

心拍数変動の類似性を考慮したリアルタイム睡眠段階推定 Real-time Sleep Stage Estimation based on Similarity of Heart Rate Variability

田島 友祐*¹
Yusuke Tajima

原田智広*²
Harada Tomohiro

高玉 圭樹*¹
Keiki Takadama

*¹ 電気通信大学
The University of Electro-Communications

*² 立命館大学
Ritsumeikan University
College of Information Science and Engineering

This paper focuses on the sleep stage estimation method without connecting any devices to human bodies, and improves its estimation accuracy according to similarity of heart rate variability. Through the human subject experiments, the following implications have been revealed: (1) the accuracy of the sleep stage estimation method based on one's past *similar heart rates* is higher than the method without them; and (2) the accuracy of the sleep stage estimation method based on *other* past similar heart rates has a greatly potential of being higher than the method based on *one's* past similar heart rate.

1. はじめに

現在、わが国では5人に1人の割合で睡眠障害を患っているとされている[5]. このような睡眠障害の治療や予防には、一般的に睡眠段階が用いられているが、睡眠段階の国際基準である Rechtschaffen & Kales の判定法(以下、R & K 法)[4]は脳波計の装着が必須であるため、患者への身体的負担の観点で現実的でない。

この問題に対して、無拘束で睡眠段階を推定する方法が数多く研究されている[3][9]. 例えば、渡辺らは直接的な器具の装着無しに生体データ(心拍、呼吸数、体動)を計測可能な無拘束エアマットレス型生体センサを開発し、その生体データ基にした睡眠段階推定法を考案している[8]. しかし、この推定法では睡眠中の就寝から起床までの全睡眠時間の心拍数情報を必要とするため、睡眠中のリアルタイムな睡眠段階推定は困難である。そこで、原田らは睡眠中に得られる任意時間の心拍数情報からリアルタイムに睡眠段階を推定する方法(Real-time Sleep Stage Estimation: RSSE)を提案した[1]. しかし、この推定法では就寝直後の生体データが少ない時、過適応が原因により、睡眠段階推定精度が悪い問題がある。この問題を解決するために、本研究では、(1)自分自身の過去の睡眠時の心拍と推定時の心拍との類似性、(2)他人の心拍と推定時の心拍との類似性を考慮することで、過適応の影響を受けない心拍を近似し、その近似心拍からリアルタイムに睡眠段階を推定する方法を提案するとともに、その有効性を年齢・性別の異なる被験者への実験を通して検証することを目的とする。

以下、第2章では睡眠段階推定に関する関連研究、第3章では過去の自身の心拍から現在の心拍を近似する方法、第4章では他人の心拍から現在の心拍を近似する方法、第5章で被験者実験を説明し、第6章で本研究の結論および今後の課題についてまとめる。

2. 関連研究

2.1 睡眠段階

睡眠段階とは眠りの深さの観点で6つの段階に分類したもの

連絡先: 田島友祐, 電気通信大学大学院情報理工学研究所,
東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1, y_tajima@cas.hc.uec.ac.jp

であり、睡眠を客観的な数値で示す指標である。眠りの浅いものから WAKE(覚醒), REM 睡眠, Non-REM 睡眠(NREM1~4)とされている。

2.2 R & K 法

睡眠段階の国際基準である R&K 法[1]は、ベッドで寝ている被験者に対して脳波計や筋電計などの測定器具を装着させ、脳波(electroencephalogram: EEG), 筋電図(electromyogram: EMG), 眼球運動(electrooculogram: EOG) からなる3つの生体データを取得し、医師の専門知識と経験に基づいて睡眠段階を判定する方法である。

2.3 三角関数近似を用いた無拘束型睡眠段階推定法

非接触生体センサを用いた無拘束型睡眠段階推定法として、原田らによる三角関数近似法[1]が挙げられる。これは、心拍の中周波成分の波形が睡眠段階の形状と類似する[2]知見を基に生体センサから得られた心拍データを三角関数の合成波として近似する方法である。原田らの推定法の全体像を図 1 に示す。

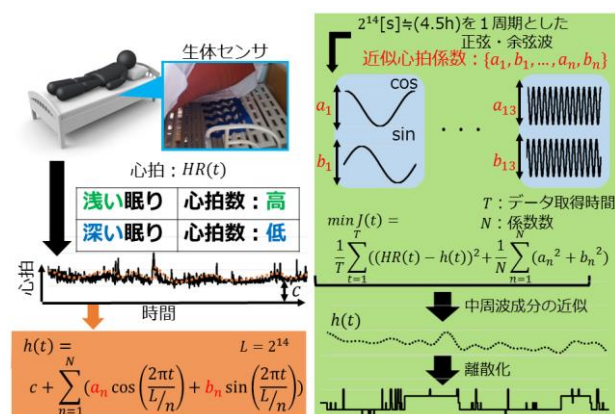


図 1 三角関数近似に基づく睡眠段階推定法

具体的なアルゴリズムとしては、(i) 生体センサを用いて心拍を取得後、(ii) 式(1)を用いて図 1 に示す複数の三角関数の合成波として過去から未来までの心拍を近似する。この式において、 N はパラメータ数、 L は近似する最大データ数を示し(本実験では $N = 13$, $L = 2^{14}$ と設定する)、 ϕ は $\{a_1, b_1, \dots, a_n, b_n\}$

となるパラメータ集合であり、 a_n と b_n は L/n を1周期とする余弦波・正弦波の振幅の係数を示す。この ϕ を「近似心拍係数」と呼ぶ。また、この係数は、計測されている心拍:HR(t)と式(2)によって計算される近似心拍:h(t, ϕ)との誤差が最小になるように求められる。最後に、(iii) 計算された近似心拍を離散化することにより睡眠段階を推定する。なお、ここでの近似心拍は心拍の中周波成分を示している。

$$\cdot h(t, \phi) =$$

$$c + \sum_{n=1}^N (a_n \cos\left(\frac{2\pi t}{L/n}\right) + (b_n \sin\left(\frac{2\pi t}{L/n}\right)) \quad (1)$$

$$\cdot \min J(\phi) =$$

$$\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (HR(t) - h(t, \phi))^2 + \frac{\lambda}{N} \sum_{n=1}^N (a_n^2 + b_n^2) \quad (2)$$

3. 過去の自身の心拍との類似性を考慮した睡眠段階推定法(提案手法1)

3.1 過適応

原田らの三角関数近似法は、取得されている心拍との誤差が最少になるように近似をするため、少ないデータ数での近似の際には「過適応」という問題が生じる。これは、図2に示すように、少ないデータ数での心拍(黒い実線)から近似された心拍(オレンジの丸点線)を求める際に、黄色の点線のような波形として近似してしまうことである。しかし、人間の睡眠には90~110分の周期性を持つ波形、ウルトラディアンリズム[6][7]が存在するが、近似した心拍はこの周期性とかけ離れた周期性として近似がされてしまうため、推定精度が著しく減少してしまうことが生じる。この問題を解決するために、近似の際に推定する基準を与える方法を原田らは提案しているが[1]、青色の点線のような適切な基準を与えないと精度が悪くなる問題が存在している。

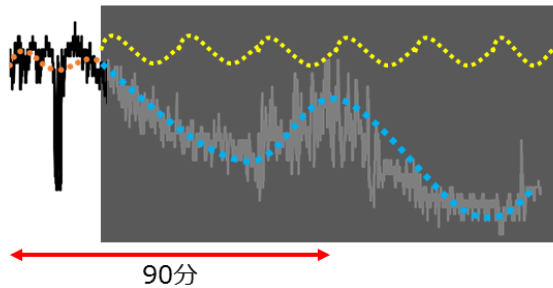


図2 過適応

3.2 睡眠段階推定法

図3に自身の過去に取得された心拍と現在の計測されている心拍との類似性を考慮した睡眠段階推定法を示す。具体的なアルゴリズムとしては、(i) 自分自身の過去に得られた近似された心拍(図では2日分)と現時点までに取得されている心拍との差分を類似度(fitness)として計算する。この値が小さい場合は、過去の心拍と取得されている心拍との誤差が小さいため、類似性が高いことを示す。(ii) 今後、fitness(誤差)が大きくなれば、現在得られている心拍が過去に得られた心拍のように変化する、つまり取得されている心拍のデータから近似された心拍のように変化する可能性が高いと判断出来る。そのため、類似度が高い、fitness(誤差)が小さい近似心拍係数を推定の基準として決定する。図では、Day1のfitness(誤差)よりもDay2の方が小さいため、Day2の近似心拍係数(ϕ_2)を推定基準に用いて

いる。最後に、(iii) 決定された近似心拍係数を用いて、近似心拍を修正し、それを用いて睡眠段階を推定する。そして、この推定を心拍が得られる毎に実施する。

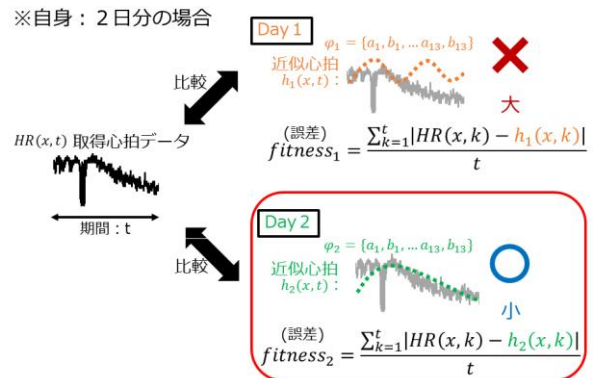


図3 過去の自身の心拍との類似性を考慮した推定法

4. 他人の心拍との類似性を考慮した睡眠段階推定法(提案手法2)

4.1 睡眠段階推定法

図4に他人の心拍と現在の心拍との類似性を考慮した睡眠段階推定法を示す。具体的なアルゴリズムとしては、(i) 3章で述べた方法(過去の得られた自分自身の心拍と現在取得されている心拍との類似性に基づく推定基準の決定方法)と同様に、他人の心拍と現時点までに取得されている心拍との差分を類似度(fitness)として計算する。(ii) これらの類似度の加重平均により重み(weight)を計算し、この重みをそれぞれの近似心拍係数にかけ合わせ、総和する。図では、他人Bの方がAよりも取得されている心拍との誤差(fitness)が小さいため類似度が高く、加重平均計算による重みは大きくなる。そのため、他人Bの近似心拍係数の要素が他人Aよりも強く残るようになる。これは3章にて自身との類似性を考慮した場合と同様に、心拍との誤差が小さく維持されている近似心拍は、その後の変化においても誤差が小さくなる可能性が高いと考えられるためである。最後に、(iii) 重みをかけられた近似心拍係数を用いて、近似心拍を修正し、それを用いて睡眠段階を推定する。そして、この推定を心拍が得られる毎に実施する。

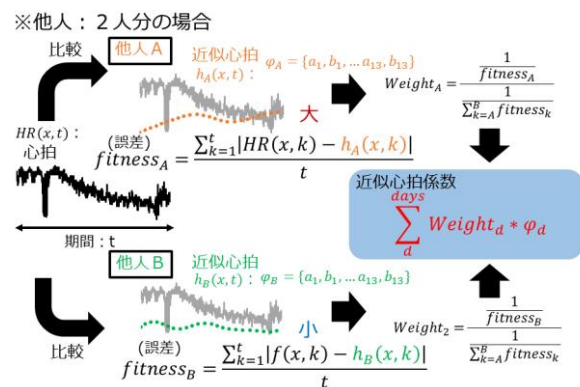


図4 他人の心拍との類似性を考慮した推定法

5. 実験

5.1 実験内容

提案手法の有効性を検証するために、年齢・性別の異なる3名(20代男, 40代男, 60代女)の被験者に対し、各3日分の睡眠計測をしたデータを用いた睡眠段階の推定実験をする。具体的には、次の2つの実験を実施する

•実験1

従来手法(心拍データに基づくリアルタイム睡眠段階推定法)[1]と提案手法1(過去の自身の心拍との類似性に基づくリアルタイム睡眠段階推定法)の比較

•実験2

従来手法(心拍データに基づくリアルタイム睡眠段階推定法)[1]と提案手法2(他人の心拍との類似性に基づくリアルタイム睡眠段階推定法)の比較

5.2 実験設定

また、実験には以下の機材を使用する。

•AlicePDx 脳波計

フィリップス・レスピロニクス合同会社から販売されている脳波測定装置であり、図 5 に示す機器に被験者に装着させたセンサを接続することで脳波・筋電図・眼球運動を記録可能になる。これらの脳波データから、R&K 法により睡眠段階を測定する。

•圧力センサ Emfit

フィンランドの国立技術開発センターによって開発された超高感度感圧センサであり、図 6 に示すように機器をベッドの下に敷き、その上に眠るだけで被験者の生体データ(心拍・呼吸・体動)を記録できる。実際に得られる生体データは1秒ごとに保存される。



図 5 脳波計測機器(AlicePDx)

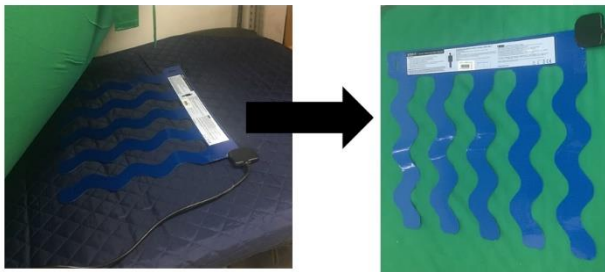


図 6 生体計測機器(Emfit)

5.3 評価基準

評価としては AlicePDx で得られた脳波計データを用いて計算された R&K 法に基づく睡眠段階との一致率を用いる。一致率は、6段階存在する睡眠段階のうち睡眠ステージ1と2、睡眠

ステージ3と4を同一のものとした4段階の睡眠段階において、就寝後 30 分後, 60 分後, 90 分後, 120 分後, 起床までの時間を比較する。

5.4 実験結果

5.3.1 自身の心拍との類似性に基づく睡眠段階推定

ある被験者の3日分の実験結果を図 7 に示す。縦軸は睡眠段階の一致率を示し、横軸は2つの手法を示す。左は従来手法である心拍データに基づいたリアルタイム睡眠段階推定の一致率、右は過去の自身の心拍との類似性に基づいたリアルタイム睡眠段階推定の一致率である。結果において、3日目の推定率に変化はないが、1日目, 2日目の推定率が全時間において 50%~60%上昇している。また、従来手法では就寝からの時間が短い時間における一致率が全時間中において一番低いのに対し、提案手法では高い一致率であることから、適切な推定基準を決定できていることがわかる。

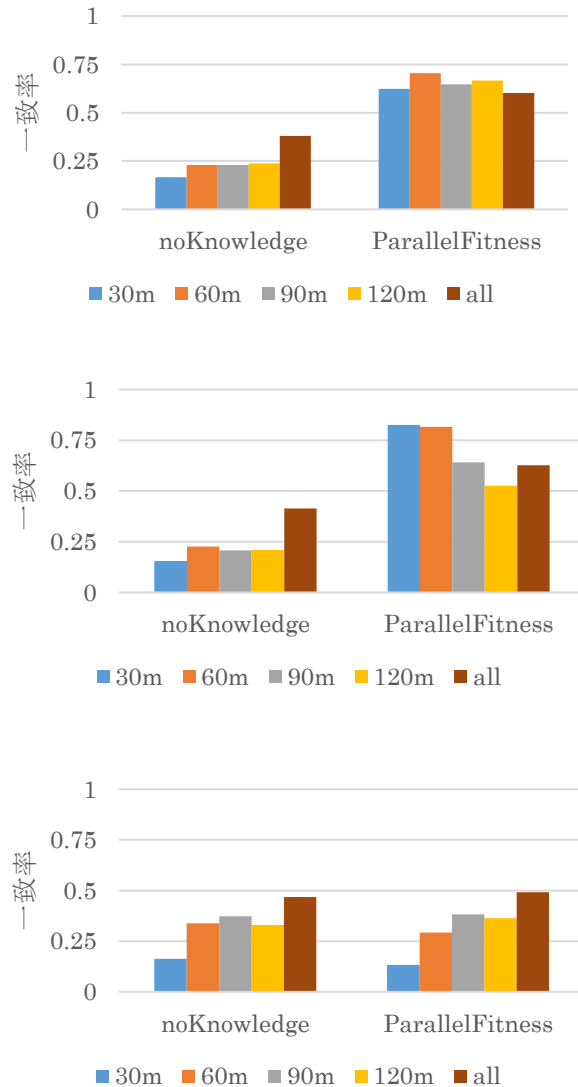


図 7 被験者 B (左: 従来手法, 右: 提案手法 1)

上から 1 日目, 2 日目, 3 日目

5.3.2 他人の心拍との類似性に基づく睡眠段階推定

ある被験者の3日分の実験結果を図8に示す。縦軸は睡眠段階の一致率を示し、横軸は3つの手法を示す。左は従来手法、真ん中は4章での自身の睡眠を用いた睡眠段階との一致率、右は他人の心拍との類似性を用いた睡眠段階との一致率である。結果において、1日目の一致率は自身と比べ10%~20%減少しているが、この原因として他人の心拍よりも自身の心拍の方が、類似性が高いことが挙げられ、他人の心拍から推定者に合わせた推定をすることが困難であることを示している。しかし、2,3日目の推定率に変化はなく、自身の一致率と同程度の精度になっていることがわかる。これにより、自身の事前知識を用いずに近似をすることが可能であり、1件を除き同等の精度を実現することが確認された。

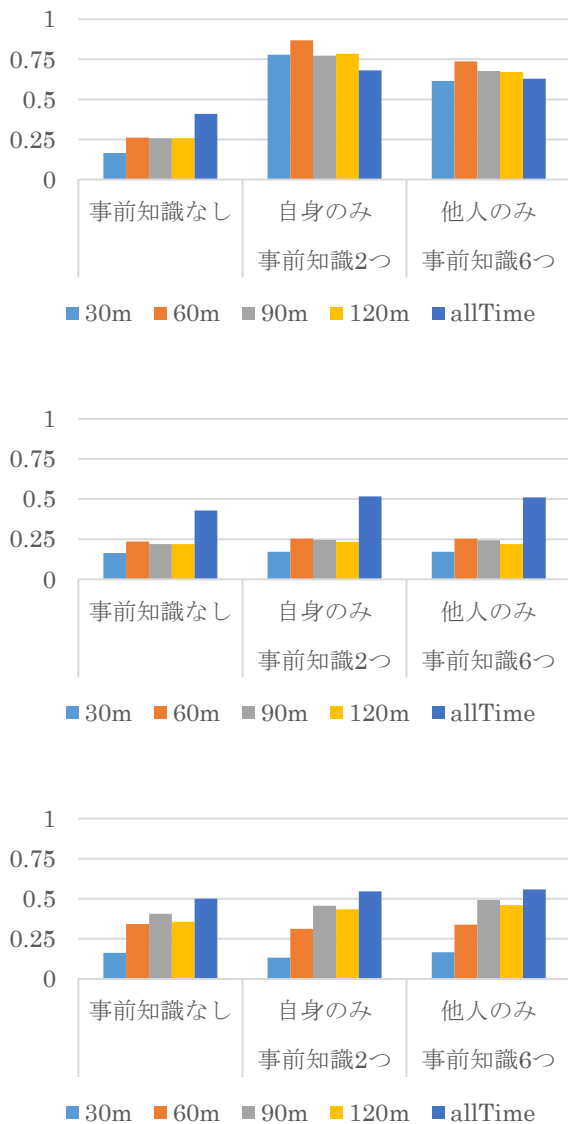


図8 被験者B(左:従来, 中:提案1, 右:提案2)
上から1日目, 2日目, 3日目

5.5 問題点

本提案手法では、自分自身の睡眠が複数日分存在しないと、高精度に推定可能な近似心拍係数の基準を導出することが困難であるため、睡眠段階推定を初めてする被験者に適用することが出来ない。そのため、精度は落ちてしまう可能性があるが、自身以外の睡眠データ、つまり他人の心拍から精度減少しない近似心拍係数の決定法が求められる。

6. おわりに

本研究では、心拍変動誤差に基づく近似心拍係数の決定法を提案し、被験者実験を通してその有効性を示した。具体的には、過去に得られた自分自身の心拍との誤差を計算することにより、複数存在する自身の睡眠から最も類似した心拍を示す近似心拍係数を利用する。実験の結果、近似心拍係数を用いない場合よりも推定精度を大きく上昇させることが可能となった。また、自身の睡眠情報が無い場合に、他人の睡眠情報から睡眠段階推定を大きな精度減少無しで実現した。今後の課題として、睡眠のサイクルが変化する際に出現するREM睡眠を適切に判定し、再推定をすることにより更なる精度向上を目指す。

参考文献

- [1] HARADA, Tomohiro, et al. Real-Time Sleep Stage Estimation from Biological Data with Trigonometric Function Regression Model. In: 2016 AAAI Spring Symposium Series. 2016.
- [2] HARPER, Ronald M. SCHECHTMAN, Vicki L. KLUGE, Karen A. Machine classification of infant sleep state using cardiorespiratory measures. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 1987, 67.4: 379-387.
- [3] Hirose K. Hattori K. Sato H. Matsushima, H. and K.: Takadama. "sleep stage estimation by evolutionary computation using heartbeat data and bodymovement". The 15th Asia Pacific Symposium of Intelligent and Evolutionary Systems (IES 2011), pp.103-110, 2011., 2008.
- [4] Rechtschaffen, A and Kales., A. (Eds): A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stage of human subjects, Pulbic Health Service U. S. Government Printing Office, 1968.
- [5] 厚生労働省. 平成 25 年「国民健康・栄養調査」の結果. <http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/0000067890.html>
- [6] 白川修一郎, 阿住一雄. 健康成人の睡眠の特徴, No.21, 睡眠の病態. 金原出版, 1988.
- [7] 日本睡眠学会(編). Handbook of Sleep Science and Sleep Medicine. Asakura (The Japanese Society of Sleep Research), 2009.
- [8] 渡邊崇士, 渡辺嘉二郎. 無拘束エアマットレス型生体センサによる睡眠段階の推定. 計測自動制御学会論文集, 2001, 37.9: 821-828.
- [9] 渡邊崇士, 渡辺嘉二郎. 就寝時無拘束計測生体データによる睡眠段階の推定. 計測自動制御学会論文集, 2002, 38.7: 581-589.