

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6191242号  
(P6191242)

(45) 発行日 平成29年9月6日(2017.9.6)

(24) 登録日 平成29年8月18日(2017.8.18)

(51) Int. Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 5/16 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/16
<b>A 6 1 B 5/0452 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/04 3 1 2 U
<b>A 6 1 B 5/0456 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/04 3 1 2 R
<b>A 6 1 B 5/0404 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/04 3 1 0 H
<b>A 6 1 B 5/0245 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02 7 1 1 D

請求項の数 2 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2013-114236 (P2013-114236)  
 (22) 出願日 平成25年5月30日(2013.5.30)  
 (65) 公開番号 特開2014-230717 (P2014-230717A)  
 (43) 公開日 平成26年12月11日(2014.12.11)  
 審査請求日 平成28年1月18日(2016.1.18)

(73) 特許権者 000003207  
 トヨタ自動車株式会社  
 愛知県豊田市トヨタ町1番地  
 (74) 代理人 100088155  
 弁理士 長谷川 芳樹  
 (74) 代理人 100113435  
 弁理士 黒木 義樹  
 (74) 代理人 100116920  
 弁理士 鈴木 光  
 (72) 発明者 梶 洋隆  
 愛知県豊田市トヨタ町1番地 トヨタ自動車株式会社内  
 審査官 佐藤 高之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 集中度推定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象者の集中度を推定する集中度推定装置であって、  
 対象者から集中度と相関のある第1の情報を検出する第1情報検出手段と、  
 前記第1情報検出手段で検出した第1の情報を所定の演算式に適用する演算により集中度を推定する集中度推定手段と、

対象者の入力による集中度と相関のある第2の情報を収集する第2情報収集手段と、  
 前記第2情報収集手段で収集した第2の情報を集中度に変換する変換手段と、

前記第2情報収集手段で収集した第2の情報に対応する前記第1情報検出手段で検出した第1の情報と、前記変換手段で変換した集中度と、を学習データとして前記演算式に適用することで、前記演算の修正を行って学習する学習手段と、

を備え、

前記集中度推定手段は、前記学習手段での学習結果及び前記第1の情報をを用いて集中度を推定することを特徴とする集中度推定装置。

【請求項2】

前記変換手段は、前記第2の情報から変換される集中度についてのばらつきを算出し、  
 前記学習手段は、前記変換手段で算出した集中度のばらつきを加味して学習することを特徴とする請求項1に記載の集中度推定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

## 【0001】

本発明は、集中度推定装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

人の集中度は、脳波（特に、波）と深い関係があることが知られている。しかし、日常、人から脳波を計測するのは難しい。そこで、集中度と相関のある生理情報（心拍、呼吸、皮膚電位活動等）を検出し、生理情報を用いて集中度を推定する技術が提案されている。特許文献1には、人から計測した複数の生体情報（心拍、呼吸、皮膚抵抗値等）と、複数の生体情報と集中状態とを対応付けた集中度ルール設定情報とから集中度を推定し、その推定した集中度を表示する集中度推定装置が開示されている。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献1】特開平9-262216号公報

【特許文献2】特開2008-79737号公報

【特許文献3】特開2012-63885号公報

【特許文献4】特開2012-10856号公報

【特許文献5】特開2011-167323号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

20

## 【0004】

集中度には個人差が見られるため、個人差に応じた集中度の推定を行う上では改善の余地がある。特許文献1に開示されている集中度推定装置の場合、複数の生体情報と集中状態とを対応付けた集中度ルール設定情報に従って集中度を推定しており、この推定された集中度には個人差が反映されていない。

## 【0005】

そこで、本発明は、個人差に応じて集中度を高精度に推定できる集中度推定装置を提供することを課題とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

30

本発明に係る集中度推定装置は、対象者の集中度を推定する集中度推定装置であって、対象者から集中度と相関のある第1の情報を検出する第1情報検出手段と、第1情報検出手段で検出した第1の情報から集中度を推定する集中度推定手段と、対象者の入力による集中度と相関のある第2の情報を収集する第2情報収集手段と、第2情報収集手段で収集した第2の情報を集中度に変換する変換手段と、第2情報収集手段で収集した第2の情報に対応する第1情報検出手段で検出した第1の情報と、変換手段で変換した集中度を学習データとして学習する学習手段とを備え、集中度推定手段は、学習手段での学習結果を用いて第1の情報から集中度を推定することを特徴とする。

## 【0007】

この集中度推定装置では、第1情報検出手段によって集中度と相関のある第1の情報を対象者から検出する。この第1の情報は、人の集中度と相関があるので、集中度の推定に用いることができ、例えば、心拍、呼吸、皮膚電位活動等の生理情報である。また、集中度推定装置では、第2情報収集手段によって集中度と相関のある第2の情報を対象者から収集する。この第2の情報は、人の入力による集中度と相関のある情報であるので、第1の情報と集中度との関係を個人適合させるために用いることができ、例えば、人によって入力される主観的な集中度、任意のタスクに対する反応時間である。集中度推定装置では、変換手段によって第2の情報を集中度に変換し、学習手段によって第2の情報に対応する第1の情報と、第2の情報から変換した集中度を学習データとして学習する。この学習により、第1の情報と集中度との関係を個人適合させることができる。そこで、集中度推定装置では、集中度推定手段によってその学習結果を用いて第1の情報から集中度を推定

40

50

する。この推定された集中度は、個人適合させるための学習結果が反映されているので、対象者個人に応じた集中度である。このように、集中度推定装置は、対象者によって入力された集中度と相関のある第2の情報を収集し、第1の情報と、第2の情報から変換した集中度を学習データとして学習することにより、第1の情報と集中度との関係を個人適合させることができ、個人差に応じて集中度を高精度に推定できる。

【0008】

本発明の上記集中度推定装置では、変換手段は、第2の情報から変換される集中度についてのばらつきを算出し、学習手段は、変換手段で算出した集中度のばらつきを加味して学習すると好適である。

【0009】

第2の情報は、人によって入力されるので、ばらつき（誤差）がある。したがって、第2の情報から変換される集中度にも、ばらつきがある。そこで、集中度推定装置では、変換手段によって第2の情報から集中度を変換する際にその集中度のばらつきも算出する。そして、集中度推定装置では、学習手段によってその集中度のばらつきを加味して学習を行う。このように、集中度推定装置は、対象者によって入力された第2の情報のばらつき（ひいては、第2の情報から変換される集中度のばらつき）を加味して学習を行うことにより、学習によって集中度の推定結果が急激に変化せず、安定した推定が可能となる。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、対象者によって入力された集中度と相関のある第2の情報を収集し、第1の情報と、第2の情報から変換した集中度を学習データとして学習することにより、第1の情報と集中度との関係を個人適合させることができ、個人差に応じて集中度を高精度に推定できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本実施の形態に係る集中度推定装置の構成図である。

【図2】心拍特徴量から推定された集中度（推定ラベル）と脳波の波含有率による集中度（正解ラベル）との比較例を示すグラフである。

【図3】波含有率から集中度のクラスラベルを分類する方法の説明図である。

【図4】図1の記憶部に記憶される学習データの一例を示す模式図である。

【図5】図1の収集部で使用者による入力情報を収集するための表示画面の一例であり、（a）が主観集中度を収集するための表示画面であり、（b）が反応時間を収集するための表示画面である。

【図6】心拍特徴量計測区間と使用者による入力情報の収集との対応関係の一例であり、（a）が心拍特徴量計測区間と主観集中度収集タイミングとの対応関係であり、（b）が心拍特徴量計測区間と反応時間収集区間との対応関係である。

【図7】主観集中度及び反応時間と波含有率（集中度）との関係の一例であり、（a）が主観集中度と波含有率との関係であり、（b）が反応時間と波含有率との関係である。

【図8】波含有率（集中度）と主観集中度との間のばらつきを示す図である。

【図9】使用者が歩行した場合の心拍特徴量計測区間と使用者による主観集中度収集タイミングとの対応関係の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して、本発明に係る集中度推定装置の実施の形態を説明する。なお、各図において同一又は相当する要素については同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

【0013】

本実施の形態に係る集中度推定装置は、使用者（特許請求の範囲に記載する集中度が推定される対象者に相当）が携帯するスマートフォンに集中度推定用アプリケーションが組

10

20

30

40

50

み込まれて構成される。本実施の形態に係る集中度推定装置は、脳波（特に、 $\alpha$ 波）を用いず人の集中度を推定する。本実施の形態に係る集中度推定装置は、集中度を推定するために、集中度と相関のある第1の情報として心拍を用い、集中度と相関のある第2の情報として使用者が入力する主観集中度や使用者による入力の反応時間を用いる。

【0014】

人の背景脳波のうちで4～8 Hzの帯域は、 $\alpha$ 波と呼ばれ、眠気を催したときに発生することが知られている。一方で、前頭部で計測されるFm波と呼ばれる特徴的な脳波があり、このFm波は一つのことに集中すると発生することが知られている。本発明者は、実験を通じてボタン押しや文章作成あるいは車両の運転中等においても、 $\alpha$ 波パワーが有意に高まる現象を確認した。この結果から、Fm波を直接観察せずに、 $\alpha$ 波含有率又は $\alpha$ 波パワーから人の集中状態を判定できることが示唆されている。したがって、脳波の $\alpha$ 波含有率や $\alpha$ 波パワーによって、集中度を定義できる。しかし、日常、人から脳波を計測するのは難しい。

10

【0015】

脳波以外の生理情報としては、例えば、心拍、呼吸、皮膚電位活動がある。これらの生理情報は、腕時計型や胸バンド型の装置を用いることにより、脳波計測よりも簡便に計測可能である。そこで、本実施の形態では、これらの生理情報の中から心拍を用いて、脳波により定義された集中度を推定する。

【0016】

集中度には個人差が見られ、心拍等の生理情報が同じときでも人によって集中度が異なる場合がある。しかし、これらの生理情報と集中度との関係には、個人毎のデータが存在しない場合がある。そこで、この関係を個人適合させるために、集中度と相関のある使用者が入力する主観的な集中度と使用者による入力の反応時間を用いて学習を行う。

20

【0017】

この学習としては、例えば、サポートベクターマシンに代表される機械学習手法で多クラス分類（特に、2クラス分類）又は回帰モデルを学習する。この学習には、不特定多数の人から取得した基本学習データセットと使用者から取得した追加学習データセットを用いる。基本学習データは、事前に集中するタスクと安静するタスクを実施したときの脳波の $\alpha$ 波含有率（集中度）と心拍の特徴量とを同時に計測して、 $\alpha$ 波含有率を閾値判定した集中度と心拍特徴量とをセットとしたデータである。追加学習データは、使用者によって入力された主観集中度や反応時間を収集するとともにそれに対応した使用者の心拍の特徴量を計測し、この主観集中度や反応時間から変換された集中度と心拍特徴量とをセットしたデータである。

30

【0018】

本実施の形態で用いる心拍特徴量について説明しておく。本実施の形態では、使用者から検出された心電位から複数の心拍特徴量を抽出する。この抽出方法としては、心電位の時系列データからRR間隔（R波とR波の間隔）データを取得し、所定時間（例えば、3分間）のRR間隔データから心拍特徴量を算出する。この心拍特徴量としては、RRV、LF/HF、重心周波数、ピーク周波数の4つの特徴量を用いる。RRVは、RR間隔の分散である。LF/HFは、RR間隔のパワースペクトルのうちLF成分（0.04～0.15 [Hz]）をHF成分（0.15～0.4 [Hz]）で除算したものである。重心周波数は、RR間隔のパワースペクトルの重心を示す周波数である。ピーク周波数は、RR間隔のパワースペクトルの最大値を示す周波数である。本実施の形態では、このRRV、LF/HF、重心周波数、ピーク周波数の各値からなるベクトルを心拍特徴量ベクトル $x$ と呼ぶ。

40

【0019】

図2には、この4つの心拍特徴量から推定した集中度と脳波の $\alpha$ 波含有量による集中度との比較例を示す。ここでは、ある被験者から心電位と脳波とを同時に検出し、心電位から4つの心拍特徴量を算出するとともに脳波から $\alpha$ 波含有率を取得した。本実施の形態では、集中度を集中と安静の2クラスで判別する。また、本実施の形態では、4つの心拍特

50

微量から2クラスの集中度を判別する手法として、2次判別分析(QDA[Quadratic Discriminant Analysis])を用いる。図2では、波含有率の時間変化G1を閾値Sを用いて判別しており、閾値Sより大きい場合を集中とし、閾値S以下の場合を安静としている。この判別結果を、正解ラベルとして印で示している。閾値Sは、実験等によって適宜設定される。また、心拍特徴量から推定した集中度を、推定ラベルとして×印で示している。この集中の正解ラベルと推定ラベルとを比較するとともに安静の正解ラベルと推定ラベルとを比較すると、正解ラベルと推定ラベルとが一致する部分が多い。この結果から、この心拍と脳波の波含有率(集中度)との間に相関があることが判る。

#### 【0020】

なお、本実施の形態には、3つの形態がある。第1の実施の形態は、集中度推定装置の基本の形態である。第2の実施の形態は、追加学習データのデータ量が増えるほど追加学習データを重視して学習を行う形態である。第3の実施の形態は、使用者からの主観集中度等の収集率を高めるための形態である。

#### 【0021】

それでは、図1を参照して、第1の実施の形態に係る集中度推定装置1について具体的に説明する。図1は、本実施の形態に係る集中度推定装置の構成図である。

#### 【0022】

集中度推定装置1は、心拍センサ10、記憶部11、収集部12、変換部13、学習部14、集中度推定部15、表示部16を備えている。記憶部11、収集部12、変換部13、学習部14、集中度推定部15、表示部16は、スマートフォン内に構成される。心拍センサ10は、スマートフォンと無線通信可能である。なお、第1の実施の形態では、心拍センサ10が特許請求の範囲に記載する第1情報検出手段に相当し、収集部12が特許請求の範囲に記載する第2情報収集手段に相当し、変換部13が特許請求の範囲に記載する変換手段に相当し、学習部14が特許請求の範囲に記載する学習手段に相当し、集中度推定部15が特許請求の範囲に記載する集中度推定手段に相当する。

#### 【0023】

心拍センサ10について説明する。心拍センサ10は、心電位を検出するセンサである。心拍センサ10は、使用者の胸部に装着される胸バンド型である。心拍センサ10は、スマートフォンと無線通信するために、Bluetooth(登録商標)等の無線通信機能を有している。心拍センサ10では、常時、使用者の心電位を検出し、検出した心電位を無線通信でスマートフォンに送信する。

#### 【0024】

記憶部11について説明する。記憶部11は、スマートフォンのメモリ装置の所定の領域に構成される。記憶部11は、学習部14で用いる学習データを記憶する。学習データには、記憶部11に事前に記憶されている基本学習データと使用者から収集する毎に記憶部11に記憶される追加学習データとがある。学習データは、心拍特徴量ベクトル $x$ (RRV、LF/HF、重心周波数、ピーク周波数)と集中度ベクトル $w$ (安静クラスの確率、集中クラスの確率)との対からなる。

#### 【0025】

基本学習データは、使用開始前に不特定多数の人から取得された学習データである。この基本学習データの作成方法について説明する。事前の予備実験で、不特定多数の人から、脳波と心電位とを同時に所定時間分検出する。脳波から波含有率を取得すると、図3に示すように、波含有率G2を閾値Sを用いて判別する。そして、閾値Sより大きい場合、集中クラスの確率を1とし、安静クラスの確率を0とする。閾値S以下の場合、安静クラスの確率を1とし、集中クラスの確率を0とする。また、心電位からRR間隔を取得すると、RR間隔からRRV、LF/HF、重心周波数、ピーク周波数を算出する。図4には、記憶部11に記憶される基本学習データ $x_1, x_2, \dots$ の一例を示している。なお、使用者本人の脳波や心電位を事前に検出できるのであれば、使用者本人の基本学習データを作成し、記憶部11に記憶しておいてもよい。

#### 【0026】

追加学習データは、使用開始後に使用者から取得された学習データである。追加学習データの心拍特徴量ベクトル  $x$  については集中度推定部 15 で作成されるので、集中度推定部 15 で説明する。追加学習データの集中度ベクトル  $w$  については変換部 13 で作成されるので、変換部 13 で説明する。図 4 には、記憶部 11 に記憶される追加学習データ  $x'_1, x'_2, \dots$  の一例を示している。

【0027】

収集部 12 について説明する。収集部 12 では、使用者に入力させることによって使用者が集中している度合いの指標を収集する。この指標としては、使用者が判断する主観的な集中度と、使用者のタスクに対する集中度（本実施の形態では、タスクに対する反応時間）とがある。収集部 12 は、スマートフォンの表示機能とタッチパネル機能を利用する。具体的には、収集部 12 では、スマートフォンのディスプレイに使用者に入力させるための案内画面を表示させ、案内画面に従って使用者にタッチパネルで画面入力させる。そして、収集部 12 では、その入力された情報を記録する。この記録された情報は、変換部 13 で使われる。

【0028】

主観集中度は、V A S [Visual Analog Scale] によって収集される。V A S とは、100 [mm] の水平な直線の両端に 0 [集中していなかった] と 100 [集中していた] が記載されており、使用者の主観で最もよく当てはまる位置に水平線に対して線を引いてもらう手法である。図 5 (a) には、V A S による主観集中度を入力させるためのディスプレイでの表示画面例が示されており、「集中していた」寄りの位置によって入力された線が引かれている。収集部 12 では、この 100 mm の水平線に対して引かれた線の左端からの距離を mm 単位で計測し、その値を主観集中度とする。主観集中度を収集する場合、デスクワーク（例えば、パソコンによる文章作成）、会議等の作業が終わってから、その作業のときの主観的な集中度を使用者に入力させる。この入力される主観集中度に対応する心拍特徴量の計測区間は、図 6 (a) に示すように、主観集中度の入力タイミングよりも前の区間（デスクワーク、会議等の作業を行っている区間）となる。

【0029】

反応時間は、例えば、ディスプレイの画面内の所定の部分が光ってから使用者が画面を押すまでの時間が収集される。反応時間の収集は、1 回だけ収集し、その 1 回の反応時間としてもよいし、あるいは、所定時間（例えば、5 分間）の間に複数回収集し、その平均反応時間としてもよい。図 5 (b) には、反応時間を収集するためのディスプレイでの表示画面例が示されており、画面の中心の円部分が光るとタッチパネル機能で使用者によって押される。収集部 12 では、この光ってから押されるまでの時間を計測し、反応時間とする。反応時間の収集する場合、デスクワーク、会議等の作業が行われていない任意の時間に行ってもよい。この収集される反応時間に対応する心拍特徴量の計測区間は、図 6 (b) に示すように、反応時間を入力させる課題を実施している区間と同じ区間である。この区間で反応時間が複数回収集された後に、その複数回の反応時間の平均値が算出される。

【0030】

変換部 13 について説明する。変換部 13 は、収集部 12 によって収集された主観集中度や反応時間を集中度（安静クラスの所属確率と集中クラスの所属確率）に変換する。変換部 13 での処理について具体的に説明する前に、各クラスの所属確率の求め方を説明する。図 7 には、5 名の任意の人による事前実験で収集した主観集中度及び反応時間と波含有率（集中度）との関係の一例を示している。図 7 (a) には主観集中度と波含有率との関係を示しており、波含有率が高まるほど主観集中度が上昇している。このデータを線形回帰すると、線形回帰線 L1 が得られる。また、図 7 (b) には反応時間と波含有率との関係を示しており、波含有率が高まるほど反応時間が短縮している。このデータを線形回帰すると、線形回帰線 L2 が得られる。この図 7 の例からも判るように、主観集中度や反応時間は、人が入力する情報であるので、入力した人の集中度（脳波の波含有率）との間に相関がある。したがって、この相関関係を線形回帰によって抽出することにより、主観集中度や反応時間から波含有率（集中度）を推定できる。

## 【 0 0 3 1 】

しかし、図 7 の例でも判るように、主観集中度や反応時間は、人の主観的な入力や人の行動であるので、集中度（脳波の波含有率）との間にばらつきがある。このように集中度と主観集中度や反応時間との間にはばらつき（誤差）が存在するので、主観集中度や反応時間を学習に用いる場合にはこのばらつきによる不確実性を考慮する必要がある。図 8 に示すように、波含有率（集中度）と主観集中度との間のばらつきについては、本実施の形態ではガウス分布 D に従うと仮定する。このガウス分布については、式（1）の線形回帰式  $f(x)$  及びその回帰残差の分散  $\sigma^2$  を求め、これをガウス分布のパラメータ（平均  $f(x)$ 、分散  $\sigma^2$ ）とする。本実施の形態では、ガウス分布 D において閾値 S より大きい部分（斜線部分）の面積の割合を集中クラスの所属確率とし、ガウス分布 D において閾値 S より小さい部分（無地部分）の面積の割合を安静クラスの所属確率とする。この面積については、正規分布表や公知の関数から求めることができる。なお、相関関係について、線形回帰以外にも、2 次多項式等の非線形な関数を用いてもよい。

10

## 【数 1】

$$f(x) = ax + b \dots (1)$$

## 【 0 0 3 2 】

式（1）で示す線形回帰式  $f(x)$  及び分散  $\sigma^2$  を求めるためには、脳波（波含有率）のデータと主観集中度や反応時間のデータが必要となる。脳波については、基本的には、使用者から計測することができない。そこで、事前の予備実験で、不特定多数の人から、脳波を計測するとともに、主観集中度や反応時間を収集する。この各データの収集は、基本学習データの収集と合わせて行うとよい。そして、この脳波（波含有率）データと主観集中度や反応時間の各データとを用いて線形回帰を行い、主観集中度についての線形回帰式  $f(x)$  及びその回帰残差の分散  $\sigma^2$ 、反応時間についての線形回帰式  $f(x)$  及びその回帰残差の分散  $\sigma^2$  をそれぞれ求める。変換部 13 では、この事前に求めておいた線形回帰式  $f(x)$  及び分散  $\sigma^2$  を用いる。なお、使用者の脳波を計測できる場合、変換部 13 で使用者の脳波のデータに基づく線形回帰式  $f(x)$  及び分散  $\sigma^2$  を求めるようにしてもよい。使用者の線形回帰式  $f(x)$  及び分散  $\sigma^2$  を求めることができれば、使用者個人への適合をより精度良く行うことができる。

20

## 【 0 0 3 3 】

変換部 13 では、収集部 12 で主観集中度が収集されると、その主観集中度に応じたガウス分布を主観集中度についての線形回帰式  $f(x)$  及び分散  $\sigma^2$  を用いて設定し、そのガウス分布を閾値 S で分割して安静クラスの所属確率と集中クラスの所属確率を算出する。また、変換部 13 では、収集部 12 で反応時間が収集されると、その反応時間に応じたガウス分布を反応時間についての線形回帰式  $f(x)$  及び分散  $\sigma^2$  を用いて設定し、そのガウス分布を閾値 S で分割して安静クラスの所属確率と集中クラスの所属確率を算出する。この変換部 13 で安静クラスの所属確率と集中クラスの所属確率に変換される毎に、集中度推定部 15 で算出される該当する区間の 4 つの心拍特徴量が対応付けられ、心拍特徴量ベクトル  $x'$  と集中度ベクトル  $w'$  との対で記憶部 11 に追加学習データとして記憶される。学習部 14 では、使用者個人に適合させるために、この心拍特徴量ベクトル  $x'$  と集中度ベクトル  $w'$  を学習データとして学習する。

30

40

## 【 0 0 3 4 】

学習部 14 について説明する。学習部 14 は、記憶部 11 に記憶されている基本学習データと追加学習データを用いて 2 次判別分析による学習を行う。この学習では、安静クラスと集中クラスに分けて学習を行い、各クラスの平均ベクトルと分散共分散行列を算出する。具体的には、学習部 14 では、式（2）により、クラス j 毎に重み付き標本平均ベクトルをそれぞれ算出する。さらに、学習部 14 では、算出した重み付き標本平均ベクトルを用いて、式（3）により、クラス j 毎に重み付き標本分散共分散  $S_j$  をそれぞれ算出する。なお、j は、クラス番号であり、{1 (= 安静クラス), 2 (= 集中クラス)}である。l は、基本学習データの個数である。u は、追加学習データの個数である。  $w_{ij}$  は、

50

重みベクトル（集中度ベクトル）であり、 $\{w_{i1}$ （＝安静クラスの確率）、 $w_{i2}$ （＝集中クラスの確率） $\}$ である。 $x_i$ は、心拍特徴量ベクトルである。

【数 2】

$$\bar{x}_j = \frac{\sum_{i=1}^{l+u} w_{ij} x_i}{\sum_{i=1}^{l+u} w_{ij}} \dots (2)$$

$$S_j = \frac{\sum_{i=1}^{l+u} w_{ij} (x_i - \bar{x}_j)(x_i - \bar{x}_j)^T}{\sum_{i=1}^{l+u} w_{ij}} \dots (3)$$

10

【0035】

この学習部 14 で求められた各クラスの重み付き標本平均ベクトルと重み付き標本分散共分散は、集中度推定部 15 で心拍特徴量ベクトルから集中度を推定する際に用いられる。なお、学習部 14 での学習頻度は、追加学習データが 1 個追加される毎に学習を行ってもよいし、あるいは、追加学習データが所定個追加される毎に学習を行ってもよい。

【0036】

集中度推定部 15 について説明する。集中度推定部 15 は、心拍センサ 10 で検出された心電位を用いて 4 つの心拍特徴量を算出し、この 4 つの心拍特徴量から 2 クラスの集中度（波含有率が小さい場合の安静クラスと大きい場合の集中クラス）を推定する。この推定は、上記したように 2 次判別分析（QDA）によって行われ、学習部 14 で学習が既に行われている場合にはその学習結果（各クラスの重み付き標本平均ベクトルと重み付き標本分散共分散）が用いられる。具体的には、集中度推定部 15 では、心拍センサ 10 で検出された所定時間分の心電位の時系列データから RR 間隔データを取得し、この所定時間分の RR 間隔データから RRV、LF/HF、重心周波数、ピーク周波数を算出する。そして、集中度推定部 15 では、RRV、LF/HF、重心周波数、ピーク周波数からなる心拍特徴量ベクトル  $x$  を用いて、式（4）により、クラス  $j$  毎にマハラノビス距離  $D_j(x)$  をそれぞれ算出する。さらに、集中度推定部 15 では、この各クラスのマハラノビス距離  $D_j(x)$  を用いて、式（5）により、集中度（安静クラス、集中クラス） $c(x)$  を推定する。なお、追加学習データがなく、学習部 14 で学習が未だ行われていない初期段階の場合、各クラスの重み付き標本平均ベクトルと重み付き標本分散共分散については事前に設定されている初期値を用いる。

20

30

【数 3】

$$D_j(x) = (x - \bar{x}_j)^T S_j^{-1} (x - \bar{x}_j) \dots (4)$$

$$c(x) = \arg \min_j D_j(x) \dots (5)$$

【0037】

表示部 16 について説明する。表示部 16 は、スマートフォンのディスプレイによる表示機能を用いる。表示部 16 では、集中度推定部 15 での集中度の推定結果（安静クラス、集中クラス）をディスプレイに表示する。なお、表示部 16 では、集中度の推定結果以外にも、その推定結果に関連する他の情報を表示してもよい。

40

【0038】

図 1 を参照して、集中度推定装置 1 における動作の流れを簡単について説明する。使用者のスマートフォンには、集中度推定用アプリケーションが組み込まれている。記憶部 11 には、基本学習データが事前に格納されている。また、変換部 13 には、主観集中度についての線形回帰線  $f(x)$  と分散  $\sigma_2$  及び反応時間についての線形回帰線  $f(x)$  と分散  $\sigma_2$  が事前に設定されている。心拍センサ 10 は、使用者の胸部に装着される。

50

## 【 0 0 3 9 】

使用開始すると、常時、心拍センサ 10 では、使用者の心電位を検出し、その心電位データをスマートフォンに無線送信する。スマートフォンでは、この心電位データを受信する。集中度推定部 15 では、所定時間分の心電位データから RR 間隔データを抽出し、所定時間分の RR 間隔データから RR V、LF / HF、重心周波数、ピーク周波数（心拍特徴量ベクトル）を算出する。

## 【 0 0 4 0 】

使用者から主観集中度を収集できる場合、収集部 12 では、VAS によって使用者の主観集中度を収集する。あるいは、使用者の反応時間を収集できる場合、収集部 12 では、使用者の反応の入力動作によって反応時間を収集する。収集部 12 で主観集中度又は反応時間を収集する毎に、変換部 13 では、その主観集中度又は反応時間に応じたガウス分布を線形回帰式  $f(x)$  と分散  $\sigma^2$  を用いて設定し、そのガウス分布を閾値  $S$  で分割して安静クラスの所属確率と集中クラスの所属確率を算出する。この算出された各クラスの所属確率からなる集中度ベクトルと対応する区間の心拍特徴量ベクトルとは、記憶部 11 に追加学習データとして記憶される。

10

## 【 0 0 4 1 】

記憶部 11 に追加学習データが新たに追加されると、学習部 14 では、式 (2) によりクラス  $j$  毎に重み付き標本平均ベクトルをそれぞれ算出する。さらに、学習部 14 では、この各クラス  $j$  の重み付き標本平均ベクトルを用いて、式 (3) によりクラス  $j$  毎に重み付き標本分散共分散をそれぞれ算出する。

20

## 【 0 0 4 2 】

集中度推定部 15 では、心拍特徴量ベクトル  $x$  を算出する毎に、各クラスの重み付き標本平均ベクトルと重み付き標本分散共分散を用いて、式 (4) によりクラス  $j$  毎にマハラノビス距離をそれぞれ算出する。さらに、集中度推定部 15 では、この各クラスのマハラノビス距離を用いて、式 (5) により集中度のクラスを推定する。表示部 16 では、この推定した集中度（安静クラス、集中クラス）をディスプレイに表示する。

## 【 0 0 4 3 】

この集中度推定装置 1 によれば、使用者の入力による主観集中度や反応時間を収集し、使用者の心拍特徴量と、主観集中度や反応時間から変換した集中度を学習データとして学習することにより、心拍特徴量と集中度（脳波の波）との関係を使用者個人に適合させることができ、使用者の集中度を高精度に推定できる。

30

## 【 0 0 4 4 】

また、集中度推定装置 1 によれば、対象者の入力による主観集中度や反応時間のばらつき（ひいては、主観集中度や反応時間から変換される集中度のばらつき）を加味して学習を行うことにより、不確実性のある追加学習データの学習への影響を抑えることができ、学習によって集中度の推定結果が急激に変化せず、安定した推定が可能となる。例えば、誤差が大きい主観集中度や反応時間があった場合でも、推定結果への影響が小さい。また、集中度推定装置 1 によれば、使用者の追加学習データを徐々に追加していくので、集中度の推定の傾向が緩やかに個人適合してゆくため、違和感がない。

40

## 【 0 0 4 5 】

また、集中度推定装置 1 によれば、スマートフォンのタッチパネル機能を利用して主観集中度の入力や単純なタスクに対する入力を使用者にさせるだけなので、追加学習データを簡単に収集することができる。使用者は、このような入力を行うだけなので、負担が少ない。また、集中度推定装置 1 によれば、使用者が常時携帯するスマートフォンに構成することにより、使用者の主観集中度や反応時間を収集する機会を増やすことができ、多くの追加学習データを収集することができる。

## 【 0 0 4 6 】

図 1 を参照して、第 2 の実施の形態に係る集中度推定装置 2 について説明する。この集中度推定装置 2 は、第 1 の実施の形態に係る集中度推定装置 1 と比較すると、追加学習データの個数が増えるほど追加学習データを重視して学習を行う点が異なる。したがって、

50

集中度推定装置 2 は、第 1 の実施の形態に係る集中度推定装置 1 の学習部 1 4 に代えて、学習部 2 4 を備えている。第 2 の実施の形態では、学習部 2 4 が特許請求の範囲に記載する学習手段に相当する。第 2 の実施の形態では、この学習部 2 4 についてのみ説明する。

【 0 0 4 7 】

第 1 の実施の形態に係る集中度推定装置 1 では、基本学習データと追加学習データとを同様に取り扱い学習を行った。しかし、この学習は使用者個人に適合させるための学習であるが、基本学習データは使用者から得たデータでない。そこで、集中度推定装置 2 では、追加学習データの個数が多くなるほど、基本学習データの学習に及ぼす影響を小さくすることによって追加学習データを重視して学習を行う。

【 0 0 4 8 】

学習部 2 4 での具体的な処理について説明する。学習部 2 4 は、第 1 の実施の形態に係る学習部 1 4 での学習に、追加学習データの個数の増加に応じた重みを加えて学習を行う。具体的には、学習部 2 4 では、式 ( 6 ) で示す重みパラメータ  $a_i$  を導入する。この重みパラメータ  $a_i$  は、追加学習データで学習する場合の重みを 1 に固定し、基本学習データで学習する場合の重みを追加学習データの個数  $u$  の割合が増加するほど小さくする。学習部 2 4 では、この重みパラメータ  $a_i$  を用いて、式 ( 7 ) により、クラス  $j$  毎に重み付き標本平均ベクトルをそれぞれ算出する。さらに、学習部 2 4 では、各クラスの重み付き標本平均ベクトル及び重みパラメータ  $a_i$  を用いて、式 ( 8 ) により、クラス  $j$  毎に重み付き標本分散共分散  $S_j$  をそれぞれ算出する。

【 数 4 】

$$a_i = \begin{cases} l/(l+u) & i=1, \dots, l \\ 1 & i=l+1, \dots, u \end{cases} \dots(6)$$

$$\bar{x}_j = \frac{\sum_{i=1}^{l+u} a_i w_{ij} x_i}{\sum_{i=1}^{l+u} a_i w_{ij}} \dots(7)$$

$$S_j = \frac{\sum_{i=1}^{l+u} a_i w_{ij} (x_i - \bar{x}_j)(x_i - \bar{x}_j)^T}{\sum_{i=1}^{l+u} a_i w_{ij}} \dots(8)$$

【 0 0 4 9 】

この集中度推定装置 2 によれば、追加学習データの個数が増えるほど追加学習データを重視して学習を行うことにより、追加学習データの学習に及ぼす影響が大きくなり（基本学習データの学習に及ぼす影響が小さくなり）、心拍特徴量と集中度（脳波の波）との関係を使用者個人により適合させることができ、使用者の集中度をより高精度に推定できる。

【 0 0 5 0 】

図 1 を参照して、第 3 の実施の形態に係る集中度推定装置 3 について説明する。この集中度推定装置 3 は、第 1 の実施の形態に係る集中度推定装置 1 又は第 2 の実施の形態に係る集中度推定装置 2 と比較すると、使用者の入力による主観集中度等の収集方法を改善した点が異なる。したがって、集中度推定装置 3 は、第 1、2 の実施の形態に係る集中度推定装置 1、2 の収集部 1 2 に代えて、収集部 3 2 を備えている。第 3 の実施の形態では、収集部 3 2 が特許請求の範囲に記載する第 2 情報収集手段に相当する。第 3 の実施の形態では、この収集部 3 2 についてのみ説明する。

【 0 0 5 1 】

第 1、2 の実施の形態に係る集中度推定装置 1、2 では、デスクワーク等の作業を実施した後に、その作業の実施中の主観集中度を使用者に入力させている。しかし、使用者によっては入力を失念してしまい、主観集中度を収集できないと、追加学習データを十分に

10

20

30

40

50

得られない。そこで、集中度推定装置 3 では、使用者の行動認識を行い、行動認識の結果に応じて使用者に対して主観集中度の入力を促す。例えば、デスクワーク中に歩行が認識された場合、デスクワークが中断又は終了したことを示していると考えられる。そこで、デスクワーク終了後に主観集中度が入力されていない状態で歩行した場合、歩行終了後の静止状態において使用者に歩行開始前のデスクワーク中の主観集中度の入力を促す。歩行しているか否かの判断には、スマートフォンに搭載される加速度センサを利用する。また、使用者に対する入力の促しには、スマートフォンのバイブレータ機能やアラーム機能を利用する。

#### 【 0 0 5 2 】

収集部 3 2 での具体的な処理について説明する。収集部 3 2 は、スマートフォンの加速度センサで検出した加速度のノルムが閾値以上か否かを判定し、閾値以上の場合には使用者が歩行しているかあるいは何らかの作業をしている状態と推定し、閾値未満の場合には使用者が着座している状態と推定する。使用者が着座している状態（静止状態）と推定した場合、収集部 3 2 では、その静止状態が一定時間以上続くと、バイブレータ機能で振動させたりあるいはアラーム機能でアラーム音を発生させるとともに、ディスプレイに V A S による主観集中度を入力させるための画面を表示させる。この表示する画面には、例えば、「歩行する前のデスクワーク中の集中度を入力して下さい」といく文章を挿入する。なお、加速度のノルムを判定する方法以外にも、加速度のノルムを周波数解析するなどの他の種々の方法で判定してもよい。また、加速度以外の情報を用いて歩行しているかを推定してもよい。

#### 【 0 0 5 3 】

歩行している区間は、運動による心拍の変動が大きくなる。したがって、この区間の心拍特徴量は、追加学習データとして用いることはできない。そこで、歩行後に入力される主観集中度に対応する心拍特徴量の計測区間は、図 9 に示すように、歩行する前の区間とする。

#### 【 0 0 5 4 】

なお、静止状態と推定した場合に、心拍に急激な変動があったときに主観集中度の入力を促してもよい。また、心拍等の生理情報を取得し、取得した生理情報が大きく変動した時刻を記録しておき、その生理情報が定常状態に戻った後にその大きく変動したときの時刻とその変動した事実を示し、その時刻のときの主観集中度の入力を促してもよい。また、任意のイベントが終了した後に主観集中度の入力を促してもよい。また、作業が持続していると考えられる場合（例えば、使用者の集中度が高い状態が継続した場合）、安静と推定されるまで主観集中度の入力を待ってもよい。また、主観集中度を 1 度だけ入力させるのではなく、上記した各入力を促すタイミングを基点として所定時間間隔（例えば、10 分間隔）で主観集中度の入力を複数回促してもよい。また、主観集中度の例を示しているが、反応時間についても同様に適用可能である。

#### 【 0 0 5 5 】

この集中度推定装置 3 によれば、使用者の行動や生理状態等を認識することにより、主観集中度等の入力を適切なタイミングで促すことができ、より多くの追加学習データを収集することができる。その結果、使用者個人により適合させることができ、使用者の集中度をより高精度に推定できる。

#### 【 0 0 5 6 】

以上、本発明に係る実施の形態について説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されることなく様々な形態で実施される。

#### 【 0 0 5 7 】

例えば、本実施の形態ではスマートフォンを利用して集中度推定装置を構成したが、スマートフォン以外の携帯端末に集中度推定装置を構成してもよいし、タブレット型パソコンやノートパソコン等の携帯型のパソコンに集中度推定装置を構成してもよいし、車両に搭載のカーナビゲーションシステムに集中度推定装置を構成してもよいし、デスクトップ型のパソコンに集中度推定装置を構成してもよいし、あるいは、検出した心拍データや収

10

20

30

40

50

集した主観集中度等をセンタのサーバやクラウドコンピュータ等に送信して、これらの遠隔のコンピュータにおいて集中度推定装置を構成してもよい。カーナビゲーションシステムに集中度推定装置を構成した場合、車両情報から車両の停車中を判断し、停車時間が一定時間続いたときにナビゲーション画面で主観集中度等の入力を促すことができる。このように構成することにより、車両運転中にスマートフォン等を操作できない状況でも運転終了後に追加学習データを収集することができ、収集率を向上できる。

【0058】

また、本実施の形態では集中度と相関のある第1の情報として心拍を適用したが、第1の情報としては集中度と相関があれば他の情報でもよく、例えば、呼吸、皮膚電位活動等の他の生理情報でもよいし、体の揺れや目の動き等の体の動きの情報でもよいし、車両の

10

【0059】

また、本実施の形態では使用者によって入力される集中度と相関のある第2の情報としてスマートフォンのタッチパネルを利用した主観集中度や反応時間を適用したが、第2の情報としては集中度と相関のある他の情報でもよく、例えば、計算課題の回答時間や正答率、アクションゲームの反応時間や得点がある。また、入力方法についても、音声等の他の入力でもよい。

【0060】

また、本実施の形態では集中度として集中と安静の2クラスで推定する構成としたが、集中度を3クラス以上で推定してもよい。

20

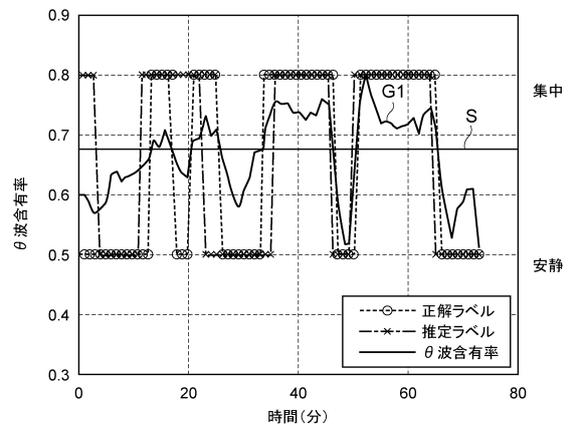
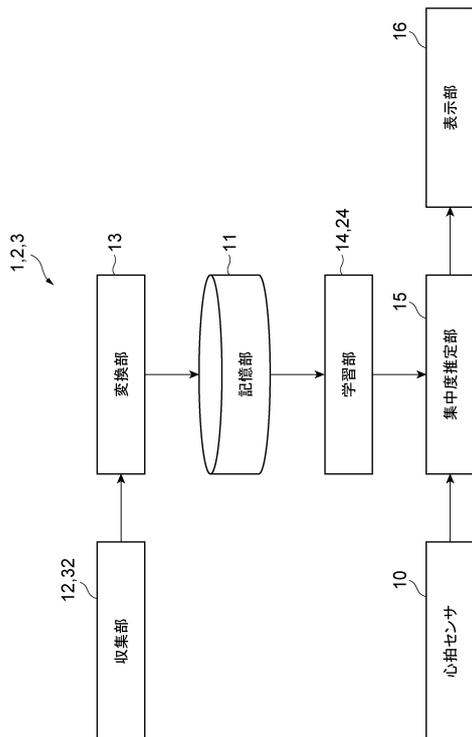
【符号の説明】

【0061】

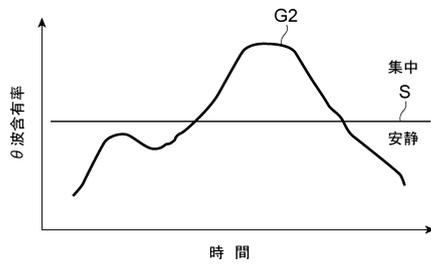
1, 2, 3 ... 集中度推定装置、 10 ... 心拍センサ、 11 ... 記憶部、 12, 32 ... 収集部、 13 ... 変換部、 14, 24 ... 学習部、 15 ... 集中度推定部、 16 ... 表示部。

【図1】

【図2】



【図3】

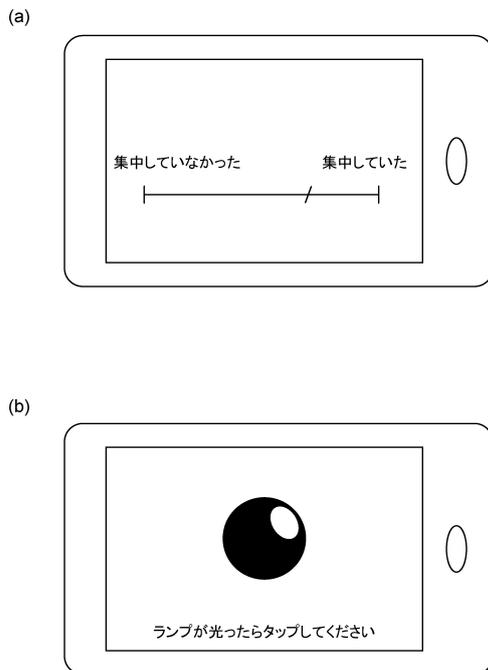


【図4】

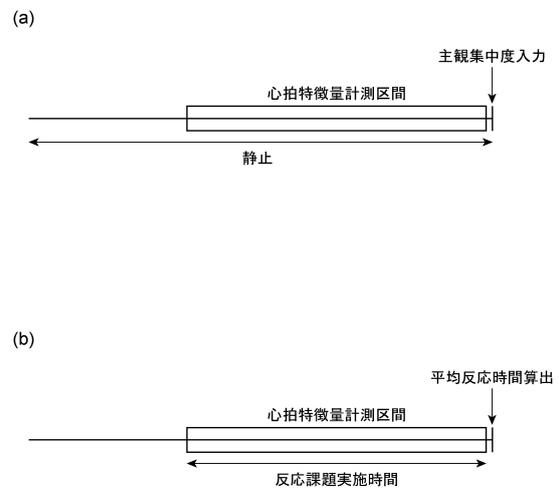
心拍特徴量ベクトル	安静クラスの確率 $w_{1i}$	集中クラスの確率 $w_{2i}$
$x_1$	1	0
$x_2$	1	0
$x_3$	0	1
$x_4$	0	1
$x_5$	0	1
...	...	...
$x'_1$	0.8	0.2
$x'_2$	0.6	0.4
$x'_3$	0.1	0.9

基本学習データ
追加学習データ

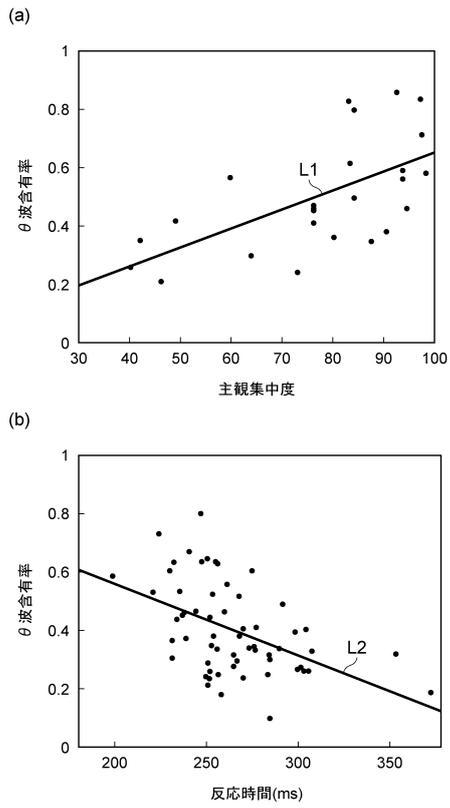
【図5】



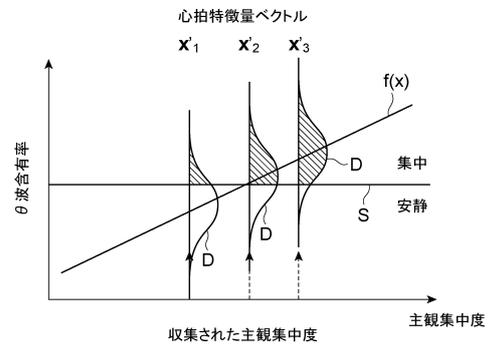
【図6】



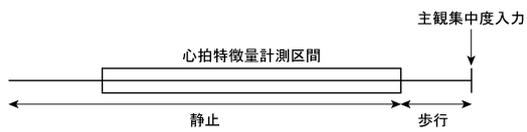
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2012-146208(JP,A)  
特開2007-079647(JP,A)  
特開2010-057710(JP,A)  
特開平09-135826(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/00-5/22