(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2019-198531
(P2019-198531A)
(43)公開日　令和1年11月21日(2019.11.21)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	5/16	(2006.01)	A61B	5/16	110	4C017
A61B	5/01	(2006.01)	A61B	5/01	350	4C038
A61B	5/00	(2006.01)	A61B	5/00	101A	4C117
A61B	5/0245	(2006.01)	A61B	5/0245	100B	4C127
A61B	5/02	(2006.01)	A61B	5/02	310A	5L096

審査請求 未請求　請求項の数 18　ＯＬ　（全 19 頁）　最終頁に続く

(21)出願番号　特願2018-95575(P2018-95575)
(22)出願日　平成30年5月17日(2018.5.17)

(71)出願人　506310865
ＣＹＢＥＲＤＹＮＥ株式会社
茨城県つくば市学園南二丁目２番地１
(71)出願人　504171134
国立大学法人　筑波大学
茨城県つくば市天王台一丁目１番１
(74)代理人　110002365
特許業務法人サンネクスト国際特許事務所
(72)発明者　山海　嘉之
茨城県つくば市学園南二丁目２番地１　ＣＹＢＥＲＤＹＮＥ株式会社内

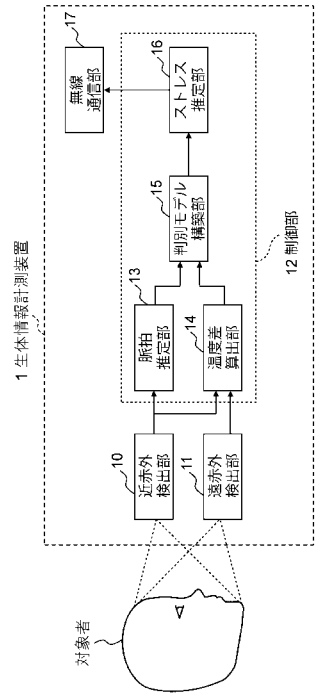
Ｆターム(参考)　4C017 AA09 AA10 AA16 AB07 AC28 BB13 BC08 BC11 BC14 BC17 BC21 EE15 FF05
4C038 PP03 PP05 PS00 PS03

最終頁に続く

(54)【発明の名称】生体情報計測装置及び生体情報計測方法

(57)【要約】　（修正有）
【課題】対象者の脈拍数の変動と皮膚温度の変化に着目し、これらの情報を同時かつ非侵襲に計測することで高い精度でストレスを推定する生体情報計測装置及び生体情報計測方法を提供する。
【解決手段】対象者の交感神経系の活動によって有意に反応する部位を把握しつつ、脈拍数の変動及び皮膚温度の変化を同時かつ非侵襲に計測して、計測結果に基づいて高い精度で日常生活のストレスを推定する。
【選択図】図２

図２



【特許請求の範囲】
【請求項１】
対象者の顔の頬部を含む関心領域を中心に近赤外光を照射して、当該顔からの反射光を受光して近赤外線画像を生成する近赤外検出部と、
前記対象者の顔の前記関心領域を中心に遠赤外光を照射して当該顔の皮膚温度を検出する遠赤外検出部と、
前記近赤外検出部にて受光した前記反射光のうち前記関心領域における強度波形の変化周期に基づいて、前記対象者の脈拍数を推定する脈拍数推定部と、
前記近赤外検出部にて生成した近赤外線画像から、前記対象者の顔のうち自律神経系の活動の影響を受けやすい部位及び受けにくい部位をそれぞれ抽出し、前記遠赤外検出部の検出結果から前記各部位の皮膚温度の温度差を算出する温度差算出部と、
前記脈拍数推定部により推定された所定期間の前記脈拍数と、前記温度差算出部により算出された当該所定期間と同期する期間の前記温度差とに基づいて、前記対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを判別するように学習した判別モデルを構築する判別モデル構築部と、
前記判別モデル構築部による前記判定モデルの学習結果に基づいて、前記対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを推定するストレス推定部と
を備えることを特徴とする生体情報計測装置。
【請求項２】
前記脈拍数推定部は、前記対象者の顔面の微小な動きに伴う前記関心領域からの反射光の光量の変化を、前記脈拍数を表す脈拍波形データに重畳するモーションアーチファクトとしてフィルタリング処理により除去する
ことを特徴とする請求項１に記載の生体情報計測装置。
【請求項３】
前記脈拍数推定部は、前記反射光の強度波形における上端及び上端にそれぞれ特徴点を設定し、当該各特徴点の周期である上端同士及び下端同士のピーク間隔に基づいて、前記脈拍数を推定する
ことを特徴とする請求項１又は２に記載の生体情報計測装置。
【請求項４】
前記脈拍数推定部は、複数の前記ピーク間隔の標準偏差を算出し、当該標準偏差を基準として脈拍周期を示さないピーク間隔を除去する
ことを特徴とする請求項３に記載の生体情報計測装置。
【請求項５】
前記脈拍数推定部は、除去した残りの前記ピーク間隔に基づいて換算した脈拍数から、所定時間単位の重み付きヒストグラムを作成し、当該ヒストグラムに基づいて前記ピーク間隔の頻度を補正する
ことを特徴とする請求項４に記載の生体情報計測装置。
【請求項６】
前記温度差算出部は、前記対象者の顔における前記自律神経系の活動の影響を受けやすい部位及び受けにくい部位を、動静脈吻合血管が比較的高く集中する鼻部及び比較的少ない前額部に設定する
ことを特徴とする請求項１から５までのいずれかに記載の生体情報計測装置。
【請求項７】
前記判別モデル構築部は、前記判別モデルとしてサポートベクターマシンを用い、
前記ストレス推定部は、前記サポートベクターマシンの学習結果を、クロスバリデーションによって精度評価する
ことを特徴とする請求項１から６までのいずれかに記載の生体情報計測装置。
【請求項８】
前記判別モデル構築部は、前記判別モデルを構築する際、前記対象者における心電図に基づく心拍間隔、睡眠状態における脳波パターン、動脈硬化度を表す脈波伝播速度、及び

血糖値のうち少なくとも１つ以上の組合せによって得られる生理情報を、前記脈拍数及び前記温度差に同期させて時系列的に関連付ける
ことを特徴とする請求項１から７までのいずれかに記載の生体情報計測装置。
【請求項９】
前記判別モデル構築部は、前記判別モデルを構築する際、前記対象者の生活環境を表すイベント情報を、前記生理情報に同期させて時系列的に関連付けておき、
前記ストレス推定部は、推定した前記対象者の安静状態又はストレス状態を、当該対象者の生活環境における活動状況に応じて時系列的に分類する
ことを特徴とする請求項８に記載の生体情報計測装置。
【請求項１０】
対象者の顔の頬部を含む関心領域を中心に近赤外光を照射して、当該顔からの反射光を受光して近赤外線画像を生成する第１ステップと、
前記対象者の顔の前記関心領域を中心に遠赤外光を照射して当該顔の皮膚温度を検出する第２ステップと、
前記第１ステップにて受光した前記反射光のうち前記関心領域における強度波形の変化周期に基づいて、前記対象者の脈拍数を推定する第３ステップと、
前記第１ステップからの前記反射光に基づく近赤外線画像から、前記対象者の顔のうち自律神経系の活動の影響を受けやすい部位及び受けにくい部位をそれぞれ抽出し、前記第３ステップの検出結果から前記各部位の皮膚温度の温度差を算出する第４ステップと、
前記第３ステップにより推定された所定期間の前記脈拍数と、前記第４ステップにより算出された当該所定期間と同期する期間の前記温度差とに基づいて、前記対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを判別するように学習した判別モデルを構築する第５ステップと、
前記第５ステップによる前記判定モデルの学習結果に基づいて、前記対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを推定する第６ステップと
を備えることを特徴とする生体情報計測方法。
【請求項１１】
前記第３ステップは、前記対象者の顔面の微小な動きに伴う前記関心領域からの反射光の光量の変化を、前記脈拍数を表す脈拍波形データに重畳するモーションアーチファクトとしてフィルタリング処理により除去する
ことを特徴とする請求項１０に記載の生体情報計測方法。
【請求項１２】
前記第３ステップは、前記反射光の強度波形における上端及び上端にそれぞれ特徴点を設定し、当該各特徴点の周期である上端同士及び下端同士のピーク間隔に基づいて、前記脈拍数を推定する
ことを特徴とする請求項１０又は１１に記載の生体情報計測方法。
【請求項１３】
前記第３ステップは、複数の前記ピーク間隔の標準偏差を算出し、当該標準偏差を基準として脈拍周期を示さないピーク間隔を除去する
ことを特徴とする請求項１２に記載の生体情報計測方法。
【請求項１４】
前記第３ステップは、除去した残りの前記ピーク間隔に基づいて換算した脈拍数から、所定時間単位の重み付きヒストグラムを作成し、当該ヒストグラムに基づいて前記ピーク間隔の頻度を補正する
ことを特徴とする請求項１３に記載の生体情報計測方法。
【請求項１５】
前記第４ステップは、前記対象者の顔における前記自律神経系の活動の影響を受けやすい部位及び受けにくい部位を、動静脈吻合血管が比較的高く集中する鼻部及び比較的少ない前額部に設定する
ことを特徴とする請求項１０から１４までのいずれかに記載の生体情報計測方法。

【請求項１６】
前記第５ステップは、前記判別モデルとしてサポートベクターマシンを用い、
前記第６ステップは、前記サポートベクターマシンの学習結果を、クロスバリデーションによって精度評価する
ことを特徴とする請求項１０から１５までのいずれかに記載の生体情報計測方法。
【請求項１７】
前記第５ステップは、前記判別モデルを構築する際、前記対象者における心電図に基づく心拍間隔、睡眠状態における脳波パターン、動脈硬化度を表す脈波伝播速度、及び血糖値のうち少なくとも１つ以上の組合せによって得られる生理情報を、前記脈拍数及び前記温度差に同期させて時系列的に関連付ける
ことを特徴とする請求項１０から１５までのいずれかに記載の生体情報計測方法。
【請求項１８】
前記第５ステップは、前記判別モデルを構築する際、前記対象者の生活環境を表すイベント情報を、前記生理情報に同期させて時系列的に関連付けておき、
前記ストレス推定部は、推定した前記対象者の安静状態又はストレス状態を、当該対象者の生活環境における活動状況に応じて時系列的に分類する
ことを特徴とする請求項１７に記載の生体情報計測方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、生体情報計測装置及び生体情報計測方法に関し、日常生活において労働者等のストレスを非侵襲に検出する生体情報計測装置及び生体情報計測方法に適用して好適なるものである。
【背景技術】
【０００２】
心身症とは、身体疾患の中でその発症や経過に心理社会的因子が密接に関与し、器質的ないし機能的障害が認められる病態である。過敏性腸症候群を始め、睡眠障害や過換気症候群に至るまで発症にストレスが関与する疾患は幅広い。
【０００３】
労働環境における、労働者のストレスを把握する取り組みとして、労働者が50人以上の事業所に対し、2015年３月から毎年１回のストレスチェックが義務付けられている。しかし、ストレスは日々変化するものであるため、心身症の兆候を捉えるためには、ストレスに起因する生体情報の変化を常に計測する必要がある。
【０００４】
ストレスによる体調変化は交感神経系の活性化によって引き起こされる。これに伴う生体情報の変化は主に、心拍数の亢進、瞳孔の散大、血管の収縮に起因する皮膚温度の低下などが挙げられる。これらの生体情報の変化を計測することでストレス状態を推定する研究がなされている。
【０００５】
しかし、被計測者に計測機器の装着を求める計測手法は、被計測者にとって負担となる。また、より高い確度でストレス状態を推定するためには、単一の生体情報だけではなく、複数の生体情報から多角的に判断することが望ましい。ここで、複数の生体情報を非侵襲で計測することができれば日常的なストレスの推定が可能になると考えられる。
【０００６】
従来、時間的に連続した複数のフレームで構成された被観察者の画像内の顔の領域を検出して、当該顔の領域から被観察者の生体情報（脈拍数、体温）をそれぞれ検出した後、生体情報及びその変化と異常判定用の生体パラメータとを比較して、被観察者の生体状態に発生した異常をそれぞれ検出するようにした生体状態観察システムが開示されている（特許文献１参照）。
【０００７】

また、ドライバの顔表面の温度分布を表す遠赤外画像を所定期間に逐次撮影しながら、当該遠赤外画像におけるドライバの呼吸部（鼻腔部又は口内部）の温度変動情報からドライバの呼吸状態（呼吸周期の変動）を検出するとともに、ドライバの顔の近赤外画像から鼻又は口を認識してその位置情報を用いて、遠赤外画像において呼吸部を探索する探索領域を抽出することにより、検出された呼吸状態に基づいて、ドライバの異常状態を判定するようにしたドライバ状態判定装置が開示されている（特許文献２参照）。

【０００８】

さらに、可視光及び赤外光の両方兼ねる撮像センサから出力される信号に基づいて、可視光の各色の成分の信号から赤外光の成分の信号を減算する処理を行い、同じ撮像範囲の可視画像信号および赤外画像信号を同時に出力し、可視画像信号の画像内の人物の顔の領域を特定した後、赤外画像信号の画像内の対応する顔の領域の画像からバイタルサイン（脈拍、体温）の少なくとも一部を計測するようにした撮像システムが開示されている（特許文献３参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００９】

【特許文献１】特開２０１４－３６８０１号公報

【特許文献２】特開２０１６－１０３７８６号公報

【特許文献３】国際公開第２０１６／１６３０１９号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

しかし、特許文献１においては、被観察者に違和感や不快感を与えることなく、被観察者の生体情報の観察および生体状態の異常の検出を行う手法であるが、生体パラメータを、一般的な人間において、医学的に脈拍数などの生体状態に異常が発生している可能性が高いと考えられる閾値として設定しているだけであり、日常のストレス検出を精度良く検出するためには実用上十分ではない。

【００１１】

また、特許文献２においては、高精度に安定してドライバの異常状態を判定する手法であるものの、ドライバの異常状態について、顔の温度分布の局所的変動や、呼吸周期に対応する鼻腔部又は口内部の温度変動、瞬目周期に対応する眼部の温度変動などから呼吸状態や瞬目状態の異常を判定するに過ぎず、日常のストレス検出を精度良く検出するためには実用上十分ではない。

【００１２】

さらに、特許文献３においては、可視画像の撮影と、赤外画像の撮影とを同時に行い、可視と赤外で同じ撮像範囲内の人物の顔を可視画像で認識し、当該顔の肌の領域の赤外画像から脈拍数や体温等のバイタルサインを測定する手法であるが、監視カメラを対象としており、顔部の体温（温度差）と脈拍数について予め設定した上限及び下限の閾値にて判定するだけであり、日常のストレス検出を精度良く検出するためには実用上十分ではない。

【００１３】

本発明は以上の点を考慮してなされたもので、対象者の脈拍数の変動と皮膚温度の変化に着目し、これらの情報を同時かつ非侵襲に計測することで高い精度でストレスを推定する生体情報計測装置及び生体情報計測方法を提案しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【００１４】

かかる課題を解決するために本発明においては、対象者の顔の頬部を含む関心領域を中心に近赤外光を照射して、当該顔からの反射光を受光して近赤外線画像を生成する近赤外検出部と、対象者の顔の関心領域を中心に遠赤外光を照射して当該顔の皮膚温度を検出する遠赤外検出部と、近赤外検出部にて受光した反射光のうち関心領域における強度波形の

変化周期に基づいて、対象者の脈拍数を推定する脈拍数推定部と、近赤外検出部にて生成した近赤外線画像から、対象者の顔のうち自律神経系の活動の影響を受けやすい部位及び受けにくい部位をそれぞれ抽出し、遠赤外検出部の検出結果から各部位の皮膚温度の温度差を算出する温度差算出部と、脈拍数推定部により推定された所定期間の脈拍数と、温度差算出部により算出された当該所定期間と同期する期間の温度差とに基づいて、対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを判別するように学習した判別モデルを構築する判別モデル構築部と、判別モデル構築部による判定モデルの学習結果に基づいて、対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを推定するストレス推定部とを備える。

【００１５】

この結果、生体情報計測装置では、対象者の交感神経系の活動によって有意に反応する部位を把握しつつ、脈拍数の変動及び皮膚温度の変化を同時かつ非侵襲に計測して、当該計測結果に基づいて高い精度で日常生活のストレスを推定することができる。

【００１６】

また本発明においては、脈拍数推定部は、対象者の顔面の微小な動きに伴う関心領域からの反射光の光量の変化を、脈拍数を表す脈拍波形データに重畳するモーションアーチファクトとしてフィルタリング処理により除去するようにした。この結果、生体情報計測装置では、対象者の頭部がわずかに動く場合でも計測精度が劣化することなく脈拍数を推定することができる。

【００１７】

さらに本発明においては、脈拍数推定部は、反射光の強度波形における上端及び上端にそれぞれ特徴点を設定し、当該各特徴点の周期である上端同士及び下端同士のピーク間隔に基づいて、脈拍数を推定するようにした。この結果、生体情報計測装置では、反射光の特徴点を複数設定して以降のばらつき処理にも耐え得るデータ量を確保することができるため、短い計測時間でも計測精度が劣化することなく脈拍数を推定することができる。

【００１８】

さらに本発明においては、脈拍数推定部は、複数のピーク間隔の標準偏差を算出し、当該標準偏差を基準として脈拍周期を示さないピーク間隔を除去するようにした。この結果、生体情報計測装置では、標準偏差によって計測データ内の外れ値を除去したため、脈拍を反映させたデータのみ抽出して計測精度が劣化することなく脈拍数を推定することができる。

【００１９】

さらに本発明においては、脈拍数推定部は、除去した残りのピーク間隔に基づいて換算した脈拍数から、所定時間単位の重み付きヒストグラムを作成し、当該ヒストグラムに基づいてピーク間隔の頻度を補正するようにした。この結果、生体情報計測装置では、重みつけヒストグラムによって脈拍数算出に必要な特徴点周期を選定することができるため、計測精度が劣化することなく脈拍数を推定することができる。

【００２０】

さらに本発明においては、温度差算出部は、対象者の顔における自律神経系の活動の影響を受けやすい部位及び受けにくい部位を、動静脈吻合血管が比較的高く集中する鼻部及び比較的少ない前額部に設定するようにした。この結果、生体情報計測装置では、比較的精度の高い皮膚温度の温度差を算出することができる。

【００２１】

さらに本発明においては、判別モデル構築部は、判別モデルとしてサポートベクターマシンを用い、ストレス推定部は、サポートベクターマシンの学習結果を、クロスバリデーションによって精度評価するようにした。この結果、生体情報計測装置では、高い精度で対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを推定することができる。

【００２２】

さらに本発明においては、判別モデル構築部は、判別モデルを構築する際、対象者における心電図に基づく心拍間隔、睡眠状態における脳波パターン、動脈硬化度を表す脈波伝播速度、及び血糖値のうち少なくとも１つ以上の組合せによって得られる生理情報を、脈

拍数及び温度差に同期させて時系列的に関連付けるようにした。この結果、生体情報計測装置では、生理状態をも加えた分だけストレス推定の精度を向上させることができる。

【００２３】

さらに本発明においては、判別モデル構築部は、判別モデルを構築する際、対象者の生活環境を表すイベント情報を、生理情報に同期させて時系列的に関連付けておき、ストレス推定部は、推定した対象者の安静状態又はストレス状態を、当該対象者の生活環境における活動状況に応じて時系列的に分類するようにした。この結果、生体情報計測装置では、対象者の生活環境における活動状況がどのように生理状態や心理状態に影響を与えるのかを推定することが可能となる。

【発明の効果】

【００２４】

本発明によれば、日常生活において連続的かつ非侵襲に対象者のストレスを高い精度で推定することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２５】

【図１】本発明の実施形態に係る生体情報計測装置の利用形態の一例を示す略線的な概念図である。

【図２】同実施形態に係る生体情報計測装置の内部構成を示すブロック図である。

【図３】同実施形態に係るフィルタ適用の前後における脈波形を示すグラフである。

【図４】同実施形態に係る近赤外線画像のＲＯＩを表す概念図である。

【図５】同実施形態に係る遠赤外線画像のＲＯＩを表す概念図である。

【図６】同実施形態に係る脈拍計測精度評価試験の試験環境を示す概念図である。

【図７】同実施形態に係る脈拍計測精度評価試験の試験手順を示す概念図である。

【図８】同実施形態に係る皮膚温度計測試験の試験環境を示す概念図である。

【図９】同実施形態に係る皮膚温度計測試験の試験手順を示す概念図である。

【図１０】同実施形態に係るストレス推定のための基礎試験の試験手順を示す概念図である。

【図１１】同実施形態に係る近赤外線イメージングによる脈拍数とＥＣＧの示す心拍数との誤差を示す図表である。

【図１２】同実施形態に係る外部刺激に対する前額部と鼻部の相対温度変化を示す図表である。

【図１３】同実施形態に係る外部刺激の有無による鼻部と前額部の相対温度と脈拍数の違いを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【００２６】

以下図面について、本発明の一実施の形態を詳述する。

【００２７】

（１）本実施の形態による生体情報計測装置の利用形態の一例

図１に本発明による生体情報計測装置１の利用形態の一例を示す。椅子２に着座した対象者がデスク３上に載置されたノートパソコン４を使用している状況下で、当該ノートパソコン４の上端部に取り付けられた生体情報計測装置１が対象者の顔から得られる生体情報を取得して、ノートパソコン４内のデータ端末装置（図示せず）から所定の通信網（ネットワーク）５を介して管理サーバ６に送信する。

【００２８】

図２に生体情報計測装置１の内部構成を示す。生体情報計測装置１は、近赤外検出部１０及び遠赤外検出部１１を用いて対象者の顔を中心に赤外線を照射することにより、制御部１２が日常生活において対象者の脈拍数の変動と皮膚温度の変化を同時かつ非侵襲に計測してストレスを検知するようになされている。

【００２９】

近赤外検出部１０は、対象者の顔の頬部を含む関心領域を中心に近赤外光を照射して、

当該顔からの反射光を受光して近赤外線画像を生成する。また遠赤外検出部１１は、対象者の顔の関心領域を中心に遠赤外光を照射して当該顔の皮膚温度を検出する。

【００３０】

制御部１２は、装置全体の制御を司るＣＰＵ（Central Processing Unit）からなり、脈拍数推定部１３、温度差算出部１４、判別モデル構築部１５及びストレス推定部１６を機能ブロックとして有する。制御部１２において、脈拍数推定部１３は、近赤外検出部１０にて受光した反射光のうち関心領域における強度波形の変化周期に基づいて、対象者の脈拍数を推定する。

【００３１】

温度差算出部１４は、近赤外検出部１０にて生成した近赤外線画像から、対象者の顔のうち自律神経系の活動の影響を受けやすい部位及び受けにくい部位をそれぞれ抽出し、遠赤外検出部１１の検出結果から各部位の皮膚温度の温度差を算出する。

【００３２】

判別モデル構築部１５は、脈拍数推定部１３により推定された所定期間の脈拍数と、温度差算出部１４により算出された当該所定期間と同期する期間の温度差とに基づいて、対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを判別するように学習した判別モデルを構築する。

【００３３】

ストレス推定部１６は、判別モデル構築部１５による判定モデルの学習結果に基づいて、対象者が安静状態又はストレス状態のいずれかを推定した後、無線通信部１７を介して推定結果を表すデータを、脈拍数及び皮膚温度の温度差を表すデータと時系列的に同期させたデータ群（前述した判別モデルを含む）としてネットワーク５を介して管理サーバ６に送信する。

【００３４】

このように生体情報計測装置１は、制御部１３が、管理サーバ６に記録された対象者の記録データ群（後述する生理情報やイベント情報を含む）を読み出して時系列的に構築することにより、当該対象者のストレス推定を高い精度で計測することが可能となる。

【００３５】

（２）近赤外光に基づく脈拍計測方法

生体組織において吸光性のある物質は、水と血中のヘモグロビンである。水は波長が1350〔nm〕より長い赤外線に強い吸収特性をもっており、一方のヘモグロビンは波長が650〔nm〕より短い可視光に強い吸収特性をもっている。光を用いた非侵襲生体診断では、生体透過性の高い650〔nm〕から1350〔nm〕の波長をもつ赤外から近赤外領域の光を照射し、生体情報を含む反射光や透過光を計測することが多い。

【００３６】

脈拍は、心拍出を成因とする血圧の仕事によって血管の容積が変化する生理現象である。血管の容積変化は血流量の変化によってもたらされる。血流量の変化により、血液中へのヘモグロビンによる光の吸収量が変化するため、生体に照射した光の透過光や反射光の変化周期から脈拍数を推定することができる。

【００３７】

従来から血液中のヘモグロビンによる光の吸収特性を利用した計測機器として、パルスオキシメータが挙げられる。パルスオキシメータは指先に機器を装着して血中酸素飽和度及び脈拍数を計測する医療機器である。発光素子から赤外光と近赤外光を指先に照射し、受光素子で計測された各透過光の光量比から血中酸素飽和度を推定する。この計測の過程で、透過光の光量に周期的な変化があるため、脈拍数も同時に推定することができる。

【００３８】

本発明においては、対象者に計測機器の装着を求めず、昼夜を問わない計測を行うため、生体に照射した近赤外光の反射率の変化周期を近赤外線カメラで計測し、脈拍数を推定する。近赤外光は不可視であるため、夜間においても被計測者に負担なく計測が可能となる。脈拍数からストレス状態を推定するためには、自律神経系の活動によって細かに変動

する脈拍数を計測する必要がある。

【００３９】

上述の生体情報計測装置１における脈拍数推定部１３は、近赤外検出部１０から得られた波形データから脈拍数算出のために必要な波形周期を抽出するアルゴリズムを実装する。

【００４０】

（２－１）モーションアーチファクトの除去方法

生体情報計測装置１では、照射した近赤外線が生体組織で反射した反射光の強度を計測する。この生体情報計測装置１は安静時を対象として計測するが、微小な身体の動きや呼吸による顔面の動きが、反射光の光量の変化を表すモーションアーチファクトとして、脈拍波形に重畳する。

【００４１】

これらのモーションアーチファクトを除去するため、まず、脈拍数の周波数帯域に対してディジタルフィルタを適用する。安静時の脈拍数の範囲を35～180〔bpm〕と設定し、計測波形に対し0.5～3.0〔Hz〕の帯域にもモーションアーチファクトが重畳する可能性があるが、脈波波形に対し重畳する波形の振幅が著しく大きい。

【００４２】

そのため脈拍数推定部１３は、一定時間内の波形データの分散値がある閾値を超えた場合、対象者が動作中であると認識し、その間はデータは信頼度のないものとして除去する。バンドパスフィルタ後の波形は、動脈血流量に起因する双峰性を有している。特徴点抽出を容易にするため、移動平均フィルタを適用し、二山の波形を一山にする。

【００４３】

計測波形に対してバンドパスフィルタ及び移動平均フィルタを適用する前後の波形をそれぞれ図３（Ａ）及び（Ｂ）に示す。脈波波形に重畳していたモーションアーチファクトが、フィルタリングにより除去されていることがわかる。

【００４４】

（２－２）特徴点抽出手法

一般的にカメラで計測した光の強度波形から脈拍数を算出する手法として大きく２つの手法が知られている。

【００４５】

第１の手法では、顔の頬部分を関心領域（ＲＯＩ：Region of Interest）とし、ＲＧＢカメラによる計測で得た30秒間の頬部分の反射光の強度データに対しスペクトルアナライザによって得た周波数スペクトルのうち脈波成分だと思われる周波数とパルスオキシメータの示す脈拍数から求まる周波数を比較した。しかし、脈波波形に対し、体動によるノイズは著しく大きい。このような周波数解析による脈拍数の算出を試みる場合、計測対象者の行動を大きく制限する必要がある。

【００４６】

一方、第２の手法では、計測された波形の時系列データから検出された波形の特徴点の周期から１回の脈拍動に要する時間を算出し、その時間で60を除することで脈拍数を算出している。ある一定時間の連続した計測データを必要とする周波数解析から脈拍数を算出する手法と比較すると、計測された特徴点の周期から脈拍数を算出する手法は、体動によるノイズで誤検出された特徴点周期を取り除くことによってモーションアーチファクトの除去が可能である。また、必要とする最低計測時間が周波数解析に比べ短く、数回の拍動から脈拍数を算出できるので、より短時間間隔における脈拍数の算出が可能である。

【００４７】

しかし、安静状態の脈拍数は健常者で60～80〔bpm〕であることから５秒間の計測で得られる特徴点の周期は５～７回であり、より正確な脈拍数を算出するためには得られるデータ数が少ないという問題がある。また図３（Ａ）にあるように強度変化の波形が動脈血流量と同期して二山であることにより特徴点の周期の誤検出を引き起こし、算出される脈拍数に誤差が生じる要因となる。

【００４８】
日常的な計測のためには、計測する生体部位は昼夜を問わず露出している必要がある。そのため本発明による生体情報計測装置では、ＲＯＩを人の頬部分に設定する。設定したＲＯＩの場所を図４に示す。設定したＲＯＩ内の画素で計測された強度値の平均を計測値とし、計測値の時間変化を脈拍波形データとして記録した。波形データの特徴点の周期として、波形の上端間隔t_{tp}だけではなく、下端間隔t_{bp}も別の特徴点として加えることで、脈拍数算出のための参照データとなる特徴点を増やす。

【００４９】
次に、脈拍数算出に必要な特徴点周期を抽出するために、検出されたt_{tp}，t_{bp}のうち、脈拍周期を示さない、誤検出されたt_{tp}、t_{bp}を除去するためのアルゴリズムを、以下（ａ）～（ｆ）に示す。ここで、除去前の集合をS_0とする。

【００５０】
（ａ）　t_{tp}，t_{bp}のそれぞれに関して、あるピーク間隔t_iが直前のピーク間隔t_{i-1}に対し、30〔%〕以上の変動がある場合、そのピーク間隔t_iを集合S_0から除去する。選択されたピーク間隔の集合S_1は、以下に示す式（１）によって表される。

【数１】

$$S_1 = \{t_i | |t_i - t_{i-1}| < 0.3t_{i-1}, t_i \epsilon S_0\} \quad \cdots\cdots (1)$$

【００５１】
（ｂ）　集合S_0の標準偏差σ_0を算出し、$2\sigma_0$の範囲でばらついたピーク間隔t_iを集合S_1から除去する。選択されたピーク間隔の集合S_2は以下に示す式（２）によって表される。

【数２】

$$S_2 = \{t_i | |t_i - \tilde{t}| < 2\sigma_0, t_i \epsilon S_1\} \quad \cdots\cdots (2)$$

【００５２】
（ｃ）　集合S_2の標準偏差σ_2を算出し、σ_2の範囲でばらついたピーク間隔t_iを集合S_2から除去する。選択されたピーク間隔の集合S_3は以下に示す式（３）によって表される。

【数３】

$$S_3 = \{t_i | |t_i - \tilde{t}| < \sigma_2, t_i \epsilon S_2\} \quad \cdots\cdots (3)$$

【００５３】
（ｄ）　集合S_3の標準偏差σ_3を算出し、σ_3の範囲でばらついたピーク間隔t_iをS_3から除去する。選択されたピーク間隔の集合S_4は以下に示す式（４）によって表される。

【数４】

$$S_4 = \{t_i | |t_i - \tilde{t}| < \sigma_3, t_i \epsilon S_3\} \quad \cdots\cdots (4)$$

【００５４】
（ｅ）　集合S_4に残るピーク間隔血を脈拍数に換算し、脈拍数５〔bpm〕刻みのヒストグラムを作成する。このとき、ヒストグラムの１区間の脈拍数の幅は等しいが、その脈拍数に対応するピーク間隔の幅は異なる。そこで、以下に示す式（５）によって重み値付きのヒストグラムを作成する。

【数５】

$$h'_{i-i+5} = \frac{t_{i-i+5}}{t_{30-35}} h_{i-i+5} \quad \cdots\cdots (5)$$

【００５５】

ここで、t_{30-35}は脈拍数30〔bpm〕から35〔bpm〕までのピーク間隔の時間幅、t_{i-i+5}は脈拍数ｉ〔bpm〕からｉ＋５〔bpm〕までのピーク間隔の時間幅、h_{i-i+5}は補正前の脈拍数ｉ〔bpm〕からｉ＋５〔bpm〕までのピーク間隔の頻度、h'_{i-i+5}は脈拍数ｉ〔bpm〕からｉ＋５〔bpm〕までのピーク間隔の頻度の補正値を表す。

【００５６】

（ｆ）　重み付きヒストグラムの値に関して、隣接する４区間の頻度の和が最大となるような幅20〔bpm〕の窓を設け、その範囲外にあるピーク間隔t_iを除去する。

【００５７】

以上のアルゴリズムに従い、抽出されたピーク間隔の平均値を計測時間内のピーク幅tとし、60秒をピーク間隔tで除した値を脈拍数とする。

【００５８】

このように脈拍数推定部１３は、反射光の強度波形における上端及び上端にそれぞれ特徴点を設定し、当該各特徴点の周期である上端同士及び下端同士のピーク間隔に基づいて、脈拍数を推定する。また脈拍数推定部１３は、複数のピーク間隔の標準偏差を算出し、当該標準偏差を基準として脈拍周期を示さないピーク間隔を除去する。さらに脈拍数推定部１３は、除去した残りのピーク間隔に基づいて換算した脈拍数から、所定時間単位の重み付きヒストグラムを作成し、当該ヒストグラムに基づいてピーク間隔の頻度を補正する。

【００５９】

（３）遠赤外検出部による皮膚温度計測

生体内部で発生した熱は、伝導と対流により体表面に運ばれる。ただし、生体組織自体による熱伝導は悪く、熱遮断として作用するため、皮膚への熱の運搬のほとんどは皮膚血流によるものとされる。皮膚血流量は、交感神経系と副交感神経系による血管の収縮・拡張作用を中心にした自律神経系の活動により変化する。

【００６０】

従来の先行研究では、皮膚温度の変化を計測することで、自律神経系の活動を推定する試みがなされている。しかし、顔の熱分布は被計測者の髪型や眼鏡の装着の有無の影響を大きく受けるため、本発明による生体情報計測装置では、自律神経系の活動の推定に適切な計測部位の設定を近赤外線画像から行うようにした。

【００６１】

皮膚温度の変化からストレス状態を推定するために、ストレスによる温度変化が顕著に現れる顔の部位を計測するＲＯＩに設定する必要がある。顔の部位の中でも、特に鼻部には自律神経系の活動の影響を受けやすい動静脈吻合血管（ＡＶＡ：Arteriovenous anastomoses）が集中しており、ストレス状態の推定を目的とした皮膚温度の計測に適している。

【００６２】

また、皮膚温度は外気温の影響を受けるため、皮膚温度の変化は相対温度として記録する必要がある。この際、鼻部の皮膚温度変化の基準として計測するＲＯＩは、自律神経系の活動の影響を受けにくい部位に設定する必要がある。ＡＶＡの密集度が低く、自律神経系の活動の影響を受けにくい顔の部位に前額部が挙げられる。

【００６３】

以上より、本発明による生体情報計測装置では、皮膚温度の変化を鼻部の関心領域ＲＯＩ_nと、前額部の関心領域ＲＯＩ_ｆｈの温度差として記録する。それぞれのＲＯＩの場所を図５に示す。また、温度変化を算出する式を式（６）に示す。

【数６】

$$T_r = T_n - T_{fh} \quad \cdots\cdots (6)$$

【００６４】

ここで、T_nはＲＯＩ_ｎ内の全画素で計測された皮膚温度の平均値、T_{fh}はＲＯＩ_ｆｈ内の全画素で計測された皮膚温度の平均値、T_rは前額部と鼻部の相対温度である。それぞれのＲＯＩを設定するにあたって、近赤外線画像における鼻部と前額部の座標を遠赤外線画像上の座標に変換する。

【００６５】

（４）本実施形態による実際の試験

本試験ではまず、本システムで計測した脈拍数の精度、及び、ストレスの有無による皮膚温度の変化を評価する試験を行う。その後、脈拍と皮膚温度を同時に計測することでストレスを検出する確度を評価する試験を行う。本試験では、脈波計測と関心領域の検出に近赤外検出部１０として近赤外線カメラを用い、皮膚温度の計測には遠赤外検出部１１として遠赤外線カメラを用いた。

【００６６】

（４－１）脈拍計測精度評価試験

本発明による生体情報計測装置１によって計測した脈拍数の精度を評価する試験を行う。試験に用いたシステムの構成図を図６に示す。また、試験手順を図７に示す。近赤外線（ＮＩＲ）カメラは、試験協力者から0.6〔m〕離れた正面位置に設置した。試験環境は蛍光灯で照らされ、明るさは1000〔lx〕以上であった。

【００６７】

試験協力者は、健常者５名（成人男性、23～26歳）である。試験協力者を試験環境に馴化させ、心理状態を安定させるため、試験前に５分間の安静時間を設ける。計測は安静着座の姿勢で、１回40秒、計５回連続して行う。

【００６８】

本試験の評価は、生体情報計測装置１で算出した脈拍数と参照基準とした心電図（ＥＣＧ：Electrocardiogram）波形から算出した心拍数との差を式（７）で表される二乗平方根（ＲＭＳ：Root Mean Square）を用いて評価する。

【数７】

$$\mathrm{RMS}[x] = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^2} \quad \cdots\cdots (7)$$

【００６９】

ここで、x_iはｉ回目の計測における、生体情報計測装置で算出した脈拍数と心電図波形から算出した心拍数の差であり、Ｎはそのデータ対の総数である。この評価方法は、パルスオキシメータの基本性能に関する規格（JIS T 80601-2-61）における脈拍数の評価方法（条項201.12.1.104、項目　脈拍数の精度）に基づく。

【００７０】

ＥＣＧはＥＣＧ計測回路を用いて計測する。計測手法は第III誘導法を用い、電極を両手の甲と右足のくるぶしに貼り付ける。電極は湿式電極を用いる。１回の計測における心拍数HRを式（８）から算出する。

【数８】

$$HR = \frac{60}{t_{rr}} \quad \cdots\cdots (8)$$

ここで、t_{rr}は計測されたＥＣＧのＲ－Ｒ間隔の平均値である。

【００７１】

（４－２）皮膚温度計測試験

本発明による生体情報計測装置１によって計測された前額部の皮膚温度と鼻部の皮膚温度との温度差が外部刺激によって変化することを確認する。試験に用いたシステムの構成図を図８に示す。また、試験手順を図９に示す。遠赤外線（ＦＩＲ）カメラ及び近赤外線（ＮＩＲ）カメラは、試験協力者から0.6m離れた正面位置に設置した。放射率はヒトの皮膚の放射率に合わせてε＝0.98とした。本試験開始時、試験環境の気温は25〔℃〕、湿度は50〔%〕であり、これらの値は試験中に大きく変動しなかった。

【００７２】

試験協力者は、健常者１名（成人男性、23歳）である。試験協力者を試験環境に馴化させ、心理状態を安定させるため、試験前に５分間の安静時間を設ける。計測は、開始から５分間は安静着座の状態を維持する。次に、安静着座状態の試験協力者にストレスとして、冷覚が密集している両手首に氷嚢による刺激を５分間与える。その後５分間は、刺激をやめ、安静着座の状態を維持する。計測終了後、次の計測まで十分に安静にできる時間を設ける。以上を１回分の計測として、５回行う。計測データは、前額部と鼻部の皮膚温度の差を30秒ごとに平均化した値を相対温度差の計測値とする。

【００７３】

（４－３）ストレス推定のための基礎試験

生体情報計測装置１によって計測された脈拍数及び前額部と鼻部の皮膚温度の温度差からストレスの有無を判別できることを確認する。試験手順を図１０に示す。近赤外線カメラ及び遠赤外線カメラは、試験協力者から0.6〔m〕離れた正面位置に設置した。放射率はヒトの皮膚の放射率に合わせてε＝0.98とした。試験開始時、試験環境の気温は24℃、湿度は50%であり、これらの値は試験中に大きく変動しなかった。

【００７４】

試験協力者は、健常者１名（成人男性、23歳）である。本試験では、安静着座状態をストレスなしの状態とし、加えて氷による外部刺激を与えた状態をストレスありの状態と定義する。まず、ストレスなしの試験は、試験協力者を試験環境に馴化させ、心理状態を安定させるため、試験前に５分間の安静時間を設ける。計測は安定着座の姿勢で、１回40秒、計５回連続して脈拍と皮膚温度の同時計測を行う。

【００７５】

次に、ストレスありの試験は、試験協力者には計測開始２分前から手首に氷嚢による外部刺激を与え、緊張状態にした。その後、40秒間、安静着座の状態で刺激を与え続けたまま脈拍と皮膚温度の同時計測を行う。ストレスなしの試験とは異なり、継続して計測することによる外部刺激への馴化を防ぐため、各試験の間には十分な安静時間を設ける。以上を１回分の試行として、計４回行う。皮膚温度は、40秒間の計測における前額部と鼻部の皮膚温度の差の平均値をその試行における計測値とする。

【００７６】

本試験の評価は、得られた計測結果よりストレスの有無をいわゆるサポートベクターマシン（ＳＶＭ：Support Vector Machine）によって判別し、クロスバリデーション（交差検定）で得られたストレスの誤検出率で評価する。ＳＶＭは、学習データをカーネル関数と呼ばれる非線形関数によって高次元空間に写像し、高次元空間内で分離超平面を求める２値分類手法である。ＳＶＭで用いるカーネル関数はガウシアンカーネルを用いる。ガウシアンカーネルのパラメータ及びコストパラメータは試行錯誤的に１に設定した。

【００７７】

クロスバリデーションを行うにあたり、ｆｏｌｄ数は式（９）で表されるスタージェスの公式から決定する。

【数９】

$$k = 1 + \frac{\log n}{\log 2} \quad \cdots\cdots (9)$$

ここで、ｋはｆｏｌｄ数であり、ｎは計測データの総数である。

【００７８】

本試験における計測データの総数は40であるので、ｋは以下の式（１０）で求まる。

【数１０】

$$k = 1 + \frac{\log 40}{\log 2} \cong 6.3 \quad \cdots\cdots (10)$$

データを均等に分割するために、ｆｏｌｄ数は近似的に８にする。

【００７９】

（５）本実施形態による試験の結果

（５－１）脈拍計測精度評価試験

試験協力者５名における、生体情報計測装置１で計測し算出した脈拍数、心電図から算出された心拍数、及びそれらの算出値の誤差を図１１に示す。25データ全てにおいて、生体情報計測装置によって算出された脈拍数と、心電図から算出された脈拍数の誤差は３〔bpm〕以下であった。

【００８０】

生体情報計測装置１におけるアルゴリズムの脈拍数算出におけるＲＭＳ値について、本手法により算出したＲＭＳ値は1.21〔bpm〕、周波数解析による脈拍数算出手法のＲＭＳ値3.40〔bpm〕、従来の特徴点抽出による脈拍数算出のＲＭＳ値は6.90〔bpm〕であった。

【００８１】

（５－２）皮膚温度計測試験

試験協力者１名における、皮膚温度の計測結果５回分の平均値の時間推移を図１２に示す。図中のエラーバーは５回の計測における標準誤差を示す。外部刺激のない安静状態では相対温度差に変化が見られないが、外部刺激が加わると外部刺激を与える前に比べ、最大約1.5〔℃〕まで相対温度差が大きくなった。また、刺激を与え始めてから約３分経過したあたりから相対温度差は小さくなり始めた。刺激後の安静状態では、計測開始時と同じほどにまで相対温度差が小さくなることを確認した。

【００８２】

（５－３）ストレス推定のための基礎試験

試験協力者１名における、生体情報計測装置１により算出された脈拍数及び皮膚温度の計測結果を図１３に示す。安静着座の状態の脈拍数の平均値は55.8〔bpm〕であったのに対し、氷嚢による外部刺激を与えた状態での脈拍数の平均値は68.8〔bpm〕であった。また、安静着座の状態の相対温度差の平均値は-1.15〔℃〕であったのに対し、氷嚢による外部刺激を与えた状態での相対温度差の平均値は-2.20〔℃〕であった。このデータセットを元にＳＶＭによる8-foldクロスバリデーションを行ったところ、誤検出率は０であった。

【００８３】

（５－４）試験結果

本発明では安静着座状態の健常者に対して、脈拍計測精度評価試験を実施した。本発明による生体情報計測装置１のアルゴリズムによって算出された脈拍数において、計測精度を示すＲＭＳの値は1.21〔bpm〕であり、これは標準的な医療機器として販売されているパルスオキシメータが精度として保証する2.99〔bpm〕以内の値であった。

【００８４】
このことから生体情報計測装置１の脈拍数の算出精度はパルスオキシメータのものと同程度であることが確認でき、計測された脈拍数が指標として十分に信頼できるものだと考えられる。これは、生体情報計測装置１のアルゴリズムがデータセットのばらつき除去を複数回行ったことによって、より正確なピーク間隔が算出できたためだと考えられる。
【００８５】
ばらつき除去を複数回行うためには一定量以上のデータセットが必要となるが、生体情報計測装置では特徴点を複数設けることによって、短時間でも多くのデータセットを得ることができると考えられる。
【００８６】
次に、安静着座状態の健常者に対して、皮膚温度計測試験を実施し、外部刺激の有無によって、皮膚温度が変化することを確認した。これは、手首への氷刺激が交感神経系に作用し、鼻部の末梢血管の血流量が減少し、皮膚血流による生体内部の熱の運搬が抑制され、皮膚温度が低下したためだと考えられる。また、外部刺激を与え始めてから約３分が経過したあたりから前額部と鼻部の皮膚温度の温度差が減少し始めたのは刺激に対する馴化が起きたためだと考えられる。
【００８７】
さらに、安静着座状態と外部刺激付与状態の健常者に対して、脈拍数と皮膚温度の計測を同時に行う試験を実施した。生体情報計測装置１によって計測された脈拍数及び前額部と鼻部の皮膚温度差のデータに対し、ＳＶＭによるクロスバリデーションを行ったところ、誤検出はなかった。このことより、生体情報計測装置１によってストレスの有無を判別できることを確認することができた。
【００８８】
本発明では基本性能の確認のため、安静着座状態の健常者一人に対して計測を行った。しかし、日常的な計測を行う場合、計測対象者が安静着座状態でない場合においても計測できることが望ましい。安静着座状態でない場合、体動によるノイズがより顕著に重畳することが予測される。そのため、顕著な波形変化を体動として検出し、その波形データを棄却することで、計測精度を維持できると考えられる。
【００８９】
また、生体情報計測装置１は近赤外線カメラと遠赤外線カメラを用いているため、顔の特徴点などから計測対象者を特定することで、計測精度を維持できると同時に、各個人を計測することが可能であると考えられる。
【００９０】
（６）他の実施形態
本実施の形態においては、生体情報計測装置１を、図１のようなノートパソコン４の上端部に取り付ける構成のものを適用した場合について述べたが、本発明はこれに限らず、要は、比較的長時間にわたって対象者の顔部に赤外線を照射することが可能な状況を作り出すことができれば、ノートパソコンやスマートフォン、タブレットの表示面側に内蔵するようにしても良く、さらには卓上型のいわゆるスマートスピーカ（ＡＩスピーカ）や、花瓶や置き時計、卓上装飾品のような置物に搭載するようにしても良い。
【００９１】
また本実施の形態においては、制御部１２（判別モデル構築部１５）は、対象者のストレス状態判別のための学習した判別モデルを構築する際、当該判別モデルとしてサポートベクターマシンを用い、さらに制御部１２（ストレス推定部１６）は、サポートベクターマシンの学習結果を、クロスバリデーションによって精度評価するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、ニューラルネットワークによって識別モデルを構築するなど、この他種々のパターン認識手法を適用しても良い。
【００９２】
さらに本実施の形態においては、制御部１２（判別モデル構築部１５）は、判別モデルを構築する際、対象者における心電図に基づく心拍間隔（心房細動、心房細動でない不整

脈、不整脈の３パターンの分類）、睡眠状態における脳波パターン、動脈硬化度を表す脈波伝播速度、及び血糖値のうち少なくとも１つ以上の組合せによって得られる生理情報を、脈拍数及び温度差に同期させて時系列的に関連付けるようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、ストレス推定の精度向上に役立てることができれば、生理状態として、これ以外の要素（緊張度など）を追加するようにしても良い。また過去の健康診断の履歴をマッチングさせて、対象者の変化の経緯を参考にするようにしても良い。

【００９３】

さらに本実施の形態においては、制御部１２（判別モデル構築部１５）は、判別モデルを構築する際、対象者の生活環境を表すイベント情報を、生理情報に同期させて時系列的に関連付けるようにした場合について述べたが、生活環境として職場環境を適用する場合には、イベント情報としては、仕事の業務内容に応じた状態（デスクワーク、外出先、会議、来客対応など）を表す情報を時系列的に生理情報に同期させて関連付けるようにすれば、労務管理に活用することが可能となる。

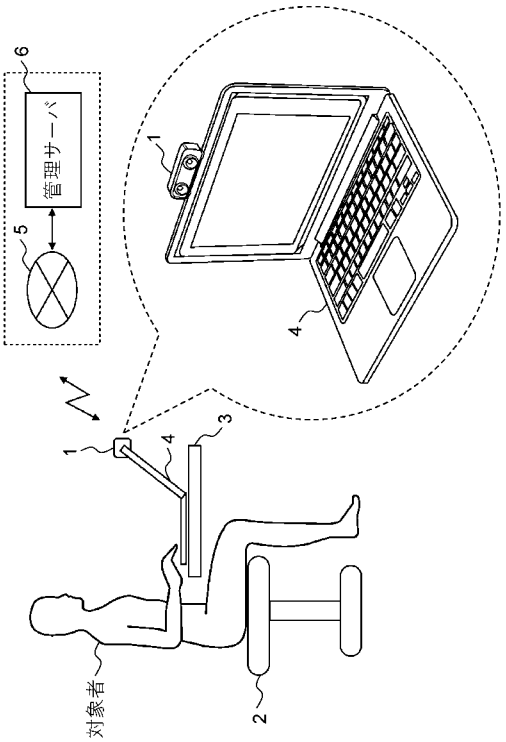
【符号の説明】

【００９４】

１……生体情報計測装置、１０……近赤外検出部、１１……遠赤外検出部、１２……制御部、１３……脈拍数推定部、１４……温度差算出部、１５……判別モデル構築部、１６……ストレス推定部、１７……無線通信部。

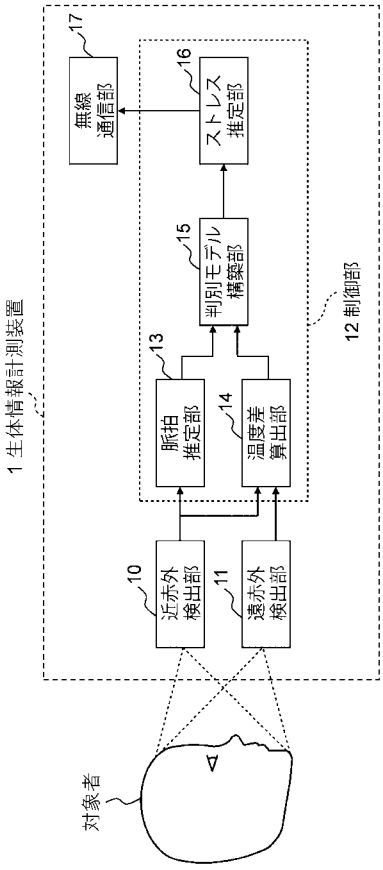
【図１】

図１



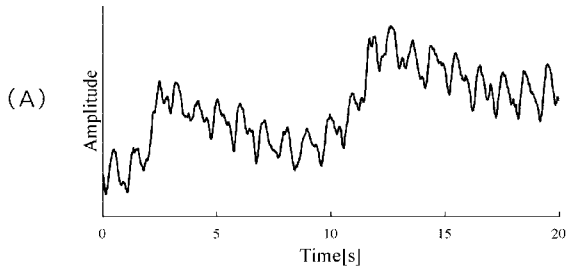
【図２】

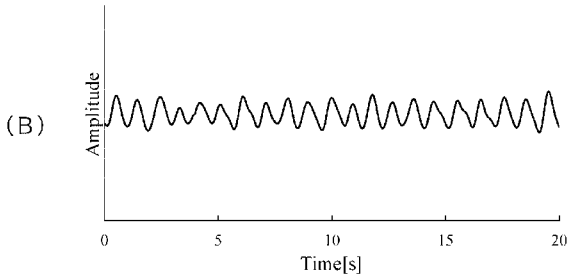
図２



【図３】

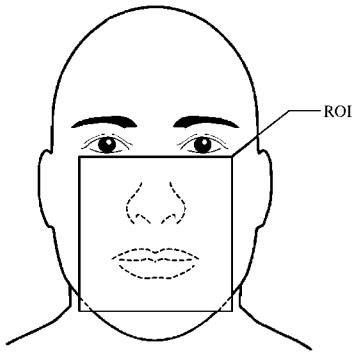
図 3





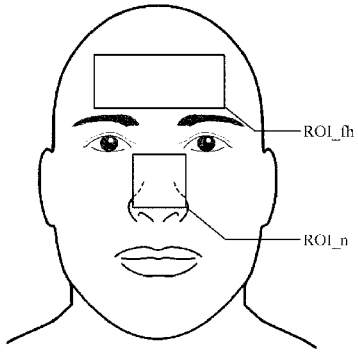
【図４】

図 4



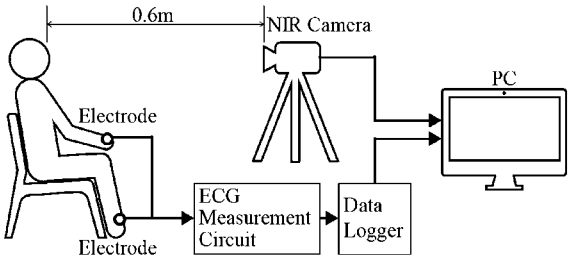
【図５】

図 5



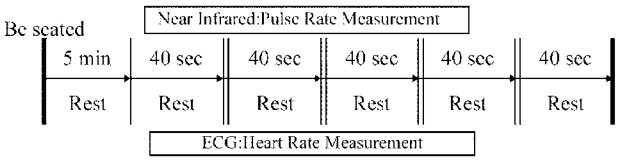
【図６】

図 6



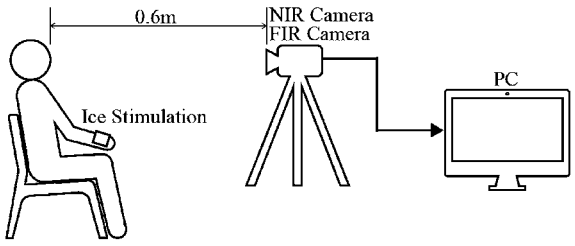
【図７】

図 7



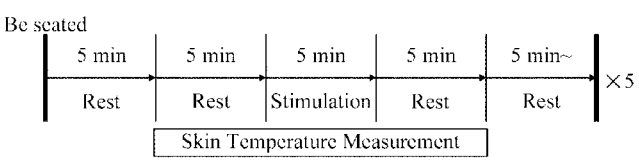
【図８】

図 8



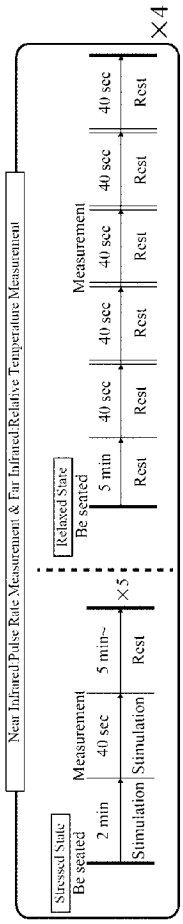
【図９】

図 9



【図１０】

図 10



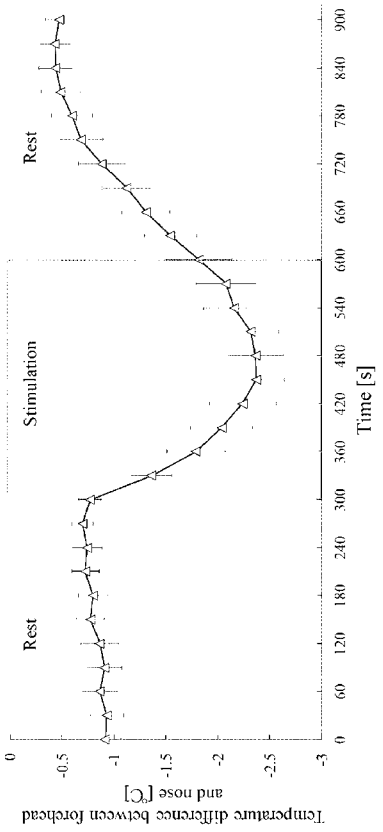
【図１１】

図 11

Subject Number	Heart rate with ECG measurement circuit	Near Infrared Imaging Pulse in bpm	Error(bpm)
Subject 01	61	60	-1
Subject 01	63	64	1
Subject 01	62	63	1
Subject 01	62	62	0
Subject 01	56	56	0
Subject 02	70	69	-1
Subject 02	72	71	-1
Subject 02	71	69	-2
Subject 02	68	69	1
Subject 02	67	67	0
Subject 03	78	79	1
Subject 03	77	79	2
Subject 03	82	80	-2
Subject 03	80	78	-2
Subject 03	79	79	0
Subject 04	82	81	-1
Subject 04	80	78	-2
Subject 04	78	77	-1
Subject 04	80	79	-1
Subject 04	76	79	3
Subject 05	73	73	0
Subject 05	81	79	-2
Subject 05	76	77	1
Subject 05	74	75	1
Subject 05	73	72	-1

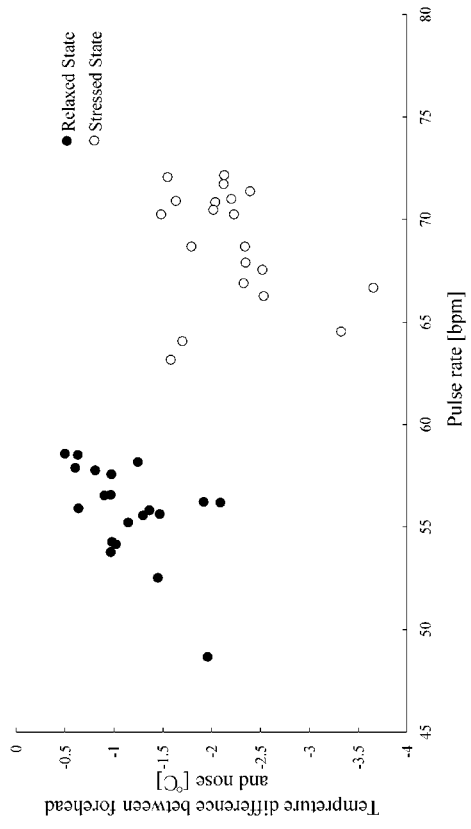
【図１２】

図 12



【図１３】

図 13



フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
Ｇ０６Ｔ	***7/00***	***(2017.01)***	Ａ６１Ｂ	5/02	Ｇ	
Ｇ０６Ｔ	***7/20***	***(2017.01)***	Ｇ０６Ｔ	7/00	６６０Ａ	
Ａ６１Ｂ	***5/04***	***(2006.01)***	Ｇ０６Ｔ	7/20	３００Ｚ	
			Ｇ０６Ｔ	7/00	３５０Ｂ	
			Ａ６１Ｂ	5/04	Ａ	

Ｆターム(参考) 4C117 XA01 XB01 XB18 XD04 XD07 XE43 XE48 XJ12 XJ13 XJ17
XJ18 XJ21
4C127 AA02 GG05 GG13 LL04
5L096 AA03 AA06 BA08 BA18 CA04 DA02 FA14 HA02 KA04

专利名称(译)	生物信息测定装置及生物信息测定方法		
公开(公告)号	JP2019198531A	公开(公告)日	2019-11-21
申请号	JP2018095575	申请日	2018-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	賽伯達英電子科技股份有限公司 国立大学法人筑波		
申请(专利权)人(译)	CYBERDYNE株式会社 国立大学法人筑波		
[标]发明人	山海嘉之		
发明人	山海 嘉之		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/01 A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/02 G06T7/00 G06T7/20 A61B5/04		
FI分类号	A61B5/16.110 A61B5/01.350 A61B5/00.101.A A61B5/0245.100.B A61B5/02.310.A A61B5/02.G G06T7/00.660.A G06T7/20.300.Z G06T7/00.350.B A61B5/04.A		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AA16 4C017/AB07 4C017/AC28 4C017/BB13 4C017/BC08 4C017/BC11 4C017/BC14 4C017/BC17 4C017/BC21 4C017/EE15 4C017/FF05 4C038/PP03 4C038/PP05 4C038/PS00 4C038/PS03 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB18 4C117/XD04 4C117/XD07 4C117/XE43 4C117/XE48 4C117/XJ12 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ18 4C117/XJ21 4C127/AA02 4C127/GG05 4C127/GG13 4C127/LL04 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/BA08 5L096/BA18 5L096/CA04 5L096/DA02 5L096/FA14 5L096/HA02 5L096/KA04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种生物信息测量装置和生物信息测量方法，该生物信息测量装置和生物信息测量方法通过关注被测者的脉搏率的变化和皮肤温度的变化并同时以非侵入方式测量这些信息来高精度地估计压力。 解决方案：通过以无创方式同时测量脉搏频率的变化和皮肤温度的变化，同时通过对人体活动的把握来把握明显的反应部位，从而根据测量结果高精度地估算日常生活中的压力。 对象人的交感神经系统。选定的图：图2

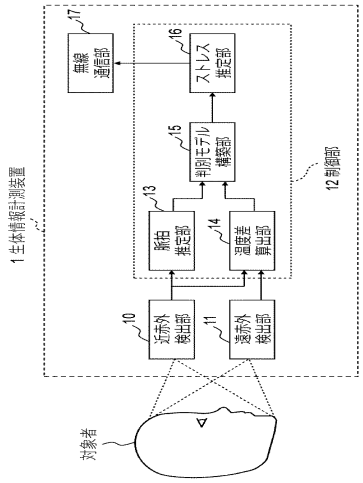


図２