(19)日本国特許庁(JP)

# (12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7680688号
(P7680688)

(45)発行日　令和7年5月21日(2025.5.21)

(24)登録日　令和7年5月13日(2025.5.13)

(51)国際特許分類
*Ｇ１６Ｈ　10/60　(2018.01)*

ＦＩ
Ｇ１６Ｈ　10/60

請求項の数　7　（全22頁）

(21)出願番号　特願2023-508392(P2023-508392)
(86)(22)出願日　令和3年3月26日(2021.3.26)
(86)国際出願番号　PCT/JP2021/012951
(87)国際公開番号　WO2022/201518
(87)国際公開日　令和4年9月29日(2022.9.29)
審査請求日　令和5年8月15日(2023.8.15)

(73)特許権者　000004226
日本電信電話株式会社
東京都千代田区大手町一丁目５番１号
(74)代理人　110001634
弁理士法人志賀国際特許事務所
(72)発明者　小笠原　隆行
東京都千代田区大手町一丁目５番１号
日本電信電話株式会社内
(72)発明者　塚田　信吾
東京都千代田区大手町一丁目５番１号
日本電信電話株式会社内
(72)発明者　田中　健太郎
東京都千代田区大手町一丁目５番１号
日本電信電話株式会社内
(72)発明者　中島　寛
最終頁に続く

(54)【発明の名称】　状態推定装置、状態推定方法及びプログラム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
推定対象の心臓の状態を示す量である心状態量、の時系列である心状態時系列を取得する心状態時系列取得部と、
前記心状態時系列取得部が取得した心状態時系列のサンプルのうちの不応期のサンプルである不応期サンプルのうち、値が不応期サンプルの分布に応じて決定される処理の閾値領域の範囲外である不応期サンプルを範囲外データとして、前記範囲外データの発生時間に基づいて、前記推定対象の心臓の状態を推定する心状態推定部と、
を備える状態推定装置。
【請求項２】
前記心状態推定部は、さらに、前記心状態時系列におけるＲ波の時間間隔ＲＲＩ（RR-Interval）にも基づいて前記推定対象の心臓の状態を推定する、
請求項１に記載の状態推定装置。
【請求項３】
前記心状態推定部は、前記心状態時系列におけるＲ波の時間間隔ＲＲＩに基づく前記推定対象の心臓の状態の推定結果が前記推定対象の心臓の状態が異常であるという推定結果であって、前記範囲外データの発生時間に基づく前記推定対象の心臓の状態の推定結果も前記推定対象の心臓の状態が異常であるという推定結果である場合に、前記推定対象の心臓の状態が異常であると推定する、
請求項２に記載の状態推定装置。

【請求項４】
前記心状態推定部は、前記心状態時系列におけるＲ波の時間間隔ＲＲＩに基づく前記推定対象の心臓の状態の推定結果が前記推定対象の心臓の状態が異常であるという推定結果である場合には、前記範囲外データの発生時間に基づく前記推定対象の心臓の状態の推定の結果に関わらず、前記推定対象の心臓の状態が異常であると推定する、
請求項２に記載の状態推定装置。
【請求項５】
前記心状態時系列の各サンプルの時間軸方向の位置を時刻位置として、前記心状態推定部は、前記心状態時系列におけるＲ波の時間間隔ＲＲＩに基づく前記推定対象の心臓の状態の推定結果と、前記範囲外データの発生時間に基づく前記推定対象の心臓の状態の推定結果と、のいずれか一方又は両方によって前記推定対象の心臓の状態が異常であると推定された時刻位置である異常発生時刻位置以降の所定の期間内における心状態量の分布の偏差が所定の閾値以下である場合に、前記推定対象の心臓の状態が心停止の状態であると推定する、
請求項２に記載の状態推定装置。
【請求項６】
コンピュータが実行する状態推定方法であって、
推定対象の心臓の状態を示す量である心状態量、の時系列である心状態時系列を取得する心状態時系列取得ステップと、
前記心状態時系列取得ステップにおいて取得された心状態時系列のサンプルのうちの不応期のサンプルである不応期サンプルのうち、値が不応期サンプルの分布に応じて決定される処理の閾値領域の範囲外である不応期サンプルを範囲外データとして、前記範囲外データの発生時間に基づいて、前記推定対象の心臓の状態を推定する心状態推定ステップと、
を有する状態推定方法。
【請求項７】
請求項１から５のいずれか一項に記載の状態推定装置としてコンピュータを機能させるためのプログラム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、状態推定装置、状態推定方法及びプログラムに関する。
【背景技術】
【０００２】
近年、安価で小型のウェアラブルデバイスにより生体信号、たとえば心電位や心拍数、が気軽に利用できるようになった。（非特許文献１）
【先行技術文献】
【非特許文献】
【０００３】
【文献】河西、小笠原、中島、塚田、「着るだけで生体情報計測を可能とする機能素材“hitoe”の開発及び実用」電子情報通信学会　通信ソサイエティマガジン41号（2017年6月）(Vol. 11 No.1)
【文献】”時事メディカル　心室頻拍、心室細動〔しんしつひんぱく、しんしつさいどう〕“、［online］、［令和３年２月１０日検索］、インターネット＜https://medical.jiji.com/medical/012-1027＞
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
しかし、心疾患を高信頼に検知できる手段は大きなホルター心電計など医療機器に限られ、ウェアラブルデバイスでは確たる実現はなされていない。
【０００５】

その理由の一つに、ウェアラブルデバイスのスペックの限界があげられる。小型で安価なデバイスで実現しようとすると限られた演算処理しか行うことができないため、ホルター心電計に実装されている心疾患の検知処理を行うことができない。すなわち、心臓に異常が発生しているか否か等の心臓の状態を推定する処理に要する計算量が多いため、心臓の異常の推定を実行可能なウェアラブルデバイスが実現できていない。計算量が多い既存の手法を用いる際に、データ量を削減してウェアラブルデバイスに実装できる容量に抑えるという解決法も想定しうる。しかしながら、心疾患は突発的に短期間に生じる傾向があるため、データ量が削減されれば、そういったまれな傾向を見逃す可能性が増大する。そして、その結果として、生死にかかわる深刻な事態をいざという際に検知できなくなる事態をまねくリスクが生じる。ゆえに、利用者の利益のためには、高頻度にサンプリングされた多量のデータを削減しない一方で、推定に要する計算量を削減する技術が求められる。

【０００６】

上記事情に鑑み、本発明は、心臓の状態の推定に要する計算量を削減する技術の提供を目的としている。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明の一態様は、推定対象の心臓の状態を示す量である心状態量、の時系列である心状態時系列を取得する心状態時系列取得部と、前記心状態時系列取得部が取得した心状態時系列のサンプルのうちの不応期のサンプルである不応期サンプルのうち、値が不応期サンプルの分布に応じて決定される処理の閾値領域の範囲外である不応期サンプルを範囲外データとして、前記範囲外データの発生時間に基づいて、前記推定対象の心臓の状態を推定する心状態推定部と、を備える状態推定装置である。

【０００８】

本発明の一態様は、推定対象の心臓の状態を示す量である心状態量、の時系列である心状態時系列を取得する心状態時系列取得部と、前記心状態時系列におけるＲ波の時間間隔ＲＲＩ（RR-Interval）に基づいて前記推定対象の心臓の状態を推定する心状態推定部と、を備える状態推定装置である。

【０００９】

本発明の一態様は、推定対象の心臓の状態を示す量である心状態量、の時系列である心状態時系列を取得する心状態時系列取得ステップと、前記心状態時系列取得ステップにおいて取得された心状態時系列のサンプルのうちの不応期のサンプルである不応期サンプルのうち、値が不応期サンプルの分布に応じて決定される処理の閾値領域の範囲外である不応期サンプルを範囲外データとして、前記範囲外データの発生時間に基づいて、前記推定対象の心臓の状態を推定する心状態推定ステップと、を有する状態推定方法である。

【００１０】

本発明の一態様は、上記の状態推定装置をコンピュータとして機能させるためのプログラムである。

【発明の効果】

【００１１】

本発明により、心臓の状態の推定に要する計算量を削減することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】実施形態の異常状態推定システム１００の概要を説明する説明図。

【図２】実施形態における正常な状態にある心臓から得られる心状態量時系列の一例を示す図。

【図３】実施形態における異常な状態にある心臓から得られる心状態量時系列の一例を示す図。

【図４】実施形態における上閾値と、下閾値と、閾値領域と範囲外データとを示す図。

【図５】実施形態における監視装置４のハードウェア構成の一例を示す図。

【図６】実施形態における制御部４１の機能構成の一例を示す図。

【図７】実施形態における制御装置５のハードウェア構成の一例を示す図。
【図８】実施形態における制御部５１の機能構成の一例を示す図。
【図９】実施形態の異常状態推定システム１００が実行する処理の流れの一例を示すフローチャート。
【図１０】変形例における第４種心状態推定処理が奏する効果を説明する説明図。
【発明を実施するための形態】
【００１３】
（実施形態）
図１は、実施形態の異常状態推定システム１００の概要を説明する説明図である。異常状態推定システム１００は、推定対象９の心臓の異常を推定する。推定対象９は、心臓を有する生命体であればどのような生命体であってもよく、例えば人である。推定対象９は人以外の動物であってもよい。推定対象９は、生体信号取得装置１を備える。
【００１４】
生体信号取得装置１は、心電位の時系列や心拍数の時系列等の推定対象９の心臓の状態を示す量（以下「心状態量」という。）の時系列（以下「心状態時系列」という。）の情報（以下「心状態信号」という。）を取得する。生体信号取得装置１は、例えば心状態信号を取得可能なデバイスであって推定対象９が身に着けるウェアラブルデバイスである。生体信号取得装置１は、例えば導電性の電極を介して推定対象９から心電位を検出する心電位センサを備える装置である。生体信号取得装置１は、推定対象９の心状態量を後述する単位処理期間よりも短い所定の時間間隔で繰り返し取得する。
【００１５】
異常状態推定システム１００は、生体信号取得装置１が取得した心状態信号に少なくとも基づいて、推定対象９の心臓に異常が生じているか否かを推定する。異常状態推定システム１００は、例えば自動車９０に乗車中の推定対象９について、心臓に異常が生じているか否かを推定する。以下、説明の簡単のため、自動さｙ９０に乗車中の推定対象９の心臓の異常を推定する場合を例に、異常状態推定システム１００を説明する。
【００１６】
異常状態推定システム１００は、生体信号取得装置１、中継端末２、環境センサ３、監視装置４及び制御装置５を備える。生体信号取得装置１は取得した心状態信号を中継端末２に出力する。
【００１７】
中継端末２は、生体信号取得装置１が取得した心状態信号を監視装置４に送信する装置である。中継端末２は、例えば心状態信号を送信するアンテナを備える装置である。中継端末２は例えば生体信号取得装置１から心状態信号を取得し送信するスマートフォンやタブレット等の携帯端末であってもよい。
【００１８】
中継端末２は、例えば心状態信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。なお、心状態信号は必ずしもデジタル信号の形態で中継端末２から送信される必要は無く、アナログ信号の形態で送信されてもよい。なお心状態信号のアナログ信号からデジタル信号への変換は、必ずしも中継端末２で実行される必要は無く、生体信号取得装置１が実行してもよい。なお心状態信号のアナログ信号からデジタル信号への変換は、監視装置４が実行してもよい。以下説明の簡単のため、心状態信号がデジタル信号の形態で中継端末２から送信される場合を例に、異常状態推定システム１００を説明する。
【００１９】
環境センサ３は、推定対象９の運動の状態と推定対象９の存在する環境とのいずれか一方又は両方に関する情報（以下「環境情報」という。）を取得するセンサである。環境センサ３は、例えば、推定対象９の移動の速度を測定する速度計である。このような場合、環境情報は、推定対象９の移動の速度を示す。環境センサ３は、例えば推定対象９が存在する空間の温度を測定する温度センサであってもよい。このような場合、環境情報は、推定対象９が存在する空間の温度を示す。

【００２０】
環境センサ３は、例えば推定対象９の移動の加速度を測定する加速度センサであってもよい。このような場合、環境情報は、推定対象９の移動の加速度を示す。なお、環境センサ３は、必ずしも１種類の情報だけを示す必要は無く、複数種類の情報を示してもよい。例えば、環境センサ３は、推定対象９の移動の速度と、推定対象９が存在する空間の温度とを示してもよい。
【００２１】
環境センサ３は、例えば自動車９０に搭載されたセンサであって、自動車９０に搭載された加速度センサ、温度センサ又は速度計等の自動車９０の状態を示す情報（以下「車載情報」という。）を取得するセンサであってもよい。車載情報は環境情報の一例である。
【００２２】
環境センサ３は例えば加速度センサであってもよい。なお、環境センサ３は必ずしも生体信号取得装置１と異なる装置として実装される必要は無く、生体信号取得装置１が備えてもよい。環境センサ３は、推定対象９が身に着ける装置として実装されてもよいし、推定対象９が搭乗している自動車９０に備えられてもよい。
【００２３】
環境センサ３は、取得した環境情報を、監視装置４に送信する。
【００２４】
監視装置４は、心状態信号及び環境情報を取得する。監視装置４は、少なくとも心状態信号に基づいて推定対象９の心臓の異常を推定する。以下、監視装置４が少なくとも心状態信号に基づいて推定対象９の心臓の異常を推定する処理を、心状態推定処理という。心状態推定処理は、例えば後述する第１種心状態推定処理である。
【００２５】
制御装置５は、監視装置４の推定結果に基づき、予め定められた所定の基準である通知基準を監視装置４の推定結果が満たすか否かを判定する。通知基準は、具体的には、推定対象９の心臓の状態に関する監視装置４の推定結果を予め定められた所定の通知先に通知するか否かを判定するための所定の基準である。制御装置５は、推定結果が警告通知基準を満たす場合に、予め定められた所定の通知先に推定対象９の心臓が異常であることを通知する。以下、監視装置４の推定結果が通知基準を満たすか否かを判定する処理を、通知判定処理という。
【００２６】
＜第１種心状態推定処理の説明＞
第１種心状態推定処理を説明する。第１種心状態推定処理は、統計量算出処理と異常推定処理とを含む。統計量算出処理は、所定の周期で繰り返し実行される。以下、統計量算出処理が実行される周期の１周期の長さを単位処理期間という。単位処理期間の長さは例えば２秒である。
【００２７】
統計量算出処理は、心状態信号が示す心状態時系列に関する統計量（以下「心状態統計量」という。）を算出する処理である。心状態統計量は、例えば心状態量の時間平均である。心状態時系列の統計量は、例えば心状態量の分布の偏差である。偏差は、平均値との違いを示す量であればどのような量であってもよい。そのため、偏差は、例えば分散であってもよい。偏差は、例えば標準偏差であってもよい。
【００２８】
統計量算出処理では、予め定められた条件（以下「サンプル条件」という。）を満たすサンプルを用いて心状態時系列に関する統計量が取得される。サンプル条件は、例えば統計量算出処理の実行直前の単位処理期間中に監視装置４によって取得された心状態信号に含まれるサンプルの全て、という条件である。したがって、例えば単位処理期間が２秒であれば、統計量算出処理に用いられるサンプル数は、直近の２秒間に監視装置４によって取得された心状態信号に含まれるサンプルの全てである。
【００２９】

異常推定処理は、推定対象９の心臓の状態が異常な状態にあるか否かを推定する処理である。異常推定処理による推定対象の異常は、例えば心室細動である。異常推定処理は、不応期サンプル判定処理と、範囲外データ判定処理と、心室異常判定処理とを含む。

【００３０】

不応期サンプル判定処理、範囲外データ判定処理及び心室異常判定処理の理解の容易のため、正常な状態にある心臓から得られる心状態量時系列と異常な状態にある心臓から得られる心状態量時系列とを説明する。

【００３１】

図２は、実施形態における正常な状態にある心臓から得られる心状態量時系列の一例を示す図である。より具体的には、図２は正常な状態にある心臓から得られる心電位の時系列の一例を示す図である。図２の縦軸は心電位の電位を示し、横軸は時刻を示す。

【００３２】

正常な拍動がなされているとき、Ｒ波をはじめとした心電波形が観測される。図２における黒丸はＲ波を示す。図２に記載のＡ、Ｂ及びＣそれぞれは、心臓が拍動する際の分極に関する活動期間の種類を示す。以下、種類がＡの期間をＡ期間という。以下、種類がＢの期間をＢ期間という。以下、種類がＣの期間をＣ期間という。

【００３３】

Ａ期間は、心筋の分極区間ある。Ａ期間では、主にＲ波形が観測される。Ｂ期間は絶対不応期である。Ｂ期間は、心筋分極直後の期間である。Ｂ期間では心筋の原理上、心臓の状態が正常であれば、波形に相当する心電位の発生が存在しない。Ｃ期間は、相対不応期である。Ｃ期間では、心臓の状態が正常であれば、一定リズムの拍動トレンドが原因で、波形が存在しない。言い換えれば、心臓の状態が正常であれば分極は周期的に繰り返されるが、Ｃ期間はその繰り返される分極と分極の間の期間であるため、波形が存在しない。なお、Ｂ期間とＣ期間とをそれぞれ区別しない場合、一般に不応期と呼称される。

【００３４】

このように、正常な心臓から得られる心電位の時系列の場合、Ａ期間、Ｂ期間、Ｃ期間の判別が可能である。また正常な心臓から得られる心電位の時系列の場合、心電位の不応期（すなわちＢ期間及びＣ期間）ではＲ波が生じているＡ期間に比べて、０ミリボルトからの電圧変化が小さい。正常な心臓から得られる心電位の時系列のＡ期間における電圧変化の範囲を、一般に、生理的に正常な再分極電位変化の範囲という。

【００３５】

図３は、実施形態における異常な状態にある心臓から得られる心状態量時系列の一例を示す図である。具体的には、図３は異常な状態にある心臓から得られる心電位の時系列の一例を示す図である。より具体的には、図３は、心室細動の状態にある心臓から得られる心電位の時系列の一例を示す図である。図３の縦軸は心電位の電位を示し、横軸は時刻を示す。

【００３６】

図３に記載のＡ、Ｂ、Ｃそれぞれは、Ａ期間、Ｂ期間、Ｃ期間を示す。図３は、心室細動時の心電位では、正常な心電位における不応期（すなわちＢ期間及びＣ期間）に相当する期間おいても、生理的に正常な再分極電位変化の範囲を外れた心電位の挙動が生じることを示す。

【００３７】

異常状態推定システム１００は、こうした正常な心臓と異常な心臓との間に存在する心電位の挙動の差異に基づいて推定対象９の心臓の状態が正常か異常かを推定するシステムである。異常状態推定システム１００において実行される範囲外データ判定処理は、統計量を用いて正常な心電位の不応期に相当する区間における範囲外データの発生の程度を定量化するために実行される処理である。

【００３８】

不応期サンプル判定処理、範囲外データ判定処理及び心室異常判定処理それぞれについて説明する。

【００３９】
不応期サンプル判定処理は、心状態時系列のサンプルのうち不応期に属するサンプルがいずれであるのかを判定する処理である。不応期サンプル判定処理は、例えば予め定められた条件を満たすサンプルを不応期に属するサンプルであると判定する処理である。
【００４０】
予め定められた条件は例えば、所定の閾値をサンプルが超えるという条件である。閾値は、具体的には所定の区間内の心状態時系列の統計量である。統計量は、例えば所定の代表値と所定の散布度との和である。統計量は、例えば所定の代表値と所定の散布度との差であってもよい。代表値は、例えば平均値である。散布度は、例えば標準偏差である。
【００４１】
ただし、心状態時系列のサンプルは瞬間的に閾値を越える場合がある。そこで、不応期サンプル判定処理では、サンプルが閾値を連続して横切った回数に対する所定の条件を満たすか否かが判定されてもよい。不応期サンプル判定処理では、サンプルが閾値を連続して横切った回数に対する所定の条件が満たされた場合、不応期に属するサンプルであると判定される。
【００４２】
閾値は、例えば統計量算出処理によって取得された心状態統計量であってもよい。
【００４３】
以下説明の簡単のため、不応期サンプル判定処理が、統計量算出処理によって取得された心状態統計量に基づき心状態時系列のサンプルのうち不応期に属するサンプルがいずれであるかを判定する処理である場合を例に、異常状態推定システム１００を説明する。なお、不応期サンプル判定処理が、予め定められた条件を満たすサンプルを不応期に属するサンプルであると判定する処理である場合、統計量算出処理は必ずしも実行される必要は無い。
【００４４】
範囲外データ判定処理は、不応期サンプル判定処理によって不応期に属するサンプルであると判定されたサンプル（以下「不応期サンプル」という。）に対して実行される。
【００４５】
範囲外データ判定処理は、各不応期サンプルの値が、各時刻位置に応じた範囲（以下「閾値領域」という。）の範囲外か否かを判定する処理である。時刻位置とは、心状態時系列の各サンプルの時間軸方向の位置である。以下、範囲外データ判定処理により、値（すなわち心状態量）が閾値領域の範囲外であると判定された不応期サンプルを、範囲外データという。
【００４６】
閾値領域は、少なくとも上限値及び下限値を有する範囲である。閾値領域の上限値を以下、上閾値という。閾値領域の下限値を以下、下閾値という。
【００４７】
閾値領域は、単位処理期間ごとに、単位処理期間内における不応期サンプルの分布に応じて決定される。上閾値は、例えば、閾値領域が決定される時刻位置を含む単位処理期間内の不応期サンプルが示す心状態量の平均値をＭとし標準偏差をＶとした場合に、（Ｍ＋Ｖ）である。下閾値は、例えば、単位処理期間内の不応期サンプルが示す心状態量の平均値をＭとし標準偏差をＶとした場合に、（Ｍ－Ｖ）である。
【００４８】
なお、上閾値と下閾値とは必ずしも平均値Ｍと標準偏差Ｖの和又は差に限定されない。上閾値と下閾値とは、標準偏差Ｖに定数（補正値）を掛けて検出感度に応じた調整が行われた値の和又は差であってもよい。上閾値と下閾値とは、平均値Ｍと標準偏差Ｖとを独立変数とする所定の関数による変換の結果であってもよい。
【００４９】
また上閾値と下閾値とは、心状態量の分散や勾配を基に算出されてもよい。上閾値と下閾値とは、生体信号以外の機器や環境データ、連続性（観測値の欠損の有無）による調整

の量に基づいて算出されてもよい。閾値領域の範囲外であるとは、値が下閾値未満であるか、又は、上閾値より大きいかのいずれか一方であることを意味する。

【００５０】

図４は、実施形態における上閾値と、下閾値と、閾値領域と範囲外データとを示す図である。図４は、心状態時系列の一例として心電位時系列を示す。図４の横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図４の縦軸は心電位を示す。図４は、上閾値と下閾値とを示す。図４の例における上閾値と下閾値とは、直近２秒間の心電位データを用いて算出された値の一例である。そのため、図４に示すように、上閾値及び下閾値は、全ての時刻で必ずしも同一では無い。

【００５１】

図４において、Ｄ１、Ｄ２及びＤ３が示す心電位の範囲は、それぞれ時刻Ｔ１、時刻Ｔ２及び時刻Ｔ３における閾値領域である。図４に示すように、閾値領域が示す心電位の範囲は、全ての時刻で必ずしも同一では無い。図４は、範囲外データと判定された不応期サンプルの集合を示す。

【００５２】

心室異常判定処理は、範囲外データ判定処理によって範囲外データと判定されたサンプルに基づき心室の状態を推定する処理である。心室異常判定処理は、ピーク期間の予め定められた出現の仕方を示す条件であって心室状態が異常な状態である場合のピーク期間の出現の仕方を示す条件（以下「ピーク期間出現条件」という。）を満たす場合に、心室状態が異常であると判定する処理である。

【００５３】

ピーク期間は、範囲外データ積算時間が閾値時間を超えたピーク判定対象期間である。範囲外データ積算時間は、ピーク判定対象期間ごとに得られる値である。範囲外データ積算時間は、各ピーク判定対象期間内のサンプルのうちの範囲外データ判定処理によって範囲外データであると判定されたサンプルの発生時間の積算の値である。すなわち範囲外データ積算時間は、各サンプルに所定の時間幅を付与し、各ピーク判定対象期間内のサンプルのうちの範囲外データであると判定されたサンプルの数を時間幅に乗算した結果である。

【００５４】

ピーク判定対象期間は、予め定められた所定の長さの期間である。ピーク判定対象期間の開始の時刻は、予め定められた条件を満たす時刻である。ピーク判定対象期間の開始の時刻は、例えば直前のピーク判定対象期間の終わりの時刻である。ピーク判定対象期間の開始の時刻は、例えば直前のピーク判定対象期間から所定の時間が経過した時刻であるという条件であってもよい。

【００５５】

直前のピーク判定対象期間から所定の時間が経過した時刻であるという条件は、心室異常判定処理においてピーク判定対象期間が周期的に設定される、ことを意味する。心室異常判定処理では、例えばまず、心状態時系列の０ミリ秒から２００ミリ秒までがピーク判定対象期間として設定されてピーク期間であるか否かが判定される。心室異常判定処理では、次に、２００ミリ秒の時刻が新たな０ミリ秒として設定された後に続く２００ミリ秒の長さの期間が新たなピーク判定対象期間として設定される、という処理が繰り返される。

【００５６】

閾値時間は、予め定められた所定の基準の時間あって、正常な心臓の心状態時系列では生じない値を検知するための基準の時間である。閾値時間は、より具体的には、予め定められた所定の基準の時間あって、正常な心臓の心状態時系列における範囲外データ積算時間よりも長い時間である。閾値時間は正常な心臓の心状態時系列における範囲外データ積算時間よりも長い時間であるため、範囲外データ積算時間が閾値時間を超えるピーク判定対象期間は、異常な心臓の心状態時系列が出現している期間である。

【００５７】

ピーク期間の長さは、例えば心状態時系列が２００Ｈｚのサンプリングレートで取得された場合であって、３点が範囲外データであった場合に、５ミリ秒の３倍の１５ミリ秒で

ある。なお、２００Ｈｚのサンプリングレートの時系列の各サンプルの時間間隔は５ミリ秒である。心状態時系列が２００Ｈｚのサンプリングレートで取得された場合、サンプルの発生時間、すなわちサンプルに付与される所定の時間幅、は、例えば５ミリ秒である。

【００５８】

ピーク判定対象期間の長さは、拍動の一拍の長さに略同一であることが望ましい。そのため、ピーク判定対象期間の長さは、例えば２００ミリ秒である。

【００５９】

閾値時間は、例えば正常な心臓のＲ波の発生時間よりも長い時間である。正常な心臓のＲ波の発生時間よりも長い時間は、例えば５０ミリ秒である。

【００６０】

閾値時間が５０ミリ秒であり、ピーク判定対象期間の長さが２００ミリ秒であり、ピーク判定対象期間が２００ミリ秒ごとに周期的に設定される場合について心室異常判定処理で実行される処理の一例を具体的に説明する。この場合心室異常判定処理では、２００ミリ秒間隔で周期的に繰り返される各ピーク判定対象期間のうち、心状態量が閾値領域外であると判定された不応期サンプルの累積時間が５０ミリ秒以上であるピーク判定対象期間をピーク期間と判定する処理が実行される。

【００６１】

ピーク期間出現条件は、例えばピーク期間が所定数連続して出現するという条件である。ピーク期間出現条件が、ピーク期間が所定数連続して出現するという条件である場合、推定対象９の心臓は、心室粗動又は心室細動が発生した状態である。ピーク期間が連続する回数は予め設定された所定の値であるが、例えば誤判定の頻度と判定結果を得るまでに要する時間との兼ね合いで決定された値であることが望ましい。

【００６２】

より具体的には、誤判定の頻度の低さと判定結果を得るまでに要する時間の短さとを両立する値であることが望ましい。判定結果を得るまでに要する時間は、例えば推定対象９の心臓が異常な状態になったことで生じ得る被害を通知によって防止できる時間が望ましい。ピーク期間が連続する回数は、例えば５回である。

【００６３】

このように、第１種心状態推定処理は、範囲外データの発生時間に基づいて、推定対象９の心臓の状態を推定する処理である。

【００６４】

図５は、実施形態における監視装置４のハードウェア構成の一例を示す図である。監視装置４は、バスで接続されたＣＰＵ（Central Processing Unit）等のプロセッサ９１とメモリ９２とを備える制御部４１を備え、プログラムを実行する。監視装置４は、プログラムの実行によって制御部４１、入力部４２、通信部４３、記憶部４４及び出力部４５を備える装置として機能する。

【００６５】

より具体的には、プロセッサ９１が記憶部４４に記憶されているプログラムを読み出し、読み出したプログラムをメモリ９２に記憶させる。プロセッサ９１が、メモリ９２に記憶させたプログラムを実行することによって、監視装置４は、制御部４１、入力部４２、通信部４３、記憶部４４及び出力部４５を備える装置として機能する。

【００６６】

制御部４１は、監視装置４が備える各種機能部の動作を制御する。制御部４１は、例えば心状態推定処理を実行する。制御部４１は、例えば出力部４５の動作を制御する。制御部４１は、例えば心状態推定処理の実行により生じた各種情報を記憶部４４に記録する。制御部４１は、例えば入力部４２又は通信部４３に入力された心状態信号が示す心状態時系列を記憶部４４に記録する。

【００６７】

入力部４２は、マウスやキーボード、タッチパネル等の入力装置を含んで構成される。入力部４２は、これらの入力装置を監視装置４に接続するインタフェースとして構成され

てもよい。入力部４２は、監視装置４に対する各種情報の入力を受け付ける。入力部４２には、例えば心状態信号が入力される。入力部４２には、例えば環境情報が入力されてもよい。

【００６８】

通信部４３は、監視装置４を外部装置に接続するための通信インタフェースを含んで構成される。通信部４３は、有線又は無線を介して外部装置と通信する。外部装置は、例えば心状態時信号の送信元の装置である。心状態信号の送信元は、例えば中継端末２である。外部装置は、例えば制御装置５である。通信部４３は、環境センサ３と通信してもよい。通信部４３が環境センサ３と通信する場合、環境センサ３との通信によって通信部４３は環境センサ３が取得した環境情報を取得してもよい。

【００６９】

記憶部４４は、磁気ハードディスク装置や半導体記憶装置などのコンピュータ読み出し可能な記憶媒体装置を用いて構成される。記憶部４４は監視装置４に関する各種情報を記憶する。記憶部４４は、例えば入力部４２又は通信部４３を介して入力された情報を記憶する。記憶部４４は、例えば心状態推定処理の実行により生じた各種情報を記憶する。

【００７０】

なお、心状態信号及び環境情報は、必ずしも入力部４２だけに入力される必要もないし、通信部４３だけに入力される必要もない。心状態信号及び環境情報は、入力部４２と通信部４３とのどちらから入力されてもよい。

【００７１】

出力部４５は、各種情報を出力する。出力部４５は、例えばＣＲＴ（Cathode Ray Tube）ディスプレイや液晶ディスプレイ、有機ＥＬ（Electro-Luminescence）ディスプレイ等の表示装置を含んで構成される。出力部４５は、これらの表示装置を監視装置４に接続するインタフェースとして構成されてもよい。出力部４５は、例えば入力部４２に入力された情報を出力する。出力部４５は、例えば心状態推定処理の実行結果を表示してもよい。

【００７２】

図６は、実施形態における制御部４１の機能構成の一例を示す図である。制御部４１は心状態時系列取得部４１０、心状態推定部４２０、記憶制御部４３０、通信制御部４４０、出力制御部４５０及び環境情報取得部４６０を備える。

【００７３】

心状態時系列取得部４１０は、入力部４２又は通信部４３を介して心状態時系列信号を所定の周期で繰り返し取得する。すなわち心状態時系列取得部４１０は心状態時系列を取得する。

【００７４】

心状態推定部４２０は、心状態時系列取得部４１０が取得した心状態信号が示す心状態時系列に基づき、推定対象９の心臓の状態を推定する。心状態推定部４２０は、例えば心状態時系列取得部４１０が取得した心状態信号が示す心状態時系列に対して心状態推定処理を実行することで、推定対象９の心臓の状態を推定する。心状態推定部４２０が実行する心状態推定処理は例えば第１種心状態推定処理である。

【００７５】

記憶制御部４３０は、各種情報を記憶部４４に記録する。通信制御部４４０は、通信部４３の動作を制御する。通信制御部４４０は通信部４３の動作を制御して、通信部４３に例えば心状態推定部４２０の推定結果を制御装置５に送信させる。出力制御部４５０は、出力部４５の動作を制御する。出力制御部４５０は、例えば、出力部４５の動作を制御して出力部４５に心状態推定部４２０の推定結果を出力させる。

【００７６】

環境情報取得部４６０は入力部４２又は通信部４３を介して環境情報を所定の周期で繰り返し取得する。すなわち心状態時系列取得部４１０は環境情報を取得する。

【００７７】

図７は、実施形態における制御装置５のハードウェア構成の一例を示す図である。制御装置５は、バスで接続されたＣＰＵ等のプロセッサ９３とメモリ９４とを備える制御部５１を備え、プログラムを実行する。制御装置５は、プログラムの実行によって制御部５１、入力部５２、通信部５３、記憶部５４及び出力部５５を備える装置として機能する。

【００７８】

より具体的には、プロセッサ９３が記憶部４４に記憶されているプログラムを読み出し、読み出したプログラムをメモリ９４に記憶させる。プロセッサ９３が、メモリ９４に記憶させたプログラムを実行することによって、制御装置５は、制御部５１、入力部５２、通信部５３、記憶部５４及び出力部５５を備える装置として機能する。

【００７９】

制御部５１は、制御装置５が備える各種機能部の動作を制御する。制御部５１は、例えば通知判定処理を実行する。制御部５１は、例えば通信部５３の動作を制御する。制御部５１は、例えば通信部５３の動作を制御して通知先に通知を送信させる。制御部５１は、例えば出力部５５の動作を制御する。制御部５１は、例えば通知判定処理の実行により生じた各種情報を記憶部５４に記録する。制御部５１は、例えば入力部５２又は通信部５３に入力された情報を記憶部５４に記録する。入力部５２又は通信部５３に入力された情報は、例えば心状態推定部４２０の推定結果である。

【００８０】

入力部５２は、マウスやキーボード、タッチパネル等の入力装置を含んで構成される。入力部５２は、これらの入力装置を制御装置５に接続するインタフェースとして構成されてもよい。入力部５２は、制御装置５に対する各種情報の入力を受け付ける。入力部５２には、例えば心状態推定部４２０の推定結果が入力される。

【００８１】

通信部５３は、制御装置５を外部装置に接続するための通信インタフェースを含んで構成される。通信部５３は、有線又は無線を介して外部装置と通信する。外部装置は、例えば監視装置４である。外部装置は、例えば予め定められた所定の通知先である。

【００８２】

記憶部５４は、磁気ハードディスク装置や半導体記憶装置などのコンピュータ読み出し可能な記憶媒体装置を用いて構成される。記憶部５４は制御装置５に関する各種情報を記憶する。記憶部５４は、例えば入力部５２又は通信部５３を介して入力された情報を記憶する。記憶部５４は、例えば通知判定処理の実行により生じた各種情報を記憶する。

【００８３】

なお、心状態推定部４２０の推定結果（すなわち監視装置４の推定結果）は、必ずしも入力部５２だけに入力される必要もないし、通信部５３だけに入力される必要もない。心状態推定部４２０の推定結果は、入力部５２と通信部５３とのどちらから入力されてもよい。

【００８４】

出力部５５は、各種情報を出力する。出力部５５は、例えばＣＲＴディスプレイや液晶ディスプレイ、有機ＥＬディスプレイ等の表示装置を含んで構成される。出力部５５は、これらの表示装置を制御装置５に接続するインタフェースとして構成されてもよい。出力部５５は、例えば入力部５２に入力された情報を出力する。出力部５５は、例えば入力部５２又は通信部５３に入力された推定結果を表示してもよい。出力部５５は、例えば通知判定処理の実行結果を表示してもよい。

【００８５】

図８は、実施形態における制御部５１の機能構成の一例を示す図である。制御部５１は推定結果取得部５１０、通知判定部５２０、記憶制御部５３０、通信制御部５４０及び出力制御部５５０を備える。

【００８６】

推定結果取得部５１０は、入力部５２又は通信部５３に入力された心状態推定部４２０の推定結果を所定の周期で繰り返し取得する。

【００８７】
通知判定部５２０は、推定結果取得部５１０が取得した推定結果に対して、通知判定処理を実行する。すなわち、通知判定部５２０は、推定結果取得部５１０が取得した推定結果が通知基準を満たすか否かを判定する。
【００８８】
記憶制御部５３０は、各種情報を記憶部５４に記録する。通信制御部５４０は、通信部５３の動作を制御する。
【００８９】
通信制御部５４０は通信部５３の動作を制御して、通信部５３に例えば通知先への通知を実行させる。通信制御部５４０は、自動車９０に対して減速の指示を示す信号や停止の指示を示す信号等の自動車９０の動作を制御する制御信号を、通信部５３に送信させてもよい。
【００９０】
出力制御部５５０は、出力部５５の動作を制御する。出力制御部５５０は、例えば、出力部５５の動作を制御して出力部５５に通知判定部５２０の判定結果を出力させる。
【００９１】
図９は、実施形態の異常状態推定システム１００が実行する処理の流れの一例を示すフローチャートである。異常状態推定システム１００は、図９に記載のフローチャートが示す処理を、所定の終了条件が満たされるまで繰り返し実行する。所定の終了条件は、例えば生体信号取得装置１への電力の供給が途絶えたという条件である。終了条件が満たされたか否かの判定は、例えば制御部４１が実行する。終了条件が満たされたか否かの判定は、例えば心状態推定部４２０が実行する。終了条件が満たされたか否かの判定は、例えば通知判定部５２０が実行してもよい。
【００９２】
心状態時系列取得部４１０が、推定対象９から取得された心状態時系列を取得する（ステップＳ１０１）。次に心状態推定部４２０が、ステップＳ１０１で取得された心状態時系列に基づき、推定対象９の心臓の状態を推定する（ステップＳ１０２）。次に、通知判定部５２０が、ステップＳ１０２の推定結果に基づき、通知先に通知するか否かを判定する（ステップＳ１０３）。
【００９３】
通知先に通知すると判定された場合（ステップＳ１０３：ＹＥＳ）、通信制御部５４０が通信部５３の動作を制御して、通知先に通知する（ステップＳ１０４）。ステップＳ１０４の次に、終了条件が満たされるか否かが判定される（ステップＳ１０５）。終了条件が満たされる場合（ステップＳ１０５：ＹＥＳ）、処理が終了する。終了条件が満たされない場合（ステップＳ１０５：ＮＯ）、ステップＳ１０１の処理に戻る。
【００９４】
通知先に通知しないと判定された場合（ステップＳ１０３：ＮＯ）、ステップＳ１０５の処理が実行される。
【００９５】
このように構成された実施形態の異常状態推定システム１００は、平均や偏差といった統計量の算出の処理、閾値を超えるか否かの判定の処理、期間や回数等をカウントする処理等の計算量の少ない処理のみで推定対象９の心臓の状態を推定する。そのため、異常状態推定システム１００は、心臓の状態の推定に要する計算量を削減することができる。
【００９６】
また、異常状態推定システム１００は、心状態時系列の全てのサンプルに対して範囲外データか否かの判定が行われるわけではなく、不応期間のサンプルに対して範囲外データか否かの判定が行われる。そのため、異常状態推定システム１００は、心状態時系列の全てのサンプルに対して範囲外データか否かの判定が行われる場合よりも、心臓の異常の推定に要する計算量を削減することができる。また異常状態推定システム１００は、正常な波形が生じる分極区間における判定を避けることで誤判定を抑止した高精度な推定を行う

ことができる。
【００９７】
　また、異常状態推定システム１００は、通知判定部５２０と通信制御部５４０とを備えることで、通知先に通知する機能を有する。通知する機能を有するため、異常状態推定システム１００は必要に応じて（すなわち通知判定部５２０の判定に応じて）、バス運転手等の自動車９０の運転手に対し、呼びかけや警報などのアクションを訴えることが可能である。したがって、異常状態推定システム１００は、推定対象９の心臓の状態が異常な状態であることによって生じる危険を軽減することができる。
【００９８】
　また、異常状態推定システム１００は、通知判定部５２０と通信制御部５４０とを備えるため、運転手に対してではなく直接的に自動車９０に対して減速や停止を行わせる制御信号を送信することも可能である。したがって、異常状態推定システム１００は、推定対象９の心臓の状態が異常な状態であることによって生じる危険を軽減することができる。
【００９９】
（第１の変形例）
　心状態推定部４２０は、実行する心状態推定処理として、第１種心状態推定処理に代えて第２種心状態推定処理を実行してもよい。すなわち、心状態推定部４２０は、心状態時系列取得部４１０が取得した心状態信号が示す心状態時系列に対して第２種心状態推定処理を実行することで、推定対象９の心臓の状態を推定してもよい。
【０１００】
＜第２種心状態推定処理＞
　第２種心状態推定処理は、心状態時系列におけるＲ波の時間間隔ＲＲＩ（RR-Interval）に基づいて推定対象９の心臓の状態を推定する処理である。
【０１０１】
　第２種心状態推定処理は、例えば心状態時系列におけるＲＲＩが所定の閾値であるＲＲＩ下限閾値よりも小さい場合に、推定対象９の心臓の状態が異常であると推定する処理である。ＲＲＩ下限閾値は、例えば心臓の状態が正常な人の運動時のＲＲＩである。心臓の状態が正常な人の運動時のＲＲＩより大きな値は、例えば６００ｍｓである。
【０１０２】
　ＲＲＩ下限閾値が心臓の状態が正常な人の運動時のＲＲＩである場合に心状態時系列のＲＲＩがＲＲＩ下限閾値よりも小さい場合、心室頻拍の発生の可能性が高い。そのため、心状態時系列におけるＲＲＩがＲＲＩ下限閾値よりも小さいか否かによって心臓の状態を推定することで、推定対象９の心臓について心室頻拍が発生するような異常な状態であるか否かの推定が可能である。
【０１０３】
　第２種心状態推定処理では、心状態時系列におけるＲＲＩが、ＲＲＩ下限閾値とは異なる所定の閾値であるＲＲＩ上限閾値よりも大きい場合に、推定対象９の心臓の状態が異常であると推定してもよい。心臓の状態が異常である場合、心臓の活動が低下して脈拍数が下がる場合がある。すなわち、心臓の状態が異常である場合、徐脈が生じる場合がある。
【０１０４】
　心状態時系列におけるＲＲＩがＲＲＩ上限閾値よりも大きいか否かによって心臓の状態を推定することで、推定対象９の心臓について徐脈が発生するような異常な状態であるか否かの推定が可能である。ＲＲＩ上限閾値は、徐脈の発生を推定できる値が好ましく、例えば１０００ｍｓ以上であることが望ましい。
【０１０５】
　第２種心状態推定処理では、ＲＲＩ下限閾値とＲＲＩ上限閾値と用いて推定対象９の心臓の状態を推定してもよい。
【０１０６】
　第２種心状態推定処理は、さらに環境情報も用いて推定対象９の心臓の状態を推定する処理であってもよい。第２種心状態推定処理が推定対象９の心臓の状態の推定に用いる環

境情報は、例えば加速度センサやジャイロセンサ等の慣性センサによって取得された情報であって推定対象９の加速度を示す情報（以下「検知対象加速度情報」という。）である。すなわち、第２種心状態推定処理が推定対象９の心臓の状態に環境情報を用いる場合、環境情報の提供元の環境センサ３は例えば慣性センサである。

【０１０７】

ＲＲＩは、推定対象９の心臓の状態が心室頻拍の発生する状態には無い場合であって正常であっても、推定対象９が運動した場合に小さくなる。そのため、心状態時系列だけでなく検知対象加速度情報も用いる第２種心状態推定処理は、心状態時系列だけに基づく第２種心状態推定処理よりも高い精度で推定対象９の心臓の状態を推定することが可能である。

【０１０８】

心状態時系列だけでなく検知対象加速度情報も用いる第２種心状態推定処理では、正常判定が行われる。正常判定は、心状態時系列から得られるＲＲＩが所定の基準よりも小さくなった場合であっても、検知対象加速度情報から得られる統計量が所定の条件を満たす閾値を超えている場合には、推定対象９の心臓の状態は正常であると判定される処理である。

【０１０９】

以下、正常判定における閾値が満たす所定の条件を正常閾値条件という。正常閾値条件は、例えば、予め定められた所定の値という条件である。このような場合、正常閾値条件を満たす閾値は、予め定められた所定の値である。正常判定では、心状態時系列から得られるＲＲＩが所定の基準よりも小さくなった場合であって、なおかつ、検知対象加速度情報に基づいて算出される統計量が正常閾値条件を満たす閾値を超えていない場合にのみ、推定対象９の心臓の状態が異常であると判定される。

【０１１０】

なぜなら、ＲＲＩが小さくなったとしても、検知対象加速度情報から得られる統計量が大きい場合には、ＲＲＩの減少は、心臓の状態異常によって生じたものではなく、推定対象９の移動又は運動によって生じた可能性が高いからである。

【０１１１】

なお、検知対象加速度情報から得られる統計量とは、具体的には慣性センサによって取得された情報であって推定対象９の加速度を示す情報の時系列が示す各サンプルの値の分布の統計量である。

【０１１２】

なお、正常判定における統計量は、例えば３軸の加速度の値の絶対値を所定の一定時間で積算した値である。しかしながら、正常判定における統計量は、検知対象加速度情報に基づいて算出される統計量であればどのような値であってもよく、３軸の加速度の値の絶対値を所定の一定時間で積算した値に限らない。

【０１１３】

正常閾値条件は、必ずしも予め定められた所定の値という条件である必要は無い。正常閾値条件は、例えば期間に関する所定の条件（以下「正常判定期間条件」という。）を満たす過去の時間区間における検知対象加速度情報に基づいて算出される統計量であってもよい。正常判定期間条件は、例えば３秒前という条件である。

【０１１４】

正常閾値条件は、例えば正常判定期間条件を満たす過去の時間区間における検知対象加速度情報を説明変数とする所定の関数の目的変数の値である、という条件であってもよい。

【０１１５】

第２種心状態推定処理が推定対象９の心臓の状態の推定に用いる環境情報は、例えば推定対象９の位置情報を含んでもよい。推定対象９の位置情報は、例えばＧＰＳ（Global Positioning System）等の位置情報を取得する技術を用いて取得された情報である。すなわち、位置情報を取得する環境センサ３は、例えばＧＰＳ機能を搭載したスマートフォン等のＧＰＳ等の位置情報を取得する技術を用いて推定対象９の位置情報を取得する装置で

ある。
【０１１６】
推定対象９が自動車９０を運転している際、激しい運動は行われていないことが多い。したがって、推定対象９が車道にいることを示す情報や時刻５０ｋｍ等の歩行速度以上の速度で推定対象９が移動していることを示す情報が位置情報に基づいて取得される場合のＲＲＩの低下は、推定対象９が運動したことで生じたＲＲＩの低下では無い。
【０１１７】
そのため、推定対象９が車道にいることを示す情報や時刻５０ｋｍ等の歩行速度以上の速度で推定対象９が移動していることを示す情報が位置情報に基づいて取得される場合のＲＲＩの低下は、推定対象９の心臓の状態が異常である確率が高いことを意味する。このため、第２種心状態推定処理が位置情報にも基づいて推定対象９の心臓の状態を推定する場合、位置情報を用いずに推定対象９の心臓の状態を推定する場合よりも、高い精度で推定対象９の心臓の状態を推定することができる。
【０１１８】
このように構成された第１の変形例の異常状態推定システム１００は、平均や偏差といった統計量の算出の処理、閾値を超えるか否かの判定の処理、期間や回数等をカウントする処理等の計算量の少ない処理のみで推定対象９の心臓の状態を推定する。そのため、異常状態推定システム１００は、心臓の異常の推定に要する計算量を削減することができる。
【０１１９】
（第２の変形例）
心状態推定部４２０は、実行する心状態推定処理として、第１種心状態推定処理に代えて第３種心状態推定処理を実行してもよい。すなわち、心状態推定部４２０は、心状態時系列取得部４１０が取得した心状態信号が示す心状態時系列に対して第３種心状態推定処理を実行することで、推定対象９の心臓の状態を推定してもよい。
【０１２０】
＜第３種心状態推定処理＞
第３種心状態推定処理は、第１種心状態推定処理と、第２種心状態推定処理と、第１統合推定処理とを実行する処理である。第１統合推定処理は、第１種心状態推定処理の推定結果と第２種心状態推定処理の推定結果とに基づいて、推定対象９の心臓の状態を推定する処理である。
【０１２１】
心臓の異常によって生じる現象の１つである心室細動においては、ＱＲＡ波形が不規則である（非特許文献２参照）。
【０１２２】
第３種心状態推定処理では、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理とが実行された後に、第１統合推定処理が実行される。第１統合推定処理では、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理とがどちらも推定対象９の心臓の状態が異常であると推定した場合にのみ、推定対象９の心臓の状態は異常であると推定される。
【０１２３】
そのため、第１統合推定処理では、例えば第１種心状態推定処理の実行により心臓の状態が異常であると推定された場合であっても第２種心状態推定処理の実行による推定結果が心臓の状態を正常であると推定した場合に、推定対象９の心臓の状態は正常であると推定される。
【０１２４】
このように第３種心状態推定処理は、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理とのどちらか一方の推定結果だけでなく、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理との両方の推定結果を用いて推定対象９の心臓の状態を推定する処理である。
【０１２５】
そのため、このように構成された第２の変形例の異常状態推定システム１００は、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理とのどちらか一方の推定結果を用いて推定対象

９の心臓の状態を推定する場合よりも、高い精度で推定対象９の心臓の状態を推定することができる。すなわち、第２の変形例の異常状態推定システム１００は、不応期における信号の発生とＱＲＳ波形の不規則性との２つの条件に基づいて推定対象９の心臓の状態を推定するため、高い精度で推定対象９の心臓の状態を推定することができる。

【０１２６】

なお不応期における信号の発生とは、ピーク期間出現条件が満たされることを意味する。

【０１２７】

なお、第３種心状態推定処理において実行される第２種心状態推定処理では、必ずしもＲＲＩが閾値を超えるか否かによって推定対象９の心臓の状態が推定される必要は無く、ＲＲＩの統計量を用いて推定対象９の心臓の状態が推定されてもよい。すなわち、心室細動におけるＱＲＳ波形の不規則性が、ＲＲＩの不規則性としてＲＲＩの統計量を用いて推定されることで、推定対象９の心臓の状態が推定されてもよい。

【０１２８】

ＲＲＩの統計量は、例えばＲＲＩの平均であってもよいし、偏差であってもよいし、分散値であってもよいし、中央値であってもよいし、絶対偏差であってもよいし、二乗平均平方根であってもよいし、パーセンタイル値であってもよいし、最大値であってもよいし、最小値であってもよい。

【０１２９】

例えばＲＲＩの統計量がＲＲＩの平均である場合、第３種心状態推定処理では、繰り返し算出されるＲＲＯの平均値の差分が所定の閾値を超えた場合であって不応期における信号の発生が確認されている際に、推定対象９の心臓の状態が異常であると推定される。

【０１３０】

なお、ＲＲＩの統計量は偏差等の平均以外の他の統計量であってもよい。ＲＲＩの統計量が他の統計量である場合であっても、繰り返し算出される統計量の差分が所定の閾値を超えるか否かにより、推定対象９の心臓の状態が異常であると推定される。

【０１３１】

（第３の変形例）

心状態推定部４２０は、実行する心状態推定処理として、第１種心状態推定処理に代えて第４種心状態推定処理を実行してもよい。すなわち、心状態推定部４２０は、心状態時系列取得部４１０が取得した心状態信号が示す心状態時系列に対して第４種心状態推定処理を実行することで、推定対象９の心臓の状態を推定してもよい。

【０１３２】

＜第４種心状態推定処理＞

第４種心状態推定処理は、第１種心状態推定処理と、第２種心状態推定処理と、第２統合推定処理とを実行する処理である。第２統合推定処理は、第１種心状態推定処理の推定結果と第２種心状態推定処理の推定結果とに基づいて、推定対象９の心臓の状態を推定する処理である。

【０１３３】

第２統合推定処理は、第２種心状態推定処理の推定結果が異常という結果であった場合には、第１種心状態推定処理の推定結果に関わらず、推定対象９の心臓の状態が異常であると推定する処理である。この点で第１統合推定処理と第２統合推定処理とは異なる。

【０１３４】

第２統合推定処理は、第１種心状態推定処理の推定結果が異常という結果であった場合であっても、第２種心状態推定処理の推定結果が正常という結果である場合には、推定対象９の心臓の状態が異常であると推定する処理である。第２統合推定処理は、第１種心状態推定処理の推定結果が正常という結果であった場合であって、第２種心状態推定処理の推定結果も正常という結果である場合には、推定対象９の心臓の状態が正常であると推定する処理である。

【０１３５】

第４種心状態推定処理では、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理とが実行さ

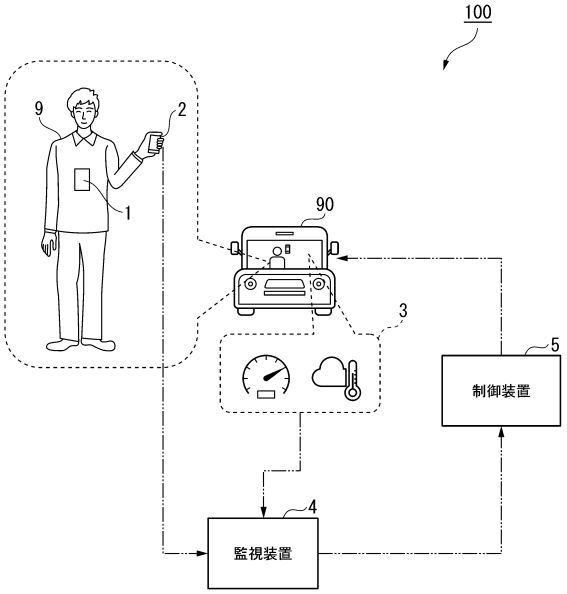
れた後に、第２統合推定処理が実行される。
【０１３６】
　このように第４種心状態推定処理は、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理とのどちらか一方の推定結果だけでなく、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理との両方の推定結果を用いて推定対象９の心臓の状態を推定する処理である。
【０１３７】
　そのため、このように構成された第３の変形例の異常状態推定システム１００は、第１種心状態推定処理と第２種心状態推定処理とのどちらか一方の推定結果を用いて推定対象９の心臓の状態を推定する場合よりも、高い精度で推定対象９の心臓の状態を推定することができる。
【０１３８】
　図１０は、変形例における第４種心状態推定処理が奏する効果を説明する説明図である。図１０は、正常な心電位を生じていた推定対象９に心室頻拍が生じた後、心室細動が生じる過程を示す。図１０は、時刻位置ｔ０から時刻位置ｔ１までの期間は、心臓が正常であることを示す。図１０は、時刻位置ｔ１から時刻位置ｔ２までの期間は、頻脈が発生していることを示す。図１０は、時刻位置ｔ２から時刻位置ｔ３までの期間は、心室粗動又は心室細動が生じていることを示す。図１０における時刻ｔ２から時刻ｔ３までの期間の波形は、例えば心肺虚血などにより脈が弱くなることを示す波形の一例である。図１０は、時刻位置ｔ３以降に、心停止の状態に移行することを示す。
【０１３９】
　図１０における枠Ａ１で囲まれた波形は、第２種心状態推定処理により異常と推定される波形の一例である。図１０における枠Ａ２で囲まれた波形は、第１種心状態推定処理により異常と推定される波形の一例である。図１０における領域Ａ３で囲まれた波形は、心停止に至る波形の一例である。
【０１４０】
　（第４の変形例）
　心状態推定部４２０は、実行する心状態推定処理として、第１種心状態推定処理に代えて第５種心状態推定処理を実行してもよい。すなわち、心状態推定部４２０は、心状態時系列取得部４１０が取得した心状態信号が示す心状態時系列に対して第５種心状態推定処理を実行することで、推定対象９の心臓の状態を推定してもよい。
【０１４１】
＜第５種心状態推定処理＞
　第５種心状態推定処理は、心停止の状態を推定する点で第１種心状態推定処理～第４種心状態推定処理と異なる。心停止の状態は、例えば図１０の時刻ｔ３以降の状態である。第５種心状態推定処理では、第１種心状態推定処理と、第２種心状態推定処理と、第１統合推定処理と、第２統合推定処理と、心停止推定処理とを実行する処理である。第５種心状態推定処理では、第１種心状態推定処理及び第２種心状態推定処理の実行後に第１統合推定処理及び第２統合推定処理が実行され、その次に心停止推定処理が実行される。
【０１４２】
　心停止推定処理は、異常発生時刻位置以降の所定の期間内における心状態量の分布の偏差が所定の閾値以下である場合に、推定対象９の心臓の状態が心停止の状態であると推定する処理である。異常発生時刻位置は、第１統合推定処理又は第２統合推定処理によって推定対象９の心臓の状態が異常であると推定された時刻位置である。
【０１４３】
　心停止時には、拍動に伴う心電位の変動は略ゼロであり、０ｍＶに略同一である。そのため、心停止推定処理では、例えば２００ｍｓ毎に心状態量の分布の偏差を算出する処理と、算出された偏差が±１５ｍＶの範囲外にあるか否かを判定する処理とが実行される。
【０１４４】
　そのため、このように構成された第４の変形例の異常状態推定システム１００は、第５種心状態推定処理の実行により、心停止を検知することができる。

【０１４５】
（第５の変形例）
心状態推定部４２０では、アナログフィルタ、ＦＩＲ（Finite Impulse Response）やＩＲ（Infinite Impulse Response）等のデジタルフィルタ、移動平均を適用する移動平均フィルタ等の各種の信号処理を行うフィルタを用いた心状態時系列の波形の整形が行われてもよい。フィルタの使用により例えば心状態時系列に含まれるノイズ成分が除去される。
【０１４６】
統計量算出処理で算出される統計量は、平均と偏差とに限らず、分散値、平均値、中央値、絶対偏差、二乗平均平方根、パーセンタイル値、最大値、最小値などの統計量であってもよい。
【０１４７】
ピーク判定対象期間の設定については、サンプリングレートに合わせてデータが更新されるごとに０ミリ秒からの新たなピーク判定対象期間が設定され、各ピーク判定対象期間が重なるように設定されてもよい。
【０１４８】
ピーク期間出現条件は、必ずしもピーク期間が連続という条件を含む必要は無い。そのため、ピーク期間出現条件は、例えば１０００ミリ秒のなかで連続か非連続かに関わらず４回以上ピーク期間が発生する、という条件であってもよい。
【０１４９】
監視装置４は、ネットワークを介して通信可能に接続された複数台の情報処理装置を用いて実装されてもよい。この場合、監視装置４が備える各機能部は、複数の情報処理装置に分散して実装されてもよい。
【０１５０】
制御装置５は、ネットワークを介して通信可能に接続された複数台の情報処理装置を用いて実装されてもよい。この場合、制御装置５が備える各機能部は、複数の情報処理装置に分散して実装されてもよい。
【０１５１】
なお、監視装置４と制御装置５とは、必ずしも異なる装置として実装される必要は無い。監視装置４と制御装置５とは、例えば両者の機能を併せ持つ１つの装置として実装されてもよい。例えば制御部４１が通知判定部５２０を備えてもよい。
【０１５２】
なお、異常状態推定システム１００の各機能の全て又は一部は、ＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit）やＰＬＤ（Programmable Logic Device）やＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）等のハードウェアを用いて実現されてもよい。プログラムは、コンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録されてもよい。コンピュータ読み取り可能な記録媒体とは、例えばフレキシブルディスク、光磁気ディスク、ＲＯＭ、ＣＤ－ＲＯＭ等の可搬媒体、コンピュータシステムに内蔵されるハードディスク等の記憶装置である。プログラムは、電気通信回線を介して送信されてもよい。
【０１５３】
なお監視装置４は状態推定装置の一例である。
【０１５４】
以上、この発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計等も含まれる。
【符号の説明】
【０１５５】
１００…異常状態推定システム、１…生体信号取得装置、２…中継端末、３…環境センサ、４…監視装置、５…制御装置、４１…制御部、４２…入力部、４３…通信部、４４…記憶部、４５…出力部、４１０…心状態時系列取得部、４２０…心状

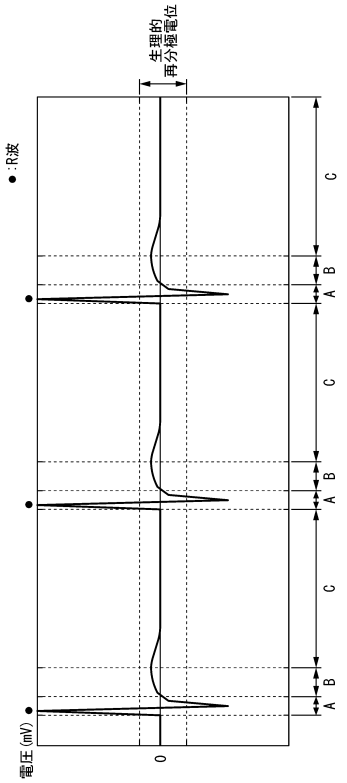
態推定部、　４３０…記憶制御部、　４４０…通信制御部、　４５０…出力制御部、　４６０…環境情報取得部、　５１…制御部、　５２…入力部、　５３…通信部、　５４…記憶部、　５５…出力部、　５１０…推定結果取得部、　５２０…通知判定部、　５３０…記憶制御部、　５４０…通信制御部、　５５０…出力制御部、　９１…プロセッサ、　９２…メモリ、　９３…プロセッサ、　９４…メモリ、　９…推定対象、　９０…自動車

【図面】

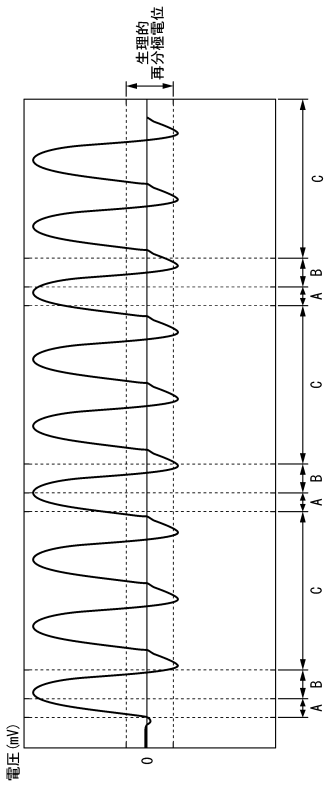
【図１】



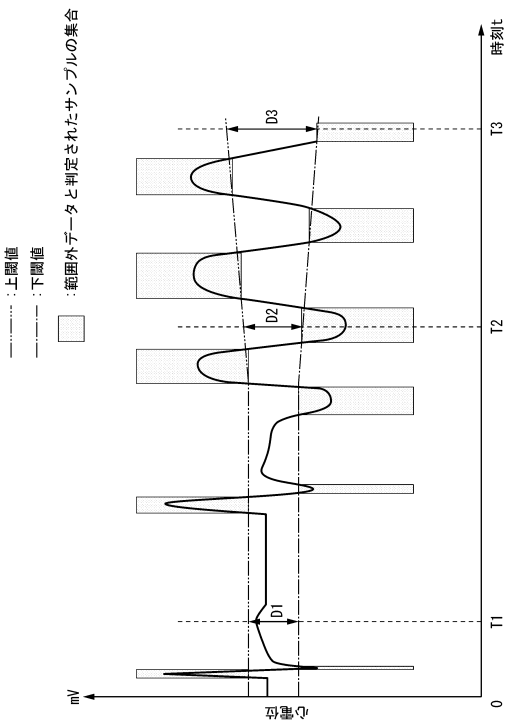

【図２】



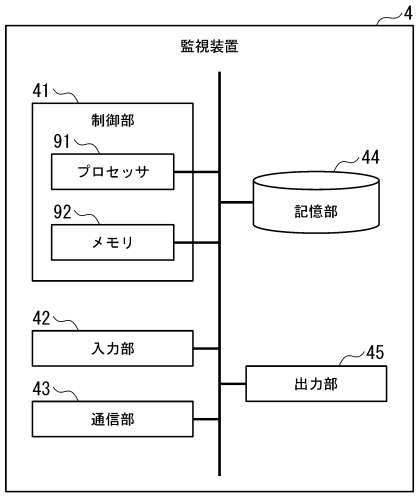
【図３】


生理的
再分極電位
電圧 (mV)
0
A
B
C

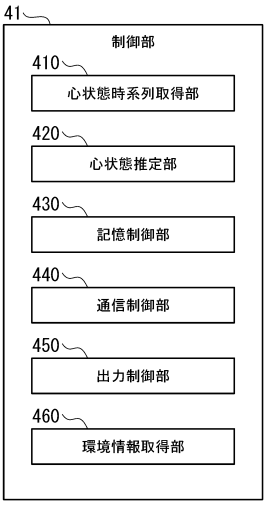
【図４】


：上閾値
：下閾値
：範囲外データと判定されたサンプルの集合
心電位
mV
0
時刻t
T1
T2
T3
D1
D2
D3

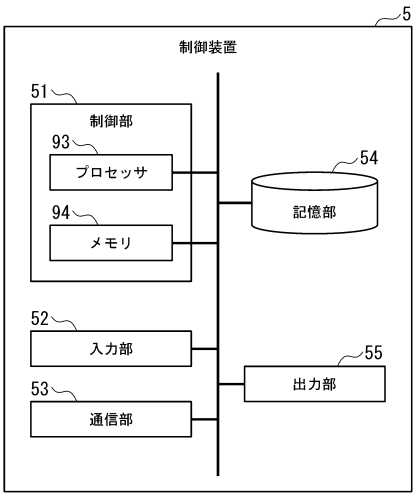
【図５】


4
監視装置
41
制御部
91
プロセッサ
92
メモリ
44
記憶部
42
入力部
43
通信部
45
出力部

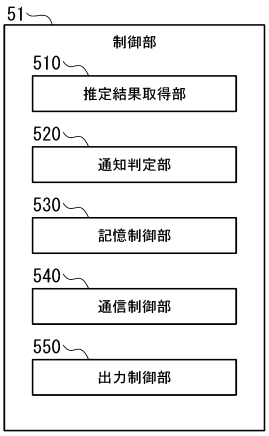
【図６】


41
制御部
410
心状態時系列取得部
420
心状態推定部
430
記憶制御部
440
通信制御部
450
出力制御部
460
環境情報取得部

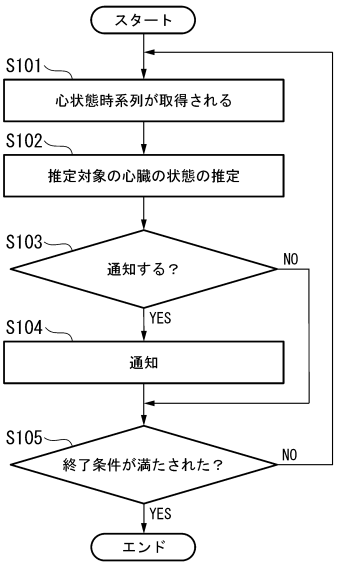
【図７】


5
制御装置
51
制御部
93
プロセッサ
94
メモリ
54
記憶部
52
入力部
55
出力部
53
通信部

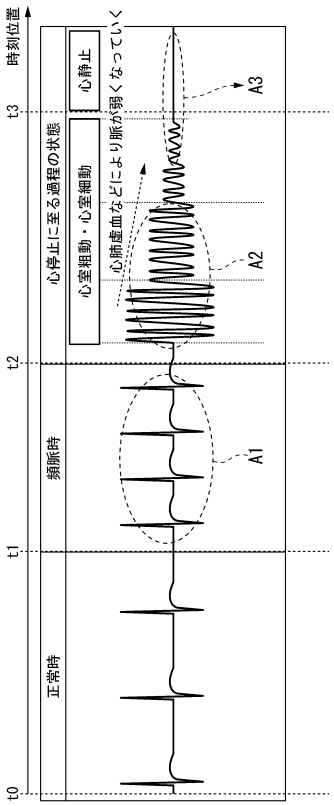
【図８】


51
制御部
510
推定結果取得部
520
通知判定部
530
記憶制御部
540
通信制御部
550
出力制御部

【図９】


スタート
S101
心状態時系列が取得される
S102
推定対象の心臓の状態の推定
S103
通知する？
NO
YES
S104
通知
S105
終了条件が満たされた？
NO
YES
エンド

【図１０】


時刻位置
t3
t2
t1
t0
心停止に至る過程の状態
心静止
心室粗動・心室細動
心肺虚血などにより脈が弱くなっていく
頻脈時
正常時
A3
A2
A1

フロントページの続き

東京都千代田区大手町一丁目５番１号 日本電信電話株式会社内
(72)発明者 山口 真澄
東京都千代田区大手町一丁目５番１号 日本電信電話株式会社内
(72)発明者 後藤 東一郎
東京都千代田区大手町一丁目５番１号 日本電信電話株式会社内

審査官 中元 淳二
(56)参考文献 特表２０１８－５０４１４８（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１９／０３８０６１０（ＵＳ，Ａ１）
(58)調査した分野 (Int.Cl.，ＤＢ名)
Ｇ１６Ｈ １０／００－８０／００