆動用の定電圧ＶＲＥＧを供給するための端子、端子７５１は、電極部８３１を介してフォトトランジスタ３２のエミッタ端子からの信号が入力される端子である。

【００３３】

端子７５５は、電極部８３５を介してコネクタピース８０をコネクタ部７０に装着したか否かを検出するための信号が入力される端子であり、コネクタピース８０をコネクタ部７０に装着すると、その旨の信号がコネクタ部７０を介して装置本体１０の制御部５に入力されているようになっている。従って、コネクタピース８０とコネクタ部７０との間において、電極／端子がオープン状態になっているか否かを検出することが可能である。

【００３４】

電極部８３６は、脈波検出用センサユニット３０において人体アース用端子３８を介して人体にアースを落としており、端子７５６と電極部８３６とが電気的に接続したとき、ＶＤＤをグランド線とすることによって、電極部８３１～８３６をシールドするようになっている。

【００３５】

コネクタピース８０では、ＬＥＤ３１の端子間（電極部８３２、８３３の間）に対して、第１のキャパシタＣ１、及び第１のスイッチＳＷ１が介挿されている。このスイッチＳＷ１は、コネクタピース８０をコネクタ部７０から外したときに閉状態になって、ＬＥＤ３１に対して第１のキャパシタＣ１を並列接続させ、コネクタピース８０をコネクタ部７０に装着したときに開状態になる。同様に、フォトトランジスタ３２の端子間（電極部８３１、８３４）に対しては、第２のキャパシタＣ２、及び第２のスイッチＳＷ２が介挿されている。このスイッチＳＷ２も、コネクタピース８０をコネクタ部７０から外したときに閉状態になって、フォトトランジスタ３２に対して第２のキャパシタＣ２を並列接続させ、コネクタピース８０をコネクタ部７０に装着したときに開状態になる。従って、コネクタピース８０をコネクタ部７０から外したときに、静電気によって高い電位にあるものが電極部８３１、８３２、８３３、８３４に触れても、その電荷は、第１及び第２のキャパシタＣ１、Ｃ２に蓄積されるので、ＬＥＤ３１及びフォトトランジスタ３２は、破損しない。また、コネクタピース８０をコネクタ部７０に装着すれば、自動的に脈波信号を検出可能な状態になる。

【００３６】

（制御部の全体構成）

図７は、本例の腕装着型脈波計測装置の装置本体の内部に構成されている制御部の説明図である。なお、図７では、ＣＰＵに予め格納されているプログラムに基づいて行われる処理を機能ブロック図で示してある。

【００３７】

図７において、制御部５のうち、脈波検出用センサユニット３０からの入力結果に基づいて脈拍数などを求めるデータ処理部５５には、脈波検出用センサユニット３０からケーブル２０を介して入力された信号をオペアンプからなる脈波信号増幅回路５５０で増幅した

後、Ａ／Ｄ変換回路５５１（脈波信号変換部）がデジタル信号に変換して、入力信号切換部５６０を介して脈波データ記憶部５５２に出力するようになっている。脈波データ記憶部５５２は、デジタル信号に変換された脈波信号を記憶しておくＲＡＭである。ここで、脈波信号は、図８（ａ）に模式的に示すような波形信号である。周波数分析部５５３は、脈波データ記憶部５５２に記憶されている信号を読み出してそれに周波数分析（高速フーリエ変換）を行ない、図８（ｂ）に示すようなスペクトル（周波数分析結果）を脈波成分抽出部５５４に出力するようになっている。脈波成分抽出部５５４は、周波数分析部５５３の出力信号から脈波成分（図８（ｂ）に示す線スペクトルＳＰ）を抽出して脈拍数演算部５５５に出力し、脈拍数演算部５５５は、脈波成分の周波数より脈拍数を演算し、その結果を表示制御部５３によって液晶表示装置１３に表示するようになっている。

【００３８】

表示制御部５３には、脈波データ記憶部５５２に記憶されている脈波データに基づいて、脈波信号の原波形を液晶表示装置１３においてグラフィック表示（スイープ表示）するための波形データ変換部５３０、およびスイープ表示処理部５３４が構成されている。また、波形データ変換部５３０には、脈波信号のレベルを監視する振幅レベル監視部５３２と、振幅レベル監視部５３２での監視結果に基づいて波形データに変換するときの増幅率を多段階に切り換える波形データ増幅部５３３が構成されている。振幅レベル監視部５３２での監視結果において、波形信号の振幅が小さいときには、波形信号をより大きな増幅率で増幅して、脈波信号の原波形を液晶表示装置１３において適正な大きさでグラフィック表示するためである。但し、後述するように、利用者は、脈波信号の原波形をみて脈波検出用センサユニット３０の指への装着状態を確認するので、表示制御部５３は、このときの増幅レベルも液晶表示装置１３に表示するようになっている。

【００３９】

さらに、制御部５には、割り込み動作を制御する割り込み動作制御部５７０が構成され、割り込み動作制御部５７０は、ボタンスイッチ１１１～１１７に所定の外部操作があったときに液晶表示装置１３のバックライトを点灯させるための制御と、ブザー音を発生させるための制御とを行っている。また、ゲインの調整も割り込み動作制御部５７０を介して行われている。ここで、割り込み動作制御部５７０には、かかる割り込み動作が開始されるか否かを監視するための割り込み動作監視部５７１が構成されている。

【００４０】

さらに、本例では、コネクタ部７０／コネクタピース８０における電極部／端子間の接続状態を間欠的に監視する異常監視部５８０が構成されており、この異常監視部５８０は、電極部／端子間において１度だけオープン状態にあると判断したときには、一時的オープン（疑似オープン）と判断し、連続して２度オープン状態にあると判断したときには、完全なオープン状態にあると断定するように構成されている。

【００４１】

このように構成したデータ処理部５５において、たとえば、液晶表示装置１３においてＥＬバックライトを点灯した時には、それが点灯している４秒の間、電源電圧が変動するので、図９（ａ）に期間ｔ１～ｔ２で示すように、脈波信号として検出した信号が異常に変動し、図９（ｂ）に示すように、周波数分析（高速フーリエ変換）を行った後のスペクトルには、脈波信号成分である線スペクトルＳＰ以外にも、大きな線スペクトルが多数出現する。同様に、アラーム報音時には、１秒の間、電源電圧が低下して脈波信号として検出した信号が異常に変化する。また、ボタンスイッチ１１１～１１７を介してゲインを調整したときにも、図９（ａ）に期間ｔ１～ｔ２で示すように、脈波信号が異常に変化し、図９（ｂ）に示すように、周波数分析を行った後のスペクトルには、脈波信号成分である線スペクトルＳＰ以外にも、大きな線スペクトルが多数出現する。さらに、コネクタ部７０／コネクタピース８０において電極部／端子間が完全にオープン状態にあるときはともかく、衝撃などによって一時的なオープン状態が発生したときも、図９（ａ），（ｂ）の期間ｔ１～ｔ２のように、脈波信号として検出した信号が異常に変化する。このような場合に、従来のように、脈波信号を特定、抽出できないとして、異常が解消してから改めて１

６秒間かけて１２８点のデータを取り直すと、データを表示できない状態が長時間続く。

【００４２】

そこで、本例では、データ処理部５５には、ダミー信号発生部５６２が構成されており、脈波信号が大きく乱れると予測されたときに、入力信号切換部５６０は、Ａ／Ｄ変換回路５５１から出力されたデータに代えて、ダミー信号発生部５６２から出力されたダミー信号（データ列）を脈波データ記憶部５５２に出力するようになっている。すなわち、割り込み動作監視部５７１による監視結果から、脈波信号の乱れの原因となるような割り込み動作がこれから開始されると判断したとき、ダミー信号発生部５６２は、図１０（ａ）に期間ｔ１～ｔ２（信号が異常に変化する期間）に示すように、ダミー信号Ｄを所定の時間だけ出力し、入力信号切換部５６０は、Ａ／Ｄ変換回路５５１から出力されたデータに代えて、ダミー信号発生部５６２から出力されたダミー信号Ｄを所定の時間だけ脈波データ記憶部５５２に出力するようになっている。また、異常監視部５８０がコネクタ部７０／コネクタピース８０で一時的オープン状態が発生し、脈波信号が大きく乱れると予測したときにも、ダミー信号発生部５６２は、ダミー信号Ｄを所定の時間だけ出力し、入力信号切換部５６０は、Ａ／Ｄ変換回路５５１から出力されたデータに代えて、ダミー信号発生部５６２から出力されたダミー信号Ｄを所定の時間だけ脈波データ記憶部５５２に出力するようになっている。ここで、ダミー信号Ｄは、０Ｖの直流信号として図１０（ａ）に示してあるが、その他の直流信号でもよい。

【００４３】

このように構成すると、液晶表示装置１３においてＥＬバックライトを点灯したとき、ブザー音を発生させたとき、ゲインを調整したとき、コネクタ部７０／コネクタピース８０において一時的なオープンが発生したときのいずれの場合も、図９（ａ），および図１０（ａ）の期間ｔ１～ｔ２について、異常に変動するデータの代わりに、一定の直流信号に相当するデータ列が所定の期間入力される。従って、かかる信号に周波数分析を行うと、図１０（ｂ）に示すように、ノイズに相当する小さな線スペクトルは出現するものの、大きな線スペクトルは、ダミー信号Ｄに相当する０Ｈｚの位置と、脈拍数に対応する周波数の位置とに出現するだけである。このため、周波数分析結果から脈拍数を求める際に、脈波信号成分に相当する線スペクトルＳＰを簡単に特定・抽出できるので、表示制御部５３は、脈拍数を液晶表示装置１３に表示し続けることができる。

【００４４】

さらに、上記の原因によって、脈波信号として検出した信号が乱されたときには、表示制御部５３は、脈波信号の原波形を表示することができないが、それでも、かかる異常が発生した時間は、脈波信号の空白をダミー信号で埋めているため、液晶表示装置１３には、ダミー信号に対応する一定の表示が行われるので、乱された波形を表示しなくてすむ。

【００４５】

なお、ダミー信号発生部５６２については、直流信号からなるダミー信号を脈波データ記憶部５５２に出力しなくとも、脈波信号と周波数が大きく異なる交流信号をダミー信号として出力した場合でも、周波数分析結果から脈拍数を求めることに支障がない。

【００４６】

さらに、ダミー信号発生部５６２については、割り込み動作監視部５７１または異常監視部５８０による監視結果から脈波信号が検出できなくなると判断されたときにＡ／Ｄ変換回路５５１から直前に出力された信号を出力してもよい。この場合には、周波数分析結果から脈拍数を求めても大きな誤差がなく、また、脈波信号の空白を略同じダミー信号で埋めたことになるため、液晶表示装置１３に不自然な波形を表示しなくてすむ。

【００４７】

（腕装着型脈波計測装置の基本動作）

図１１には、腕装着型脈波計測装置１で行われる各モード、及びそのときの液晶表示装置１３における表示内容を模式的に表してある。

【００４８】

図１１において、ステップＳＴ１１は、時計モードであり、第１のセグメント表示領域１

３１に１９９４年１２月６日、月曜日である旨が表示され、第２のセグメント表示領域１３２には、現在時刻が午後１０時０８分５９秒である旨が表示されている。ドット表示領域１３４には、現在のモードが時計モードであるとして「ＴＩＭＥ」と表示されている。但し、後述するとおり、ドット表示領域１３４において「ＴＩＭＥ」と表示されているのは、この時計モードが選択された直後の数秒間だけである。なお、第３のセグメント表示領域１３３には、何も表示されていない。

【００４９】

本例の腕装着型脈波計測装置１では、時計モードのときに２時方向にあるボタンスイッチ１１１を押すと、たとえば１時間経過した時にアラーム音を発生させることができ、このアラームの発生時刻は、任意に設定可能である。また、１１時方向にあるボタンスイッチ１１３を押すと、液晶表示装置１３のＥＬバックライトが３秒間点灯し、しかる後に、自動的に消灯するようになっている。

【００５０】

このモードから４時の方向にあるボタンスイッチ１１２を押すと、ランニングモード（ステップＳＴ１２）に切り換わる。このモードは、腕装着型脈波計測装置１をストップウォッチとして使用するときのモードである。ランニングモードでは、計測を開始する前（待機状態）において、第１のセグメント表示領域１３１に現在時刻が表示され、第２のセグメント表示領域１３２には、スタート前であるから、「０：００′：００″：００」と表示されている。ドット表示領域１３４には、ランニングモードである旨の案内として「ＲＵＮ」と２秒間だけ表示した後、グラフィックが切り換わる。

【００５１】

このモードから４時の方向にあるボタンスイッチ１１２を押すと、ラップタイムのリコールモード（ステップＳＴ１３）に切り換わる。このモードは、腕装着型脈波計測装置１を用いて過去に計測したラップタイムやスプリットタイムを読みだすモードである。ラップタイムのリコールモードでは、第１のセグメント表示領域１３１に日付が表示され、第２のセグメント表示領域１３２には現在時刻が表示されている。ドット表示領域には、リコールモードである旨の案内として「ＬＡＰ／ＲＥＣＡＬＬ」と２秒間だけ表示され、次に、最新のラップ毎の脈拍数の推移が表示される。

【００５２】

このモードから４時の方向にあるボタンスイッチ１１２を押すと、脈波計測結果のリコールモード（ステップＳＴ１４）に切り換わる。このモードは、腕装着型脈波計測装置１を用いて過去に計測した脈拍数の時間的変化を読みだすモードである。また、本例の腕装着型脈波計測装置１では、装置本体１０に加速度センサを利用して、マラソン時のピッチの時間的変化を計測する機能を設けてあるため、このモードでは、過去に計測したピッチの時間的変化を読みだすこともできる。脈波計測結果のリコールモードでは、第１のセグメント表示領域１３１に日付が表示され、第２のセグメント表示領域１３２には現在時刻が表示されている。ドット表示領域１３４には、「ＲＥＳＵＬＴ／ＲＥＣＡＬＬ」と２秒間だけ表示され、次に、平均脈拍数の時間的変化を表すグラフが表示される。

【００５３】

このモードから、再度、４時の方向にあるボタンスイッチ１１２を押すと、矢印Ｐ１で示すように、時計モード（ステップＳＴ１１）に戻る。また、ステップＳＴ１２～ＳＴ１４において、入力がない状態が１０分間継続したときも、矢印Ｐ２で示すように、時計モード（ステップＳＴ１１）に自動的に戻る。この時計モードに戻ったときには、第１のセグメント表示領域１３１に日付が表示され、第２のセグメント表示領域１３２に現在時刻が表示される。

【００５４】

本例では、時計モードが選択されたとき、ドット表示領域１３４には、図１２（ａ）に拡大して示すように、時計モードに戻ったとして「ＴＩＭＥ」と表示されるが、この案内表示は、図１２（ｂ）に示すように、２秒後に自動的に消え、時計モードの通常状態（ステップＳＴ１５）となる。この時計モードの通常状態では、ドット表示領域１３４に何も表

示されない状態のままである。この時計モードにおいて、４時の方向にあるボタンスイッチ１１２を一段だけ引き出すと、時刻や日付の修正モードに切り換わる。このように、時刻モードに戻ったときには、ドット表示領域１３４において、時計モードが選択されことを案内する「ＴＩＭＥ」との表示を２秒間だけ行い、２秒後にはこの案内表示を自動的に消去して、時計モードの通常状態とする。すなわち、ユーザにモードの案内を行うのに必要最小限の時間だけドット表示し、そこが消えていること自身が時計モードの通常状態である旨のモード表示とすることによって、省電力化を図ってある。

【００５５】

（脈拍計としてのランニングモード）

本例の腕装着型脈波計測装置１では、いずれの状態からも、コネクタ部７０に対してコネクタピース８０を装着すると、図６を参照して説明したように、その旨の信号が制御部５に自動的に入力される結果、図１１に矢印Ｐ３で示すように、ランニングモードに移る。このランニングモードでは、まず、コネクタ部７０に対してコネクタピース８０を装着するという外部操作によって、図１３（ａ）に示すように、液晶表示装置の第１のセグメント表示領域１３１に現在時刻が表示され、第２のセグメント表示領域１３２には、「０：００′：００″：００」と表示され、ドット表示領域１３４には、「ＲＵＮ」と２秒間だけ表示される。また、第３のセグメント表示領域１３３でハートのマークが点滅して、脈拍計としてのランニングモードに切り換わったことを表示する。このモードの切り換えによって、データ処理部５５に電力が供給され、また、脈波信号変換部５５１を構成するＡ／Ｄ変換器に対しては、動作周期の設定などといった初期化処理が行われる。

【００５６】

この初期化処理が開始されて２秒後に、初期の脈拍数を計測するための脈波信号の取り込みが行われる。そして、脈拍数の初期値が計測された以降、時間の計測を開始するようにと、装置本体１０表面の上側に位置するボタンスイッチ１１７が押されるまで待機状態となる。

【００５７】

この待機状態では、ドット表示領域１３４には、図１３（ｂ）に示すように、脈波信号の原波形がグラフィック表示される。ここで表示される原波形は、最新のデータである。なお、第３のセグメント表示領域１３２には、初期の脈拍数「７５」が表示される。

【００５８】

このように、脈波信号の原波形をグラフィック表示するときには、脈波信号の波形が所定の振幅となるように増幅されているので、その増幅レベルは、第１のセグメント領域１３１において、レベル「２」である旨の表示ＭＭが行われる。このため、脈波信号の原波形は、液晶表示装置１３において適正な大きさでグラフィック表示されるので、利用者は、脈波信号の原波形をみるとともに、このときの増幅レベルも考慮して、脈波検出用センサユニット３０の指への装着状態を確認できる。

【００５９】

このとき、たとえば、液晶表示装置１３でＥＬのバックライトを点灯すると、電源電圧が低下するので、脈波信号を正確に検出できない。そこで、本例では、新たに計測した脈波信号の原波形をグラフィック表示するのに代えて、図７を参照して説明したように、ダミー信号発生部５６２から出力されたダミー信号に基づく波形をグラフィック表示する。

【００６０】

この状態から、マラソンをスタートすると同時に、装置本体１０表面の上側に位置するボタンスイッチ１１７を押すと、時間の計測が開始されるとともに、脈拍数の計測が継続される。

【００６１】

これらの計測結果は、図１３（ｃ）に示すように、まず、第２のセグメント表示領域１３２に経過時間が表示され、ドット表示領域１３４には、脈拍数の時間的変化がグラフィック表示される。さらに、第３のセグメント表示領域１３３には、ドット表示領域１３４に表示されたグラフの縦軸の目盛りを表す数値「１５０」「１７２」、及び横軸のフルスケ

ールを表す「３ｈｒ」が表示される。また、第３のセグメント表示領域１３３には、現在の脈拍数、トレーニング中の実績から設定された脈拍数の目標値なども表示される。そのうちに、脈拍数が所定の範囲にまで到達すると、脈拍数は、予め設定された値に対する差としてグラフィック表示される。

【００６２】

この間に８時方向にあるボタンスイッチ１１４を押すと、ドット表示領域１３４にピッチの時間的変化が表示され、再び、８時方向にあるボタンスイッチ１１４を押すと、ドット表示領域１３４に脈拍数の時間的変化が表示される状態に戻る。また、所定の通過点を通るとき、装置本体１０表面の下側に位置するボタンスイッチ１１６を押すと、そのときのラップタイムが第１のセグメント表示領域１３１に表示される。

【００６３】

ゴールに到着すると同時に装置本体１０表面の上側に位置するボタンスイッチ１１７を押すと、ピッチ、及び時間の計測が停止し、ドット表示領域１３４には、「ＣＯＯＬＩＮＧ／ＤＯＷＮ」と表示される。この状態から２分経過すると、ドット表示領域１３４には、ゴールした以降の脈拍数の時間的変化が脈拍回復特性としてグラフィック表示される。

【００６４】

（実施例の主な効果）

以上説明したように、本例の腕装着型脈波計測装置１では、液晶表示装置１３においてＥＬバックライトを点灯したとき、ブザー音を発生させたとき、ゲインを調整したとき、コネクタ部７０／コネクタピース８０において一時的オープンが発生したときなど、脈波信号として検出した信号が異常に変化するときには、所定の時間だけ、周波数分析結果からの脈波信号の特定・抽出に支障のないダミー信号が入力されることになる。それ故、周波数分析結果から脈拍数を求めることに支障がなく、表示制御部５３は、脈拍数を液晶表示装置１３に表示し続けることができるので、エラー表示が出にくく、使い勝手がよい。また、かかるときでも、ダミー信号に基づいて原波形を液晶表示装置１３にグラフィック表示するので、乱れた波形を表示しなくて済む。

【００６５】

（その他の実施例）

なお、本例では、生体から脈波信号を検出するにあたって、指から検出したが、手首の回りでもよく、その場所には限定がない。また、検出方法についても、光学的に検出する方法の他に、圧力センサなどを利用したものでもよい。

【００６６】

また、本例では、脈波信号から脈拍数を求め、それを表示する場合について説明したが、体動を加速度センサ（センサ手段）などによって検出し、その検出結果に周波数分析を行ってピッチを計測するピッチ計において、体動信号を検出できない時間だけダミー信号に基づく処理を行ってもよい。

【００６７】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る周期・周波数計測装置では、重負荷時など信号の検出に支障が生じるときには、検出信号に基づく処理に代えて、ダミー信号に基づく処理を行うことに特徴を有する。従って、本発明によれば、検出信号が乱れるときでも、周波数分析結果から目的の信号を特定・抽出するのに支障のないダミー信号が入力されるので、周波数分析結果から脈拍数やピッチなどを求め続けることができる。それ故、表示装置に脈拍数やピッチなどを表示するのに支障がなく、エラー表示が出にくいので、使い勝手がよい。

【００６８】

また、検出信号が乱れる期間は、ダミー信号に基づいて表示装置に原波形をグラフィック表示し続けるので、乱れた波形を表示しなくて済む。

【００６９】

特に、ダミー信号として直前の信号を用いた場合には、表示される脈波や体動の波形が不

自然に変化しないという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施例に係る腕装着型脈波計測装置の全体構成、及び使用状態を示す説明図である。

【図２】図１に示す腕装着型脈波計測装置の装置本体の平面図である。

【図３】図１に示す腕装着型脈波計測装置の装置本体を腕時計の３時の方向からみたときの説明図である。

【図４】図１に示す腕装着型脈波計測装置に用いた脈波検出用センサユニットの断面図である。

【図５】図１に示す腕装着型脈波計測装置に用いた脈波検出用センサユニットを指に装着した状態を示す説明図である。

【図６】図１に示す腕装着型脈波計測装置のコネクタ部における電気的な接続関係を示す説明図である。

【図７】図１に示す腕装着型脈波計測装置の制御部の機能を示すブロック図である。

【図８】（ａ）は、正常な脈波信号を模式的に示す波形図、（ｂ）は、それを周波数分析したときのスペクトルである。

【図９】（ａ）は、重負荷時に脈波信号として検出した信号が乱れたことを模式的に示す波形図、（ｂ）は、それを周波数分析したときのスペクトルである。

【図１０】（ａ）は、脈波信号として検出した信号が乱れた期間、ダミー信号を出力したときの波形図、（ｂ）は、それを周波数分析したときのスペクトルである。

【図１１】図１に示す腕装着型脈波計測装置のモード切換部の機能を説明するために、腕装着型脈波計測装置の各モードを示す説明図である。

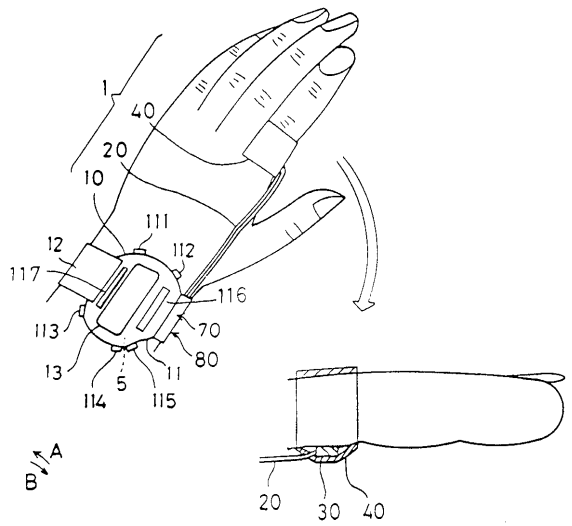
【図１２】（ａ）は、図１１に示すモードのうち時計モードが選択されたときの案内表示を示す説明図、（ｂ）は、この案内表示が消えた状態を示す説明図である。

【図１３】（ａ）は、図１１に示すモードのうち脈拍計としてのランニングモードに切り換わったときの表示内容を示す説明図、（ｂ）は、このモードにおいて計測を開始する前の表示内容を示す説明図、（ｃ）は、このモードにおいて計測を開始した後の表示内容を示す説明図である。

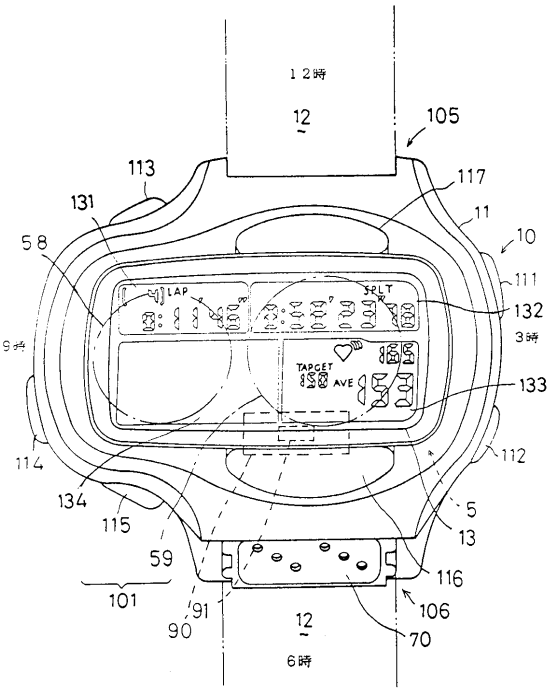
【符号の説明】

１・・・腕装着型脈波計測装置（周期・周波数計測装置）
５・・・制御部
１０・・・装置本体
１２・・・リストバンド
１３・・・液晶表示装置（表示部）
２０・・・ケーブル
３０・・・脈波検出用センサユニット
３１・・・ＬＥＤ
３２・・・フォトトランジスタ
５３・・・表示制御部
５５・・・データ処理部
７０・・・コネクタ部
８０・・・コネクタピース
５５３・・・周波数分析部
５６０・・・入力信号切換部
５６２・・・ダミー信号発生部
５７１・・・割り込み動作監視部
５８０・・・異常監視部

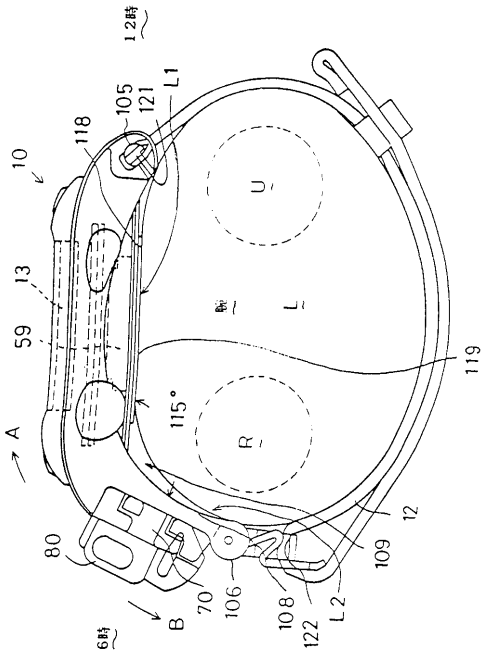
【図１】


1
40
20
10
111
112
12
117
116
113
70
80
13
5
11
114
115
A
B
20
30
40

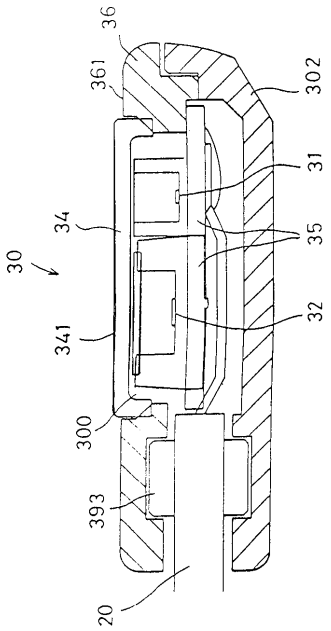
【図２】


12時
12
105
113
117
131
11
10
58
111
LAP
SPLT
132
3時
9時
TARGET
AVE
133
114
112
134
5
115
13
59
116
101
106
91
90
12
70
6時

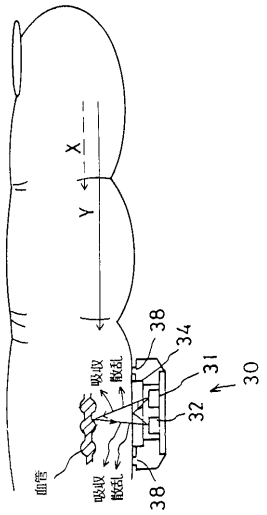
【図３】


12時
105
121
L1
118
10
U
13
L
59
119
115°
R
A
12
80
109
70
106
108
122
L2
B
6時

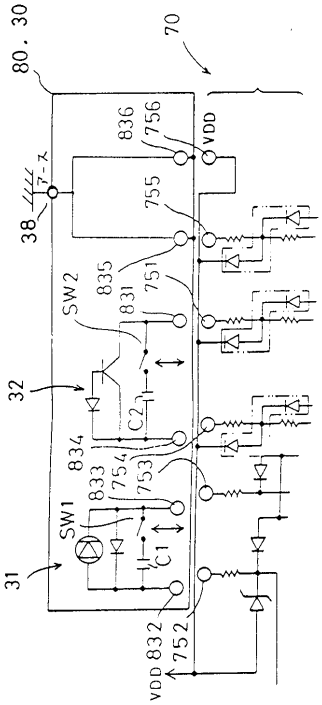
【図４】


36
361
302
31
34
35
30
32
341
300
393
20

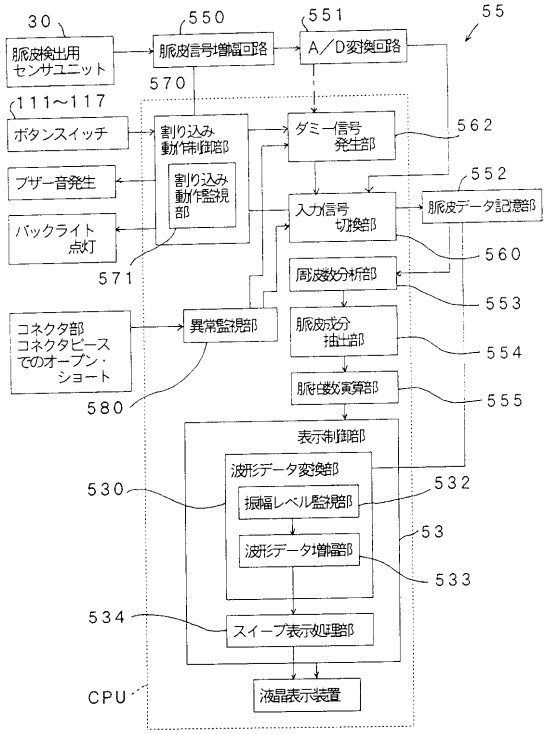
【図５】


X
Y
Z
38
34
31
30
32
吸収
散乱
血管
吸収
散乱
38

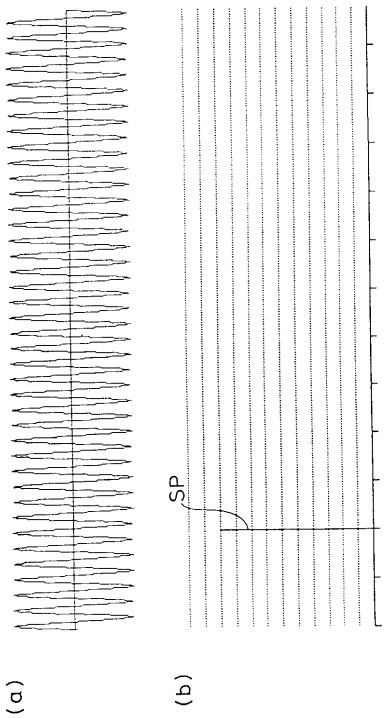
【図６】


80. 30
70
836
756
VDD
755
38
751
835
831
SW2
32
C2
834
833
754
753
SW1
C1
31
832
752
VDD

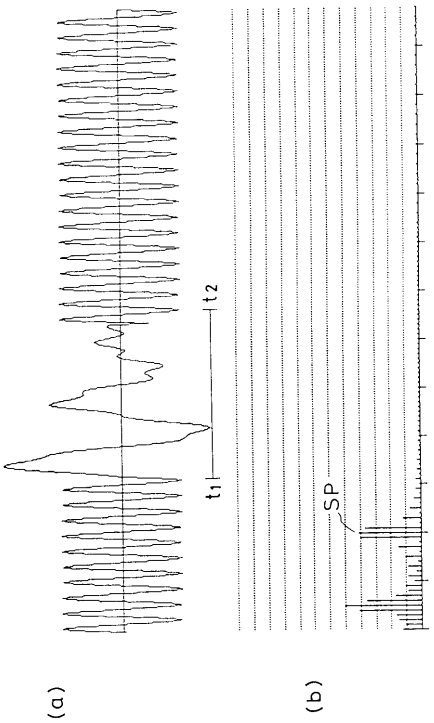
【図７】


30
脈波検出用センサユニット
550
脈波信号増幅回路
551
A／D変換回路
55
570
111～117
ボタンスイッチ
割り込み動作制御部
ダミー信号発生部
562
ブザー音発生
割り込み動作監視部
552
脈波データ記憶部
バックライト点灯
入力信号切換部
560
571
周波数分析部
553
コネクタ部コネクタピースでのオープン・ショート
異常監視部
脈波成分抽出部
554
脈波数演算部
555
580
表示制御部
波形データ変換部
530
振幅レベル監視部
532
53
波形データ増幅部
533
534
スイープ表示処理部
CPU
液晶表示装置

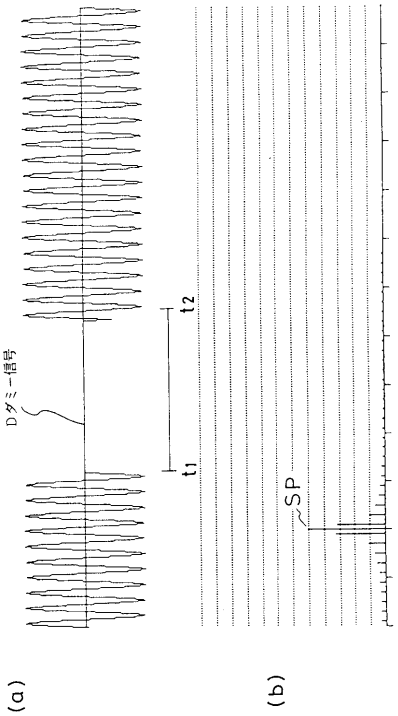
【図８】


SP
(a)
(b)

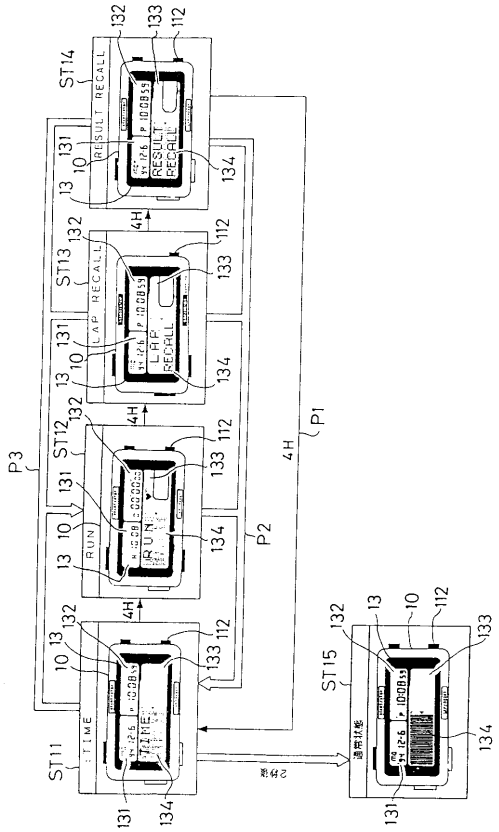
【図９】



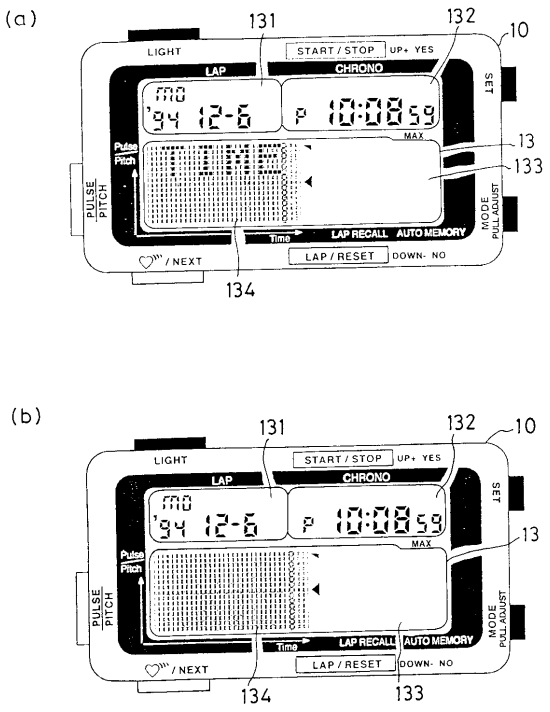
【図１０】



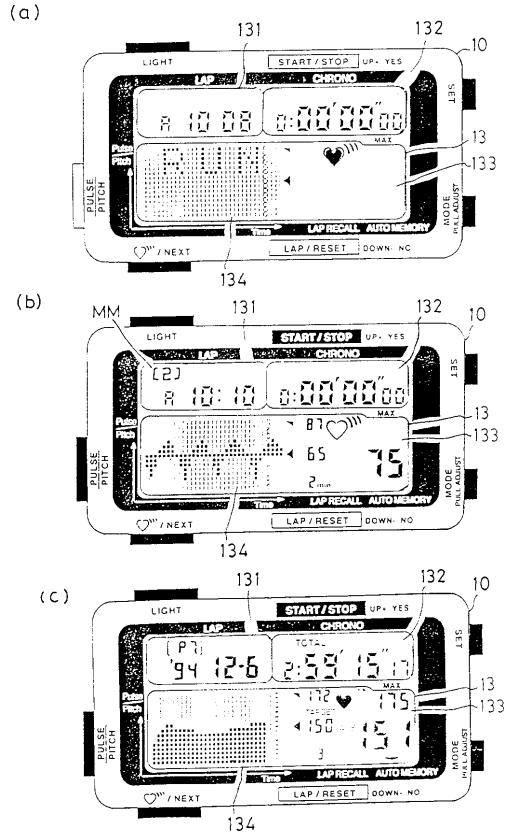
【図１１】



【図１２】



【図１３】


(a)
131
132
10
LIGHT
START / STOP
UP+ YES
LAP
CHRONO
SET
13
133
MODE
134
LAP / RESET
DOWN- NO
(b)
MM
(c)

フロントページの続き

審査官　櫻井　仁

(56)参考文献　特開平０６－２８９１６６（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－１８１７３６（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
G04G 1/00
G01R 23/02
A61B 5/0245