

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検者に関する生体情報を検出する生体情報検出部と、  
前記被検者の動作に関する体動情報を検出する体動情報検出部と、  
前記体動情報から前記被検者の活動情報を導出する活動情報導出部と、  
前記体動情報と前記生体情報との相関関係を前記活動情報に関連付けて記憶する記憶部と、

前記活動情報導出部が導出した前記活動情報に応じた前記相関関係を前記記憶部から取得し、取得した前記相関関係に基づいて前記体動情報検出部が検出した前記体動情報から推定生体情報を決定する推定部と、

10

前記生体情報の信頼性を判定する信頼性判定部と、

前記信頼性判定部の判定結果に基づいて、前記生体情報および前記推定生体情報の何れかを出力情報として決定する決定部と、を備えることを特徴とする生体情報処理装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の生体情報処理装置において、

前記活動情報導出部は、前記体動情報から得られる加速度信号の周期性に基づいて、前記被検者の前記活動情報を導出することを特徴とする生体情報処理装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の生体情報処理装置において、

前記活動情報導出部は、前記加速度信号に前記周期性があると判定した場合、前記周期性に応じた振動数に基づいて所定時間における平均歩調を算出し、前記平均歩調の値に応じて前記被検者の活動が歩行であるか、または走行であるかを判定することを特徴とする生体情報処理装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の生体情報処理装置において、

前記活動情報導出部が前記被検者の活動が歩行であると判定した場合に歩行に対応した前記相関関係を前記記憶部から取得し、前記活動情報導出部が前記被検者の活動が走行であると判定した場合に走行に対応した前記相関関係を前記記憶部から取得することを特徴とする生体情報処理装置。

**【請求項 5】**

30

請求項 2 に記載の生体情報処理装置において、

前記活動情報導出部は、前記加速度信号に前記周期性が無いと判定した場合、前記加速度信号の強度を解析し、所定強度の出現数に基づいて前記被検者の活動が脈拍上昇を伴う非周期的な運動であることを判定することを特徴とする生体情報処理装置。

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の生体情報処理装置において、

前記活動情報導出部が前記被検者の活動が前記脈拍上昇を伴う非周期的な運動であると判定した場合に、前記脈拍上昇を伴う非周期的な運動に対応した前記相関関係を前記記憶部から取得することを特徴とする生体情報処理装置。

**【請求項 7】**

40

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の生体情報処理装置において、

前記決定部は、前記生体情報が信頼性に関する所定条件を満たすと前記信頼性判定部が判定した場合、前記生体情報を前記出力情報に決定し、前記生体情報が前記所定条件を満たさないと判定した場合、前記推定生体情報を前記出力情報に決定することを特徴とする生体情報処理装置。

**【請求項 8】**

被検者の生体に関する生体情報を検出する生体情報検出工程と、

前記被検者の動作に関する体動情報を検出する体動情報検出工程と、

前記体動情報から前記被検者の活動情報を導出する活動情報導出工程と、

前記体動情報と前記生体情報との相関関係を前記活動情報に関連付けて記憶する記憶工

50

程と、

所定基準に基づき前記生体情報の信頼性を判定する信頼性判定工程と、

前記信頼性判定工程で前記生体情報が前記所定基準を満たすと判定した場合、前記生体情報を出力情報として決定し、前記生体情報が前記所定基準を満たさないと判定した場合、前記活動情報に関連付けられた前記相関関係を取得し、前記相関関係に基づいて、前記体動情報から推定生体情報を決定し、前記推定生体情報を出力情報として決定する決定工程と、を有することを特徴とする生体情報処理方法。

【請求項 9】

被検者に関する生体情報を検出する生体情報検出部と、

前記被検者の動作に関する体動情報を検出する体動情報検出部と、

前記体動情報から前記被検者の活動情報を導出する活動情報導出部と、

前記体動情報と前記生体情報との相関関係を前記活動情報に関連付けて記憶する記憶部と、

前記活動情報導出部が導出した前記活動情報に応じた前記相関関係を前記記憶部から取得し、取得した前記相関関係に基づいて前記体動情報検出部が検出した前記体動情報から推定生体情報を決定する推定部と、を有することを特徴とする生体情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報処理装置および生体情報処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、被検者の運動管理や健康管理に供する生体情報処理装置として、被検者の身体の一部に装着し、被検者の脈拍数を測定する脈拍計が知られている。脈拍計は、装置を装着した被検者の血流量の変化を脈波センサーが検知して被検者の脈拍数を算出し、算出した脈拍数を測定結果として被検者に報知するものである。脈波センサーとしては、光を利用するものや、超音波を利用するもの、あるいは赤外線を利用するものなどが知られている。

このような脈拍計では血流量の変化を検知して脈拍数を算出するため、被検者の体動による血流の乱れや外気温に加えて、被検者の体質、着衣の状態等によっても脈拍数測定の正確性が低下することがある。

【0003】

また、被検者が脈拍計を常時装着して生活する場面では、脈拍計の装着位置が変化することで、脈拍数の測定が困難になる場合がある。即ち、被検者が何らかの動作を実行することで、脈拍計の装着位置が理想的な装着位置から外れてしまい、脈拍数を正確に測定することが困難になる状況が生じ得る。

このように脈拍数を正確に測定できない問題を解決すべく、下記特許文献 1 に示すように、脈波センサーによる脈拍数の検出に加えて、被検者の体動から脈拍数を検出する装置が提案されている。この装置は、検出した体動情報から運動強度を算出し、多数の被検者のサンプルデータから予め決定した運動強度と脈拍数との関係に基づいて、算出した運動強度から脈拍数を推定する。そして、脈波センサーで脈拍数を正しく検出できない場合、推定した脈拍数を被検者に表示する。

ところで、被検者の脈拍数は、走り方や歩き方によって異なることが知られている。例えば、ピッチ走法とストライド走法とでは同一の歩調で走る場合、負荷が異なることから脈拍数に違いが生じる。また、同一の歩調で歩く場合、大腿で歩く場合と小股で歩く場合とは負荷が異なることから脈拍数に違いが生じる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2012 - 232010 号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、サンプルデータから決定した運動強度と脈拍数との関係には、被検者の動作内容が考慮されていないため、被検者の動作内容によっては運動強度から推定した脈拍数は実際の脈拍数と大きく異なることになり、運動強度から脈拍数を精度良く推定することは困難であった。

そこで本発明は、上述の課題に鑑みてなされたものであり、被検者の動作内容に応じて運動強度から脈拍数を精度良く取得することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

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。

## 【0007】

## 〔適用例1〕

本適用例にかかる生体情報処理装置は、被検者に関する生体情報を検出する生体情報検出部と、前記被検者の動作に関する体動情報を検出する体動情報検出部と、前記体動情報から前記被検者の活動情報を導出する活動情報導出部と、前記体動情報と前記生体情報との相関関係を前記活動情報に関連付けて記憶する記憶部と、前記活動情報導出部が導出した前記活動情報に応じた前記相関関係を前記記憶部から取得し、取得した前記相関関係に基づいて前記体動情報検出部が検出した前記体動情報から推定生体情報を決定する推定部と、前記生体情報の信頼性を判定する信頼性判定部と、前記信頼性判定部の判定結果に基づいて、前記生体情報および前記推定生体情報の何れかを出力情報として決定する決定部と、を備えることを特徴とする。

## 【0008】

このような構成によれば、生体情報と体動情報との相関関係は活動情報に関連付けて記憶され、体動情報から導出された被検者の活動情報に応じた相関関係に基づいて、体動情報から推定生体情報が推定される。そして、検出された生体情報の信頼性に基づいて、検出された生体情報、または推定生体情報の何れかが出力情報として決定される。従って、出力情報として決定される生体情報は、被検者の活動情報に応じた相関関係に基づいて推定されるため、精度の向上を図ることができる。

## 【0009】

## 〔適用例2〕

上記適用例にかかる生体情報処理装置において、前記活動情報導出部は、前記体動情報から得られる加速度信号の周期性に基づいて、前記被検者の前記活動情報を導出することが好ましい。

## 【0010】

このような構成によれば、被検者の活動情報を加速度信号の周期性に基づいて導出するため、周期性を有する活動と、周期性を有しない活動と、を明確に判別できる。

## 【0011】

## 〔適用例3〕

上記適用例にかかる生体情報処理装置において、前記活動情報導出部は、前記加速度信号に前記周期性があると判定した場合、前記周期性に応じた振動数に基づいて所定時間における平均歩調を算出し、前記平均歩調の値に応じて前記被検者の活動が歩行であるか、または走行であるかを判定することを特徴とする。

## 【0012】

このような構成によれば、周期性を有する活動である場合、周期性に応じた振動数に基づいて算出される平均歩調の情報から、被検者の活動が歩行であるか、または、走行であるかを判定できる。

## 【0013】

10

20

30

40

50

## [ 適用例 4 ]

上記適用例にかかる生体情報処理装置において、前記活動情報導出部が前記被験者の活動が歩行であると判定した場合に歩行に対応した前記相関関係を前記記憶部から取得し、前記活動情報導出部が前記被験者の活動が走行であると判定した場合に走行に対応した前記相関関係を前記記憶部から取得することが好ましい。

## 【 0 0 1 4 】

このような構成によれば、被検者の活動が歩行である場合、歩行に対応する相関関係を記憶部から取得し、被検者の活動が走行である場合、走行に対応する相関関係を記憶部から取得できる。

## 【 0 0 1 5 】

## [ 適用例 5 ]

上記適用例にかかる生体情報処理装置において、前記活動情報導出部は、前記加速度信号に前記周期性が無いと判定した場合、前記加速度信号の強度を解析し、所定強度の出現数に基づいて前記被検者の活動が脈拍上昇を伴う非周期的な運動であることを判定することが好ましい。

このような構成によれば、周期性を有しない活動である場合、加速度信号の強度を解析することで、被検者の活動が脈拍上昇を伴う非周期的な運動であることを判定できる。

## 【 0 0 1 6 】

## [ 適用例 6 ]

上記適用例にかかる生体情報処理装置において、前記活動情報導出部が前記被験者の活動が前記脈拍上昇を伴う非周期的な運動であると判定した場合に、前記脈拍上昇を伴う非周期的な運動に対応した前記相関関係を前記記憶部から取得することが好ましい。

## 【 0 0 1 7 】

このような構成によれば、被検者の活動が脈拍上昇を伴う非周期的な運動である場合、脈拍上昇を伴う非周期的な運動に対応する相関関係を記憶部から取得できる。

## 【 0 0 1 8 】

## [ 適用例 7 ]

上記適用例にかかる生体情報処理装置において、前記決定部は、前記生体情報が信頼性に関する所定条件を満たすと前記信頼性判定部が判定した場合、前記生体情報を前記出力情報に決定し、前記生体情報が前記所定条件を満たさないと判定した場合、前記推定生体情報を前記出力情報に決定することが好ましい。

## 【 0 0 1 9 】

このような構成によれば、生体情報の信頼性が高い場合には生体情報が出力され、生体情報の信頼性が低い場合には推定生体情報が出力されるため、出力される出力情報の信頼性向上を図ることができる。

## 【 0 0 2 0 】

## [ 適用例 8 ]

本適用例にかかる生体情報処理方法は、被検者の生体に関する生体情報を検出する生体情報検出工程と、前記被検者の動作に関する体動情報を検出する体動情報検出工程と、前記体動情報から前記被検者の活動情報を導出する活動情報導出工程と、前記体動情報と前記生体情報との相関関係を前記活動情報に関連付けて記憶する記憶工程と、所定基準に基づき前記生体情報の信頼性を判定する信頼性判定工程と、前記信頼性判定工程で前記生体情報が前記所定基準を満たすと判定した場合、前記生体情報を出力情報として決定し、前記生体情報が前記所定基準を満たさないと判定した場合、前記活動情報に関連付けられた前記相関関係を取得し、前記相関関係に基づいて、前記体動情報から推定生体情報を決定し、前記推定生体情報を出力情報として決定する決定工程と、前記決定工程で決定した前記出力情報を出力する出力工程と、を有することを特徴とする。

## 【 0 0 2 1 】

このような方法によれば、生体情報と体動情報との相関関係は活動情報に関連付けて記憶され、体動情報から導出された被検者の活動情報に応じた相関関係に基づいて、体動情

10

20

30

40

50

報から推定生体情報が推定される。そして、検出された生体情報の信頼性に基づいて、検出された生体情報、または推定生体情報の何れかが出力情報として決定される。従って、出力情報として決定される生体情報は、被検者の活動情報に応じた相関関係に基づいて推定されるため、精度の向上を図ることができる。

【 0 0 2 2 】

[ 適用例 9 ]

本適用例にかかる生体情報処理装置は、被検者に関する生体情報を検出する生体情報検出部と、前記被検者の動作に関する体動情報を検出する体動情報検出部と、前記体動情報から前記被検者の活動情報を導出する活動情報導出部と、前記体動情報と前記生体情報との相関関係を前記活動情報に関連付けて記憶する記憶部と、前記活動情報導出部が導出した前記活動情報に応じた前記相関関係を前記記憶部から取得し、取得した前記相関関係に基づいて前記体動情報検出部が検出した前記体動情報から推定生体情報を決定する推定部と、を有することを特徴とする。

10

【 0 0 2 3 】

このような構成によれば、生体情報と体動情報との相関関係は活動情報に関連付けて記憶され、体動情報から導出された被検者の活動情報に応じた相関関係に基づいて、体動情報から推定生体情報が決定される。従って、推定生体情報は、被検者の活動情報に応じた相関関係に基づいて推定されるため、精度の向上を図ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

20

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る脈拍計の正面図。

【 図 2 】 ( A ) は脈拍計の背面図を示し、( B ) は脈拍計の使用状態図を示す。

【 図 3 】 脈波センサーの動作を説明する図。

【 図 4 】 脈拍計の機能構成を示すブロック図。

【 図 5 】 脈拍推定テーブルの一例を示す図。

【 図 6 】 メイン処理の流れを示すフローチャート。

【 図 7 】 行動分析処理の流れを示すフローチャート。

【 図 8 】 信頼性判定処理の流れを示すフローチャート。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 5 】

30

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。

【 0 0 2 6 】

( 実施形態 )

【 0 0 2 7 】

以下、図面を参照して、本発明の好適な実施形態について説明する。本実施形態は、本発明の生体情報処理装置を腕時計型の脈拍計に適用した実施形態である。なお、本発明を適用可能な形態が以下説明する実施形態に限定されるわけではないことは勿論である。

【 0 0 2 8 】

1 . 外観構成

図 1 は、本実施形態における脈拍計 1 の正面図である。脈拍計 1 は、リストバンド 2 を備え、ケース 3 には、時刻や脈拍計 1 の動作状態、各種生体情報（脈拍数、運動強度等）を文字や数字、アイコン等によって表示するための液晶表示器 4 が配置されている。

40

【 0 0 2 9 】

また、ケース 3 の周部（側面）には脈拍計 1 を操作するための操作ボタン 5 が配設されている。脈拍計 1 は、例えば内蔵する二次電池を電源として動作する。ケース 3 の側面には、外部の充電器と接続されて、内蔵二次電池を充電するための充電端子 6 が配設されている。

【 0 0 3 0 】

図 2 ( A ) は脈拍計 1 の背面図であり、ケース 3 の背面から脈拍計 1 を見たときの外観図を示している。また、図 2 ( B ) は脈拍計 1 の使用状態図であり、被検者の手首 WR に

50

装着された状態の脈拍計 1 の側面図を示している。

【0031】

ケース 3 の背面には、被検者の脈波を検出して脈波信号を出力する脈波センサー 10 が配設されている。脈波センサー 10 は、被検者の手首 WR において脈波を検出する。本実施形態において、脈波センサー 10 は光電脈波センサーであり、脈波を光学的に検出するための機構を備えている。

【0032】

図 3 は、脈波センサー 10 の動作を説明する図であり、内部構造をケース 3 の側面から見たときの拡大図である。尚、図 3 における各部材は図面上で認識可能な程度の大きさとするため、各部材毎に縮尺を異ならせて図示している。

脈波センサー 10 は、ケース 3 の背面側に形成された円形底面を有する半球状の収納空間内に設置されている。そして、この収納空間内に、LED (Light Emitting Diode) などの光源 12 と、フォトランジスターなどの受光素子 13 とが内蔵されている。半球の内面は鏡面 11 であり、半球の底面側を下方とすると、受光素子 13 及び光源 12 は、それぞれ基板 14 の上面及び下面に実装されている。

【0033】

光源 12 により、利用者の手首 WR の皮膚 SK に向けて光 Le が照射されると、その照射光 Le が皮下の血管 BV に反射して半球内に反射光 Lr として戻ってくる。その反射光 Lr は、半球状の鏡面 11 においてさらに反射して、受光素子 13 に上方から入射する。

【0034】

この血管 BV からの反射光 Lr は、血液中のヘモグロビンの吸光作用により、血流の変動を反映してその強度が変動する。脈波センサー 10 は、拍動よりも早い周期で光源 12 を所定の周期で点滅させる。そして、受光素子 13 は、光源 12 の点灯機会毎に受光強度に応じた脈波信号を光電変換によって出力する。脈波センサー 10 は、例えば 128 Hz の周波数で光源 12 を点滅させる。

【0035】

また、図 2 (A) に示すように、脈拍計 1 は、被検者の体動を検出するための体動センサー 20 を内蔵している。本実施形態では、体動センサー 20 は、少なくとも加速度センサーを有して構成される。加速度センサーは、図 1 に示すように、例えば、ケース 3 のカバーガラス面の法線方向であって表示面側を正とする Z 軸、時計の 12 時に向かう方向を正とする上下方向を Y 軸、時計の 3 時に向かう方向を正とする左右方向を X 軸とする 3 軸の加速度センサーである。脈拍計 1 を装着した状態において、X 軸は、被検者の肘から手首に向かう方向と一致する。体動センサー 20 は、X 軸、Y 軸及び Z 軸の 3 軸の加速度を検出し、その結果を体動信号として出力する。

【0036】

2. 原理

脈拍計 1 は、脈波センサー 10 によって検出される脈波信号に基づいて脈拍数を測定する。脈波信号は、被検者の拍動成分信号と体動ノイズ成分信号とが重畳された信号となる。そこで、脈拍計 1 は、体動センサー 20 から出力される体動信号に基づいて、脈波信号から体動ノイズ成分信号を除去し、拍動成分信号を抽出する。そして、抽出した拍動成分信号に基づいて脈拍数を測定する。

【0037】

具体的には、例えば、FIR (Finite Impulse Response) フィルター等のデジタルフィルターを適応フィルターとして構成し、当該適応フィルターを用いて、脈波信号から体動ノイズ成分を除去する処理をデジタル信号処理として実行する。そして、抽出した拍動成分信号に対して周波数解析を行って拍動呈示スペクトルを特定し、その周波数 (或いは周期) に基づいて脈拍数を測定する。周波数解析としては、例えば高速フーリエ変換 FFT (Fast Fourier Transform) を適用することができる。

【0038】

本実施形態では、上記の方法を用いた場合に脈拍数の測定が困難になる状況を想定し、

10

20

30

40

50

体動センサー 20 による被検者の測定結果を用いて被検者の体動情報の 1 つである運動強度を演算する。そして、演算した運動強度を用いて被検者の脈拍数を推定する。

【0039】

2 - 1 . 運動強度を用いた脈拍数の推定

本実施形態では、加速度センサーを用いて被検者の加速度を体動として検出する。また、加速度センサーで検出された加速度から被検者の歩調（ピッチ）を算出することで、被検者の運動強度を演算する。ピッチの演算は、加速度センサーから出力される加速度信号に対して所定の周波数解析（例えば FFT）を行い、ピッチに相当する周波数成分を特定・抽出することで演算することができる。かかる演算方法の詳細については、例えば特開 2004 - 81745 号公報に開示されている。

次いで、予め定められたピッチと脈拍数との対応関係に基づいて、ピッチから脈拍数を推定する。本実施形態では、ピッチと脈拍数との相関関係を示すテーブルを参照し、ピッチに対応する脈拍数を推定する態様を想定する。

【0040】

2 - 2 . 体動信号に基づく行動判別

体動センサー 20 が備える加速度センサーから得られる X 軸、Y 軸及び Z 軸の 3 軸の加速度データは被検者の動きの変化を含み、参照する軸を適切に選ぶことで、類似行動の判別が可能になる。従って、3 軸の中から所定期間ごとに最も大きな動きの変化を含む軸を主要軸に決定し、主要軸の加速度データや、算出されたピッチを分析することで、被検者の行動パターンを判別できる。

【0041】

2 - 3 . 行動と脈拍数との関連

被検者の行動パターンは種々想定でき、行動パターン毎に運動の強度が異なる。従って、ピッチと脈拍数との相関関係を行動パターン毎に規定することで、脈拍数を精度良く推定できる。

【0042】

3 . 機能構成

図 4 は、脈拍計 1 の機能構成の一例を示すブロック図である。脈拍計 1 は、脈波センサー 10、体動センサー 20、脈波信号増幅回路部 30、脈波形整形回路部 40、体動信号増幅回路部 50、体動波形整形回路部 60、A / D (Analog / Digital) 変換部 70、処理部 100、操作部 200、表示部 300、報知部 400、通信部 500、時計部 600 および記憶部 700 を備える。

【0043】

脈波センサー 10 は、脈拍計 1 が装着された被検者の脈波を計測するセンサーであり、例えば光電脈波センサーを有して構成される。脈波センサー 10 は、身体組織への血流の流入によって生じる容積変化を脈波信号として検出し、脈波信号増幅回路部 30 に出力する。

【0044】

脈波信号増幅回路部 30 は、脈波センサー 10 から入力した脈波信号を所定のゲインで増幅する増幅回路である。脈波信号増幅回路部 30 は、増幅した脈波信号を脈波形整形回路部 40 及び A / D 変換部 70 に出力する。

【0045】

脈波形整形回路部 40 は、脈波信号増幅回路部 30 によって増幅された脈波信号を整形する回路部であり、高周波のノイズ成分を除去する回路やクリッピング回路等を有して構成される。処理部 100 は、脈波形整形回路部 40 によって整形された脈波形に基づいて、脈波の検出有無を判定する。

【0046】

体動センサー 20 は、脈拍計 1 が装着された被検者の動きを捉えるためのセンサーであり、本実施形態では、X 軸方向、Y 軸方向および Z 軸方向毎に加速度を検出する加速度センサーを有している。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 4 7 】

体動信号増幅回路部 5 0 は、体動センサー 2 0 から入力した体動信号を所定のゲインで増幅する増幅回路である。体動信号増幅回路部 5 0 は、増幅した体動信号を体動波形整形回路部 6 0 及び A / D 変換部 7 0 に出力する。

## 【 0 0 4 8 】

体動波形整形回路部 6 0 は、体動信号増幅回路部 5 0 によって増幅された体動信号を整形する回路部であり、高周波のノイズ成分を除去する回路や、重力加速度成分とそれ以外の成分とを判定する回路、クリッピング回路等を有して構成される。処理部 1 0 0 は、体動波形整形回路部 6 0 によって整形された体動波形に基づいて、体動の検出有無を判定する。

10

## 【 0 0 4 9 】

A / D 変換部 7 0 は、脈波信号増幅回路部 3 0 によって増幅されたアナログ形式の脈波信号と、体動信号増幅回路部 5 0 によって増幅されたアナログ形式の体動信号とを、それぞれ所定のサンプリング時間間隔でサンプリング及び数値化して、デジタル信号に変換する。A / D 変換部 7 0 は、変換したデジタル信号を処理部 1 0 0 に出力する。

## 【 0 0 5 0 】

処理部 1 0 0 は、記憶部 7 0 0 に記憶されているシステムプログラム等の各種プログラムに従って脈拍計 1 の各部を統括的に制御する機能を有し、C P U (Central Processing Unit) 等のプロセッサを具備する。処理部 1 0 0 は、記憶部 7 0 0 に記憶されたメインプログラム 7 1 0 に従ってメイン処理を行い、脈拍計 1 が装着された被検者の脈拍数を測定 / 推定して表示部 3 0 0 に表示させる制御を行う。

20

## 【 0 0 5 1 】

処理部 1 0 0 は、主要な機能部として、脈拍数測定部 1 1 0、行動分析部 1 1 5、ピッチ演算部 1 2 0、脈拍数推定部 1 3 0、表示制御部 1 4 0、信号状態取得部 1 5 5 および信頼性判定部 1 6 0 を有する。

## 【 0 0 5 2 】

脈拍数測定部 1 1 0 は、A / D 変換部 7 0 から入力した体動信号（体動データ）を用いて、脈波センサー 1 0 が検出した脈波信号（脈波データ）から体動ノイズ成分を除去し、抽出した拍動成分（拍動データ）を用いて生体情報の 1 つである脈拍数を算出する。算出した脈拍数は記憶部 7 0 0 に測定脈拍数 7 5 0 として記憶する。尚、脈拍数測定部 1 1 0 は、生体情報としての脈拍数を検出する生体情報検出部に相当する。

30

## 【 0 0 5 3 】

行動分析部 1 1 5 は、A / D 変換部 7 0 から入力した体動信号を解析することにより、体動の加速度を示す加速度データを体動信号から抽出し、抽出した加速度データや、ピッチ演算部 1 2 0 が算出するピッチに基づいて、被検者の行動（活動情報）を分析する。本実施形態では、行動分析部 1 1 5 は、分析した結果に基づいて被検者の行動として、「歩き」、「走り」、「体操」および「その他」の何れかを判定する。ここで、「体操」は脈拍上昇を伴う非周期的な運動を示し、「その他」は脈拍上昇を伴わない動作を示す。尚、行動分析部 1 1 5 は活動情報導出部に相当する。

ピッチ演算部 1 2 0 は、A / D 変換部 7 0 から入力した体動信号を用いて被検者の体動情報の 1 つであるピッチを演算する。尚、ピッチ演算部 1 2 0 は被検者の動作に関する体動情報を検出する体動情報検出部に相当する。尚、体動情報検出部が検出する対象はピッチには限定されず、他のパラメータを抽出する態様も想定できる。

40

## 【 0 0 5 4 】

脈拍数推定部 1 3 0 は、ピッチ演算部 1 2 0 によって演算されたピッチを用いて脈拍数（推定生体情報）を推定する。本実施形態では、脈拍数推定部 1 3 0 は、被検者の行動に応じた行動別脈拍推定テーブル 7 8 0 を参照し、ピッチ演算部 1 2 0 で算出されたピッチに対応する脈拍数を取得する。このようにして取得された脈拍数は記憶部 7 0 0 に推定脈拍数 7 5 5 として記憶される。尚、脈拍数推定部 1 3 0 は推定部に相当する。

本実施形態では、行動別脈拍推定テーブル 7 8 0 は、ピッチから脈拍数を推定するため

50

の数値データが被検者の行動と関連付けて記憶部 700 に記憶され、脈拍数推定部 130 は被検者の行動に応じた行動別脈拍推定テーブル 780 を記憶部 700 から取得する。図 5 は、歩行時、走行時および体操時の脈拍推定テーブルの一例を示す。

#### 【0055】

歩行時および走行時の場合、行動別脈拍推定テーブル 780 にはピッチと脈拍数の関係が記載されている。また、1 分程度の一定時間の平均ピッチとして、歩行時のピッチは 90 回 / 分以上で 140 回 / 分未満を想定し、走行時のピッチは 140 回 / 分以上を想定している。また、歩行時のピッチ幅は 6 回 / 分とし、走行時のピッチ幅は 3 回 / 分とすることで、歩行時のピッチ幅は走行時のピッチ幅よりも大きく設定している。

また、体操時の場合、行動別脈拍推定テーブル 780 には、十数秒分の体動信号から算出した加速度データの差分を順次累積して得られる加速度強さと、脈拍数の関係とが記載されている。本実施形態では、加速度強さが 800 以上 24000 以下の範囲を 8 分割し、それぞれの範囲に対応する脈拍数が記載されている。

#### 【0056】

図 4 に戻り、脈拍数推定部 130 は、行動分析部 115 が判定した行動に対応する行動別脈拍推定テーブル 780 を参照して、着目するピッチや加速度の強さに対応する脈拍数を取得し、取得した脈拍数を推定脈拍数 755 とする。

#### 【0057】

また、脈拍数推定部 130 は、行動分析部 115 が判定した行動が何れの場合であっても、ピッチから推定した脈拍数をターゲット脈拍数とし、時間経過に応じてターゲット脈拍数に漸次近づく過渡状態での脈拍数の推定を行う態様も想定できる。尚、過渡状態とは、ある状態から別の状態に遷移する途中段階の状態であり、本実施形態では、脈拍計 1 を装着した被検者が運動する状況を想定し、運動開始 運動中、および運動中 運動終了、の 2 通りの状態遷移を過渡状態として考えることができる。

運動開始 運動中においては、被検者が運動を開始すると、ピッチは急激に立ち上がる。それに伴い、脈拍数は比較的速やかに増加し、運動時の最大脈拍数に収束するように変化する。また、運動中 運動終了においては、被検者が運動を終了すると、ピッチは急激に低下する。それに伴い、脈拍数は緩やかに低下する。具体的には、運動を終了しても脈拍数は直ぐには下がらず、一定時間経過後に急激に低下し始める。その後、再び脈拍数の低下速度が鈍化し、最終的に安静時脈拍数よりもやや高い値に収束する。

#### 【0058】

このように、運動開始 運動中の状態と運動中 運動終了の状態とでは、脈拍数の時間変化の傾向が異なることがわかる。そこで、2 つの場合をそれぞれ想定し、時刻の経過に応じて脈拍数およびピッチが遷移する脈拍数推定モデルを定義し、状態に応じたモデルを選択して過渡状態における脈拍数を推定できる。

尚、過渡状態における脈拍数の詳細な推定方法は、例えば、特開 2012 - 232010 号公報に開示されている。

#### 【0059】

表示制御部 140 は、信頼性判定部 160 の判定結果に基づいて脈拍数の測定 / 推定結果を表示部 300 に表示制御する。即ち、信頼性判定部 160 が脈拍数測定部 110 の測定結果に対して信頼性が高いと判定した場合は、出力情報である測定脈拍数 750 を記憶部 700 から取得し、表示部 300 に被検者の脈拍数として表示させる。一方、信頼性判定部 160 が脈拍数測定部 110 の測定結果に対して信頼性が低いと判定した場合は、出力情報である推定脈拍数 755 を記憶部 700 から取得し、表示部 300 に被検者の脈拍数として表示させる。尚、表示制御部 140 は、測定脈拍数 750 または推定脈拍数 755 の何れを表示させるかを決定する決定部に相当する。

#### 【0060】

信号状態取得部 155 は、脈波信号に対して周波数解析を行った結果に基づき、検出した脈波信号と、これらの信号に含まれるノイズ成分の含有関係を示すノイズ含有情報を取得する。本実施形態では、ノイズ含有情報として、脈波信号に含まれるノイズの比率 (S

10

20

30

40

50

/N)を示すSN値770を採用する態様を想定するが、これには限定されず、例えば、脈波信号を高速フーリエ変換FFTした場合における脈波信号とノイズとの比率(MN比)を採用し、MN比の連続性や予測値との変動性に基づいて信頼性の高低を判定する態様も想定できる。信号状態取得部155が取得したSN値770は記憶部700に記憶され、信頼性判定部160に参照される。

#### 【0061】

SN値は $P_{max}/N$ (但し、 $P_{max}$ は基線スペクトル $P_{max}$ の大きさを示し、 $N$ は基線スペクトル $N$ の大きさを示す。)で定義される。SN値770の検出方法は、例えば、各信号に対して高速フーリエ変換FFTを行うことで得られる基線スペクトルにおいて、最大の基線スペクトル $P_{max}$ から数えて10番目の大きさをもつ基線スペクトル $N$ をノイズ成分の基線スペクトルの代表とする。10番目の大きさをもつ基線スペクトル $N$ をノイズ成分の基線スペクトルの代表としているのは、これまでの実験よりその10番目の基線スペクトルがノイズである確率が高いからである。また、SN値770は、最大の基線スペクトル $P_{max}$ の大きさと基線スペクトル $N$ の大きさとの比率の値を採用する。

#### 【0062】

尚、上述の例では、最大の基線スペクトル $P_{max}$ から数えて10番目の大きさをもつ基線スペクトル $N$ をノイズ成分の基線スペクトルの代表としたが、本発明はこれに限定されるものではなく、他の基線スペクトル、例えば7番目の基線スペクトルをノイズ成分の代表としてもよい。

信頼性判定部160は、所定基準として信号状態取得部155が取得したSN値770に基づいて、測定脈拍数750に対する信頼性の高低を判定する。即ち、信頼性判定部160は、測定脈拍数750が想定する範囲内に入っているか否かの判定や、信号状態取得部155で取得したSN値770が所定基準を超えるか否かの判定に基づいて、測定脈拍数750の信頼性が「高い」か「低い」かの判定を行う。つまり、測定脈拍数750が信頼性に関する所定条件を満たすか否かを判定する。本実施形態では、この判定結果に基づいて、被検者の脈拍数として表示部300に表示する脈拍数を決定する。

#### 【0063】

尚、本実施形態では、SN値770の判定基準は、所定基準として「0.5」を採用するが、この値に限定されるものではない。

また、信頼性判定部160による判定は、記載した組み合わせに限定されるものではなく、MN比の判定も含めて種々の判定を組み合わせた態様が想定できる。

#### 【0064】

操作部200は、ボタンスイッチ等を有して構成される入力装置であり、押下されたボタンの信号を処理部100に出力する。この操作部200の操作により、脈拍の測定指示等の各種指示入力となされる。操作部200は、図1の操作ボタン5に相当する。

#### 【0065】

表示部300は、出力部の1つとしてLCD(Liquid Crystal Display)等を有して構成され、処理部100から入力される表示信号に基づく各種表示を行う表示装置である。表示部300には、各種の生体情報(脈拍数や運動強度等)が表示される。表示部300は、図1の液晶表示器4に相当する。

#### 【0066】

報知部400は、スピーカーや圧電振動子等を有して構成され、処理部100から入力される報知信号に基づく各種報知を行う報知装置である。例えば、アラーム音をスピーカーから出力させたり、圧電振動子を振動させたりすることで、被検者への各種報知を行う。

#### 【0067】

通信部500は、処理部100の制御に従って、装置内部で利用される情報をパソコン(PC(Personal Computer))等の外部の情報処理装置との間で送受するための通信装置である。この通信部500の通信方式としては、所定の通信規格に準拠したケーブルを介して有線接続する形式や、クレイドルと呼ばれる充電器と兼用の中間装置を介して接続

10

20

30

40

50

する形式、近距離無線通信を利用して無線接続する形式等、種々の方式を適用可能である。

尚、報知部 400 や通信部 500 を出力部として、各種の生体情報を音声で出力する態様や、情報処理装置に対して送信する態様も想定できる。

#### 【0068】

時計部 600 は、水晶振動子及び発振回路でなる水晶発振器等を有して構成され、脈拍計 1 の時刻を計時する計時装置である。時計部 600 の計時時刻は、処理部 100 に随時出力される。

#### 【0069】

記憶部 700 は、ROM (Read Only Memory) やフラッシュ ROM、RAM (Random Access Memory) 等の記憶装置によって構成され、脈拍計 1 のシステムプログラムや、脈拍数測定 / 推定機能、運動強度測定機能といった各種機能を実現するための各種プログラム、データ等を記憶している。また、各種処理の処理中データ、処理結果などを一時的に記憶するワークエリアを有する。

#### 【0070】

##### 4. 機能構成

図 4 に示すように、記憶部 700 には、メイン処理 (図 6) として実行されるメインプログラム 710 が記憶されている。メインプログラム 710 は、行動分析部 115 において行動を分析するための行動分析プログラム 720、および測定脈拍数 750 において信頼性を判定するための信頼性判定プログラム 730 をサブルーチンとして含む。

#### 【0071】

また、記憶部 700 には、測定脈拍数 750、推定脈拍数 755、SN 値 770 および行動別脈拍推定テーブル 780 がデータとして記憶される。

#### 【0072】

##### 5. 処理の流れ

図 6 は、記憶部 700 に記憶されているメインプログラム 710 が処理部 100 によって読み出されることで、脈拍計 1 において実行されるメイン処理 (生体情報処理方法) の流れを示すフローチャートである。

#### 【0073】

最初に、処理部 100 は初期設定を行う (ステップ S800)。具体的には、メイン処理で用いる各種の演算パラメータや、記憶部 700 に記憶される測定脈拍数 750、推定脈拍数 755 および SN 値 770 等の値を初期化する。

#### 【0074】

次いで、処理部 100 は、脈波センサー 10 及び体動センサー 20 の検出結果を取得する (ステップ S802)。

次いで、処理部 100 は、記憶部 700 に記憶されている行動分析プログラム 720 に従って、被検者の行動分析処理を行う (ステップ S830)。

#### 【0075】

図 7 は、行動分析処理 (活動情報導出工程) の流れを示すフローチャートである。

最初に、行動分析部 115 は、体動信号を解析して体動の加速度を示す加速度データを抽出し、加速度データの周期性の有無を判定する (ステップ S832)。

本実施形態では、加速度データの周期性の判定は、所定時間に渡る加速度データに対して高速フーリエ変換 (FFT) 処理を行い、加速度データの FFT 処理の結果から周波数成分を取り出す。ここで、周波数成分の中から体動信号として有効な周波数成分が抽出されれば、加速度の周期性が現れており、周期性は有ると判定する。他方で、体動信号として有効な周波数成分が抽出されなければ周期性は無いと判定する。

判定の結果、加速度データの周期性があると判定された場合 (ステップ S834 で Yes)、行動分析部 115 はピッチの大きさを取得する (ステップ S836)。本実施形態では、体動信号として有効な周波数成分の周波数に基づいて加速度の周期を算出し、周期に応じた振動数より 1 分当たりの歩数 (平均歩調) としてピッチを算出する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 6 】

次いで、行動分析部 1 1 5 は、算出したピッチと所定の基準値とを比較し（ステップ S 8 3 8）、算出したピッチが所定の基準値よりも大きい場合（Y e s）、行動分析部 1 1 5 は被験者の行動が「走り（ランニング）」であると判定し（ステップ S 8 4 0）、行動分析処理を終了する。

他方で、算出したピッチが所定の基準値よりも大きくない場合（ステップ S 8 3 8 で N o）、行動分析部 1 1 5 は被験者の行動が「歩き（ウォーキング）」であると判定し（ステップ S 8 4 2）、行動分析処理を終了する。

また、ステップ S 8 3 2 における周期性有無の判定の結果、加速度データの周期性がないと判定された場合（ステップ S 8 3 4 で N o）、行動分析部 1 1 5 は加速度データに対してパワースペクトル解析を行う（ステップ S 8 4 4）。

本実施形態では、加速度データに対して F F T 処理を行い取得した周波数成分毎に、その周波数成分が有するパワーを算出し、パワースペクトルを生成する。尚、パワースペクトルは、加速度データが持つエネルギー（パワー）の総和に対する周波数帯毎の信号強度（スペクトル値）を表している。

## 【 0 0 7 7 】

次いで、行動分析部 1 1 5 は、生成したパワースペクトルにおいて、所定強度、即ち、パワーの最大値の所定の割合以内に収まる周波数成分の出現数が基準数よりも多いか、否かを判定し（ステップ S 8 4 6）、出現数が基準数以下の場合（ステップ S 8 4 6 で N o）、行動分析部 1 1 5 は被験者の行動が「体操」であると判定し（ステップ S 8 4 8）、行動分析処理を終了する。

他方で、出現数が基準数よりも多い場合（ステップ S 8 4 6 で Y e s）、行動分析部 1 1 5 は被験者の行動を「その他」とであると判定し（ステップ S 8 5 0）、行動分析処理を終了する。

尚、本実施形態では、行動パターンとして、「歩き」、「走り」、「体操」を識別し、これら以外を「その他」に分類したが、この分類には限定されない。例えば、パワースペクトルのノイズ成分量に基づいて、脈拍上昇を伴う非周期的な運動である「自転車」を更に識別する態様も想定できる。

図 6 に戻り、処理部 1 0 0 は、行動分析処理の結果を取得し、被検者の行動が「走り」または「歩き」とであると判定された場合（ステップ S 8 0 4 で Y e s）、体動センサー 2 0 の出力信号からピッチを算出する（ステップ S 8 1 0）＜体動情報検出工程＞。

次いで、処理部 1 0 0 は、図 5 に示した「歩き」および「走り」の何れかに対応する行動別脈拍推定テーブル 7 8 0 を参照し、ピッチから推定脈拍数 7 5 5 を推定し（ステップ S 8 1 2）、ステップ S 8 1 6 に進む。

## 【 0 0 7 8 】

他方で、被検者の行動が「走り」および「歩き」の何れでも無く（ステップ S 8 0 4 で N o）、「体操」とであると判定された場合（ステップ S 8 0 6 で Y e s）、処理部 1 0 0 は、図 5 に示した「体操」に対応する行動別脈拍推定テーブル 7 8 0 を参照し、加速度の強さに基づいて推定脈拍数 7 5 5 を推定し（ステップ S 8 0 8）、ステップ S 8 1 6 に進む。

また、被検者の行動が「その他」とであると判定された場合（ステップ S 8 0 6 で N o）、前回の測定処理で被検者の脈拍数として表示した値（前回値）を推定脈拍数 7 5 5 とし（ステップ S 8 1 4）、ステップ S 8 1 6 に進む。尚、図示は略すが、「その他」に対応する行動別脈拍推定テーブル 7 8 0 を作成しておき、「その他」に対応する推定脈拍数 7 5 5 を推定する態様も想定できる。

## 【 0 0 7 9 】

ステップ S 8 1 6 では、処理部 1 0 0 は、脈波センサー 1 0 の脈波信号の検出結果及び体動センサー 2 0 の検出結果を用いて被検者の脈拍数を測定する脈拍数測定処理を開始し、測定結果から脈拍数を算出し＜生体情報検出工程＞、算出した脈拍数を測定脈拍数 7 5 0 として記憶部 7 0 0 に記憶させる。

次いで、処理部 100 は、測定脈拍数 750 に対する信頼性判定処理を行う（ステップ S860）。

図 8 は、信頼性判定処理（信頼性判定工程）の流れを示すフローチャートである。

最初に、信頼性判定部 160 は、所定の範囲内に測定脈拍数 750 が収まるか、否かを判定する（ステップ S862）。尚、所定の範囲は、想定される脈拍数の範囲を示し、予め設定された範囲である。ここで、信頼性判定部 160 は、測定脈拍数 750 が所定の範囲内に収まると判定した場合（ステップ S862 で Yes）、脈波信号の SN 値 770 を取得する（ステップ S864）。

#### 【0080】

信頼性判定部 160 は、SN 値 770 が所定の基準を満足するか、否かを判定し（ステップ S866）、SN 値 770 が所定の基準を満足すると判定した場合（ステップ S866 で Yes）、信頼性判定部 160 は測定脈拍数 750 の信頼性が「高い」と判定し（ステップ S868）、信頼性判定処理を終了する。

また、ステップ S862 において測定脈拍数 750 が所定の範囲内に収まらなると判定した場合（No）、または、ステップ S866 において SN 値 770 が所定の基準を満足しないと判定した場合（No）、信頼性判定部 160 は測定脈拍数 750 の信頼性が「低い」と判定し（ステップ S870）、信頼性判定処理を終了する。

図 6 に戻り、処理部 100 は、信頼性判定部 160 において測定脈拍数 750 の信頼性が「高い」と評価したか、否かを判定する（ステップ S818）＜決定工程＞。

ここで、信頼性判定部 160 において測定脈拍数 750 の信頼性が「高い」と評価された場合（ステップ S818 で Yes）、処理部 100 は、被検者の脈拍数として測定脈拍数 750 を記憶部 700 から取得して表示部 300 に表示し（ステップ S820）＜出力工程＞、ステップ S824 に進む。

#### 【0081】

他方で、測定脈拍数 750 の信頼性が「低い」と評価した場合（ステップ S818 で No）、処理部 100 は、被検者の脈拍数として推定脈拍数 755 を記憶部 700 から取得して表示部 300 に表示し（ステップ S822）、ステップ S824 に進む。

ステップ S824 では、処理部 100 は、表示部 300 に表示した脈拍数を前回値として保持する。次いで、処理部 100 は、メイン処理を終了するか、否かを判定し（ステップ S826）。メイン処理を終了しない場合（ステップ S826 で No）、ステップ S802 に戻る。

他方で、メイン処理を終了する場合（ステップ S826 で Yes）、メイン処理を終了する。

#### 【0082】

以上述べた実施形態によれば、以下のような効果を奏する。

（１）脈拍数の推定に使用する行動別脈拍推定テーブル 780 は行動別に作成され、行動分析部 115 が被検者の行動を分析し、適用する行動別脈拍推定テーブル 780 が決定される。従って、被検者の行動に応じた行動別脈拍推定テーブル 780 を参照して推定脈拍数 755 が推定されるため、推定脈拍数 755 の推定精度を向上させることができる。

（２）信頼性判定部 160 は、脈波センサー 10 が検出した脈波信号に基づいて算出した測定脈拍数 750 の信頼性を判定し、信頼性が高いと判定した場合には、測定脈拍数 750 が被検者の脈拍数として表示され、信頼性が低いと判定した場合には、推定脈拍数 755 が被検者の脈拍数として表示される。従って、何らかの理由により測定脈拍数 750 が正しく測定されなかった場合でも、推定脈拍数 755 が表示されるため、脈拍計 1 の利便性および信頼性を向上させることができる。

#### 【0083】

本発明の実施形態について、図面を参照して説明したが、具体的な構成は、この実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

例えば、行動別脈拍推定テーブル 780 からピッチに対応する脈拍数を推定する態様に限定されるものではなく、行動別脈拍推定テーブル 780 には行動毎のピッチと脈拍数の

10

20

30

40

50

データが記憶され、これらのデータからピッチと脈拍数の相関関係を示す脈拍推定式である次式（１）の近似式を算出し、算出した近似式に基づいて脈拍数を推定する態様も想定できる。

【００８４】

【数１】

$$HR(p) = A \cdot p^2 + B \cdot p + C \quad \cdots (1)$$

【００８５】

但し、“ $p$ ”はピッチであり、“ $HR(p)$ ”はピッチ“ $p$ ”から推定される脈拍数である。また、“ $A$ ”、“ $B$ ”、“ $C$ ”は、それぞれ近似式の２次、１次、０次の係数である。

10

この場合、脈拍数推定部１３０は、行動別脈拍推定テーブル７８０に保持されている被検者毎のデータに対して２次曲線のフィッティングを行うことで、式（１）における係数“ $A \sim C$ ”の値を算出し、係数“ $A \sim C$ ”が決定した式（１）にピッチ演算部１２０が算出したピッチを適用して脈拍数を算出し、算出した脈拍数を推定脈拍数７５５とする態様も想定できる。

また、ユーザーは、表示部３００に表示される運動メニューの中から適するものを選択し、選択した運動メニューに対応する行動別脈拍推定テーブル７８０が脈拍推定に使用されても良い。

20

また、推定脈拍数７５５から消費したカロリーを算出し、算出したカロリーに関する情報を表示部３００に表示しても良い。

また、生体情報処理装置として腕時計型の脈拍計１を想定したが、指先に装着して脈拍を測定する指装着型の脈拍計に適用しても良い。また、脈波信号の検出方法は光を用いた検出方法には限定されず、超音波や赤外線を用いた検出方法でもよい。

【００８６】

また、体動センサー２０は加速度センサーを含む態様には限定されず、速度センサーのような他のセンサーにより体動を検出する態様も想定できる。また、体動センサー２０は加速度センサーおよび速度センサーの両方を有し、２つのセンサーから出力される信号に基づいて被検者の体動を検出しても良い。

30

また、以上のような手法を実施する装置は、単独の装置によって実現される場合もあれば、複数の装置を組み合わせることによって実現される場合もあり、各種の態様を含むものである。

各実施形態における各構成及びそれらの組み合わせは一例であり、本発明の趣旨から逸脱しない範囲内で、構成の付加、省略、置換およびその他の変更が可能である。また、本発明は実施形態では限定されるものではなく、クレームの範囲によってのみ限定される。

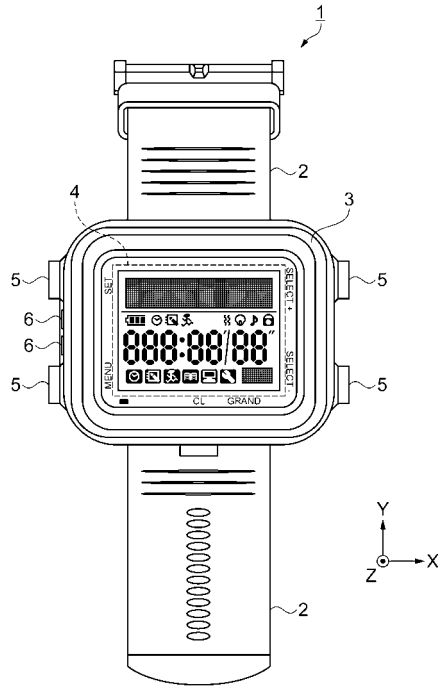
【符号の説明】

【００８７】

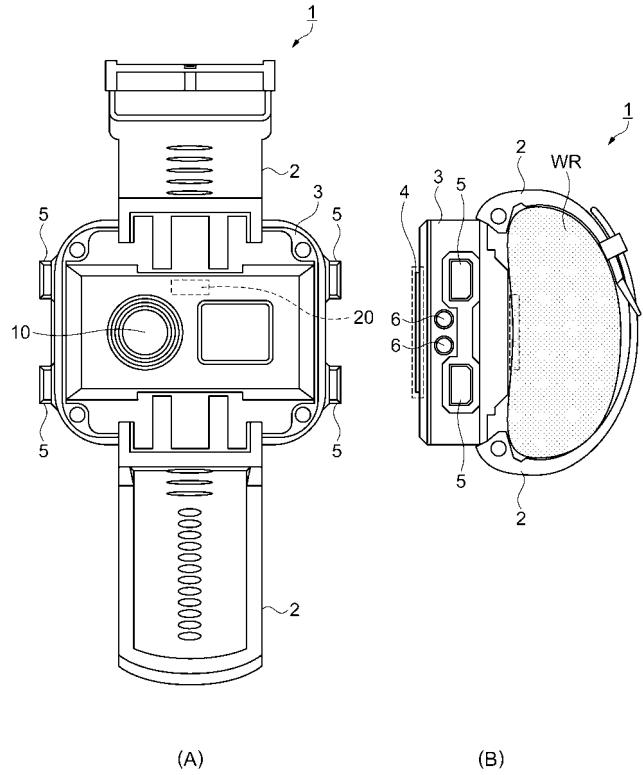
１…脈拍計、２…リストバンド、３…ケース、４…液晶表示器、５…操作ボタン、６…充電端子、１０…脈波センサー、１１…鏡面、１２…光源、１３…受光素子、１４…基板、２０…体動センサー、３０…脈波信号増幅回路部、４０…脈波形整形回路部、５０…体動信号増幅回路部、６０…体動波形整形回路部、７０…Ａ／Ｄ変換部、１００…処理部、１１０…脈拍数測定部、１１５…行動分析部、１２０…ピッチ演算部、１３０…脈拍数推定部、１４０…表示制御部、１５５…信号状態取得部、１６０…信頼性判定部、２００…操作部、３００…表示部、４００…報知部、５００…通信部、６００…時計部、７００…記憶部、７１０…メインプログラム、７２０…行動分析プログラム、７３０…信頼性判定プログラム、７５０…測定脈拍数、７５５…推定脈拍数、７７０…ＳＮ値、７８０…行動別脈拍推定テーブル。

40

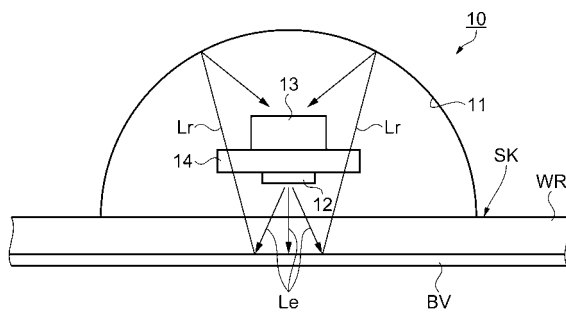
【図 1】



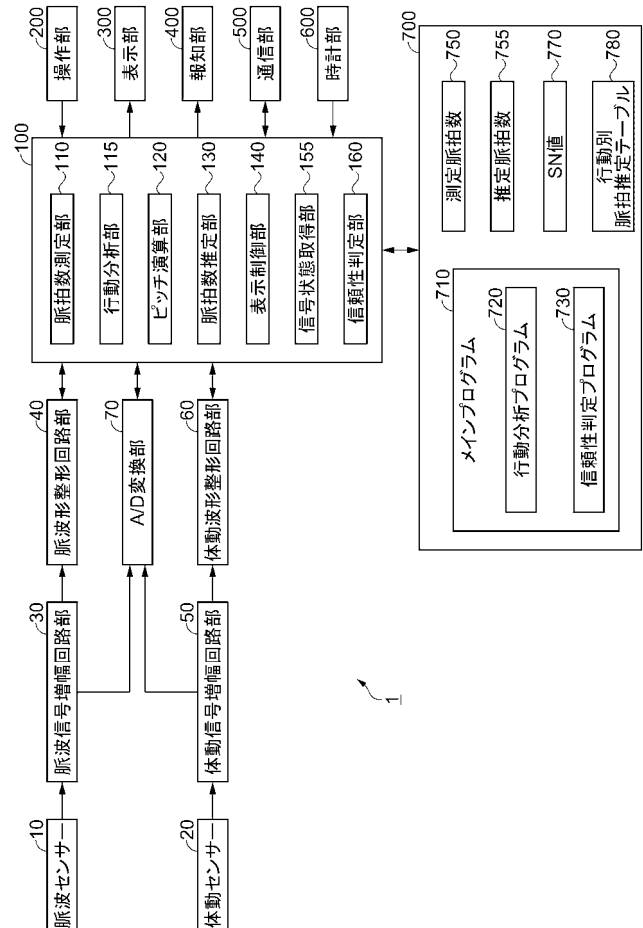
【図 2】



【図 3】



【図 4】





【図 5】

ピッチ	脈拍数
140~142	121
143~145	122
146~148	124
149~151	125
152~154	128
155~157	130
158~160	133
161~163	137
164~166	141
167~169	145
170~172	150
173~175	155
176~178	161
179~181	167
182~184	173
185~187	180
188~190	187
191~	195

加速度強さ	脈拍数
800 ~	78
801 ~ 3000	90
3001 ~ 6000	102
6001 ~ 9000	114
9001 ~ 12000	125
12001 ~ 15000	131
15001 ~ 18000	137
18001 ~ 21000	143
21001 ~ 24000	149
24001 ~	161

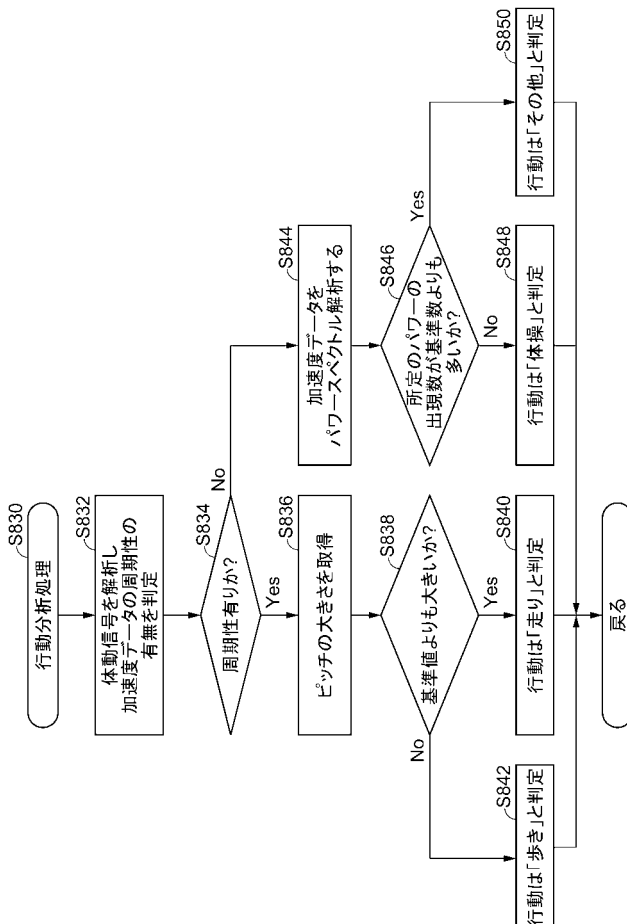
ピッチ	脈拍数
91 ~	92
92 ~ 97	92
98 ~ 103	93
104 ~ 109	94
110 ~ 115	96
116 ~ 121	100
122 ~ 127	104
128 ~ 133	109
134 ~ 139	116

脈拍推定テーブル(体操時)

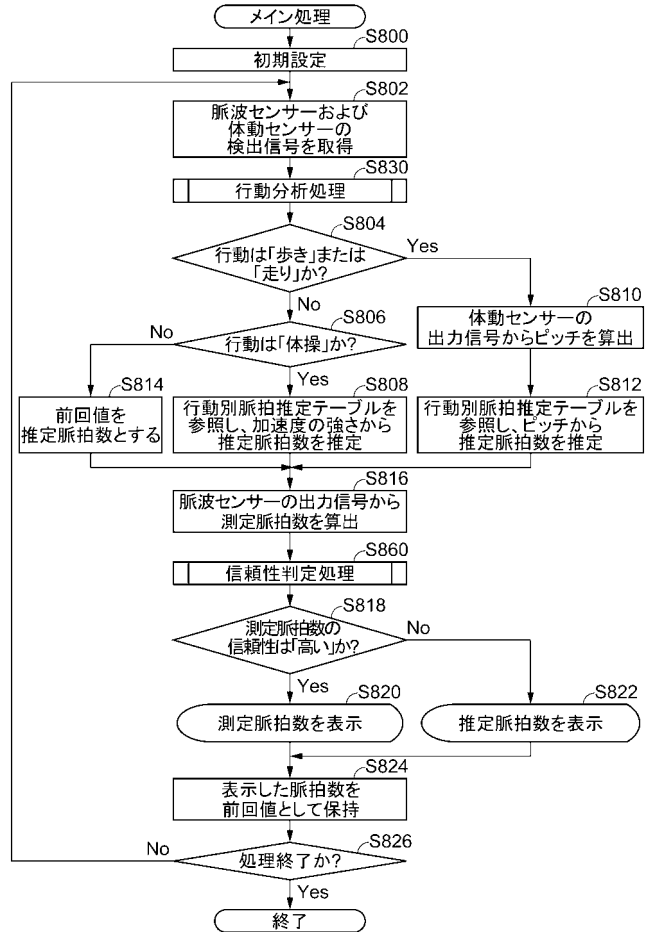
脈拍推定テーブル(走行時)

脈拍推定テーブル(歩行時)

【図 7】



【図 6】



【図 8】

