

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7162254号  
(P7162254)

(45)発行日 令和4年10月28日(2022.10.28)

(24)登録日 令和4年10月20日(2022.10.20)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/16 (2006.01) A 6 1 B 5/16 1 1 0

A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 0 A

請求項の数 8 (全19頁)

(21)出願番号	特願2019-15753(P2019-15753)	(73)特許権者	314012076
(22)出願日	平成31年1月31日(2019.1.31)		パナソニックIPマネジメント株式会社
(65)公開番号	特開2020-121022(P2020-121022 A)		大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号
(43)公開日	令和2年8月13日(2020.8.13)	(74)代理人	110002000
審査請求日	令和3年7月12日(2021.7.12)		特許業務法人栄光特許事務所
		(72)発明者	中村 剛
			大阪府門真市大字門真1006番地 パ ナソニック株式会社内
		(72)発明者	手塚 忠則
			大阪府門真市大字門真1006番地 パ ナソニック株式会社内
		(72)発明者	山口 芳子
			大阪府門真市大字門真1006番地 パ ナソニック株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体情報モニタリング方法および生体情報モニタリングシステム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の生体情報を抽出するステップと、  
抽出された前記被験者の生体情報の信頼度を示す第1パラメータを算出し、算出された前記第1パラメータが所定の第1閾値以上である場合に、抽出された前記生体情報に基づいて、前記生体情報に対応するストレス指数を算出するステップと、  
所定期間内に抽出された前記生体情報に基づいて、算出された前記ストレス指数の有効性の有無を判定するステップと、  
前記ストレス指数が有効であるとの判定結果に従って、算出された前記ストレス指数を出力するステップと、を有し、  
前記有効性の有無の判定において、前記第1パラメータが前記第1閾値以上となる前記生体情報の数と前記所定期間内に抽出された前記生体情報の数との比率を示す第2パラメータを算出し、前記第2パラメータが所定の第2閾値以上である場合に、算出された前記ストレス指数が有効であると判定し、  
前記第2閾値の設定において、前記被験者を画角内に捉えるカメラの画角内の環境のノイズを測定し、測定された前記ノイズに応じて、前記第2閾値を既定値より高くあるいは低く変更して設定する、  
生体情報モニタリング方法。

【請求項2】

前記第2閾値は、前記被験者ごとに異なる値である、

請求項 1 に記載の生体情報モニタリング方法。

【請求項 3】

出力された一定期間分の前記ストレス指数に基づいて所定の統計処理が施された結果を含む画面を生成するステップと、

生成された前記画面を表示するステップと、を更に有する、

請求項 1 に記載の生体情報モニタリング方法。

【請求項 4】

前記有効性の有無の判定において、

前記第 2 パラメータが所定の第 3 閾値未満である場合、前記被験者が不在であると判定する、

請求項 1 に記載の生体情報モニタリング方法。

【請求項 5】

前記画面は、前記被験者ごとの前記ストレス指数を含む、

請求項 3 に記載の生体情報モニタリング方法。

【請求項 6】

前記画面は、前記ストレス指数の時間変化の特性を含む、

請求項 3 に記載の生体情報モニタリング方法。

【請求項 7】

前記画面の生成において、

前記ストレス指数の上限値と、前記ストレス指数が前記上限値を超える場合に前記ストレス指数が前記上限値を超えた旨のメッセージが通知される前記被験者の連絡先とを設定するための設定画面を生成する、

請求項 3 に記載の生体情報モニタリング方法。

【請求項 8】

被験者の生体情報を抽出する生体情報抽出部と、

抽出された前記被験者の生体情報の信頼度を示す第 1 パラメータを算出し、算出された前記第 1 パラメータが所定の第 1 閾値以上である場合に、抽出された前記生体情報に基づいて、前記生体情報に対応するストレス指数を算出するストレス算出部と、

所定期間内に抽出された前記生体情報に基づいて、算出された前記ストレス指数の有効性の有無を判定する有効性判定部と、

前記ストレス指数が有効であるとの判定結果に従って、算出された前記ストレス指数を出力する出力部と、を備え、

前記有効性判定部は、

前記第 1 パラメータが前記第 1 閾値以上となる前記生体情報の数と前記所定期間内に抽出された前記生体情報の数との比率を示す第 2 パラメータを算出し、前記第 2 パラメータが所定の第 2 閾値以上である場合に、算出された前記ストレス指数が有効であると判定し、

前記被験者を画角内に捉えるカメラの画角内の環境のノイズを測定し、測定された前記ノイズに応じて、前記第 2 閾値を既定値より高くあるいは低く変更して設定する、

生体情報モニタリングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、生体情報モニタリング方法および生体情報モニタリングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、疲労ストレスを診断するに際して、年齢ごとの基準値をマスタデータとして保有し、被験者の心電脈波を測定して得た測定データと基準値とを比較して複数の分類に分けられた判定結果を出力する疲労ストレス健診システムが開示されている。また、この疲労ストレス健診システムは、自律神経機能年齢を算出でき、被験者の自律神経の強さだけでなく自律神経のバランスも判定する。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開2015-54002号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献1では、心電脈波のデータは被験者が心電脈波計測器を身体に直接に接触させた状態で測定されるため、被験者に相応の負担を強いることになる。一方で、非接触で被験者の心拍等のバイタル情報（いわゆる生体情報）を検出し、その検出されたバイタル情報を用いて被験者のストレスを定量的に導出する技術が知られている。ところが、バイタル情報と同様に周期性がありかつ一定幅内に収束される振幅を有するノイズ信号が存在する環境下でバイタル情報が検出される際、被験者が実際には存在していないにも拘わらずそのようなノイズ信号が存在するがために被験者のバイタル情報と誤って検出されることがあった。このため、被験者のストレスが誤って導出されることがあり、バイタル情報の検出精度を向上させる観点でより一層の改善が望まれている。

10

【0005】

本開示は、上述した従来の状況に鑑みて案出され、非接触で検出される被験者のバイタル情報と同様な特性を有するノイズ信号が存在する環境下であっても、非接触で検出される被験者のバイタル情報の有効性の有無を適切に判別し、被験者のストレスの信頼性を的確に担保する生体情報モニタリング方法および生体情報モニタリングシステムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示は、被験者の生体情報を抽出するステップと、抽出された前記被験者の生体情報の信頼度を示す第1パラメータを算出し、算出された前記第1パラメータが所定の第1閾値以上である場合に、抽出された前記生体情報に基づいて、前記生体情報に対応するストレス指数を算出するステップと、所定期間内に抽出された前記生体情報に基づいて、算出された前記ストレス指数の有効性の有無を判定するステップと、前記ストレス指数が有効であるとの判定結果に従って、算出された前記ストレス指数を出力するステップと、を有し、前記有効性の有無の判定において、前記第1パラメータが前記第1閾値以上となる前記生体情報の数と前記所定期間内に抽出された前記生体情報の数との比率を示す第2パラメータを算出し、前記第2パラメータが所定の第2閾値以上である場合に、算出された前記ストレス指数が有効であると判定し、前記第2閾値の設定において、前記被験者を画角内に捉えるカメラの画角内の環境のノイズを測定し、測定された前記ノイズに応じて、前記第2閾値を既定値より高くあるいは低く変更して設定する、生体情報モニタリング方法を提供する。

30

【0007】

また、本開示は、被験者の生体情報を抽出する生体情報抽出部と、抽出された前記被験者の生体情報の信頼度を示す第1パラメータを算出し、算出された前記第1パラメータが所定の第1閾値以上である場合に、抽出された前記生体情報に基づいて、前記生体情報に対応するストレス指数を算出するストレス算出部と、所定期間内に抽出された前記生体情報に基づいて、算出された前記ストレス指数の有効性の有無を判定する有効性判定部と、前記ストレス指数が有効であるとの判定結果に従って、算出された前記ストレス指数を出力する出力部と、を備え、前記有効性判定部は、前記第1パラメータが前記第1閾値以上となる前記生体情報の数と前記所定期間内に抽出された前記生体情報の数との比率を示す第2パラメータを算出し、前記第2パラメータが所定の第2閾値以上である場合に、算出された前記ストレス指数が有効であると判定し、前記被験者を画角内に捉えるカメラの画角内の環境のノイズを測定し、測定された前記ノイズに応じて、前記第2閾値を既定値より高くあるいは低く変更して設定する、生体情報モニタリングシステムを提供する。

40

50

## 【発明の効果】

## 【0008】

本開示によれば、非接触で検出される被験者のバイタル情報と同様な特性を有するノイズ信号が存在する環境下であっても、非接触で検出される被験者のバイタル情報の有効性の有無を適切に判別でき、被験者のストレスの信頼性を的確に担保できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0009】

【図1】実施の形態に係る生体情報モニタリングシステムの概要例を示す図

【図2】生体情報モニタリングシステムのハードウェア構成例を示すブロック図

【図3】ストレス推定手順の一例を示すフローチャート

【図4】ストレス有効性判定手順の一例を示すフローチャート

【図5】ストレス指数が記録されたログファイルの記録内容例を示すテーブル

【図6】信頼度比率の時間変化例を示すグラフ

【図7】複数の被験者のそれぞれの1日あたりのストレス指数を一覧表示するストレス指数一覧画面の一例を示す図

【図8】選択された被験者のストレス指数の1日あたりの時間変化を表すストレス指数遷移画面の一例を示す図

【図9】選択された被験者のストレス指数の1か月内の日単位の変化を表すストレス指数遷移画面の一例を示す図

【図10】アラート送信先のメールアドレス、ストレス指数の上限値および下限値を設定する設定画面の一例を示す図

## 【発明を実施するための形態】

## 【0010】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示に係る生体情報モニタリング方法および生体情報モニタリングシステムの構成および作用を具体的に開示した実施の形態を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になるのを避け、当業者の理解を容易にするためである。なお、添付図面及び以下の説明は、当業者が本開示を十分に理解するために提供されるのであって、これらにより特許請求の範囲に記載の主題を限定することは意図されていない。

## 【0011】

図1は、実施の形態に係る生体情報モニタリングシステム5の概要例を示す図である。生体情報モニタリングシステム5は、人体（例えば被験者hm）と接触せずに非接触で得られるカメラ2の撮像画像から人体の脈拍を推定し、その脈拍の変動を基にして人体のストレス指数を算出する。脈拍は、脈拍数あるいは脈波として捉えられる。生体情報モニタリングシステム5は、例えばオフィス100に設置されるとして説明するが、設置箇所はオフィス100に限定されなくてよい。オフィス100には、被験者hmが着座するイス130と、デスク150とが用意されている。例えばデスク150の上には、生体情報モニタリングシステム5を構成するカメラ2、脈拍推定装置3およびモニタ8が置かれる。なお、モニタ8は、脈拍推定装置3が備えるディスプレイ等の表示部28により代用されても構わない。

## 【0012】

被験者hmは、例えばデスク150に載置されたカメラ2と向かい合うように、イス130に腰掛けた状態でストレスの検定を受ける。カメラ2は、被験者hmの顔等を撮像して撮像画像を得る。脈拍推定装置3は、カメラ2で得られた撮像画像を基に、被験者hmの脈拍を推定する。脈拍推定装置3は、ネットワークNWを介してクラウドサーバ40と接続され、推定した脈拍の推定値および算出したストレス指数とともに含むストレス情報をクラウドサーバ40に送信する。モニタ8は、クラウドサーバ40で統計処理されたストレス情報の結果を表示する。

## 【0013】

図 2 は、生体情報モニタリングシステム 5 のハードウェア構成例を示すブロック図である。生体情報モニタリングシステム 5 は、カメラ 2 と、脈拍推定装置 3 と、モニタ 8 と、クラウドサーバ 40 と、を含む構成である。脈拍推定装置 3 は、ネットワーク NW を介してクラウドサーバ 40 と通信可能に接続され、例えばパーソナルコンピュータ（PC：Personal Computer）、タブレット端末、あるいはスマートフォン等の通信機器を用いて構成される。なお、脈拍推定装置 3 は、ネットワーク NW を介することなく、通信ケーブルで直接にクラウドサーバ 40 と通信可能に接続されてもよい。

【0014】

カメラ 2 は、被写体である被験者 hm を撮像するための撮像部 11 を含む。ここでは、撮像部 11 が被験者 hm の体の一部、特に日常的に露出している顔を撮像する場合を示す。なお、撮像部 11 は、被験者 hm の顔に限らず、例えば首、手のひら、腕、足等を撮像してもよい。撮像部 11 は、CCD（Charged-coupled device）あるいはCMOS（Complementary metal-oxide-semiconductor）等の固体撮像素子（イメージセンサ）を有し、被写体からの光を結像し、結像した光学像を電気信号に変換して映像信号を出力する。撮像部 11 から出力される映像信号は、脈拍推定装置 3 に入力される。なお、カメラ 2 の台数は、1 台に限らず、複数台であってもよい。

10

【0015】

脈拍推定装置 3 は、画像入力部 21 と、領域抽出部 22 と、脈波検出部 23 と、脈拍推定部 24 と、脈波記憶部 25 と、脈波検定部 26 と、出力判定部 27 と、表示部 28 と、ストレス推定部 29 と、ストレス有効性判定部 30 と、通信部 31 とを含む構成である。

20

【0016】

画像入力部 21 と、領域抽出部 22 と、脈波検出部 23 と、脈拍推定部 24 と、脈波記憶部 25 と、脈波検定部 26 と、出力判定部 27 と、ストレス推定部 29 と、ストレス有効性判定部 30 とは、例えばCPU（Central Processing Unit）、DSP（Digital Signal Processor）あるいはFPGA（Field Programmable Gate Array）等のプロセッサが、脈拍推定装置 3 に内蔵されるメモリ（図示略）に予め格納された動作用のプログラムを読み込んで機能的に実現される。

【0017】

また、メモリ（図示略）は、RAM（Random Access Memory）およびROM（Read Only Memory）を用いて構成され、脈拍推定装置 3 の動作の実行に必要なプログラム、更には、動作中に生成されたデータあるいは情報を一時的に保存する。RAMは、例えばプロセッサ（上述参照）の動作時に使用されるワークメモリである。ROMは、例えばプロセッサ（上述参照）を制御するためのプログラムを予め記憶する。

30

【0018】

画像入力部 21 は、カメラ 2 の撮像部 11 によって撮像される、被験者 hm の顔を含む時間的に連続した撮像画像（フレーム画像）のデータを、カメラ 2 からの映像信号として入力する。画像入力部 21 は、例えば近距離無線通信、USB（Universal Serial Bus）、HDMI（High-Definition Multimedia Interface）等の入力インターフェース回路で構成されてよい。また、カメラ 2 がWebカメラである場合、画像入力部 21 は、Webカメラが接続されたLAN（Local Area Network）との間の通信インターフェース回路等で構成されてよい。

40

【0019】

領域抽出部 22 は、入力された撮像画像に含まれる被験者 hm の顔の肌色領域（ここでは、顔領域と称する）を抽出する。なお、領域抽出部 22 によって抽出される肌色領域は、人体において肌が露出した領域であり、その領域の撮像画像データから脈拍を推定可能な領域である。

【0020】

脈波検出部 23 は、領域抽出部 22 により抽出された被験者 hm の顔の肌色領域から得られる情報に基づき被験者 hm の脈波信号を検出する。

【0021】

50

生体情報抽出部の一例としての脈拍推定部 2 4 は、脈波検出部 2 3 により検出された脈波信号に基づき被験者 h m の脈拍を推定する。

【 0 0 2 2 】

脈波記憶部 2 5 は、例えば上述したメモリ（図示略）を用いて構成され、脈波検出部 2 3 によって検出された脈波信号を記憶する。

【 0 0 2 3 】

脈波検定部 2 6 は、脈波記憶部 2 5 に記憶された脈波信号を検定する。

【 0 0 2 4 】

出力判定部 2 7 は、脈波検定部 2 6 での検定結果に基づき脈拍推定部 2 4 での推定結果（脈拍）の出力の有無を判定する。

【 0 0 2 5 】

表示部 2 8 は、公知のディスプレイを用いて構成され、脈拍推定部 2 4 での推定結果（脈拍）を含む各種情報を、被験者 h m を含む脈拍推定装置 3 のユーザに表示する。

【 0 0 2 6 】

ストレス算出部の一例としてのストレス推定部 2 9 は、脈拍推定部 2 4 で推定された脈拍と、脈波検定部 2 6 で検定された脈波信号の信頼度とを取得し、脈拍と脈波信号の信頼度とを基に、ストレス指数を算出する。

【 0 0 2 7 】

ストレス有効性判定部 3 0 は、ストレス推定部 2 9 により算出されたストレス指数を基に、ストレス指数の信頼度比率（後述参照）を計算する。有効性判定部の一例としてのストレス有効性判定部 3 0 は、この信頼度比率を基に、ストレス有効性を判定するとともに、被験者 h m の在席 / 空席（言い換えると、存在 / 不在）を判定する。

【 0 0 2 8 】

通信部 3 1 は、ネットワーク N W に接続されたクラウドサーバ 4 0、および脈拍推定装置 3 に接続されたモニタ 8 との間で通信を行う。通信部 3 1 は、ネットワーク N W に接続可能なネットワークインターフェース、およびモニタ 8 に接続可能な近距離無線通信インターフェース等を有する。出力部の一例としての通信部 3 1 は、脈拍、ストレス指数等を含むストレス情報をクラウドサーバ 4 0 に送信する。通信部 3 1 は、クラウドサーバ 4 0 からモニタ 8 に表示される各種画面のデータを受信する。

【 0 0 2 9 】

モニタ 8 は、各種画面を表示可能なデバイスであり、液晶表示デバイス、有機 E L（Electroluminescence）デバイス、あるいはその他の表示デバイスであってよい。

【 0 0 3 0 】

クラウドサーバ 4 0 は、脈拍推定装置 3 から得られたストレス情報を基に、ストレス指数に関する各種の統計処理を行う。クラウドサーバ 4 0 は、プロセッサ 4 1 と、メモリ 4 2 と、ストレージ 4 3 と、通信部 4 4 とを含む構成である。

【 0 0 3 1 】

プロセッサ 4 1 は、C P U（Central Processing Unit）、D S P（Digital Signal Processor）、F P G A（Field Programmable Gate Array）等のうちいずれかを用いて構成される。プロセッサ 4 1 は、クラウドサーバ 4 0 の動作を司るコントローラとして機能し、クラウドサーバ 4 0 の各部の動作を全体的に統括するための制御処理、クラウドサーバ 4 0 の各部との間のデータの入出力処理、データの演算（計算）処理およびデータの記憶処理を行う。プロセッサ 4 1 は、メモリ 4 2 に記憶されたプログラムに従って動作する。プロセッサ 4 1 は、動作時にメモリ 4 2 を使用し、プロセッサ 4 1 により生成されたデータをメモリ 4 2 に格納する。プロセッサ 4 1 は、例えばメモリ 4 2 に記憶された動作のプログラムを実行することにより、アラート判定部 4 1 2 およびレポート作成部 4 1 1 の機能を実現する。

【 0 0 3 2 】

アラート判定部 4 1 2 は、脈拍推定装置 3 から得られた被験者 h m のストレス情報を基に、被験者 h m ごとくのアラート判定を行う。アラート判定は、例えば被験者 h m のストレ

10

20

30

40

50

ス指数が既定の上限値あるいは被験者 h m ごとに設定された上限値を超える場合に、所定の注意喚起（アラート）を行う（例えば、ストレス指数が上限値を超えた旨のメッセージをメール等で連絡する）ための判定である。

【 0 0 3 3 】

レポート作成部 4 1 1 は、脈拍推定装置 3 から得られた被験者 h m のストレス情報を基に、モニタ 8 に表示されるレポートとしての役割を有する各種の画面を作成する。なお、レポート作成部 4 1 1 は、レポートとしての各種の画面を作成する際に、アラート判定部 4 1 2 の判定結果を含めて作成しても構わない。

【 0 0 3 4 】

メモリ 4 2 は、R A M（Random Access Memory）および R O M（Read Only Memory）を用いて構成され、クラウドサーバ 4 0 の動作の実行に必要なプログラム、更には、動作中に生成されたデータあるいは情報を一時的に保存する。R A M は、例えばプロセッサ 4 1 の動作時に使用されるワークメモリである。R O M は、例えばプロセッサ 4 1 を制御するためのプログラムを予め記憶する。

10

【 0 0 3 5 】

ストレージ 4 3 は、例えば H D D（Hard Disk Drive）あるいは S S D（Solid State Drive）を用いて構成され、プロセッサ 4 1 により作成された各種の画面と、プロセッサ 4 1 により実行された各種の統計結果のデータとをそれぞれ保存する。

【 0 0 3 6 】

通信部 4 4 は、ネットワーク N W を介して脈拍推定装置 3 と通信可能に接続される。通信部 4 4 は、脈拍推定装置 3 からストレス情報を受信する。通信部 4 4 は、各種の表示画面の画面データを脈拍推定装置 3 に送信する。通信部 4 4 は、ネットワーク N W に接続可能なネットワークインターフェースを有する。

20

【 0 0 3 7 】

ネットワーク N W は、ローカルエリアネットワーク（L A N）、ワイドエリアネットワーク（W A N）、モバイルネットワーク、電力線通信ネットワーク、インターネット等の広域通信ネットワークでよい。

【 0 0 3 8 】

なお、ここでは、カメラ 2 と脈拍推定装置 3 は、別体の装置として構成されたが、同一の筐体に収容される単一の装置として構成されてもよい。カメラ 2 と脈拍推定装置 3 が単一の装置として構成される場合、例えば、カメラ 2 は脈拍推定装置 3 のディスプレイの上側中央に設置される。

30

【 0 0 3 9 】

次に、実施の形態 1 に係る脈拍推定装置 3 の各部をより詳細に説明する。

【 0 0 4 0 】

領域抽出部 2 2 は、各撮像画像（フレーム画像）に対し、顔の特徴量を認識する公知の顔検出処理を実行し、検出された顔の領域を被験者 h m の肌色領域として抽出し、追尾する。顔領域を肌色領域として抽出することで、領域抽出部 2 2 は、肌色領域を容易に抽出できる。なお、肌領域を抽出する方法は、上記方法に限らず、撮像画像から予め設定された肌色成分を有する画素を抽出し、その画素が抽出された領域を肌色領域としてもよい。肌色成分は、例えば、R G B（Red Green Blue）の各画素値に基づく予め設定された比率を有し、個人差によって異なる値となる。この場合、顔以外の肌が露出した部分（例えば、手や腕など）についても、肌色領域として抽出可能である。また、図 1 では、被験者 h m が 1 人である場合を示しているが、撮像画像に複数の人物が含まれる場合、領域抽出部 2 2 は、複数の人物を被験者として複数の顔領域を抽出してもよい。

40

【 0 0 4 1 】

脈波検出部 2 3 は、時間的に連続する撮像画像において抽出された肌色領域を構成する各画素に関し、例えば R G B の各成分の画素値（0 ~ 2 5 5 階調）を算出し、その代表値（ここでは、各画素の平均値）の時系列データを脈波信号として生成する。この場合、脈波検出部 2 3 は、脈動による変動が特に大きい緑成分（G）のみの画素値に基づき時系列

50

データを生成してもよいし、また、各画素の成分をY、Cb、Crとし、環境の明るさ変動の影響の少ない色差成分(Cb、Cr)から時系列データを生成してもよい。

#### 【0042】

生成された画素値(平均値)の時系列データは、例えば、血液中のヘモグロビン濃度の変化に基づく微少な変動(例えば、画素値の1階調未満の変動)を伴う。このため、脈波検出部23は、その画素値に基づく時系列データに対し、フィルタ処理(例えば、所定の通過帯域が設定されたバンドパスフィルタによる処理等)を行い、高周波ノイズ成分や低周波の揺れ成分を除去した脈波を検出(抽出)する。

#### 【0043】

脈拍推定部24は、脈波検出部23で検出された脈波信号における互いに隣り合うピーク間の間隔、すなわち脈波の一拍分の周期の間隔(脈波間隔)を算出し、その脈波間隔に基づき脈拍数を推定する。脈波間隔は、心臓の拍動に起因するため、心電計における心拍間隔(RRI)に相当すると見なすことができる。したがって、脈波間隔に基づき脈拍数を推定することが可能である。

#### 【0044】

例えば、脈拍推定部24は、被験者hmの顔画像の画像データの複数フレーム内における肌色部分の画素値の少なくとも1周期分の信号を基に、1周期に相当する時間(脈波間隔、PWI:Pulse Wave Interval)を抽出し、この抽出したPWIを基に、数式(1)にしたがって、被験者hmの脈拍数(Pulse Rate)を算定してもよい。

#### 【0045】

【数1】

$$\text{Pulse Rate} = \frac{60}{\text{PWI}} \dots (1)$$

#### 【0046】

なお、ここでは、被験者が1人である場合を想定したが、カメラ2で撮像される画像に複数の被験者が含まれる場合、個々の被験者が含まれる画像範囲を切り出し、各画像データを基に、各被験者の脈拍数を推定してもよい。また、脈拍推定部24による脈拍の推定は、時系列的にリアルタイムで行ってもよいし、Mフレーム毎に行ってもよい。Mフレームは、例えば2~3秒に相当するフレーム数である。本実施の形態では、脈拍の推定は、時系列的にリアルタイムで行われる。脈拍の推定をMフレーム毎に行う場合、脈拍推定部24は、脈波記憶部25に記憶されたMフレーム分の脈波信号を用いて、脈拍の推定を行ってよい。

#### 【0047】

脈波記憶部25には、脈波検出部23で検出された脈波信号が記憶される。具体的には、所定フレーム毎(すなわち所定期間毎)の脈波信号が記憶される。本実施の形態では、少なくともMフレーム分の脈波信号が記憶される。

#### 【0048】

脈波検定部26は、脈波記憶部25に記憶されたMフレーム分の脈波信号を検定する。具体的には、脈波信号の波形の特徴を抽出し、抽出された波形の特徴が予め定められた基準範囲に収まるか否かを判断する。なお、脈波信号を検定するタイミングは、Mフレーム毎のタイミングであってもよいし、脈拍推定部24で脈拍が推定されたタイミングであってもよい。本実施の形態では、脈波信号の検定は、Mフレーム毎に行われる。脈波検定部26は、脈波信号の波形の特徴に基づき、その波形の特徴が基準範囲に収まるか否かを判断する。基準範囲は、脈波信号の波形の振幅および間隔で規定される。

#### 【0049】

ここで、脈波検定部26による検定には、様々な手法を用いることができる。以下、脈波検定部26による検定手法の一例について説明する。



## 【 0 0 5 0 】

( a ) 波形の間隔 L の揺らぎの度合いに基づく検定

脈波検定部 2 6 は、波形の上側部分での左右方向に互いに隣り合うピーク間の間隔、および波形の下側部分での左右方向に互いに隣り合うピーク間の間隔に基づき、統計学的手法を用いて、波形の間隔の揺らぎの度合いを評価値として算出する。具体的に、脈波検定部 2 6 は、これらの間隔についての平均偏差、分散、標準偏差などの統計値を算出し、その統計値を間隔の揺らぎの評価値（波長評価値）とする。この波長評価値が波形の特徴となる。脈波検定部 2 6 は、算出された波長評価値を予め定められた評価閾値と比較し、波形の特徴である波長評価値が予め定められた基準範囲に収まるか否かを判断する。評価閾値は、実験やシミュレーションなどにより事前に求めておく。

10

## 【 0 0 5 1 】

( b ) 波形の振幅 A の揺らぎの度合いに基づく検定

脈波検定部 2 6 は、波形の上下方向に互いに隣り合うピークとボトム間の振幅に基づき、統計学的手法を用いて、波形の振幅の揺らぎの度合いを評価値として算出する。具体的に、脈波検定部 2 6 は、上記波形の間隔の場合と同様、振幅についての平均偏差、分散、標準偏差などの統計値を算出し、その統計値を振幅の揺らぎの評価値（振幅評価値）とする。この振幅評価値が波形の特徴となる。脈波検定部 2 6 は、算出された振幅評価値を予め定められた評価閾値と比較し、波形の特徴である振幅評価値が予め定められた基準範囲に収まるか否かを判断する。評価閾値は、実験やシミュレーションなどにより事前に求めておく。

20

## 【 0 0 5 2 】

( c ) 波形の間隔の揺らぎの度合いと波形の振幅の揺らぎの度合いとに基づく検定

波形の特徴として、波形の間隔の波長評価値と、波形の振幅の振幅評価値との両方を用いることもできる。具体的に、脈波検定部 2 6 は、波長評価値と振幅評価値とを合成して算出した評価値（合成評価値）を波形の特徴として用いる。合成評価値は、式（ 2 ）を用いて算出される。w 1、w 2 は重み係数である。

## 【 0 0 5 3 】

## 【 数 2 】

$$\text{合成評価値} = w1 \times \text{波長評価値} + w2 \times \text{振幅評価値} \dots (2)$$

30

## 【 0 0 5 4 】

脈波検定部 2 6 は、上記波形の間隔や振幅の場合と同様、算出された合成評価値を予め定められた評価閾値と比較し、波形の特徴である合成評価値が予め定められた基準範囲に収まるか否かを判断する。評価閾値は、実験やシミュレーションなどにより事前に求めておく。

## 【 0 0 5 5 】

脈拍推定装置 3 は、上記（ a ）,（ b ）,（ c ）のいずれかの検定によって得られる波長評価値、振幅評価値または合成評価値を、以後、脈波信号の信頼度として用いる。

40

## 【 0 0 5 6 】

ストレス推定部 2 9 およびストレス有効性判定部 3 0 の詳細については、生体情報モニタリングシステム 5 の動作において説明する。

## 【 0 0 5 7 】

次に、実施の形態 1 に係る生体情報モニタリングシステム 5 の動作を示す。

## 【 0 0 5 8 】

図 3 は、ストレス推定手順の一例を示すフローチャートである。図 3 に示すストレス推定手順の各処理は、例えば脈拍推定装置 3 のストレス推定部 2 9 により実行される。

## 【 0 0 5 9 】

図 3 において、ストレス推定部 2 9 は、脈拍推定部 2 4 で推定された脈拍、および脈波

50

検定部 26 で検定された脈波信号の信頼度をそれぞれ取得する (S1)。ストレス推定部 29 は、取得した脈波信号の信頼度が所定の閾値  $T_{h0}$  を超えるか否かを判別する (S2)。閾値  $T_{h0}$  は、例えば高周波ノイズ成分や低周波の揺れ成分によることなく、脈波信号であると判定するための値である。脈波信号の信頼度が閾値  $T_{h0}$  を超えない場合 (S2、NO)、ストレス推定部 29 の処理はステップ S1 に戻る。

【0060】

一方、脈波信号の信頼度が閾値  $T_{h0}$  を超える場合 (S2、YES)、ストレス推定部 29 は、ストレス指数を算出する (S3)。ストレス指数は、脈波間隔、つまり心臓の拍動に起因する心拍間隔 (RRI) を基に、心拍変動の時系列データとして得られる。心拍変動に基づくストレス指数として、例えば交感神経と副交感神経の全体のバランスを表す LF/HF が挙げられる。LF (低周波) は、心拍変動の時系列データの 0.004 ~ 0.15 Hz の低周波を表し、メイヤー波と呼ばれる約 10 秒周期の血圧変化を信号源とする変動波である。HF (高周波) は、0.15 ~ 0.4 Hz の高周波数を表し、3 秒から 4 秒程度の周期を持つ呼吸を信号源とする変動波である。ストレス指数である LF/HF が高い場合、被験者  $h_m$  は、交感神経が優位の状態にあり、リラックスしている状態よりも相対的にストレスが高い状態にあたる。一方、ストレス指数である LF/HF が低い場合、被験者  $h_m$  は、副交感神経が優位の状態にあり、ストレスが高い状態よりも相対的にリラックスしている状態にあたる。なお、本実施の形態において、ストレス指数は LF/HF に限定されずの他の指数を用いても良い。

【0061】

図 4 は、ストレス有効性判定手順の一例を示すフローチャートである。図 4 に示すストレス有効性判定手順の各処理は、例えば脈拍推定装置 3 のストレス有効性判定部 30 により実行される。

【0062】

図 4 において、ストレス有効性判定部 30 は、図 3 に示す処理の結果得られたストレス指数を取得する (S11)。ストレス有効性判定部 30 は、所定期間 (例えば 5 分) に亘って取得されたストレス指数を基に、信頼度比率を計算する (S12)。信頼度比率は、所定期間 (例えば 5 分) において得られた脈波信号の信頼度が閾値  $T_{h0}$  以上となる脈拍数 (つまり生体情報の数) と同一の所定期間 (例えば 5 分) 内に抽出された脈拍数の総数との比率である。

【0063】

ストレス有効性判定部 30 は、信頼度比率が閾値  $T_{h1}$  未満であるか否かを判別する (S13)。閾値  $T_{h1}$  は、ストレス指数の有効性の有無を判定するための値である。ここで、閾値  $T_{h1}$  は、あらかじめ決められた固定値に設定されてよい。また、閾値  $T_{h1}$  は、被験者ごとに異なる値に設定されてもよい。この場合、権限を有する管理者が被験者ごとに閾値  $T_{h1}$  を設定してもよいし、被験者が自身の閾値  $T_{h1}$  を設定してもよい。また、閾値  $T_{h1}$  は、測定環境に合わせて適応的に設定されてもよい。例えば、ノイズの多い環境下では、閾値  $T_{h1}$  は、大きな値に設定されてよい。ノイズ量は、周波数領域における心拍数が含まれる帯域 (例えば、0.5 ~ 2 Hz) のピーク値とそれ以外の帯域の平均値との比率で表される。具体的に、ストレス有効性判定部 30 は、カメラ 2 の画角内の環境のノイズを測定し、測定されたノイズに応じて、閾値  $T_{h1}$  を既定値より高くあるいは低く変更して設定してもよい。

【0064】

信頼度比率が閾値  $T_{h1}$  未満である場合 (S13、YES)、ストレス有効性判定部 30 は、ストレス指数を値 0 に初期化する (S14)。一方、信頼度比率が閾値  $T_{h1}$  以上である場合 (S13、NO)、ストレス有効性判定部 30 は、ストレス指数によるストレス有効性の判定結果として、ストレス指数が有効であると判定する (S15)。通信部 31 は、ステップ S14 またはステップ S15 で得られたストレス指数を含むストレス情報をクラウドサーバ 40 に送信する (S16)。この後、ストレス有効性判定部 30 は図 4 に示す処理を終了する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 5 】

また、ステップ S 1 4 では、ストレス有効性判定部 3 0 は、計算した信頼度比率が閾値 T h 2 未満である場合、被験者が不在（空席）であると判定し、信頼度比率を強制的に値 0 にしてもよい。閾値 T h 2 は、被験者の在席 / 空席を判定するための値である。閾値 T h 2 は、0（％）より大きく 1 0 0（％）未満の任意の値に設定されてよく、例えば 1 0％に設定される。通常、閾値 T h 2 は、ストレス有効性を判定するための閾値 T h 1 より小さな値に設定される。なお、信頼度比率が値 0 でない場合、ストレス有効性判定部 3 0 は、被験者が在席であると判定する。したがって、ストレス有効性判定部 3 0 は、被験者の不在期間に、信頼度比率が閾値 T h 2 未満の非 0 値になることで、被験者が在席状態であると誤判定することを防止できる。

10

## 【 0 0 6 6 】

なお、上述の説明において、信頼度比率と閾値 T h 1 との比較によって算出したストレス指数の有効性について判定する点を記載したが、脈波信号の信頼度が閾値 T h 0 以上となる脈拍数（つまり生体情報の数）が所定の閾値を超えるか否かでストレス指数の有効性について判定してもよい。

## 【 0 0 6 7 】

図 5 は、ストレス指数が記録されたログファイル f g 1 の記録内容例を示すテーブルである。脈拍推定装置 3 のプロセッサ（上述参照）は、ストレス推定部 2 9 によってストレス指数が推定されると、ログファイル f g 1 を生成して脈拍推定装置 3 に内蔵されるメモリ（図示略）に追加して保存する。ログファイル f g 1 には、被験者ごとのユーザ ID、検定日時、L F / H F、信頼性、および付加情報を含むレコードが時系列に記録されている。例えば、1 行目のレコードは、ユーザ ID：0 0 1 1，検定日時：2 0 1 9 / 1 / 2 5，L F / H F：3，信頼性：2，付加情報：P C - 2 0 1 8 0 を含む。ユーザ ID は、例えば被験者 h m の社員 ID である。検定日時は、被験者 h m のストレス指数が算出された日時（言い換えると、被験者 h m の脈拍が検定された日時）である。L H / H F は、ストレス指数を示すパラメータの一例である。信頼性は、ストレス指数（例えば L H / H F）を算出するための元になる脈波信号の信頼度であり、脈拍推定装置 3 の脈波検定部 2 6 により算出された波長評価値、振幅評価値または合成評価値のいずれかに相当する脈波信号の信頼度である。付加情報は、例えば使用された脈拍推定装置 3 の機種番号である。なお、ログファイル f g 1 は、通信部 3 1 がクラウドサーバ 4 0 にストレス情報を送信し、クラウドサーバ 4 0 がストレージ 4 3 に記憶することで管理されてもよい。

20

30

## 【 0 0 6 8 】

図 6 は、信頼度比率の時間変化例を示すグラフである。図 6 に示すグラフの縦軸は、ストレス有効性判定部 3 0 によって計算される信頼度比率（％）を表す。図 6 に示すグラフの横軸は、時間を表す。また、図 6 には、グラフの時間軸に対応し、被験者のデスク 1 5 0 の前にいる在席の状態あるいはデスク 1 5 0 の前にいない空席の状態を表すバインジケータ s c 1 が対応付けて示されている。例えばオフィスのコアタイムに対応する時間帯 1 0：3 0～1 7：3 0 において、信頼度比率の折れ線グラフ g h 1 が示される。時間帯 1 2：3 0～1 2：5 0 では、信頼度比率の折れ線グラフ g h 1 は値 0 であり、被験者が不在であることが示される。同様に、時間帯 1 3：2 0～1 4：2 5、時間帯 1 5：0 0～1 5：1 5 においても、信頼度比率の折れ線グラフ g h 1 は値 0 であり、被験者が不在であることが示される。ここでは、在席 / 空席を判定するための閾値 T h 2 は、例えば 1 0％に設定されている。また、時間帯 1 1：3 0～1 6：0 0 において、被験者が在席している場合、信頼度比率の折れ線グラフ g h 1 は、およそ 6 0～9 0％の範囲で高い値を示している。

40

## 【 0 0 6 9 】

なお、折れ線グラフ g h 1 は 1 7：0 0 以降に一時的に閾値 T h 2 を下回る時間帯が存在するが、閾値 T h 2 を下回った時間が短期間なので（すなわち、所定の閾値以下なので）、ここでは、バインジケータ s c 1 を不在と表示していない。

## 【 0 0 7 0 】

50

図 7 は、複数の被験者のそれぞれの 1 日あたりのストレス指数を一覧表示するストレス指数一覧画面 G M 1 の一例を示す図である。ストレス指数一覧画面 G M 1 は、レポート作成部 4 1 1 によって作成され、モニタ 8 に表示されてもよいし、あるいは脈拍推定装置 3 の表示部 2 8 に表示されてもよい。ストレス指数一覧画面 G M 1 には、例えば企業内の組織の部署単位に、ユーザ名（つまり社員名）と、在席の有無を示すステータスと、現在のストレス指数と、1 日の就業時間帯でのストレス指数のヒートマップとが対応付けて表示される。例えば、ユーザ名：b さん、ステータス：在席、現在のストレス指数：20、ストレス指数のヒートマップ：7：00～現時点（16：30）までのストレス指数のヒートマップが示される。また、カーソル K s で指示された位置におけるストレス指数（図 7 では、例えば「80」）が表示される。

10

【0071】

なお、図 7 のストレス指数は、ストレス推定部 2 9 により算出された L F / H F の値（例えば取り得る値 0～5）に基づいて、レポート作成部 4 1 1 により、被験者が直感的に理解し易い値 0～100 に換算された値である。例えば、L F / H F の値が高ければ高い程、換算後の値も高くなるように算出される。例えば、L F / H F の値が最大値 5 である場合にはストレス指数は 100 となり、L F / H F の値が最小値 0 である場合にはストレス指数は 0 となる。なお、上述した換算は、ストレス推定部 2 9 によって行われてもよい。

【0072】

また、ユーザ名：a さんは、ステータス：通信断となっており、例えば脈拍推定装置 3 の電源が入っていないと考えられる。つまり、ユーザ名：a さんはこの日（つまり、2018 年 2 月 20 日）は休日あるいは外出等でオフィスに不在と考えられる。

20

【0073】

図 8 は、選択された被験者のストレス指数の 1 日あたりの時間変化を表すストレス指数遷移画面 G M 2 の一例を示す図である。ストレス指数遷移画面 G M 2 は、レポート作成部 4 1 1 によって作成され、モニタ 8 に表示されてもよいし、あるいは脈拍推定装置 3 の表示部 2 8 に表示されてもよい。ストレス指数遷移画面 G M 2 には、被験者（例えば 課のユーザ名：j さん）の 1 日あたりのストレス指数の時間変化を示す折れ線グラフ g h 2 が表示される。グラフの縦軸はストレス指数（上述した値 0～100 に換算された値）を表し、横軸は時間を表す。ストレス指数の折れ線グラフ g h 2 では、例えば 1 日の就業時間帯 9：00～20：00 の範囲でストレス指数が上限値 U L 1 および下限値 D L 1 の間にほぼ収まっていることが示される。したがって、この被験者（ユーザ名：j さん）は、ストレスをあまり感じていないと推定される。これら上限値 U L 1 および下限値 D L 1 は、被験者に拘わらず一律固定値であってもよいし、例えば組織的な業務の違い等に考慮して組織ごとあるいは個人ごとに異なる値であってもよい。

30

【0074】

また、ストレス指数遷移画面 G M 2 には、被験者を選択するための部署およびユーザ名がそれぞれプルダウンメニュー m 1 , m 2 で選択可能である。また、ストレス指数を検定した日付がプルダウンメニュー m 3 で選択可能である。

【0075】

図 9 は、選択された被験者のストレス指数の 1 か月内の日単位の変化を表すストレス指数遷移画面 G M 3 の一例を示す図である。ストレス指数遷移画面 G M 3 は、レポート作成部 4 1 1 によって作成され、モニタ 8 に表示されてもよいし、あるいは脈拍推定装置 3 の表示部 2 8 に表示されてもよい。ストレス指数遷移画面 G M 3 には、一定期間（例えば 1 か月）における被験者（例えば 課のユーザ名：j さん）のストレス指数（上述した値 0～100 に換算された値）の平均値を示す折れ線グラフ g h 3、ストレス指数（上述した値 0～100 に換算された値）が下限値 D L 1 を超える時間を示す棒グラフ g h 4、およびストレス指数（上述した値 0～100 に換算された値）が上限値 U L 1 を超える時間を示す棒グラフ g h 5 が表示される。グラフの左側の縦軸はストレス指数（上述した値 0～100 に換算された値）を表し、右側の縦軸はストレス指数（上述した値 0～100 に換算された値）が閾値（上限値 U L 1 または下限値 D L 1）を超える時間を表す。グラフ

40

50

の横軸は日付を表す。

【 0 0 7 6 】

また、ストレス指数遷移画面 G M 3 には、ストレス指数遷移画面 G M 2 と同様、被験者を選択するための部署およびユーザ名がそれぞれプルダウンメニュー m 1 , m 2 で選択可能である。また、ストレス指数を検定した月がプルダウンメニュー m 3 で選択可能である。

【 0 0 7 7 】

図 1 0 は、アラート送信先のメールアドレス、ストレス指数の上限値および下限値を設定する設定画面 G M 4 の一例を示す図である。設定画面 G M 4 は、レポート作成部 4 1 1 によって作成され、モニタ 8 に表示されてもよいし、あるいは脈拍推定装置 3 の表示部 2 8 に表示されてもよい。設定画面 G M 4 には、ユーザ（言い換えると、被験者）ごとに、ユーザ I D , 所属, 表示名, アラート閾値の下限値および上限値を設定するテーブル T b 1、およびアラート送信先のメールアドレスが表示される。ここで、アラートとは、例えばストレス指数（例えば上述した値 0 ~ 1 0 0 に換算された値）が上限値を超えた旨を指摘するためのメッセージである。例えば、テーブル T b 1 には、ユーザ名: u s e r 1 , 所属: ○○課, 表示名: a さん, アラート閾値（下限値）: 1 5 , アラート閾値（上限値）: 8 5 が登録される。また、アラート送信先のメールアドレス: ○○○@j p . . c o m が設定され、例えばそれぞれの組織における管理職以上の要職に相当する人物のメールアドレスが設定される。

【 0 0 7 8 】

以上により、実施の形態 1 に係る生体情報モニタリングシステム 5 あるいは生体情報モニタリング方法では、脈拍推定部 2 4 は、被験者を画角内に捉えるカメラ 2 の撮像画像に基づいて、被験者 h m の脈拍を推定する（つまり、生体情報を非接触で抽出する）。ストレス推定部 2 9 は、脈拍推定部 2 4 で推定された脈拍を基に、ストレス指数を算出する。ストレス有効性判定部 3 0 は、所定期間（例えば 5 分）内に推定された脈拍に基づいて、算出されたストレス指数の有効性の有無を判定する。通信部 3 1 は、ストレス指数が有効であるとの判定結果に従って、算出されたストレス指数を含むストレス情報をクラウドサーバ 4 0 に送信する（つまり、出力する）。

【 0 0 7 9 】

これにより、非接触で検出される被験者のバイタル情報と同様な特性を有するノイズ信号が存在する環境下であっても、生体情報モニタリングシステム 5 あるいは生体情報モニタリング方法によれば、非接触で検出される被験者のバイタル情報の有効性の有無を適切に判別できる。したがって、生体情報モニタリングシステム 5 あるいは生体情報モニタリング方法によれば、被験者のストレスの信頼性を的確に担保することができる。

【 0 0 8 0 】

また、生体情報モニタリング方法では、脈波検定部 2 6 は、脈波信号の信頼度（第 1 パラメータの一例）を算出する。ストレス推定部 2 9 は、このストレス指数の算出において、算出された脈波信号の信頼度が閾値 T h 0（所定の第 1 閾値の一例）以上である場合に、ストレス指数を算出する。これにより、生体情報モニタリングシステム 5 あるいは生体情報モニタリング方法によれば、脈波信号の信頼度が高い場合に、脈拍を推定することができ、算出されるストレス指数の精度を高めることができる。

【 0 0 8 1 】

また、生体情報モニタリング方法では、ストレス有効性判定部 3 0 は、ストレス指数の有効性の判定において、脈波信号の信頼度が閾値 T h 0 以上となる脈拍数（生体情報の数の一例）と所定期間内に抽出された脈拍数との比率を示す信頼度比率（第 2 パラメータの一例）とを算出する。ストレス有効性判定部 3 0 は、信頼度比率が閾値 T h 1（所定の第 2 閾値の一例）以上である場合に、算出されたストレス指数が有効であると判定する。これにより、生体情報モニタリングシステム 5 あるいは生体情報モニタリング方法によれば、バイタル情報と同様な特性を有するノイズ信号が存在する環境下でも、ストレス指数を正確に算出できる。したがって、生体情報モニタリングシステム 5 あるいは生体情報モニタリング方法によれば、被験者が不在であるにもかかわらず、存在するとして、ストレス

10

20

30

40

50

指数が算出されることを抑制できる。

【 0 0 8 2 】

また、生体情報モニタリング方法では、閾値  $T_h 1$  は、被験者ごとに異なる値である。これにより、生体情報モニタリングシステム 5 あるいは生体情報モニタリング方法によれば、被験者の適性に合わせて、より正確なストレス指数を算出できる。

【 0 0 8 3 】

また、生体情報モニタリング方法では、ストレス有効性判定部 30 は、カメラ 2 の画角内の環境のノイズを測定し、測定されたノイズに応じて、閾値  $T_h 1$  を既定値より高くあるいは低く変更して設定する。これにより、ストレス有効性判定部 30 は、測定環境に合わせて閾値  $T_h 1$  を適応的に設定できる。

10

【 0 0 8 4 】

また、生体情報モニタリング方法では、クラウドサーバ 40 のレポート作成部 411 は、出力された一定期間分のストレス指数に基づいて所定の統計処理が施された結果を含む画面（例えばストレス指数遷移画面  $GM 3$ ）を生成する。モニタ 8 は、生成された画面を表示する。これにより、被験者等のユーザは、視覚的にストレスの有無を確認でき、ストレス指数の多寡に応じて対応することができる。

【 0 0 8 5 】

また、生体情報モニタリング方法では、ストレス有効性判定部 30 は、ストレス指数の有効性の判定において、信頼度比率が閾値  $T_h 2$ （所定の第 3 閾値の一例）未満である場合、信頼度比率を強制的に値 0 にし、被験者が不在であると判定する。これにより、生体情報モニタリングシステム 5 は、被験者が空席であるにもかかわらず、在席していると誤判定することを抑制できる。

20

【 0 0 8 6 】

また、生体情報モニタリング方法では、クラウドサーバ 40 のレポート作成部 411 は、被験者ごとのストレス指数を含むストレス指数一覧画面  $GM 1$  を生成する。これにより、被験者等のユーザは、多くの被験者のストレスの度合いを一覧で視覚的に把握できる。

【 0 0 8 7 】

また、生体情報モニタリング方法では、クラウドサーバ 40 のレポート作成部 411 は、ストレス指数の時間変化の特性を含むストレス指数遷移画面  $GM 2$  を生成する。これにより、被験者等のユーザは、ストレス指数の変動を時間の経過とともに確認できる。

30

【 0 0 8 8 】

また、生体情報モニタリング方法では、クラウドサーバ 40 のレポート作成部 411 は、ストレス指数の上限値、およびストレス指数が上限値を超える場合に通知される被験者の通知先であるメールアドレスを含む設定画面  $GM 4$  を生成する。これにより、生体情報モニタリングシステム 5 は、ストレス指数が上限を超える頻度が高い場合、被験者等のユーザに注意喚起を行うことができる。

【 0 0 8 9 】

以上、添付図面を参照しながら実施の形態について説明したが、本開示はかかる例に限定されない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例、修正例、置換例、付加例、削除例、均等例に想到し得ることは明らかであり、それらについても本開示の技術的範囲に属すると了解される。また、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、上述した実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

40

【 0 0 9 0 】

例えば、上記実施の形態において、脈拍推定装置 3 に含まれる、脈拍推定部 24、脈波記憶部 25、脈波検定部 26、出力判定部 27、表示部 28、ストレス推定部 29、ストレス有効性判定部 30 および通信部 31 は、脈拍推定装置 3 から省かれて、クラウドサーバ 40 に含まれてもよい。この場合、クラウドサーバ 40 は、上記各部（つまり、脈拍推定部 24、脈波記憶部 25、脈波検定部 26、出力判定部 27、表示部 28、ストレス推定部 29、ストレス有効性判定部 30 および通信部 31）の動作を実行する。

【 0 0 9 1 】

50

上記実施の形態では、ストレス有効性を判定するための閾値  $T_h 1$  と、被験者の在席 / 空席を判定するための閾値  $T_h 2$  とは、異なる値であったが、同じ値であってもよい。

【産業上の利用可能性】

【0092】

本開示は、非接触で検出される被験者のバイタル情報と同様な特性を有するノイズ信号が存在する環境下であっても、非接触で検出される被験者のバイタル情報の有効性の有無を適切に判別し、被験者のストレスの信頼性を的確に担保する生体情報モニタリング方法および生体情報モニタリングシステムとして有用である。

【符号の説明】

【0093】

2 カメラ

3 脈拍推定装置

5 生体情報モニタリングシステム

11 撮像部

21 画像入力部

22 領域抽出部

23 脈波検出部

24 脈拍推定部

25 脈波記憶部

26 脈波検定部

27 出力判定部

28 表示部

29 ストレス推定部

30 ストレス有効性判定部

31 通信部

40 クラウドサーバ

41 プロセッサ

411 レポート作成部

412 アラート判定部

42 メモリ

43 ストレージ

10

20

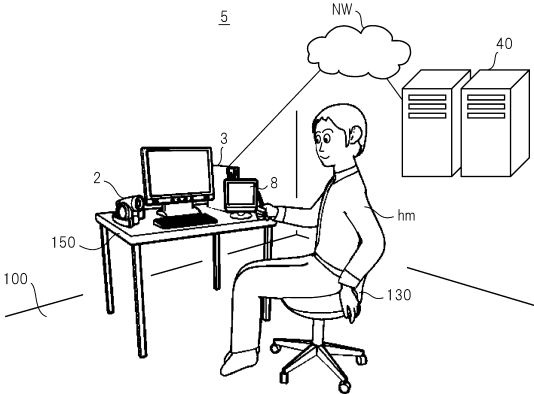
30

40

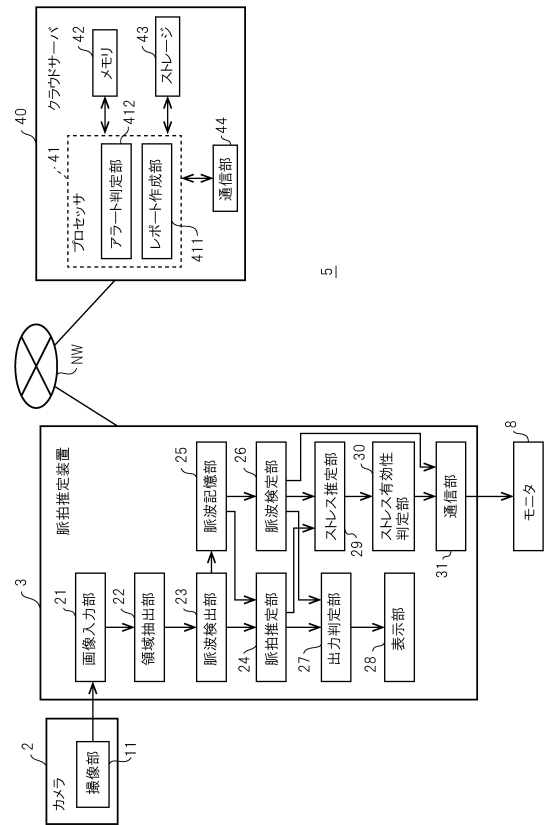
50

【図面】

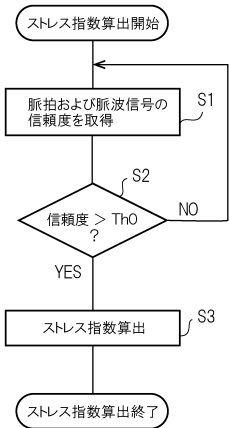
【図 1】



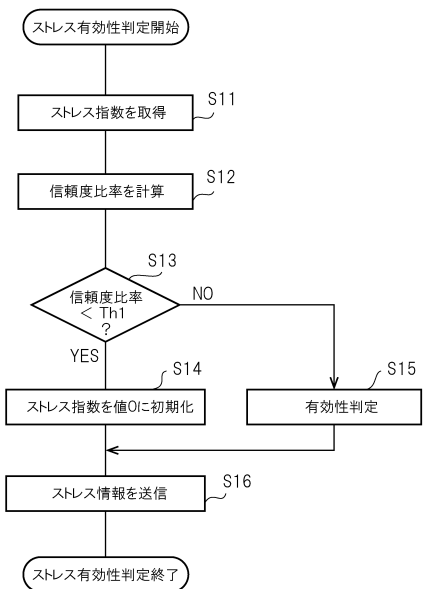
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

20

30

40

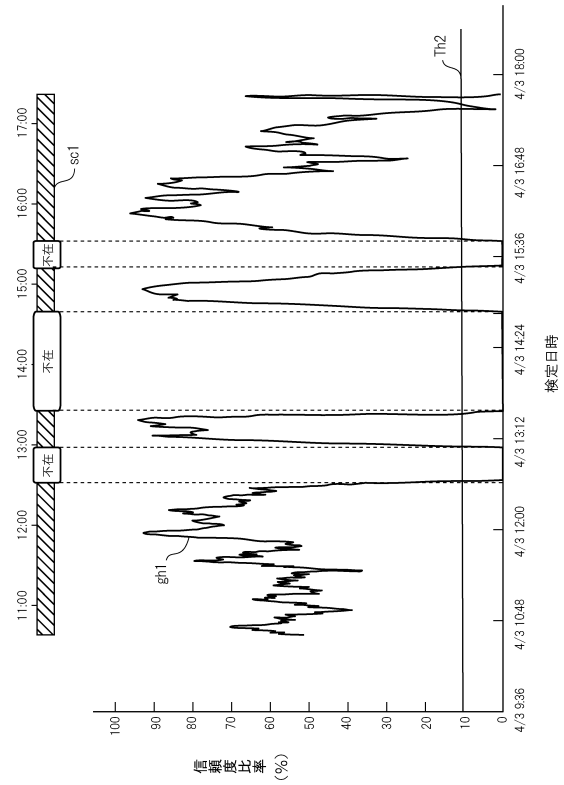
50



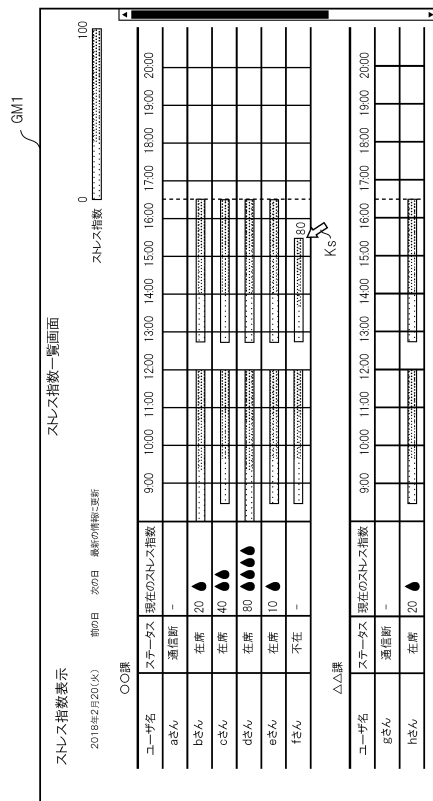
【 図 5 】

ユーザID	検定日時	LH/HF	ストレス指数	付加情報
0011	2019/1/25	3	2	PC-20180
0011	2019/1/28	2	1	PC-20180
0011	2019/1/30	1	-1	PC-20180
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

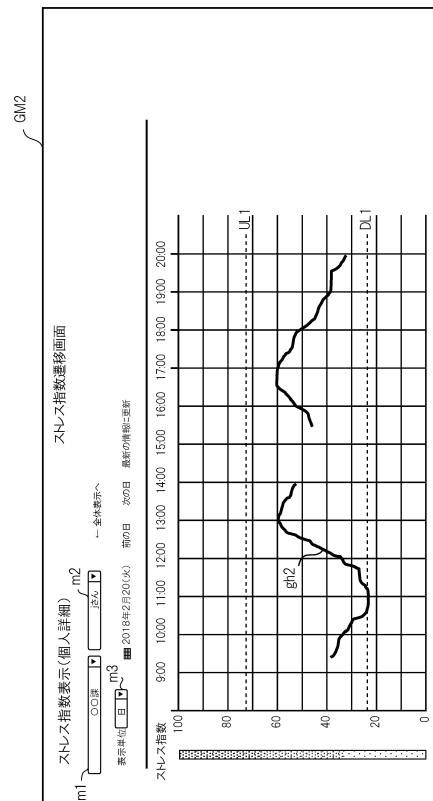
【 図 6 】



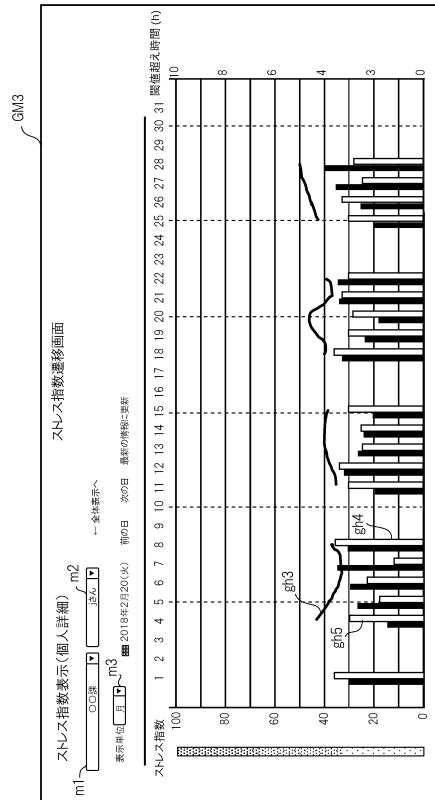
【 図 7 】



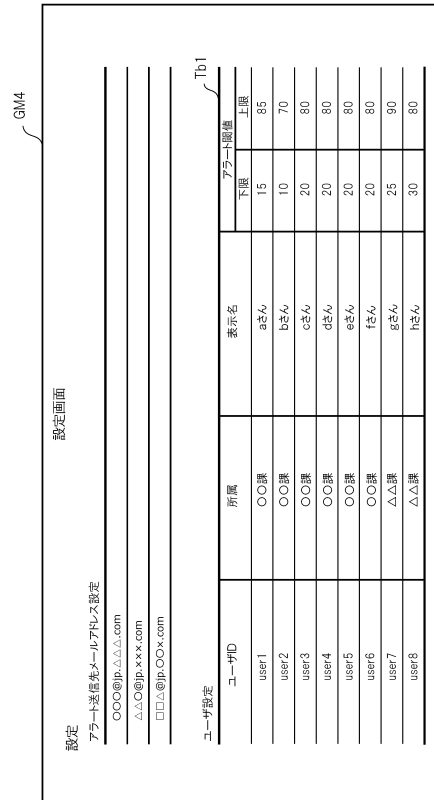
【圖 8】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

審査官 磯野 光司

(56)参考文献 国際公開第2019/003549(WO,A1)

国際公開第2019/008971(WO,A1)

特開2016-077540(JP,A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 5/02-5/0295

A61B 5/16