

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-209041  
(P2019-209041A)

(43) 公開日 令和1年12月12日(2019.12.12)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 5/02 (2006.01)** A 6 1 B 5/02 3 1 0 H 4 C 0 1 7  
 A 6 1 B 5/02 3 1 0 P

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2018-110326 (P2018-110326)  
 (22) 出願日 平成30年6月8日 (2018.6.8)

(71) 出願人 000004260  
 株式会社デンソー  
 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地  
 (74) 代理人 110000578  
 名古屋国際特許業務法人  
 (72) 発明者 鈴木 正信  
 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会  
 社デンソー内  
 Fターム(参考) 4C017 AA09 AA20 AB02 AC26 BB12  
 BC11 BC23 BC28 BD06 CC01  
 DD17 FF05

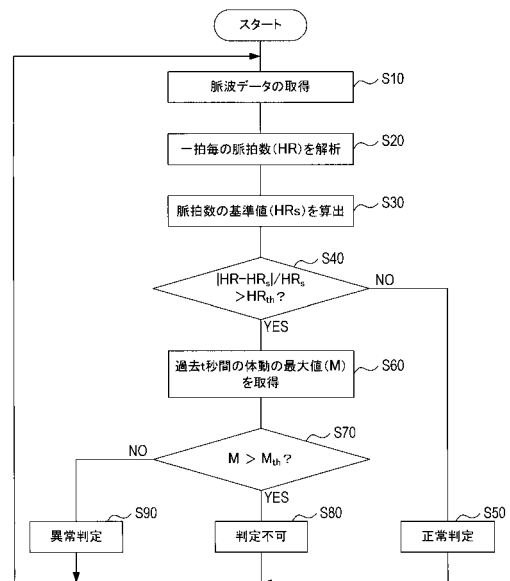
(54) 【発明の名称】 脈波形解析方法、及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】信頼性の高い脈波形の解析結果を得ることが可能な脈波形解析方法、及びプログラムを提供する。

【解決手段】脈波形解析方法は、被験者の脈波を取得することと、取得した脈波に基づいて、被験者の脈の異常の有無を判定することと、被験者の体動を取得することと、取得した体動の大きさと設定された体動閾値との比較に基づいて異常の有無の判定に対する体動の影響の有無を判定し、体動の大きさが体動閾値を超えた場合に、設定された影響期間、影響有りの判定を保持することと、影響有りの判定がある場合に、異常の有無の判定結果を除外する、又は異常の有無の判定結果の信頼度を低下させることと、を備える。

【選択図】 図 2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被験者の脈波を取得すること（S10）と、  
取得した前記脈波に基づいて、前記被験者の脈の異常の有無を判定すること（S20，  
S30，S40）と、  
前記被験者の体動を取得すること（S60）と、  
取得した前記体動の大きさと設定された体動閾値との比較に基づいて前記異常の有無の  
判定に対する前記体動の影響の有無を判定し、前記体動の大きさが前記体動閾値を超えた  
場合に、設定された影響期間、前記体動の影響有りの判定を保持すること（S60，S7  
0）と、  
前記影響有りの判定がある場合に、前記異常の有無の判定結果を除外する、又は異常の  
有無の判定結果の信頼度を低下させること（S80）と、を備える、  
脈波形解析方法。

10

**【請求項 2】**

前記影響有りの判定を保持することにおいて、前記被験者の脈の異常有りと判定された  
ことを条件として、前記体動の影響の有無を判定する（S40，S70）、  
請求項 1 に記載の脈波形解析方法。

**【請求項 3】**

さらに、前記体動の動きの種類に応じて、前記影響期間を変化させること（S110）  
、を備える、  
請求項 1 又は 2 に記載の脈波形解析方法。

20

**【請求項 4】**

前記異常の有無を判定することにおいて、取得した前記脈波の一拍ごとに、前記脈波の  
ピークの間隔から所定期間における脈拍数を算出し、算出した前記脈拍数を用いて前記異  
常の有無を判定する（S20，S30，S40）、  
請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の脈波形解析方法。

**【請求項 5】**

前記異常の有無を判定することにおいて、取得した前記脈波の一拍ごとに、前記脈波の  
微分波形のピークの間隔から所定期間における脈拍数を算出し、算出した前記脈拍数を用  
いて前記異常の有無を判定する（S20，S30，S40）、  
請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の脈波形解析方法。

30

**【請求項 6】**

前記異常の有無を判定することにおいて、取得した前記脈波の一拍ごとに、前記脈波の  
微分波形の立ち上がりにおけるゼロクロスポイントの間隔から所定期間における脈拍数を  
算出し、算出した脈拍数を用いて前記異常の有無を判定する（S20，S30，S40）  
、  
請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の脈波形解析方法。

**【請求項 7】**

前記異常の有無を判定することにおいて、取得した前記脈波の波形と、予め記憶されて  
いる正常な脈波の波形のテンプレートとを比較して、前記異常の有無を判定する、  
請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の脈波形解析方法。

40

**【請求項 8】**

請求項 1～7 のいずれか 1 項に記載の脈波形解析方法をコンピュータに実行させるため  
のプログラム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本開示は、脈波形を解析する技術に関する。

**【背景技術】****【0002】**

50

脈波形は、心拍動、血管の状態、自律神経状態等を反映する生体情報と考えられている。そのため、脈波を計測して取得した脈波形を解析して、人体の状態を評価する技術が提案されている。しかしながら、脈波形は人体の状態に異常がある場合だけでなく、人体の体動が生じた場合にも乱れる。そこで、特許文献1に記載の脈波計測装置は、脈波と同時に体動も計測し、体動が大きい場合には、脈波形の解析を停止している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2010-75461号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記脈波計測装置は、体動が発生している時刻だけ脈波形の解析を停止している。しかしながら、本発明者は、体動は発生した瞬間だけ脈波形に影響を与えるわけではないとの知見を得た。ひいては、本発明者は、体動が発生している時刻だけ脈波形の解析を停止しても、脈波形の解析結果に対する体動の影響を十分に除去できず、信頼性の高い解析結果を得られない可能性があるとの知見を得た。

【0005】

本開示は、信頼性の高い脈波形の解析結果を得ることが可能な脈波形解析方法、及びプログラムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示の一態様は、脈波形解析方法であって、被験者の脈波を取得することと、取得した脈波に基づいて、被験者の脈の異常の有無を判定することと、被験者の体動を取得することと、取得した体動の大きさと設定された体動閾値との比較に基づいて異常の有無の判定に対する体動の影響の有無を判定し、体動の大きさが体動閾値を超えた場合に、設定された影響期間、影響有りの判定を保持することと、影響有りの判定がある場合に、異常の有無の判定結果を除外する、又は異常の有無の判定結果の信頼度を低下させることと、を備える。

【0007】

30

本開示によれば、被験者の体動が取得され、体動の大きさと体動閾値との比較に基づいて、被験者の脈の異常の有無の判定に対する体動の影響の有無が判定される。そして、体動の大きさが設定された体動閾値を超えた場合に、設定された影響期間、影響有りの判定が保持される。さらに、影響有りの判定がある場合には、被験者の脈の異常の有無の判定結果が除外される、又は、被験者の脈の異常の有無の判定結果の信頼度が低下される。すなわち、体動閾値を超える体動が発生した場合には、体動が発生した時刻だけでなく、体動が発生してから体動の影響が継続する影響期間が経過するまで、被験者の脈の異常の有無の判定結果が除外される、又は、被験者の脈の異常の有無の判定結果の信頼度が低下される。したがって、信頼性の高い脈波形の解析結果を得ることができる。

【0008】

40

なお、この欄及び特許請求の範囲に記載した括弧内の符号は、一つの態様として後述する実施形態に記載の具体的手段との対応関係を示すものであって、本開示の技術的範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】脈波計測装置の構成を示すブロック図である。

【図2】第1実施形態に係る脈の異常判定処理の手順を示すフローチャートである。

【図3】脈波センサにより検出される脈波のタイムチャートである。

【図4】脈波形を微分した微分波形である。

【図5】算出された脈拍数と異常判定閾値とを示すタイムチャートである。

50

【図 6】被験者が腕を下から上へ動かした場合における 3 軸の加速度のタイムチャートである。

【図 7】被験者が腕を上から下へ動かした場合における 3 軸の加速度のタイムチャートである。

【図 8】体動の大きさと体動閾値とを示すタイムチャートである。

【図 9】被験者が腕を下から上へ動かした場合における脈波及び体動の大きさのタイムチャートである。

【図 10】被験者が腕を下から上へ動かした場合における脈拍数のタイムチャートである。

【図 11】第 2 実施形態に係る脈の異常判定処理の手順を示すフローチャートである。

10

【図 12】被験者が腕を上から下へ動かした場合における脈波及び体動の大きさのタイムチャートである。

【図 13】被験者が腕を上から下へ動かした場合における脈拍数のタイムチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら、発明を実施するための形態を説明する。

(第 1 実施形態)

< 1. 構成 >

まず、本実施形態に係る脈波計測装置 80 の構成について、図 1 を参照して説明する。脈波計測装置 80 は、脈波センサ 10 と、加速度センサ 20 と、制御部 30 と、操作部 41 と、表示部 42 と、通信装置 43 と、充電部 44 と、を備える。本実施形態では、脈波計測装置 80 は、被験者の手首などに装着可能な腕時計型の装置である。

20

【0011】

脈波センサ 10 は、被験者の指や手首などの体の一部から脈波信号を検出可能なセンサである。脈波信号は、脈波を表す信号、より詳細には、被験者の脈波を反映して変動する脈波変動成分を表す信号である。本実施形態では、脈波センサ 10 は、脈波計測装置 80 に内蔵されて被験者の手首に装着され、被験者の手首から脈波信号を検出する。

【0012】

脈波センサ 10 は、発光ダイオード（以下、LED）11 と、フォトトランジスタ（以下、PT）12 と、ノイズフィルタ 13 と、増幅回路 14 と、を備える。LED は、Light Emitting Diode の略であり、PT は Phototransistor の略である。

30

【0013】

LED 11 は、制御部 30 からの指示された出力強度で、被験者の例えば手首における皮膚に対して可視光の光を照射する。この光の波長は、5000 ~ 7000 である。LED 11 により照射された光の一部は、皮膚の毛細血管において反射され、反射光が生じる。PT 12 は、毛細血管内で生じた反射光を受光して電気信号として取り出し、取り出した電気信号をノイズフィルタ 13 へ出力する。取り出された電気信号は、被験者の脈波を反映して変動する脈波信号である。なお、PT 12 の代わりに、フォトダイオードを用いてもよい。

40

【0014】

ノイズフィルタ 13 は、脈波信号に含まれるノイズ（例えば、ホワイトノイズ）を除去し、ノイズを除去した脈波信号を増幅回路 14 へ出力する。増幅回路 14 は、制御部 30 から指示されたゲインで脈波信号を増幅し、増幅した脈波信号を制御部 30 へ出力する。

【0015】

加速度センサ 20 は、x 軸方向、y 軸方向及び z 軸方向の 3 方向のそれぞれについて、加速度の向き及び大きさを表す加速度信号を検出し、検出した加速度信号を制御部 30 へ出力する。本実施形態では、加速度センサ 20 は、脈波計測装置 80 に内蔵されて被験者の手首に装着され、被験者の体の加速度の向き及び大きさを検出する。

【0016】

50

操作部 4 1 は、ユーザの操作を受け、操作に対応した信号を制御部 3 0 へ出力する。ユーザの操作としては、脈波測定の開始を指示する操作などが含まれる。ユーザは、被験者自身であってもよいし、医療関係者などの被験者を補助する者であってもよい。

【 0 0 1 7 】

表示部 4 2 は、画像を表示可能なディスプレイである。通信装置 4 3 は、外部と無線通信又は有線通信を行う装置である。充電部 4 4 は、脈波計測装置 8 0 の各部分に電力を供給する。

【 0 0 1 8 】

制御部 3 0 は、CPU 3 1、ROM 3 2、RAM 3 3、メモリ及び I/O 等を備えたマイクロコンピュータを中心に構成されている。制御部 3 0 の各種機能は、CPU 3 1 が非  
10 遷移的実体的記録媒体に格納されたプログラムをロードして実行することにより実現される。本実施形態では、ROM 3 2 が非遷移的実体的記録媒体に相当する。また、CPU 3 1 がプログラムを実行することにより、本実施形態に係る脈波形解析方法が実行される。なお、制御部 3 0 を構成するマイクロコンピュータの数は 1 つでも複数でもよい。また、制御部 3 0 を構成するこれらの要素を実現する手法はソフトウェアに限るものではなく、その一部又は全部の要素を、論理回路やアナログ回路等を組み合わせたハードウェアを用いて実現してもよい。

【 0 0 1 9 】

< 2 . 処理 >

次に、制御部 3 0 が実行する被験者の脈の異常判定処理の手順について、図 2 のフロー  
20 チャートを参照して説明する。制御部 3 0 は、ユーザによりスタートスイッチが操作されたことに応じて本処理を開始する。

【 0 0 2 0 】

まず、S 1 0 では、制御部 3 0 は、脈波センサ 1 0 から脈波信号のサンプリングデータである脈波データを取得し、メモリに蓄積する。

続いて、S 2 0 では、制御部 3 0 は、S 1 0 において取得した脈波データを用いて、一  
30 拍ごとの脈拍数 HR を解析する。S 1 0 において取得した脈波データの時系列をグラフにすると、図 3 で示すような脈波形になる。この脈波形における各ピークが一拍に対応する。制御部 3 0 は、直近の一拍とその直前の一拍との間隔、すなわち直近のピークとその直前のピークとの間隔の逆数を算出する。この逆数は 1 秒間の脈拍数を表す。よって、制御部 3 0 は、この逆数に 6 0 をかけて、1 分間の脈拍数 HR を算出し、算出した脈拍数 HR をメモリに蓄積する。

【 0 0 2 1 】

あるいは、制御部 3 0 は、図 3 に示す脈波形を微分して、図 4 に示す脈波の微分波形を  
40 算出し、微分波形に基づいて、一拍ごとの脈拍数 HR を算出してもよい。図 4 において、三角印は、微分波形の負のピークを示し、丸印は、微分波形の立ち上がりのゼロクロスポイントを示す。具体的には、制御部 3 0 は、微分波形における直近の負のピークとその直前の負のピークとの間隔、すなわち直近の谷とその直前の谷との間隔の逆数を算出し、算出した逆数に 6 0 をかけて、1 分間の脈拍数 HR を算出してもよい。また、制御部 3 0 は、微分波形の立ち上がりにおける直近のゼロクロスポイントとその直前のゼロクロスポイントとの間隔の逆数を算出し、算出した逆数に 6 0 をかけて、1 分間の脈拍数 HR を算出してもよい。

【 0 0 2 2 】

脈拍数の解析方法としては、一般に、ある一定期間における脈波形から一定期間にお  
ける平均値の脈拍数を算出する方法（例えば、FFT 解析）が知られている。しかしながら、このような平均値の脈拍数は、低頻度で発生する不整脈を精度良く検出するためには適していない。すなわち、一定期間内に不整脈が発生しても、不整脈を示す脈拍数の異常値と脈拍数の正常値とが平均されることで、平均値は正常範囲内の値となり、異常を検出できなくなることがある。一方、上述したように一拍ごとに算出された脈拍数 HR は、低頻度で発生する不整脈を精度良く検出するために適している。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 3 】

続いて、S 3 0において、制御部 3 0は、脈拍数の基準値  $HR_s$  を算出する。例えば、制御部 3 0は、直近の所定期間において算出した脈拍数  $HR$  を移動平均して、基準値  $HR_s$  を算出する。その際、制御部 3 0は、それまでに算出した基準値  $HR_s$  との差分が比較的大きい脈拍数  $HR$  は除外して、基準値  $HR_s$  を算出する。

## 【 0 0 2 4 】

続いて、S 4 0では、制御部 3 0は、S 2 0において算出した脈拍数  $HR$  と、S 3 0において算出した基準値  $HR_s$  とを比較して、被験者の脈が異常か否かが判定する。例えば、図 5 に示すように、制御部 3 0は、基準値  $HR_s$  に対する脈拍数  $HR$  と基準値  $HR_s$  との差分の大きさ、つまり  $|HR - HR_s| / HR_s$  が、予め設定されている異常判定閾値  $HR_{th}$  よりも大きいか否かが判定する。図 5 において、丸は脈拍数  $HR$  を示し、破線は基準値  $HR_s$  を示す。

10

## 【 0 0 2 5 】

制御部 3 0は、 $|HR - HR_s| / HR_s$  が  $HR_{th}$  以下の場合には、S 5 0の処理へ進み、脈は正常であると判定して、S 1 0の処理へ戻る。一方、制御部 3 0は、 $|HR - HR_s| / HR_s$  が  $HR_{th}$  よりも大きい場合には、S 6 0の処理へ進む。

## 【 0 0 2 6 】

S 6 0では、図 8 に示すように、制御部 3 0は、影響期間  $t$  (秒) 遡った時点から現時点までの  $t$  秒間における体動の大きさの最大値  $M$  を取得する。脈拍数  $HR$  が変動する要因は、脈拍数  $HR$  が被験者の体動の影響を受けたこと、及び、被験者の脈に異常が生じたこと、の 2 つが考えられる。そこで、S 6 0では、制御部 3 0は、脈拍数  $HR$  の異常が、体動の影響を受けたことに伴うものか、被験者の脈に異常が生じたことに伴うものかを判別するため、体動の大きさの最大値  $M$  を取得する。

20

## 【 0 0 2 7 】

具体的には、制御部 3 0は、加速度センサ 2 0 から  $x$  軸方向、 $y$  軸方向、及び  $x$  軸方向のそれぞれの加速度信号を取得する。図 6 及び図 7 に、3 方向の加速度の時間変化の例を示す。図 6 は、被験者が腕を下から上に動かした場合における加速度の時間変化を示し、図 7 は、被験者が腕を上から下へ動かした場合における加速度の時間変化を示す。図 6 及び図 7 において、5 1 2 の値が 0 を示し、5 1 2 よりも大きい値は正の加速度、5 1 2 よりも小さい値は負の加速度を示す。また、図 6 及び図 7 において、実線、鎖線、破線は、それぞれ、 $x$  軸方向、 $y$  軸方向、 $z$  軸方向における加速度を示す。各軸の加速度は、腕を下から上へ動かした場合は、加速度は正の値から負の値に変化し、腕を上から下へ動かした場合は、加速度は負の値から正の値へ変化している。腕を動かしていないときは、重力の影響を受けた値になっている。

30

## 【 0 0 2 8 】

制御部 3 0は、加速度の大きさを、例えば、次の式 ( 1 ) を用いて算出する。式 ( 1 ) において、 $X_{t_i}$ 、 $Y_{t_i}$ 、 $Z_{t_i}$  は、時刻  $t_i$  における 3 軸の加速度を表し、 $X_{t_j}$ 、 $Y_{t_j}$ 、 $Z_{t_j}$  は、時刻  $t_j$  における 3 軸の加速度を表す。また、時刻  $t_i$  は現時点、時刻  $t_j$  は時刻  $t_i$  よりも 1 つ前のサンプル点である。また、制御部 3 0は、加速度の大きさの比から体動の向きを算出する。

40

## 【 数 1 】

$$\text{体動の大きさ} = \sqrt{(X_{t_i} - X_{t_j})^2 + (Y_{t_i} - Y_{t_j})^2 + (Z_{t_i} - Z_{t_j})^2} \quad (1)$$

## 【 0 0 2 9 】

ここで、被験者が腕を動かした場合、重力の影響等により血流の増減が発生し、血流を元に戻そうとして血管の拡張または収縮させる生体反応が起こる。この生体反応は直ちに完了するわけではなく、ある程度の時間を要するため、脈波が元の状態に戻るまでには相当の時間がかかる。したがって、体動が生じた場合、脈波は、体動が生じた瞬間だけ体動の影響を受けるのではなく、体動が生じてから所定の影響期間  $t$  が経過するまでの間、体動の影響を受ける可能性がある。

50

## 【 0 0 3 0 】

よって、制御部 30 は、図 8 に示すように、影響期間  $t$  遡った時点から現時点までの期間における、体動の大きさの最大値  $M$  を取得する。影響期間  $t$  は、予め設定されている。例えば、実験的に取得された体動と脈拍数のデータから、体動が影響する期間の最大値を取得して、影響期間  $t$  に設定してもよい。影響期間  $t$  は、1 秒以上、好ましくは 2 秒以上に設定するとよい。

## 【 0 0 3 1 】

続いて、S 70 では、制御部 30 は、S 60 において取得した最大値  $M$  と、予め設定されている体動閾値  $M_{th}$  とを比較する。例えば、実験的に取得された体動と脈拍数のデータから、脈拍数を変動させる体動の大きさの最小値を取得して、体動閾値  $M_{th}$  に設定してもよい。そして、制御部 30 は、最大値  $M$  が体動閾値  $M_{th}$  以下の場合には、体動の影響なしと判定して、S 80 の処理へ進む。S 80 では、制御部 30 は、脈拍数  $HR$  の異常は、実際に被験者の脈が乱れていることに伴う異常と判別して、被験者の脈は異常であると判定する。そして、S 10 の処理へ戻る。

10

## 【 0 0 3 2 】

一方、制御部 30 は、最大値  $M$  が体動閾値  $M_{th}$  よりも大きい場合には、脈波数  $HR$  の異常は、体動の影響による異常と判別して、被験者の脈の異常の有無を判定できないと判定する。図 9 及び図 10 は、影響期間  $t$  を 4 秒とした場合における、脈波、体動の大きさ、脈拍数の時間変化の例を示す。図 9 及び図 10 に示す例では、異常な脈拍数  $HR$  が検出された時点から 4 秒遡った時点までの期間に、体動閾値  $M_{th}$  よりも大きい体動が検出されている。よって、異常な脈拍数  $HR$  は、体動の影響による異常と判別される。この例の場合、影響期間  $t$  を設けずに、瞬間的な体動の大きさで体動の影響の有無を判別すると、異常な脈拍数  $HR$  は、体動の影響によるものではなく、実際に被験者の脈が乱れていることによるものと判別されてしまう。

20

## 【 0 0 3 3 】

なお、制御部 30 は、被験者の脈の異常の有無を判定できないと判定する代わりに、被験者の脈は異常であると判定し、その判定結果の信頼度を、S 80 における判定結果の信頼度すなわち体動の影響がない場合における判定結果の信頼度よりも低下させてもよい。そして、S 10 の処理へ戻る。

## 【 0 0 3 4 】

< 3 . 効果 >

以上説明した第 1 実施形態によれば、以下の効果が得られる。

( 1 ) 被験者の体動が取得され、被験者の脈の異常の有無の判定に対する体動の影響の有無が判定される。そして、体動の大きさが設定された体動閾値  $M_{th}$  を超えた場合に、体動の影響有りとして判定され、設定された影響期間  $t$ 、影響有りの判定が保持される。さらに、影響有りの判定がある場合には、被験者の脈の異常の有無の判定ができないと判定される、又は、被験者の脈の異常の有りの判定結果の信頼度が低下される。すなわち、体動閾値  $M_{th}$  を超える体動が発生した場合には、体動が発生した時刻だけでなく、体動が発生してから影響期間  $t$  が経過するまで、被験者の脈の異常の有無の判定ができないとされる、又は、被験者の脈の異常の有りの判定結果の信頼度が低下される。したがって、信頼性の高い脈波形の解析結果を得ることができる。

30

40

## 【 0 0 3 5 】

( 2 ) 体動閾値  $M_{th}$  を超える体動が発生しても正常な脈波を検出できることがある。よって、正常な脈拍数  $HR$  が検出された場合には、体動の影響の有無を判定しない。すなわち、脈拍数  $HR$  が異常と判定されたことを条件として、体動の影響の有無を判定する。これによって、制御部 30 の処理負荷を軽減することができる。また、正常な脈拍数  $HR$  が検出された場合には、体動の影響の有無を判定しないことによって、体動閾値  $M_{th}$  を超える体動が発生しているか否かにかかわらず、脈波形の解析結果を得ることができる。

## 【 0 0 3 6 】

( 3 ) 一拍ごとに脈拍数  $HR$  を算出することにより、頻度の低い不整脈であっても精度

50

良く検出することができる。

【 0 0 3 7 】

( 第 2 実施形態 )

< 1 . 第 1 実施形態との相違点 >

第 2 実施形態は、基本的な構成は第 1 実施形態と同様であるため、共通する構成については説明を省略し、相違点を中心に説明する。なお、第 1 実施形態と同じ符号は、同一の構成を示すものであって、先行する説明を参照する。

【 0 0 3 8 】

前述した第 1 実施形態では、予め設定された固定の影響期間  $t$  を用いた。これに対し、第 2 実施形態では、処理サイクルごとに、検出された体動に基づいて影響期間  $t$  を変化させる点で、第 1 実施形態と相違する。

10

【 0 0 3 9 】

< 2 . 処理 >

次に、制御部 30 が実行する脈拍数の異常判定処理の手順について、図 11 のフローチャートを参照して説明する。図 11 のフローチャートでは、制御部 30 は、図 2 のフローチャートに示す処理に加えて、S 40 の処理と S 60 の処理との間に、S 100 の処理と S 110 の処理を実行する。すなわち、制御部 30 は、 $|HR - HR_s| / HR_s$  が  $HR_{th}$  よりも大きい場合には、S 100 の処理へ進む。

【 0 0 4 0 】

S 100 では、制御部 30 は、3 軸の加速度の変化から被験者の体の動きを推定する。詳しくは、制御部 30 は、体動の大きさ及び / 又は向きを算出し、算出した体動の大きさ及び / 又は向きをメモリに蓄積する。

20

【 0 0 4 1 】

続いて、S 110 では、制御部 30 は、体動の種類、具体的には体動の大きさ及び向きの少なくとも一方に応じて、影響期間  $t$  を変化させて、影響期間  $t$  を決定する。例えば、過去に取得した体動の大きさ及び / 又は向きのデータと、体動の影響期間のデータとの統計から、体動の大きさ及び / 又は向きと、影響期間とのマップを作成してメモリに記憶しておく。体動の影響期間のデータは、脈拍数  $HR$  の異常の発生時刻と体動の発生時刻との差分から検出したデータである。そして、制御部 30 は、S 100 において算出した体動の大きさ及び / 又は向きと、メモリに記憶されているマップとを照合して、影響期間  $t$  を決定する。

30

【 0 0 4 2 】

あるいは、制御部 30 は、蓄積されている体動の大きさ及び / 又は向きのデータと、体動の影響期間のデータとに基づいて、S 100 において算出した体動の大きさ及び / 又は向きにおける影響期間を予測して、影響期間  $t$  を決定してもよい。

【 0 0 4 3 】

図 12 及び図 13 は、体動の大きさが比較的小さいことに応じて、影響期間  $t$  を比較的短い期間 ( 具体的には 2 秒 ) にした場合における、脈波、体動の大きさ、脈拍数の時間変化の例を示す。図 12 及び図 13 に示す例では、異常な脈拍数  $HR$  が検出された時点から 2 秒遡った時点までの期間に、体動閾値  $M_{th}$  よりも大きい体動が検出されている。

40

【 0 0 4 4 】

< 3 . 効果 >

以上説明した第 2 実施形態によれば、前述した第 1 実施形態の効果 ( 1 ) ~ ( 3 ) に加え、以下の効果が得られる。

【 0 0 4 5 】

( 4 ) 体動の向きや大きさによって、体動の影響が継続する期間が変わるため、体動の向きや大きさに応じて影響期間  $t$  を変化させることにより、より信頼性の高い脈波形の解析結果を得ることができる。

【 0 0 4 6 】

( 他の実施形態 )

50

以上、本開示を実施するための形態について説明したが、本開示は上述の実施形態に限定されることなく、種々変形して実施することができる。

【0047】

(a) 上記実施形態では、脈波形から脈拍数HRを算出し、脈拍数HRに基づいて脈の異常の有無を判定したが、本開示はこれに限定されるものではない。例えば、正常な脈波形のテンプレートをメモリに記憶しておき、取得した脈波形とテンプレートとを比較して、テンプレートに対する脈波形のずれが閾値よりも大きい場合に、脈の異常を検出してもよい。

【0048】

(b) 上記実施形態では、脈波センサ10によって脈波情報を取得したが、脈波情報を取得する手段は脈波センサ10に限定されるものではない。例えば、脈波の伝播に応じて生じる生体インピーダンスの変化によって生じる電圧変化を検出するインピーダンス式のセンサを用いて脈波情報を取得してもよい。また、被験者の血管を撮影した画像から、脈波の伝播に応じて生じる輝度の変化を検出して、脈波情報を取得してもよい。

10

【0049】

(c) 上記実施形態では、脈波センサ10と加速度センサ20の両方が、脈波計測装置80に内蔵されていたが、加速度センサ20は、脈波計測装置80に内蔵されていない外部装置であってもよい。

【0050】

(d) 上記実施形態では異常判定を制御部30のCPU31で行っているが、通信装置43を用いて外部へ脈波データを転送し、外部装置で判定をする構成であってもよい。

20

【0051】

(e) 上記実施形態における1つの構成要素が有する複数の機能を、複数の構成要素によって実現したり、1つの構成要素が有する1つの機能を、複数の構成要素によって実現したりしてもよい。また、複数の構成要素が有する複数の機能を、1つの構成要素によって実現したり、複数の構成要素によって実現される1つの機能を、1つの構成要素によって実現したりしてもよい。また、上記実施形態の構成の一部を省略してもよい。また、上記実施形態の構成の少なくとも一部を、他の上記実施形態の構成に対して付加又は置換してもよい。なお、特許請求の範囲に記載した文言のみによって特定される技術思想に含まれるあらゆる態様が本開示の実施形態である。

30

【0052】

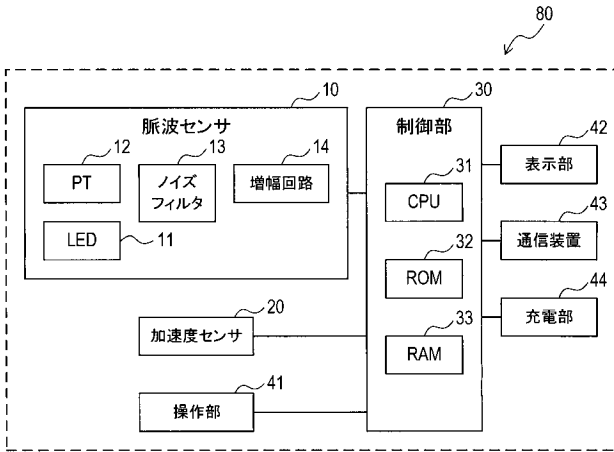
(f) 上述した脈波形解析方法、プログラムの他、このプログラムを記録した半導体メモリ等の非遷移的実態的記録媒体、脈波形解析方法を実行する脈波計測装置など、種々の形態で本開示を実現することもできる。

【符号の説明】

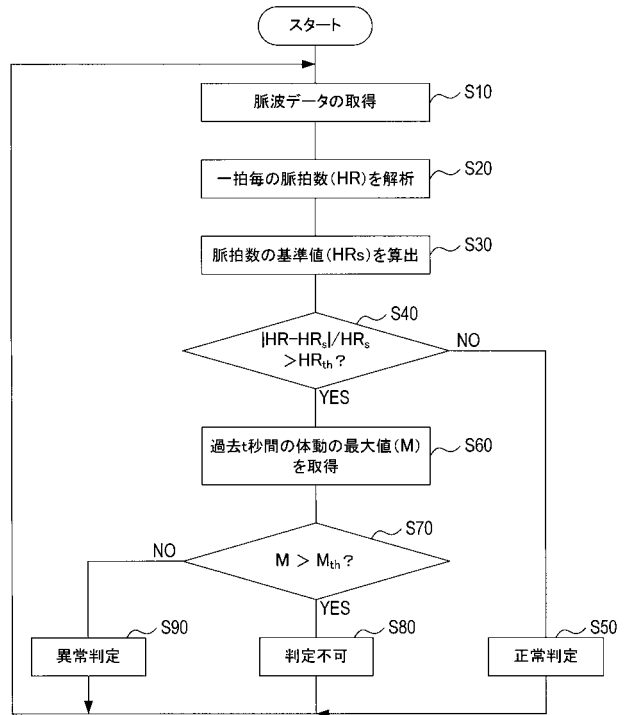
【0053】

10...脈波センサ、20...加速度センサ、30...制御部、80...脈波計測装置。

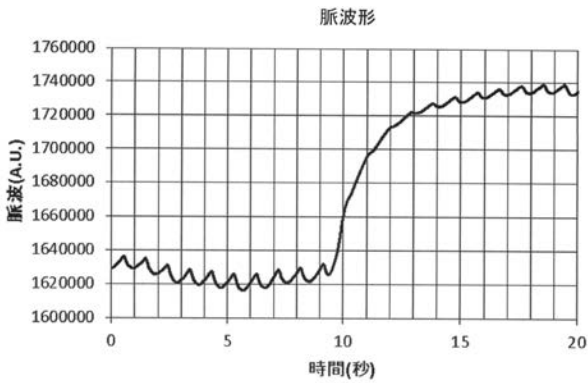
【 図 1 】



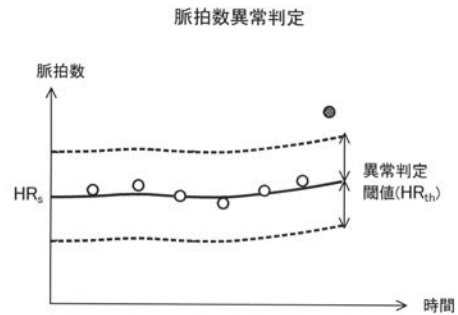
【 図 2 】



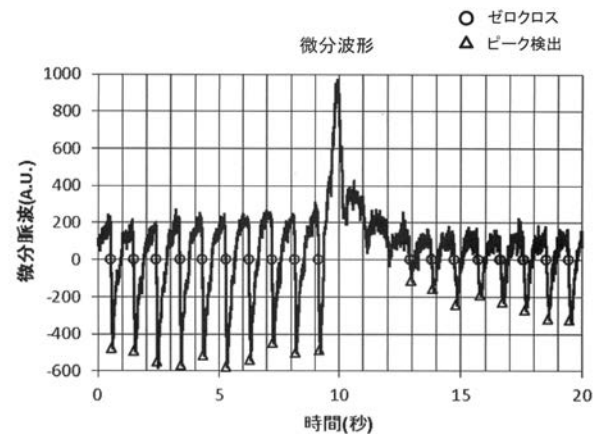
【 図 3 】



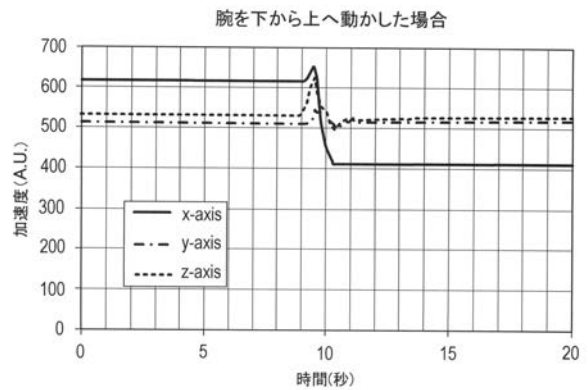
【 図 5 】



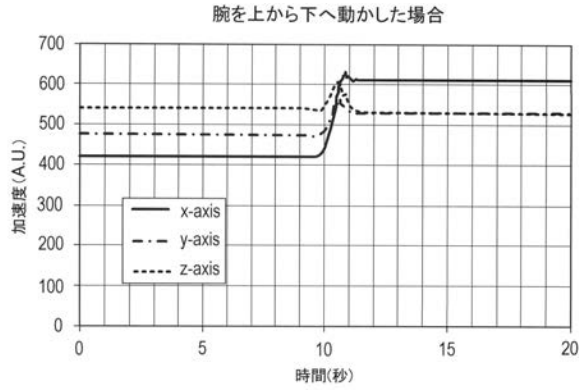
【 図 4 】



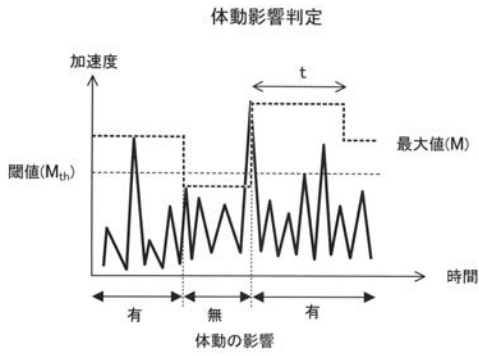
【 図 6 】



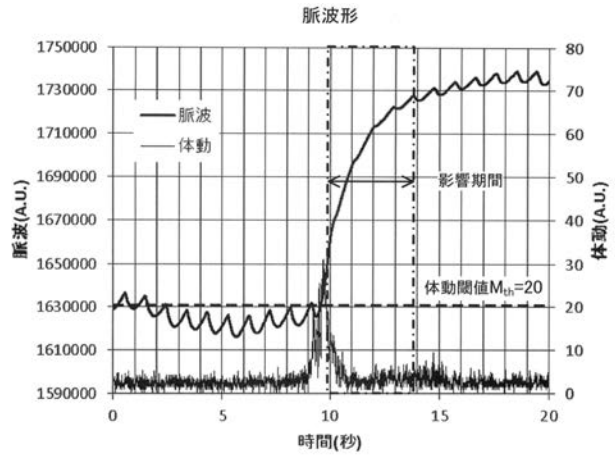
【 図 7 】



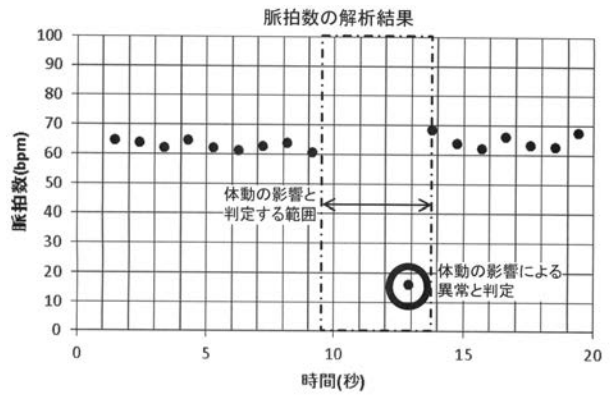
【 図 8 】



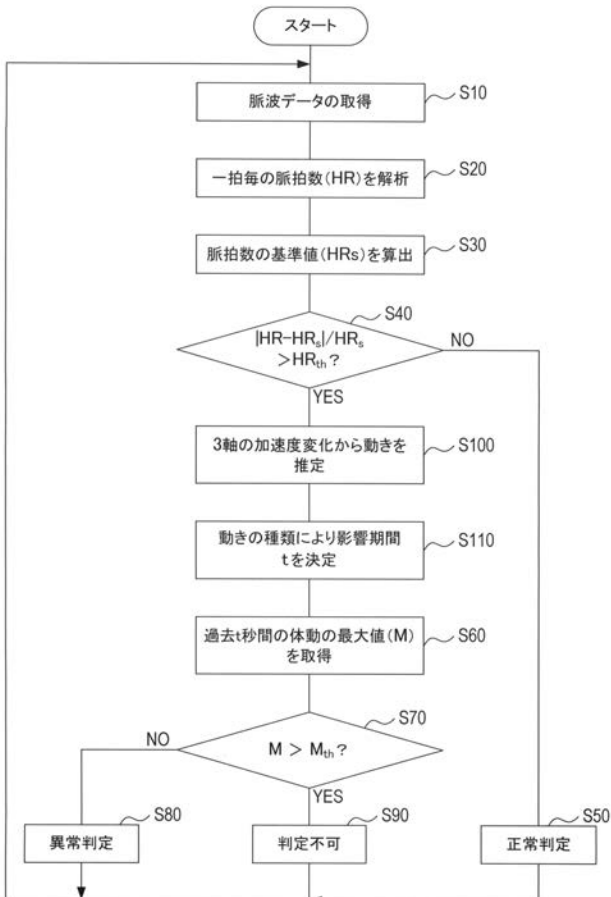
【 図 9 】



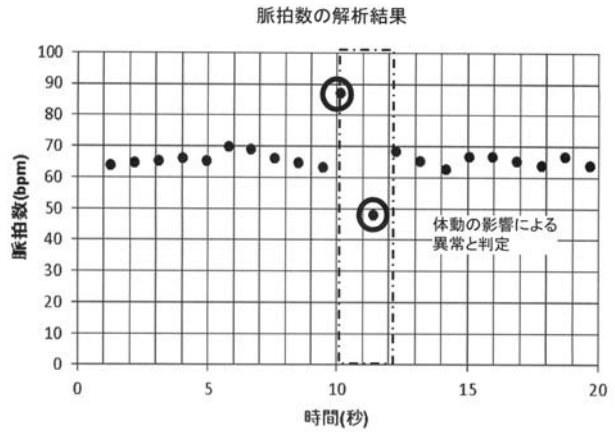
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 1 3 】

腕を上から下にさげた場合の脈波形の変化

