# 赤外線フォトリフレクタを用いた眼球運動計測による睡眠状態認識手法

松井 駿[1]　寺田 努[1,2]　塚本昌彦[1]

**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．また，免疫機能を強化させるといった様々な役割をもっている．睡眠には，身体の疲労回復を行う Rapid Eye Movement (REM) 睡眠と脳の疲労回復を行う Non-Rapid Eye Movement (NREM) 睡眠があり，この二つの状態を一定の周期で遷移する睡眠が質のよい睡眠だとされている．質のよ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．睡眠解析の手法として，Rechtschaffen & Kales 法 (R&K 法) という絶対的指標が存在するが，脳波，眼電位，筋電位を計測するため多数のセンサ・電極を使用し，被験者に大きな負担がかかり日常生活で使用することは困難である．そこで本研究では，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って，睡眠時の眼球運動を測定し，睡眠段階を判定する．提案デバイスには 20 個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ており，眼球運動によるアイマスクとまぶたの距離の変化が，フォトリフレクタの出力電圧に反映される．また，デバイスはアイマスクに統合されているため，就寝時に装着しても違和感がなく，測定環境を選ばない．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，睡眠段階を判定した．7 日分のデータから k 近傍法 (k=5) を用いて交差検証を行った結果，適合率 75.4%，再現率 71.3%，F 値 71.5%となった．

## 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もっている．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]．睡眠障害は，その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状態や睡眠の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 睡眠となる約 90 分の睡眠周期が存在する．睡眠の質を把握する，つまり睡眠周期を知るためには，睡眠解析を行い睡眠段階を知る必要がある．また，近年装着型センサや健康管理デバイス [4] を用いたライフログが普及してきているが，睡眠も同様に睡眠段階をロギングし見返すことで陥りやすい病気を知ることができ，生活習慣を見直すことができる．

睡眠解析の手法として，国際的基準である R&K 法 [5] があるが，脳波，眼電位，筋電位を計測するため多数のセンサ・電極を使用し，被験者に大きな負担がかかる．またデータ解析に専門的な知識を要するなどの問題がある．日常生活において睡眠段階を判定する様々な手法も存在するが，持ち運びが難しかったり睡眠自体に悪影響を与えるようなデバイスを装着する必要があった．

そこで本研究では，REM 睡眠時に急速眼球運動が起こることに着目し，睡眠時に装着しても違和感のない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，睡眠段階を推定する手法を提案する．

提案デバイスには，4×5 の 20 個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た．フォトリフレクタは非接触で物体の有無や機微な動き，物体との距離を認識できる．提案デバイスでは，眼球運動によるアイマスクとまぶたの距離の変化が，フォトリフレクタの出力電圧に反映される．また，アイマスク型のデバイスな

[1] 神戸大学大学院工学研究科
Graduate School of Engineering, Kobe University
[2] 科学技術振興機構さきがけ
Japan Science and Technology Agency, PRESTO

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 [10].

予備実験では，覚醒時に閉眼状態で眼球を意識的に動かしたときのフォトリフレクタの出力電圧を調査し，眼球運動によりフォトリフレクタの出力電圧に変化が起きることを確認した．評価実験では，睡眠時の眼球や眼球周辺の運動を測定し，睡眠段階を判定した．7 日分のデータから k 近傍法を用いて交差検証を行い，睡眠段階の認識精度を評価した．

本論文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 章ではに提案手法のシステム設計について説明する．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 章で本論文のまとめを述べる．

## 2. 関連研究

### 2.1 睡眠段階の判定

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 [5] 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・4 段階の NREM と覚醒を加えた 6 段階で判定する．精度は保障されるが，多数のセンサ・電極を使用し，被験者に大きな負担がかかる．また，データ解析に専門的な知識を要する問題があるため，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おり，心拍を用いたもの [12][13] や呼吸 [14] を用いたものなどがある．本章では，装着型デバイスと設置型デバイスに分けて睡眠段階判定法を説明する．

#### 2.1.1 装着型デバイスによる睡眠段階の判定

装着型デバイスによる睡眠段階の判定とは，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ものである．福山らは，パルスオキシテレメータという腕時計型デバイスを用いて，指先から測定した脈波および $SpO_2$ から，敏感度 70%，特異度 90%，検出精度 81%で REM 睡眠期を検出している [6]．実際に，三栄メディシス株式会社より，この手法を使用して「チェックミー・プロ S」という持ち運び可能な健康管理商品が発売されている [7]．スリープウェル株式会社は，携帯型脳波計「夢眠計」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，認識率 86.89%で睡眠段階を判定した [15]．このように，装着型デバイスによる睡眠段階の判定手法は多く存在し，常時計測可能という利点がある．また，装着型デバイスのため椅子やソファでの仮眠にも使用でき，バスなどの移動中にも測定できる．欠点として，デバイス装着による違和感が少なからず存在する．これらの方法は，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．

#### 2.1.2 設置型デバイスによる睡眠段階の判定

設置型デバイスによる睡眠段階の判定とは，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ものである．城らは，赤外線モーションセンサを頭部から 50cm 離れた場所に設置することで，睡眠時の体動の回数を測定し，睡眠段階を深い睡眠，もしくは浅い睡眠の 2 値で判定した．認識率は深い睡眠で 90.5%，浅い睡眠で 70.8%で，平均 80.7%であった [8]．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によって，体動・心拍・呼吸数から REM 睡眠と NREM 睡眠を適合率 80.5%，再現率 80.2%，F 値 80.2%で認識し，覚醒状態と睡眠状態を適合率 89.3%，再現率 89.6%，F 値 89.1%で認識した [16]．また，栗原らは，ベット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 3 段階 (覚醒，REM，NREM)，5 段階 (覚醒，REM，NREM1，NREM2，NREM3/4)，6 段階 (覚醒，REM，NREM1，NREM2，NREM3，NREM4) で判定した．認識率は 3 段階で 79.5%，5 段階で 58.7%，6 段階で 52.1%であった [17]．同様なマットレス型の睡眠計は株式会社タニタからも発売されている [9].

設置型デバイスによる睡眠段階の判定手法は，非接触・無拘束でセンシング可能で，被験者への負担が少ないという利点がある．しかし，一度設置すると動かしづらいため簡単に持ち運びができず，自宅や病院など利用環境が制限される．また，レーダを用いたものは家具やベットの周辺環境が測定の妨げになる可能性があり，設置場所を考慮する必要がある．さらに，ベット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などの問題がある．

### 2.2 眼球/眼球周辺の動作認識

赤外線センサは，小型・安価で容易に利用可能であるため，様々な認識システムで使われている．赤外線センサの一つであるフォトリフレクタは，発行部の赤外線 LED と受光部のフォトトランジスタで構成され，赤外線 LED から出た赤外線が物体に当たり，反射した赤外線をフォトトランジスタが検出するものであり，反射した赤外線の量により物体の有無や動きまたは距離を認識することができる．

福本らは，メガネに装着したフォトリフレクタを用いて目尻付近と頬付近の動きを測定し，笑顔と微笑みを認識することで，楽しかった出来事に対してタグ付けを行った．この提案手法により，笑い 94%，微笑み 73%の精度で認識し，ウェアラブルカメラによって撮影された動画から興味深いシーンを抽出することを可能にした [18]．矢島らは，メガネに装着したフォトリフレクタを用いて，眼球付近の動きを測定し，随意的まばたきを認識し，シングルスイッ

チとして利用した [11]．中村らは，フォトリフレクタを用いて眉間の動きを検知し，拡張現実感における付加情報の情報量を制御した [19]．このように，眼球や眼球周辺の微細な動きの変化をフォトリフレクタを用いて認識することができる．

アイマスクで睡眠時の眼球運動を認識している研究として，Chi-Wen Hsieh らは，アイマスクに CCD カメラを取り付けることで閉眼時の動作をモニタリングし，その映像に画像処理を行うことで閉眼時の眼球運動の有無を認識した [20]．このように，映像によって睡眠中の眼球運動を認識する研究もあるが，プライバシの侵害や膨大なデータ量などの問題があり，日常での利用には不適である．

以上より，本研究では睡眠時の眼球運動を計測するにあたり，プライバシを侵害せずに CCD カメラよりも少ないデータ量で計測可能な赤外線センサを用いる．

根元らは，1 つの近赤外線ダイオードと 4 つのフォトトランジスタをアイマスクに取り付け，閉眼時の眼球運動が計測可能であることを示した [21]．しかしこの研究では，計測した眼球運動による睡眠段階の判定は行われていない．また，まぶたの中央 4 点のみの計測を行っているので，実際の睡眠時に起こりうる目頭・目尻部分の動きを考慮していない．本研究では，赤外線センサを眼球を中心に目頭・目尻を十分覆うように配置したデバイスを用いて，睡眠段階によって変化する眼球運動を計測し，睡眠段階を判定する．また，睡眠時に着用することに自然なアイマスクを使用し，センサを固定する．

## 3. 提案手法

本研究では，眼球運動を認識するために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，睡眠段階を判定することを目指す．

### 3.1 システム要件

2 章で述べたように，睡眠を判定するシステムとして，日常的に使用できるような，睡眠時の着用に違和感のないデバイスである必要がある．また，外出先や移動中でも測定できるように持ち運びができる方が好ましい．これらの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上で，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．
- 持ち運びができる．
- 手軽に装着できる．
- デバイスの製作コストが低い．

以上のシステム要件を満たすために，提案システムでは，アイマスクにフォトリフレクタを装着したデバイスを用いる．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，持ち運びや着用も容易である．さらに，フォトリフレクタは安価であり，以上の要件を満たしている．

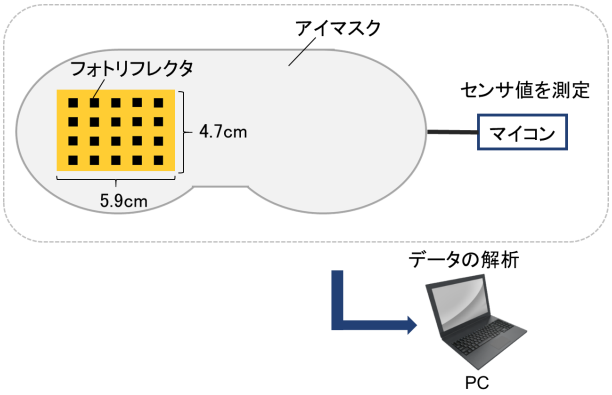



図 1　システム構成図

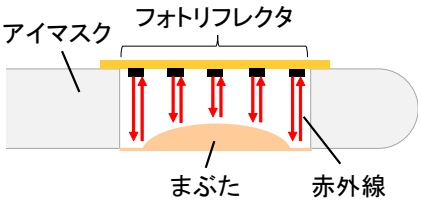



図 2　アイマスク断面図

### 3.2 システム設計

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，フォトリフレクタで計測したセンサデータをマイコンで測定し，PC に送信する．データを記録するのは，マイコンにある SD カードやメモリに蓄積パターンと，有線/無線接続によって PC に送信して蓄積するパターンと両方考えられる．デバイスにおけるフォトリフレクタは，図 1 に示すように 4×5 の格子状に配置し [22][23]，眼球部分・目頭・目尻を覆うようになっている．また，シフトレジスタによって高速に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，すべてのフォトリフレクタの生データを約 10Hz で取得している．隣接するフォトリフレクタの距離は約 0.5cm で，基板の大きさは 4.7cm×5.9cm，そのうちフォトリフレクタが占める面積は 2.5cm×3.3cm である．フォトリフレクタを細かく敷き詰めることで，微細な眼球の動きを認識可能である．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．また，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．

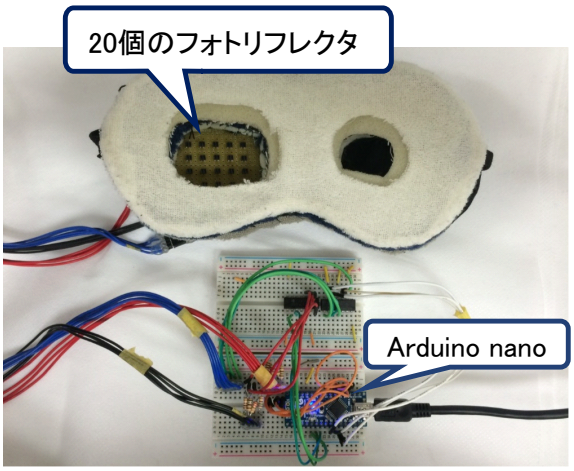



図 3　プロトタイプデバイス

図 4　デバイス装着図

### 3.3　睡眠段階の判定手法

睡眠段階の判定にはフォトリフレクタの出力電圧の変化を利用するが，得られた値をそのまま使用するのではなく，挙動を効率的に把握するために特徴量抽出と呼ばれる処理を行う．得られた生データから合計 41 個の特徴量 (フォトリフレクタ 20 個分の生データの平均値 $\mu$・分散値 $\sigma^2$，20 個のフォトリフレクタの生データの分散値の合計) を抽出する．ウィンドウサイズを $n$ サンプルとし，得られる生データを $x_i(i = 1, 2 \cdots, n)$ としたとき，それぞれの特徴量は以下の式で算出される．

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

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

これらの合計 41 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，41 次元の特徴量 $Z(T) = (z_1(T), \cdots, z_{41}(T))$(平均 0，分散 1) を得る．ここで，$M$ および $S$ は $X(T) = (x_1(T), \cdots, x_{41}(T))$ の各成分の平均および標準偏差である．$T$ は時刻を表す．

$$Z(T) = \frac{X(T) - M}{S} \tag{3}$$

睡眠段階の判定には，データマイニングツールである WEKA[24] を使用し，WEKA 上の 3 つの分類器 IBk・Random Forest・J48 を用いて機械学習させて評価する．IBk とは，k 近傍法を WEKA 上で実装したものであり，特徴空間における最も近い k 個の訓練例に基づいた分類の手法である．今回は k=5 とした．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．J48 とは，C4.5 に基づいた決定木を作成するものであり，与えられた学習データの特徴量を用いて決定木を作成する．

## 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．プロトタイプデバイスを図 3 に示し，デバイス装着図を図 4 に示す．システムは，PC，マイコン，フォトリフレクタから構成され，デバイスは，4×5 の合計 20 個のフォトリフレクタを眼球部分・目尻・目頭を覆うように配置し，センサ部分とアイマスクを接着し，固定している．発光部から出た赤外線を眼球部分に当て，その反射光を受光部で受け取り，出力電圧をマイコンで測定し，PC に送信する．また，センサ部分とまぶたが接触しないように，アイマスクに厚さをもたせた．アイマスクは株式会社大創産業の商品を使用し，デバイスの装着は既製品のゴムによって行った．PC はソニー株式会社の VAIO VPCEA1AFJ (CPU: Corei5 2.53GHz, メモリ: 4GB)，マイコンは Arduino nano[25]，フォトリフレクタは TPR-105F (光電流: 0.9–1.85mA) を使用した．PC 上の認識ソフトウェア開発は Windows7 上で Microsoft 社の Visual C#を使用して行った．

### 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．被験者は筆者のみである．図 5 に特に出力電圧に変化が見られたフォトリフレクタ 9 個の出力電圧を示す．図 5 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，眼球運動を提案手法によって測定可能だといえる．

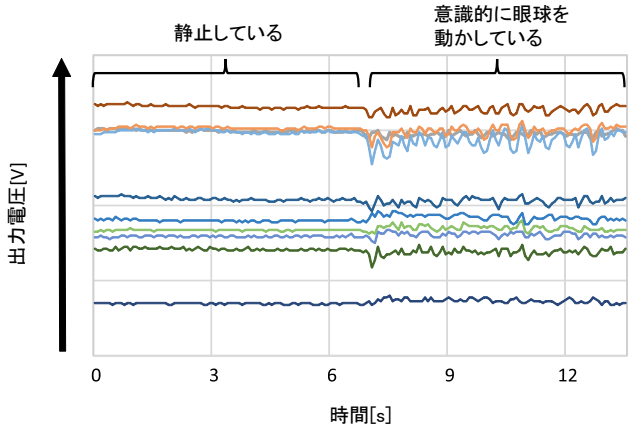



図 5　眼球運動静止時と動作時のフォトリフレクタの出力電圧

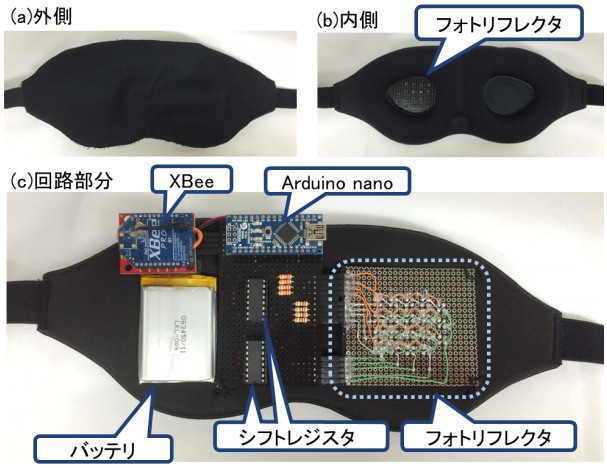



図 6　無線化デバイス

### 4.3　無線化デバイス

プロトタイプデバイスは有線でマイコンや PC に接続していたため，より心地よい睡眠をとるために無線化を行った．無線化したデバイスの外側を図 6(a) に，内側を図 6(b) に，回路部分を図 6(c) に示す．デバイス本体は，XBee, Arduino nano，バッテリ，シフトレジスタ，フォトリフレクタから構成され，Xbee により無線で PC にデータを送信する．なお，無線化デバイスは評価実験後に実装したため，今回の評価実験では全て旧型のプロトタイプデバイスを用いている．

## 5.　評価実験

### 5.1　睡眠時の眼球運動における評価

本実験では，実際の睡眠時の睡眠段階と，プロトタイプデバイスのフォトリフレクタの配置と出力電圧の関係を調査した．

#### 5.1.1　実験方法

睡眠時の眼球運動を測定するために，被験者はプロトタイプデバイスを装着し，睡眠時の眼球運動を測定した．実験風景を図 7 に示す．実験では，健康的な状態である被験者の約 5 時間の睡眠を計測した．なお，今回は左目のみの眼球運動を測定し，被験者は筆者一人である．特徴量計算のウィンドウサイズは 400 サンプル (39.2 秒) とし，ウィンドウは 400 サンプル (1 ウィンドウ) ずつ移動させ，そこで得られた分散値を使用している．正解データは，睡眠計スリープスキャン [9] を使用し取得した．この睡眠計は，マットレスの下に設置することで，睡眠時の呼吸・心拍・体動による振動を検知し，睡眠段階を判定している．

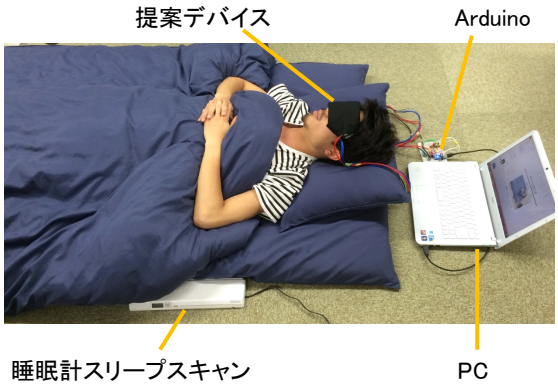



図 7　実験風景

#### 5.1.2　実験結果と考察

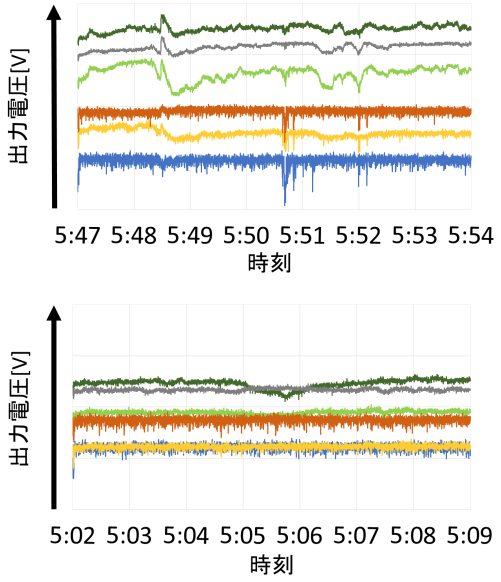
実験で測定したフォトリフレクタの出力電圧を図 8(a)–(c) に示す．深睡眠期 (5:02–5:09) が図 8(a)，浅睡眠期 (5:24–5:31) が図 8(b)，REM 睡眠期 (5:47–5:54) が図 8(c) であり，それぞれの期間中の約 7 分間をグラフに表した．深睡眠は深い NREM 睡眠 (NREM 睡眠の段階 3・4) を示し，浅睡眠は浅い NREM 睡眠 (NREM 睡眠の段階 1・2) を示す．図 8(a)–(c) の波形は，REM 睡眠期に出力電圧の変化が特に大きかったフォトリフレクタ 6 個の出力電圧を示しており，図 8(d) では，図 8，図 9 における波形のフォトリフレクタの位置を示している．

図 8(a) より，フォトリフレクタの出力電圧に変化はあまり見られず，深睡眠における眼球運動は少ないことがわかる．また，図 8(b) では一部のフォトリフレクタの出力電圧に変化が見られ，図 8(c) では多くのフォトリフレクタの出力電圧に変化があり，眼球運動が発生していたことがわかる．図 8(b)，図 8(c) より，目頭・目尻付近のフォトリフレクタと眼球付近のフォトリフレクタの出力電圧の波形には違いがあることが分かった．図 9 に眼球部分と目尻部分のフォトリフレクタによる出力電圧の分散値と正解データを示す．図 9 より，眼球運動が REM 睡眠期と浅睡眠期の一部で見られ，フォトリフレクタの出力電圧の分散値から睡眠段階の判定が可能であると考える．

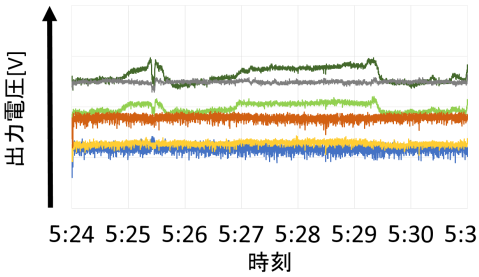
### 5.2　睡眠段階の判定

#### 5.2.1　実験方法

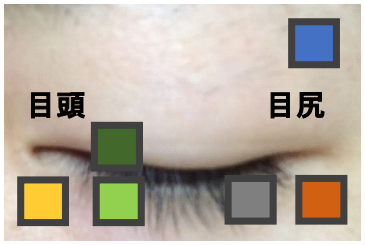
プロトタイプデバイスにより得られたデータから睡眠段




(c) REM 睡眠




(b) 浅睡眠




(d) フォトリフレクタ配置図

**図 8**　睡眠段階別のフォトリフレクタの出力電圧とその配置

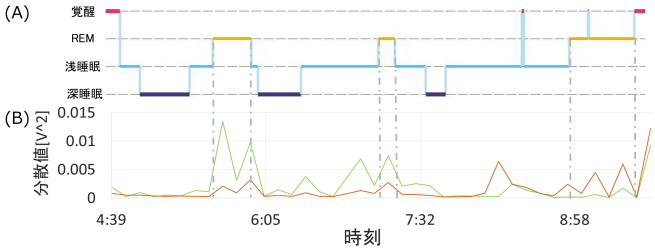



**図 9**　正解データ (A) と分散値データ (B)

階を判定した．被験者は筆者 1 名であり，健康的な状態で 7 日間で合計約 35 時間の睡眠を行い，提案システムにより眼球運動を測定した．また，同時に睡眠計スリープスキャンにより正解データを測定した．特徴量計算のウィンドウサイズは 100 サンプル (9.8 秒) とし，ウィンドウは 20 サンプルずつ移動させ，そこで得られたセンサデータから算出した分散値，平均値を特徴量とした．特徴量セット 41 個 (平均値 20 個，分散値 20 個，分散値の合計) に対して IBk・Random Forest・J48 を用いて交差検証を行い認識率を求めた．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 7 日分のデータにおいて，6 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して 7 回検証を行い，得られた結果を平均して，適合率・再現率・F 値を求める．適合率はシステムの判定結果が正解データとどの程度一致し

**表 1**　提案手法の認識率

| 分類器 | 適合率 [%] | 再現率 [%] | F 値 [%] |
|---|---|---|---|
| IBk | 75.1 | 71.3 | 71.5 |
| Random Forest | 73.5 | 72.5 | 71.0 |
| J48 | 73.1 | 61.4 | 62.5 |

ているかを示し，再現率はシステムの判定結果が正解データをどの程度網羅しているかを表し，F 値は適合率と再現率を総合的に評価するのに用いられる指標である．

### 5.2.2　実験結果と考察

提案手法の認識率を表 1 に示す．結果は，IBk で適合率 75.4%，再現率 71.3%，F 値 71.5%となった．IBk を用いた 7 分割交差検証における検証別の認識率を表 2 に示す．最大で，適合率 84.5%，再現率 78.9%，F 値 80.7%となったが，最小で適合率 71.1%，再現率 60.2%，F 値 62.3%となった．提案手法の認識結果の一例を図 10 に，認識率が最小のときの認識結果の一部を図 11 に示す．図 10 のようにほとんどの時間を NREM 睡眠と認識しても，NREM 睡眠が睡眠全体の約 70%を占めるため，正解データと一致する割合が多くなった．逆に図 11 のように，REM 睡眠と誤認識された部分が多い 7 日目が最も認識率が低くなった．

表 1 における結果の原因として，実験の度に変わる装着箇所のずれや，デバイス装着用のゴムの締め付けの強さの差が考えられる．また，寝返りによるアイマスクのずれによって，眼球運動時以外でも分散値が変動していたことも一因だと考えられる．なお今回，正解データを取得するにあたり睡眠計スリープスキャン [9] を使用したが，体動・呼吸・心拍から生じる振動のみで睡眠段階を認識してお

表 2　IBk を用いた 7 分割交差検証における検証別の認識率

| テストデータ | 適合率 [%] | 再現率 [%] | F 値 [%] |
|---|---|---|---|
| 1 日目 | 79.8 | 61.6 | 66.4 |
| 2 日目 | 75.6 | 78.4 | 76.3 |
| 3 日目 | 69.5 | 80.1 | 72.8 |
| 4 日目 | 74.4 | 69.7 | 71.3 |
| 5 日目 | 70.9 | 70.3 | 70.6 |
| 6 日目 | 84.5 | 78.9 | 80.7 |
| 7 日目 | 71.1 | 60.2 | 62.3 |

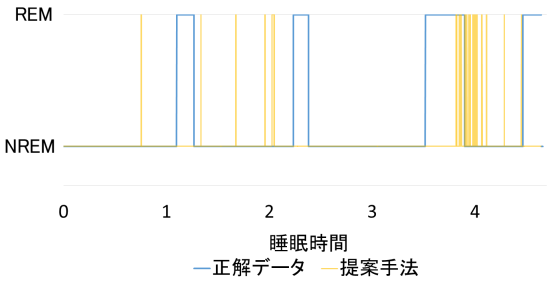



図 10　表 2 における 3 日目の認識結果

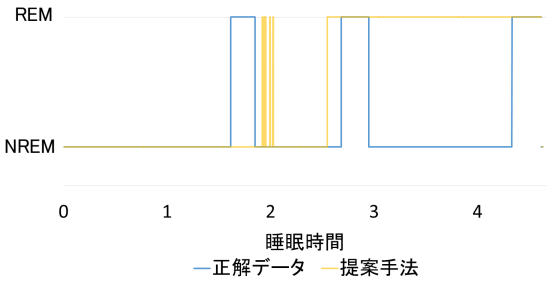



図 11　認識率が最小のときの認識結果

り，国際的基準である R&K 法ほど正確ではない．そのため，正解データを取得する計測機器について検討する必要がある．

## 6. まとめ

本研究では，睡眠段階における眼球運動の変化に着目し，睡眠時の眼球運動から睡眠段階を判定可能なシステムを設計し，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，違和感なく測定可能で持ち運びのできる睡眠段階判定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 k 近傍法で交差検証を行った結果，適合率 75.4%，再現率 71.3%，F 値 71.5%となった．今後の課題としては，寝返りによるアイマスクのずれを考慮したシステムを構築する．また，被験者を増やし，個人間の特性についても評価する．NREM 睡眠には段階が 4 段階に分かれており，その段階別に記憶の種類など睡眠の効果が変わる．そのため，睡眠段階を 3 段階 (REM 睡眠・浅睡眠・深睡眠) で判定し，詳細な睡眠段階の判定を行う予定である．

## 7. 謝辞

本研究の一部は，科学技術振興機構戦略的創造研究推進事業 (さきがけ) および文部科学省科学研究費補助金挑戦的萌芽研究 (25540084) 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 (Jun. 2014).
[2] R. Furihata, M. Uchiyama, S. Takahashi, M. Suzuki, C. Konno, K. Osaki, M. Konno, Y. Kaneita, T. Ohida, T. Akahoshi, S. Hashimoto, and T. Akashiba: 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 (Aug. 2012).
[3] MDS 株式会社: 不眠に関する意識と実態調査, `https://prw.kyodonews.jp/prwfile/release/M101221/201411055230/_prw_PA1fl_w30UAdfw.pdf`.
[4] UP by JAWBONE, `http://trinity.jp/products/jawbone/up/`.
[5] A. Rechtschaffen and A. Kales: A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects, *National Institute of Health*, NIH Publication (1968).
[6] 福山 翔, 林田祐樹, 伊賀崎伴彦, 村山伸樹: パルスオキシテレメトリによる REM 睡眠期の検出, 平成 20 年度電気関係学会九州支部連合大会講演論文集, p. 24 (Sep. 2008).
[7] チェックミー・プロ S, `http://checkme.jp/product_info/`.
[8] 城 和男, 萩原 啓: 赤外線モーションセンサを用いた睡眠時体動の評価, 生体医工学: 日本エム・イー学会誌, Vol. 47, No. 1, pp. 7–14 (Feb. 2009).
[9] TANITA, `http://www.tanita.co.jp/product/g/_TSL504WH/`.
[10] R. Hu, X. Jiand, Y. Zeng, X. Chen, and Y. Zhang: 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 (Apr. 2010).
[11] 矢島大輔, 林 豊彦, 前田義信, 渡辺哲也, 若林佑子, 織田孝, 渡邉 諭, 阿部 昇, 山口俊光: 反射型フォトセンサを用いた汎用シングルスイッチ VSN/1 の随意的まばたき検出の性能評価, 日本機会学会生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2010 論文集, pp. 342–345 (Sep. 2010).
[12] 福田敏男, 湧田雄基, 長谷川泰久, 新井史人, 川口三夫, 野田明子: 心拍変動のカオス解析に基づく睡眠状態推定手法, 電気学会論文誌 C (電子・情報・システム部門誌), Vol. 125, No. 1, pp. 43–49 (Apr. 2005).
[13] 東風谷裕子, 市丸雄平: 心拍変動性を用いた睡眠段階の推定可能性について, 日本生理人類学, Vol. 15, No. 4, pp. 91–95 (Nov. 2010).
[14] 佐々木紀幸, 香川正幸, 鈴村和季, 松井岳巳: マイクロ波レーダを用いた体動と呼吸間隔ゆらぎ指標による睡眠段階推定, 生体医工学, Vol. 53, No. 4, pp. 209–216 (Aug. 2015).
[15] 夢眠計, `http://www.jst.go.jp/pr/info/info734/`.
[16] T. Rahman, A. Adams, R. Ravichandran, M. Zhang, S. Patel, J. Kientz, and T. Choudhury: Dopple Sleep:

A Contactless Unobtrusive Sleep Sensing System Using Short-Range Doppler Radar, *Proc. of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing (UbiComp 2015)*, pp. 39–50 (Sep. 2015).

[17] 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 (Sep. 2007).

[18] K. Fukumoto, T. Terada, and M. Tsukamoto: A Smile/Laughter Recognition Mechanism for Smile-based Life Logging, *Proc. of the 4th Augmented Human Conference 2013 (AH 2013)*, pp. 213–220 (Mar. 2013).

[19] 中村裕美, 宮下芳明: F.A.R. Vision: 拡張現実感の情報量を制御する眉間フェーダー, インタラクション 2010 論文集, Vol. 2010, No. 4, pp. 177–180 (Feb. 2010).

[20] C. Hsieh, C. Kan, and T. Jong: Analysis of Closed Eyes Motion Using a Wireless Eye-Mask, *Journal of Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 45, No. 4, pp. 365–374 (Apr. 2007).

[21] 根元 鉄, 北村敬一郎, 栗田俊治, 山田智美: 睡眠時における眼球運動計測, 生体医工学: 日本エム・イー学会誌, Vol. 43, No. Supplement1, p. 315 (Apr. 2005).

[22] K. Shimozuru, T. Terada, and M. Tsukamoto: A Life Log System that Recognizes the Objects in a Pocket, *Proc. of the 6th Augmented Human International Conference (AH 2015)*, pp. 81–88 (Mar. 2015).

[23] 齊藤光俊, 北園優希, 芹川聖一: 赤外線センサを格子状に配置した人物状態推定センシングシステムの開発, 電気学会論文誌 E (センサ・マイクロマシン部門誌), Vol. 128, No. 1, pp. 24–25 (Jan. 2008).

[24] WEKA, `http://www.cs.waikato.ac.nz/ml/weka/`.

[25] Arduino, `https://www.arduino.cc/`.