

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2021年12月16日(16.12.2021)



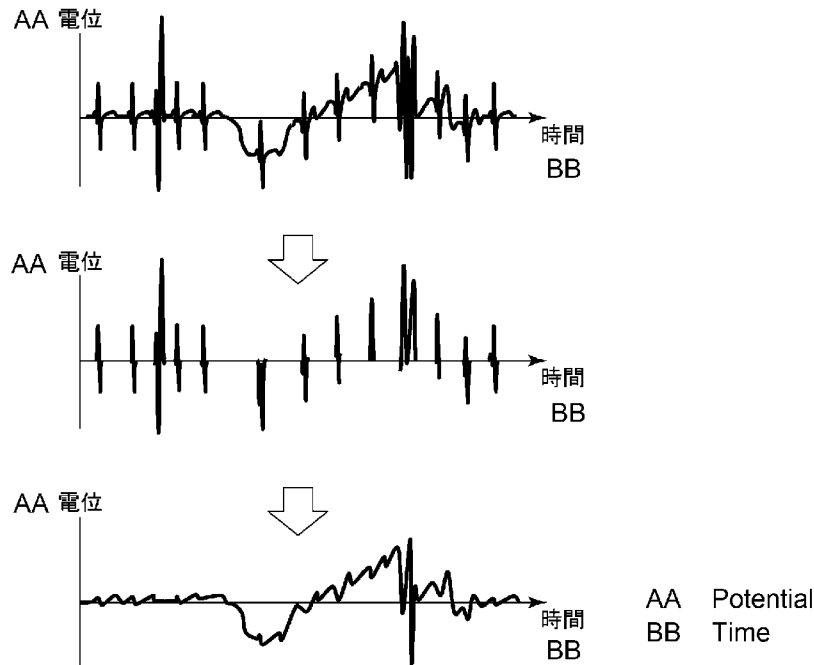
(10) 国際公開番号

WO 2021/250794 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/346 (2021.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/022760
- (22) 国際出願日: 2020年6月10日(10.06.2020)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 日本電信電話株式会社 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 江口 佳那 (EGUCHI, Kana); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝三丁目2番1号 セレスティン芝三井ビルディング11階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: BIOLOGICAL INFORMATION PROCESSING DEVICE, BIOLOGICAL INFORMATION PROCESSING METHOD, AND BIOLOGICAL INFORMATION PROCESSING PROGRAM

(54) 発明の名称: 生体情報処理装置、生体情報処理方法及び生体情報処理プログラム



(57) Abstract: A biological information processing device in one embodiment comprises: an electrocardiogram acquisition unit which acquires an electrocardiogram of a subject; an R wave extraction unit which extracts an R wave from the electrocardiogram; an R wave removal unit which removes the R wave from the electrocardiogram and calculates a no-R-wave electrocardiogram in which the R wave is not included; a measurement abnormality signal component ex-



WO 2021/250794 A1

MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

traction unit which extracts a measurement abnormality signal component from the no-R-wave electrocardiogram; and a measurement state determination unit which determines, on the basis of the measurement abnormality signal component, a measurement state of the electrocardiogram of the subject, and generates measurement state determination information including the determination result of the measurement state of the electrocardiogram.

(57) 要約 : 一実施形態では、生体情報処理装置は、被験者の心電図を取得する心電図取得部と、前記心電図からR波を抽出するR波抽出部と、前記心電図から前記R波を除去し、前記R波が含まれないR波なし心電図を算出するR波除去部と、前記R波なし心電図から計測異常信号成分を抽出する計測異常信号成分抽出部と、前記計測異常信号成分に基づいて前記被験者の前記心電図の計測状態を判定し、前記心電図の計測状態の判定結果を含む計測状態判定情報を生成する計測状態判定部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

生体情報処理装置、生体情報処理方法及び生体情報処理プログラム

技術分野

[0001] この発明の一態様は、生体情報処理装置、生体情報処理方法及び生体情報処理プログラムに関する。

背景技術

[0002] 自律神経には、交感神経と迷走神経の二つがある。両自律神経は、各臓器などに広く分布し、循環や代謝をはじめとする不随意的な身体機能を制御する。多くの場合、両自律神経が一つの臓器を拮抗的に支配されているとされている。

[0003] 自律神経活動の一つである交感神経活動は、暗算負荷などのストレス刺激によって亢進することが知られている。

[0004] もう一つの自律神経である迷走神経は、当該神経が支配する各臓器において主に副交感性の神経活動を担うことから、副交感神経活動と同等に理解されることも多い。なお、「迷走神経」とは、厳密には脳神経のひとつである第X神経の名称であり、脳から各臓器などに至る当該神経すべてを指す。このため、支配対象となっている臓器の名称を付記することで、対象臓器における副交感神経活動を示す場合がある（例：心臓迷走神経）。

[0005] 自律神経が支配する臓器の一つに心臓がある。心臓は交感神経、迷走神経によって拮抗的に支配されており、両自律神経活動の静的なバランスを反映すると言われている。

[0006] 特に、隣接する二つのR波の間隔である瞬時心拍（ $RR I : R - R \text{ i n t e r v a l}$ ）のゆらぎは、両自律神経活動によって変化することが知られている。なお、R波とは、心電図計測によって得られる心電波形のひとつであり、心臓の脱分極活動を反映している。

[0007] 実環境で自律神経活動を推定する手法として、瞬時心拍変動の周波数スペ

クトル解析がある。この手法によれば、不等間隔である瞬時心拍を周波数スペクトルで解析した際の低周波成分（以降、 HRV_{LF} ともいう）は、交感神経活動と心臓迷走神経活動を反映する指標として解釈される。高周波成分（以降、 HRV_{HF} ともいう）は、心臓迷走神経活動を反映する指標として解釈される。

- [0008] 心電図を計測する手段のひとつとして、ホルター（Holter）心電計などのウェアラブルなデバイスがある。これらのデバイスを用いて取得する心電図は、電極の変形やズレをはじめとする電極異常、あるいは、体動、発汗、静電気など様々な要因によって計測異常が生じる。この計測異常は、心電図では、アーチファクトやノイズという形で確認できる。なお、ノイズ、アーチファクト共に、その持続時間は計測異常の継続時間によって変化する。
- [0009] アーチファクトとして観測される波形は、R波と酷似した周波数特性を持つため、一般的なフィルタリングで完全に除去するのは非常に困難である。このため、心電図を解析してR波を抽出するアルゴリズムは、アーチファクトをR波と誤判断して抽出してしまう場合もある。
- [0010] HRV_{LF} 及び HRV_{HF} は、解析対象となる全てのデータが正常な瞬時心拍である場合でのみ、自律神経活動を反映する。ここでいう正常な状態とは、計測対象と計測器両方において異常がない状態を意味する。計測対象の異常とは、被験者の不整脈などを指す。計測器の異常とは、心電図で計測異常が生じている状態を指す。
- [0011] 計測異常の一つであるアーチファクトをR波と誤判断したものは、その発生機序から、心臓の脱分極活動を一切反映しない。このため、解析対象となる瞬時心拍を構成するR波のうち、少なくとも一つがアーチファクトをR波と誤判断したものである場合、 HRV_{LF} 及び HRV_{HF} の何れも自律神経活動を反映するとは言えない。
- [0012] そこで、計測異常による瞬時心拍の異常値を除外する手法として、瞬時心拍の計測状態を利用した以下のような手法が提案されている。

[0013] [手法1]

瞬時心拍の計測状態を、当該瞬時心拍を構成する二つのR波それぞれの電位振幅情報に基づいて判別し、計測異常と思われる瞬時心拍を除外する（例えば、非特許文献1参照）。

[0014] [手法2]

手法1では対応が困難である、R波と同等の電位振幅特性を有する計測異常（例：筋電アーチファクトなど）を検出するために、統計特徴量を用いて予め対象心電図の計測状態を評価しておき、瞬時心拍を構成するR波にその情報を付与する。その上で、瞬時心拍を構成する二つのR波の電位情報に基づいて当該瞬時心拍の信頼を評価し、計測異常と思われる瞬時心拍を除外する（例えば、非特許文献2参照）。

先行技術文献**非特許文献**

- [0015] 非特許文献1：江口佳那，他，“QRS群電位特性を用いたウェアラブル心電計用のRRI計測信頼度評価”，信学技報 Vol.116, No.412, pp.171-176, 2017
非特許文献2：K. Eguchi, et.al, “R-R Interval Outlier Exclusion Method Based on Statistical ECG Values Targeting HRV Analysis Using Wearable ECG Devices”, Proceedings of the 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC' 18), pp. 5689-5692, 2018.

発明の概要**発明が解決しようとする課題**

- [0016] 上記手法1は、瞬時心拍を構成するR波の電位振幅情報を用いることで、一般的なフィルタリングの課題を克服している。しかし、心電図に生じる計測異常は、必ずしもR波と異なる電位振幅特性を有するとは限らない。特に筋電アーチファクトなどR波と同等の電位振幅特性を誤判定したR波については、異常として検出することができない。

[0017] 上記手法2は、手法1では対応が困難である、R波と同等の電位振幅特性を有する計測異常（例：筋電アーチファクトなど）を検出するために、任意時間長ごとの統計特徴量を用いて予め対象心電図の計測状態を評価し、瞬時心拍を構成するR波にその情報を付与することで、手法1の課題を克服している。しかし、統計特徴量に基づく計測状態評価結果を、当該特徴量の算出に用いた心電図全体に適用するために、正常に計測できているR波を、誤って計測異常とみなす場合がある。

[0018] この発明は、上記事情に着目してなされたもので、瞬時心拍の異常判別の精度を高める技術を提供しようとするものである。

課題を解決するための手段

[0019] この発明の一態様では、生体情報処理装置は、被験者の心電図を取得する心電図取得部と、前記心電図からR波を抽出するR波抽出部と、前記心電図から前記R波を除去し、前記R波が含まれないR波なし心電図を算出するR波除去部と、前記R波なし心電図から計測異常信号成分を抽出する計測異常信号成分抽出部と、前記計測異常信号成分に基づいて前記被験者の前記心電図の計測状態を判定し、前記心電図の計測状態の判定結果を含む計測状態判定情報を生成する計測状態判定部と、を備える。

発明の効果

[0020] この発明の一態様によれば、瞬時心拍の異常判別の精度を高めることができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]図1は、この発明の実施形態に係る生体情報処理システムの概略図である。

[図2]図2は、この発明の実施形態に係る心電図におけるR波と瞬時心拍（RR1）との関係を示す図である。

[図3]図3は、この発明の実施形態に係る心電図における計測異常の例を示す図である。

[図4]図4は、この発明の実施形態に係る生体情報処理装置のソフトウェア構

成を示すブロック図である。

[図5]図5は、この発明の実施形態に係る生体情報処理装置の処理手順と処理内容を示すフローチャートである。

[図6]図6は、この発明の実施形態に係る心電図からのR波の除去処理を例示する図である。

[図7]図7は、この発明の実施形態に係る計測異常信号成分の抽出処理を例示する図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、図面を参照してこの発明に係る実施形態を説明する。

(構成例)

図1は、生体情報処理システムSの概略図である。

生体情報処理システムSは、心電図計測装置1及び生体情報処理装置2を備える。

[0023] 心電図計測装置1は、被験者の心電図を計測し、計測した心電図を生体情報処理装置2へ送る。心電図計測装置1は、少なくとも2極の電極によって心電図の計測を行う。心電図は、循環器系の生体信号、例えば、心室の収縮と同期した周期的な信号の経時変化を表す。心電図は、心電波形ということもある。すなわち、心電図は、心臓の脱分極活動を反映するR波相当の心電を抽出可能な時系列データを含む。

[0024] 心電図計測装置1は、R波相当の心電を計測することができれば良く、計測した心電図の記録方法を含めた実現形態は問わない。例えば、心電図計測装置1は、ホルター心電計などの被験者に装着可能であって、計測した心電図を心電図計測装置内1に記録可能なウェアラブルデバイスとして形成されることができる。心電図計測装置1が自装置内に計測した心電図を記録するのは、心電図計測装置1及び生体情報処理装置2が別体で構成される場合、心電図計測装置1及び生体情報処理装置2が互いに別個に動作するからである。この例では、生体情報処理装置2は、心電図計測装置1による心電図の計測完了後に、心電図計測装置1内に記録されている心電図をバッチで取得

し、バッチ处理的に心電図を処理してもよい。また、心電図計測装置 1 は、生体情報処理装置 2 と一体的に形成される、つまり、生体情報処理システム S が 1 つのウェアラブルデバイスとして実現されてもよい。このように一体的に形成される場合、情報処理装置 2 は、心電図計測装置 1 による心電図の計測と同時に後述する心電図に関する各処理をリアルタイムで処理してもよい。この例では、心電図計測装置 1 は、自装置内に計測した心電図を記録しなくてもよい。また、心電図計測装置 1 は、生体情報処理システム S の外部に設けられてもよい。言い換えると、心拍変動解析システム S は、インターネット等のネットワークを介して、心電図計測装置 1 に相当する外部装置から被験者の心電図を計測した結果を、生体情報処理装置 2 に取り込むようにしてもよい。

[0025] 生体情報処理装置 2 は、心電図計測装置 1 で計測された心電図を取り込み、心電図を処理する。生体情報処理装置 2 は、例えば、マイクロコンピュータを具備した専用ハードウェア、スマートフォン、タブレット型端末、パーソナルコンピュータ（PC）などのコンピュータデバイスによって実現される。

[0026] 生体情報処理装置 2 は、制御部 2 1、通信 I / F（インタフェース）2 2 及び記憶部 2 3 を備える。制御部 2 1、通信 I / F 2 2 及び記憶部 2 3 は、バスを介して互いに通信可能に接続されている。

[0027] 制御部 2 1 は、生体情報処理装置 2 を制御する。制御部 2 1 は、中央処理ユニット（Central Processing Unit：CPU）などのハードウェアプロセッサを備える。

[0028] 通信 I / F 2 2 は、心電図計測装置 1 との間の通信を可能にするインタフェースである。例えば、通信 I / F 2 2 は、所定の規格により、心電図計測装置 1 との間の有線通信または無線通信を可能にする。

[0029] 記憶部 2 3 は、記憶媒体である。例えば、記憶部 2 3 は、記憶媒体として、HDD（Hard Disk Drive）またはSSD（Solid State Drive）などの随時書込み及び読出し可能な不揮発性メモ

りと、ROM (Read Only Memory) などの不揮発性メモリと、RAM (Random Access Memory) などの揮発性メモリとを組み合わせ構成される。記憶部 23 は、記憶領域に、プログラム記憶領域と、データ記憶領域とを備える。プログラム記憶領域は、OS (Operating System) などのミドルウェアに加えて、各種処理を実行するために必要なアプリケーション・プログラムを格納する。

[0030] ここで、心電図計測装置 1 で計測される心電図における R 波と瞬時心拍との関係について説明する。

図 2 は、心電図における R 波と瞬時心拍との関係を示す図である。

心電図は、図 2 に示すように、上記少なくとも 2 極の電極によって計測される電位の経時変化として表され、心臓の脱分極活動を反映する R 波 RW を含む。隣接する二つの R 波 RW の間隔が瞬時心拍 RR I である。

[0031] 図 3 は、心電図における計測異常の例を示す図である。

すなわち、計測異常は、心電図では、図 3 に示すような、アーチファクト ART 1 及びアーチファクト ART 2 またはノイズ NO 1 という形で確認できる。なお、アーチファクト ART 1 及びアーチファクト ART 2 並びにノイズ NO 1 共に、その持続時間は、計測異常の継続時間によって変化する。

[0032] 図 4 は、生体情報処理装置 2 のソフトウェア構成を示すブロック図である。

制御部 21 は、記憶部 23 に格納されているアプリケーション・プログラムを起動することにより、心電図取得部 211、R 波抽出部 212、心電図計測状態評価部 213、瞬時心拍算出部 214、瞬時心拍評価部 215 及び瞬時心拍異常値処理部 216 を実行する。

[0033] 心電図取得部 211 は、被験者の心電図を取得する。具体的には、制御部 21 が、心電図計測装置 1 からの心電図を、通信 I / F 22 を介して取り込み、記憶部 23 に記憶する。また、制御部 21 は、心電図計測装置 1 に相当する外部装置で計測された心電図を、当該装置から、または計測した心電図が保存されたサーバなどから、ネットワークを介して通信 I / F 22 により

受信して、記憶部 23 に記憶するようにしてもよい。さらには、特に図示はしていないが、通信 1 / F 22 が、生体情報処理装置 2 に対して着脱自在なリムーバブルメディア（メモリカード）のリード機能を有する場合には、制御部 21 は、心電図計測装置 1、あるいは心電図計測装置 1 に相当する外部装置で計測された心電図を、その記憶媒体を介して取得することも可能である。

[0034] R波抽出部 212 は、心電図取得部 211 によって取得された心電図から R波を抽出する。R波抽出部 212 は、記憶部 23 に記憶した心電図取得部 211 によって取得された心電図を解析し、R波を抽出する。実施形態では、具体的な R波の抽出方法は問わない。後続処理で必要がある場合については、R波抽出部 212 は、抽出された R波毎に R波関連情報を R波関連情報記録部 231 に保存する。R波関連情報は、抽出された R波に関連する情報である。例えば、R波関連情報は、電位情報に基づく R波電位振幅情報を含む。電位情報は、R波の電位に関する情報である、R波電位振幅情報は、R波の電位の振幅を示す情報である。

[0035] ここで、R波関連情報記録部 231 について説明する。R波関連情報記録部 231 は、記憶部 23 のデータ記憶領域の一部の領域に実現される。R波関連情報記録部 231 は、R波抽出部 212 によって抽出された R波毎に R波関連情報を記録する。例えば、R波関連情報記録部 231 は、電位情報に基づく R波電位振幅情報を記録する。R波電位振幅情報は、R波の計測状態として正常計測状態とアーチファクトの少なくとも二種を区別可能な情報の一例である。R波関連情報記録部 231 は、R波の計測状態として正常計測状態とアーチファクトの少なくとも二種を区別可能な情報を記録対象となる R波関連情報としていが、それ以外の情報については特に指定しない。例えば、R波関連情報記録部 231 は、R波抽出部 212 によって抽出された R波が出現した時間に関する情報を記録対象となる R波関連情報としてもよい。また、R波関連情報の具体的な記録形式については特に指定しない。R波関連情報記録部 231 による R波関連情報の記録は必須ではないが、瞬時心

拍評価部 215 が R 波電位振幅情報を付加的に用いて R 波の計測状態に基づき瞬時心拍の評価を行う場合については必要となる。

[0036] 心電図計測状態評価部 213 は、心電図計測装置 1 によって計測された心電図に基づいて心電図の計測状態を評価する。例えば、心電図計測状態評価部 213 は、R 波除去部 2131、計測異常信号成分抽出部 2132 及び計測状態判定部 2133 を備える。

[0037] R 波除去部 2131 は、心電図取得部 211 によって取得された心電図から R 波抽出部 212 によって取得された R 波を除去する。R 波除去部 2131 は、R 波が含まれない R 波なし心電図を算出する。

[0038] 計測異常信号成分抽出部 2132 は、R 波除去部 2131 によって算出された R 波なし心電図から計測異常信号成分を抽出する。

[0039] 計測状態判定部 2133 は、計測異常信号成分抽出部 2132 によって抽出された計測異常信号成分に基づいて被験者の心電図の計測状態を判定する。計測状態判定部 2133 は、判定に基づいて、計測状態判定情報を生成する。計測状態判定情報は、心電図の計測状態の判定結果を含む情報である。

[0040] 瞬時心拍算出部 214 は、R 波抽出部 212 によって抽出された R 波を用いて、時系列で隣接する二つの R 波の間隔である被験者の瞬時心拍を算出する。後続処理で必要がある場合については、瞬時心拍算出部 214 は、算出した瞬時心拍に関する瞬時心拍情報を瞬時心拍記録部 232 に保存する。

[0041] ここで、瞬時心拍記録部 232 について説明する。瞬時心拍記録部 232 は、記憶部 23 のデータ記憶領域の一部の領域に実現される。瞬時心拍記録部 232 は、瞬時心拍算出部 214 によって算出された瞬時心拍毎に瞬時心拍情報を記録する。瞬時心拍記録部 232 における情報の具体的な記録形式については特に指定しない。一例として、瞬時心拍情報は、瞬時心拍の行列、瞬時心拍を構成する 1 つ目の R 波の時刻情報（瞬時心拍の時間情報）と瞬時心拍の二つから構成されるデータ行列、などとすることが考えられる。瞬時心拍記録部 232 による瞬時心拍情報の記録は必須ではないが、瞬時心拍評価部 215 が瞬時心拍の時間情報を付加的に用いて R 波の計測状態に基づ

く瞬時心拍の評価を行う場合については必要となる。

[0042] 瞬時心拍評価部 2 1 5 は、瞬時心拍算出部 2 1 4 によって算出された瞬時心拍及び計測状態判定部 2 1 3 3 によって生成された計測状態判定情報を用いて、瞬時心拍評価情報を生成する。瞬時心拍評価情報は、瞬時心拍の評価を示す情報である。

[0043] なお、瞬時心拍の評価は、計測状態判定情報以外の評価基準を用いてもよい。例えば、瞬時心拍の評価は、R波電位振幅情報を考慮してもよい。この例では、瞬時心拍評価部 2 1 5 は、瞬時心拍及び計測状態判定情報に加えてR波関連情報記録部 2 3 1 に記録されたR波電位振幅情報を更に用いて、瞬時心拍評価情報を生成する。例えば、瞬時心拍の評価は、瞬時心拍の時間情報を考慮してもよい。この例では、瞬時心拍評価部 2 1 5 は、瞬時心拍及び計測状態判定情報に加えて瞬時心拍記録部 2 3 2 に記録された瞬時心拍の時間情報を更に用いて、瞬時心拍評価情報を生成する。例えば、瞬時心拍の評価は、R波電位振幅情報及び瞬時心拍の時間情報を考慮してもよい。この例では、瞬時心拍評価部 2 1 5 は、瞬時心拍及び計測状態判定情報に加えてR波電位振幅情報及び瞬時心拍の時間情報を更に用いて、瞬時心拍評価情報を生成する。

[0044] 瞬時心拍異常値処理部 2 1 6 は、瞬時心拍評価部 2 1 5 によって生成された瞬時心拍評価情報を用いて、瞬時心拍算出部 2 1 4 によって算出された瞬時心拍の異常値処理を行う。

[0045] (動作例)

以上のように構成された生体情報処理装置 2 により実行される動作を説明する。

図 5 は、生体情報処理装置 2 の処理手順と処理内容を示すフローチャートである。

ここでは、R波の電位振幅特性では判別が難しいアーチファクトを対象とし、そのアーチファクトを誤判定したものを異常値として除外する方法について説明する。

なお、以下で説明する処理手順は一例に過ぎず、各処理は可能な限り変更されてよい。また、以下で説明する処理手順について、実施形態に応じて、適宜、ステップの省略、置換、及び追加が可能である。

[0046] 心電図取得部 211 は、被験者の心電図を取得する（ステップ S1）。ステップ S1 では、心電図取得部 211 は、心電図計測装置 1 で計測された被験者の心電図を取得する。心電図取得部 211 は、取得した心電図を R 波抽出部 212 へ送る。

[0047] R 波抽出部 212 は、心電図取得部 211 によって取得された心電図から R 波を抽出する（ステップ S2）。ステップ S2 では、例えば、R 波抽出部 212 は、心電図の解析に基づいて心電図から R 波を抽出する。なお、瞬時心拍評価部 215 が R 波電位振幅情報を付加的に用いる場合、R 波抽出部 212 は、抽出された R 波毎に R 波関連情報を R 波関連情報記録部 231 に保存する。

[0048] R 波除去部 2131 は、心電図から R 波を除去し、R 波なし心電図を算出する（ステップ S3）。ステップ S3 における R 波除去部 2131 の処理は、心電図計測状態評価部 213 の第 1 ステップの処理である。ステップ S3 では、例えば、R 波除去部 2131 は、心電図取得部 211 によって取得された心電図の情報及び R 波抽出部 212 によって取得された R 波の情報に基づいて、心電図から R 波に相当する成分を除去する。

[0049] ここで、R 波除去部 2131 による心電図からの R 波の除去処理例について説明する。

図 6 は、心電図からの R 波の除去処理を例示する図である。

図 6 の上段は、心電図計測装置 1 で計測された心電図を示す。

R 波除去部 2131 は、R 波抽出部 212 によって抽出された各 R 波の観測時刻前後の任意時間の中に計測された値を切り出し、新たな行列 A を作成する。図 6 の中段は、各 R 波の観測時刻前後の任意時間の中に計測された値を示す。例えば、任意時間は、R 波を含む QRS 群の正常持続時間である 0.10 秒などである。任意時間は、R 波と思われる成分を除去できる時間幅

であれば、これに限定するものではない。R波除去部2131は、心電図計測装置1で計測された心電図から行列Aを差し引くことで心電図からのR波の除去処理を実現する。R波除去部2131は、心電図から行列Aを差し引いたR波なし心電図を算出する。図6の下段は、R波なし心電図を示す。心電図からR波を除去する処理は、心電図からのR波除去を可能な手法であればよく、図6に例示した手法に限定されるものではなく、実現手法を問わない。

[0050] 計測異常信号成分抽出部2132は、R波除去部2131によって算出されたR波なし心電図から計測異常信号成分を抽出する（ステップS4）。ステップS4における計測異常信号成分抽出部2132の処理は、心電図計測状態評価部213の第2ステップの処理である。ステップS4では、例えば、計測異常信号成分抽出部2132は、R波なし心電図から検出対象とする計測異常信号成分を抽出する。検出対象とする計測異常信号成分は、「R波の電位振幅特性では判別が難しいアーチファクト」である。「R波の電位振幅特性では判別が難しいアーチファクト」は、図3に例示したアーチファクトART2である。

[0051] ここで、計測異常信号成分抽出部2132による心電図からの計測異常信号成分の抽出処理例について説明する。

図7は、心電図からの計測異常信号成分の抽出処理を例示する図である。

図7の上段は、R波除去部2131によって算出されたR波なし心電図を示す。

一例として、計測異常信号成分抽出部2132は、低周波数成分を除去した後、高周波数成分の抽出を実施するという2ステップから成る抽出手法を行う。当該抽出手法の1ステップ目で行う低周波数成分の除去手法の例としては、固定的なカットオフ周波数を持つハイパスフィルタや、ケプストラム解析によるスペクトル包絡の除去などによる可変バンドパスフィルタなどがある。図7の中段は、R波なし心電図から低周波成分を除去された後の状態を示す。当該抽出手法の2ステップ目で行う高周波数成分の抽出手法の例

としては、信号のピーク包絡線算出などがある。図7の下段は、算出された包絡線を破線で示す。高周波数成分または包絡線は、計測異常信号成分の一例である。計測異常信号成分の抽出手法は、図7に例示したような包絡線を算出できれば、実現手法を問わない。

[0052] 計測状態判定部2133は、計測異常信号成分抽出部2132によって抽出された計測異常信号成分に基づいて被験者の心電図の計測状態を判定する（ステップS5）。ステップS5における計測状態判定部2133の処理は、心電図計測状態評価部213の第3ステップの処理である。ステップS5では、例えば、計測状態判定部2133は、計測異常信号成分抽出部2132によって算出された包絡線が一定値を超えた場合、心電図の計測状態を計測異常と判定することができる。別の例では、心電図計測状態評価部213は、計測異常信号成分抽出部2132によって算出された包絡線の接線の傾きが一定値を越えた場合、心電図の計測状態を計測異常と判定することができる。一定値は、いずれの場合も適宜設定または変更可能である。心電図計測状態評価部213は、心電図の計測状態の判定に基づいて、計測状態判定情報を生成する。例えば、心電図計測状態評価部213は、心電図の計測状態の判定に基づいて、計測異常と判定された計測異常区間を特定する。計測状態判定情報は、計測状態の判定結果として計測異常区間を示す情報を含む。計測異常区間を示す情報は、計測異常の開始時刻及び計測異常の終了時刻を示す情報を含んでいてもよい。例えば、心電図計測状態評価部213は、心電図の計測状態の判定に基づいて、正常計測状態と判定された正常計測状態区間を特定してもよい。正常計測状態区間は、心電図の計測された区間のうち計測異常区間以外の区間である。計測状態判定情報は、計測状態の判定結果として正常計測状態区間を示す情報を含んでいてもよい。計測異常区間を示す情報は、正常計測状態の開始時刻及び正常計測状態の終了時刻を示す情報を含んでいてもよい。

[0053] 瞬時心拍算出部214は、R波抽出部212によって抽出されたR波を用いて瞬時心拍を算出する（ステップS6）。ステップS6では、例えば、瞬

時心拍算出部 2 1 4 は、隣接する二つの R 波を用いて、二つの R 波の間隔である瞬時心拍を算出する。なお、瞬時心拍評価部 2 1 5 が瞬時心拍の時間情報を付加的に用いる場合、瞬時心拍算出部 2 1 4 は、瞬時心拍毎に瞬時心拍の時間情報 R 波関連情報を瞬時心拍記録部 2 3 2 に保存する。

[0054] 瞬時心拍評価部 2 1 5 は、計測状態判定部 2 1 3 3 によって生成された計測状態判定情報に基づいて、瞬時心拍算出部 2 1 4 によって算出された瞬時心拍の計測状態を評価する（ステップ S 7）。ステップ S 7 では、計測状態判定情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価に加えて、R 波電位振幅情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価及び瞬時心拍の時間情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価の少なくとも何れか一方を組み合わせてもよい。その際は、瞬時心拍評価部 2 1 5 は、R 波電位振幅情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価及び瞬時心拍の時間情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価を、計測状態判定情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価に先行して実施しておく。ここでは、計測状態判定情報のみに基づいて瞬時心拍の計測状態を評価する場合について説明する。

[0055] R 波の計測状態の例として正常計測状態とアーチファクトの二種を考慮するとする。瞬時心拍評価部 2 1 5 は、計測状態判定情報に含まれる計測異常区間を示す情報を参照し、計測異常区間において検出された全ての R 波を計測異常とみなし、当該 R 波の計測状態をアーチファクトと判別する。瞬時心拍評価部 2 1 5 は、計測状態判定情報に含まれる正常計測状態区間を示す情報を参照し、正常計測状態区間において検出された全ての R 波の計測状態を正常計測状態と判別する。瞬時心拍評価部 2 1 5 は、計測状態判定情報に含まれる計測異常区間を示す情報を参照し、計測異常区間以外の区間において検出された全ての R 波の計測状態を正常計測状態と判別するようにしてもよい。

[0056] 瞬時心拍評価部 2 1 5 は、各 R 波について判別された計測状態に基づき、隣接する二つの R 波から構成される瞬時心拍を評価する。例えば、瞬時心拍評価部 2 1 5 は、以下の表 1 に示すような、瞬時心拍を構成する R 波の計測

状態の組み合わせに応じた評価値を割り当てる。

[0057] [表1]

#	判別結果	状態の詳細	評価値
1	「R」、「R」	二つとも正常計測状態	1
2	「R」、「A」	片方は正常計測状態、 他方はアーチファクト	0.4
3	「A」、「R」		
4	「A」、「A」	二つともアーチファクト	0

[0058] すなわち、R波の計測状態の例として、正常計測状態とアーチファクトの二種を考慮するとき、瞬時心拍評価部215は、瞬時心拍を構成するR波の計測状態の判別結果の組み合わせは、表1に示す通り番号#1～#4で示されるパタンのいずれかとなる。なお、通り番号の形式は、上記に限られない。

[0059] 表1における判別結果の「R」は正常計測状態を示し、「A」はアーチファクトを示す。つまり、表1における通り番号#1に対応する判別結果の「R、R」は、隣接する1つ目及び2つ目のR波の計測状態の判別結果がともに正常計測状態であることを示す。表1における通り番号#2に対応する判別結果の「R、A」は、隣接する1つ目のR波の計測状態の判別結果が正常計測状態で、2つ目のR波の計測状態の判別結果がアーチファクトであることを示す。表1における通り番号#3に対応する判別結果の「A、R」は、隣接する1つ目のR波の計測状態の判別結果がアーチファクトで、2つ目のR波の計測状態の判別結果が正常計測状態であることを示す。表1における通り番号#4に対応する判別結果の「A、A」は、隣接する1つ目及び2つ目のR波の計測状態の判別結果がともにアーチファクトであることを示す。

[0060] 表1における「状態の詳細」は、表1における同じ行の判別結果に基づき、隣接する二つのR波の計測状態の詳細を示す。

「状態の詳細」の表現では、瞬時心拍を構成する二つのR波の計測状態の判別結果の組み合わせのみが区別され、時系列の前後は区別されない。つまり、表1に示した例では、計測状態の判別結果の組み合わせは、通り番号#1～#4に対応する4通りであるが、通り番号#2及び#3に対応する「状

態の詳細」は、同じ「片方は正常計測状態、他方はアーチファクト」となる。このため、表1における「状態の詳細」は、3通りである。

[0061] 本実施形態では、表1の「状態の詳細」ごとの評価を行う場合について説明するが、それ以外の評価基準が設けられてもよい。例えば、同じ「状態の詳細」であっても、二つのR波の前後の情報が判別可能な評価基準が設けられてもよい。

[0062] 瞬時心拍評価部215は、状態の詳細が容易に区別できるよう、各状態に別個の評価値を割り当てる。評価値の一例が、表1の「評価値」として示されている。なお、この評価値はあくまでも一例であり、本実施形態では評価値の決め方を特に限定しない。次に、表1における「評価値」について説明する。この「評価値」は、表1における同じ行の「状態の詳細」で示される状態である、瞬時心拍を構成する二つのR波のそれぞれの計測状態の信頼性を、0から1の間の数値で表現し、「状態の詳細」で示される各状態に対して、任意の評価値を割り当てたものである。なお、評価値の範囲、及び各状態に対する評価値の刻み方は特に限られず、例えば1から10の間で、各状態に対し1刻みで異なる評価値を割り当ててもいいし、各状態の間で評価値の刻み幅が異なってもよい。また、評価値に代えて、例えば、横棒グラフの長さ（例えば横棒グラフの長さが長いほど信頼性が高い）などを用いてもよい。

[0063] 評価値の具体例を説明する。表1に示すように、通し番号#1における「状態の詳細」が「二つとも正常計測状態」のとき、この通し番号#1における「評価値」は、最高値の「1」となる。

[0064] また、「状態の詳細」の表現と同じく、「評価値」の表現では、瞬時心拍を構成する二つのR波の計測状態の判別結果の組み合わせのみを区別し、時系列の前後を区別しない。つまり、通し番号#2及び#3における「状態の詳細」は、共通した「片方は正常計測状態、他方はアーチファクト」であり、これら通し番号#2及び#3における「評価値」は、#1における「評価値」に対して0.6減じた、共通した「0.4」である。

[0065] 通し番号#4における「状態の詳細」は、「二つともアーチファクト」であり、この通し番号#4における「評価値」は、#2、#3における「評価値」に対して0.4減じた、最低値の「0」である。

[0066] 瞬時心拍評価部215は、瞬時心拍の評価に基づいて、瞬時心拍評価情報を生成する。例えば、瞬時心拍評価情報は、各瞬時心拍に割り当てられた評価値を示す情報である。瞬時心拍評価部215は、上記例示したように、瞬時心拍及び計測状態判定情報を用いて、瞬時心拍評価情報を生成することができる。

[0067] 瞬時心拍異常値処理部216は、瞬時心拍評価部215によって生成された瞬時心拍評価情報を用いて、瞬時心拍算出部214によって算出された瞬時心拍の異常値処理を行う（ステップS8）。ステップS8では、例えば、瞬時心拍異常値処理部216は、瞬時心拍評価情報に基づいて、異常値判別に設定された評価値よりも低い値の瞬時心拍を異常値とみなす。瞬時心拍異常値処理部216は、異常値とみなした瞬時心拍を後段処理に引き渡す瞬時心拍の時系列データから除外する。具体的な除外手法については特に限定されない。例えば、心拍特徴量の算出など、アーチファクトが後段処理に引き渡す瞬時心拍の時系列データに含められてはならない場合には評価値「1」が必要となるため、瞬時心拍異常値処理部216は、評価値「0.4」以下の評価値を有する瞬時心拍を異常値とみなして、それらを後段処理に引き渡す瞬時心拍の時系列データから除外する。

[0068] なお、上述のステップS4における計測異常信号成分の抽出処理及びステップS5における心電図の計測状態の判定処理の具体的な信号処理方式については上述の例に限定されない。

ステップS4において、計測異常信号成分抽出部2132は、正極性の信号成分と負極性の信号成分を別個で処理することができる。この例では、ステップS5において、計測状態判定部2133は、正極性の信号成分と負極性の信号成分について別個に心電図の計測状態を判定してもよい。計測状態判定部2133は、正極性の信号成分と負極性の信号成分のうちのいずれか

片方において計測異常と判定された区間を計測異常区間とみなしてもよい。これに代えて、計測状態判定部 2133 は、正極性の信号成分と負極性の信号成分の両方において計測異常と判定された区間のみを計測異常区間とみなすようにしてもよい。

[0069] またステップ S4 において、上記例示した実現手段とは別の実現手段として、正極性の信号成分と負極性の信号成分を合わせて評価する手段がある。この例では、計測異常信号成分抽出部 2132 は、信号の絶対値を取るなどして負極性の成分を正極側に折り返した後に包絡線を算出することができる。あるいは、計測異常信号成分抽出部 2132 は、ピーク包絡線に代えて、RMS (Root Mean Square) 包絡線を算出することができる。計測異常信号成分抽出部 2132 がこれらの手段によって正極性の信号成分と負極性の信号成分を合わせて包絡線を算出することができるとした上で、ステップ S5 において、計測状態判定部 2133 は、当該包絡線に基づいて被験者の心電図の計測状態を判定することとしてもよい。

[0070] なお、ステップ S7 において、瞬時心拍評価部 215 が計測状態判定情報のみに基づいて瞬時心拍評価情報を生成する例について説明したが、これに限定されない。瞬時心拍評価部 215 は、計測状態判定情報に加えて瞬時心拍の評価基準として R 波電位振幅情報を更に用いて、瞬時心拍評価情報を生成してもよい。この例では、瞬時心拍評価部 215 は、上述の計測状態判定情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価に、公知の手法などによる R 波電位振幅情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価を加味し、瞬時心拍の計測状態を評価することができる。瞬時心拍評価部 215 は、瞬時心拍の計測状態の評価に基づいて瞬時心拍評価情報を生成することができる。瞬時心拍評価部 215 は、計測状態判定情報に加えて瞬時心拍の評価基準として瞬時心拍の時間情報を更に用いて、瞬時心拍評価情報を生成してもよい。この例では、瞬時心拍評価部 215 は、上述の計測状態判定情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価に、公知の手法などによる瞬時心拍の時間情報に基づく瞬時心拍の計測状態の評価を加味し、瞬時心拍の計測状態を評価することができる。

瞬時心拍評価部 215 は、瞬時心拍の計測状態の評価に基づいて瞬時心拍評価情報を生成することができる。瞬時心拍評価部 215 は、計測状態判定情報に加えて瞬時心拍の評価基準として R 波電位振幅情報及び瞬時心拍の時間情報の両方を更に用いて、瞬時心拍評価情報を生成してもよい。

[0071] なお、ステップ S1～S6 などに例示した計測異常判別に関する処理は、脈波や呼吸曲線など、心電図と同様に周期的な特徴を持つ循環器系の信号に対して計測異常判別の一手法として適用しても良い。

[0072] (作用効果)

以上述べたように実施形態では、生体情報処理装置 2 は、R 波なし心電図から抽出した計測異常信号成分に基づいて心電図の計測状態を判定する。

これにより、生体情報処理装置 2 は、心拍に相当する R 波を除去した R 波なし心電図を対象として信号処理を行うことで、比較的高周波の信号成分を持つ計測異常の開始と終了を適切に判別し、計測異常が起きている部分のみを異常と判断可能な心電図計測状態評価を実現する。生体情報処理装置 2 は、瞬時心拍の異常判別を正確に実現できる心電図の計測状態評価を行うことができる。すなわち、生体情報処理装置 2 は、心電図の計測状態評価において計測異常の開始と終了を正確に捉えることによって、正常に計測できている R 波を誤って計測異常とみなすことを抑制しつつ、精度を高めた瞬時心拍の異常判別を実現可能とする。

[0073] 実施形態では、生体情報処理装置 2 は、瞬時心拍及び計測状態判定情報を用いて瞬時心拍評価情報を生成し、瞬時心拍評価情報を用いて瞬時心拍の異常値処理を行う。

これにより、生体情報処理装置 2 は、計測状態判定情報を用いて瞬時心拍の異常値除外を行うことで、正常に計測できている R 波を誤って計測異常とみなすことを抑制しつつ、信号の周波数特性および電位振幅特性のみでは判別が困難なアーチファクトを判別可能とし、心拍変動解析に及ぼす影響を低減することができる。

[0074] 実施形態では、生体情報処理装置 2 は、R 波電位振幅情報を更に用いて瞬

時心拍評価情報を生成する。

これにより、生体情報処理装置 2 は、R 波電位振幅情報を付加的に考慮することで、より精度の高い瞬時心拍評価情報を生成することができる。

[0075] 実施形態では、生体情報処理装置 2 は、瞬時心拍の時間情報を更に用いて瞬時心拍評価情報を生成する。

これにより、生体情報処理装置 2 は、瞬時心拍の時間情報を付加的に考慮することで、より精度の高い瞬時心拍評価情報を生成することができる。

[0076] 実施形態では、生体情報処理装置 2 は、心電図の計測状態の判定に基づいて計測異常区間を特定する。

これにより、生体情報処理装置 2 は、計測異常区間を正確に捉えることによって、正常に計測できている R 波を誤って計測異常とみなすことを抑制しつつ、精度を高めた瞬時心拍の異常判別を実現可能とする。

[0077] 要するに、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組み合わせた効果が得られる。更に、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。

[0078] また、実施形態に記載した手法は、計算機（コンピュータ）に実行させることができるプログラム（ソフトウェア）として、例えば磁気ディスク（ハードディスク等）、光ディスク（CD-ROM、DVD等）、半導体メモリ（ROM、RAM、フラッシュメモリ等）等の記録媒体に格納し、また通信媒体により伝送して頒布することもできる。なお、媒体側に格納されるプログラムには、計算機に実行させるソフトウェア（実行プログラムのみならずテーブルやデータ構造も含む）を計算機内に構成させる設定プログラムをも含む。本装置を実現する計算機は、記録媒体に記録されたプログラムを読み込み、また場合により設定プログラムによりソフトウェアを構築し、このソフトウェアによって動作が制御されることにより上述した処理を実行する。

なお、本明細書でいう記録媒体は、頒布用に限らず、計算機内部あるいはネットワークを介して接続される機器に設けられた磁気ディスクや半導体メモリ等の記憶媒体を含むものである。

符号の説明

- [0079]
- 1 心電図計測装置
 - 2 生体情報処理装置
 - 2 1 制御部
 - 2 2 通信 I / F
 - 2 3 記憶部
 - 2 1 1 心電図取得部
 - 2 1 2 R波抽出部
 - 2 1 3 心電図計測状態評価部
 - 2 1 4 瞬時心拍算出部
 - 2 1 5 瞬時心拍評価部
 - 2 1 6 瞬時心拍異常値処理部
 - 2 1 3 1 R波除去部
 - 2 1 3 2 計測異常信号成分抽出部
 - 2 1 3 3 計測状態判定部
 - 2 3 1 R波関連情報記録部
 - 2 3 2 瞬時心拍記録部
 - ART 1 アーチファクト
 - ART 2 アーチファクト
 - NOI ノイズ
 - RW R波
 - RR I 瞬時心拍
 - S 生体情報処理システム

請求の範囲

- [請求項1] 被験者の心電図を取得する心電図取得部と、
前記心電図からR波を抽出するR波抽出部と、
前記心電図から前記R波を除去し、前記R波が含まれないR波なし心電図を算出するR波除去部と、
前記R波なし心電図から計測異常信号成分を抽出する計測異常信号成分抽出部と、
前記計測異常信号成分に基づいて前記被験者の前記心電図の計測状態を判定し、前記心電図の計測状態の判定結果を含む計測状態判定情報を生成する計測状態判定部と、
を備える生体情報処理装置。
- [請求項2] 前記R波を用いて、時系列で隣接する二つのR波の間隔である前記被験者の瞬時心拍を算出する瞬時心拍算出部と、
前記瞬時心拍及び前記計測状態判定情報を用いて、前記瞬時心拍の評価を示す瞬時心拍評価情報を生成する瞬時心拍評価部と、
前記瞬時心拍評価情報を用いて、前記瞬時心拍の異常値処理を行う瞬時心拍異常値処理部と、
を更に備える請求項1に記載の生体情報処理装置。
- [請求項3] 前記R波の電位情報に基づくR波電位振幅情報を記録するR波関連情報記録部を更に備え、
前記瞬時心拍評価部は、前記R波電位振幅情報を更に用いて前記瞬時心拍評価情報を生成する、
請求項2に記載の生体情報処理装置。
- [請求項4] 前記瞬時心拍の時間情報を記録する瞬時心拍記録部を更に備え、
前記瞬時心拍評価部は、前記瞬時心拍の時間情報を更に用いて前記瞬時心拍評価情報を生成する、
請求項2または3に記載の生体情報処理装置。
- [請求項5] 前記計測状態判定部は、前記心電図の計測状態の判定に基づいて計

測異常区間を特定し、前記判定結果として前記計測異常区間を示す情報を含む前記計測状態判定情報を生成する、請求項2から4の何れか一項に記載の生体情報処理装置。

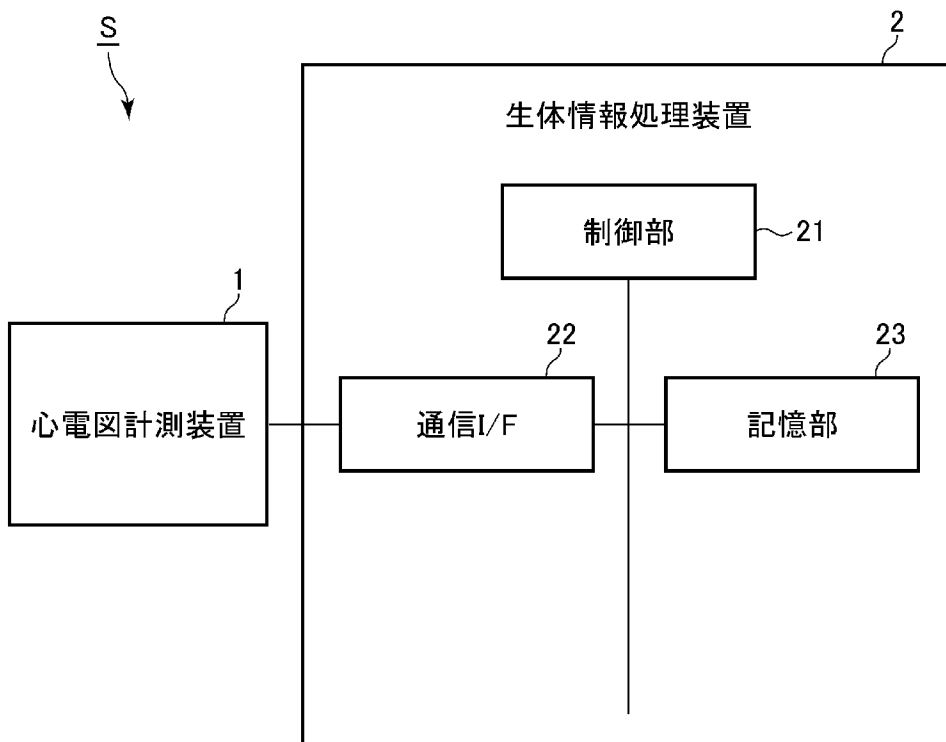
[請求項6]

被験者の心電図を取得することと、
前記心電図からR波を抽出することと、
前記心電図から前記R波を除去し、前記R波が含まれないR波なし心電図を算出することと、
前記R波なし心電図から計測異常信号成分を抽出することと、
前記計測異常信号成分に基づいて前記被験者の前記心電図の計測状態を判定し、前記心電図の計測状態の判定結果を含む計測状態判定情報を生成することと、
を備える生体情報処理方法。

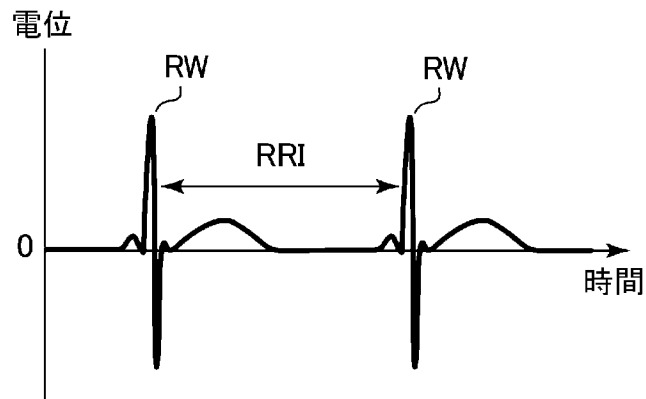
[請求項7]

コンピュータによって実行されたときに、前記コンピュータを、請求項1から5の何れか一項に記載の前記生体情報処理装置として機能させるための生体情報処理プログラム。

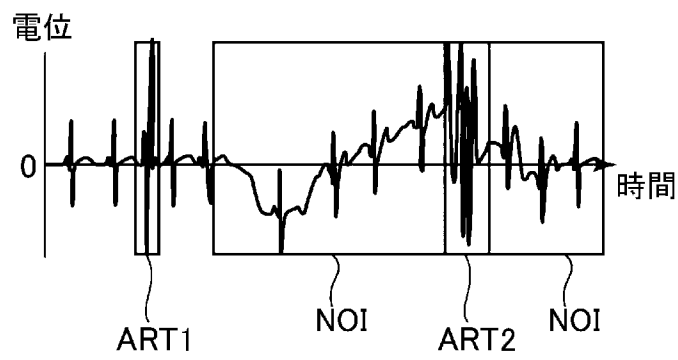
[図1]



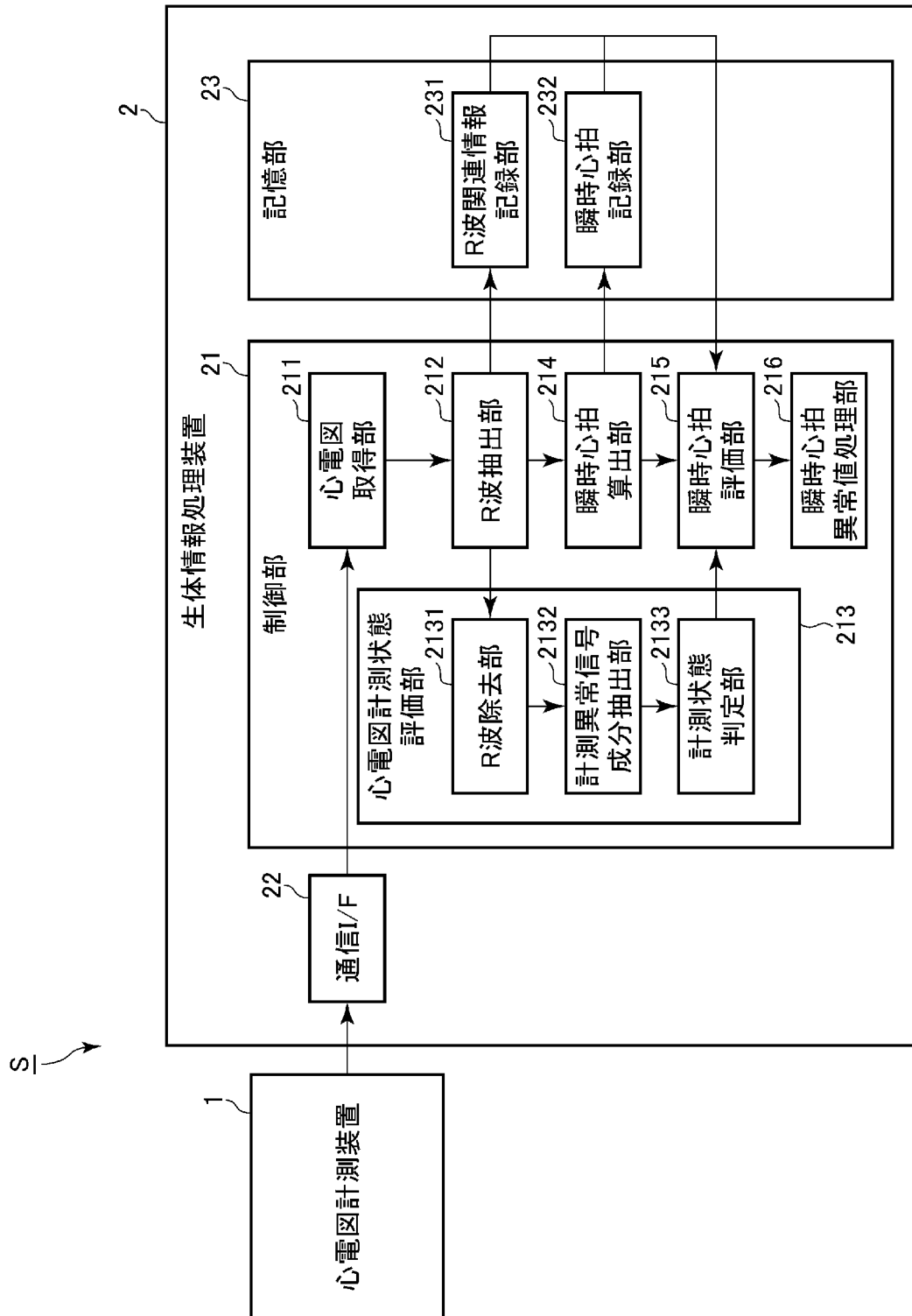
[図2]



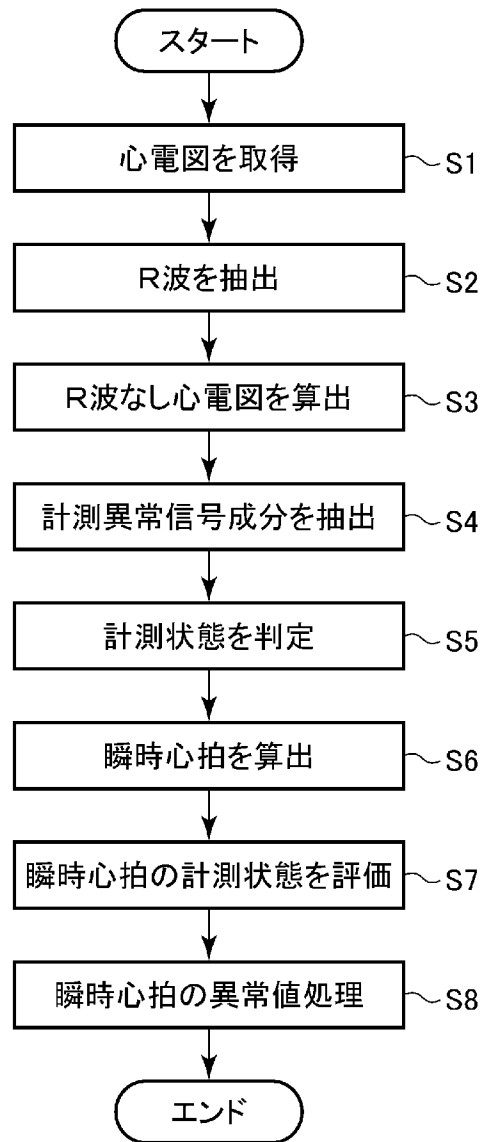
[図3]



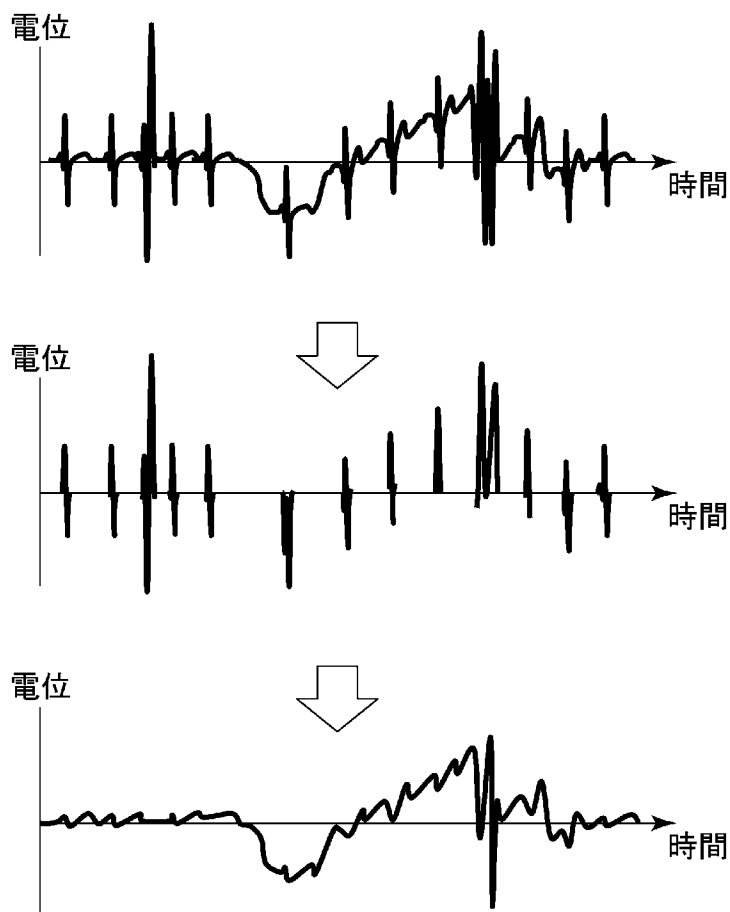
[図4]



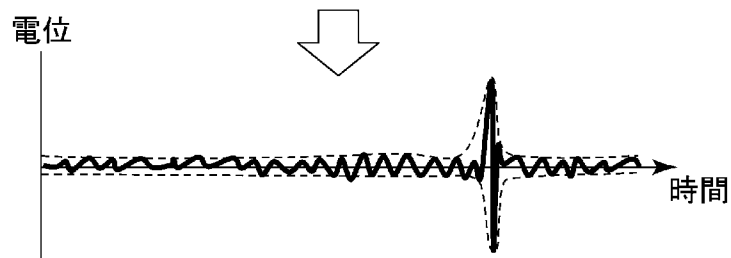
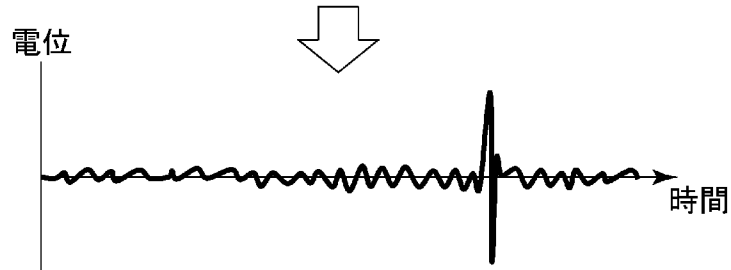
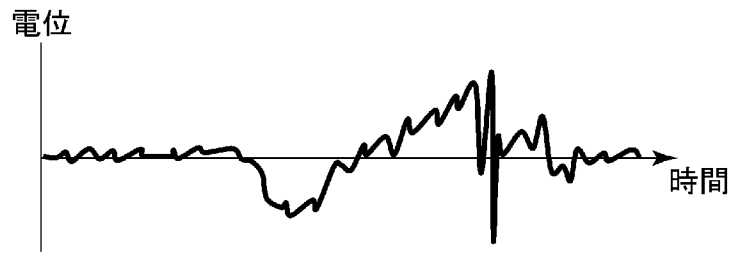
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/022760

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B5/346 (2021.01) i
FI: A61B5/04 312A

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl. A61B5/0402-A61B5/0472

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2020
Registered utility model specifications of Japan 1996-2020
Published registered utility model applications of Japan 1994-2020

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2017-192607 A (UNION TOOL KK) 26 October 2017, paragraphs [0022]-[0042], [0080], fig. 13-17, 25	1-7
Y	JP 10-057330 A (CHIYUUNICHI DENSHI KK) 03 March 1998, paragraphs [0012]-[0020], fig. 1-3	1-7
Y	JP 2018-201800 A (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORP.) 27 December 2018, paragraphs [0026], [0040]-[0048], [0051]	2-5
Y	JP 2018-094156 A (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORP.) 21 June 2018, paragraphs [0039]-[0063], fig. 3	3

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
07.10.2020

Date of mailing of the international search report
20.10.2020

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/JP2020/022760

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2017/090732 A1 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORP.) 01 June 2017, paragraphs [0081], [0082]	1-7
A	JP 2009-261723 A (FUKUDA DENSHI CO., LTD.) 12 November 2009, paragraphs [0047]-[0057], fig. 6-8	1-7
A	JP 6-030908 A (NIPPON KODEN KOGYO KK) 08 February 1994, entire text, all drawings	1-7
A	SUN, P. et al. An Improved Morphological Approach to Background Normalization of ECG Signals, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, vol. 50, no. 1, pp. 117-121, entire text, all drawings	1-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2020/022760

Patent Documents referred to in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2017-192607 A	26.10.2017	(Family: none)	
JP 10-057330 A	03.03.1998	(Family: none)	
JP 2018-201800 A	27.12.2018	(Family: none)	
JP 2018-094156 A	21.06.2018	(Family: none)	
WO 2017/090732 A1	01.06.2017	US 2018/0344208 A1 paragraphs [0094], [0095]	
JP 2009-261723 A	12.11.2009	(Family: none)	
JP 6-030908 A	08.02.1994	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/346(2021.01)i FI: A61B5/04 312A		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61B5/0402-A61B5/0472 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2020年 日本国実用新案登録公報 1996-2020年 日本国登録実用新案公報 1994-2020年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2017-192607 A (ユニオンツール株式会社) 26.10.2017 (2017-10-26) 段落[0022]-[0042], [0080], 図13-17, 25	1-7
Y	JP 10-057330 A (株式会社中日電子) 03.03.1998 (1998-03-03) 段落[0012]-[0020], 図1-3	1-7
Y	JP 2018-201800 A (日本電信電話株式会社) 27.12.2018 (2018-12-27) 段落[0026], [0040]-[0048], [0051]	2-5
Y	JP 2018-094156 A (日本電信電話株式会社) 21.06.2018 (2018-06-21) 段落[0039]-[0063], 図3	3
A	WO 2017/090732 A1 (日本電信電話株式会社) 01.06.2017 (2017-06-01) 段落[0081]-[0082]	1-7
A	JP 2009-261723 A (フクダ電子株式会社) 12.11.2009 (2009-11-12) 段落[0047]-[0057], 図6-8	1-7
A	JP 6-030908 A (日本光電工業株式会社) 08.02.1994 (1994-02-08) 全文、全図	1-7
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの “E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの “L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献	“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの “Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの “&” 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 07.10.2020	国際調査報告の発送日 20.10.2020	
名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 佐々木 龍 2Q 5361 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	SUN P. et al., An Improved Morphological Approach to Background Normalization of ECG Signals, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, Vol. 50, No. 1, pp.117-121 全文、全図	1-7
.....		

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/022760

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2017-192607 A	26.10.2017	(ファミリーなし)	
JP 10-057330 A	03.03.1998	(ファミリーなし)	
JP 2018-201800 A	27.12.2018	(ファミリーなし)	
JP 2018-094156 A	21.06.2018	(ファミリーなし)	
WO 2017/090732 A1	01.06.2017	US 2018/0344208 A1 段落[0094]-[0095]	
JP 2009-261723 A	12.11.2009	(ファミリーなし)	
JP 6-030908 A	08.02.1994	(ファミリーなし)	