

(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
2020年1月2日(02.01.2020)



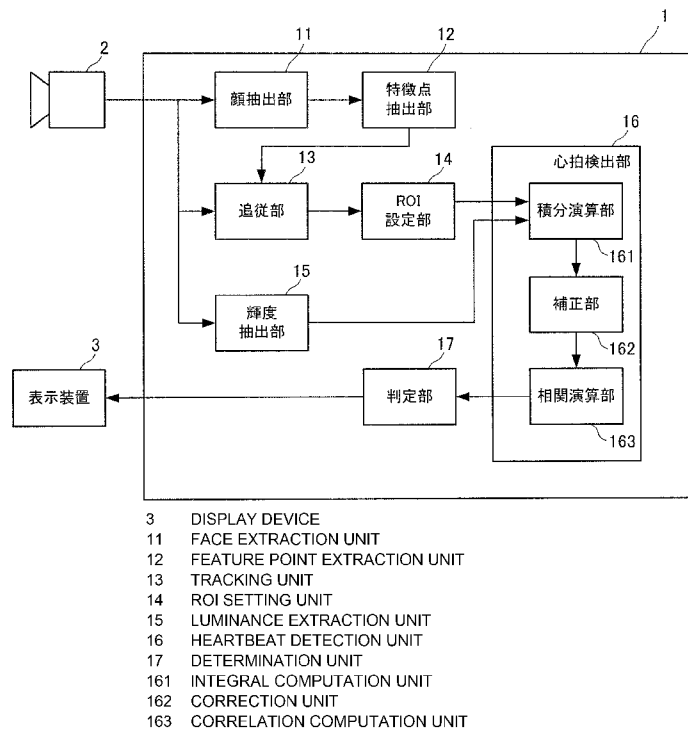
(10) 国際公開番号

WO 2020/003910 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) *A61B 5/11* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/021961
- (22) 国際出願日: 2019年6月3日(03.06.2019)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2018-122754 2018年6月28日(28.06.2018) JP
- (71) 出願人: 株式会社村上開明堂 (MURAKAMI CORPORATION) [JP/JP]; 〒4208550 静岡県静岡市葵区伝馬町 1 1 番地 5 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者: 速水 淳 (HAYAMI Atsushi); 〒4208550 静岡県静岡市葵区伝馬町 1 1 番地 5 株式会社村上開明堂内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 高岡 亮一, 外 (TAKAOKA Ryoichi et al.); 〒1710021 東京都豊島区西池袋 5 - 4 - 7 池袋トーセイビル 5 階 高岡 1 P 特許事務所 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: HEARTBEAT DETECTION DEVICE, HEARTBEAT DETECTION METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 心拍検出装置、心拍検出方法及びプログラム



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to increase the accuracy of detection of heart rate, and to reduce the time for detection of heart rate. A heartbeat detection device 1 is provided with a heartbeat detection unit 16 for detecting the heart rate using the luminance of captured images of a part of the body surface of a user that have been captured in a plurality of frames in chronological order. The heartbeat detection unit 16 computes a total of the luminance of the captured images of the frames, delays, by certain time intervals, a vibrating wave representing the chronological change

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,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, 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)）

in the total luminance, and computes the heart rate from the period of a peak at which, in a waveform of the difference between the vibrating wave before the delay and each vibrating wave after the delay, the difference is reduced.

(57) 要約：心拍数の検出精度を高め、心拍数の検出時間を短縮する。心拍検出装置1は、ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出する心拍検出部16を備え、前記心拍検出部16は、前記各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、前記輝度の総和の時間的変化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において前記差が小さくなる時のピークの周期により、前記心拍数を演算する。

明 細 書

発明の名称：心拍検出装置、心拍検出方法及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、心拍検出装置、心拍検出方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、ユーザの撮影画像から心拍数を検出し、ストレスを評価することが行われている。ユーザの体表に接触することなく、心拍数を計測できるため、ストレス評価を簡便に行うことができる。

[0003] 心拍数の検出方法としては、例えば色素成分分離を行った撮影画像の画素平均値の時間変化から心拍間隔データを求め、求めた心拍間隔データを周波数変換することで、脈拍を検出する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2017-29318号公報

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、ユーザが少し動いただけでも撮影画像の輝度は大きく変わる。周波数変換は、ユーザの動きのような長周期成分の影響を受けやすいため、心拍数の検出精度が低下しやすい。十分な検出精度を得るためには、撮影画像のフレーム数を増やさなければならず、データ量及び演算量が増えて心拍数の検出時間が長引いてしまう。

[0006] 本発明は、心拍数の検出精度を高め、心拍数の検出時間を短縮することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 請求項1に記載の発明によれば、
ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレー

ムの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出する心拍検出部を備え、

前記心拍検出部は、前記各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、前記輝度の総和の時間的变化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において前記差が小さくなるときのピークの周期により、前記心拍数を演算する、

心拍検出装置が提供される。

[0008] 上記心拍検出装置によれば、遅延前と遅延後の各振動波の差から、心拍の周期性を有する振動波成分を求めるため、振動波中にユーザの動きに起因する長周期の振動波成分が含まれる場合でも、精度良く心拍数を検出することができる。また、輝度の加算と各振動波の減算の簡易な演算で心拍数を演算できるため、少ない演算量で心拍数を検出することができる。したがって、心拍数の検出時間も短縮することができる。

[0009] 請求項 2 に記載の発明によれば、

前記心拍検出部は、前記差の波形が開始した時点から最初の前記ピークが現れる時点までを 1 周期として、前記心拍数を演算する、

請求項 1 に記載の心拍検出装置が提供される。

[0010] これにより、心拍以外の振動波の影響を減らして心拍の周期を求めることができ、心拍数の検出精度がより向上する

[0011] 請求項 3 に記載の発明によれば、

前記心拍検出部により検出された心拍数の信頼度を判定し、前記信頼度を前記心拍数とともに出力する判定部を備える、

請求項 1 又は 2 に記載の心拍検出装置が提供される。

[0012] これにより、心拍数とともに心拍数の信頼度を提供することができる。

[0013] 請求項 4 に記載の発明によれば、

前記輝度が、緑の輝度である、

請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の心拍検出装置が提供される。

[0014] これにより、拍動によって量が変動するヘモグロビンに対する感度が向上し、心拍数の検出精度がより向上する。

- [0015] 請求項 5 に記載の発明によれば、
前記撮影画像に ROI を設定する ROI 設定部を備え、
前記心拍検出部は、前記 ROI 内の輝度の総和を演算する、
請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の心拍検出装置が提供される。
- [0016] これにより、輝度の総和の演算量を減らすことができ、心拍数の検出時間をより短縮できる。
- [0017] 請求項 6 に記載の発明によれば、
前記撮影画像は、前記ユーザの顔の撮影画像であり、
前記各フレームの撮影画像において前記顔の特徴点を抽出する特徴点抽出部と、
前記特徴点により前記各フレームの撮影画像の顔の位置を合わせる追従部と、を備える、
請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の心拍検出装置が提供される。
- [0018] これにより、ユーザの動きに起因するノイズ成分を減らすことができ、心拍数の検出精度がより向上する。
- [0019] 請求項 7 に記載の発明によれば、
ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出するステップを含み、
前記心拍数を検出するステップは、前記各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、前記輝度の総和の時間的变化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において前記差が小さくなるときのピークの周期により、前記心拍数を演算する、
心拍検出方法が提供される。
- [0020] 上記心拍検出方法によれば、遅延前と遅延後の各振動波の差から、心拍の周期性を有する振動波成分を求めるため、振動波中にユーザの動きに起因する長周期の振動波成分が含まれる場合でも、精度良く心拍数を検出することができる。また、輝度の加算と各振動波の減算の簡易な演算で心拍数を演算できるため、少ない演算量で心拍数を検出することができる。したがって、

心拍数の検出時間も短縮することができる。

[0021] 請求項 8 に記載の発明によれば、

コンピュータに、ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出するステップを実行させるためのプログラムであって、

前記心拍数を検出するステップでは、前記各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、前記輝度の総和の時間的变化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において前記差が小さくなるときのピークの周期により、前記心拍数を演算する、

プログラムが提供される。

[0022] 上記プログラムによれば、遅延前と遅延後の各振動波の差から、心拍の周期性を有する振動波成分を求めるため、振動波中にユーザの動きに起因する長周期の振動波成分が含まれる場合でも、精度良く心拍数を検出することができる。また、輝度の加算と各振動波の減算の簡易な演算で心拍数を演算できるため、少ない演算量で心拍数を検出することができる。したがって、心拍数の検出時間も短縮することができる。

発明の効果

[0023] 本発明によれば、心拍数の検出精度を高め、心拍数の検出時間を短縮することができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]本発明の実施の形態の心拍検出装置の構成を機能ごとに示すブロック図である。

[図2]顔画像から抽出された特徴量の一例を示す図である。

[図3]輝度の総和の時間的变化を表す振動波の一例を示すグラフである。

[図4]補正後の振動波を示すグラフである。

[図5A]遅延前の振動波と遅延後の各振動波の一例を示すグラフである。

[図5B]遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形の一例を示すグラフである。

[図6]遅延前の振動波と遅延後の振動波の差の波形を示すグラフである。

[図7]心拍数の表示例を示すグラフである。

[図8]心拍検出装置が、心拍数を検出するときの処理手順を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0025] 以下、本発明の心拍検出装置、心拍検出方法及びプログラムの実施の形態について、図面を参照して説明する。

[0026] 図1は、本発明の一実施形態である心拍検出装置1の構成を機能ごとに示すブロック図である。

図1に示すように、心拍検出装置1は、撮影装置2に接続され、撮影装置2から入力されたユーザの撮影画像から心拍数を検出する。また、心拍検出装置1は、表示装置3に接続され、検出した心拍数を表示装置3に出力する。

[0027] (撮影装置)

撮影装置2は、ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像を生成する。本実施形態において、撮影画像は、各画素がR（赤）、G（緑）及びB（青）の輝度を有するビットマップ画像である。また、撮影画像は、ユーザの顔の撮影画像である。撮影画像に顔が含まれていると、顔の特徴点の位置を元に各フレーム間で撮影画像の位置合わせが容易になる。

[0028] (表示装置)

表示装置3は、心拍検出装置1から出力された心拍数を表示する。表示装置3としては、例えばLCD（Liquid Crystal Display）、タッチパネル等を使用できる。

[0029] (心拍検出装置)

心拍検出装置1は、図1に示すように、顔抽出部11、特徴点抽出部12、追従部13、ROI設定部14、輝度抽出部15、心拍検出部16及び判定部17を備えて、構成されている。

心拍検出装置 1 の各構成部の処理内容は、F P G A (Field-Programmable Gate Array)、L S I (Large Scale Integration) 等のハードウェアにより実現することができる。また、各構成部の処理内容は、その処理手順を記述したプログラムを、当該プログラムを記憶する記憶媒体からコンピュータが読み取って実行するソフトウェア処理により、実現することもできる。コンピュータとしては、例えばC P U (Central Processing Unit)、G P U (Graphics Processing Unit) 等のプロセッサを使用することができる。記憶媒体としては、ハードディスクやR O M (Read Only Memory) 等を使用することができる。

[0030] 顔抽出部 1 1 は、撮影装置 2 から入力された撮影画像から、ユーザの顔の領域を抽出する。顔抽出部 1 1 による顔の認識方法としては、特に限定されず、例えばテンプレートマッチング等の公知の方法を使用できる。

[0031] 特徴点抽出部 1 2 は、顔抽出部 1 1 により抽出された顔の領域から複数の特徴点を抽出し、各特徴点の特徴量を演算する。使用できる特徴点の抽出方法としては、特に限定されず、例えばF A S T、H a r r i s等のコーナー特徴量、S U R F、K A Z E等の局所特徴量、勾配ヒストグラム等が挙げられる。

[0032] 追従部 1 3 は、特徴点抽出部 1 2 により抽出された特徴点の位置を元に、各フレームの撮影画像の顔の位置を合わせる。具体的には、追従部 1 3 は、撮影装置 2 から入力された現在のフレームと直前のフレームとで特徴量の類似度が最も高い特徴点同士的位置が一致するように、現在のフレームの撮影画像を投射変換する。これにより、現在のフレームの顔の位置を直前のフレームの顔の位置に追従させることができる。

[0033] R O I 設定部 1 4 は、追従部 1 3 により顔の位置を合わせた撮影画像に、R O I (Region Of Interest) を設定する。R O I 設定部 1 4 は、R O I の位置及びサイズを任意に設定できるが、口周辺又は鼻周辺を含む領域をR O I に設定することが好ましい。口周辺又は鼻周辺の領域は、血中のヘモグロビン量の変化が体表面に現れやすく、心拍数の検出が容易になる。撮影画像

中の口及び鼻の位置は、テンプレートマッチング等により検出できる。

[0034] 図2は、撮影画像の一例を示している。

図2に示すように、撮影画像50から顔の領域51が抽出され、特徴点が抽出されている。図2において、特徴点は十字形のマーカーで表される。顔の領域51において鼻と口を含む領域52がROIとして設定されている。

[0035] 輝度抽出部15は、撮影画像のR、G及びBの輝度のうち、心拍数の検出に使用する輝度を抽出する。いずれの色の輝度でも心拍を検出することはできるが、輝度抽出部15は、Gの輝度を抽出することが好ましい。Gの輝度は、拍動によって量が変わるヘモグロビンに対する感度が高く、心拍数の検出精度が向上しやすい。

[0036] 心拍検出部16は、各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、輝度の総和の時間的変化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延する。心拍検出部16は、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差から心拍数を演算する。

心拍検出部16は、図1に示すように、積分演算部161、補正部162及び相関演算部163を備えている。

[0037] 積分演算部161は、各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算する。積分演算部161は、撮影画像の全領域の輝度の総和を演算することもできるが、ROI設定部14により設定されたROI内の輝度の総和を演算することが好ましい。これにより、演算量を減らすことができ、心拍数の検出時間を短縮できる。

[0038] 各フレームの撮影画像の撮影時間に対して、各フレームの撮影画像から演算した輝度の総和をプロットすることにより、輝度の時間的変化を表わす振動波が得られる。血中のヘモグロビンの量は、拍動によって変化し、このヘモグロビンの量によって撮影画像の輝度が変わる。そのため、得られた振動波は、心拍の振動波を含む。

[0039] 図3は、ROIの輝度の総和の時間的変化を表わす振動波の一例を示している。

図3に示すように、振動波には周期的な振動波成分が含まれている。

[0040] 補正部 162 は、積分演算部 161 により得られた振動波の補正を行う。

補正部 162 は、補正の 1 つとして振動波をフィルタ処理し、心拍に影響のない振動波成分を除去する。個人差はあるが、一般的に心拍の振動波の周波数は 1 Hz 付近であり、身体状態によって 0.7 ~ 2.0 Hz 程度の範囲内で変動がある。補正部 162 は、この範囲付近の周波数の振動波成分、例えば 0.1 ~ 2.8 Hz の周波数帯域にある振動波成分を抽出することで、心拍に影響がないノイズ成分を除去することができる。フィルタ処理に使用できるフィルタとしては、バンドパスフィルタ、ハイパスフィルタ、ローパスフィルタ等が挙げられる。

[0041] また、補正部 162 は、補正の 1 つとして自動利得制御（AGC : Auto Gain Control）を行うことにより、振動波の振幅を一定に調整する。

[0042] 図 4 は、図 3 に示す振動波を補正して得られた振動波を示している。

図 4 に示すように、補正によってノイズ成分である振動波が除去され、心拍の振動波成分が強調された振動波が得られている。

[0043] 相関演算部 163 は、補正部 162 により得られた振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差を演算する。具体的には、相関演算部 163 は、補正部 162 により得られた振動波をバッファメモリ等のメモリに保持し、一定時間遅延させた各振動波をリングバッファメモリ等のメモリに保持する。相関演算部 163 は、保持した遅延前の振動波と遅延後の各振動波との差を演算する。

[0044] 図 5 A は、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の一例を示している。

図 5 A に示すように、元の振動波 W_0 から一定時間 t をそれぞれ i 倍（ i は 1 以上の整数）した時間だけ遅延した各振動波 W_i が得られる。例えば、振動波 W_1 は振動波 W_0 から一定時間 t だけ遅延した振動波であり、振動波 W_2 は振動波 W_1 からさらに一定時間 t だけ遅延した振動波、すなわち振動波 W_0 から時間 $2t$ だけ遅延した振動波である。

[0045] 相関演算部 163 は、演算期間 T_c 内において、遅延前の振動波 W_0 と、遅延後の各振動波 W_i と、をそれぞれ比較し、その差を算出する。

演算期間 T_c は、検出対象とする心拍の周期に応じて決定することができる。例えば、心拍数が 30 B P M 以上の心拍を検出する場合、1 周期は約 2 秒であるため、演算期間 T_c を少なくとも 2 周期以上となる 4 秒以上に決定することが好ましい。

[0046] 具体的には、相関演算部 163 は、演算期間 T_c 内において、遅延前の振動波 W_0 及び遅延後の各振動波 W_i を、一定のサンプリング間隔でサンプリングする。サンプリング間隔は、各振動波 W_i の遅延量と同じ時間である。相関演算部 163 は、下記式に示すように、サンプリングした遅延前の振動波 W_{0j} と遅延後の各振動波 W_{ij} の差の絶対値の総和 S_j を算出する。なお、 j はサンプリングした回数を表し、 $j = 0 \sim i$ である。

[0047] $S_j = \sum \{abs(W_{0j} - W_{ij})\}$

上記式において、 $abs()$ は、 $()$ 内の演算結果の絶対値を出力する関数を表す。 W_{0j} は、サンプリングした遅延前の振動波 W_0 の振幅値を示す。 W_{ij} は、サンプリングした遅延後の各振動波 W_i の振幅値を示す。

[0048] 図 5 B は、差の絶対値の総和 S_j の波形を示す。

例えば、図 5 B 中の S_0 、 S_1 、 $S_2 \dots S_i$ は、図 5 A に示す振動波 $W_0 \sim W_i$ から、次のように算出される。

$$S_0 = abs(W_{00} - W_{00}) + abs(W_{01} - W_{01}) + \dots + abs(W_{0i} - W_{0i})$$

$$S_1 = abs(W_{00} - W_{10}) + abs(W_{01} - W_{11}) + \dots + abs(W_{0i} - W_{1i})$$

$$S_2 = abs(W_{00} - W_{20}) + abs(W_{01} - W_{21}) + \dots + abs(W_{0i} - W_{2i})$$

...

$$S_i = abs(W_{00} - W_{i0}) + abs(W_{01} - W_{i1}) + \dots + abs(W_{0i} - W_{ii})$$

[0049] 心拍のように周期性を有する振動波は、一定時間遅延すると元の振動波との差が大きくなるが、さらに遅延して自己の振動波と周期が一致すると、その差が小さくなる。そのため、図 5 B に示すように、遅延時間と同じサンプリング間隔で S_j を出力すると、元の振動波 W_0 、すなわち心拍の振動波の周期を基本周期とした繰り返しの波である振動波 W_c を得ることができる。振動波 W_c は、元の振動波 W_0 の自己相関性を表し、値が小さいほど、自己

相関性が高い。

[0050] 元の振動波 W_0 同士の差は0であるため、その総和 S_0 も0である。例えば、振動波 W_0 から心拍の1周期分ずれた波形が振動波 W_i であるとする、振動波 W_0 と振動波 W_i は波形が同じか類似するため、差の絶対値の総和 S_i は0か0に近い値となる。図5Bに示すように、 S_0 の次に総和が小さくなるのは S_i であり、 S_0 と S_i 間が心拍の1周期に相当する。

[0051] なお、相関演算部163では、演算期間 T_c の間、遅延した振動波 W_i を出力する。

例えば、振動波 W_0 の遅延時間が $1/32$ 秒であり、演算期間 T_c が8秒の場合、相関演算部163は、振動波 $W_1 \sim W_{255}$ を出力する。サンプリング間隔は遅延時間と同じ $1/32$ 秒であるので、演算期間 T_c の間に256回のサンプリングが行われる。

[0052] 相関演算部163は、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において、差が小さくなるときのピークの周期により、心拍数を演算する。具体的には、相関演算部163は、差の波形が開始した時間から差が小さくなるときの最初のピークの時間までを心拍の周期として決定する。相関演算部163は、決定した心拍の周期から心拍数を演算して出力する。なお、差の波形において差が小さくなるときの複数のピークが現れるので、相関演算部163は、各ピーク間の周期により心拍数を演算してもよいが、上記のように最初のピークによって心拍数を演算した方が心拍数の信頼性が高く、好ましい。

[0053] 図6は、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形を示している。

図6に示すように、差の波形が開始した時間 t_1 から、差が小さくなるときの最初のピークの時間 t_2 までが、心拍の1周期である。図6の例では、時間差 $(t_2 - t_1)$ から、心拍数が65.74 (BPM) という演算結果が得られている。

[0054] 判定部17は、心拍検出部16により検出した心拍数の信頼度を判定する。例えば、判定部17は、心拍検出部16により検出した、直近5つの心拍

数の分散値を算出する。判定部 17 は、分散値が閾値未満であれば高い信頼度に決定し、分散値が閾値以上であれば低い信頼度に決定することができる。信頼度は、複数段階に分けられていてもよい。例えば、判定部 17 は、分散値に対して複数の閾値を使用し、信頼度を 3 段階で判定することもできる。

[0055] また、判定部 17 は、心拍数が一定範囲内、例えば 30～150（BPM）の範囲内にあれば高い信頼度に決定し、一定範囲外にあれば低い信頼度に決定することができる。判定部 17 は、ユーザの平均心拍数を演算するか取得して、検出した心拍数が平均心拍数から一定範囲内にあるか否かによって信頼度を決定することもできる。

[0056] 遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において、心拍の周期の決定に用いられたピークの頂点の値が小さいほど、差の波形は心拍の振動波に近い。よって、判定部 17 は、心拍の周期の決定に用いられたピークの頂点の値が一定値より低い場合は高い信頼度に決定し、一定値以上の場合は低い信頼度に決定することもできる。

[0057] 判定部 17 は、判定した信頼度を心拍検出部 16 により検出された心拍数とともに出力する。表示装置 3 において心拍数を表示する際、心拍数を信頼度とともに表示することができる。信頼度に応じた表示形態で心拍数が表示されてもよい。例えば、心拍数を表示する際に信頼度が高い心拍数は黒色で表示し、信頼度が低い心拍数は赤色で表示することができる。

[0058] 図 7 は、心拍数の表示例を示している。

図 7 に示すように、心拍検出装置 1 によって一定時間ごとに検出された心拍数のプロットが時系列に表示されている。各心拍数のうち、信頼度が高いと判定された心拍数は円のマーカで表示され、信頼度が低いと判定された心拍数は三角のマーカで表示されている。

[0059] 図 8 は、上記心拍検出装置 1 において心拍を検出するときの処理手順を示すフローチャートである。

心拍検出装置 1 では、図 8 に示すように、撮影装置 2 から入力したユーザ

の体表の撮影画像から、顔抽出部 1 1 が顔の領域を抽出する（ステップ S 1）。特徴点抽出部 1 2 は、検出された顔の領域から特徴点を抽出する（ステップ S 2）。その結果、複数の特徴点が抽出されなかった場合（ステップ S 3 : NO）、ステップ S 1 の処理に戻る。

[0060] 複数の特徴点が抽出された場合（ステップ S 3 : YES）、追従部 1 3 は、現在のフレームの撮影画像において抽出された各特徴点と、直前のフレームの撮影画像において抽出された各特徴点の類似度を判定する。追従部 1 3 は、類似度が最も高い特徴点の位置が一致するように、現在のフレームの撮影画像を投射変換し、直前のフレームの顔の位置に現在のフレームの顔の位置を追従させる（ステップ S 4）。追従により、撮影画像中の輝度の時間的変化を表わす振動波から、ユーザの動きによるノイズ成分を減らすことができる。

[0061] ROI 設定部 1 4 は、顔の位置を追従させた現在のフレームの撮影画像に ROI を設定する（ステップ S 5）。一方、輝度抽出部 1 5 は、撮影装置 2 から入力した撮影画像から、G の輝度を抽出する（ステップ S 6）。

[0062] 心拍検出部 1 6 では、積分演算部 1 6 1 が、設定された ROI において G の輝度の総和を求めてメモリに保存する。積分演算部 1 6 1 は、メモリから一定期間内の G の輝度の総和を読み出し、読み出した各輝度の総和の時間的変化を表わす振動波を演算する（ステップ S 7）。補正部 1 6 2 は、この振動波を補正する（ステップ S 8）。ここで、振動波を演算した撮影画像のフレーム数が一定数に達しておらず、まだ演算期間 T_s に対応する振動波が得られてない場合（ステップ S 9 : NO）、ステップ S 2 の処理に戻る。

[0063] 一方、振動波を演算した撮影画像のフレーム数が一定数に達し、演算期間 T_s に対応する振動波が得られた場合（ステップ S 9 : YES）、相関演算部 1 6 3 は、補正処理後の振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形を求める。相関演算部 1 6 3 は、差の波形において波形が開始した時点から差が小さくなる最初のピークが現れる時点までを心拍の 1 周期として、心拍数を演算する（ステップ S 10）。

- [0064] 判定部 17 は、心拍検出部 16 により演算された心拍数の信頼度を判定する（ステップ S 11）。心拍検出部 16 により演算された心拍数は、判定部 17 により判定された信頼度とともに、表示装置 3 に出力される。表示装置 3 では、出力された心拍数が、数値、グラフ等の表示形態で表示される。心拍数の表示形態は、信頼度によって異ならせることができる。
- [0065] 心拍数の測定終了の指示がなければ（ステップ S 12：NO）、ステップ S 2 に戻る。測定終了が指示された場合は（ステップ S 12：YES）、本処理を終了する。
- [0066] 以上のように、本実施形態の心拍検出装置 1 は、ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出する心拍検出部 16 を備える。心拍検出部 16 は、各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、輝度の総和の時間的变化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において差が小さくなるときのピークの周期により、心拍数を演算する。
- [0067] 上記実施形態によれば、遅延前と遅延後の各振動波の差から、心拍の周期性を有する振動波成分を求めるため、振動波中にユーザの動きに起因する長周期の振動波成分が含まれる場合でも、精度良く心拍数を検出することができる。また、輝度の加算と各振動波の減算の簡易な演算で心拍数を演算できるため、少ない演算量で心拍数を検出することができる。したがって、心拍数の検出時間も短縮することができる。
- [0068] 輝度の時間的变化を表わす振動波に対し、フーリエ変換、ウェーブレット変換等の周波数変換を行うことで心拍数を演算する場合、本実施形態のように 256 ポイント程度のサンプリング数では心拍の周期を求めることは難しい。心拍数の十分な検出精度を得るにはより多くのサンプリング数を必要とする。また、周波数変換は、心拍よりも長周期の振動波成分の影響を受けやすく、分解能が低くなるため、心拍の振動波成分を精度良く抽出することが難しい。
- [0069] 輝度の時間的变化を表わす振動波に対し、自己相関関数を使用して心拍数

を演算する場合も、心拍より長周期の振動波成分の影響を受けて、心拍の振動波を精度良く抽出することが難しい。なお、自己相関関数は、一般的に、 $R(t, s) = E[(X_t - \mu)(X_s - \mu)] / \sigma^2$ (X_t 及び X_s はそれぞれ時刻 t 及び s における値、 μ は X_t の平均、 σ^2 は分散、 E は期待値を表わす。) の式で表される。

[0070] 一方、本実施形態によれば、遅延した各振動波の差により心拍の周期を求めるため、長周期の振動波成分の影響が少なく、心拍の周期を精度良く演算することができる。また、積算や除算、関数を用いた複雑な演算が必要な周波数変換、自己相関関数等に比べて、本実施形態によれば、加算と減算のみで心拍数を検出でき、演算量が少ないため、検出時間を短縮できる。

[0071] 上記実施形態は本発明の好適な一例であり、これに限定されない。本発明の技術的思想の範囲内で適宜変更可能である。

例えば、心拍数の検出に使用できる撮影画像は、上述した R、G 及び B の輝度を有する撮影画像に限られず、 L^* 、 a^* 及び b^* 等の R、G 及び B 以外の色空間の輝度を有する撮影画像であってもよい。また、輝度抽出部 15 は、心拍数の検出に使用する輝度として、R、G 及び B の各輝度を重み付け平均して得られた輝度、明度を表わす輝度等を抽出してもよい。本発明によれば、G 以外の輝度であっても、精度良く心拍数を検出することができる。

[0072] また、心拍数の検出に用いる撮影画像は、ユーザの体表の一部の撮影画像であれば、顔の撮影画像ではなく、例えば手首や手の甲、首等の顔以外の他の部位の体表の撮影画像であってもよい。

[0073] 本出願は、2018年6月28日に出願された日本特許出願である特願2018-122754号に基づく優先権を主張し、当該日本特許出願のすべての記載内容を援用する。

符号の説明

- [0074] 1 心拍検出装置
11 顔抽出部
12 特徴点抽出部

- 1 3 追従部
- 1 4 R O I 設定部
- 1 6 心拍検出部
- 1 6 1 積分演算部
- 1 6 2 補正部
- 1 6 3 相関演算部
- 1 7 判定部

請求の範囲

- [請求項1] ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出する心拍検出部を備え、
- 前記心拍検出部は、前記各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、前記輝度の総和の時間的変化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において前記差が小さくなるときのピークの周期により、前記心拍数を演算する、心拍検出装置。
- [請求項2] 前記心拍検出部は、前記差の波形が開始した時点から最初の前記ピークが現れる時点までを1周期として、前記心拍数を演算する、請求項1に記載の心拍検出装置。
- [請求項3] 前記心拍検出部により検出された心拍数の信頼度を判定し、前記信頼度を前記心拍数とともに出力する判定部を備える、請求項1又は2に記載の心拍検出装置。
- [請求項4] 前記輝度が、緑の輝度である、請求項1～3のいずれか一項に記載の心拍検出装置。
- [請求項5] 前記撮影画像にROIを設定するROI設定部を備え、前記心拍検出部は、前記ROI内の輝度の総和を演算する、請求項1～4のいずれか一項に記載の心拍検出装置。
- [請求項6] 前記撮影画像は、前記ユーザの顔の撮影画像であり、前記各フレームの撮影画像において前記顔の特徴点を抽出する特徴点抽出部と、前記特徴点により前記各フレームの撮影画像の顔の位置を合わせる追従部と、を備える、請求項1～5のいずれか一項に記載の心拍検出装置。
- [請求項7] ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出するステップを含み

、

前記心拍数を検出するステップは、前記各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、前記輝度の総和の時間的变化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において前記差が小さくなるときのピークの周期により、前記心拍数を演算する、

心拍検出方法。

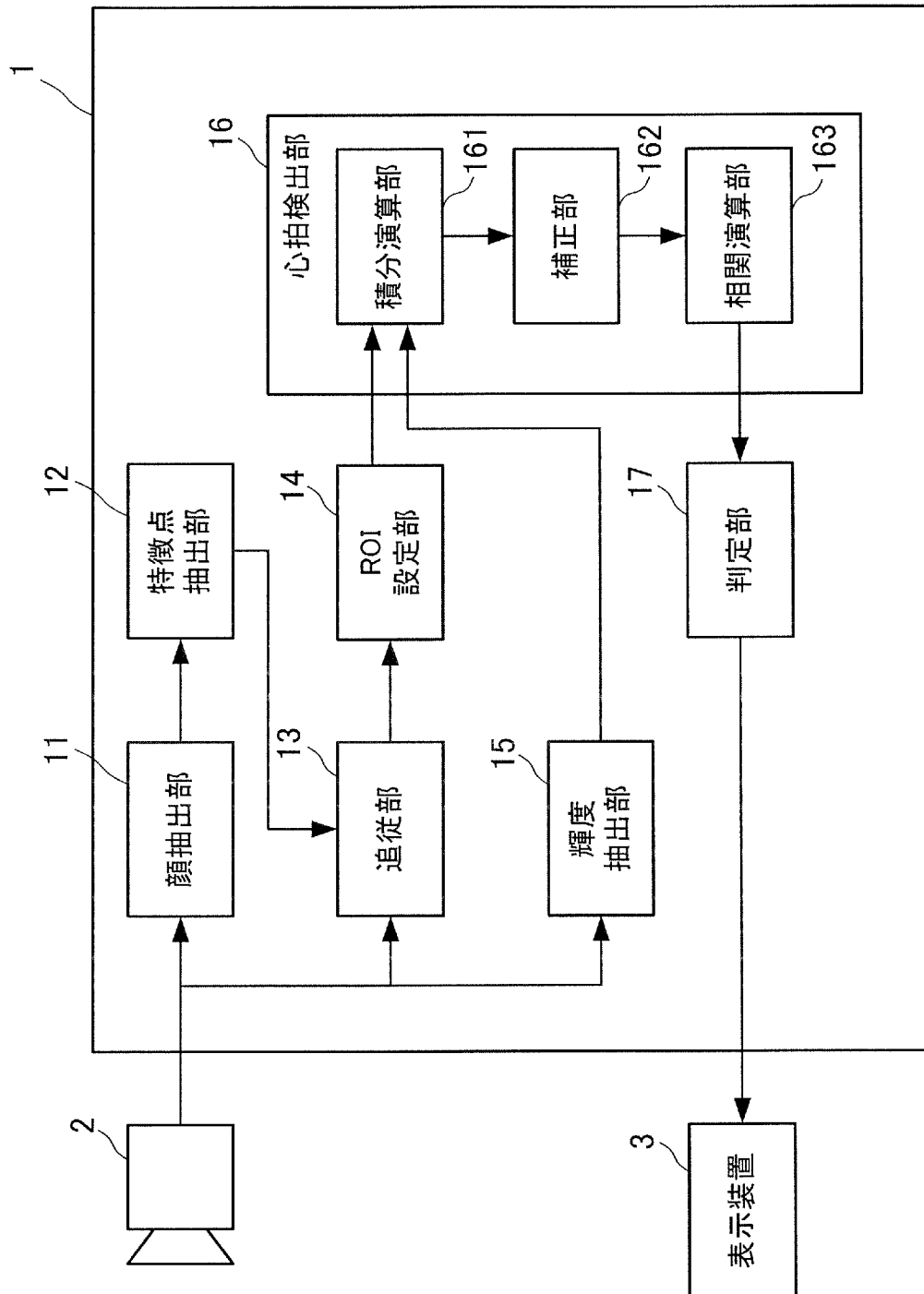
[請求項8]

コンピュータに、ユーザの体表の一部の撮影画像であって、時系列で撮影された複数フレームの撮影画像の輝度を用いて心拍数を検出するステップを実行させるためのプログラムであって、

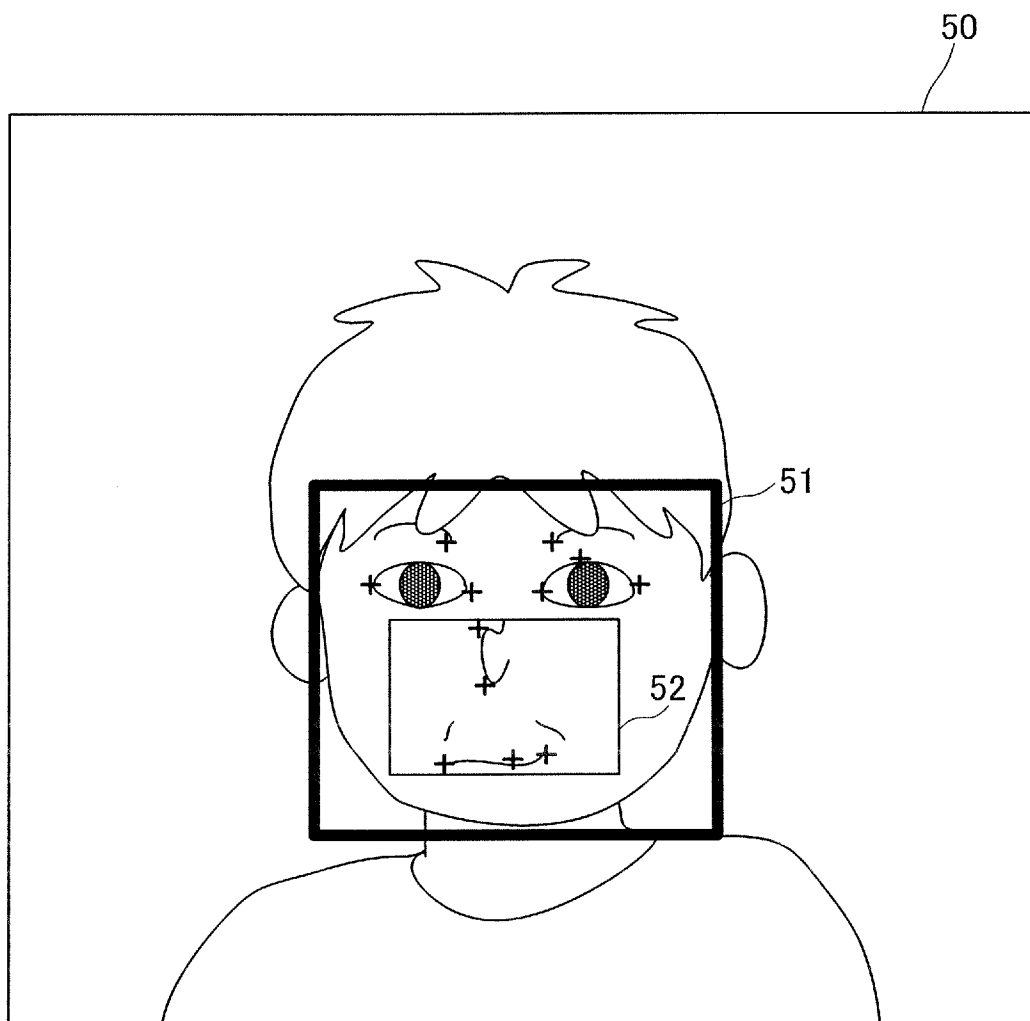
前記心拍数を検出するステップでは、前記各フレームの撮影画像の輝度の総和を演算し、前記輝度の総和の時間的变化を表わす振動波を一定時間ずつ遅延し、遅延前の振動波と遅延後の各振動波の差の波形において前記差が小さくなるときのピークの周期により、前記心拍数を演算する、

プログラム。

[図1]

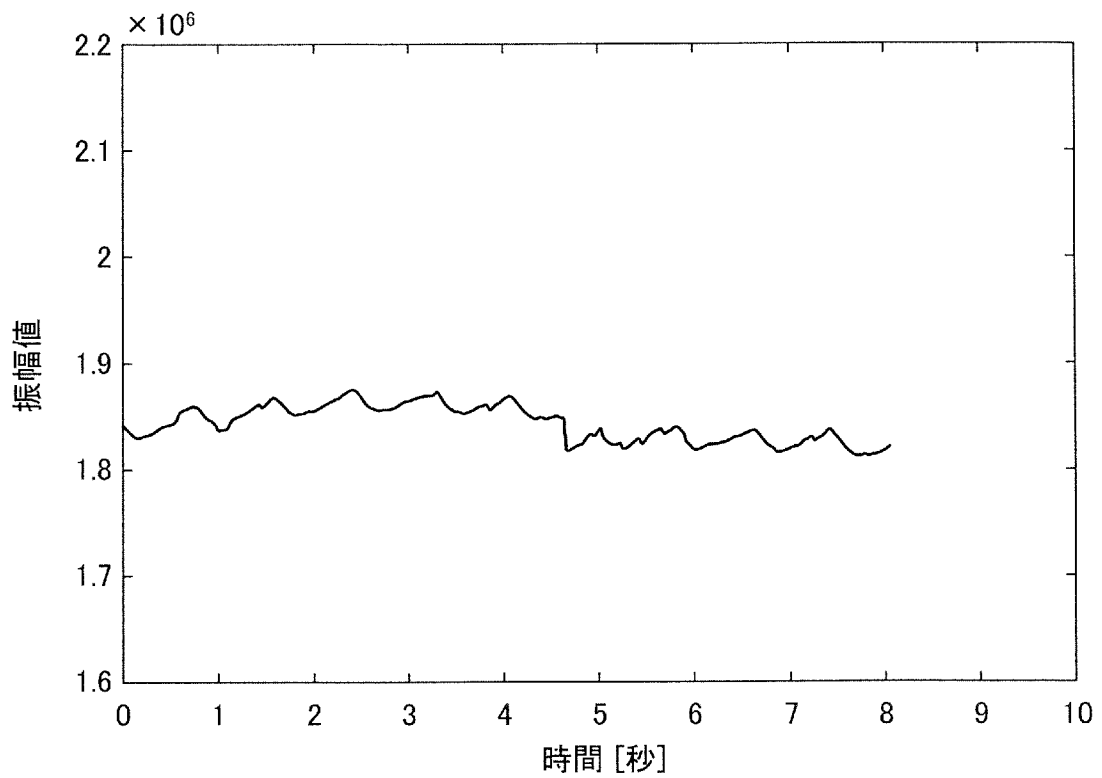


[図2]

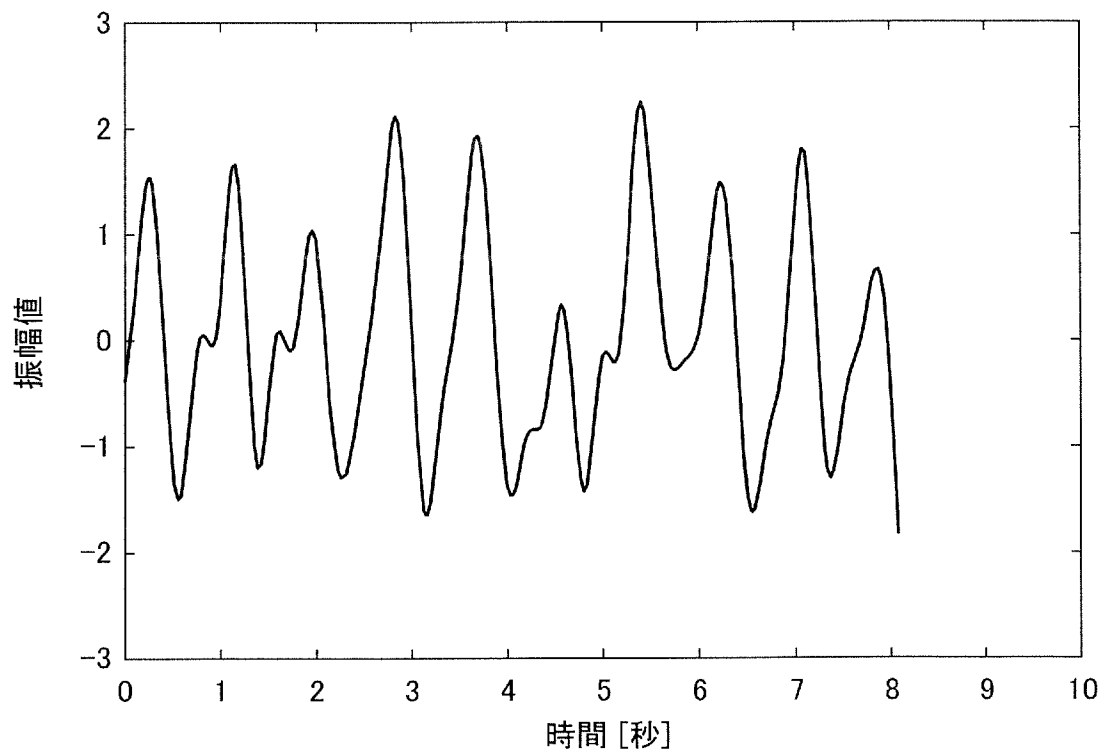


+ : 特徴点

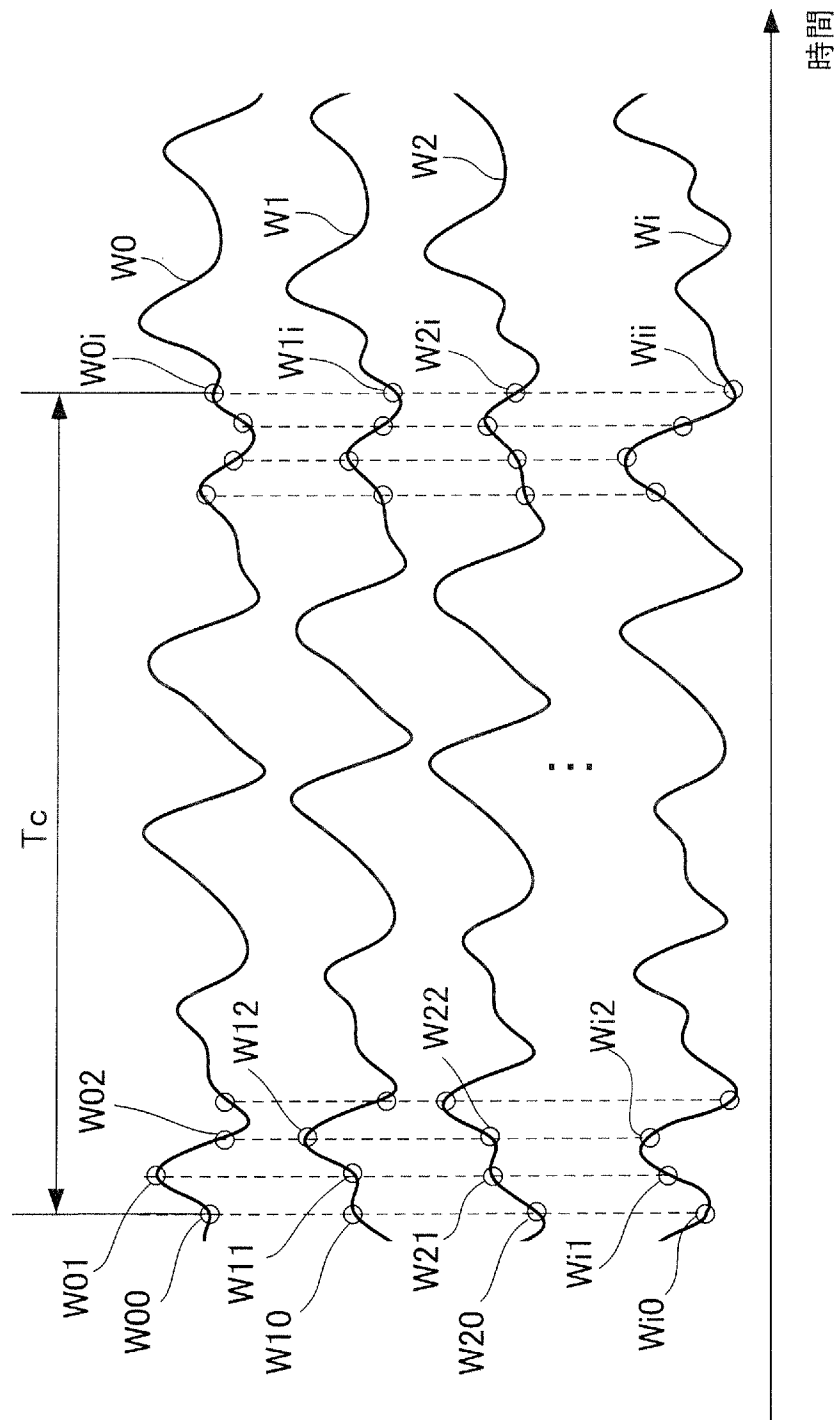
[図3]



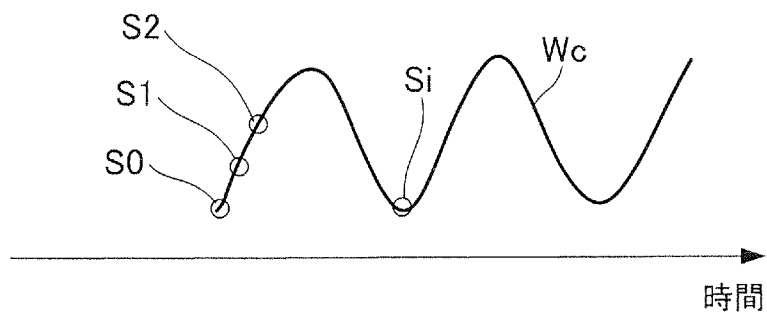
[図4]



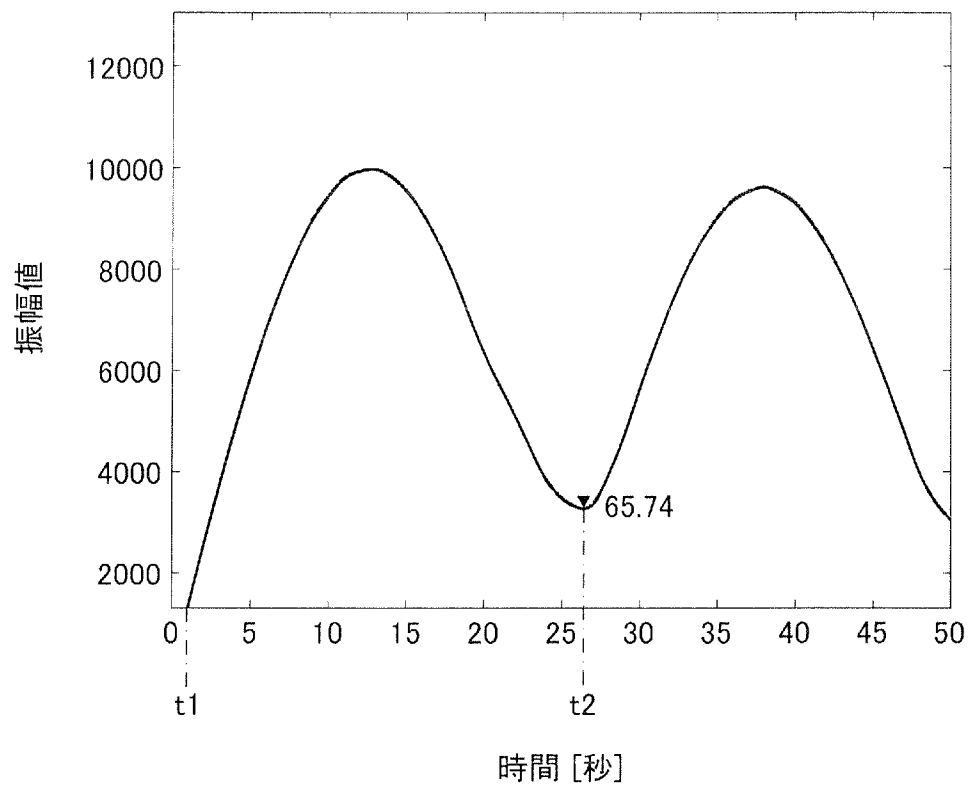
[図5A]



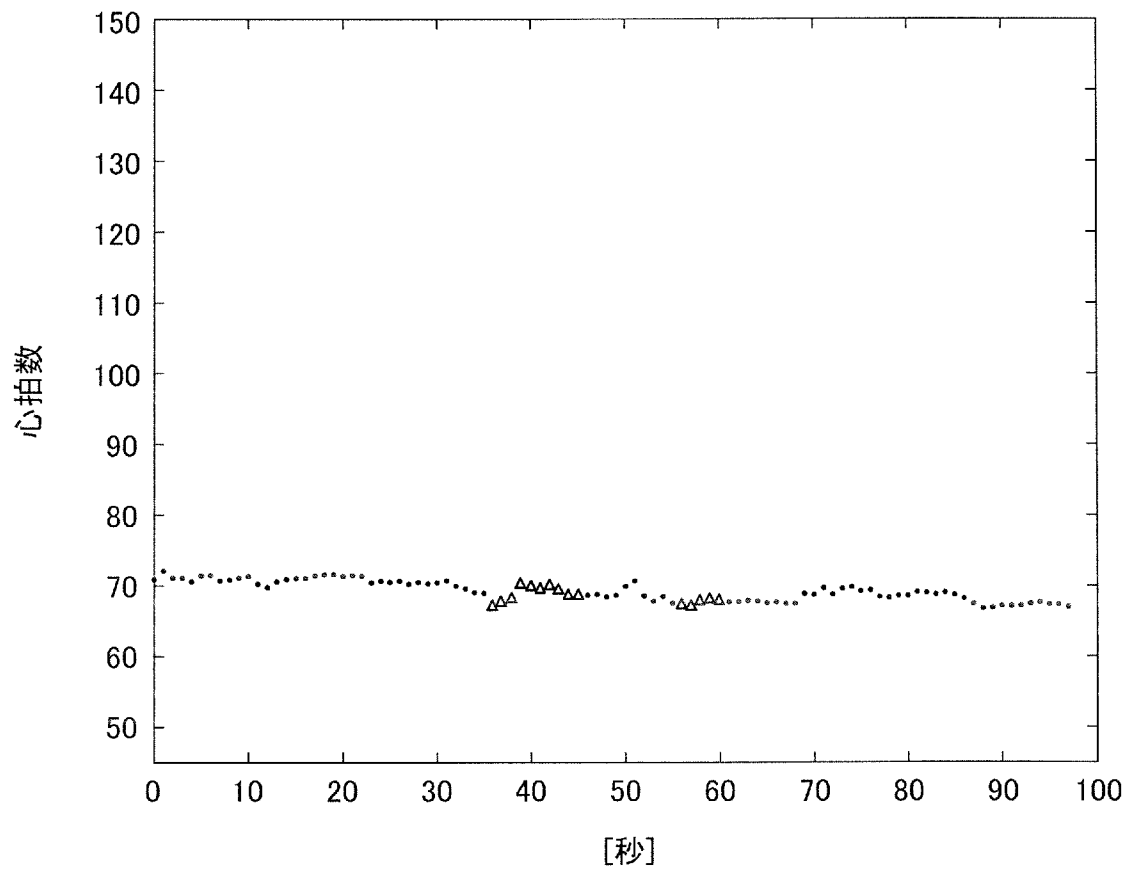
[図5B]



[図6]

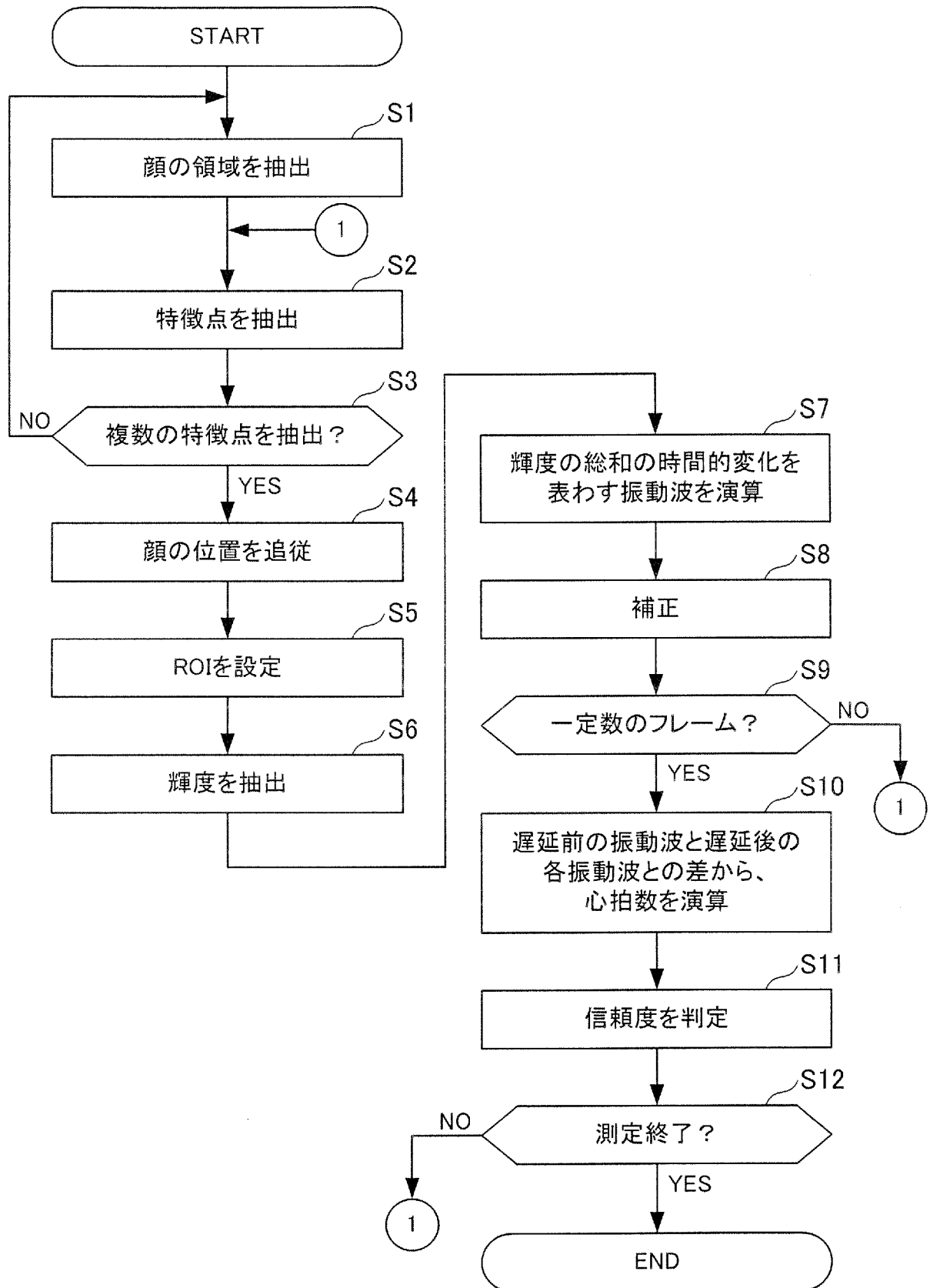


[図7]



○ : 信頼度が高い心拍数
△ : 信頼度が低い心拍数

[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/021961

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/0245 (2006.01) i, A61B5/11 (2006.01) i

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. A61B5/0245, A61B5/11

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 1971-2019

Registered utility model specifications of Japan 1996-2019

Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2017-29318 A (CHIBA UNIV) 09 February 2017, paragraphs [0018]-[0055], fig. 1-10 (Family: none)	1-8
Y	CN 106618542 A (SHANGHAI ADVANCED RESEARCH INSTITUTE, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 10 May 2017, paragraphs [0028]-[0054], fig. 1-8 (Family: none)	1-8



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

24.07.2019

Date of mailing of the international search report

13.08.2019

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 REPORT

International application No.

PCT/JP2019/021961

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2017/0156632 A1 (SWISTON, J. A.) 08 June 2017, paragraphs [0033]-[0124], fig. 1-9 & WO 2017/078822 A2	1-8
Y	WO 2017/060463 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 13 April 2017, specification, page 8, line 1 to page 17, line 6, fig. 1-9 & JP 2018-534977 A & US 2018/0279885 A1 & CN 108135487 A	3-6
Y	WO 2017/199597 A1 (SONY CORPORATION) 23 November 2017, paragraphs [0028]-[0111], fig. 1-11 (Family: none)	3-6
Y	JP 2017-510324 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 13 April 2017, paragraphs [0021], [0039]-[0069], fig. 1-7 & US 2015/0223700 A1, paragraphs [0027], [0055]-[0083], fig. 1-7 & WO 2015/121070 A1 & CN 105979861 A	4-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)i

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））

Int.Cl. A61B5/0245, A61B5/11

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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）

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 2017-29318 A（国立大学法人 千葉大学） 2017.02.09, 【0018】～【0055】、図1～10 （ファミリーなし）	1-8
Y	CN 106618542 A（中国科学院上海高等研究院） 2017.05.10, [0028]～[0054]、図1～8 （ファミリーなし）	1-8

☒ 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	「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矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「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	「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
「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）	「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
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

24.07.2019

国際調査報告の発送日

13.08.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

山口 裕之

2Q

2913

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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	US 2017/0156632 A1 (SWISTON Joseph Albert) 2017.06.08, [0033] ~ [0124]、図1~9 & WO 2017/078822 A2	1-8
Y	WO 2017/060463 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 2017.04.13, 明細書第8頁第1行~第17頁第6行、図1~9 & JP 2018-534977 A & US 2018/0279885 A1 & CN 108135487 A	3-6
Y	WO 2017/199597 A1 (ソニー株式会社) 2017.11.23, [0028] ~ [0111]、図1~11 (ファミリーなし)	3-6
Y	JP 2017-510324 A (コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ) 2017.04.13, 【0021】、【0039】~【0069】、図1~7 & US 2015/0223700 A1 [0027], [0055]-[0083], FIGS1-7 & WO 2015/121070 A1 & CN 105979861 A	4-6