情報処理学会論文誌 Vol.59 No.8 1477–1484 (Aug. 2018)

赤外線センサを用いたアイマスク型デバイスによる睡眠状態認識手法

松井 駿[1,a)] 寺田 努[1,2,b)] 塚本 昌彦[1,c)]

受付日 2017年9月29日, 採録日 2018年5月10日

概要：睡眠は 1 日の約 3 分の 1 を占めるといわれており，脳・心・身体の疲れを癒し，記憶を定着させるなどの役割を持っている．質の良い睡眠をとるためにも，睡眠解析を行い睡眠段階（睡眠の深さ）を知ることが重要である．睡眠解析の手法には様々な手法が存在するが，睡眠時に測定しても違和感がなく，どのような環境下でも測定できることが好ましい．そこで本研究では，違和感のない持ち運びのできるアイマスク型の睡眠状態認識システムを提案する．REM 睡眠時の急速眼球運動に着目し，フォトリフレクタを用いたアイマスク型デバイスにより，睡眠時の眼球運動を測定し睡眠状態を認識する．提案デバイスには 19 個のフォトリフレクタを眼球を覆うように取り付けており，眼球運動によるセンサデータの変化を取得する．提案手法の評価のために，提案デバイスを用いて眼球運動を測定し，睡眠状態を認識した．8 日分のデータから Random Forest を用いて交差検証により REM 睡眠・NREM 睡眠の 2 値で判定し，認識率が 86.89%である脳波計を正解データとして使用した結果，認識率は平均で 83.1%となった．

キーワード：睡眠段階，赤外線センサ，アイマスク，レム睡眠

A Sleep Stages Recognition Method Using Infrared Sensors on Eye-mask Shaped Device

Shun Matsui[1,a)] Tsutomu Terada[1,2,b)] Masahiko Tsukamoto[1,c)]

Received: September 29, 2017, Accepted: May 10, 2018

Abstract: Sleep occupies almost a third of our lives, and it has various roles. It heals the brain, heart, and body. To get good quality sleep, it is important to analyze sleep and to identify the transitions of sleep stages. There are various methods of sleep analysis, and they require to wear comfortable and to measure anywhere. In this paper, we present a comfortable and portable sleep sensing system that classifies sleep stages by measuring eye movement with infrared sensors on an eye mask. The proposed devise has 19 photo-reflectors that cover the eye, which measures the change of sensor data caused by eye movements. As an evaluation experiment, we measured eye movements during sleep, and classified sleep stages. We use the electroencephalograph, 86.89% accuracy, as the ground truth. The result of cross-validation from 8 sets of sleep using Random Forest can recognize two stages, REM or NREM, with 83.1% accuracy.

Keywords: sleep stage, infrared sensor, eye mask, REM

1 神戸大学大学院工学研究科
Graduate School of Engineering, Kobe University, Kobe, Hyogo 657–0013, Japan
2 科学技術振興機構さきがけ
Japan Science and Technology Agency, PRESTO, Kawaguchi, Saitama 332–0012, Japan
a) matuishun@stu.kobe-u.ac.jp
b) tsutomu@eedept.kobe-u.ac.jp
c) tuka@kobe-u.ac.jp

1. はじめに

睡眠は 1 日の約 3 分の 1 を占めるといわれており，脳・心・身体の疲れを癒し，記憶を定着させ，免疫機能を強化させるといった様々な役割を持っている．近年，不眠症をはじめとして睡眠時無呼吸症候群などの睡眠障害を患う人が増加傾向にあると推定されている [1]．日本の成人の 3 人

© 2018 Information Processing Society of Japan

に1人が睡眠障害に悩まされており [2]，不眠症の疑いがある人の約6割は自覚症状がない [3]．睡眠障害を有する人は，睡眠状態（睡眠の深さ）に偏りがあったり，睡眠周期が健康の人とは異なる．睡眠障害は，原因によって治療法が異なるので，適切な治療を受けるために自分の睡眠の状態や質を把握しておくことが重要である．睡眠には，Rapid Eye Movement（REM）睡眠と Non-Rapid Eye Movement（NREM）睡眠があり，前者は身体の疲労回復を行い，後者は脳の疲労回復を行う．日常生活を心身ともに健康的に過ごすためには，どちらの睡眠も必要である．質の良い睡眠では，寝付くとすぐに深い眠りである NREM 睡眠が始まり，その後浅い睡眠である REM 睡眠となり，NREM 睡眠と REM 睡眠を繰り返す約 90 分の睡眠周期が存在する．このような周期をとれているかを知るために，解析を行い睡眠段階の変化を知る必要がある．

睡眠解析の手法として，国際的基準である R&K 法 [4] が存在するが，脳波，眼電位，筋電位を計測するため多数のセンサ・電極を装着する必要があり，被験者に大きな負担がかかる．また，計測機器が高価であったり，データ解析に専門的な知識を要したりするという問題がある．その他にも日常生活において睡眠段階を判定する様々な手法が存在するが，持ち運びが難しかったり，装着難易度が高かったりして睡眠自体に悪影響を与える．

そこで本研究では，使用に違和感がなく，持ち運びのできるアイマスク型の睡眠状態認識システムを提案する．REM 睡眠時に急速眼球運動が起こることに着目し，アイマスク型デバイスによって，ユーザの眼球運動を測定し，睡眠段階を REM 睡眠・NREM 睡眠の 2 値で認識する．急速眼球運動とは，Rapid Eye Movement（REM）の名前のとおり REM 睡眠時に発生する眼球運動のことであり，閉じたまぶたの下で眼球がきょろきょろと不規則に動くことを指す．提案デバイスには，複数のフォトリフレクタを眼球・まぶた・目頭・目尻を覆うように取り付け，眼球運動によるアイマスクとまぶたの距離の変化を認識する．また，アイマスク型のデバイスなので，就寝時に着用しても違和感がなく，持ち運びができる．さらに，アイマスクには光を遮ることで，より睡眠の質を向上させ，ホルモンバランスを整えるという利点がある [5]．本稿では提案システムのプロトタイプデバイスを実装し，睡眠状態認識の評価実験を行う．

本稿は以下のように構成されている．2 章で本研究に関連する研究について述べ，3 章で提案手法について説明する．4 章で実装について述べ，5 章で評価実験とその考察をする．最後に 6 章で本稿のまとめを述べる．

2. 関連研究

睡眠段階を判定する手法として，国際的基準である R&K 法 [4] がある．この手法では，脳波，眼電位，筋電位の計測結果を分析することで，睡眠段階を REM 睡眠・4 段階の NREM 睡眠・覚醒の 6 段階で判定する．精度は保障されるが，多数のセンサ・電極を使用するため，被験者に大きな負担がかかる．また，計測機器が高価であったり，データ解析に専門的な知識を要したりするため，日常生活で使用することは困難である．そこで，日常生活で睡眠段階を判定する手法として，様々な手法が検討されている．本章では，設置型デバイスと装着型デバイスに分けて睡眠段階判定法を説明する．

2.1 設置型デバイスによる睡眠段階の判定

身体に非接触なデバイスを用いて体動や呼吸などを測定し，睡眠段階を判定する研究が行われている．Rahman らは，レーダモジュールを使用した Dopple sleep と呼ばれるデバイスを枕元に設置し，体動・心拍・呼吸数から REM 睡眠と NREM 睡眠を 2 値で判定した [6]．Zhao らは，RF 信号を用いて呼吸・心拍・体動などの動きから睡眠段階を判定した [7]．栗原らは，ベッドの下にエアマットレスを敷き，エアマットレス中の圧力センサによって脈波と体動を認識し，睡眠段階を判定した [8]．Gu らは，スマートフォンに内蔵されているセンサのみを使用し，睡眠段階を判定した [9]．その他にも，設置型デバイスによって睡眠段階を判定する研究は数多く存在する [10], [11], [12]．

設置型デバイスによる睡眠段階の判定手法は，非接触・無拘束で計測が可能で，被験者への負担が少ないという利点がある．しかし，これらの手法では，ベッドでの計測しか考慮されていないため，椅子やソファでの仮眠に対応していないという問題がある．また，ユーザが 1 人でベッドにいることが想定されているものが多く，パートナやペットなどの存在は認識に影響を与える．

2.2 装着型デバイスによる睡眠段階の判定

身体部位のいずれかにセンサを装着することで睡眠段階を判定する研究も行われている．Shambroom らは Zeo と呼ばれるヘッドバンド型デバイスを作製し，額から脳波を測定することで睡眠段階を判定した [13]．このデバイスは，3 つの EEG センサを含んでおり，センサ部分をユーザの額に当てるように装着し計測する．Popovic らは，額に 2 点の電極を取り付けることにより睡眠段階を判定した [14]．Yoshida らは，携帯型脳波計スリープスコープを作製し，額と耳裏の 2 点に電極を装着することで脳波を測定し睡眠段階を判定した [15]．また，Suzuki らは NEM-T1 という腕時計型デバイスを作製し，指先から脈波間隔，腕から加速度センサデータを取得し睡眠段階を判定した [16]．装着型デバイスには 2 つの利点がある．1 つ目は，どのような場所での睡眠でも使用できることである．椅子やソファでの仮眠，飛行機などの移動中や自宅以外での睡眠を測定できる．2 つ目は，ベッド上にユーザ以外が存在しても使

© 2018 Information Processing Society of Japan

用できることである．同じベッド上にパートナやペットがいても測定できる．しかし，多くの装着型のデバイスは装着による違和感が少なからず存在する．これらの手法は，R&K 法よりも容易に測定できるが，睡眠時に着用するものとして不自然な箇所に装着する必要があるため，毎日測定し，ロギングすることは困難である．

一方，装着型デバイスの中でも比較的違和感の少ないデバイスも存在する．Fitbit [17] や Jawbone [18] のようなリストバンド型デバイスは，軽量でかつ日中から腕に装着しており身体になじみがあり，睡眠時に使用しても違和感が少ない．これらは，加速度センサにより寝返りなどの体動を計測し睡眠段階を判定する．しかし，睡眠段階を判定するには精度が低いという欠点がある [19]．そのため，R&K 法の代替としては使用できない．

3.　提案手法

本研究では，安価で計測が容易なフォトリフレクタを使用したアイマスク型デバイスを装着し，睡眠時の眼球運動を認識することにより，睡眠状態を REM 睡眠・NREM 睡眠の 2 値で認識することを目指す．

3.1　システム要件

睡眠状態を認識するシステムとして，日常的に使用でき，睡眠時の着用に違和感のない必要がある．また，外出先や移動中，パートナが側にいても測定できる方が好ましい．2 章であげたような既存の睡眠段階計測手法の問題点に加え，装着の難易度や，デバイスの価格を考慮したうえで，システム要件を以下に示す．

- 睡眠時の着用に違和感がない．
- 測定環境を選ばない．
- 手軽に装着できる．
- 製作コストが低い．

3.2　システム設計

前記のシステム要件を満たすために，**図 1** に示す構成を持つ，アイマスクにフォトリフレクタを取り付けた睡眠状態認識システムを提案する．アイマスクは睡眠時に装着するものであり，睡眠の妨げにならない．また，持ち運びが可能でパートナなどの影響を受けないため測定環境を選ばない．さらに，着用が容易でセンサ類は安価であることから，システム要件を満たしている．

図 1 にシステム構成を示す．システムは，PC，マイコン，フォトリフレクタから構成され，フォトリフレクタからのセンサデータをマイコンで測定する．フォトリフレクタは，図 1 に示すように片眼に対して複数個を格子状に配置し，微細な眼球の動きを認識するために眼球部分・目頭・目尻を覆うようにする．REM 睡眠時の眼球運動はほとんど左右同期しているため，片眼のみの測定を行う．シフトレジスタを用いてフォトリフレクタの各列への電源を切り替えることによって，各センサデータを取得する．アイマスクの断面図を**図 2** に示す．フォトリフレクタは反射した赤外線の量により出力電圧が変化するので，眼球の動きによりフォトリフレクタとまぶたの距離が変化し，出力電圧として反映される．フォトリフレクタは外乱光による影響を受けるが，アイマスク内ではその影響を考慮する必要がない．また，睡眠時には体動などによりノイズが発生する．そこで，ノイズ除去のタイミングを認識するために加速度センサを用いる．

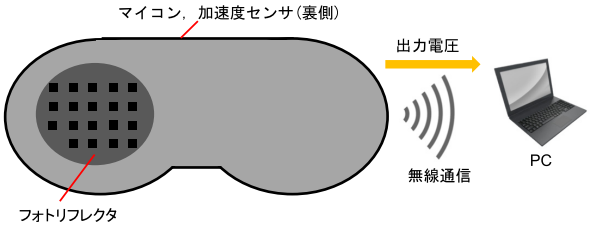


図 1　システム構成図
Fig. 1　System structure.

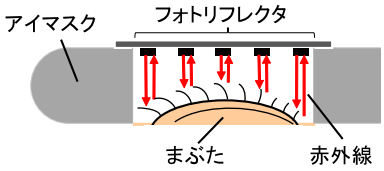


図 2　アイマスク型デバイス断面図
Fig. 2　Cross section view of the device.

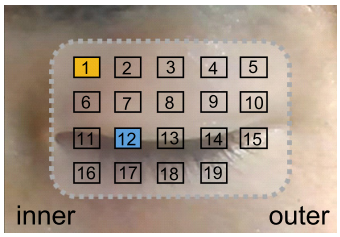


図 3　フォトリフレクタ配置位置
Fig. 3　Layout of photo reflectors.

3.3　睡眠状態の認識手法

4 章において説明するように本稿ではアイマスクの形状を考慮し 19 個のフォトリフレクタを**図 3** のように配置する．本節ではこの配置を用いて認識手法について説明する．

3.3.1　効果的なフォトリフレクタの選択

提案デバイスにはフォトリフレクタが 19 個存在するが，睡眠状態の認識にはすべてのセンサデータを認識処理に使用せず，最も効果的な 5 個のフォトリフレクタを用いる．ただし，ユーザによってまぶたの大きさや位置が異なるため，選択される 5 個のフォトリフレクタもユーザによって異なる．

© 2018 Information Processing Society of Japan

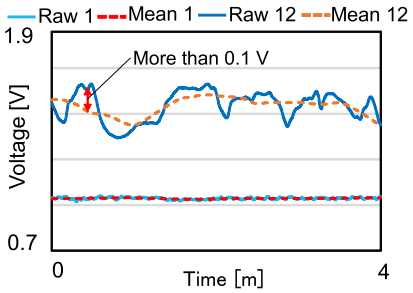


図 4　センサデータの波形
Fig. 4　Waveform of sensor data.

具体的には，まず 1 カ所目として，図 3 中の 11，16 にあたる目頭部分の 2 つのフォトリフレクタを用いる．ヒトは REM 睡眠中に目を強く瞑ることがあり，この 2 つのフォトリフレクタ（11，16）のセンサ値が変化する．その動きを検出するため，この 2 つのフォトリフレクタのセンサの平均を 1 つのセンサデータとして特徴量の抽出に使用する．これはユーザによらず固定である．

残りの 3 つのセンサ箇所として，REM 睡眠を認識するために，眼球運動中に最もセンサデータの変化が大きい 3 カ所を選択する．上記で述べた目頭部分のフォトリフレクタである 11，16 はすべてのユーザにとって効果的なセンサ箇所であるが，眼球運動を反映しているフォトリフレクタの箇所は，個人により目の位置や大きさが異なるためユーザに依存する．ユーザそれぞれに効果的なセンサ箇所を見つけるために，生データがその平均値に対して変化の大きいフォトリフレクタを探す．そこで，センサ値とその平均値が交差している回数を計算し，一夜の睡眠，もしくは一回の仮眠中にその回数が最も多い 3 個のフォトリフレクタを選択する．平均値は，サンプリングレート 10Hz とした際の生データの前後 200 サンプル（19.6 秒）の平均を用いる．ただし，平均値とセンサ値の差が 0.1 V 以上あった後の交差のみカウントする．**図 4** に眼球運動中の生データ（Raw1，Raw12）とその平均値（Mean1，Mean12）の一例を示す．生データおよび平均値の番号は図 3 中の配置位置を示す．Raw 12 が頻繁に変化しているのに対し，Raw1 はあまり変化していない．このような各フォトリフレクタにおける生データの特徴を利用し，生データと平均値の交差回数を計算することにより，効果的なフォトリフレクタを選択する．本稿では目頭部分のフォトリフレクタ（11，16）以外の 17 個のフォトリフレクタから交差回数が最も多い 3 個のフォトリフレクタを選択し，3 個それぞれのセンサデータを特徴量の抽出に使用する．以上のようにして，4 つの効果的なセンサ箇所を選択した．

3.3.2　特徴量の抽出

本稿では，3 種類，合計 33 個の特徴量を抽出する．

(i) 加速度センサの 3 軸合成値

3 軸の加速度センサの合成値 $A(t)$ を使用する．加速センサの x 軸，y 軸，z 軸のセンサデータを $a_x(t)$，$a_y(t)$，$a_z(t)$ とすると以下の式によって算出される．

$$A(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)} \tag{1}$$

(ii) フォトリフレクタのセンサデータの平均・分散

4 カ所のフォトリフレクタのセンサデータからそれぞれ平均値 μ・分散値 σ^2 を算出し，合計 8 個の特徴量を抽出する．ウィンドウサイズを n サンプルとし，得られるフォトリフレクタのセンサデータを x_i $(i = 1, 2 \cdots, n)$ としたとき，それぞれの特徴量は以下の式で算出される．

$$\mu = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} x_i \tag{2}$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} (\mu - x_i)^2 \tag{3}$$

フォトリフレクタのセンサデータには眼球運動だけでなく体動によるセンサデータの変化も計測されている．そのため，分散値 σ^2 に対して，体動による電圧変化によって発生した波形を取り除く処理を行う．(i) で計算された加速度センサの 3 軸合成値 $A(t)$ を利用し，体動があったときの分散値を過去の値と置き換える．本稿では以下の式のように，加速度センサの 3 軸合成値 $A(t)$ に対し，閾値（0.006）を設定し閾値以上のとき，フォトリフレクタの 4 カ所分の分散値を 20 サンプル前のデータと置き換える．

$$\sigma^2(n) = \begin{cases} \sigma^2(n-20) & (A(t) > 0.006) \\ \sigma^2(n) & (\text{otherwise}) \end{cases} \tag{4}$$

このようにして，体動によるセンサデータの変化を考慮する．

(i)，(ii) で示した 9 個の特徴量は，それぞれスケールが異なり対等に扱うことができないため，次式に従い正規化し，9 次元の特徴量 $Z(T) = (z_1(T), \cdots, z_9(T))$（平均 0，分散 1）を得る．ここで，$M$ および S は $X(T) = (x_1(T), \cdots, x_9(T))$ の各成分の平均および標準偏差であり，T は時刻を表す．

$$Z(T) = \frac{X(T) - M}{S} \tag{5}$$

(iii) 閾値以上の分散値のサンプル数

正規化したフォトリフレクタの分散値に対して閾値を設定し，ウィンドウ内における閾値以上となるサンプル数を求める．(ii) で算出した 4 つの正規化後の分散値を用いて処理を行う．閾値は正規化後の分散値の中央値・平均値とする．閾値以上のサンプル数を計算するウィンドウサイズは 100，200，500 とし，合計 24 個（分散値 4 個 × 閾値 2 個 × ウィンドウサイズ 3 種類）の特徴量を得る．今回得られた分散値データは，NREM 睡眠時に比べ REM 睡眠時にある一定以上の数値を高い頻度で得ることができた．NREM 睡眠時にも高い数値を得ることがあるが，頻度は少ない．この特徴量から閾値以上である分散値の頻度を知ることができる．

© 2018 Information Processing Society of Japan

(i)–(iii) より，合計 33 個の特徴量を抽出する．睡眠状態の認識には，データマイニングツールである WEKA [20] を使用する．WEKA は Waikato 大学を中心に開発されているデータマイニングツールであり，分類器として Random Forest [21] を用いて機械学習させて評価する．Random Forest とは，機械学習における手法の 1 つであり，決定木を弱学習器とする集団学習のアルゴリズムであり，ランダムサンプリングされた学習データの特徴量から多数の決定木を作成する．

3.3.3　機械学習結果による多数決処理

機械学習を用いて睡眠状態を認識した後に，多数決処理を行う．REM 睡眠と NREM 睡眠は短時間で頻繁に移り替わることはない．そのため，機械学習により認識した結果から多数決をとる処理を行う．ウィンドウ内に REM 睡眠と認識されたサンプル数が指定した数値以上であれば REM 睡眠，それ以下であれば NREM 睡眠とする．

4.　実装

4.1　プロトタイプデバイス

3 章のシステム要件に基づいて，眼球運動を測定する提案手法のプロトタイプデバイスを実装した．外観を**図 5** に示す．外側が図 5 (a)，内側が図 5 (b)，回路部分が図 5 (c) である．また，デバイスを装着した様子を**図 6** に示す．デバイスは，既製品のアイマスク，フォトリフレクタとして TPR-105F（光電流：0.9–1.85 mA），マイコンとして Arduino Nano [22]，無線モジュールとして XBee，シフトレジスタ，加速度センサとして KXR94-2050，バッテリから構成される．基板にフォトリフレクタを取り付け，既製品のアイマスクに穴を開けた箇所に接着する．フォトリフレクタは 4 行 5 列でアイマスクの形状に合わせて合計 19 個を眼球部分・目尻・目頭を覆うように配置している．基板上のフォトリフレクタが占める面積は 2.5 cm × 3.3 cm，フォトリフレクタの間隔は約 0.5 cm とした．プロトタイプデバイスに用いたフォトリフレクタは，リモコンや赤外線通信などに使用される近赤外線であり，肌内部に浸透しないため人体に放射されても影響はない [23]．フォトリフレクタ・加速度センサから得られたセンサデータは，Xbee により無線で PC に送信される．各センサデータは，約 10 Hz で取得する．アイマスクは，うまくセンサデータが取得できるように眼球（まぶた）部分とフォトリフレクタが接触しない厚みのある既製品を使用する．既製品のアイマスクを使用することで装着に対する違和感は少なく，通常のアイマスクを装着して睡眠をとることのできる人であれば，提案デバイスを問題なく使用できる．デバイスの重さは約 100 g であり，既製品のアイマスクが約 50 g，回路部分とバッテリが約 50 g を占める．PC は日本ヒューレット・パッカード株式会社の HP Spectre X360（CPU：Corei5 2.40 GHz，メモリ：8 GB）を使用し，特徴量抽出時の計算を行う認識ソフトウェアは Windows10 上で Microsoft 社の Visual C#を使用して実装した．

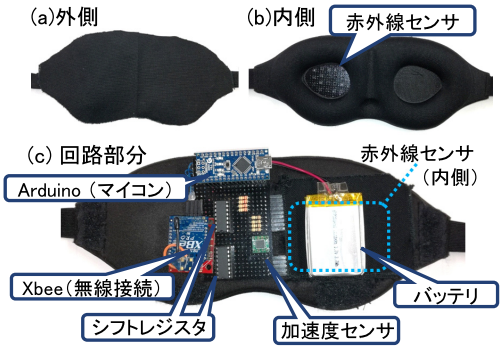


図 5　プロトタイプ
Fig. 5　Prototype device.

図 6　デバイス装着図
Fig. 6　User wearing the prototype.

4.2　プロトタイプデバイスの性能評価

覚醒閉眼時に眼球を意識的に動かしたとき，フォトリフレクタによって眼球運動の有無を認識できるかを調査した．覚醒時にプロトタイプデバイスを装着し仰向けで寝た状態で，約 7 秒間閉眼状態で眼球運動を静止し，その後，約 7 秒間閉眼状態で眼球を意識的に動かした．被験者は第一著者のみである．**図 7** に特に出力電圧に変化が見られたフォトリフレクタ 5 個の出力電圧を示す．図 7 上の波形で

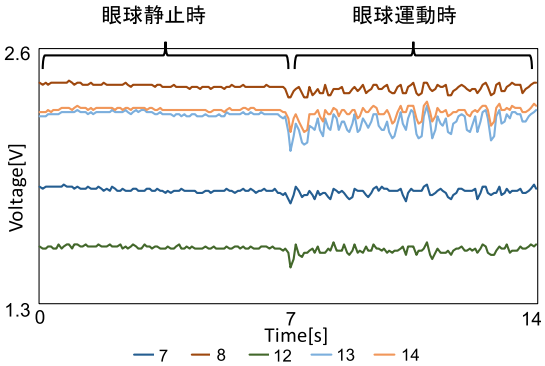


図 7　眼球運動の静止時と動作時のフォトリフレクタの出力電圧
Fig. 7　Voltage of photo reflectors for eye moving/staying.

© 2018 Information Processing Society of Japan

ある 7，8，12，13，14 は，図 3 のフォトリフレクタの配置場所の番号を示している．図 7 左部分の静止しているときに比べ，右部分の眼球を意識的に動かしているときには出力電圧に変化が見られた．この結果より，眼球運動の有無や頻度を提案手法によって測定可能だと考える．

5. 評価実験

5.1 実験方法

提案デバイスを評価するためにプロトタイプデバイスにより得られたデータから睡眠状態の認識を行う．被験者は健康的な 22–25 歳の男性 3 名であり，睡眠障害の症状はない．3 名の被験者から合計 8 日分の睡眠データを取得した．午後 11 時から午前 9 時までの間で約 7 時間の睡眠を計測した．実験時に使用する部屋は被験者以外誰もいない睡眠に対して外部から影響が極力少ない部屋を用意した．室温は 24℃ であった．本稿では，正解データを取得するために，スリープウェル株式会社のスリープスコープ [15] を使用した．この製品の精度は 86.89%と高く，多くの先行研究で使用されている [24], [25]．スリープスコープは額と耳裏の 2 点に電極を装着する必要があるため，その上から提案デバイスを装着し実験を行った．特徴量計算（平均・分散）のウィンドウサイズは 150 サンプル（14.7 秒）とし，ウィンドウは 20 サンプルずつ移動させた．フォトリフレクタ，加速度センサから合計 33 個の特徴量を取得し，特徴量セットに対し Random Forest を用いて交差検証を行った．交差検証とは，統計学において標本データを分割して，その一部をテストデータ，残りを学習データとして解析する検証手法である．今回，交差検証の中の k-分割交差検証（k-fold cross-validation）を用いた．k-分割交差検証とは，標本群を k 個に分割し，k 個に分割された標本群それぞれをテストデータとして，k 回検証を行い，得られた k 回の結果を平均して 1 つの推定を得るものである．今回は 8 日分のデータにおいて，7 日分を学習データとし 1 日分のデータをテストデータとする 8 分割交差検証を行う．その後，多数決処理を行った．多数決処理のウィンドウサイズは 200 サンプル（8 分）とし，ウィンドウは 1 サンプルずつ移動させ，1 ウィンドウ内に REM 睡眠と認識されたサンプルが 70 サンプル以上あれば REM 睡眠，それ以下のとき NREM 睡眠とした．以上のことから，導き出された認識結果と正解データであるスリープスコープを比較した．なお，比較時には正解データが覚醒と判定した部分は除外する．

5.2 実験結果と考察

8 分割交差検証において正解データと比較した結果，83.1%となった．8 分割交差検証における睡眠セット別の比較結果を**表 1** に示す．フォトリフレクタのセンサデータの分散値，提案手法の認識結果，正解データの例を**図 8** に示す．示された分散値のセンサ場所は，睡眠セット 3 で生データと平均値の交差回数が最も多かった図 3 中の 17 のフォトリフレクタである．図 8 からフォトリフレクタのセンサデータの分散値が認識結果に大きく反映されていることが分かる．図 8 におけるフォトリフレクタのセンサデータを**図 9** に示す．図 9 (a) は，図 8 中の 1:50–1:55 である REM 睡眠時におけるフォトリフレクタのセンサデータを示し，図 9 (b) は図 8 中の 2:54–1:59 である NREM 睡眠時におけるフォトリフレクタのセンサデータを示す．図 9 の波形は，特徴量抽出のために選択された 4 カ所のフォトリフレクタを示している．図 9 (a) では，つねにセンサデータに変化が見られ，頻繁に眼球運動が発生していることが分かる．図 9 (b) では，センサデータに少しの変化のみしか見られず，眼球運動が少ないことが分かる．図 8，図 9 より，眼球運動の頻度が分散値として現れ，その結果が正解データと相関があることが分かった．

表 1　8 分割交差検証における睡眠セット別の比較結果
Table 1　Cross-validation result for each sleeping session.

睡眠セット	1	2	3	4	5	6	7	8	Ave.
被験者	A	A	A	B	B	C	C	C	
比較結果 [%]	89.1	83.2	93.9	85.5	84.3	76.9	77.7	74.0	83.1

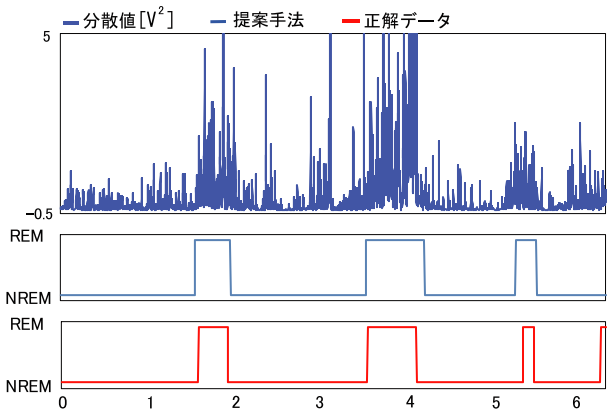
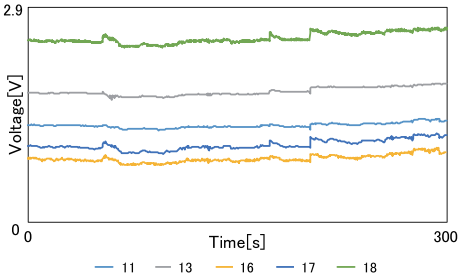


図 8　睡眠セット 3 の分散値と認識結果
Fig. 8　Variance and recognition accuracy for session 3.

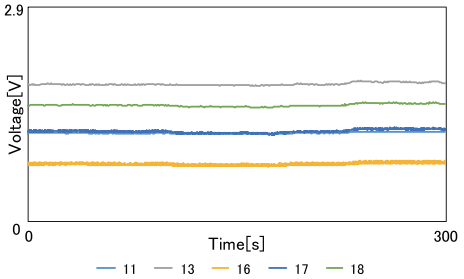
睡眠セット 7 を**図 10** に示す．REM 睡眠の始まりと終わりを完全に認識することはできなかったが，REM 睡眠と認識した区間の一部が REM 睡眠であることが多く，大きな周期は完全に外れてはいない．このことから，ユーザが自身の睡眠周期をライフログとして見返すことで，睡眠障害の発見や原因追求などに役立つことができると考えられる．

被験者 A–C それぞれにおける正解データとの比較結果の平均は，88.7%，84.9%，76.2%となり，被験者によって差が生じた．ユーザのまぶたの厚さや鼻の高さなどにより，フォトリフレクタとまぶたの距離がユーザごとに異なることが原因だと考えられる．そのため，被験者数と実験回数を増やし学習データを増やす，また提案デバイス装着

© 2018 Information Processing Society of Japan



(a) REM 時のセンサデータ



(b) NREM 時のセンサデータ

図 9　フォトリフレクタのセンサデータの一例
Fig. 9　Example of photo reflector data.

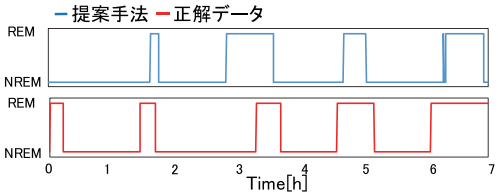


図 10　睡眠セット 7 の認識結果
Fig. 10　Recognition result for session 7.

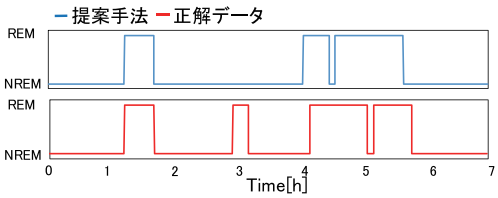


図 11　睡眠セット 1 の認識結果
Fig. 11　Recognition result for session 1.

後にキャリブレーション行うなどユーザごとに対応したアルゴリズムを検討する必要がある．

睡眠セット 1 を**図 11** に示す．1 つ目のサイクルの REM 睡眠・NREM 睡眠は高い精度で認識できたが，2 つ目のサイクル（睡眠開始から 3 時間経過あたり）の REM 睡眠は認識できていなかった．このように一部，REM を認識できていない部分もあった．考えられる原因としては，途中で寝返りなどにより提案デバイスが大きくズレてしまったり，うつ伏せの体勢になりセンサとまぶた部分が接触したりしてうまく計測できなかったなどが考えられる．そのため，本実験は片眼のみの計測であるが，提案デバイスの両眼部分にフォトリフレクタを取り付け，両眼の眼球運動を計測することで多少のズレや体勢に対応できるのではないかと考える．

6.　まとめ

本研究では，違和感のない持ち運びのできるアイマスク型の睡眠状態認識システムを設計し，実装した．眼球運動を測定するためにフォトリフレクタをアイマスクに取り付け，睡眠時の眼球運動を用いた睡眠状態認識デバイスのプロトタイプを作製した．プロトタイプデバイスにより測定したデータを Random Forest で交差検証を行い認識率が 86.89%である脳波計を正解データとして使用した結果，認識率は 83.1%となった．

今後は，被験者数や実験回数を増やし，ユーザごとに対応したアルゴリズムを検討する．さらに，被験者の年齢層を広げ実験を行う必要がある．また，睡眠状態を認識した情報を使用したアプリケーションを実装する．たとえば，睡眠の浅いときに起こし気持ちの良い目覚めを促すアラーム機能や睡眠障害の原因を見つけるためのライフログシステムがあげられる．さらに，睡眠と環境光は関係があることが知られており，それを使用し LED をアイマスクの内側に取り付けることにより，より自然な寝起きを実現する．また，これらのアプリケーションをスマートフォン上で実装することを目指す．

謝辞　本研究の一部は，JST CREST（JPMJCR16E1）および JST さきがけ（JPMJPR15D4）の支援によるものである．ここに記して謝意を表す．

参考文献

[1] 白川修一郎：日本における睡眠健康教育の現状と課題，京都府立医科大学雑誌，Vol.123, No.6, pp.407–413 (2014).
[2] Furihata, R., Uchiyama, M., Takahashi, S., et al.: The Association between Sleep Problems and Perceived Health Status: A Japanese Nationwide General Population Survey, *Journal of Sleep Medicine*, Vol.13, No.7, pp.831–837 (2012).
[3] MDS 株式会社：不眠に関する意識と実態調査，入手先 ⟨https://prw.kyodonews.jp/prwfile/release/M101221/201411055230/_prw_PA1fl_w30UAdfw.pdf⟩.
[4] Rechtschaffen, A. and Kales, A.: A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects, *National Institute of Health*, NIH Publication (1968).
[5] Hu, R., Jiand, X., Zeng,Y., et al.: Effects of Earplugs and Eye Masks on Nocturnal Sleep, Melatonin and Cortisol in a Simulated Intensive Care Unit Environment, *Journal of Critical Care*, Vol.14, No.2, R66 (2010).
[6] Rahman, T., Adams, A., Ravichandran, R., et al.: Dopple Sleep: A Contactless Unobtrusive Sleep Sensing System Using Short-Range Doppler Radar, *Proc. 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing* (*UbiComp 2015*), pp.39–50, ACM (2015).
[7] Zhao, M., Yue, S., Katabi, D., et al.: Learning Sleep Stages from Radio Signals: A Conditional Adversarial Architecture, *Proc. 34th International Conference on*

© 2018 Information Processing Society of Japan

Machine Learning (*ICML 2017*), Vol.70, pp.4100–4109, PMLR (2017).
[8] 栗原陽介，渡辺嘉二郎，田中　博：無拘束生体計測による睡眠指標と睡眠段階の推定法，生体医工学：日本エム・イー学会誌，Vol.45, No.3, pp.216–224 (2007).
[9] Gu, W., Yang, Z., Shangguan, L., et al.: Intelligent Sleep Stage Mining Service with Smartphones, *Proc. 2014 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing* (*UbiComp 2014*), pp.649–660, ACM (2014).
[10] Tataraidze, A., Korostovtseva, L., Anishchenko, L., et al.: Sleep Architecture Measurement Based on Cardiorespiratory Parameters, *Proc. 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (*EMBC*), pp.3478–3481, IEEE (2016).
[11] Tataraidze, A., Korostovtseva, L., Anishchenko, L., et al.: Bioradiolocation-based sleep stage classification, *Proc. 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (*EMBC*), pp.2839–2842, IEEE (2016).
[12] Zaffaroni, A., Doheny, E.P., Gahan, L., et al.: Non-Contact Estimation of Sleep Staging, *Proc. European Medical and Biological Engineering Conference and the Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics* (*EMBEC & NBC 2017*), Vol.65, pp.77–80 (2017).
[13] Shambroom, J., Fabregas, S. and Johnstone, J.: Validation of an Automated Wireless System to Monitor Sleep in Healthy Adults, *Journal of Sleep Research*, Vol.21, No.2, pp.221–230 (2012).
[14] Popovic, D., Khoo, M. and Westbrook, P.: Automatic Scoring of Sleep Stages and Cortical Arousals Using Two Electrodes on the Forehead: Validation in Healthy Adults, *Journal of Sleep Research*, Vol.23, No.2, pp.211–221 (2014).
[15] Yoshida, M., Kashiwagi, K., Kadotani, H., et al.: Validation of a Portable Single-Channel EEG Monitoring System, *Journal of Oral and Sleep Medicine*, Vol.1, No.2, pp.140–147 (2015).
[16] Suzuki, T., Ouchi, K., Kameyama, K., et al.: Development of a Sleep Monitoring System with Wearable Vital Sensor for Home Use, *Proc. International Conference on Biomedical Electronics and Devices* (*BIODEVICES 2009*), pp.326–331 (2009).
[17] Fitbit: Fitbit Flex, available from ⟨http://www.fitbit.com⟩ (accessed 2017-08-18).
[18] JAWBONE: UP by JAWBONE, available from ⟨https://jawbone.com/⟩ (accessed 2017-08-18).
[19] Mantua, J., Gravel, N. and Spencer, R.: Reliability of Sleep Measures from Four Personal Health Monitoring Devices Compared to Research-Based Actigraphy and Polysomnography, *Journal of Sensors*, Vol.16, No.5, p.646 (2016).
[20] The University of Waikato: WEKA, available from ⟨http://www.cs.waikato.ac.nz/ml/weka/⟩ (accessed 2017-08-18).
[21] Witten, I., Frank, E. and Hall, M.: *Data Mining Practical Machine Learning Tools and Techniques*, Morgan Kaufmann (1968).
[22] Arduino: Arduino Nano, available from ⟨https://www.arduino.cc/⟩ (accessed 2017-08-18).
[23] 中山靖久：紫外・赤外線の皮膚に対する作用効果と安全性，照明学会雑誌，Vol.61, No.11, pp.642–656 (1997).
[24] Goto, S., Masaki, C., Mukaibo, T., et al.: The effects of nocturnal electromyographic biofeedback on sleep quality and psychological stress, *International Journal of Stomatology & Occlusion Medicine*, Vol.8, No.3, pp.63–69 (2015).
[25] Yoshida, M., Shinohara, H. and Kodama, H.: Assessment of nocturnal sleep architecture by actigraphy and one-channel electroencephalography in early infancy, *Early Human Development*, Vol.91, No.9, pp.519–526 (2015).

松井 駿　（学生会員）

2016 年神戸大学工学部電気電子工学科卒業．2018 年同大学大学院工学研究科電気電子工学専攻博士課程前期課程修了．

寺田 努　（正会員）

1997 年大阪大学工学部情報システム工学科卒業．1999 年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了．2000 年同大学院工学研究科博士後期課程退学．同年大阪大学サイバーメディアセンター助手．2005 年同講師．2007 年神戸大学大学院工学研究科准教授．2018 年より同教授．現在に至る．2004 年特定非営利活動法人ウェアラブルコンピュータ研究開発機構理事，2002 年 NEC インターネットシステム研究所客員研究員，2004 年英国ランカスター大学客員研究員，2005 年三菱電機先端技術総合研究所嘱託研究員，2007 年 ATR 客員研究員，2010 年より JST さきがけ研究員を兼務．博士（工学）．ウェアラブルコンピューティング，ユビキタスコンピューティングの研究に従事．IEEE，ACM，電子情報通信学会，日本データベース学会，ヒューマンインタフェース学会，芸術科学会各会員．

塚本 昌彦　（正会員）

1987 年京都大学工学部数理工学科卒業，1989 年同大学大学院工学研究科応用システム科学専攻修士課程修了．1989 年シャープ株式会社，1995 年大阪大学工学部情報システム工学科講師，1996 年同助教授，2004 年神戸大学工学部電気電子工学科教授，2007 年同大学大学院工学研究科電気電子工学専攻教授，現在に至る．工学博士．NPO ウェアラブルコンピュータ研究開発機構理事長，NPO 日本ウェアラブルデバイスユーザ会会長．

© 2018 Information Processing Society of Japan