

(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
2024年2月1日(01.02.2024)



(10) 国際公開番号

WO 2024/023927 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/346 (2021.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2022/028782

(22) 国際出願日: 2022年7月26日(26.07.2022)

(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: 錦見 亮(NISHIKIMI Ryo); 〒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). 中野 允裕(NAKANO Masahiro); 〒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). 柏野 邦夫(KASHINO Kunio); 〒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). 塚田 信吾(TSUKADA Shingo); 〒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: 弁理士法人志賀国際特許事務所 (SHIGA INTERNATIONAL PATENT OFFICE);

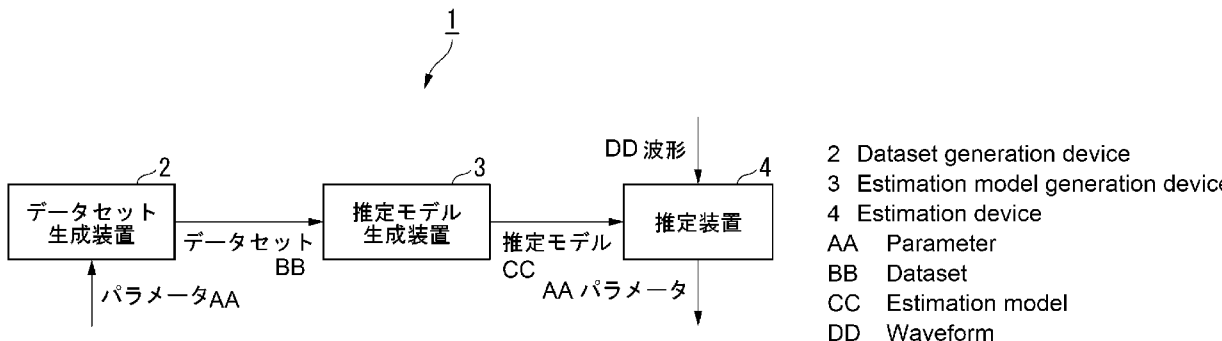
〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 Tokyo (JP).

(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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, 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, SC, 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).

(54) Title: ESTIMATION DEVICE, ESTIMATION METHOD, ESTIMATION MODEL GENERATION DEVICE, ESTIMATION MODEL GENERATION METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 推定装置、推定方法、推定モデル生成装置、推定モデル生成方法及びプログラム



(57) Abstract: This estimation device inputs a waveform due to a heart to an estimation model to estimate a parameter indicating a function or state of the heart, the estimation model being trained by machine learning so as to output a parameter indicating a function or state of a heart using a waveform due to the heart as an input.

(57) 要約: 心臓に起因する波形を入力として心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力するように機械学習により学習された推定モデルに、心臓に起因する波形を入力することで心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定する、推定装置。

[続葉有]

添付公開書類：

一 国際調査報告（条約第21条(3)）

明 細 書

発明の名称：

推定装置、推定方法、推定モデル生成装置、推定モデル生成方法及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、推定装置、推定方法、推定モデル生成装置、推定モデル生成方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 心電波形や心音波形に代表される生体波形は、生体の異常の有無や病態を把握するために広く用いられている。例えば、心電波形の特徴を表すP波、QRS波及びT波を信号処理により解析することで、異常検知や疾病分類などが行われている。

[0003] しかしながら、心電波形などの生体波形から異常や疾病の原因を推定することは難しい。

先行技術文献

非特許文献

[0004] 非特許文献1：N. Pilia, M. H. Mesa, O. Dossel, and A. Loewe, "ECG-based Estimation of Potassium and Calcium Concentrations: Proof of Concept with Simulated Data," 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 2610-2613, 2019.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 本発明は、心臓に起因する波形から心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の一態様は、心臓に起因する波形を入力として心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力するように機械学習により学習された推定モデルに、心臓に起因する波形を入力することで心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定する、推定装置である。

発明の効果

[0007] 心臓に起因する波形から心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定することができる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]推定システム1の構成を示す図である。

[図2]推定モデル生成装置3の動作を示すフローチャートである。

[図3]推定装置4の動作を示すフローチャートである。

[図4]心臓の機能又は状態を示すパラメータを示す図である。

[図5]推定モデルの各層を示す図である。

発明を実施するための形態

[0009] 図1は、推定システム1の構成を示す図である。推定システム1は、データセット生成装置2、推定モデル生成装置3、推定装置4を備える。

[0010] データセット生成装置2は、心臓に起因する波形と心臓の機能又は状態を示すパラメータとを含むデータセットを生成する。心臓に起因する波形は、例えば心臓の心筋細胞の電氣的活動に伴い生じる起電力を観測した結果である心電波形や心臓の心筋細胞の力学的活動に伴い生じる振動を観測した結果である心音波形である。心臓の機能又は状態を示すパラメータは、例えば伝導速度、カルシウムハンドリング、カリウムチャネル、左室形状、興奮伝播パターン、細胞分布、心拍数、血管パターンなどである。

[0011] データセット生成装置2は、心臓の機能又は状態を示すパラメータに基づいて心臓に起因する波形を算出することでデータセットを生成する。データセット生成装置2は、例えば心臓の挙動をシミュレートするシミュレータに心臓の機能又は状態を示すパラメータを入力することで心臓に起因する波形を算出する。心臓の挙動をシミュレートするシミュレータは、例えばUT-Hear

t（商標）である。

[0012] データセット生成装置 2 は、生成したデータセットを推定モデル生成装置 3 に出力する。

[0013] 推定モデル生成装置 3 は、データセット生成装置 2 から入力されるデータセットに基づいて推定モデルを生成する。推定モデルは心臓に起因する波形を入力として、心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力するモデルである。推定モデル生成装置 3 は心臓に起因する波形を説明変数とし、心臓の機能又は状態を示すパラメータを目的変数とする機械学習により推定モデルを生成する。機械学習の手法は限定されず、例えばニューラルネットワーク、ランダムフォレスト、サポートベクトルマシン、ロジスティック回帰又はアンサンブル学習である。

[0014] 推定モデル生成装置 3 は、生成した推定モデルを推定装置 4 に出力する。

[0015] 推定装置 4 は、推定モデル生成装置 3 から入力された推定モデルを記憶する。推定装置 4 には心臓に起因する波形が入力される。推定装置 4 は、記憶した推定モデルに心臓に起因する波形を入力し、心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力させることで心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定する。推定装置 4 は、推定した心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力する。出力されたパラメータは例えば表示装置により表示される。

[0016] 図 2 は、推定モデル生成装置 3 の動作を示すフローチャートである。推定モデル生成装置 3 は、データセット生成装置 2 からデータセットを取得する（ステップ S 3 1）。その後、推定モデル生成装置 3 はデータセットに基づいて、機械学習により推定モデルを生成する（ステップ S 3 2）。推定モデル生成装置 3 は生成した推定モデルを推定装置 4 に出力する（ステップ S 3 3）。

[0017] 図 3 は、推定装置 4 の動作を示すフローチャートである。推定装置 4 は、推定モデル生成装置 3 から推定モデルを取得する（ステップ S 4 1）。推定装置 4 は、入力される心臓に起因する波形を取得する（ステップ S 4 2）。推定装置 4 は、記憶した推定モデルに心臓に起因する波形を入力し、心臓の

機能又は状態を示すパラメータを出力させることで心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定する（ステップS 4 3）。推定装置4は、推定したパラメータを出力する（ステップS 4 4）。

[0018] 以上より、推定装置4は、推定モデルに心臓に起因する波形を入力し心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力させることで、心臓に起因する波形から心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定することができる。例えば心臓が律動的に規則正しく収縮する機能は心筋のサルコメアと細胞質の心筋小胞体の間でカルシウムが移動することでもたらされることが知られている。したがってICaの値を推定することができれば、心機能低下の主要な機序をあらかじめ予見できる可能性がある。このように、心臓の機能又は状態を示すパラメータの推定により、異常や疾病の原因を推定することができる。

[0019] （具体例）

以下、データセット、推定モデル及び推定モデルの生成方法の具体例を説明する。

[0020] データセット生成装置2は、UT-Heartを使用して心臓の機能又は状態を示すパラメータから心電波形データを生成する。パラメータはG、I Na、I Ca、NCX、I K、LV、EX、CELL、HR、CIRの10個のパラメータである。なお、これらは心臓に関する代表的なパラメータを例示するものであり、本発明においてパラメータはこれらに限られるものではない。

上記10個のパラメータは伝導速度、カルシウムハンドリング、カリウムチャネル、左室形状、興奮伝播パターン、細胞分布、心拍数、血管パターンを司るパラメータである。Gは平均的な人間の心臓の繊維方向及び繊維直交方向の線維化の度合いを2次元ベクトルで表すパラメータである。Gの1次元目(Lat)は心臓の繊維方向の繊維化度合いを示し、Gの2次元目(Con)は心臓の繊維直交方向の繊維化度合いを示す。コラーゲンが過剰に蓄積した状態におけるLat及びConをそれぞれ100%とする。(Lat, Con)は(100%, 100%)、(120%, 80%)、(100%, 80%)の3組を用いた。

I Naは人間の心臓のナトリウムイオン電流を示す1次元ベクトルで表さ

れるパラメータである。平均的な人間の心臓のナトリウムイオン電流を100%として、 I_{Na} には100%と70%の2つの値を用いた。

I_{Ca} は人間の心臓のカルシウムイオン電流を示す3次元ベクトルで表されるパラメータである。 I_{Ca} の1次元目(SERCA)は、SERCA (sarco/endoplasmic reticulum Ca^{2+} -ATPase) の量を示し、 I_{Ca} の2次元目(ICaL)は、 I_{CaL} (L-type Ca^{2+} current) の大きさを示し、 I_{Ca} の3次元目(CaRC)は、リン酸化亢進の度合いを示す。人間の心臓におけるそれぞれの平均値をそれぞれ100%として、(SERCA, ICaL, CaRC)=(100%, 100%, 100%)と(50%, 70%, 150%)の2組を用いた。

NCX は人間の心臓のNa/Ca交換体の量を示し1次元ベクトルで表されるパラメータである。平均的な人間の心臓のNa/Ca交換体の量を100%として、 NCX には100%と150%を用いた。

I_K は人間の心臓のカリウムイオン電流を示す4次元ベクトルで表されるパラメータである。 I_K の1次元目(IKs)は遅延整流カリウム電流の緩徐活性型の電流の大きさを示し、 I_K の2次元目(IKr)は遅延整流カリウム電流の瞬時活性型の電流の大きさを示し、 I_K の3次元目(Ito)は一過性外向きのカリウム電流の大きさを示し、 I_K の4次元目(IK1)は内向き整流のカリウム電流の大きさを示す。人間の心臓におけるそれぞれの平均値をそれぞれ100%として、(IKs, IKr, Ito, IK1)=(100%, 100%, 100%, 100%), (50%, 80%, 80%, 80%), (30%, 50%, 30%, 50%)の3組を用いた。

LV は左室形状の球形度を示すパラメータである。 LV の異なる2つのパターンに対して0、1の離散値を用いた。

EX は興奮伝搬のパターンを示すパラメータである。 EX の異なる4つのパターンに対して0、1、2、3を用いた。

$CELL$ は細胞分布のパターンを示すパラメータである。 $CELL$ の異なる5つのパターンに対して0、1、2、3、4を用いた。

HR は心拍数(heart rate)を示すパラメータである。一分間あたり60拍の

心拍数に離散値 0 をラベル付けした。

C I R (circulation) は血管モデルに由来するパラメータであり、心不全や拡張機能不全を表現するために用いられる。値 0 をとるパラメータは、正常パターンに対応する。

本実施例においては、HR 及び C I R は 1 つの離散値のみをとるが、これに限られない。例えば、他のパラメータ同様、HR においては 2 つ以上の心拍数のパターンに 2 つ以上の離散値がラベル付けされてもよいし、C I R においては、2 つ以上のパラメータが 2 つ以上の血管のパターンに対応してもよい。

[0021] これらのパラメータの表現法については様々な方法が考えられるが、本実施例においては簡単のため全て離散化した整数によってラベル付けを行った。図 4 にラベル付けを行った離散値の例を示す。G においては (100%, 100%) が 0 に対応し、(120%, 80%) が 1 に対応し、(100%, 80%) が 2 に対応する。I N a においては 100% が 0 に対応し、70% が 1 に対応する。I C a においては (100%, 100%, 100%) が 0 に対応し、(50%, 70%, 150%) が 1 に対応する。N C X においては 100% が 0 に対応し、150% が 1 に対応する。I K においては (100%, 100%, 100%, 100%) が 0 に対応し、(50%, 80%, 80%, 80%) が 1 に対応し、(30%, 50%, 30%, 50%) が 2 に対応する。L V においてはパターンごとに 0、1 が対応し、E X においては異なるパターンごとに 0、1、2、3 が対応し、C E L L においては異なるパターンごとに 0、1、2、3、4 が対応する。なお、以上の対応関係は一例であって、異なる対応関係であってもよい。

[0022] データセット生成装置 2 は、10 個のパラメータの離散値のパターンにより、計 2880 個の心電波形データを生成する。データセットにおいて、10 個のパラメータは、それぞれのパラメータがワンホットベクトルで表現され、結合されたものが使用される。よってパラメータは 25 次元のベクトルで表現される。心電波形データは、12 誘電心電の 1 周期を示すチャンネル数 12、長さ 500 サンプルのデータである。

[0023] パラメータは連続値を含んでもよい。このとき、G は Lat と Con の 2 次元ベ

クトルであり、 I_{Na} は1次元ベクトルであり、 I_{Ca} はSERCA、 I_{CaL} 、 $CaRC$ の3次元ベクトルであり、 NCX は1次元ベクトルであり、 I_K は4次元ベクトルである。このとき、10個のパラメータは G 、 I_{Na} 、 I_{Ca} 、 NCX 、 I_K は連続値であり、 LV 、 EX 、 $CELL$ 、 HR 、 CIR は離散値である。10個のパラメータは連続値のベクトルとワンホットベクトルで表現された離散値とが結合されたものが使用される。よって、このときパラメータは24次元のベクトルで表現される。

なお、例えば、 G と I_{Na} を連続値とし他のパラメータを離散値とするなど、連続値とするパラメータは任意に決定してもよい。

[0024] 連続値であるパラメータは正規化されてもよい。例えば連続値の上限値及び下限値に基づき、連続値が0から1までの値をとるように正規化される。一例としては下限値を0%、上限値を200%として正規化する場合、100%は0.5に正規化され、80%は0.4に正規化される。

[0025] 推定モデルは5層の畳み込み層(conv)、5層のプーリング層(pool)、5層の全結合層(fc)からなるニューラルネットワークである。畳み込み層とプーリング層とは交互に配置され、畳み込み層とプーリング層の処理は5回繰り返される。また、各畳み込み層と各全結合層からの出力はReLU（正規化線形関数）が計算され、次の層に入力される。推定モデルの第1畳み込み層にチャンネル数12、長さ500サンプルの心電波形データが入力され、畳み込み層とプーリング層とで処理され5層の全結合層に入力され、心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力する。

[0026] 図5は、推定モデルの各層を示す図である。各層のパラメータをPytorch（商標）により記載した。第1の畳み込み層(conv1)は、12チャンネルの入力と24チャンネルの出力を有する。カーネルサイズ(kernel_size)は101であり、ストライド(stride)は1であり、パディング(padding)は50である。第1のプーリング層(pool1)において、カーネルサイズ(kernel_size)は3であり、ストライド(stride)は2であり、パディング(padding)は0、ディレーション(dilation)は1、ceil_modeはFalseである。第2の畳み込み層(conv2)

は、24チャンネルの入力と48チャンネルの出力を有する。カーネルサイズ(kernel_size)は51であり、ストライド(stride)は1であり、パディング(padding)は25である。第3の畳み込み層(conv3)は、48チャンネルの入力と96チャンネルの出力を有する。カーネルサイズ(kernel_size)は25であり、ストライド(stride)は1であり、パディング(padding)は12である。第4の畳み込み層(conv4)は、96チャンネルの入力と192チャンネルの出力を有する。カーネルサイズ(kernel_size)は13であり、ストライド(stride)は1であり、パディング(padding)は6である。第2のプーリング層(pool2)、第3のプーリング層(pool3)、第4のプーリング層(pool4)において第1のプーリング層と同じくカーネルサイズ(kernel_size)は3であり、ストライド(stride)は2であり、パディング(padding)は0、ディレーション(dilation)は1、ceil_modeはFalseである。第5の畳み込み層(conv5)は、192チャンネルの入力と384チャンネルの出力を有する。カーネルサイズ(kernel_size)は7であり、ストライド(stride)は1であり、パディング(padding)は3である。第5のプーリング層(pool5)においてカーネルサイズ(kernel_size)は3であり、ストライド(stride)は2であり、パディング(padding)は0である。

[0027] 第1全結合層(fc1)は、384チャンネルの入力と192チャンネルの出力を有する。第2全結合層(fc2)は、192チャンネルの入力と96チャンネルの出力を有する。第3全結合層(fc3)は、96チャンネルの入力と48チャンネルの出力を有する。第4全結合層(fc4)は、48チャンネルの入力と24チャンネルの出力を有する。第5全結合層(fc5)は、24チャンネルの入力と25チャンネルの出力を有する。

[0028] なお、第5全結合層の出力チャンネル数はパラメータのベクトルの次元数と一致するように作成される。例えば、10個のパラメータが全て離散値で表される場合には、第5全結合層の出力チャンネル数は25であり、G、I、N_a、C_a、N_{CX}、I_Kが連続値である場合には第5全結合層の出力チャンネル数は24である。

[0029] 次に、データセットを用いて推定モデルを生成する方法（学習させる方法）を説明する。心電波形データのバッチサイズを2048、エポック数を200,000により推定モデルを学習させた。畳み込み層のフィルタ、バイアス及び全結合層の重み、バイアスの初期値は一様分布とした。オプティマイザとしてはAdamを用い、Pytorchのデフォルトのパラメータを用いた。具体的には、学習率(lr)を0.001とし、ベータ(betas)を0.9,0.999とし、epsを1e-8とした。

[0030] オプティマイザにおいて計算される損失は、推定モデルから出力されるパラメータごとに損失を計算し、計算した損失をバッチサイズで平均化し、平均化した各パラメータ損失の和をとることで計算した。離散値に対してはCross-entropy Lossを算出し、連続値に対しては平均二乗誤差(MSE)を計算することで損失をそれぞれ計算した。

[0031] 推定装置4は、上記学習をさせた推定モデルに12誘導心電1周期を示すチャンネル数12、長さ500サンプルの心電波形データを入力することで、25次元のベクトルを出力させる。ベクトルにおいて、各パラメータに対応するワンホットベクトルで表現された各部分ベクトルのargmaxを計算することで、パラメータを取得することができる。パラメータが連続的な値を示す場合、離散的な値を逆正規化することでパラメータを取得する。

[0032] 〈他の実施形態〉

以上、図面を参照してこの発明の一実施形態について詳しく説明してきたが、具体的な構成は上述のものに限られることはなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲内において様々な設計変更等を行うことが可能である。

心電波形データの1チャンネルのデータは、1周期を示すデータであるがこれに限られない。例えば、時間軸のデータを周波数変換したものであってもよい。

また、心電波形データは12誘導心電に基づき12チャンネルとしたが、心電をシミュレートする位置を増減させて異なるチャンネル数の心電波形データであってもよい。

[0033] 推定モデルは離散値でなく、連続値を出力するように構成されてもよい。
このとき、推定モデルは回帰モデルとして構成される。

また、推定モデルは必ずしも全てのパラメータを出力しなくてもよく、特定のパラメータを出力するように構成されてもよい。

[0034] 上述した実施形態における推定システム 1 の一部又は全部をコンピュータで実現するようにしてもよい。その場合、この機能を実現するためのプログラムをコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して、この記録媒体に記録されたプログラムをコンピュータシステムに読み込ませ、実行することによって実現してもよい。なお、ここでいう「コンピュータシステム」とは、OS や周辺機器のハードウェアを含むものとする。また、「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」とは、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録装置のことをいう。さらに「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」とは、インターネット等のネットワークや電話回線等の通信回線を介してプログラムを送信する場合の通信線のように、短時間の間、動的にプログラムを保持するもの、その場合のサーバやクライアントとなるコンピュータシステム内部の揮発性メモリのように、一定時間プログラムを保持しているものを含んでもよい。また上記プログラムは、前述した機能の一部を実現するためのものであってもよく、さらに前述した機能をコンピュータシステムにすでに記録されているプログラムとの組み合わせで実現できるものであってもよい。また、推定システム 1 の一部または全部は、FPGA (Field Programmable Gate Array) 等のプログラマブルロジックデバイスを用いて実現されるものであってもよい。

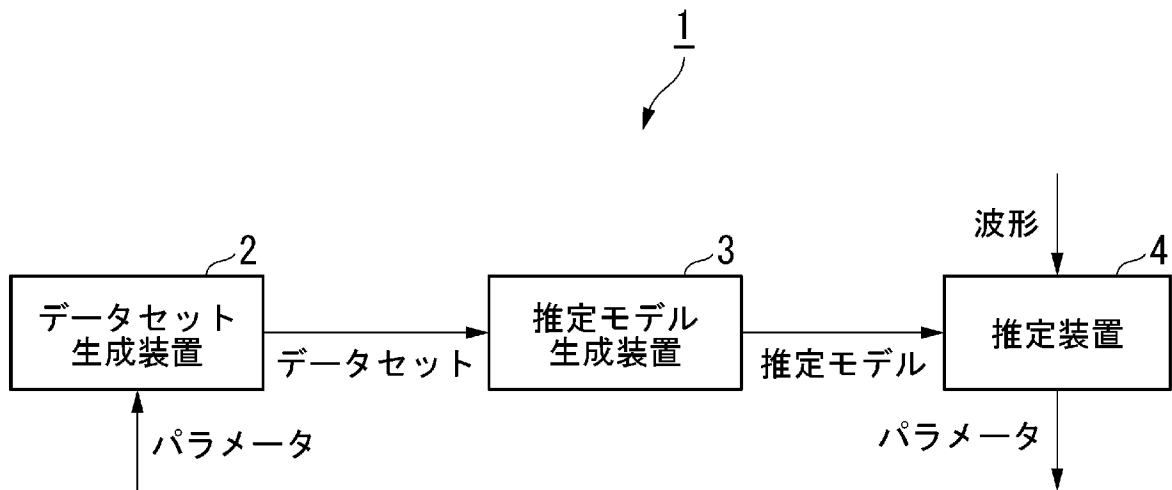
符号の説明

[0035] 1 推定システム、2 データセット生成装置、3 推定モデル生成装置、
4 推定装置

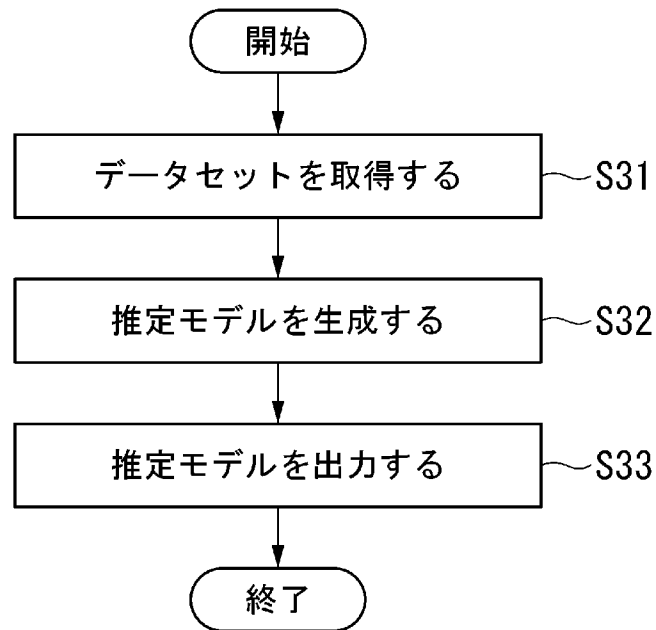
請求の範囲

- [請求項1] 心臓に起因する波形を入力として心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力するように機械学習により学習された推定モデルに、心臓に起因する波形を入力することで心臓の機能又は状態を示すパラメータを推定する、
推定装置。
- [請求項2] 前記推定モデルは、心臓の機能又は状態を示すパラメータと前記パラメータに基づいて心臓に起因する波形を算出するシミュレータにより算出された心臓に起因する波形を含むデータセットを用いて学習されたものである、
請求項1に記載の推定装置。
- [請求項3] 心臓の機能又は状態を示すパラメータと前記パラメータに基づいて心臓に起因する波形を算出するシミュレータにより算出された心臓に起因する波形を含むデータセットを用いて、心臓に起因する波形を入力として心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力する推定モデルを生成する、
推定モデル生成装置。
- [請求項4] 心臓の機能又は状態を示すパラメータと前記パラメータに基づいて心臓に起因する波形を算出するシミュレータにより算出された心臓に起因する波形を含むデータセットを用いて、心臓に起因する波形を入力として心臓の機能又は状態を示すパラメータを出力する推定モデルを生成する、
推定モデル生成方法。
- [請求項5] コンピュータを請求項1の装置として機能させるためのプログラム
。
- [請求項6] コンピュータを請求項3の装置として機能させるためのプログラム
。

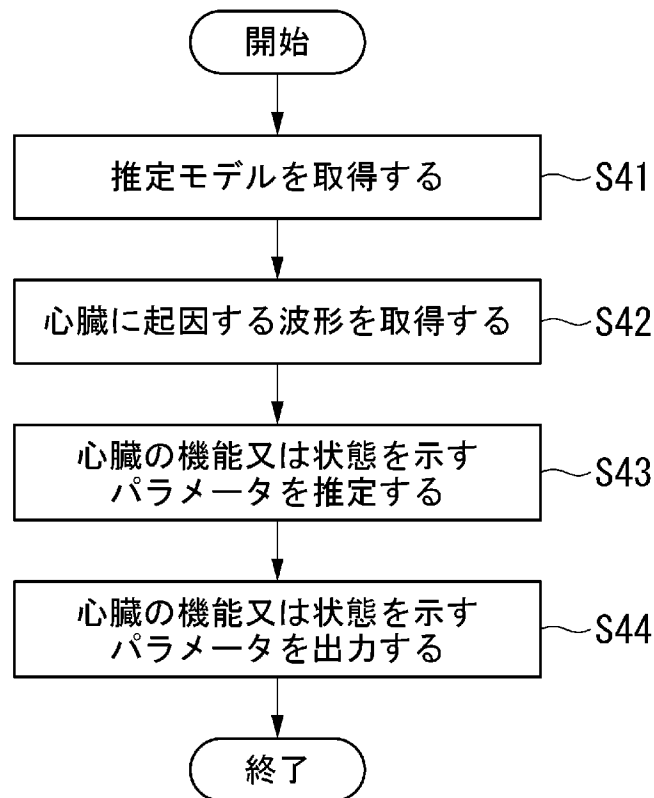
[図1]



[図2]



[図3]



[図4]

パラメータ	離散値
G	0, 1, 2
I _{na}	0, 1
I _{Ca}	0, 1
NCX	0, 1
I _K	0, 1, 2
LV	0, 1
EX	0, 1, 2, 3
CELL	0, 1, 2, 3, 4
HR	0
CIR	0

[図5]

```

• (conv1):Conv1d(12, 24, kernel_size=(101,), stride=(1,), padding=(50,))
• (pool1):MaxPool1d(kernel_size=3, stride=2, padding=0, dilation=1, ceil_mode=False)
• (conv2):Conv1d(24, 48, kernel_size=(51,), stride=(1,), padding=(25,))
• (pool2):MaxPool1d(kernel_size=3, stride=2, padding=0, dilation=1, ceil_mode=False)
• (conv3):Conv1d(48, 96, kernel_size=(25,), stride=(1,), padding=(12,))
• (pool3):MaxPool1d(kernel_size=3, stride=2, padding=0, dilation=1, ceil_mode=False)
• (conv4):Conv1d(96, 192, kernel_size=(13,), stride=(1,), padding=(6,))
• (pool4):MaxPool1d(kernel_size=3, stride=2, padding=0, dilation=1, ceil_mode=False)
• (conv5):Conv1d(192, 384, kernel_size=(7,), stride=(1,), padding=(3,))
• (pool5):AvgPool1d(kernel_size=(3,), stride=(2,), padding=(0,))
• (fc1):Linear(in_features=384, out_features=192, bias=True)
• (fc2):Linear(in_features=192, out_features=96, bias=True)
• (fc3):Linear(in_features=96, out_features=48, bias=True)
• (fc4):Linear(in_features=48, out_features=24, bias=True)
• (fc5):Linear(in_features=24, out_features=24, bias=True)

```

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/028782

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/346**(2021.01)i

FI: A61B5/346

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)

A61B5/318-5/367

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 1971-2022

Registered utility model specifications of Japan 1996-2022

Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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.
X	JP 2021-522052 A (VEKTOR MEDICAL, INC) 30 August 2021 (2021-08-30) paragraphs [0009]-[0010], [0013]	1-6
X	PILIA, N. ECG as a tool to estimate potassium and calcium concentrations in the extracellular space. 2017 Computing in Cardiology (CinC). 2017, vol. 44, pp. 1-4 in particular, 2. Methods	1-6
A	JP 2018-538120 A (MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH) 27 December 2018 (2018-12-27) paragraphs [0068]-[0071]	1-6
A	JP 2022-531292 A (MEDTRONIC, INC) 06 July 2022 (2022-07-06) paragraphs [0093]-[0098]	1-6



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

16 August 2022

Date of mailing of the international search report

18 October 2022

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)**3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915****Japan**

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/028782

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2021-522052	A	30 August 2021	WO 2019/210092 A1	
				paragraphs [0074]-[0075],	
				[0078]	
				US 2019/0333639 A1	
				EP 3619720 A1	
JP	2018-538120	A	27 December 2018	CN 112437964 A	
				KR 10-2021-0016359 A	
				WO 2017/091736 A1	
				paragraphs [0087]-[0090]	
				US 2018/0350468 A1	
JP	2022-531292	A	06 July 2022	EP 3379998 A1	
				CN 110650671 A	
				WO 2020/226881 A1	
				paragraphs [0103]-[0108]	
				US 2020/0352462 A1	
JP	2022-531292	A	06 July 2022	EP 3965646 A1	
				CN 113795193 A	

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: A61B5/346		
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）） A61B5/318-5/367		
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 1971-2022年 日本国実用新案登録公報 1996-2022年 日本国登録実用新案公報 1994-2022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 (JDreamIII)		
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
X	JP 2021-522052 A（ベクトル メディカル インコーポレイテッド）30.08.2021 (2021-08-30) [0009]-[0010], [0013]	1-6
X	N. PILIA, ECG as a tool to estimate potassium and calcium concentrations in the extracellular space, 2017 Computing in Cardiology (CinC), 2017, Vol.44, pp.1-4 特に、2. Methods	1-6
A	JP 2018-538120 A（メイヨ・ファウンデーション・フォー・メディカル・エデュケーション・アンド・リサーチ）27.12.2018 (2018-12-27) [0068]-[0071]	1-6
A	JP 2022-531292 A（メドトロニック、インコーポレイテッド）06.07.2022 (2022-07-06) [0093]-[0098]	1-6
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☒ 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 16.08.2022		国際調査報告の発送日 18.10.2022
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） 佐藤 秀樹 2Q 3154 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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/JP2022/028782

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2021-522052	A	30.08.2021	WO	2019/210092	A1	
				[0074]-[0075], [0078]			
				US	2019/0333639	A1	
				EP	3619720	A1	
				CN	112437964	A	
				KR	10-2021-0016359	A	
JP	2018-538120	A	27.12.2018	WO	2017/091736	A1	
				[0087]-[0090]			
				US	2018/0350468	A1	
				EP	3379998	A1	
				CN	110650671	A	
JP	2022-531292	A	06.07.2022	WO	2020/226881	A1	
				[0103]-[0108]			
				US	2020/0352462	A1	
				EP	3965646	A1	
				CN	113795193	A	