

睡眠周期と心拍の中周波成分の類似性を  
考慮した生体振動データに基づく  
無拘束型睡眠段階推定法

田島 友祐

電気通信大学 大学院情報理工学研究科  
博士(工学)の学位申請論文

# Abstract

This study aims to establish the sleep stage estimation method using biological data that can be acquired without constrained sensors, instead of the conventional sleep stage diagnosis that requires specialized knowledge. This study estimates the transition of sleep stage by focusing on the middle frequency component of biological data that shows a transition of heart rate that is strongly related to sleep stage. At that time, correction is made using body movements corresponding to high frequency components that tend to appear in sudden arousal states and shallow sleep states. In that case, the following three points exist as problems. (1) Which range of sleep stage has a relationship with the transition of medium frequency components, (2) response to cycle changes due to sleep cycle, (3) response to estimated date or subject change. For each problem, this study (1) Estimates the transition of the NREM from the transition of the medium frequency component, and corrects the arousal state and the shallow sleep state using other biological data, (2) separate sleep and re-estimation method, (3) correction method using similar transitions by comparing with the biological data of own and others' sleep. A subject experiment was conducted to verify the effectiveness of the proposed method. Three subjects measured sleep for 1 days each and Another three subjects measured sleep for 3 days each. The following knowledge was obtained from the estimation using the biometric data obtained for each proposed method. (1) The estimation accuracy of the method of estimating the transition of the NREM 4 stage with the medium frequency component and then correcting the arousal state and the shallow sleep state using the body motion is higher than the transition by the sleep stage 6 stage, (2) it is possible to estimate a different cycle by re-estimating with the sleep cycle, (3) comparing own and others' sleep data results in higher estimation accuracy than not comparing.

# 概要

本研究では、従来の拘束型かつ専門知識を必要とする睡眠段階の診断に代わる、無拘束で取得可能な生体データを用いた睡眠段階推定手法の確立を目指す。睡眠段階との関係性が強い心拍の推移を示す、生体データの中周波成分に着目することで睡眠段階の推移を推定するとともに、突発的な覚醒状態や浅い睡眠状態に出現しやすくなる高周波成分に該当する体動を用いて補正していく。その際、次の3点が問題として存在する。(1) 中周波成分の推移と関係性が存在するのは睡眠段階のどの範囲の推移か、(2) 睡眠周期による周期変化への対応、(3) 推定日・被験者の変化への対応。それぞれの問題に対して、本研究では、(1) 睡眠段階割合ならびに睡眠段階における生体的な特性の違いから NREM の推移と中周波成分の推移の関係性があるとし、覚醒や REM 睡眠を他の生体データを用いて補正する方法、(2) 睡眠周期による周期変化位置において睡眠を区切り、再度推定をし直す方法、(3) 推定日と自分自身や他人の睡眠時の生体データと比較することで類似する推移を用いて補正をする方法を提案する。提案手法の有効性を検証するために被験者実験を実施した。被験者には生体センサである圧力センサに合わせ、推定した睡眠段階の妥当性を知るために、睡眠段階診断の国際基準法である R&K 法を実施するために PSG 検査として脳波計を装着して睡眠をしてもらった。被験者は6名で各1日分の睡眠を計測した。そのうち3名の被験者には追加で2日分の睡眠を計測し、計12日分の睡眠計測をした。それぞれの提案法に対して得られた生体データを用いた推定をしたところ次の知見を得た。(1) 睡眠段階6段階による推移よりも、NREM 睡眠だけの4段階の推移を中周波成分で推定し、その後、体動を用いた覚醒と心拍の乱れから REM 睡眠を補正する方法の方が高い推定精度であること、(2) 浅い睡眠状態を基に睡眠周期による周期変化を事前に判定し再推定箇所を決定し、再推定をすることで異なる周期を別途適切に推定することが可能になること、(3) 自身と他人の睡眠データを比較することで比較しないよりも高い推定精度になるが、自身と他人の睡眠データのどちらが有効的かは推定日によって変化すること。

# 目次

第 1 章 序論 .....	1
1.1 背景.....	1
1.2 目的と研究方法 .....	2
1.3 構成.....	3
第 2 章 睡眠段階と推定方法.....	4
2.1 概要.....	4
2.2 睡眠段階.....	4
2.3 睡眠周期.....	5
2.4 医療現場で用いられる睡眠段階推定法.....	6
第 3 章 従来法：簡易型睡眠段階推定法 .....	9
3.1 拘束型睡眠段階推定法.....	9
3.1.1 RRI を用いた睡眠段階推定 .....	9
3.1.2 加速度を用いた睡眠段階推定 .....	9
3.1.3 脈波を用いた睡眠段階推定.....	10
3.2 無拘束型睡眠段階推定法.....	10
3.2.1 呼吸数・音を用いた睡眠段階推定 .....	10
3.2.2 体動を用いた睡眠段階推定.....	11
3.2.3 心拍を用いた睡眠段階推定.....	11
3.2.3.1 渡辺手法.....	11
3.2.3.2 原田手法.....	13
3.2.4 本研究の位置づけ .....	18
第 4 章 生体振動データの中周波成分による NREM 睡眠推定と覚醒・REM 睡眠の個別推定法.....	21
4.1 中周波成分による NREM 睡眠推定と覚醒・REM 睡眠の個別推定法.....	22

4.1.1	NREM 睡眠の離散化.....	22
4.1.2	NREM 睡眠推定 + 覚醒・REM 睡眠推定の個別推定法.....	25
4.2	実験.....	27
4.2.1	比較内容.....	27
4.2.2	実験設定.....	28
4.2.3	睡眠データ.....	29
4.2.4	評価指標.....	33
4.2.5	比較内容.....	38
4.2.6	結果.....	38
4.2.7	考察.....	51
第 5 章	睡眠周期を考慮した睡眠データの分割と再推定法.....	56
5.1	睡眠周期が無拘束型睡眠段階推定法に与える問題.....	56
5.2	睡眠周期を考慮した睡眠段階再推定法.....	58
5.2.1	アプローチ.....	58
5.2.2	メカニズム.....	59
5.3	推定フロー.....	62
5.4	実験.....	64
5.4.1	実験目的.....	64
5.4.2	実験設定と睡眠データ.....	64
5.4.3	評価指標.....	65
5.4.4	比較内容.....	65
5.4.5	結果.....	66
5.4.6	考察.....	78
第 6 章	過剰適合のための類似性を用いた推定法.....	82
6.1	過剰適合による誤推定.....	82

6.2	他の睡眠との類似性を考慮した推定法.....	83
6.2.1	アプローチ.....	83
6.2.2	メカニズム.....	85
6.2.3	推定フロー.....	86
6.3	実験.....	88
6.3.1	実験目的.....	88
6.3.2	実験設定.....	88
6.3.3	評価指標.....	89
6.3.4	比較内容.....	89
6.3.5	結果.....	89
6.3.6	考察.....	92
第 7 章	睡眠段階推定の総括.....	93
第 8 章	結論.....	95
8.1	本研究の成果.....	95
8.2	今後の課題.....	96
謝辞	.....	99
参考文献	.....	100
関連論文の印刷公表の方法および時期	.....	102

# 第 1 章 序論

## 1.1 背景

現在の日本では、睡眠時間に関して世界最低レベルであると言われている。睡眠時間に関する国際調査として、厚生労働省によって実施される調査によると平均睡眠時間が6時間から7時間が35%、6時間未満が35%程度とされている。また、経済協力開発機構（OECD）が実施する統計調査からも加盟国の中でも群を抜いて睡眠時間が少ないことがわかる[Gender Data Portal 2019]。OECD 加盟国には中国、インド、南アフリカを加えた31カ国存在し、その中でも最短である。また、年々の調査から睡眠時間は減少傾向にある。ここで、睡眠に費やす時間とはベッドに入る就寝からベッドから起きる起床までの時間のことを示し、実際に眠りに入る入眠時間を示すものではない。一方で、日本人の約2400万人、つまり5人に1人が何かしらの不眠症や睡眠時無呼吸症候群などのような睡眠障害を抱えているとも言われている[厚生労働省, 2014]。通勤時間などの生活環境の影響で睡眠に費やす時間が減少することにより睡眠障害が生じているのか、寝つきが悪いなどの睡眠障害によって、予め確保されている睡眠時間よりもより短い時間の睡眠となっているのかは明らかになっていないが、睡眠障害により他国よりも睡眠時間を十分に確保できておらず、健康を損ねていることは明らかである。慢性的な睡眠不足や睡眠負債は、生活習慣病・認知症・うつ病などの疾患を引き起こす原因として問題視されているだけでなく、学習能力や判断力を低下させるなど、脳機能の低下を生じさせるため、日中活動の生産性にも影響を与えるとされている。例えば、運送業者などでの交通事故[国土交通省, 2015]など、様々なヒューマンエラーが生じやすくなり、大きな経済損失を生んでいる。

この問題を解決するためには、睡眠障害の早期発見や睡眠の質の低下や睡眠不足の診断が求められる。睡眠の専門病院では、このような診断の際、睡眠段階という指標を用いる。睡眠段階は、睡眠を眠りの深さの観点により最大6段階に時系列で分類したものであり、眠りが最も浅いものから、覚醒（W）・レム睡眠（REM 睡眠）・ノンレム睡眠1～4（NREM 1～4）である。睡眠段階を用いて睡眠を診断するためには終夜睡眠ポリグラフ検査（PSG 検査）により脳波・眼球運動・心電図・筋電図・呼吸曲線・いびき・動脈血酸素飽和度などの生体活動を一晩にわたって計測し、そのデータに対してR&K法[Rechtschaffen, 1968]を用いる必要がある。しかし、終夜睡眠ポリグラフ検査は多数の電極を装着する必要があるため身体的な拘束性が高いだけでなく、通常的生活状態とは大きく

異なる状態で一晚過ごす必要があるため精神的な負荷も高いことが問題として挙げられる。また、検査のために入院は必須であり、専門医師が一晚のデータを基に診断するため、費用も高価かつ時間もかかる。この検査法は現在、最も高精度に睡眠を診断可能であるが、検査の敷居が高いため、専門病院での検査の予約が数年先まで埋まっていることなどがある。そのため、現在の日本における睡眠障害患者数に対して受療率は低く[傷病別年次推移表]、睡眠時間だけでなく睡眠障害患者数も増加傾向になることが予測される。この問題を解決するために、睡眠段階の診断の簡易化が求められている。脳波計よりも簡易的に計測できる機器を用いた推定として、アクチグラフを用いた覚醒状態の診断[De souza 2003, Paquet 2007, Kawamoto 2013]、ウェアラブルセンサを用いた脈波計測から自律神経系のバランスを計測した睡眠段階の診断[八十 2004, 亀山 2006, 三輪 2011]、マイクロフォン・マイクロ波・赤外線センサなどを用いた睡眠段階の診断[Araki 2016, 鈴木 2016]が存在する。他にも、心電図を用いた診断[福田 2005, 福山 2008, 藤原 2017, 能 2008]やマットセンサを用いた診断[渡邊 2002, 渡辺 2006, 神林 2012]も存在する。これらの推定法の共通点として、心臓の動きに着目している。心臓の動きは神経活動系との関係が強いとされており、また、心拍の中周波成分に該当する成分は睡眠段階の推移と相関性が存在するとも言われているためである。しかし、アクチグラフ、ウェアラブルセンサや心電図は電極の装着よりも拘束性は高くないが、完全無拘束のセンサではない。完全無拘束のセンサはマイクロフォン、マイクロ波、赤外線センサや圧力センサなどが挙げられる。マイクロフォンでは呼吸音から浅い睡眠と深い睡眠を分類し、マイクロ波では心臓の振動データから自律神経系のバランスを導出し、睡眠段階4段階の推定可能性を示唆し、赤外線センサでは頭の動きから覚醒を推定している[Araki 2016, 鈴木 2016]。また、圧力センサを用いた診断[渡邊 2002, 渡辺 2006, 神林 2012]も存在し、心拍の中周波成分の推移と睡眠段階の推移に相関性があることを基に、睡眠段階6段階の推定している。しかし、無拘束のセンサを用いた睡眠段階推定では、拘束型よりも細かな段階数の睡眠段階推定が困難であり、推定精度も高くないのが現状である。

## 1.2 目的と研究方法

本研究では、患者に対して拘束性を与えない完全無拘束型の生体センサの中から圧力センサに着目し、そこから取得される生体振動データを用いて専門病院の診断にて用いられる6段階の睡眠段階との一致率が高い睡眠段階を推定することを目的とする。提案手法の有効性を検証するために、睡眠障害を持たない健康な被験者に対し実験を実施する。被験者に対して睡眠段階推定をするため



に圧力センサを敷いたベッドで睡眠をとってもらうと同時に、脳波計・筋電図・眼球運動を記録する。これは、推定した睡眠段階の正しさを求めるためにR & K法を実施するためである。実際に取得された睡眠時の生体振動データから睡眠段階を用いて睡眠段階を推定し、R & K法で診断された睡眠段階との一致率から推定精度を導出し、有効性を検証する。

### 1.3 構成

本論文の構成は次のようになる。1章では、睡眠段階推定法に関する背景として、拘束型ならびに無拘束型の睡眠段階推定法の説明ならびに、本研究で取り組む無拘束型センサを用いた睡眠段階法の問題点を3つの観点で挙げ、それぞれの解決法を述べた。2章では、生体的な観点に基づき睡眠段階の6段階に生じる特徴と睡眠に含まれる睡眠サイクルについての説明と、医学で用いられている脳波計・筋電図・眼球運動のデータを用いた睡眠段階の診断法について説明する。3章では、医学で用いられている電極を多く用いる診断法よりも簡易的な推定法として、拘束型センサならびにそれから取得される生体データを用いた推定法と無拘束型センサならびにそれから取得される生体データを用いた推定法の2つの観点で既存の従来法を説明するとともに、それらを用いる生体データと推定する睡眠段階の段階数ならびに一致率から従来法をマッピングした上で、本研究の位置づけならびに研究に取り組む課題を述べる。4章では、中周波成分の推移が類似する睡眠段階の範囲について、従来の6段階の睡眠段階の推定ではなく、中周波成分の推移を用いてNREM睡眠の4段階の推定に合わせ、別途覚醒とREM睡眠を推定する方法を提案し、被験者実験を通してその有効性を検証する。5章では、異なる睡眠周期により中周波成分の推移が変化する問題において、R&K法により診断されたレム睡眠を基に睡眠周期を判断し、それぞれの区間の時間から周期を求め、変化箇所を決定する。その箇所から睡眠を分割し、その区間において中周波成分の推移を導出し、睡眠段階を推定する方法を提案し、被験者実験を通して有効性を検証する。6章では、5章で睡眠周期の変化による推定精度悪化を防ぐため、分割した区間での生体振動データを用いて中周波成分の推移を導出する必要があるが、少ないデータでの中周波成分の導出には過剰適合が生じる問題に対し、自分自身の過去の睡眠や他人の睡眠の睡眠時の生体振動データとの比較からより類似した中周波成分の推移の決定法を提案し、被験者実験を通して有効性を検証する。7章では、本研究において取り組んだ睡眠段階推定法の総括をし、最終章である8章で本論文をまとめる。

# 第 2 章 睡眠段階と推定方法

## 2.1 概要

人間は1日、24時間ある活動時間のうち個人差は存在するが約7～8時間を睡眠時間の活動として割り当てており、人間の生命維持活動として必要不可欠な行動である。数日単位であれば睡眠活動をしないということは可能であるが、幻覚・幻聴などの症状の出現や、脳機能の低下もあるため日中活動はままならない。逆に、睡眠時間を多く確保すれば良いというわけではない。短時間の睡眠時間の人も長時間の睡眠時間の人も存在し、必要な睡眠量は人だけでなく日によっても異なる。また、睡眠時間が確保されれば良いわけではなく、睡眠には質が存在する。これは、次節で説明する睡眠段階が影響しており、各睡眠段階には体や心を休めたりする役割が存在している。つまり、睡眠時間の記録だけでは睡眠不足や睡眠負債に気が付くことが出来ず、睡眠障害の早期発見が困難である。本章では、睡眠という活動を数値として示す指標である睡眠段階、また、人間の持つ睡眠のサイクルについて説明し、専門病院にて用いられている睡眠段階の取得方法を説明する。

## 2.2 睡眠段階

睡眠段階とは、人間の睡眠を眠りの深さの観点から6つに分けたものである。浅いものから、覚醒 (W)、レム睡眠 (REM)、ノンレム睡眠1～4 (NREM 1～4) となっており、それぞれの詳細な基準は次のようになっている。睡眠段階の例を図 2-1 に示す。図中での横軸は睡眠時間、縦軸は睡眠段階を表しており、この図を見ることで、睡眠時間における睡眠者の眠りの状態を知ることが可能となる。図中にある通り、NREM 睡眠1と2を浅睡眠、NREM 睡眠3と4を深睡眠とする4段階に分けた睡眠段階も存在し、診断する際に着目する症状に応じてこれらの段階を使い分ける。各睡眠段階には、生体活動を維持するための役割や生理的な特徴が異なるため、それぞれの段階について説明する。

- 覚醒

出現には連続性は存在しない。一番眠りが浅い状態であり、寝返りなどの大きな体動が出現する。交感神経活動 (HF) が上昇するため、心拍や血圧の上昇が見られる。

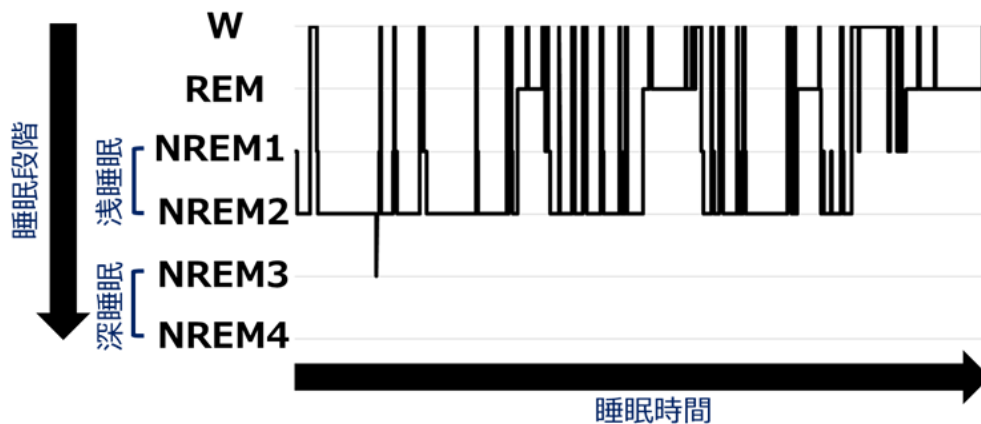


図 2-1 睡眠段階例

- レム睡眠

出現の連続性は存在する場合もあり、しない場合もある不安定な段階. 脳以外の機能は休息状態になるため、この段階で夢を見るとされている. 覚醒同様、交感神経活動（HF）が上昇するため、心拍や血圧の上昇が見られる.

- ノンレム睡眠 1・2（浅睡眠）

出現の連続性は存在する. 交感神経活動の安定、つまり副交感神経（LF）の興奮が見られ、心拍と血圧は減少する. また、呼吸数の低下も見られる.

- ノンレム睡眠 3・4（深睡眠）

出現の連続性は存在する. ノンレム睡眠 1・2（浅睡眠）よりも、更に交感神経活動の安定、つまり副交感神経（LF）の興奮が見られ、心拍と血圧に加え呼吸数もより低下する.

## 2.3 睡眠周期

人間の睡眠には、個人差は存在するが約 90～110 分の周期的なリズムが存在する. これはウルトラディアンリズムや睡眠周期と呼ばれ、約 90～110 分の周期で覚醒から REM 睡眠、NREM 睡眠、REM 睡眠、覚醒状態への推移をとるリズムのことである. つまり、標準的な睡眠時間として 7 時間 30 分程度の睡眠の際には、1 回の睡眠において 4～5 回の睡眠周期が出現することになる. 図 2-2 は、この睡眠を模擬したものであり、就寝から起床までの間に 4 回の睡眠周期の出現が見られる. また、睡眠周期は就寝直後よりも起床前の方が、覚醒

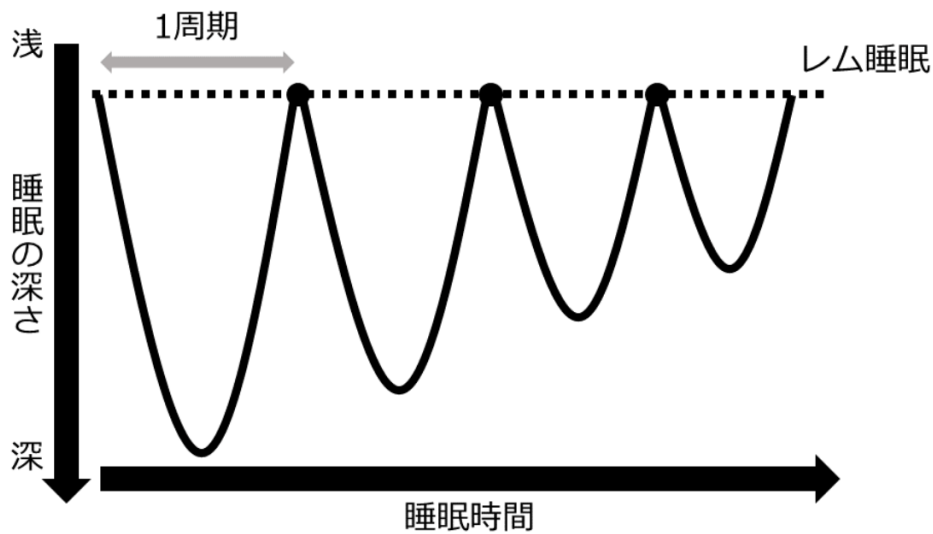


図 2-2 睡眠サイクル例

から NREM 睡眠へ下がる際、より深い睡眠になることが知られている。これは、就寝時よりも起床前のほうが外的要因により目覚めやすいことを示している。一般的に、これらのリズムは生活のリズムや身体的特徴に応じて変化するとされており、食事、運動、投薬、アルコール、ストレス、年齢、性別など様々な要因が挙げられる。そのため、同じ人であっても同じ睡眠状態やリズムを続けることは無く、日々、そして睡眠中でも様々な要因で変化する。

## 2.4 医療現場で用いられる睡眠段階推定法

睡眠段階の取得方法の国際基準法として Rechtschaffen & Kales の判定法 (以下、R&K 法) [Rechtschaffen, 1968] が用いられる。図 2-3 は R&K 法の判定法を示している。ベッドで寝ている患者に対して脳波計と筋電計を装着させ、睡眠中の脳波 (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する。そのデータを医師の専門知識と経験に基づいて睡眠段階を 30 秒間隔で判定する方法である。以下、各生体データの計測法について説明し、各睡眠段階をどのように判定するかの基準も説明する。



図 2-3 R&K 法

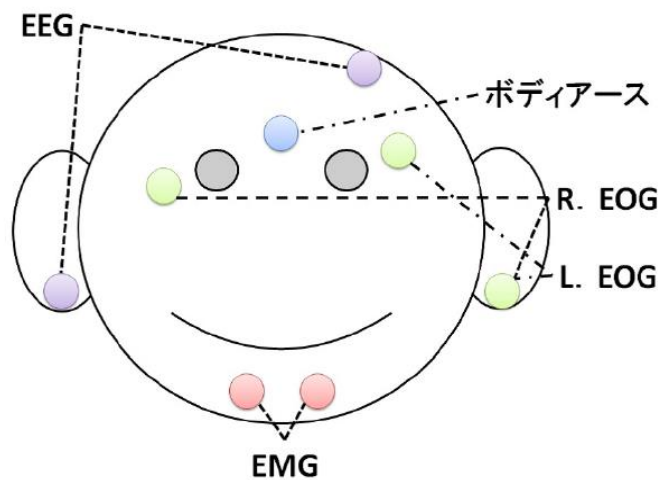


図 2-4 脳波計の装着図

R&K 法では患者に対し、脳波・筋電図・眼球運動を計測するため、図 2-4 のように、顔の指定箇所に電極を装着する。その際、両眉の間のおでこ、図中の青色の丸が示す位置にボディアースの役割として電極を装着する。

- 脳波：図 2-4 の紫色の丸が示す位置に電極を患者に装着させ、脳波（EEG）を取得する。脳波は、被験者の意識水準と対応しており、 $\alpha$  波や  $\delta$  波などから興奮状態やリラックス状態を判断することが出来、睡眠段階の 6 段階全てを判定する上で重要な要素である。
- 筋電図：図 2-4 の赤色の丸が示す位置に電極を患者に装着させ、オトガイ筋筋電図（EMG）を取得する。筋電図は、浅い睡眠状態である睡眠段階の覚醒とレム睡眠を区別するための判断に用いられる。
- 眼球運動：図 2-4 の緑色の丸が示す位置に電極を患者に装着させ、眼球運動（EOG）を取得する。眼球運動は、レム睡眠（Rapid Eye Movement Sleep）の名前にある通り、該当の状態の時、急速な動きを示すため、レム睡眠を識別する際に用いられる。

電極の装着により患者の脳波・筋電図・眼球運動を計測した後、得られたデータから30秒を1エポックとして6段階の睡眠段階から一番妥当だと考えられる睡眠段階を専門医師の診断により決定する。その、各睡眠段階の判断法を次に説明する。

- 覚醒 (W) : 8 ~ 13 Hz の脳波成分を示す  $\alpha$  波が 50 % を占める。急速な眼球運動が見られ、筋電図は相対的に高電位を示す状態。
- レム睡眠 (R) : 比較的低電位で様々な周波数の脳波が見られ、覚醒時よりも 1 ~ 2 Hz 遅い  $\alpha$  波が出現する傾向がある。覚醒時とは異なる特徴的な急速眼球運動が見られ、筋電図は1夜を通して最も低電位を示す状態。
- ノンレム睡眠 1 (NR 1) : 脳波において、 $\alpha$  波の占める割合が 50 % 未満であり、睡眠者がまどろんでいる状態。
- ノンレム睡眠 2 (NR 2) : 脳波において、紡錘波の存在が中心的であり、特に頭頂部から得られる脳波に出現する。眼球運動はほとんど消失し、自覚的に眠りに入った状態を示す。
- ノンレム睡眠 3 (NR 3) : 脳波において、4 Hz 以下の高振幅の脳波である  $\delta$  波が 20 ~ 50 % を占めている、深い睡眠状態。
- ノンレム睡眠 4 (NR 4) : 脳波において、4 Hz 以下の高振幅の脳波である  $\delta$  波が 50 % 以上を占めている、深い睡眠状態。

これらの判定法から一意に睡眠段階を決定することが可能の場合はよいが、複数の要素が存在する場合やどの要素も見られない場合は一意に決定することが困難となる。その場合、前後のエポックから関係性を考慮することにより決定される。こういった際の判断は、医師に委ねられるため、診断する医師の経験量などによって変動すること場合が存在する。また、医師による判断の統一性や労力の減少を目的としたコンピュータによる自動判定をするために、より明確な決定法が考慮され続けられている。

# 第3章 従来法：簡易型睡眠段階推定法

## 3.1 拘束型睡眠段階推定法

R&K 法で用いた脳波計などの高い拘束性でないセンサを用いた推定法を説明する。ここで用いられているセンサとして、心電図やウェアラブルセンサが挙げられる。これらのデータから取得出来るデータには RRI, 加速度や脈波があり, これらのデータを用いた推定法を説明する。

### 3.1.1 RRI を用いた睡眠段階推定

RRI は, 心臓の鼓動に対応して生じる電気信号中のもっとも電圧の高い箇所である R の間隔を記録したデータである。これらのデータに対して,  $0.04\sim 0.15[\text{Hz}]$ に対応する箇所が副交感神経活動,  $0.15\sim 0.50[\text{Hz}]$ に対応する箇所が交感神経活動である。これらの神経活動は睡眠にも影響があり, 浅い睡眠である覚醒や REM 睡眠, 深い睡眠である NREM 睡眠で活発になる神経活動は異なる。亀山らは, RRI のデータに対して周波数解析することにより, この副交感神経活動と交感神経活動を考慮することにより睡眠段階の4段階を推定した[亀山, 2006]。具体的には, 覚醒と REM 睡眠で活発になる交感神経活動, 浅睡眠・深睡眠で活発になる副交感神経活動から, 予め閾値を設けることで, それぞれに対応する範囲に取得データの数値が存在する場合, 該当の睡眠段階として推定する。この方法により, 医師が診断する正しい睡眠段階と比較し, 最大一致率として75%の精度を実現している。

### 3.1.2 加速度を用いた睡眠段階推定

三輪らは, ウェアラブルセンサから得られる加速度センサから浅い眠りと深い眠りの診断が可能であることを示している[三輪, 2011]。これは, 覚醒や REM 睡眠では体の動きが多く出現し, NREM 睡眠ではほとんど体の動きがないことから, 加速度の値と浅い眠りと深い眠りの関係性を見出している。予め, 被験者実験により浅い睡眠と深い睡眠を分けられる閾値を決定し, その値を基に決定をしている。この方法により, 眠りの深さと加速度の値には相関性が存在し, 2値の睡眠推定の可能性を示している。

### 3.1.3 脈波を用いた睡眠段階推定

脈波は血管中に流れるヘモグロビンの量を LED の光の反射量から推定する。心臓の鼓動によりヘモグロビンの量は時間により変化し、多く流れる時刻の間隔を記録することから脈波を計測している。脈波は不整脈などの病気がない場合、RRI 間隔と類似した値になることが考えられるが、RRI 間隔よりも精度は悪くなる場合が多く存在する。八十らは、REM 睡眠時の脈波数値に着目し、REM 睡眠を推定した[八十, 2004]。これは、REM 睡眠時には交感神経活動の活発化により脈波も活発になることから、予め被験者実験により閾値を設け、REM 睡眠を推定している。これにより一致率 89% の精度を実現している。

## 3.2 無拘束型睡眠段階推定法

前節では心電図やウェアラブルセンサなどの簡易的な拘束性の推定法を説明した。拘束性のセンサを用いた推定法として、より高精度のデータを取得することが出来る特徴が存在するが、装着できる被験者は限られる。本節では、完全に無拘束の推定法を説明する。用いられるセンサとして、赤外線センサ、マイクロ波、マイクロフォンや圧力センサが挙げられ、これらのデータから取得出来るデータとして、心拍、体動、呼吸数や呼吸音がある。

### 3.2.1 呼吸数・音を用いた睡眠段階推定

岡田ら[岡田, 2007]は、睡眠時における呼吸変化から徐波睡眠の推定を実現している。睡眠時における呼吸は、(1) 覚醒状態から睡眠状態へ移行する時に周期的な増加や現象を繰り返す不規則な変化、(2) NREM 睡眠、特に NREM 2～4 において安定化、(3) REM 睡眠において不規則な変化に分類出来るとしており、呼吸の変動が少ない区間を検知することは NREM 睡眠、特に徐波睡眠を推定することと同義であるとしている。具体的な推定法としては、5 分間に取得される呼吸波形のピーク検出から、振幅の平均値および標準偏差から変動係数を導出している。

$$CVRA[\%] = \frac{SD}{M} * 100 \quad (3-1)$$

式(3-1) 内の M は振幅の平均値、SD は標準偏差を示している。区間として定めている 5 分という時間設定は、心電図の R-R 間隔の変動係数の導出の際には一般的に 100 回分の鼓動分を用いることを基に、呼吸は 1 分間に 20 回程度するため 5 分と定めている。これを予め R&K 法を用いて覚醒・REM 睡眠・NREM



睡眠の判定をされた呼吸データを用いて閾値を決定し、その値を用いて徐波睡眠を判定している。5名の被験者による睡眠実験から計測された5日分の睡眠データを用いた被験者実験により、平均値として67.0%の精度で徐波睡眠を推定可能とした。また、荒木ら[荒木, 2016]は、マイクロフォンを用いて睡眠中の呼吸音から浅い睡眠と深い睡眠の判定を目指し、マイクロフォンから計測された音声データを2.0~2.9, 2.9~3.3, 3.3~4.2, 4.2~4.6[kHz]の4つの周波数帯域に分類することで、睡眠段階と関係性が高い周波数帯域を明らかにしている。1名の被験者に対し1日分の睡眠時の音声に加え、マットセンサを用いた睡眠段階推定ソフトとスマートフォンを用いた睡眠段階推定ソフトによる睡眠段階を計測し、4つの周波数帯の推移と各推定ソフトによる睡眠段階の推移との相関性を考察している。結果より、2.9~4.2[kHz]の帯域の相関性が高いことを明らかにし、呼吸音を用いた推定法の実現性を示唆している。

### 3.2.2 体動を用いた睡眠段階推定

神林らは、体動から浅い眠りと深い眠りとの相関性を示した[神林, 2007]。これは、浅い眠りでは寝返りなどの動きが多く出現し、深い眠りではほとんど動きがないことに着目している。それぞれの眠りにおける体動の値を記録し、その値における相関性を示している。

### 3.2.3 心拍を用いた睡眠段階推定

心拍は心臓の鼓動の振動を計測しデータを取得する。この方法には圧力センサだけでなくマイクロセンサなどの方法がとられる。心拍は自律神経系に影響があり、睡眠では覚醒・REM睡眠では心拍は高くNREM睡眠では心拍は低い傾向がある。また、REM睡眠では心拍の乱れが生じ、NREM睡眠からREM睡眠・REM睡眠からNREM睡眠への移行の際にも心拍の乱れが生じることがわかっている。これらの特徴を基に睡眠段階推定をしている手法として渡辺手法ならびに原田手法を次に説明する。

#### 3.2.3.1 渡辺手法

渡辺ら[渡辺, 2002]は、従来研究で開発した無拘束型マットレスセンサより取得される生体振動データを用いて睡眠段階6段階の推定を実現している。推定に用いるのは生体振動データより心拍数変動を導出し、それを低周波帯域・中周波帯域・高周波帯域に分けることで連続的な睡眠段階を推定している。低周波帯

域は約 24 時間周期のサーカディアンリズムを表現するとし、就寝から起床に向けて睡眠が浅くなることを示しており、中周波帯域は約 90 分周期のウルトラディアンリズムを表現するとし、浅い睡眠から深い睡眠を経て浅い睡眠へ移行する動きを示しており、高周波帯域は突発的に生じる覚醒や REM 睡眠を示すとしている。これらの特徴を踏まえ、睡眠ハンドブック[日本睡眠学会, 1994]に記載されている実験データより、予め決定された 6 段階の各睡眠段階の出現率に従って睡眠段階を割り当てていく。20 代男性の被験者による睡眠実験から計測された 20 日分の睡眠データを用いた被験者実験により、平均値として 43.7%の精度で 6 段階の睡眠段階を推定可能とした。また、渡辺らは[渡辺, 2006]は、この睡眠判定のアルゴリズムにて用いているパラメータが、20 代前半の健康者の男性のデータから決定しており、異なる世代の被験者へ適用が限られている問題に対し、睡眠年齢を考慮する方法を提案している。具体的には、年齢によって変化する 6 段階の睡眠段階の出現割合を、年齢に対し線形的に変化することと R&K 法において誤判定が少ない NREM 4 の出現割合から推定することで、睡眠段階 6 段階の各段階の出現割合を決定している。

$$\begin{aligned}
 f_W &= 0.307y - 4.39 \\
 f_{REM} &= -0.157y + 28.49 \\
 f_{NREM1} &= 0.141y + 2.53 \\
 f_{NREM2} &= -0.051y + 49.32 \\
 f_{NREM3} &= 0.001y + 5.59 \\
 f_{NREM4} &= -0.241y + 18.46
 \end{aligned} \tag{3-1}$$

式(3-1) は、 $f_W, f_{REM}, f_{NREM1}, f_{NREM2}, f_{NREM3}, f_{NREM4}$  と実年齢  $y$  の関係から 6 段階の睡眠段階の出現割合[%]を睡眠ハンドブック[日本睡眠学会, 1994]に記載されている実験データより導出された制約条件である。渡辺らは、この式中の  $f_{NREM4}$  を基に 20 代男性の被験者による睡眠実験から計測された 10 日分の睡眠データから、睡眠年齢の推定式を定義している。

$$\hat{y} = -11.4\sigma_s + 94.4 (\pm 6.4) \tag{3-2}$$

式中の  $\sigma_s$  は睡眠指標と定義され、無拘束型マットレスセンサより取得される生体振動データの脈波波形のパワースペクトルのピークスペクトルと脈波以外の平均スペクトルの比で導出される。この式より、推定する被験者の睡眠年齢を推定することで、推定する睡眠に出現する 6 段階の各睡眠段階の出現割合を決定することが可能となり、どの世代に対しての推定も可能となり、年齢と睡眠年齢に差が存在する場合においてもより高精度の推定が可能となる。20 代男性の被験者による睡眠実験から計測された 4 日分の睡眠データを用いた被験者実験により、平均値として 36.4%の精度で 6 段階の睡眠段階を推定可能とした。また、栗原ら[栗原, 2007]は、無拘束型マットレスセンサより取得される生体振動デー

タに対し **FFT** を用いた際、体動の低周波成分が脈波に与える影響を受けてしまう問題に対し、くし型フィルタを用いた分離により脈波と体動成分をより高精度にした。これは、生体振動データにノイズを多く含む際より効果的である。また、くし型フィルタを用いて分離したデータを基に **REM** 睡眠、覚醒および **NREM** 睡眠をそれぞれ特徴づける指標を提案することで、6段階の睡眠段階推定の精度向上を図っている。具体的には、**REM** 睡眠時には心拍数が不規則になることに着目し、1分間の区間を前半・後半として30秒間で区切りそれぞれのスペクトルの振幅の差から心拍数の変化を捉える指標を提案し、覚醒および **NREM** 睡眠時には睡眠が深くなるにつれて、体動の大きさが小さくなり発生頻度が小さくなることに着目し、取得されているデータの平均振幅をあらかじめ定めた区間の平均振幅の比から体動による変化を捉える指標を提案している。20代男性の被験者による睡眠実験から計測された20日分の睡眠データを用いた被験者実験により、平均値として51.0%の精度で6段階の睡眠段階を推定可能とした。

### 3.2.3.2 原田手法

原田ら[Harada, 2016]は、渡辺らと同じ知見から心拍の中周波成分を三角関数近似により導出することで睡眠段階を推定している。図3-2はそのフローを示しており、計3stepの工程により睡眠段階を推定している。



図 3-2 三角関数近似を用いた無拘束型睡眠段階推定法の推定フロー

- 1 step

ベッド下に敷いた圧力センサから睡眠時の生体振動データを取得する。原田らの研究では、圧力センサとしてフィンランドの **Emfit Ltd.**により開発された **Emfit** センサを用いている。**Emfit** センサは、生体振動データから特定の周波数を抽出することにより、体動・心拍・呼吸を 1 sec 毎に 1 データとしてそれぞれの生体データを取得する。図 3-2 では、実際に取得された心拍を示しているが、これは原田らの研究では主に心拍に着目して睡眠段階を推定しているからである。

- 2 step

1 step で取得された心拍に対して、後述する三角関数近似法を用いて中周波成分を導出する。ここでの中周波成分は 26~136min の周波数帯から抽出されるものである。この周波数帯域は渡辺ら[渡辺, 2002] [渡辺, 2006] [栗原, 2007]によって睡眠段階の推移と相関性が存在するとされていることから同様の周波数帯域を用いている。三角関数近似法を用いた中周波成分の導出法を図 3-3 に示す。まず、導出する中周波成分を式 (3-1) で示すような余弦波ならびに正弦波の合成波として定義する。式中の  $t$  は推定をする際のデータの長さを、 $L$  は導出する合成波の最大長を、 $N$  は合成する波の数を示している。今回、中周波成分を導出する際には  $L = 2^{14}$ ,  $N = 13$  を用いている。また、 $a_x, b_x$  はそれぞれ余弦波と正弦波の振幅を示しており、 $c$  は合成波の値の高さを示している。 $a_x, b_x, c$  の要素、式中では  $a_0, b_0, a_1, b_1 \dots a_{13}, b_{13}, c$  をひとまとめとして  $a_x, b_x, c = \{a_0, b_0, a_1, b_1 \dots a_{13}, b_{13}, c\}$  と表記する。

$$h(t) = c + \sum_{n=1}^N \left( a_n \cos\left(\frac{2\pi t}{L/n}\right) + b_n \sin\left(\frac{2\pi t}{L/n}\right) \right) \quad (3-1)$$

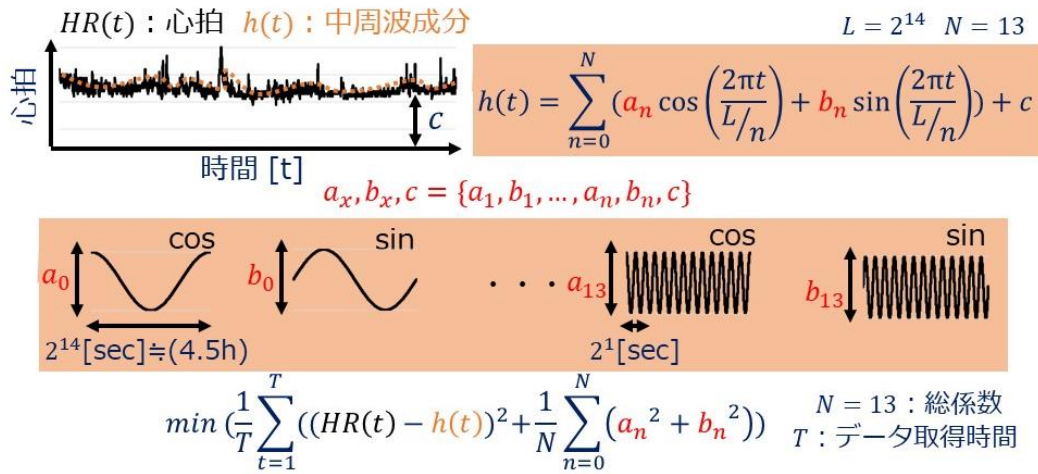


図 3-3 三角関数近似による中周波成分の導出

$a_x, b_x, c$  の要素である  $a_0, b_0$  は  $L = 2^{14}$  を 1 周期とする余弦波・正弦波の振幅を示し、 $a_1, b_1$  は  $L = 2^{13}$  を 1 周期とする余弦波・正弦波の振幅を示し、 $a_{13}, b_{13}$  は  $L = 2^1$  を 1 周期とする余弦波・正弦波の振幅を示している。この合成波である式 (3-1) を式 (3-2) で示す最小化をすることにより、実際に取得された心拍との差分を最小化していく。

$$\min \left\{ \frac{1}{T} \sum_{t=0}^T (HR(t) - h(t))^2 + \frac{1}{N} \sum_{n=0}^N (a_n^2 + b_n^2) \right\} \quad (3-2)$$

式中の  $HR(t)$  は実際に取得された心拍のデータを示し、 $T$  は取得されたデータの長さを示している。式 (3-2) に示す通り、取得された心拍と合成波の差が最小になるように、合成波の成分である  $a_x, b_x$  を最小の値になるように導出していく。これにより、合成波が心拍の中周波成分を示すようになる。原田らの方法では、このような三角関数近似法を用いているが、渡辺ら[渡辺, 2002] [渡辺, 2006]の方法ではフーリエ変換を、栗原ら[栗原, 2007]の方法ではくし型のフィルタにより 26~136min の周波数帯に対してバンドパスフィルタを用いて抽出し、逆フーリエ変換により中周波成分の推移を導出している。26~136min の周波数は健康的な若者の睡眠時に取得される睡眠段階との類似性が有意であるとされているものであるが、推定者や推定日によって変化することが考えられるため、三角関数近似法では、中周波成分の抽出の際、最長 4.5 時間までの波を考慮することで推定者や推定日による睡眠時間や特徴の変化に対応可能にしている。

- 3 step

例) 時刻(t)の場合

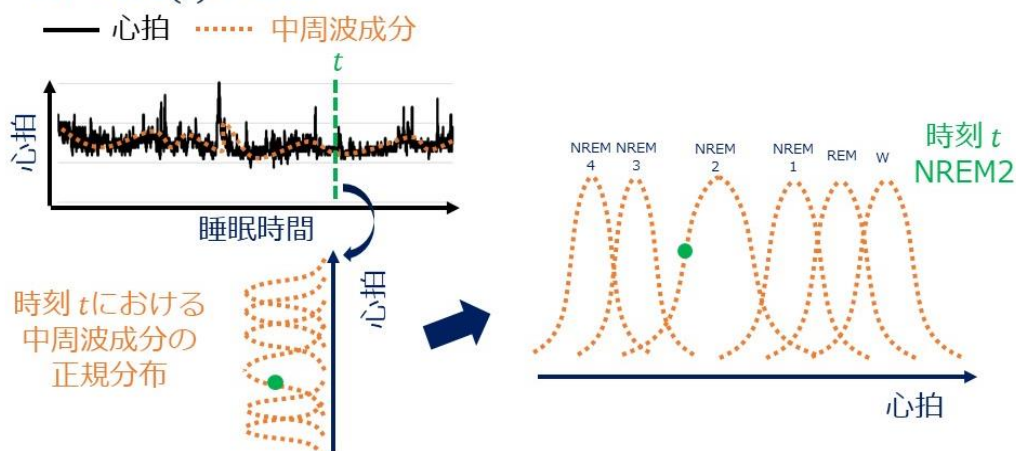


図 3-4 従来法における中周波成分の離散化法

2 step 目に導出された中周波成分の推移と睡眠段階の推移には類似性が存在することから、中周波成分を離散化することで睡眠段階を導出する。ここで用いる離散化の方法は図 3-4 に示す。左上には 2 step における取得された心拍から三角関数近似法により中周波成分の推移を導出していることを示している。ある時刻  $t$  での離散化をする際、左下のオレンジの点線で示すように導出された中周波成分の値から正規分布を導出する。その軸を横にし、拡大したものが図中の右に示してある。この正規分布は予め計測した睡眠データを基に睡眠段階毎に 6 つ導出された確率密度関数である。図では横軸である心拍の値に対し、左から、つまり心拍の値が低いものから NREM4~NREM1, REM, 覚醒となっている。図における時刻  $t$  の心拍の値は緑の丸で示す位置に存在しているため、確率密度関数より NREM2 と離散化されることになる。これを就寝から起床までの時間に対して離散化していくことにより、睡眠時間の睡眠段階を導出する。また、原田ら [Harada, 2016] はより高精度の睡眠段階指定を実現するために覚醒と REM 睡眠の推定法を用いている。覚醒の状態は一番眠りが浅いため、寝返りなどにより、睡眠中を通して短時間で大きな体動が生じる特徴が存在する。このことから式 (3-3) を満たすとき覚醒と推定している。

$$\frac{60\text{sec間の体動の標準偏差}}{\text{全時間における体動の平均}} > 1.0 \quad (3-3)$$

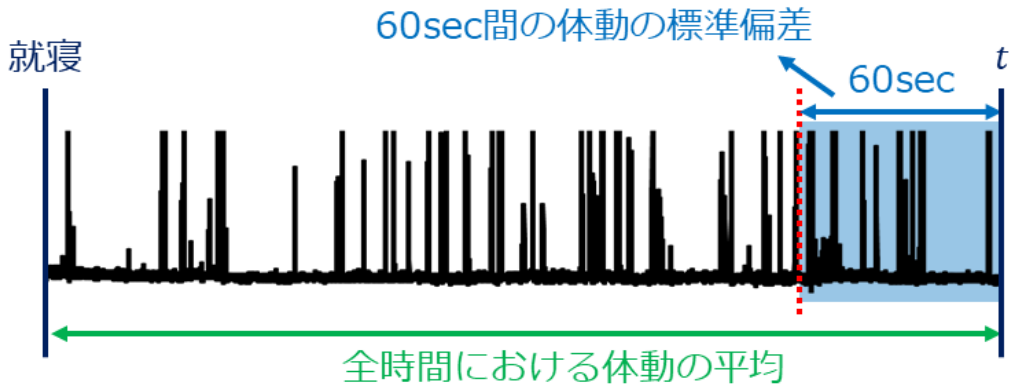


図 3-5 覚醒の推定法

図 3-5 は、ある測定者の睡眠中に測定された体動を示している。横軸は睡眠時間、縦軸は体動の大きさを表している。図は就寝からある時刻  $t$  ( $t > 60 \text{ sec}$ ) までの体動を表している。式の中の左辺の分子は  $60 \text{ sec}$  間の体動の標準偏差を導出しており、図では青い背景色になっている区間が該当する。この標準偏差は、短期間の大きな体動を検出するために用いている。また、分母は就寝から時刻  $t$  までの睡眠時間における体動の平均を導出しており、図では緑色の矢印の区間が該当する。この平均は、睡眠中の平常状態の体動を検出するために用いている。式の中の右辺の  $1.0$  は閾値であり、測定に用いるセンサの感度などにより変化するものであり、原田らは予め得られた睡眠時の生体データを基に覚醒の推定精度が最大になるような閾値を決定している。REM 睡眠の状態では、自律神経系のバランスが乱れることから、心拍や呼吸が乱れることがわかっていることから、式(3-4)を満たすとき REM 睡眠と推定している。

$$\text{体動} \leq 100 \text{ かつ } \frac{|\text{currentmedian} - \text{prevmedian}|}{\text{prevmedian}} > 0.04 \quad (3-4)$$

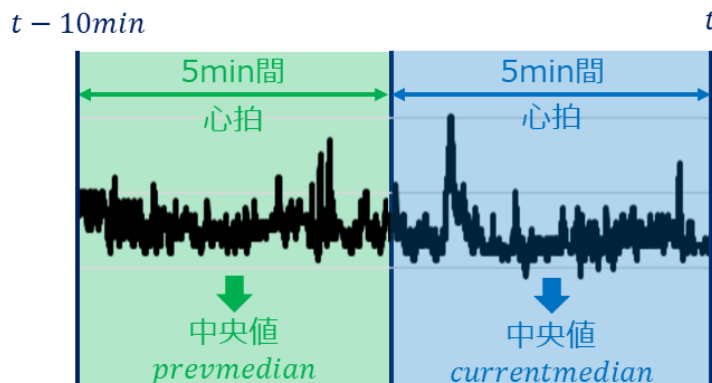


図 3-6 REM 睡眠の推定法



図 3-6 は、ある測定者の睡眠中に測定された心拍を示している。横軸は睡眠時間、縦軸は心拍の大きさを表している。図はある時刻  $t$  ( $t > 10 \text{ min}$ ) の 10 分前からある時刻  $t$  までの心拍を表している。図において、ある時刻  $t$  の 10 分前からある時刻  $t$  までの期間を 5 分間で 2 つ (緑色の背景色・青色の背景色) に分割し、それぞれの区間において心拍の値の中央値を導出する。緑色の背景色の中央値を *prevmedian*、青色の背景色の中央値を *currentmedian* と定義している。この時の心拍は 1 sec につき 1 個の値を持つデータであるため、各区間には合計 300 個の心拍の値が存在するため、それらのデータの中央値を導出することになる。式(4-4)の左辺の分子は中央値の変化の差を示しており、*prevmedian* の比を計算することにより、心拍の上昇や減少度合いを検出することから心拍の乱れを捉えることが可能となる。前提条件に存在する体動値の条件は、心拍の乱れだけでは覚醒と REM 睡眠を誤って推定してしまうことがあるため存在する。覚醒と REM 睡眠の判断には前節で述べたような体動を用いることが多いため、体動が大きい場合は REM 睡眠ではなく覚醒と推定している。式中の右辺の 0.04 は閾値であり、前項同様に測定に用いるセンサにより変化するものであり、原田らは得られた睡眠時の生体データを基に覚醒の推定精度が最大になるような閾値を決定している。

### 3.2.4 本研究の位置づけ

図 3-7 は、既存の睡眠段階推定法を睡眠段階の段階数ならびに推定に用いている生体データにより分類した。横軸には、睡眠段階の段階数を示してある。睡眠段階 5 段階は NREM 睡眠 3 と 4 を深睡眠とした、覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠 1・2・深睡眠の 5 つであるが、用いられる場合は少ないため推定において研究はなされていないため除いている。縦軸は推定も用いている生体データを示している。また、拘束型のセンサを用いた推定は緑色の文字を、無拘束型のセンサを用いた推定は青色の文字で記載をしている。各手法において、推定精度が求められているものはその最大一致率を記載し、相関関係のみを示しているものには※を記載している。図より、ピンク色の背景になっている心拍・RRI・脈波を用いた推定法が多く研究されている。これらのデータは心臓の鼓動に関係性が存在するものであり、眠りの深さと心臓の鼓動に相関性があることは多く示されている。しかし、これらの既存の手法では、被験者から得られたデータを基に閾値を決定しており、睡眠段階の決定方法は一意的ではない。また、多くが拘束型の推定法である。そこで、本研究では無拘束かつ睡眠段階数が一番細かい 6 段階に着目し、高精度の推定法の確立を目指す。具体的には、心拍の中周波成分の推移が睡眠段階の推移と相関性が存在することを基に、より高精度の推定



法を目指すことに加え、睡眠段階の一意的な決定方法の確立を研究目的とする。

拘束型, 無拘束型  
※: 相関関係による優位性

		睡眠段階の段階数			
		2	3	4	6
心臓	心拍				[Kurihara, 2007] 一致率: 51%
	RRI	【REM・NREM】 ※[Martin, 2010]	[Xion, 2013] 一致率: 70% [武田, 2016] 一致率: 76%	※[谷田, 2008]	※[藤原, 2003] ※[東風谷, 2010]
	脈波	【REM】 ※[八十, 2004]		[亀山, 2006] 一致率: 75%	
その他	【徐波睡眠】 体動 ※[神林, 2012]  【覚醒】 アクチグラフ [Jean, 2007]		音・照度・腕の加速度・ 年齢・睡眠経過時間 [Weixi, 2014] 一致率: 65% 体動・呼吸数・心拍数 [鈴木, 2008] 一致率: 58.9%		

図 3-7 既存の睡眠段階推定法

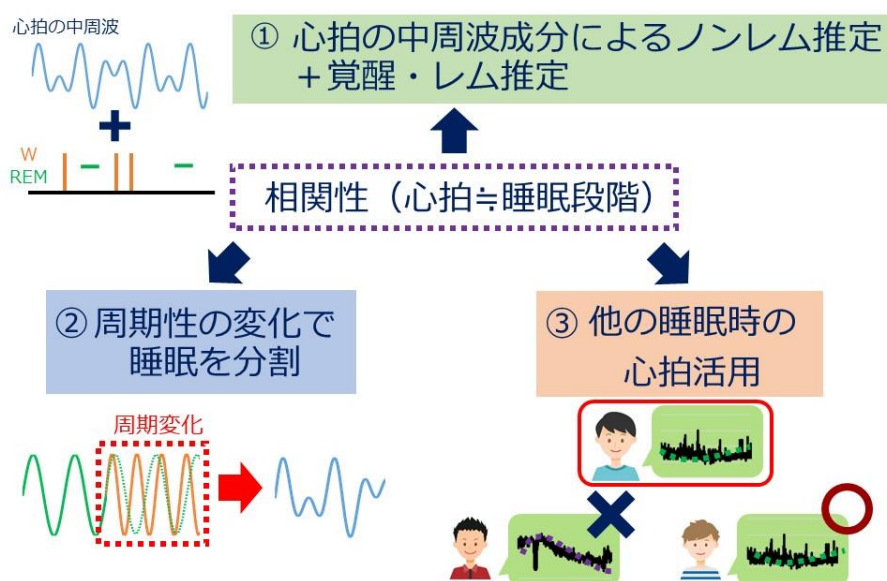


図 3-8 研究項目

図 3-8 に本論文で取り組む研究項目を示す。(1) 従来の中周波成分から睡眠段階 6 段階を推定する方法ではなく、心拍の中周波成分による NREM 推定ならびに推定されない覚醒と REM 睡眠の推定による一意的な推定法の確立。これは、心拍の中周波成分の推移には周期性が存在するという仮定から用いら

れているが、睡眠段階の覚醒と REM 睡眠の出現には周期性は存在せず、突発的に生じる段階であるため、分けて推定する必要性が存在するためである。(2) 睡眠中に出現するウルトラディアンリズムの周期変化により、中周波成分の推移を適切に導出できない問題への対応。これは、約60分から約120分で変化するウルトラディアンリズムの周期により、異なる周期性を持った合成派として中周波成分の推移を導出してしまうことにより、どの区間に対しても大きく推定が外れることはないが大きく適応することもないため、高精度にならない問題である。図では、前半は短い周期であるが、後半は長い周期になっている。これを現在の推定法では、中間の周期として中周波成分の推移を導出してしまふ。これを解決するために周期変化毎に睡眠を分割することにより、その区間に適した中周波成分の推移を導出することが出来、高精度の推定が可能になる。

(3) (2) により睡眠を分割した場合、睡眠周期で分割された周期分の睡眠データで中周波成分の推移の導出をする必要があるため、その導出法の確立。これは、就寝から起床までの睡眠データを用いた中周波成分の推移の導出とは異なり、少ないデータでは過剰適合により再推定する区間だけに合わせた睡眠段階が導出されてしまう。つまり、区間内で減少し続ける、もしくは上昇し続けるような睡眠段階が推定されることがあり、就寝から起床までを通して見た睡眠段階では起きないような睡眠段階として推定してしまう問題である。これら、3つの目的にそれぞれに取り組むことで、無拘束で高精度の6段階の睡眠段階推定法を目指す。

# 第4章 生体振動データの中周波成分による NREM 睡眠推定と覚醒・REM 睡眠の個別推定法

第3章では PSG 検査を用いた診断法よりも簡易に睡眠段階を推定する方法を、センサの拘束性やセンサから計測されるデータの種類に分けて列挙した。その中でも、渡辺らや原田らの手法は、圧力センサのような完全無拘束型のセンサを用いて計測される生体振動データから、心拍の中周波成分に該当する帯域の波形推移を導出することにより、実際の医療現場で用いられている6段階の睡眠段階を推定可能である。この方法は、ベッドの上で寝るだけで測定が可能であるため、機器の設置場所を考慮する必要がなく、ベッドと一緒にセンサを移動するだけでよいため被験者への負担はなく、睡眠段階のうちの特定の睡眠段階だけを推定するのではなく6段階の睡眠段階を推定可能であるため、注目されている手法であるが、PSG 検査を用いた診断法による睡眠段階との一致率は被験者や推定日により安定しない。第3章で述べた先行研究では、6段階での睡眠段階推定の精度は平均40%~50%程度である。この推定精度が低い原因の一つとして、睡眠という活動全てを心拍の中周波成分に該当する帯域の波形推移で推定することが限界であると考えられる。具体的には、先行研究では、6段階の睡眠段階に含まれる覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠（NREM1~4）を全てまとめた睡眠段階として、心拍の中周波成分に該当する帯域の波形推移から推定しているが、近年の研究の医学的観点から、覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠の役割やその該当時間における生理的・身体的反応は大きく異なることがわかっている。そのため、これらをまとめて推定するのではなく、それぞれ別のものとして個別に推定する方が適切であると考えられる。そこで、本章では、体動から覚醒を、心拍の乱れから REM 睡眠を、心拍の中周波成分の推移から NREM 睡眠をそれぞれ個別で推定する方法を提案する。

## 4.1 中周波成分による NREM 睡眠推定と覚醒・REM 睡眠の個別推定法

### 4.1.1 NREM 睡眠の離散化

従来法である渡辺らの睡眠段階推定法の 3 step 目にある離散化では、独立したカテゴリーである覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠を同一の観点で扱っているため推定精度に限界が存在する。そこで、本節では覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠を異なるカテゴリーとしてそれぞれ離散化をすることで、より医学的な知見に近い推定法を提案する。具体的には、NREM 睡眠は連続性があるのに加え、心拍数の上昇度合いや減少度合いと NREM1 から NREM4 の睡眠段階の深さの間には相関関係が存在するため、従来法と同様に心拍の中周波成分の推移を用いて NREM 睡眠を推定する。一方、覚醒と REM 睡眠は、NREM 睡眠とは異なり連続性が確認されづらく、自律神経系の活発化が見られるため、身体の動きや心拍や呼吸の乱れが生じやすいため、覚醒と REM 睡眠は心拍の中周波成分による推定ではなく、異なる指標から推定する。まず、覚醒は、寝返りなどのような突発的かつ短時間で大きな体動を生じることが多いため、短時間の体動変化を基に推定する。REM 睡眠は、自律神経系の活発化により心拍の乱れを伴うことから、一定区間の心拍変動の変化度合いより推定する。これら NREM 睡眠・覚醒・REM 睡眠の推定をそれぞれ個別にし、推定結果を統合することにより 6 段階の睡眠段階推定を実現する。図 4-1 に従来法と提案法における、中周波成分の推移から 6 段階の睡眠段階への離散化のイメージを示す。従来法では、覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠の 6 つの睡眠段階を、予め被験者実験により計測されたデータを基に、中周波成分の推移の値の大きさの範囲による確率密度関数を設定し、中周波成分の推移の値から確率的に睡眠段階を決定している。この際、図中において緑の点が中周波成分の推移の値とすると、NREM2 になる確率が NREM4・NREM3・NREM1・REM 睡眠・覚醒よりも大きいため、NREM2 と離散化されやすくなる。図中では緑色の点の位置には NREM2 の確率密度関数のみが割り当てられているようにみえるが、小さい値ではあるが他の睡眠段階の確率密度関数も割り当てられている。提案法では、睡眠の性質の異なる覚醒と REM 睡眠を切り分けて考慮するため、図中の右にあるように確率密度関数は NREM1 から NREM4 までを設定し、覚醒と REM 睡眠の確率密度関数は設けない。これにより、従来法とは異なり、中周波成分の推移から NREM 睡眠のみを離散化ならびに睡眠段階の推定を可能にする。

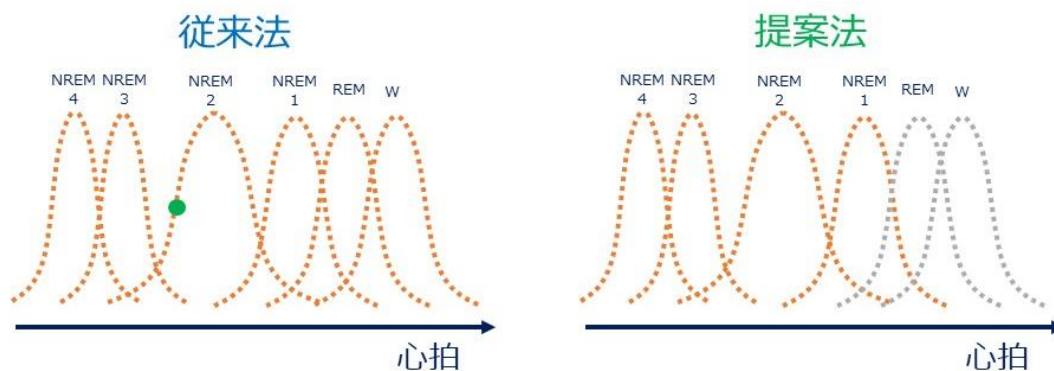


図 4-1 従来法と提案法の離散化する睡眠段階のイメージ

しかし、この離散化の方法では NREM 睡眠のみの推定となり、覚醒と REM 睡眠を別途推定した場合でも、NREM 睡眠の割合が医師による診断された睡眠段階の各睡眠段階の出現割合と異なることが生じる。図 4-2 は、一般的な健常者の 6 段階の睡眠段階出現割合を示す[日本睡眠学会, 1994]。図より睡眠中は NREM2 が睡眠時間の半分を占めている。就寝直後の睡眠周期の際に出現しやすい NREM3・4 は睡眠中では 15% であり、加齢やその日の体調などによりこの割合は減少する。覚醒・REM 睡眠・NREM1 は 10~15% であり、先ほどの NREM3・4 の割合に応じて増加する。

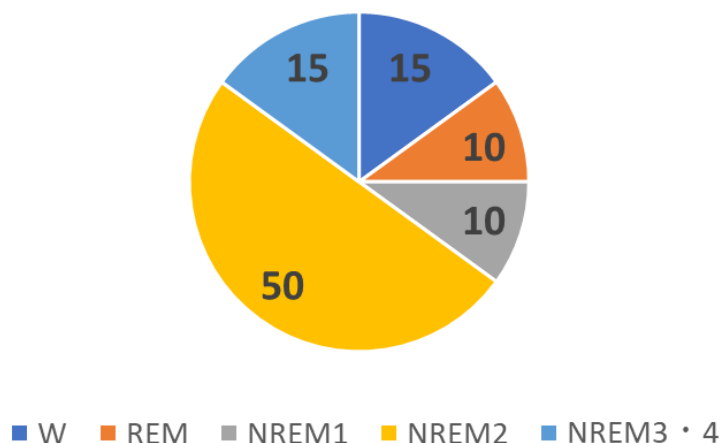


図 4-2 健常者の 6 段階の睡眠段階出現割合

そこで、この出現割合を考慮した NREM 睡眠推定とするため、図 4-3 のように提案法の離散化を改良する。左は図 4-1 の右にある確率密度関数の設定と同様であり、図 4-3 の右に提案法の改良法を示す。改良法では、提案法の 4 つの

NREM 睡眠の確率密度関数を統合し一つの正規分布にする。この正規分布は中周波成分の推移の値になっており、低い値であれば正規分布の左側、高い値であれば正規分布の右側となる。ここで正規分布を用いている理由は、渡辺らの研究での前提で中周波成分の推移の値は正規分布に従うというのものがあ、それを基に本研究でも用いている。中周波成分の推移の全データから、平均値ならびに分散である  $\sigma$  を導出し図中のような正規分布を導出する。この際、取得された心拍のデータの平均値を中心に標準偏差である  $1\sigma$  分は NREM2、 $2\sigma$  分が NREM1 と NREM3、 $3\sigma$  分が NREM1 と NREM4 とし、睡眠段階を割り振る。これは、図 4-2 に示す一般的な健常者の睡眠段階に出現する NREM 睡眠の出現割合を基に決定する。この正規分布を用いた場合、正規分布の性質から  $1\sigma$  分である NREM2 は 68% 存在することになるが、図 4-2 に示すように、一般的な健常者の 6 段階の睡眠段階出現割合では NREM2 は 50% 程度であるため、提案法ではより多く NREM2 を推定してしまうことになる。そこで、 $\sigma$  に  $k=0.8$  を掛けて範囲を狭めることにより、NREM2 の出現率を 56% にする。また、図中から NREM1 の出現割合と NREM3 と NREM4 を合わせた出現割合がほぼ同一であることから、NREM3 と NREM4 と異なり、NREM1 は  $2\sigma$  と  $3\sigma$  の右側の範囲として割り振ることで出現割合を同一にする。覚醒と REM 睡眠を含んでいないため一般的な健常者の睡眠段階出現割合よりも大きい割合となっているが、覚醒と REM 睡眠の個別的な推定により NREM 睡眠の割合はこれよりも低下するため問題ない。

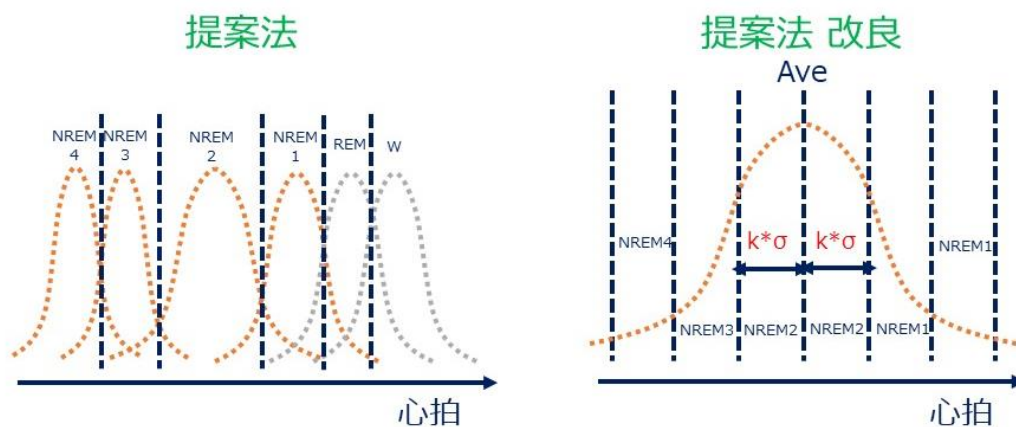


図 4-3 睡眠段階を考慮した提案法の離散化の改良

#### 4.1.2 NREM 睡眠推定 + 覚醒・REM 睡眠推定の個別推定法

本節では、提案法である NREM 睡眠推定と覚醒・REM 睡眠の個別推定法のフローを説明する。図 4-4 に、従来法と提案法のフローをそれぞれ示す。

- 1step

ベッド下に敷いた圧力センサから睡眠時の生体振動データを計測する。計測されたデータから特定の周波数帯域を抽出することにより、体動・心拍・呼吸をそれぞれ取得する。本研究で用いている圧力センサは **Emfit** であり、このセンサではセンサ自体で生体振動データから体動・心拍・呼吸を 1 sec 毎に 1 データとしてそれぞれ出力する。

- 2step

1step にて取得された心拍データに対して、三角関数近似法や高速フーリエ変換から指定周波数のバンドパスフィルタをかけ、そのデータに対して逆高速フーリエ変換を用いることにより中周波成分の推移を導出する。本研究で用いる原田らの三角関数近似法の用いたパラメータは  $L = 2^{14}$ ,  $N = 13$  として、中周波成分を導出している。

- 3step

2step 目に導出された中周波成分の推移から、離散化を用いて睡眠段階を推定する。従来法における離散化は式(4-1) に従って離散化される(第3章より再掲)。  $s(t)$  は時刻  $t$  における推定睡眠深度、 $[x]$  は天井関数を表し、 $x$  以上の最小の整数値を返す。上記式で得られる値は、5 を覚醒、4 を REM 睡眠、3 から 0 をそれぞれ NREM 1 から NREM 4 にそれぞれ対応する。  $f(t)$  は中周波成分の推移であり、この推移の平均が *ave.*、分散が *stdev.* である。

$$s(t) = \begin{cases} 5 & \left| \frac{f(t) - ave.}{stdev} + 2 \right| > 5 \\ 0 & \left| \frac{f(t) - ave.}{stdev} + 2 \right| < 0 \\ \left\lfloor \frac{f(t) - ave.}{stdev} + 2 \right\rfloor & otherwise \end{cases} \quad (4-1) \text{ 再掲}$$

$$ave. = \frac{1}{\max(T, L)} \sum_{t=1}^{\max(T, L)} f(t)$$

$$\text{stdev.} = \sqrt{\frac{1}{\text{mas}(T, L) - 1} \sum_{t=1}^{\max(T, L)} (\text{ave.} - f(t))^2}$$

提案法における離散化は NREM 睡眠のみを推定する。この際、前節で説明した正規分布から式(4-2) に従い離散化する。式(4-1) 同様、 $f(t)$  は中周波成分の推移であり、この推移の平均が  $\text{ave.}$ 、分散が  $\sigma$  である。この時、正規分布で割り当てられる睡眠段階の割合を調整するために  $\sigma$  に  $k=0.8$  の値をかける。これにより中周波成分の推移から離散化をし、睡眠段階を推定する。

$$s(t) = \begin{cases} 2 & |k * \sigma > f(t)| \\ 3 & k * \sigma < f(t) \\ 1 & k * \sigma > f(t) > k * 2\sigma \\ 0 & k * 2\sigma > f(t) > k * 3\sigma \end{cases}$$

$$\text{ave.} = \frac{1}{\max(T, L)} \sum_{t=1}^{\max(T, L)} f(t) \quad (4-2)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{\text{mas}(T, L) - 1} \sum_{t=1}^{\max(T, L)} (\text{ave.} - f(t))^2}$$

$$k = 0.8$$

NREM 睡眠の推定の後、個別で覚醒と REM 睡眠を推定するが、本研究では原田らの推定法で用いられている覚醒と REM 睡眠の推定を用いる。理由としては、本研究で用いている生体センサである圧力センサの **Emfit** は、原田らの研究で用いられているセンサと同一のためである。式(4-3)、式(4-4) は原田らの研究において用いられている覚醒と REM 睡眠推定の式（第3章より再掲）である。これを、睡眠中に計測されたデータに対してそれぞれ推定し、既に推定された NREM 睡眠の推移に対し、覚醒と REM 睡眠を補正する。これにより、6段階の睡眠段階を推定する。



$$\frac{60\text{sec間の体動の標準偏差}}{\text{全時間における体動の平均}} > 1.0 \quad (4-3) \text{ 再掲}$$

$$\text{体動} \leq 100 \text{ かつ } \frac{|\text{currentmedian} - \text{prevmedian}|}{\text{prevmedian}} > 0.04 \quad (4-4) \text{ 再掲}$$

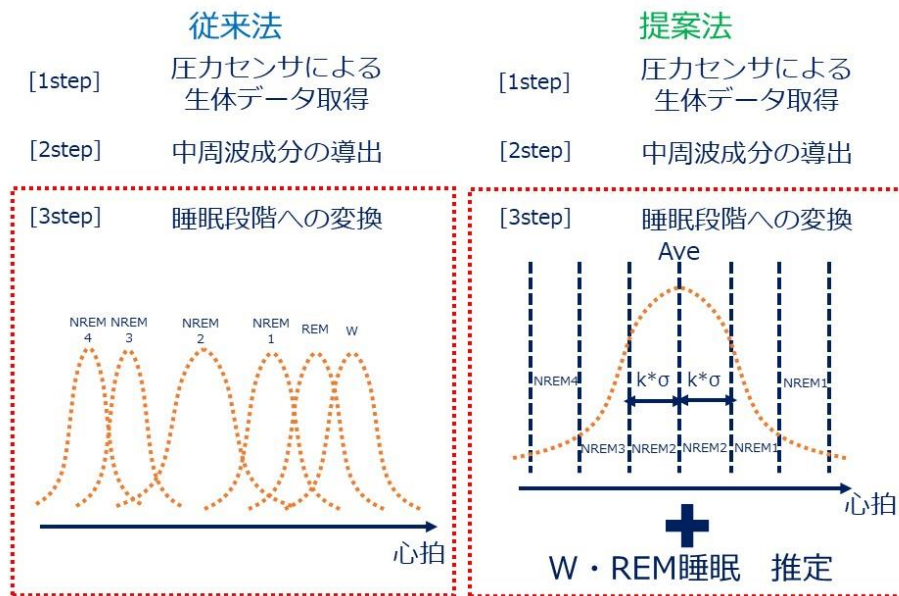


図 4-4 中周波成分による NREM 睡眠推定+覚醒・REM 睡眠推定法のフロー

## 4.2 実験

### 4.2.1 比較内容

従来法として、生体振動データの中周波成分が個人のデータを基に睡眠段階毎に6つの確率密度関数を設けて離散化する方法と、提案法として生体振動データの中周波成分を用いて NREM 睡眠のみを離散化することにより推定した後、覚醒と REM 睡眠を個別に推定し補正する方法の2つの方法に関して、医師によって診断された睡眠段階との一致率に着目して比較する。

## 4.2.2 実験設定

被験者実験では、図 4-5 に示すように機器を装着することにより、睡眠時のデータとして脳波、眼球電図、オトガイ筋の筋電図、生体振動データを測定した。測定する際、脳波電極位置は中心部 ( $C_3$ ,  $C_4$ )、後頭部 ( $O_1$ ,  $O_2$ ) を基本とし、配置は国際脳波学会の標準法である 10/20 法に従った[野田明子, 2006]。睡眠中に出現する異常脳波を検出するために ( $F_3$ ,  $F_4$ ,  $T_3$ ,  $T_4$ ) に、基準電極として左右の耳垂額部 ( $A_1$ ,  $A_2$ ) に、ボディアースとして全額部に電極を装着した。脳波・眼球電図・オトガイ筋の筋電図は、専門医師による診断により正しい睡眠段階を取得するために使用しており、生体振動データは従来法や提案法を用いて睡眠段階を推定するために使用した。脳波・眼球電図・オトガイ筋の筋電図の測定装置として、脳波計である Alice PDx を用い、生体振動データの測定装置として、圧力センサである Emfit を用いた。また、提案法で主に用いている心拍の値に異常がないかを確認するために、パルスオキシメータによる酸素飽和度を ( $SpO_2$ ) も計測した。Emfit 実際の実験では、ベッドの下に Emfit を敷き、複数の電極の装着した状態で睡眠をとってもらうことで、睡眠時のデータを同時に測定し、それぞれ睡眠段階を導出し比較した。睡眠時の PSG 検査によるデータ計測の際に同時に測定されることがある、下肢筋電図、心電図、呼吸曲線、睡眠状態の観察、いびき音、食道内圧、深部体温、血圧、自律神経活動、経皮的炭酸ガス及び呼気炭酸ガスなどは計測しなかった。下肢筋電図、心電図、呼吸曲線は Emfit により体動・心拍・呼吸も計測しているため細かな体動変化や無呼吸状態を確認することが出来ると考え、可能な限り被験者の負担を減らすことで通常通りの良好な睡眠が得られることを目指したためである。

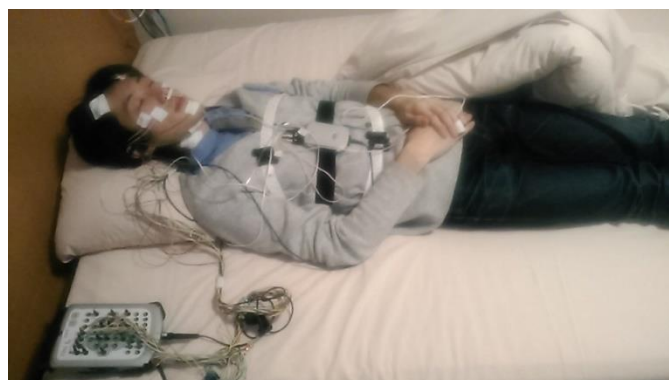


図 4-5 PSG 検査による睡眠時のデータ計測

### 4.2.3 睡眠データ

提案法の有効性を検証するため、被験者実験により睡眠時の睡眠段階を取得した。その際に、有効性検証のために必要な被験者のサンプルサイズを検討する。今回の実験で比較するのは、生体振動データの中周波成分（心拍の推移に該当）を睡眠段階の6段階と相関性があるとして離散化する従来法と、生体振動データの中周波成分（心拍の推移に該当）を睡眠段階の NREM 睡眠の4段階と相関性があるとして離散化し、その後、覚醒とレム睡眠を生体振動データの異なる周波数成分から判断し補正する提案法である。比較のデータは、被験者実験により取得された睡眠時のデータを従来法ならびに提案法で用いるため、比較データ間での対応性は存在する。

また、実験で取得される生体振動データの中周波成分ならびにそれを離散化することで取得される睡眠段階は正規分布に従うため、本実験では統計手法としてスチューデントの t 検定を用いる。t 検定において、差がないのに誤って差があると判定してしまうエラーである有意水準、検出したい 2 群間の差、標準偏差を設定することで、パワー計算によりサンプルサイズを決定する。まず、有意水準は一般的に有意差があるとされる 5% を目指すため、0.05 を用いる。睡眠段階推定において、検出したい 2 群間の差を 10% の睡眠段階一致率の推定精度向上として設定するため 0.10 を用いる。従来の 6 段階の睡眠段階推定では平均で 40 ~ 50 % 程度の精度であり、ここから 10 % 程度の精度向上の貢献度は大きいと考えられるためである。最後に、事前実験として後述する被験者の睡眠データに対して予め導出した睡眠段階の一致率結果の標準偏差である 0.07 を用いる。以上のデータから、PS Power and Sample Size のソフトウェアを用いた t 検定の計算より必要数のサンプルサイズである 6 を導出した。

サンプルサイズの決定により、本研究では 6 名を超える 7 名の被験者に対して睡眠実験をし、データを計測した。表 4-1 に 7 名の年齢ならびに性別を示す。表より男女ならびに年齢はバラバラの被験者に対して睡眠時のデータを測定した。被験者をこのように選んだ理由は、世代間・性別間・個人間、それぞれの睡眠の違いにおいて推定法が有効であるかを検証するためである。具体的に、世代間の違いでは、加齢による睡眠傾向の変化に着目する。一般的に、加齢により深い睡眠である NREM3 と NREM4 の出現率は下がり、中途覚醒の頻度の上昇や長時間の REM 睡眠の出現などが生じやすくなる。次に、性別間の違いでは、日本では女性の睡眠時間は男性よりも短いとされている。この違いは国により異なるがホルモン系のバランスなどが影響しているという考えも存在する。そのため、同じ年齢であり、同じような生活環境でも、男女間で睡眠段階の出現割合や眠りの傾向が異なる。最後に、個人間の違いでは、同じ人物であっても日によ

って心身ともに体調の変化が存在する。いかに日中活動をルーチン化して同様にしても、睡眠の質の変化などが生じる。これには、人が持つ生体リズムが影響していると考えられているが、未だ明らかにはなっていない。これらのように世代間・性別間・個人間でそれぞれ違う要因として睡眠の変化が考えられ、推定法の妥当性をそれぞれの点で検証する必要があるため、本研究の被験者はこのように決定した。

全ての被験者に対して1日分の睡眠実験をしてもらった。また、被験者 A, 被験者 C, 被験者 F は追加で2日分の睡眠実験をしてもらい、被験者 A・C・F は計3分の睡眠時のデータを計測した。本来、検査が初めてであると、睡眠環境の変化や不慣れな計測機器の装着で、中途覚醒や睡眠段階移行の増加や REM 睡眠や徐波睡眠の減少が認められることがあるため、複数日の計測の後、正式版の計測をすることで影響を取り除くが、今回の実験では事前に被験者に対して睡眠環境を写真や動画などで熟知してもらい、検査内容・検査所要時間・検査の意図を説明することで不明点を無くし不安要素を取り除くことで対応した。

表 4-1 被験者情報

名前	年代	性別
被験者 A	20 代	男性
被験者 B	30 代	男性
被験者 C	40 代	女性
被験者 D	40 代	女性
被験者 E	50 代	男性
被験者 F	60 代	女性
被験者 G	70 代	男性

表 4-2 は、取得した全ての睡眠データである 1 3 日分のデータ番号、入眠時間ならびに起床時間を示している。測定日には、就寝時間ならびに起床時間は設けず、通常の睡眠活動をしてもらったため、就寝時間ならびに起床時間、つまり睡眠時間は被験者や睡眠日によって異なる。また、被験者には検査当日の昼寝、過度な運動、睡眠前の飲酒は控えさせた。今回の実験の被験者は全て会社勤めの方であり、実験日の活動としては、起床後、会社にてデスクワーク、勤務後は食事ならびにお風呂を済ませた後に、脳波計の電極装着をして就寝する流れである。日中活動や食事は睡眠へ影響を与えることは、我々の日常生活から体感することは出来るが、明確なエビデンスは存在せず、また、どの要因がどのように影響を与えているかも詳細に明らかになっていない。今回の被験者は全員、過度な運

動や過度な食事量・食事回数控えさせたことから睡眠への影響は少ないと考え、睡眠に与える影響は無いものとして扱う。そのため、推定結果に関してもこれらの因子は考慮しない。

表 4-2 計測した睡眠データ情報

名前	データ番号	入眠時間	起床時間
被験者 A	1	23:18:40	6:42:02
	2	2:18:29	7:14:24
	3	1:28:58	9:25:22
被験者 B	4	21:25:31	6:14:01
被験者 C	5	0:07:56	5:09:54
	6	1:50:07	5:53:07
	7	1:30:09	5:51:07
被験者 D	8	1:58:59	5:27:29
被験者 E	9	0:44:21	6:52:21
被験者 F	10	22:26:19	7:15:47
	11	22:17:14	6:44:34
	12	22:55:38	6:27:36
被験者 G	13	23:04:44	5:53:14

図 4-6 は被験者 A のデータ番号 1 に対して、専門医師が診断した正しい睡眠段階である。図の横軸は時間を示しており、縦軸は睡眠段階を示してある。上から覚醒・REM 睡眠・NREM1 から NREM4 である。図より、入眠時間は 23:18 で起床時間は 6:42 であるため、睡眠時間は平均的な 7 時間程存在し、就寝から一定の周期を持つ睡眠周期の出現が確認出来る。また、睡眠中に過度な覚醒や長期な REM 睡眠期が存在しないことから健常的な睡眠であることがわかる。全被験者から計測された 13 日分の睡眠段階の割合を図 4-7 に、睡眠段階の推移を図 4-8～図 4-11 に示す。

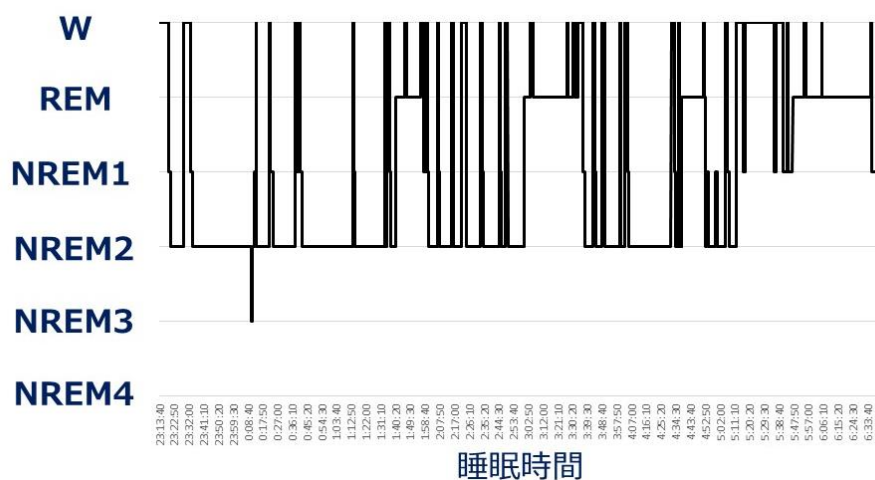


図 4-6 医師が診断した正しい睡眠段階  
被験者 A データ番号 1 (20 代男性)

図 4-7 の横軸は表 4-2 に示したデータ番号順に性別と年齢を示しており、一番右には健常者の睡眠段階の割合を示す。全体の傾向として NREM4 ならびに NREM3 の割合が健常者の割合よりも低い。その割合の分、NREM2 と REM 睡眠の割合が高い傾向にある。また、年齢が若いほど覚醒の割合が低いことがわかる。このデータの中で、被験者 G のデータ番号 13 は覚醒・REM 睡眠・NREM1・2 の割合がそれぞれ同じ程であり、健常者の割合から大きく逸脱している。また、被験者 E のデータ番号 9 も NREM2 の割合が低めであるが、覚醒・REM 睡眠の比率が大きく健常者の比率よりも逸脱していないと判断した。図 4-8～図 4-11 より、全体として、睡眠周期は確認することが出来、その出現時間ならびに継続時間に異常は確認されない。しかし、図 4-11 内の一番下に示される、被験者 G のデータ番号 13 の睡眠段階はその限りではない。具体的には、入眠後の覚醒状態へ移行や 1 時間程度の中途覚醒が確認され、就寝から起床まで通して睡眠しているか、途中で起床と考え、2 度の就寝と捉えるかは判断が困難である。睡眠段階の割合と合わせて考慮し、被験者 G のデータ番号 13 は通常通りの睡眠が出来なかった可能性が有り、本実験においてはデータ番号 13 は検証データから取り除き、6 名の被験者から取得された 12 日分の睡眠データを用いて実験した。

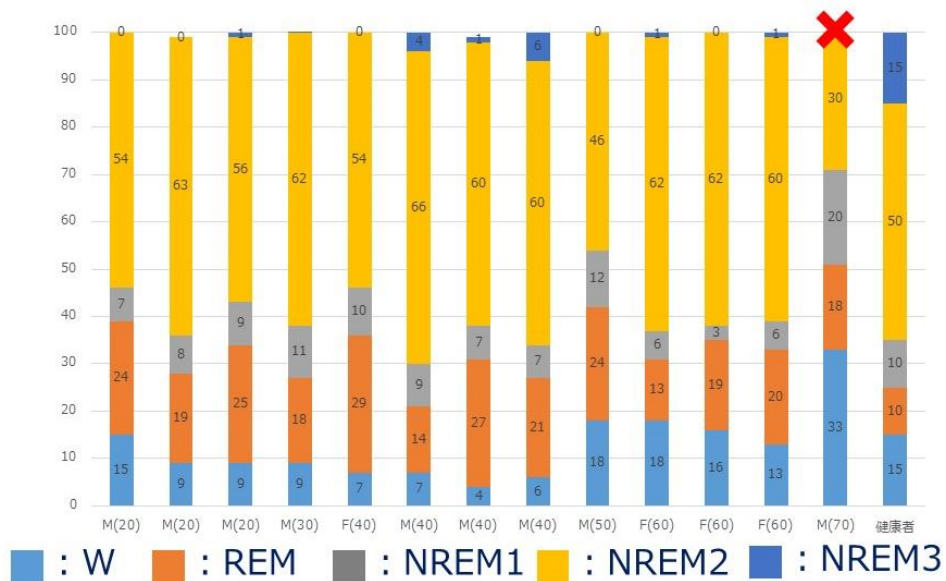


図 4-7 全睡眠データの正しい睡眠段階の割合

#### 4.2.4 評価指標

脳波計のデータから専門医師によって診断された正しい睡眠段階との6段階での一致率[%]を評価として用いる。今回診断された正しい睡眠段階は1エポック 30sec として6段階のうちどれかの睡眠段階と診断されているが、本提案手法はセンサより計測された生体データが 1sec で1データであるため 1sec 毎に睡眠段階を導出した。そのため、評価の際は 1sec 1データとして睡眠段階の一致率を導出した。表 4-3 は正しい睡眠段階と推定された睡眠段階との一致率を計算するための表である。横軸は正しい睡眠段階が覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠であるときを示し、縦軸は正しい睡眠段階が覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠であるときを示す。表より、例えば、正しい睡眠段階が REM 睡眠と診断されている時刻に対し、推定法が NREM2 と誤った推定をした場合は10の数字のあるセルの値が増加する。1sec で1データであるため、全てのセルの合計値は総睡眠時間[sec]と同義である。今回の評価指標として用いる一致率は  $1 \cdot 8 \cdot 15 \cdot 22 \cdot 29 \cdot 36$  の合計値を総睡眠時間で割ることで導出する。



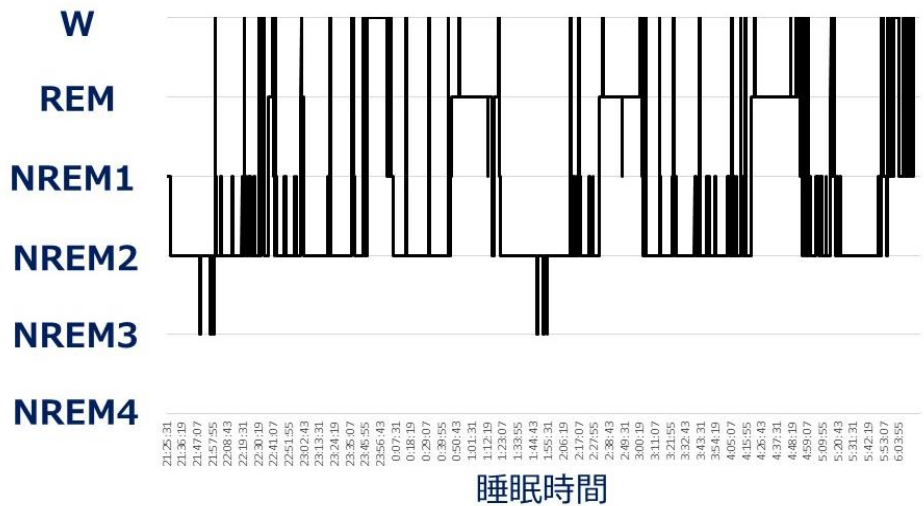
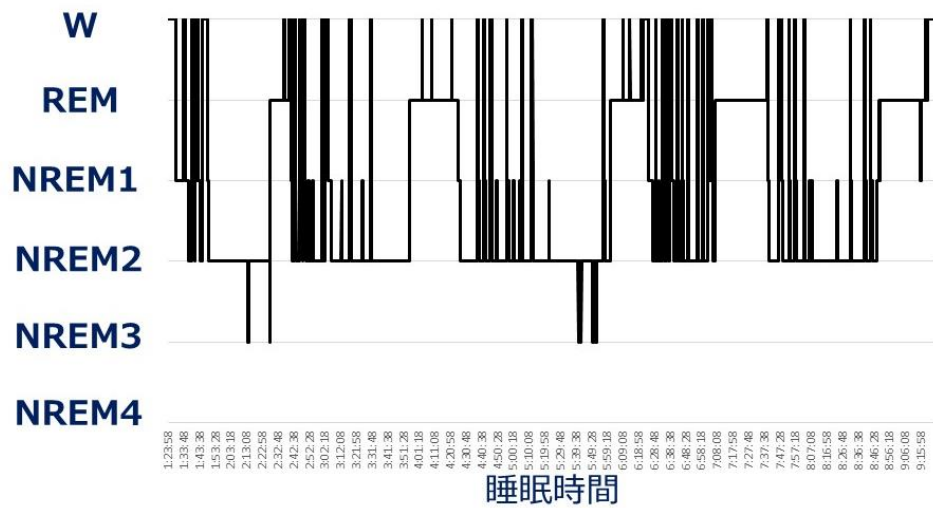
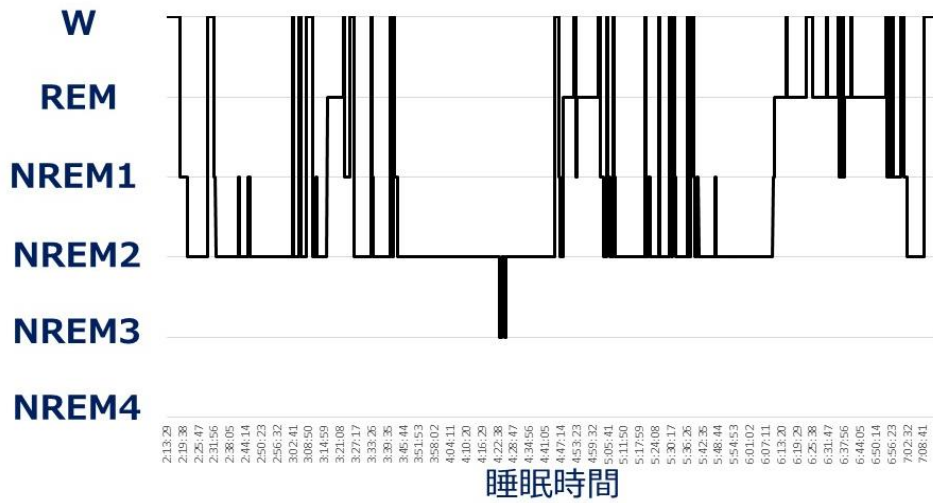


図 4-8 医師により診断された正しい睡眠段階上から、データ番号 2 (被験者 A), データ番号 3 (被験者 A), データ番号 4 (被験者 B) の睡眠段階を示している。



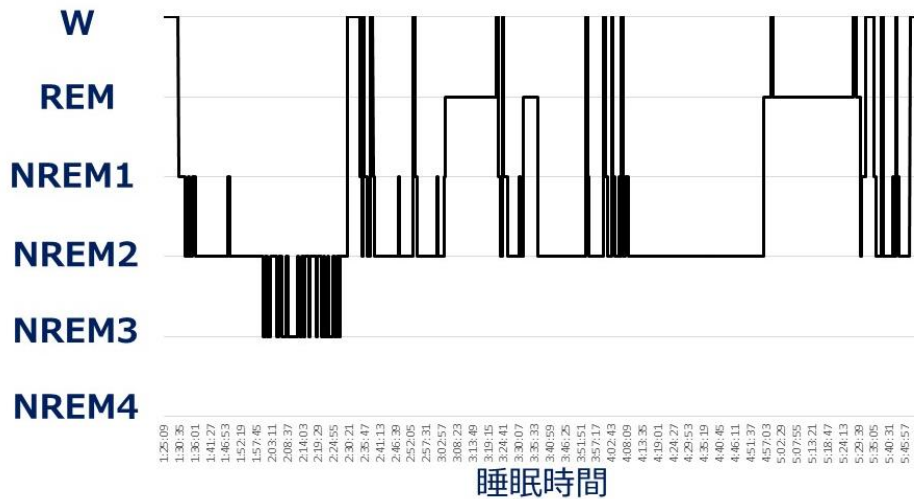
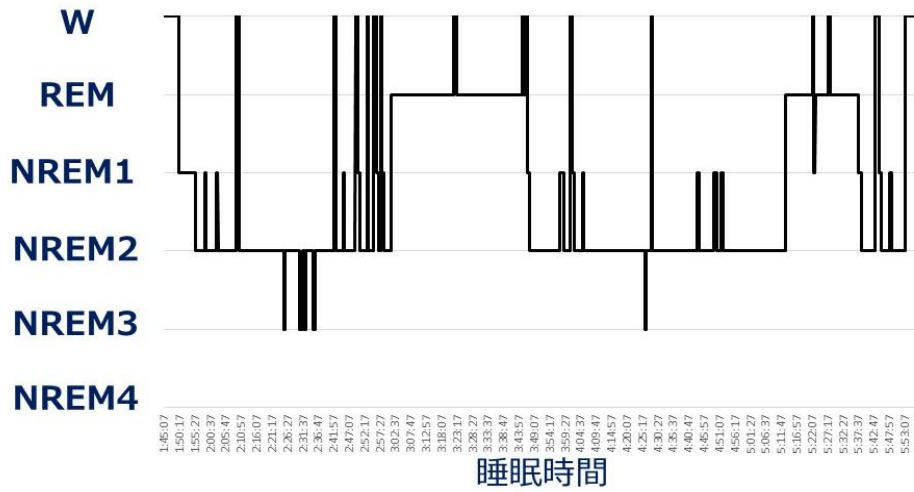
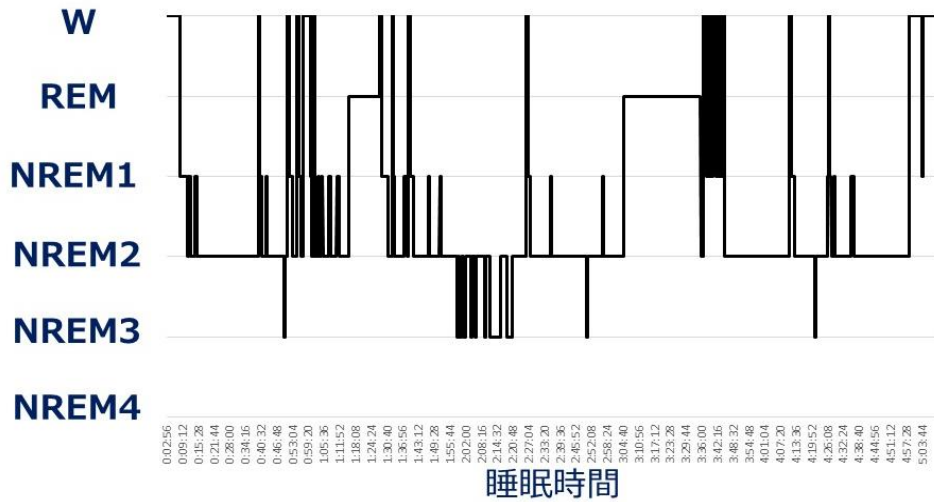


図 4-9 医師により診断された正しい睡眠段階  
上から、データ番号 5 (被験者 C), データ番号 6 (被験者 C), データ番号 7 (被験者 C) の睡眠段階を示している。

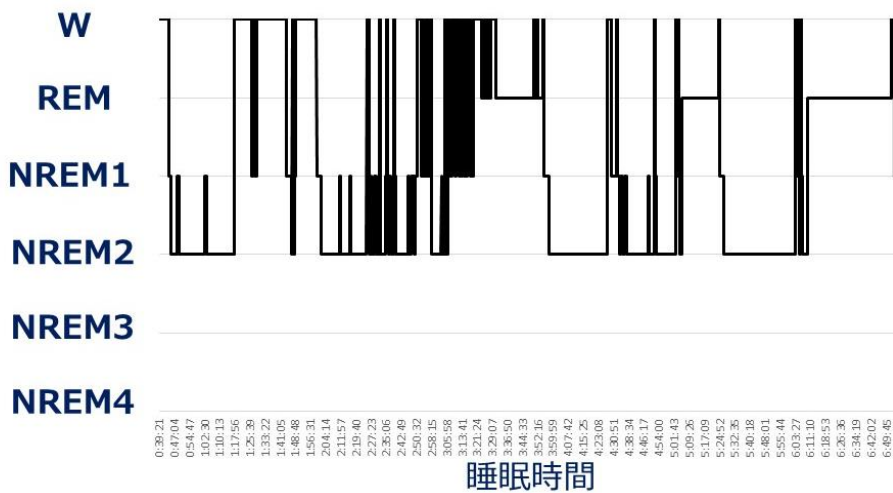
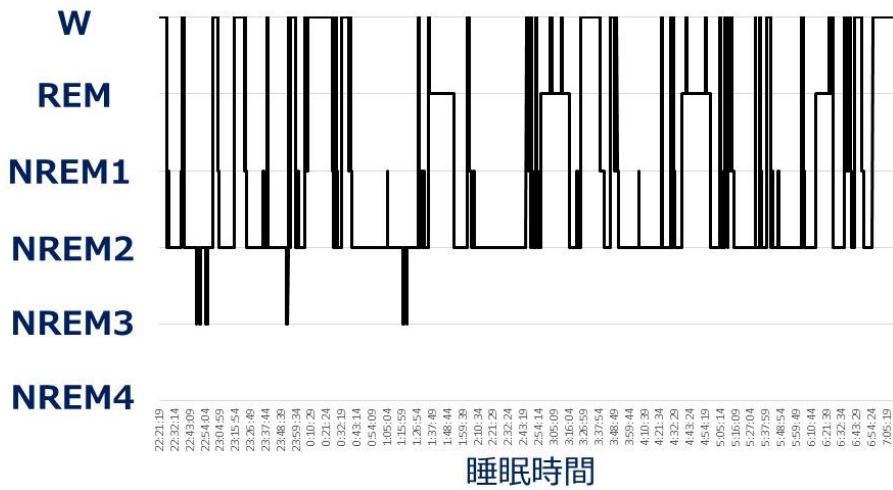
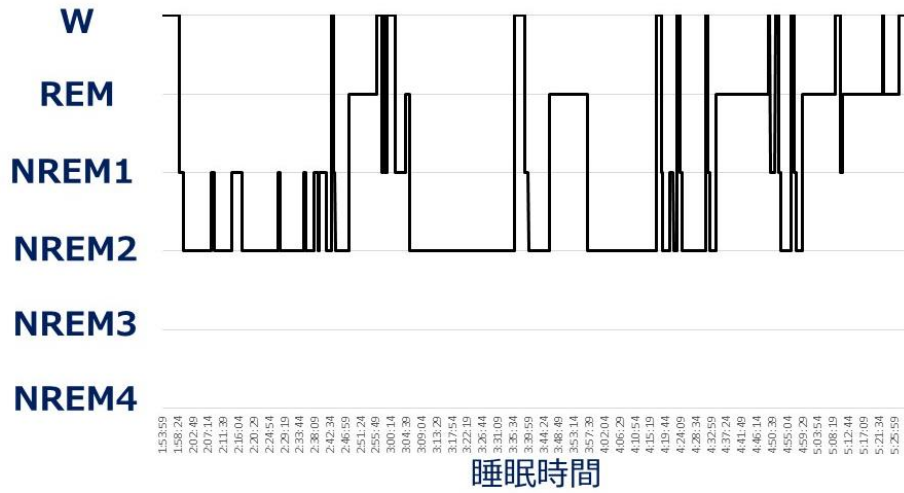


図 4-10 医師により診断された正しい睡眠段階  
上から、データ番号 8 (被験者 D), データ番号 9 (被験者 E), データ  
番号 10 (被験者 F) の睡眠段階を示している。

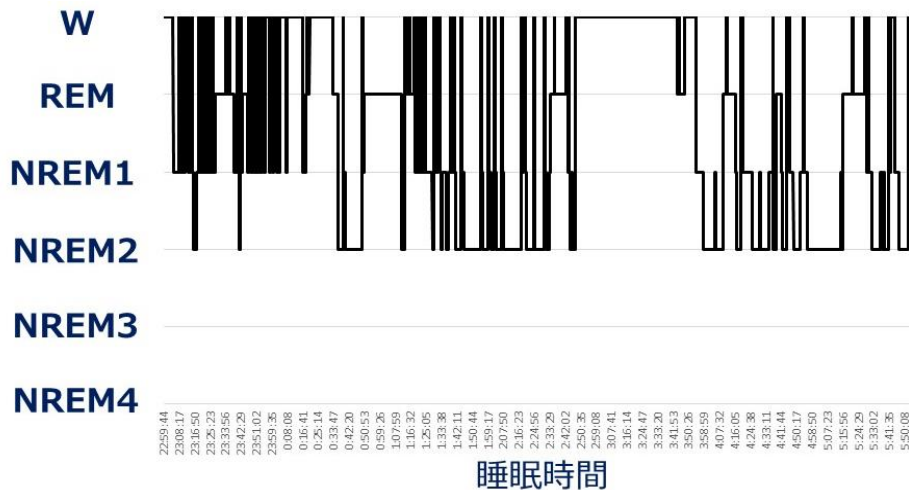
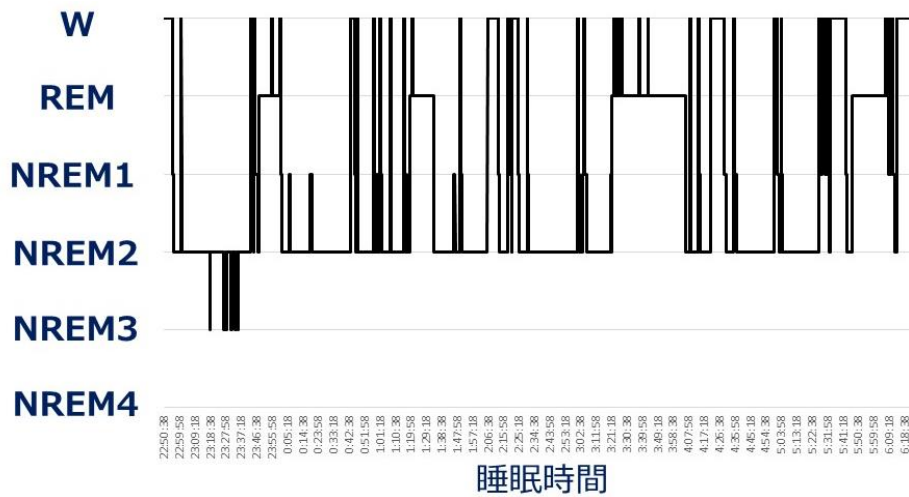
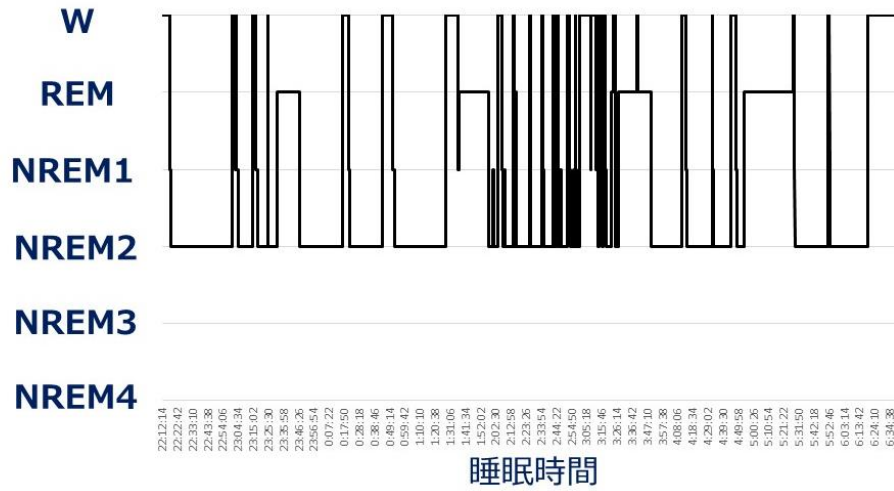


図 4-11 医師により診断された正しい睡眠段階  
上から、データ番号 11 (被験者 F), データ番号 12 (被験者 F), データ  
番号 13 (被験者 G) の睡眠段階を示している.

表 4-3 睡眠段階出現割合

		正解					
パターン表		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1	7	13	19	25	31
	REM	2	8	14	20	26	32
	NREM1	3	9	15	21	27	33
	NREM2	4	10	16	22	28	34
	NREM3	5	11	17	23	29	35
	NREM4	6	12	18	24	30	36

#### 4.2.5 比較内容

本実験では、(1) 年齢の違いによる一致率の変化、(2) 男女の違いによる一致率の変化、(3) 推定日の違いによる一致率の変化、の3つの観点から睡眠段階推定の一致率を比較する。これは、医学的に、加齢によって睡眠の特徴が変化することが言われており、(1) では20代から60代までの年齢が異なる被験者A～Fの1日分の睡眠段階推定の一致率を比較する。この時、被験者A・C・Fは3日分の睡眠のデータが存在するが、そのうち被験者Aはデータ番号1、被験者Cはデータ番号5、被験者Fはデータ番号10を比較に用いた。(2) では被験者を男女で分け、一致率を比較する。男性の被験者データは、被験者Aのデータ番号1・2・3、被験者Bのデータ番号4、被験者Cのデータ番号5・6・7、被験者Eのデータ番号9であり、女性の被験者データは被験者Dのデータ番号8、被験者Fのデータ番号10・11・12である。(3) では被験者A・C・Fの各3日分の睡眠のデータに対して一致率を比較する。それぞれの比較では、平均値ならびに分散を用いて一致率を導出する。

#### 4.2.6 結果

図 4-12 は(1) 年齢の違いによる一致率の結果を示す。横軸は従来法、提案法を20代から60代までの被験者毎に示しており、縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。一番右には全ての年齢の結果の平均値を示す。結果より全ての年齢の被験者に対しても推定率が10～20%程度向上していることがわかり、年齢による睡眠段階割合などの変化によっても効果があることがわかる。この結果に対してt検定を用いた時のP値は0.000816であり提案法が有意であることがわかる。図 4-13 は(2) 男女の違いによる一致率の結果を示す。横軸は従来法、提案法を男女の被験者毎に示しており、縦軸は睡眠段階の6段階の一致

率[%]を表す。男女の違いにおいても従来法よりも10%程度向上していることがわかる。また、一致率は男性よりも女性の方が60%以上の精度で推定出来ていることがわかる。男性の一致率に対してt検定を用いた時のP値は0.000198であり提案法が有意であることがわかる。また、女性の一一致率に対してt検定を用いた時のP値は0.022111であり提案法が有意であることがわかる。図4-14は(3)推定日の違いによる一致率の結果を示す。横軸は従来法、提案法を被験者A・C・Fの3日分の一致率を示しており、縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。こちらも10~15%程度の推定率向上が見られている。各被験者の結果に対してt検定を用いた時、被験者Aの結果のP値は0.045148、被験者Cの結果のP値は0.053271、被験者FのP値は0.062333であり、被験者Aでは提案法が有意であることがわかったが、被験者C・Fでは優位性が認められなかった。しかし、 $0.05 < P \text{ 値} < 0.1$ であるため、大きく効果が見込めないということではないことがわかる。

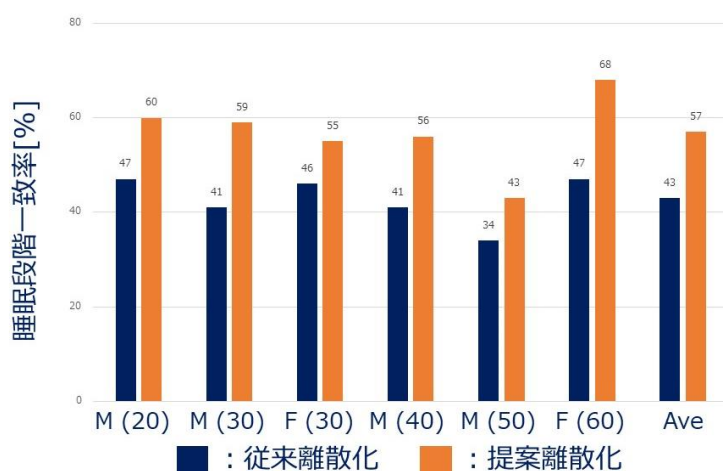


図 4-12 離散化変化による推定結果 (年齢別の比較)

図4-15~4-18は全睡眠データにおける、正しい睡眠段階と従来離散化法ならびに提案離散化法の睡眠段階図を示す。横軸は睡眠時間を、縦軸は睡眠段階(上から覚醒・REM睡眠・NREM1から4)を示す。図中の黒色の実線は正しい睡眠段階を、青色の点線は従来離散化法で推定された睡眠段階を、オレンジ色の点線は提案離散化法で推定された睡眠段階を示す。全ての被験者において推定した睡眠段階は就寝直後や起床前において、正しい睡眠段階と大きくズレて推定している箇所が存在する。しかし、従来法よりも提案法の方がズレの度合いが小さく正しい睡眠段階とより近い推定が出来ている。

表4-4~4-15に全睡眠データにおける、正しい睡眠段階と従来法もしくは提案法との各睡眠段階における一致率の詳細を示す。表4-3と同様に、横軸は正し

い睡眠段階において覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠が、縦軸は従来法もしくは提案法の睡眠段階において覚醒・REM 睡眠・NREM 睡眠を示す。各セルの色合いはデータ数が多い程赤色になり、少ない程白色に近づく。

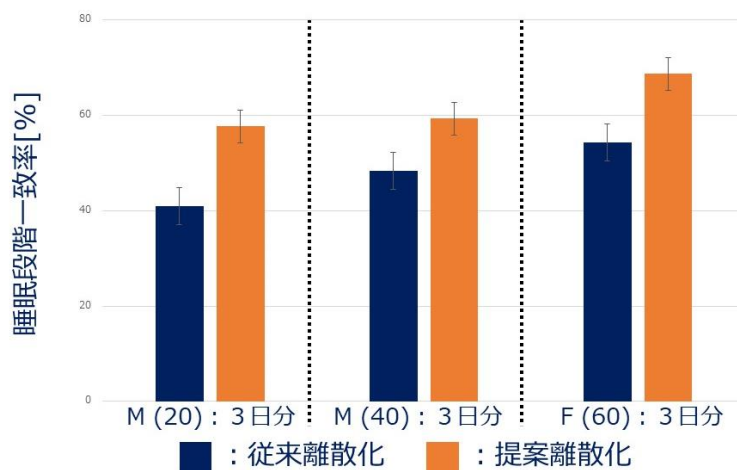


図 4-13 離散化変化による推定結果（推定日別の比較）

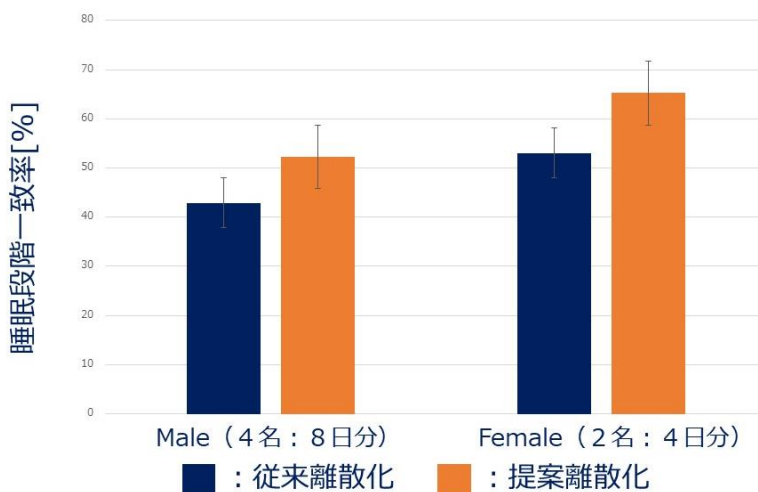


図 4-14 離散化変化による推定結果（男女別の比較）



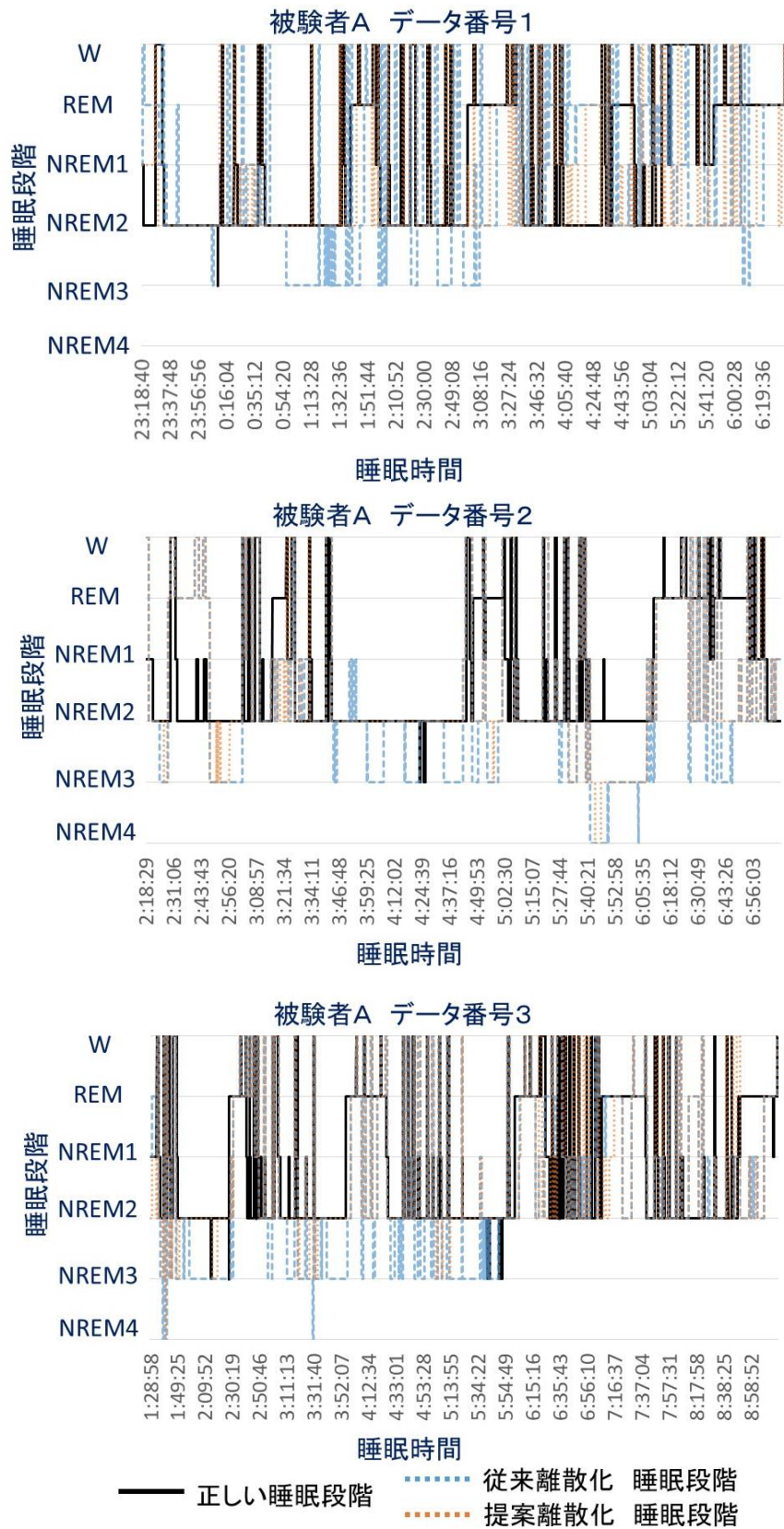


図 4-15 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号 1 ~ 3  
41

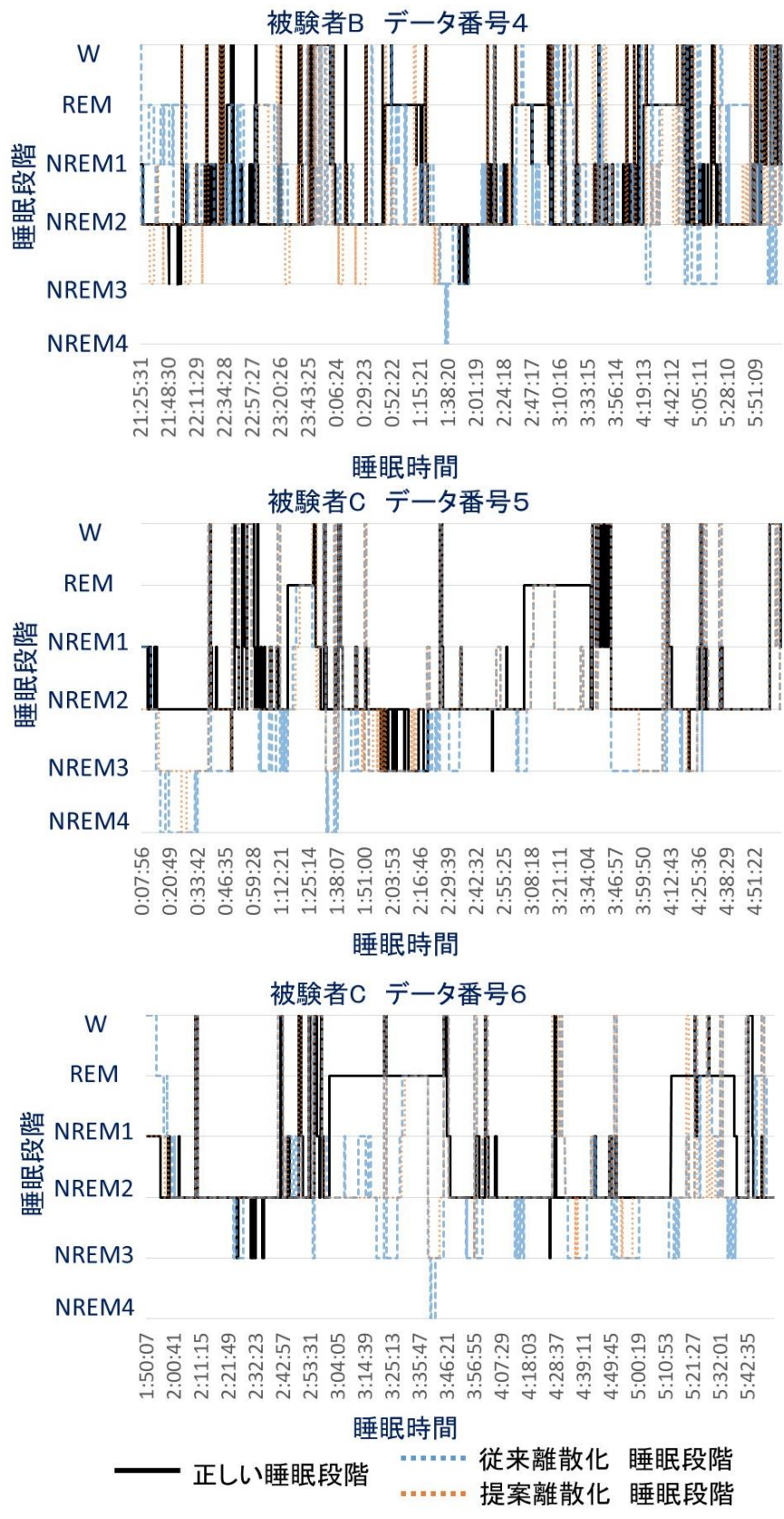


図 4-16 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号 4～6  
42



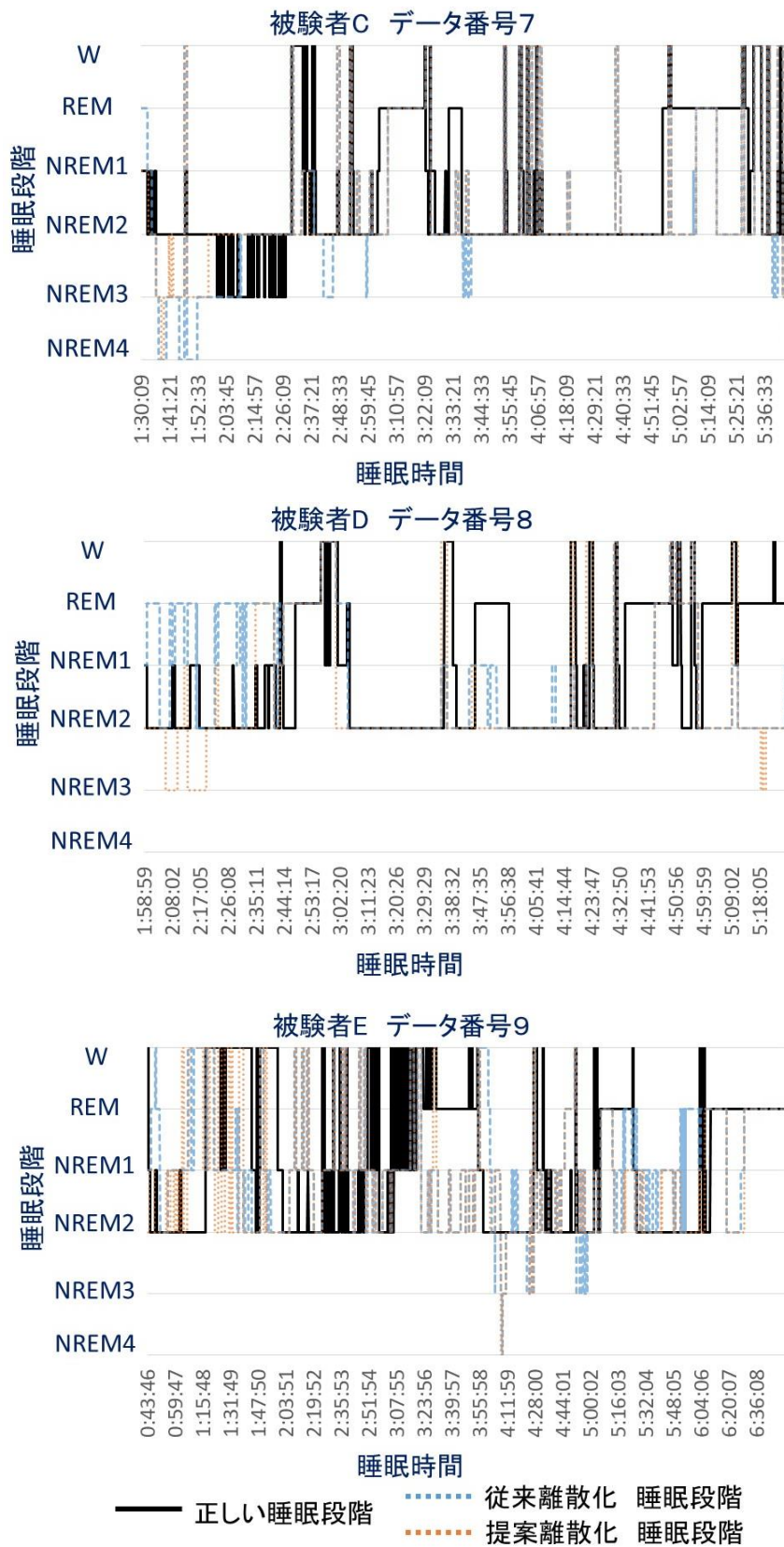


図 4-17 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号7～9  
43

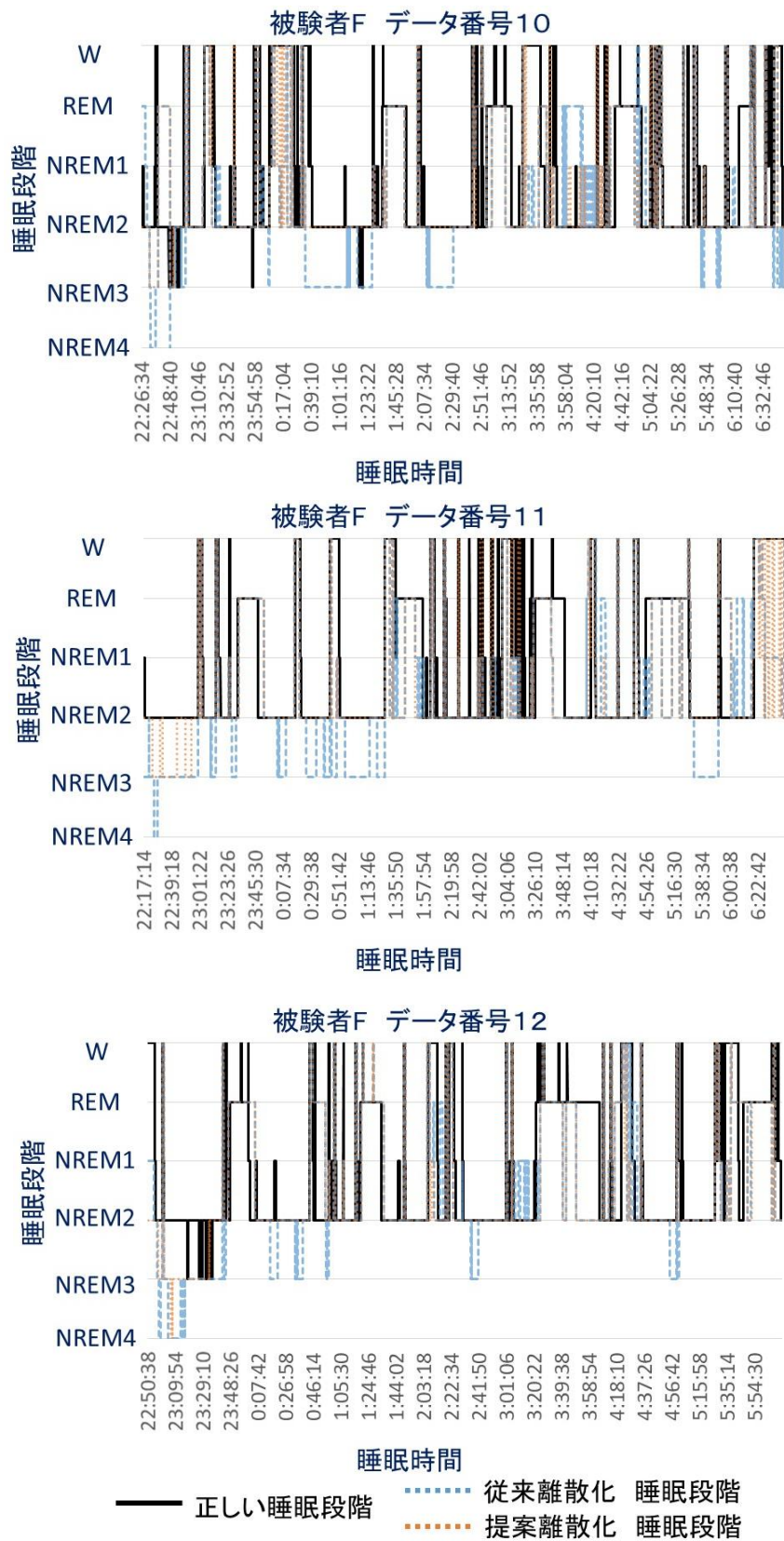


図 4-18 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号10～12  
44

表 4-4 睡眠段階出現割合 データ番号 1

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	418	723	390	1830	0	0
	REM	900	1797	333	2645	0	0
	NREM1	747	90	120	1051	0	0
	NREM2	1415	3038	900	5817	30	0
	NREM3	480	712	150	2817	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
			正解				
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	2014	387	510	450	0	0
	REM	0	2280	180	600	0	0
	NREM1	330	150	360	1790	0	0
	NREM2	1616	3543	843	11320	30	0
	NREM3	0	0	0	0	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 4-5 睡眠段階出現割合 データ番号 2

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1080	300	630	570	0	0
	REM	150	720	60	750	0	0
	NREM1	240	397	210	878	0	0
	NREM2	30	1093	450	4263	60	0
	NREM3	0	880	60	4089	0	0
	NREM4	0	0	30	460	0	0
			正解				
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1230	300	750	600	0	0
	REM	150	720	60	750	0	0
	NREM1	90	217	90	630	0	0
	NREM2	30	2128	510	6652	60	0
	NREM3	0	25	30	2213	0	0
	NREM4	0	0	0	165	0	0

表 4-6 睡眠段階出現割合 データ番号 3

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1470	435	660	675	0	0
	REM	65	3729	501	945	0	0
	NREM1	764	498	690	1350	0	0
	NREM2	71	2201	536	5473	57	0
	NREM3	30	322	163	7314	123	0
	NREM4	0	0	30	113	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1890	525	885	1140	0	0
	REM	0	3210	75	675	0	0
	NREM1	233	600	517	465	0	0
	NREM2	277	2850	990	12629	180	0
	NREM3	0	0	87	961	0	0
	NREM4	0	0	26	0	0	0

表 4-7 睡眠段階出現割合 データ番号 4

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	690	225	345	840	0	0
	REM	222	2017	265	4127	107	0
	NREM1	255	603	480	3065	13	0
	NREM2	1380	2644	1625	9850	0	0
	NREM3	273	241	600	1640	90	0
	NREM4	0	0	0	98	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1635	375	645	765	0	0
	REM	15	1185	150	930	0	0
	NREM1	150	330	330	690	0	0
	NREM2	1020	3840	2160	15740	210	0
	NREM3	0	0	30	1495	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 4-8 睡眠段階出現割合 データ番号 5

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	900	0	450	390	0	0
	REM	0	1059	0	0	0	0
	NREM1	120	231	556	540	30	0
	NREM2	210	1191	379	4194	30	0
	NREM3	0	69	175	5446	630	0
	NREM4	0	0	30	1130	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	960	30	480	390	0	0
	REM	0	960	0	0	0	0
	NREM1	60	240	240	510	30	0
	NREM2	210	1320	810	7533	291	0
	NREM3	0	0	60	3113	369	0
	NREM4	0	0	0	154	0	0

表 4-9 睡眠段階出現割合 データ番号 6

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	420	120	470	360	0	0
	REM	0	885	100	270	0	0
	NREM1	90	512	173	736	0	0
	NREM2	90	1502	236	5809	150	0
	NREM3	0	869	71	1585	30	0
	NREM4	0	102	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	510	180	240	450	0	0
	REM	0	540	0	0	0	0
	NREM1	0	138	426	450	0	0
	NREM2	90	2884	384	7591	180	0
	NREM3	0	248	0	269	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 4-10 睡眠段階出現割合 データ番号 7

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	564	18	315	363	0	0
	REM	21	1359	148	0	0	0
	NREM1	108	64	143	432	0	0
	NREM2	297	1859	435	6118	585	0
	NREM3	0	0	9	1678	285	0
	NREM4	0	0	0	640	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	564	18	315	363	0	0
	REM	21	1359	0	0	0	0
	NREM1	69	60	252	336	0	0
	NREM2	336	1863	474	7164	870	0
	NREM3	0	0	9	1320	0	0
	NREM4	0	0	0	48	0	0

表 4-11 睡眠段階出現割合 データ番号 8

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	390	30	90	30	0	0
	REM	60	810	625	1865	0	0
	NREM1	300	405	180	433	0	0
	NREM2	180	2355	305	4422	0	0
	NREM3	0	0	0	0	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	660	30	120	150	0	0
	REM	30	780	300	630	0	0
	NREM1	30	0	30	180	0	0
	NREM2	210	2705	510	5438	0	0
	NREM3	0	85	240	352	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 4-12 睡眠段階出現割合 データ番号 9

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	699	0	326	1083	0	0
	REM	212	2638	193	1385	0	0
	NREM1	2269	973	1187	4477	0	0
	NREM2	755	1708	853	2747	0	0
	NREM3	0	0	21	543	0	0
	NREM4	0	0	0	25	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1285	9	237	929	0	0
	REM	21	2379	60	480	0	0
	NREM1	1032	853	1187	3903	0	0
	NREM2	1597	2078	1096	4694	0	0
	NREM3	0	0	0	206	0	0
	NREM4	0	0	0	48	0	0

表 4-13 睡眠段階出現割合 データ番号 10

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1524	94	71	231	0	0
	REM	287	2395	303	2338	30	0
	NREM1	1518	45	232	1045	0	0
	NREM2	1578	1486	1115	10446	120	0
	NREM3	490	0	184	4614	90	0
	NREM4	3	0	30	209	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	2090	64	112	314	0	0
	REM	287	2308	225	1170	30	0
	NREM1	602	75	116	519	0	0
	NREM2	2361	1573	1422	16455	180	0
	NREM3	60	0	60	425	30	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 4-14 睡眠段階出現割合 データ番号 1 1

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1920	20	110	230	0	0
	REM	285	3319	60	1634	0	0
	NREM1	1471	370	140	462	0	0
	NREM2	975	2021	680	9711	0	0
	NREM3	249	0	30	6590	0	0
	NREM4	0	0	0	153	0	0
			正解				
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	2810	20	130	340	0	0
	REM	20	3280	50	910	0	0
	NREM1	471	50	40	230	0	0
	NREM2	1599	2380	800	15941	0	0
	NREM3	0	0	0	1359	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 4-15 睡眠段階出現割合 データ番号 1 2

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1350	90	180	180	0	0
	REM	632	3736	210	1530	0	0
	NREM1	666	43	48	562	0	0
	NREM2	712	1411	1062	10119	0	0
	NREM3	60	0	120	3046	180	0
	NREM4	0	0	0	643	0	0
			正解				
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1290	90	180	180	0	0
	REM	510	3690	150	1290	0	0
	NREM1	512	0	30	120	0	0
	NREM2	1108	1500	1260	12535	56	0
	NREM3	0	0	0	1891	124	0
	NREM4	0	0	0	64	0	0



## 4.2.7 考察

表 4-4~15 の結果から一致率を導出した。しかし、一致率の上昇の要因は様々あるため提案法の離散化が有効的に作用しているかを考慮する。図 4-19~4-22 は正しい睡眠段階、従来法の離散化で推定された睡眠段階、提案法の離散化で推定された睡眠段階における各睡眠段階の割合を示したものである。横軸は各手法を示し、縦軸は各睡眠段階の割合を示す。下から覚醒・REM 睡眠・NREM1~4 であり、水色、オレンジ色、灰色、濃い青色、緑色である。図より、データ番号 8・9 を除くすべての睡眠データにおいて提案法の離散化では正しい睡眠段階と NREM3 ならびに NREM2 の割合が類似していることがわかる。この時、従来法の離散化では NREM3 を多く推定してしまっており、その割合の分誤推定となり推定精度が減少していることがわかる。データ番号 8 では、提案法の離散化では NREM3 の割合が高く、NREM2 の割合は同等であるが、その分誤推定に繋がっている。また、データ番号 9 では従来法は NREM2 の割合が低く、その分 NREM1 の割合が多くなっている。NREM1 の割合はデータにより割合の正しさは異なる。これは、NREM1 は NREM2 と NREM 睡眠という観点で類似性があるが、一方で NREM 睡眠の中では一番覚醒と REM 睡眠に近い浅い睡眠であるためこれらとも類似性が存在する。そのため、適切な割合として推定することは困難を極める。

次に覚醒と REM 睡眠の割合だが、全ての睡眠データにおいて大きなズレは見られておらず、5~10%程度の割合のズレが見られることがあるが、ほとんどの場合、適切な割合で推定出来ている。提案法において覚醒と REM 推定は原田らの手法の推定法を用いているが REM 睡眠の推定の際の前提条件に体動の値により覚醒の場合を除く式があるため、覚醒と REM 睡眠の合算割合は正しくとも、そのうちの覚醒と REM 睡眠、それぞれの割合が異なる場合が生じている。

以上より、覚醒と REM 睡眠、NREM1 において過剰に推定されることで NREM2 などの睡眠の半分を占める睡眠を適切に推定することが出来ない場合が存在することがわかる。

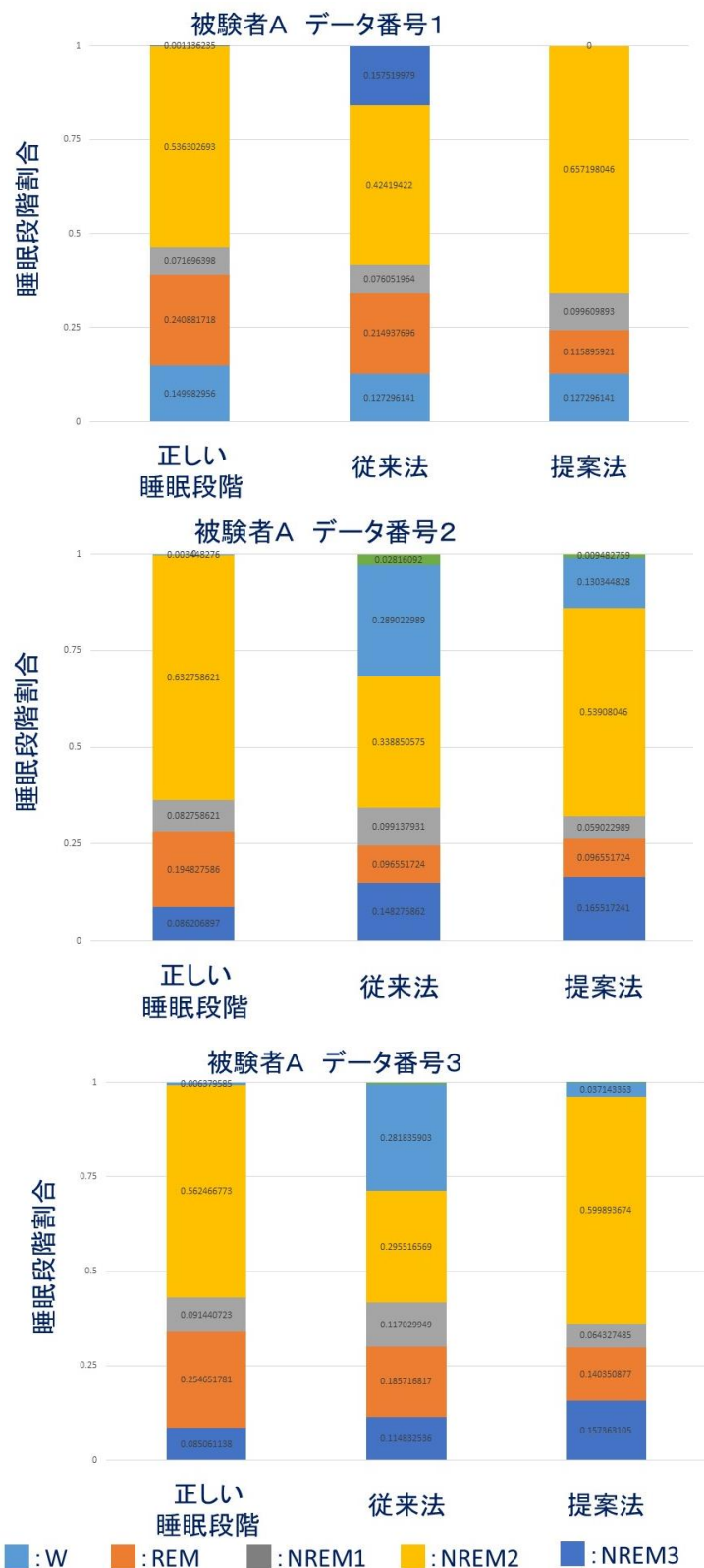


図 4-19 睡眠段階割合比較 データ番号 1～3

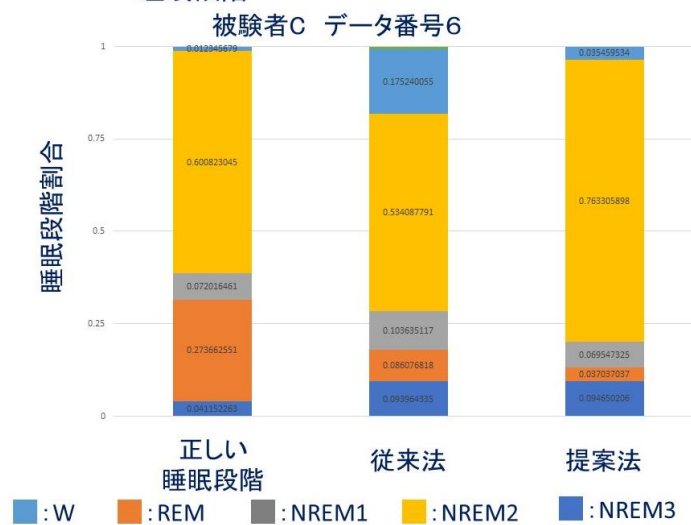
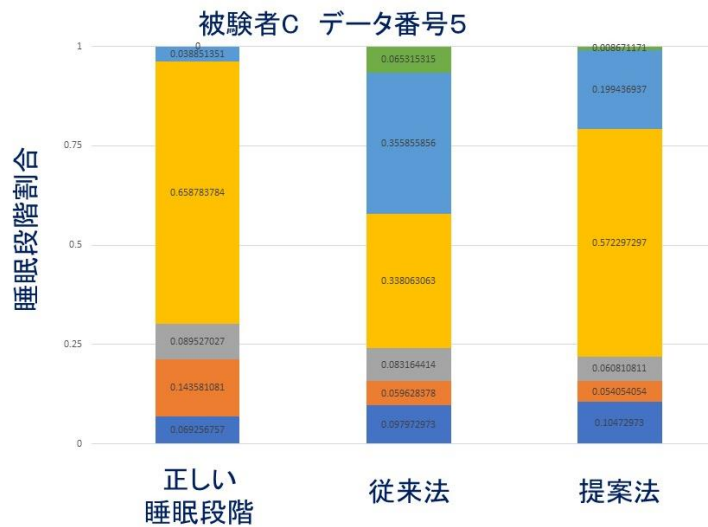
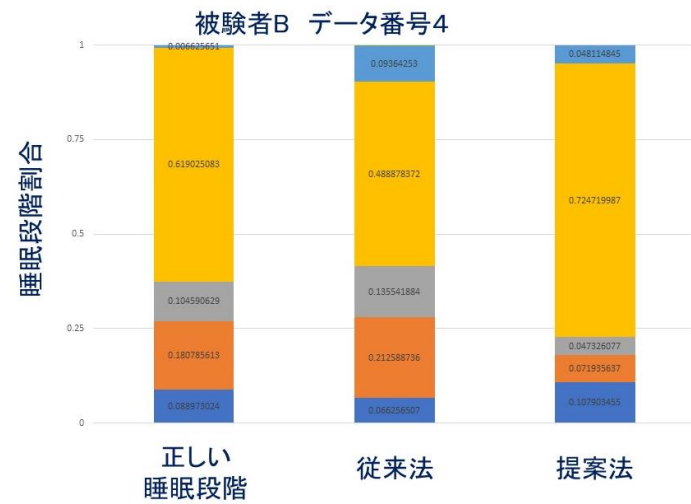


図 4-20 睡眠段階割合比較 データ番号4～6

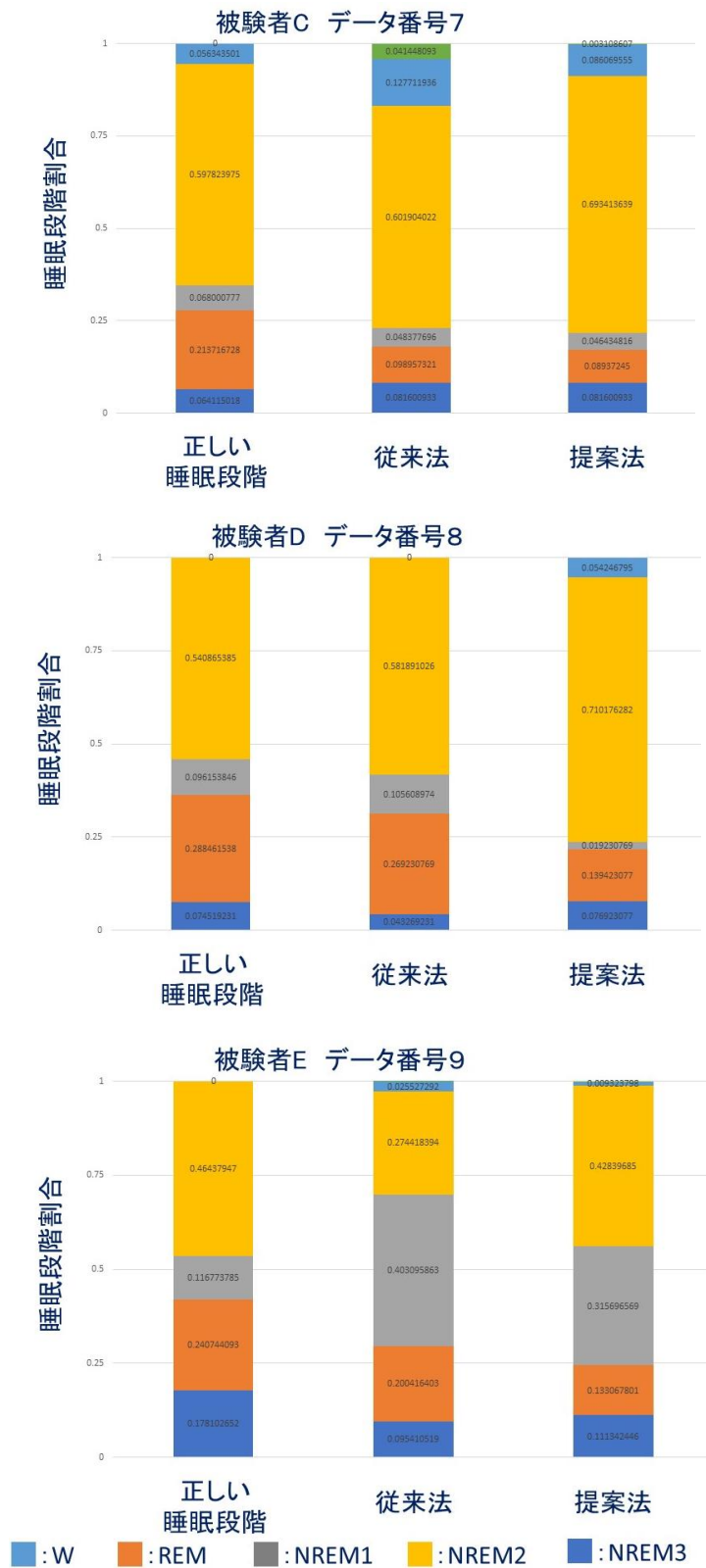


図 4-21 睡眠段階割合比較 データ番号 7～9

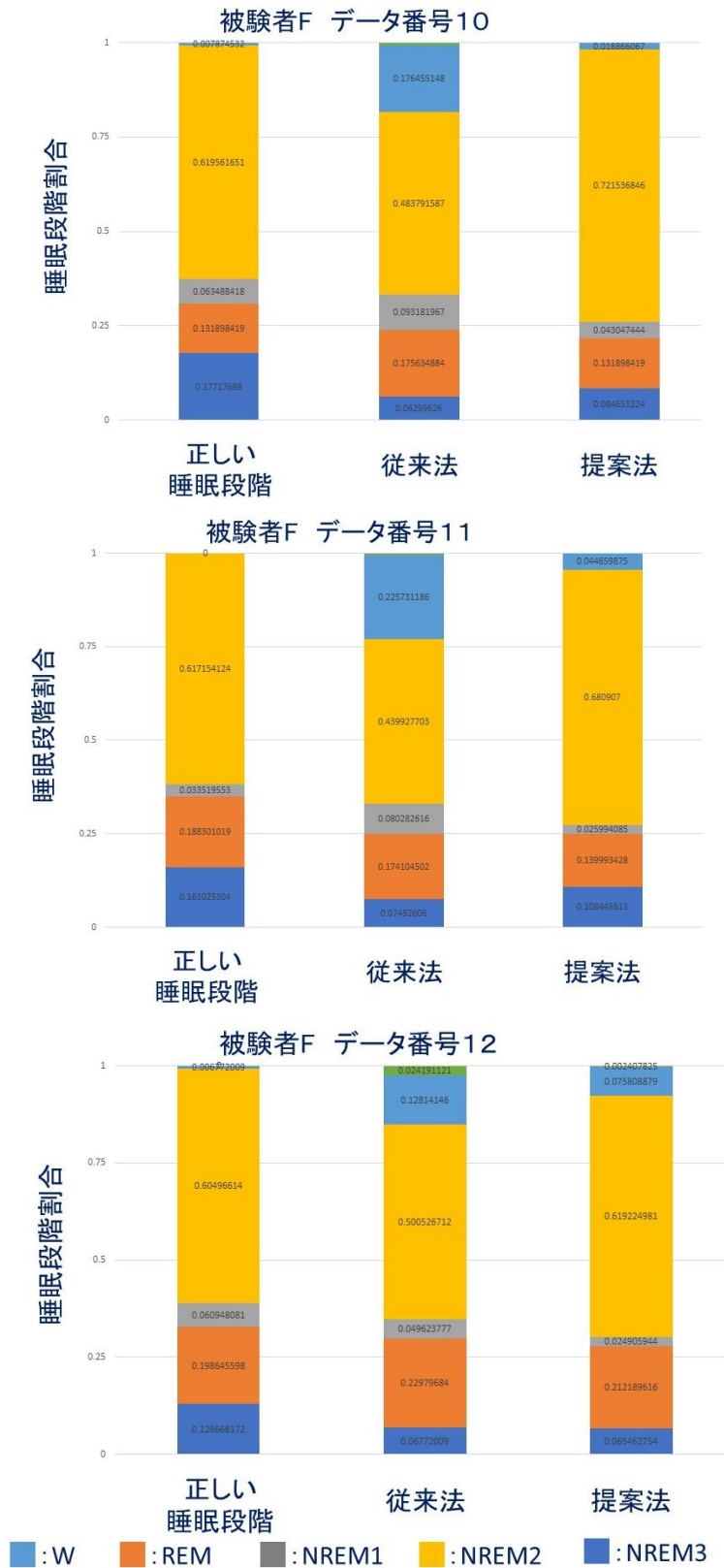


図 4-22 睡眠段階割合比較 データ番号 10～12

# 第5章 睡眠周期を考慮した睡眠データの分割と再推定法

本章では、人間が生まれながらに持つ生体リズムの一つである睡眠周期（ウルトラディアンリズム）が睡眠中に周期変化することから、NREM睡眠の推定に用いる心拍の中周波成分の推移の周期することを考慮する。従来法では、この周期変化は考慮していないため、就寝から時間が経過していき、起床に近い時に出現する睡眠周期においてNREM睡眠の推定精度が減少する問題を解決する。具体的には、睡眠周期を判断し、それらの周期が大きく異なる箇所睡眠を分割することにより、その区間により合致した中周波成分の推移を導出することで、推定精度の向上を目指す。

## 5.1 睡眠周期が無拘束型睡眠段階推定法に与える問題

図5-1は、ある被験者の就寝から起床までの睡眠段階を示している。横軸は睡眠時間であり、縦軸は睡眠段階（上から覚醒（W）・REM睡眠（REM）・NREM睡眠（NREM1～4））である。青色の実線は脳波計を用いて専門医師によって診断された正しい睡眠段階であり、緑色の点線は無拘束型のセンサから取得された生体振動データを用いて推定した睡眠段階である。この日の睡眠では就寝してから60分周期の睡眠周期が続き、起床前に80分周期の睡眠周期へ変化していることがわかる。この睡眠周期の周期変化している区間はピンク色の背景で示している。また、途中に出現するREM睡眠の区間も起床に近づくにつれて長時間になっていることもわかる。この睡眠周期の周期変化ならびにREM睡眠の区間の長時間化により、背景がピンク色になっている区間において睡眠段階推定の誤推定が生じ、精度減少の原因となっている。これは、睡眠段階推定法が就寝から起床までの心拍の中周波成分の推移を一つのまとまりとして推定することが原因である。

図5-2は、オレンジ色の実線ならびに点線で周期が60分の波を、緑色の実線で周期が80分の波を、青色の実線で周期が60分の波と周期が80分の波の合成波を示している。この波が示す値は睡眠の深さと同義であり、値が大きい場合はより覚醒状態に、小さい場合はより深い眠りの状態を推定することを意味する。図5-1と同様に、周期変化する区間はピンク色の背景になっている。図5-1のような異なる周期を持つ睡眠では、就寝から起床までを一つのデータとして

睡眠段階を推定してしまうと、図 5-2 の青色の実線の合成波のように、眠りが浅い状態から深い状態へ推移するリズムの区間が長くなることにより睡眠周期を捉えることが困難であったり、本来の眠りの深さよりも大きく推定する、つまり REM 睡眠を覚醒と推定したり NREM2 を NREM3 と推定するような誤推定が生じる。

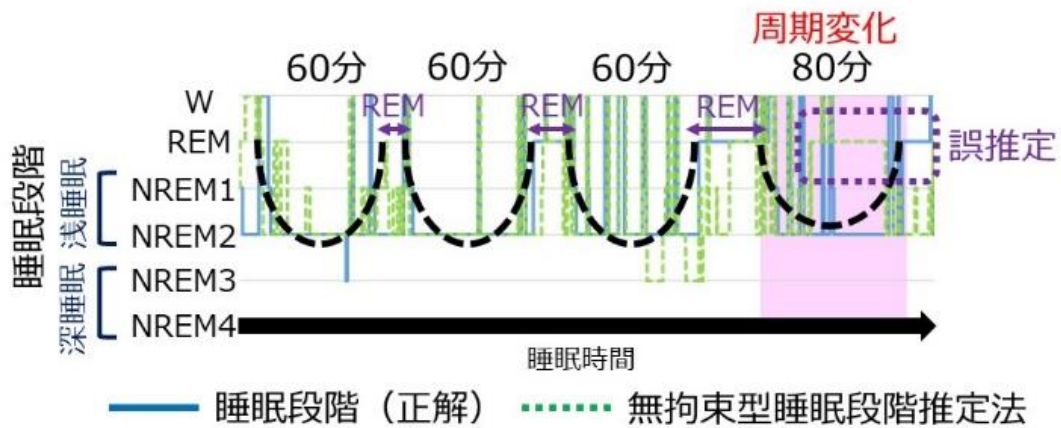


図 5-1 睡眠周期の変化により睡眠段階推定法において生じる問題点

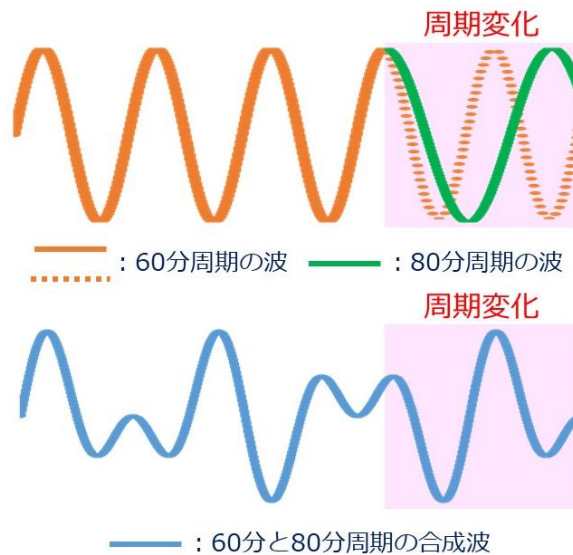


図 5-2 周期の異なる睡眠周期の推定における推移

## 5.2 睡眠周期を考慮した睡眠段階再推定法

睡眠周期の周期変化による睡眠段階の誤推定を防ぐため、睡眠データを睡眠周期の周期に着目して睡眠を分割し、周期が大きく異なる区間に対して再度推定をする再推定法を提案する。

### 5.2.1 アプローチ

図 5-3 に睡眠周期の変化を考慮した推定法のアプローチを示す。従来の推定法では睡眠周期の周期変化が生じても就寝から起床までを一つのデータとして扱うため、睡眠に含まれる全ての異なる周期の波の合成波として推定するが、提案法では周期変化する睡眠周期において睡眠データを分割することで、異なる睡眠としてそれぞれ推定する。周期変化をしている背景がピンク色の箇所に対して、従来法では就寝から起床までを通して推定しているが、提案法では周期変化であるピンク色の背景まえで新しく推定する。図では、周期が60分の区間と周期が80分の区間の2つに睡眠を分割し、それぞれで推定することで60分の周期を持つ区間をオレンジ色の波として推定し、80分の周期を緑色の波として推定することで、誤推定がない推定となる。これにより、睡眠周期のズレや眠りの深さを大きく推定し過ぎるような誤推定を防ぐこと出来る。

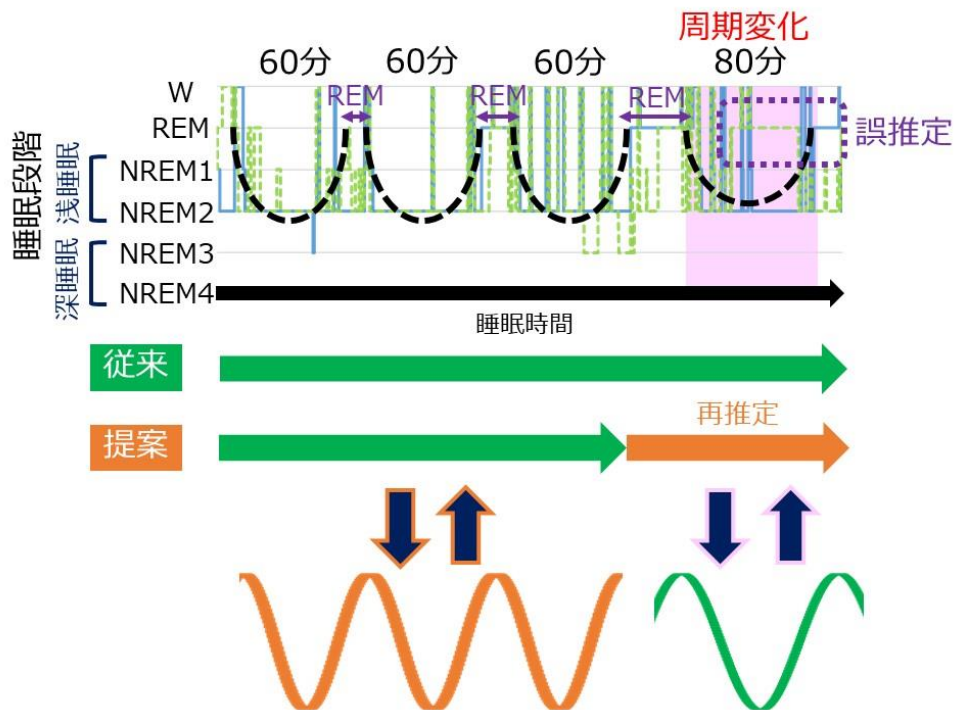


図 5-3 睡眠周期の変化を考慮した推定法のアプローチ



## 5.2.2 メカニズム

睡眠周期の周期変化により睡眠を分割し、再推定をする際、(A) 睡眠の分割箇所決定、(B) 再推定する際に引き継ぐ要素、(C) 再推定法で得られる睡眠段階への切り替えについて、以降にてそれぞれ考慮する。

### A) 睡眠の分割箇所決定

図 5-4 に睡眠周期の周期変化によって、睡眠を分割する箇所の候補を示す。睡眠周期は REM 睡眠から NREM 3 や NREM 4 へ推移し、再度 REM 睡眠へ戻るまでを一つのサイクルとするため、脳波計を用いて診断された正しい睡眠段階を基に睡眠周期のサイクルを決定する。図において、横軸は睡眠時間、縦軸は睡眠段階、黒の実線は正しい睡眠段階である。REM 睡眠の区間はピンク色の背景となっており、この箇所が睡眠周期のサイクルの始まりか終わりに該当する。図では 4 つの REM 睡眠の区間が存在し、最後の REM 区間の後に起床しているため、4 つの睡眠サイクルが存在する。これをそれぞれ第 1～4 区間と表記する。

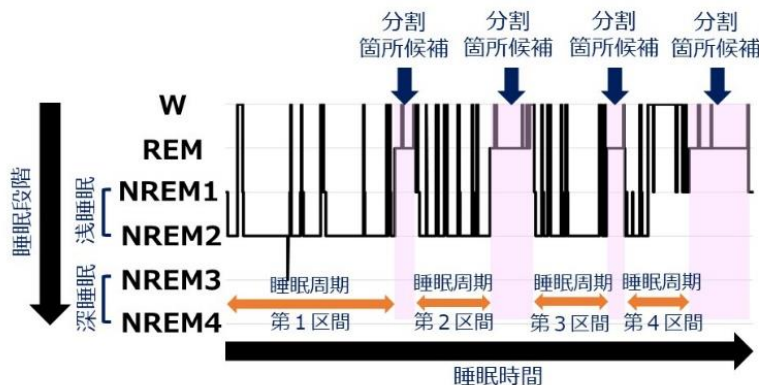


図 5-4 睡眠の分割箇所の候補

REM 睡眠から睡眠周期の区間が決定された後、それぞれの睡眠周期の区間の長さの比較から睡眠の分割箇所を順に決定していく。図では睡眠周期は 4 区間分存在するため、第 1 区間と第 2 区間、第 2 区間と第 3 区間、第 3 区間と第 4 区間の 3 回比較する。図 5-5 は、第 1 区間と第 2 区間の比較を示す。第 1 区間の長さを  $t_1$ 、第 2 区間の長さを  $t_2$  で示す。図より、 $t_1 > t_2$  であるため、睡眠周期が周期変化したと判断し、分割箇所として決定する。図 5-6 は、第 2 区間と第 3 区間において同様の方法で比較する。この時、第 2 区間の長さである  $t_2$  と第 3 区間の長さを  $t_3$  は、 $t_2 \approx t_3$  であるため分割箇所としない。同様に第 3 区間と第 4 区間においても区間の長さの比較をすることで分割箇所とするか否かを決定する。これより、睡眠の分割箇所を決定し、それぞれの睡眠で睡眠段階を推定する。

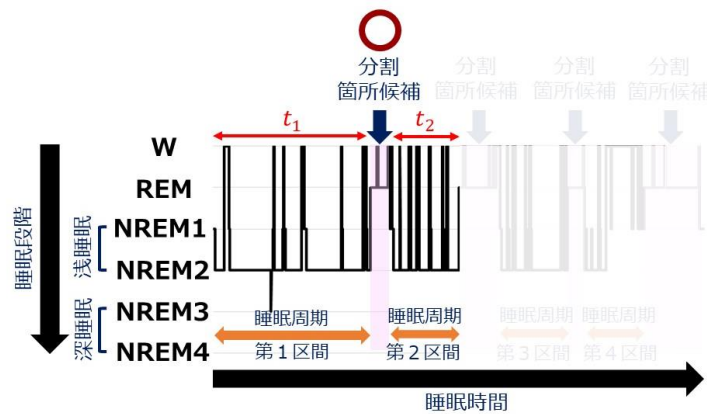


図 5-5 第 1 区間と第 2 区間における睡眠の分割箇所の決定

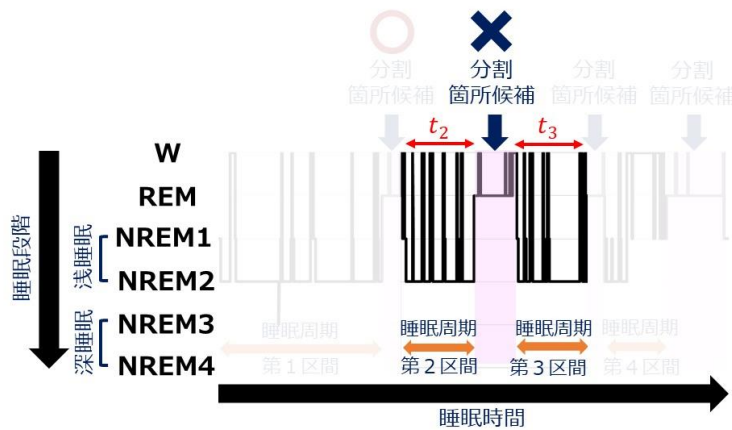


図 5-6 第 2 区間と第 3 区間における睡眠の分割箇所の決定

## B) 再推定をするにあたり引き継ぐ要素

分割箇所での睡眠を分割した後、それぞれの区間で睡眠段階を推定することが考えられるが、推定精度は向上せず減少することが多い。これは、覚醒の推定が適切に出来ていないことが原因として存在する。式(3-?)は従来法ならびに提案法でも用いている覚醒の推定式の再掲である。式中の左辺の分母は就寝から起床までの全時間における体動の平均となっている。これを分割した睡眠毎で体動の平均を導出すると値は変化してしまう。健常者の通常の睡眠では、就寝直後出現する睡眠周期において最も深い眠りへと推移し、それから起床に向けてそれぞれの睡眠周期の眠りの深さは浅くなっていく。例えば、第1区間の最深の眠りが NREM 4、第2区間・第3区間の最深の眠りが NREM 3、第4区間の最深の眠りが NREM 2 などのようになる。そのため、分割した前の区間の方が深い睡眠が多く存在するため体動は小さくなる傾向にあり、分割した後の区間の方が浅い睡眠が多く存在するため体動は大きくなる傾向にある。この誤推定を防

ぐために、体動の値は推定の際は分割せず引き継ぐ。

$$\frac{60\text{sec間の体動の標準偏差}}{\text{全時間における体動の平均}} > 1.0 \quad (5-1) \text{ 再掲}$$

また、心拍の中周波成分の推移を用いる推定法において睡眠を分割して推定した場合、分割した区間の周期性を適切に捉えることが可能であるが、眠りの最深の深さや中周波成分の推移は推定する区間の心拍に依存してしまう。これについては次章に關係する問題点であるがデータ数が少ない区間の推定では過剰適合が生じることが考えられる。心拍の場合、分割した前の区間の方が深い睡眠が多く存在するため心拍は低くなる傾向にあり、分割した後の区間の方が浅い睡眠が多く存在するため心拍は高くなる傾向にあるため、心拍が高い状態のまま NREM 睡眠が推定されないことや起床近くの睡眠周期でも NREM 4 が推定されることなどが存在する。そのため、分割した前で推定された中周波成分の推移の情報を引き継がせる。これにより、分割した前の形状を基にして推定する区間の形状が誤推定されることはなく、また、心拍の値を比較することで最深の眠りがどの深さになるのかもより高精度に推定可能になる。具体的には、中周波成分の推移の情報として近似心拍係数である  $a_x, b_x, c$  を引き継ぐ。

### C) 再推定法で得られる睡眠段階への切り替え

再推定箇所から睡眠段階を再推定するが、再推定と同時に睡眠段階も切り替えてしまうと誤推定が生じることがある。これは、再推定直後では少ないデータ数から中周波を近似する際、使用されるデータにより依存した睡眠段階を推定するためである。再推定箇所は REM 状態に着目して決定をしているが、REM 状態は生体データが乱れる状態であると言われており、中周波に関しても短期間においてデータが大きく上昇もしくは減少することがある。この影響を減らすため、再推定箇所を決定した際、その30分前から再推定を開始する。30分前だとREM状態ではない安定した心拍データを持つことが出来、30分の睡眠周期は存在することはないため、周期性に与える影響もないと想定している。

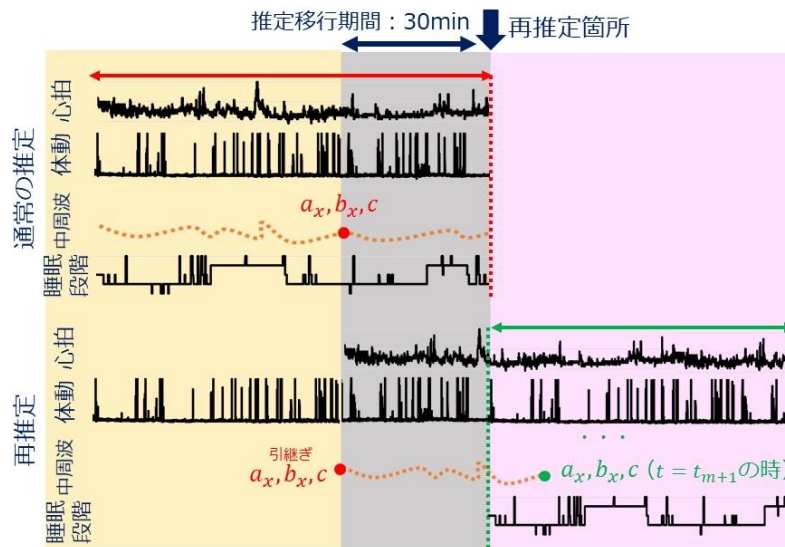


図 5-7 再推定における睡眠段階の引継ぎ

図 5-7 は再推定をする際の睡眠段階の引継ぎを示す。図中の上段には就寝からされる通常の睡眠段階推定が、下段には再推定をする際にされる睡眠段階推定が示されている。それぞれ、上から取得される心拍、体動、心拍から三角関数近似法によって導出される中周波成分、それを離散化することにより導出される睡眠段階である。横の軸は睡眠時間を示しており、一番左は就寝を表し、そこから起床に向かい時間が経過する。REM 睡眠を基に再推定箇所が決定した際、切り替えのために 30 分の推定移行期間が設けられる。背景が黄色の区間は通常の推定、ピンク色の区間は再推定、灰色の区間は推定移行期間を示す。再推定の際には、体動の誤判定を防ぐため就寝からデータを取得し、心拍は再推定移行期間からデータを取得する。この時、推定される睡眠段階は再推定箇所まで、つまり通常の推定区間と推定移行期間の間は通常の睡眠段階を、再推定箇所からは再推定により推定された睡眠段階を用いる。

### 5.3 推定フロー

図 5-8 は周期変化における再推定法のフローを示す。左は従来法の睡眠段階推定のフローを、右は提案法の睡眠段階推定のフローを示す。

- 1step

第 4 章の時と同様に、ベッド下に敷いた圧力センサから睡眠時の生体振動データを計測し、そのデータから特定の周波数帯域を抽出することにより、体動・心拍・呼吸を取得する。本研究で用いている圧力センサである Emfit は、取得されるデータは 1 sec 毎に 1 データを出力する。

- 2step

取得された心拍データに対して三角関数近似法や高速フーリエ変換・逆高速フーリエ変換を用いることにより中周波成分の推移を取得する。本研究で用いる三角関数近似法によって中周波成分を導出する際には $L = 2^{14}, N = 13$ を用いる。この時、事前に医師が診断した正しい睡眠段階よりREM睡眠の箇所を検知する。これにより睡眠中に存在する睡眠周期を捉え、各睡眠周期の区間を導出する。睡眠周期の区間の長さである $t$ が一定値以上、今回は30分以上差が存在する場合に周期変化が生じていると判断し、睡眠を分割し再推定する。分割をする際は、推定移行期間である30分前からのデータを取得する。

- 3step

2step目において分割された場合、30分前からの推定移行期間よりデータを取得し、それをを用いて睡眠段階を推定する。推定された睡眠段階は離散化の後、原田手法での覚醒・REM睡眠をそれぞれ推定し補正する。睡眠段階は、再推定箇所より移行することで分割による再推定を用いた睡眠段階を推定する。

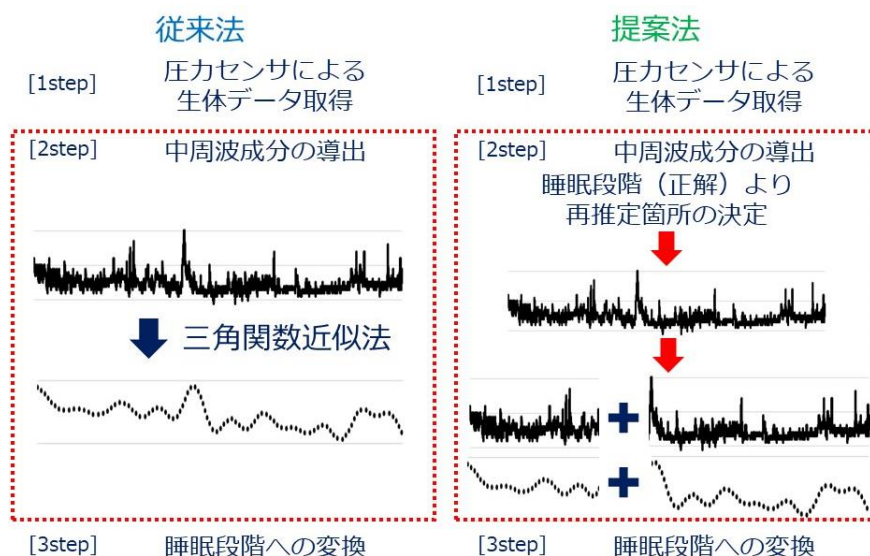


図 5-8 睡眠分割による再推定法の推定フロー

## 5.4 実験

### 5.4.1 実験目的

睡眠周期の周期変化による推定精度の減少を防ぐ再推定法の有効性を検証するために、被験者実験する。具体的には、再推定法の有無の2種類の推定法に関して、正しい睡眠段階の一致率を通して推定精度を評価するとともに推定された睡眠段階をそれぞれ比較することで睡眠周期変化による誤推定の改善を確認する。

### 5.4.2 実験設定と睡眠データ

被験者実験の際、第4章での実験と同様に睡眠時のデータとして脳波、眼球電図、オトガイ筋の筋電図、生体振動データを測定した。脳波・眼球電図・オトガイ筋の筋電図は、専門医師による診断により正しい睡眠段階を取得するために使用しており、生体振動データは従来法や提案法を用いて睡眠段階を推定するために使用した。脳波・眼球電図・オトガイ筋の筋電図の測定装置として、脳波計である Alice PDx を用い、生体振動データの測定装置として、圧力センサである Emfit を用いた。実際の実験では、ベッドの下に Emfit を敷き、複数の電極の装着した状態で睡眠をとってもらうことで、睡眠時のデータを同時に測定し、それぞれ睡眠段階を導出し比較した。

表 5-1 に実験に用いた睡眠データにおいて、再推定する箇所の情報をまとめる。各被験者のデータ番号において、就寝時間から再推定箇所までの時間[min]を示している。例えば、データ番号1であれば、就寝から 132min 経過後に再推定した。再推定箇所の個数は決めておらず、睡眠周期の数だけ再推定することが出来る設定にしている。また、再推定箇所は就寝から 30 分後以降である条件以外に制約はない。この 30 分は再推定移行のための時間の確保のためである。再推定箇所の決定は、予め診断された睡眠段階を基に決定した。

表 5-1 睡眠データの再推定情報

名前	データ番号	就寝から再推定箇所までの時間[min]
被験者 A	1	132
	2	34, 134
	3	41, 147, 263, 341
被験者 B	4	210
被験者 C	5	44, 172
	6	86
	7	82
被験者 D	8	93
被験者 E	9	166
被験者 F	10	176, 259
	11	59, 188, 300
	12	34, 127, 279

### 5.4.3 評価指標

評価指標は第4章と同様に、脳波計のデータから専門医師によって診断された正しい睡眠段階との6段階での一致率[%]を評価として用いる。今回診断された正しい睡眠段階は1エポック 30secとして6段階のうちどれかの睡眠段階と診断されているが、本提案手法はセンサより計測された生体データが1secで1データであるため1sec毎に睡眠段階を導出した。そのため、評価の際は1sec 1データとして睡眠段階の一致率を導出した。一致率の計算には表4-3に示したパターンを用いて、正しい睡眠段階と推定された睡眠段階との一致率を計算する。表において、横軸は正しい睡眠段階が覚醒・REM睡眠・NREM睡眠であるときを示し、縦軸は正しい睡眠段階が覚醒・REM睡眠・NREM睡眠であるときを示す。表より、例えば、正しい睡眠段階がREM睡眠と診断されている時刻に対し、推定法がNREM2と誤った推定をした場合は10の数字のあるセルの値が増加する。1secで1データであるため、全てのセルの合計値は総睡眠時間[sec]と同義である。今回の評価指標として用いる一致率は $1 \cdot 8 \cdot 15 \cdot 22 \cdot 29 \cdot 36$ の合計値を総睡眠時間で割ることで導出する。

### 5.4.4 比較内容

第4章と同様に、本実験では、(1)年齢の違いによる一致率の変化、(2)男女の違いによる一致率の変化、(3)推定日の違いによる一致率の変化、の3つの観

点から睡眠段階推定の一致率を比較する。これは、医学的に、加齢によって睡眠の特徴が変化することが言われており、(1) では20代から60代までの年齢が異なる被験者A~Fの1日分の睡眠段階推定の一致率を比較する。この時、被験者A・C・Fは3日分の睡眠のデータが存在するが、そのうち被験者Aはデータ番号1、被験者Cはデータ番号5、被験者Fはデータ番号10を比較に用いた。(2) では被験者を男女で分け、一致率を比較する。男性の被験者データは、被験者Aのデータ番号1・2・3、被験者Bのデータ番号4、被験者Cのデータ番号5・6・7、被験者Eのデータ番号9であり、女性の被験者データは被験者Dのデータ番号8、被験者Fのデータ番号10・11・12である。(3) では被験者A・C・Fの各3日分の睡眠のデータに対して一致率を比較する。それぞれの比較では、平均値ならびに分散を用いて一致率を導出する。

#### 5.4.5 結果

図5-9は(1)年齢の違いによる一致率の結果を示す。横軸は従来法、提案法を20代から60代までの被験者毎に示しており、縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。一番右には全ての年齢の結果の平均値を示す。結果より30代ならびに60代では再推定による睡眠段階の一致率は向上していないが、他の年代では最大で4%の推定精度が向上した。この結果に対してt検定を用いた時のP値は0.121188であり提案法の有意性は認められなかった。図5-10は(2)男女の違いによる一致率の結果を示す。横軸は従来法、提案法を男女の被験者毎に示しており、縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。男女ともに一致率の向上が見られ、特に男性は10%程度向上していることがわかる。男性の一致率に対してt検定を用いた時のP値は0.021862であり提案法が有意であることがわかる。一方、女性の一致率に対してt検定を用いた時のP値は0.19145であり提案法の有意性は認められなかった。図5-11は(3)推定日の違いによる一致率の結果を示す。横軸は従来法、提案法を被験者A・C・Fの3日分の一致率を示しており、縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。被験者Fは3日間において再推定による精度向上はないが、被験者A・Cは推定精度が5%程度向上した。各被験者の結果に対してt検定を用いた時、被験者Aの結果のP値は0.269703、被験者Cの結果のP値は0.057191、被験者FのP値は0.42265であり、被験者A・C・Fともに有意性は認められなかった。

図5-12~5-15に正しい睡眠段階、従来法である再推定をしない睡眠段階、提案法である再推定をした睡眠段階を示す。また、表5-3~5-13に正しい睡眠段階と再推定をしない従来法、再推定をする提案法との睡眠段階との一致率を示す。



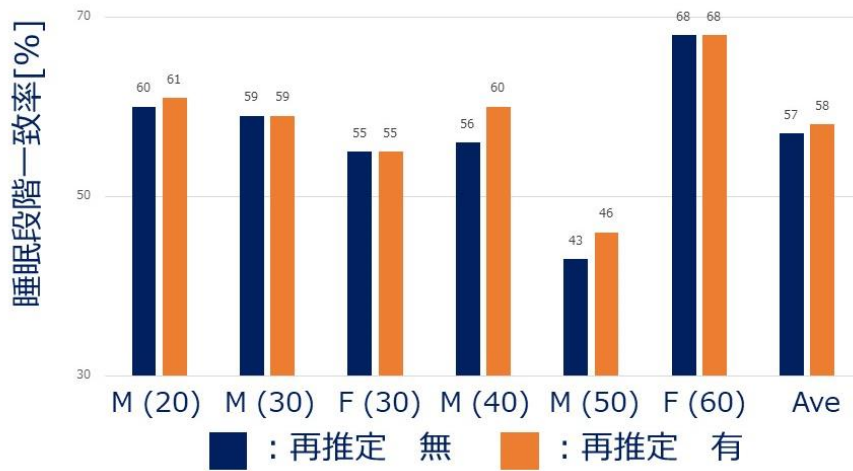


図 5-9 睡眠分割による再推定法の推定結果（年齢別の比較）

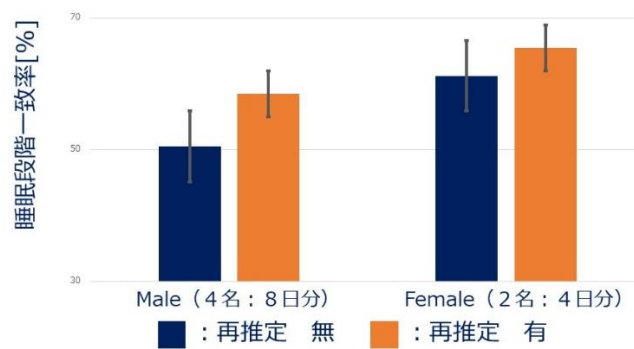


図 5-10 睡眠分割による再推定法の推定結果（男女別の比較）

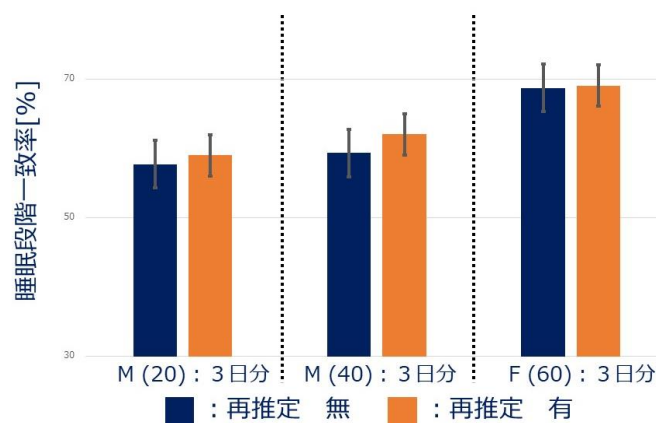


図 5-11 睡眠分割による再推定法の推定結果（推定日別の比較）

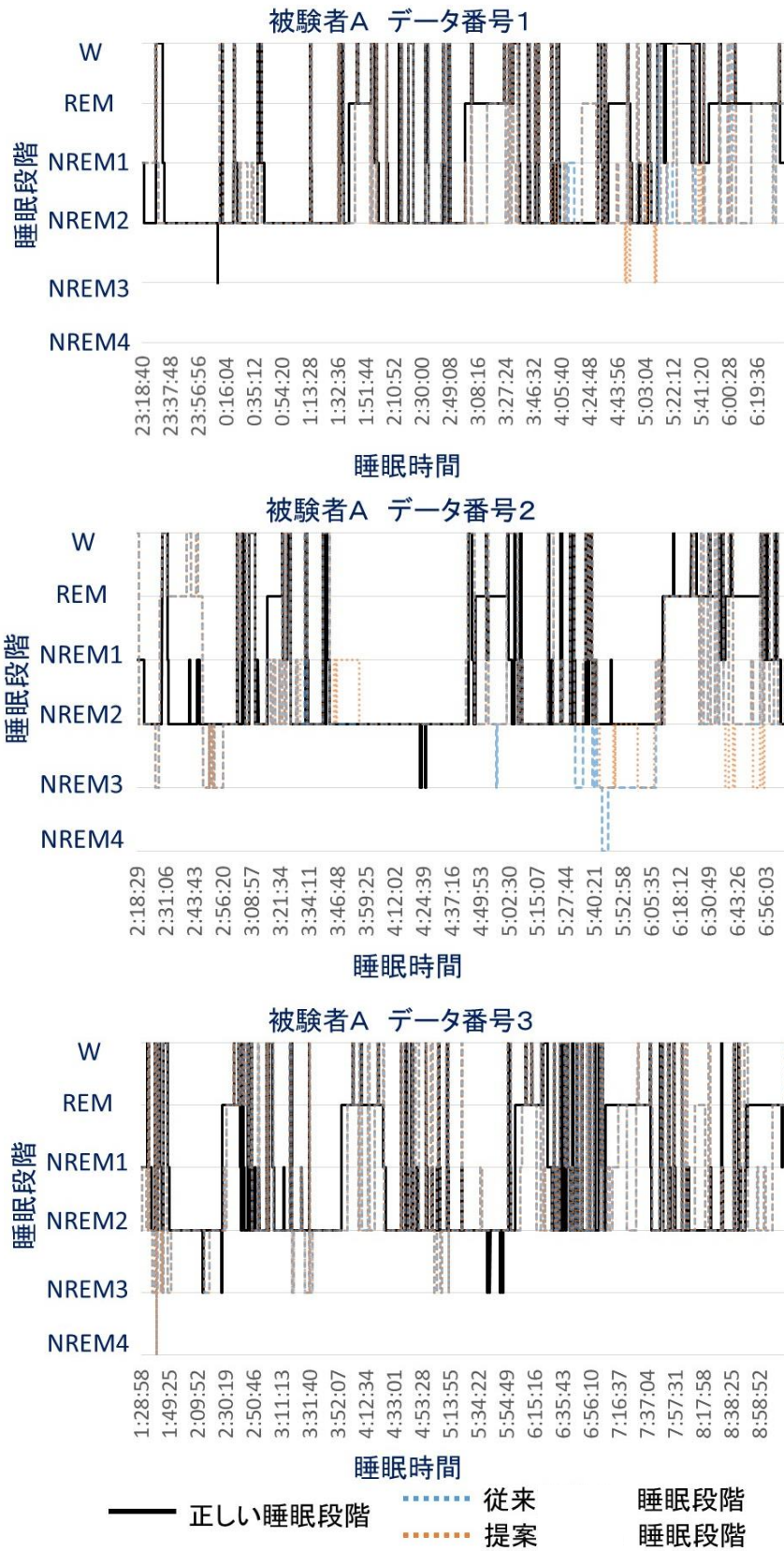
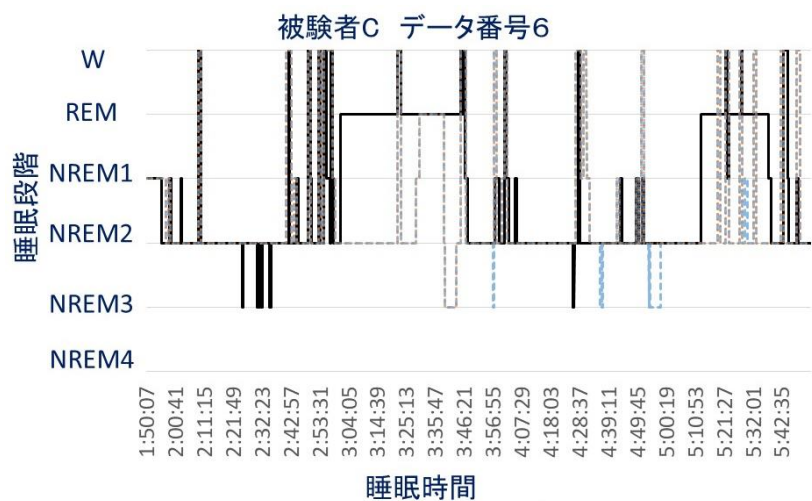
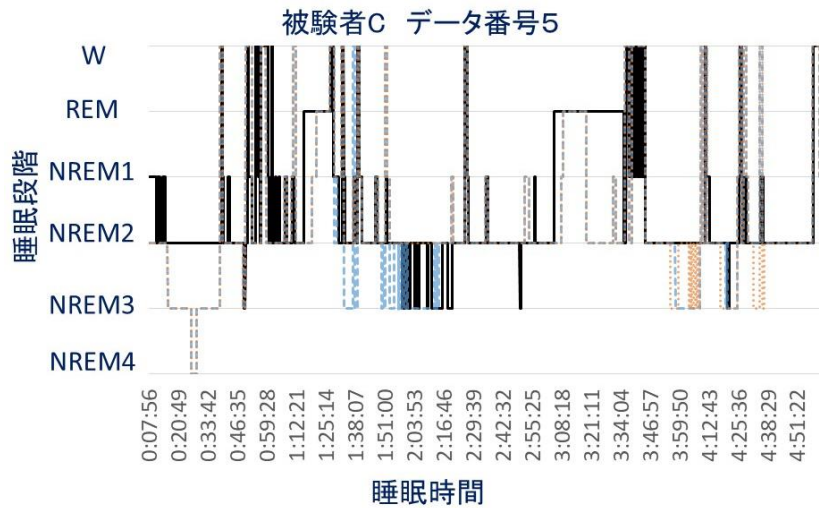
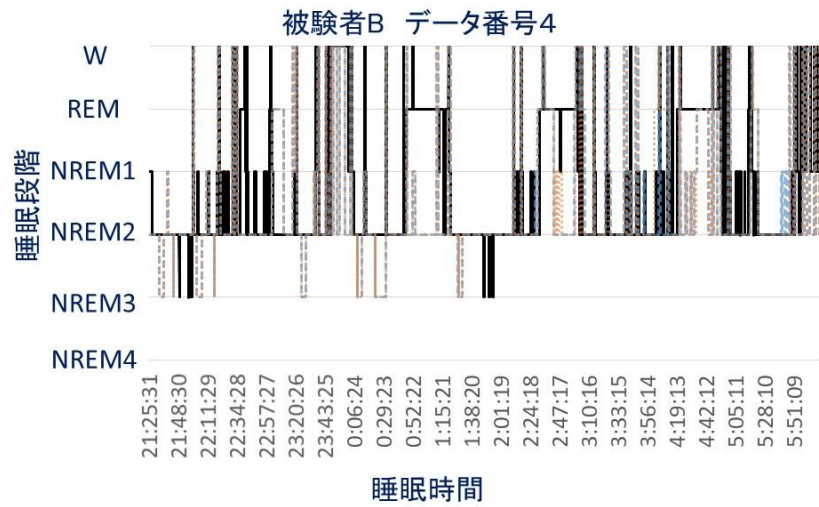


図 5-12 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号 1～3  
68



正しい睡眠段階
  従来
  提案

睡眠段階  
 睡眠段階

図 5-13 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号4～6

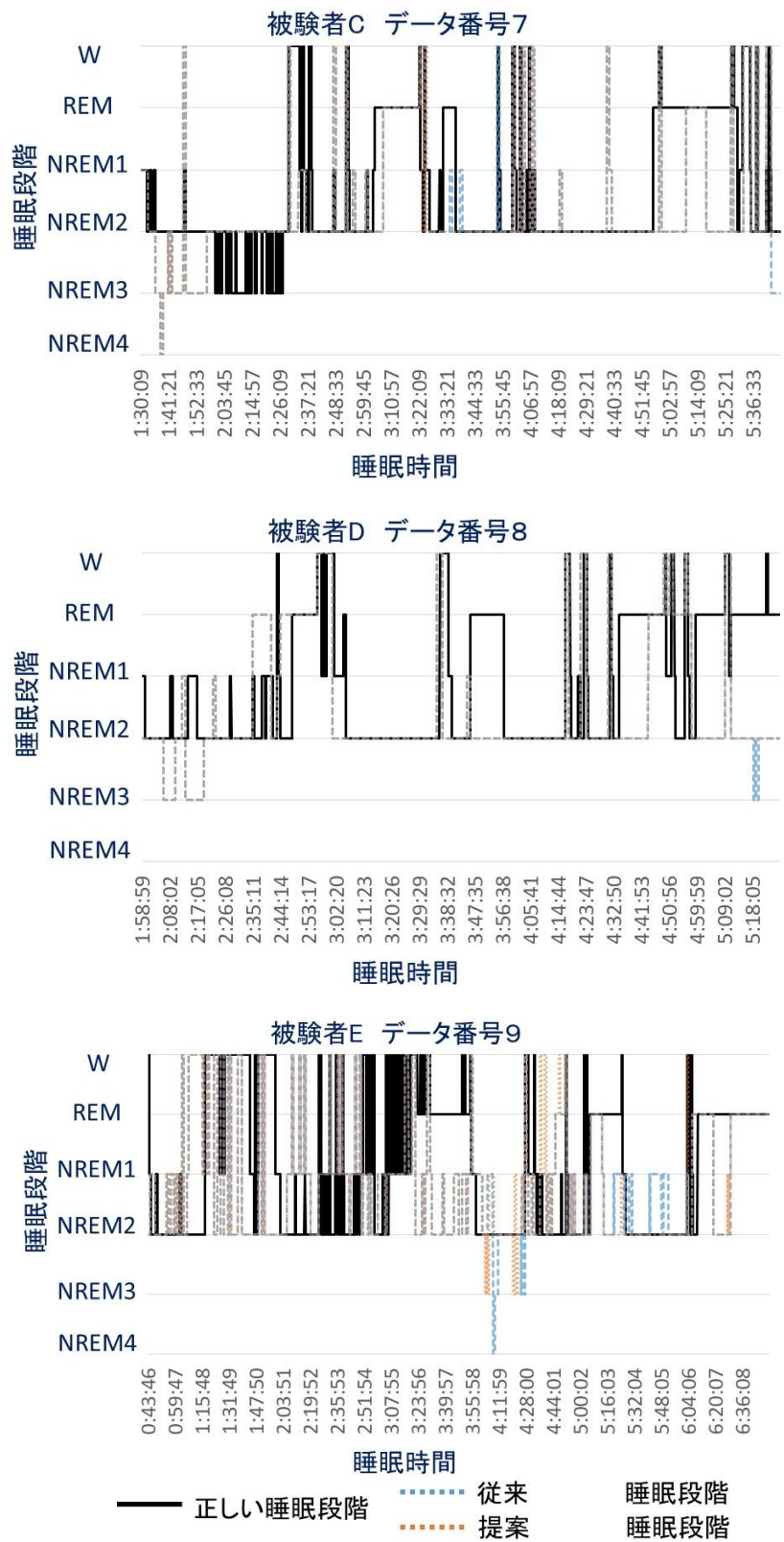


図 5-14 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号7～9



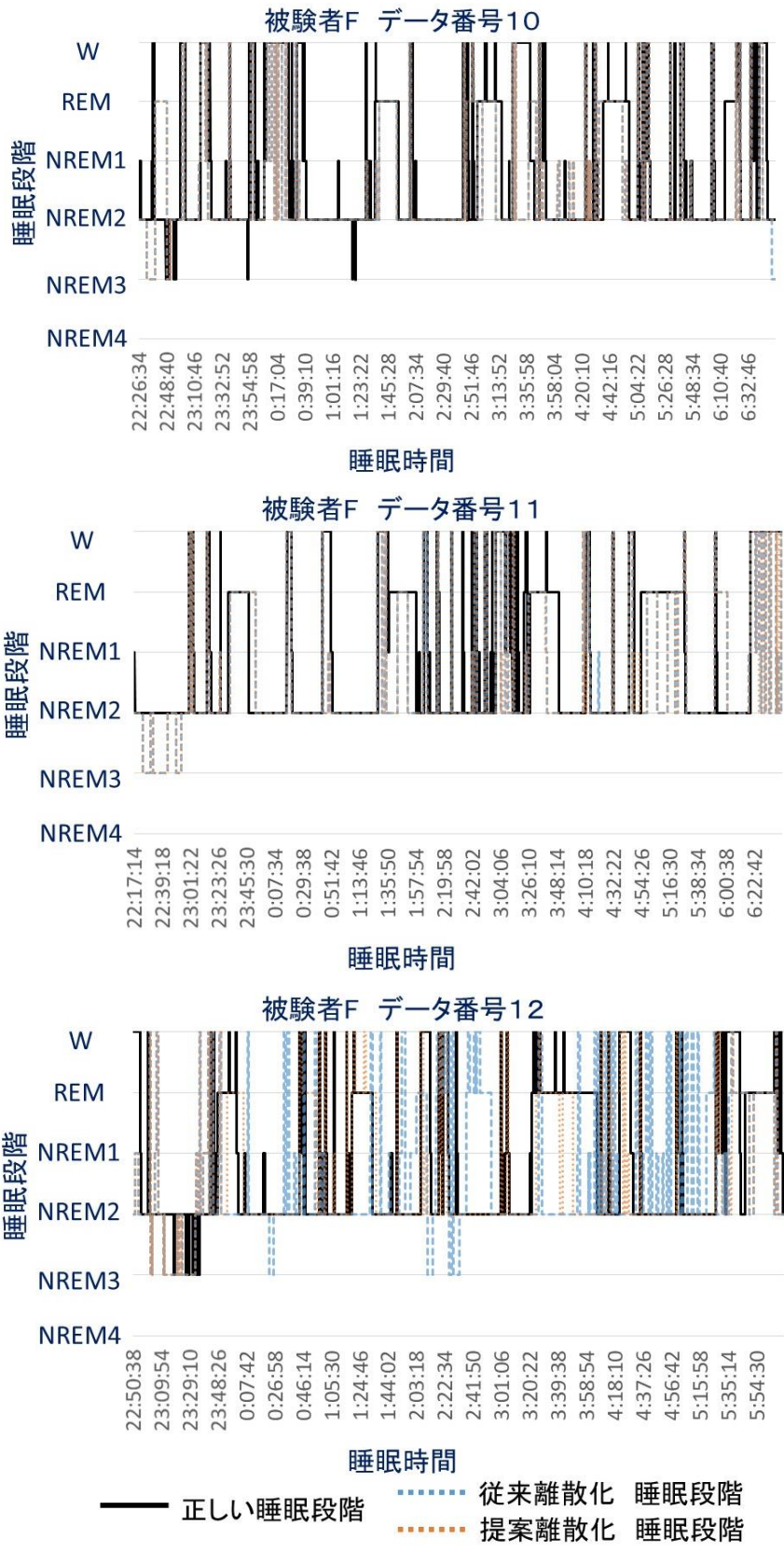


図 5-15 離散化法の違いによる睡眠段階図 データ番号10～12

表 5-2 睡眠段階出現割合 データ番号 1

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	2014	387	510	450	0	0
	REM	0	2280	180	600	0	0
	NREM1	330	150	360	1790	0	0
	NREM2	1616	3543	843	11320	30	0
	NREM3	0	0	0	0	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	2000	334	514	450	0	0
	REM	2	2280	183	600	0	0
	NREM1	602	210	328	1310	0	0
	NREM2	1356	3447	868	11774	30	0
	NREM3	0	89	0	26	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 5-3 睡眠段階出現割合 データ番号 2

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1230	300	750	600	0	0
	REM	150	720	60	750	0	0
	NREM1	90	217	90	630	0	0
	NREM2	30	2128	510	6652	60	0
	NREM3	0	25	30	2213	0	0
	NREM4	0	0	0	165	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1230	300	750	600	0	0
	REM	150	720	60	750	0	0
	NREM1	90	217	90	1267	0	0
	NREM2	0	1830	480	7038	60	0
	NREM3	30	323	60	1355	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 5-4 睡眠段階出現割合 データ番号 3

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1890	525	885	1140	0	0
	REM	0	3210	75	675	0	0
	NREM1	233	600	517	465	0	0
	NREM2	277	2850	990	12629	180	0
	NREM3	0	0	87	961	0	0
	NREM4	0	0	26	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1890	525	885	1140	0	0
	REM	0	3210	75	675	0	0
	NREM1	233	600	517	465	0	0
	NREM2	277	2850	990	12629	180	0
	NREM3	0	0	87	961	0	0
	NREM4	0	0	26	0	0	0

表 5-5 睡眠段階出現割合 データ番号 4

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1635	375	645	765	0	0
	REM	15	1185	150	930	0	0
	NREM1	150	330	330	690	0	0
	NREM2	1020	3840	2160	15740	210	0
	NREM3	0	0	30	1495	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1635	390	585	690	0	0
	REM	45	1110	270	1155	0	0
	NREM1	150	531	300	390	0	0
	NREM2	990	3699	2130	15890	210	0
	NREM3	0	0	30	1495	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 5-6 睡眠段階出現割合 データ番号 5

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	960	30	480	390	0	0
	REM	0	960	0	0	0	0
	NREM1	60	240	240	510	30	0
	NREM2	210	1320	810	7533	291	0
	NREM3	0	0	60	3113	369	0
	NREM4	0	0	0	154	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	960	30	450	360	0	0
	REM	0	960	0	0	0	0
	NREM1	60	240	330	540	30	0
	NREM2	210	1320	796	8422	600	0
	NREM3	0	0	14	2224	60	0
	NREM4	0	0	0	154	0	0

表 5-7 睡眠段階出現割合 データ番号 6

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	510	180	240	450	0	0
	REM	0	540	0	0	0	0
	NREM1	0	138	426	450	0	0
	NREM2	90	2884	384	7591	180	0
	NREM3	0	248	0	269	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	510	180	240	450	0	0
	REM	0	540	0	0	0	0
	NREM1	0	78	426	450	0	0
	NREM2	90	2944	384	7860	180	0
	NREM3	0	248	0	0	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0



表 5-8 睡眠段階出現割合 データ番号 7

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	564	18	315	363	0	0
	REM	21	1359	0	0	0	0
	NREM1	69	60	252	336	0	0
	NREM2	336	1863	474	7164	870	0
	NREM3	0	0	9	1320	0	0
	NREM4	0	0	0	48	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	564	18	294	324	0	0
	REM	0	1359	0	0	0	0
	NREM1	69	0	252	276	0	0
	NREM2	357	1923	504	7494	870	0
	NREM3	0	0	0	1089	0	0
	NREM4	0	0	0	48	0	0

表 5-9 睡眠段階出現割合 データ番号 8

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	660	30	120	150	0	0
	REM	30	780	300	630	0	0
	NREM1	30	0	30	180	0	0
	NREM2	210	2705	510	5438	0	0
	NREM3	0	85	240	352	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	660	30	120	150	0	0
	REM	30	780	300	630	0	0
	NREM1	30	0	30	180	0	0
	NREM2	210	2790	510	5438	0	0
	NREM3	0	0	240	352	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 5-10 睡眠段階出現割合 データ番号 9

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	1285	9	237	929	0	0
	REM	21	2379	60	480	0	0
	NREM1	1032	853	1187	3903	0	0
	NREM2	1597	2078	1096	4694	0	0
	NREM3	0	0	0	206	0	0
	NREM4	0	0	0	48	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1315	9	285	1091	0	0
	REM	21	2379	60	420	0	0
	NREM1	1002	670	1079	3073	0	0
	NREM2	1597	2261	1156	5472	0	0
	NREM3	0	0	0	204	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 5-11 睡眠段階出現割合 データ番号 10

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	2090	64	112	314	0	0
	REM	287	2308	225	1170	30	0
	NREM1	602	75	116	519	0	0
	NREM2	2361	1573	1422	16264	180	0
	NREM3	60	0	60	616	30	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	2090	64	112	314	0	0
	REM	287	2308	225	1170	30	0
	NREM1	602	75	116	519	0	0
	NREM2	2361	1573	1422	16455	180	0
	NREM3	60	0	60	425	30	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 5-12 睡眠段階出現割合 データ番号 1 1

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	2750	20	130	340	0	0
	REM	20	3280	50	910	0	0
	NREM1	537	50	40	230	0	0
	NREM2	1593	2380	800	15941	0	0
	NREM3	0	0	0	1359	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	2950	20	80	370	0	0
	REM	20	3270	50	860	0	0
	NREM1	411	60	10	170	0	0
	NREM2	1519	2380	880	16021	0	0
	NREM3	0	0	0	1359	0	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

表 5-13 睡眠段階出現割合 データ番号 1 2

		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
従来	W	404	300	90	1980	0	0
	REM	842	1020	90	1528	0	0
	NREM1	323	222	194	1511	30	0
	NREM2	1697	3738	1172	9347	30	0
	NREM3	154	0	74	1714	120	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0
		正解					
		W	REM	NREM1	NREM2	NREM3	NREM4
提案	W	1320	150	180	450	0	0
	REM	510	3300	120	1230	0	0
	NREM1	577	60	30	361	30	0
	NREM2	1013	1770	1290	12851	30	0
	NREM3	0	0	0	1188	120	0
	NREM4	0	0	0	0	0	0

## 5.4.6 考察

推定精度の向上が大きく見られた被験者 A のデータ番号 1 と一致率の減少が見られた被験者 F のデータ番号 10 の睡眠段階から再推定法の効果を見る。

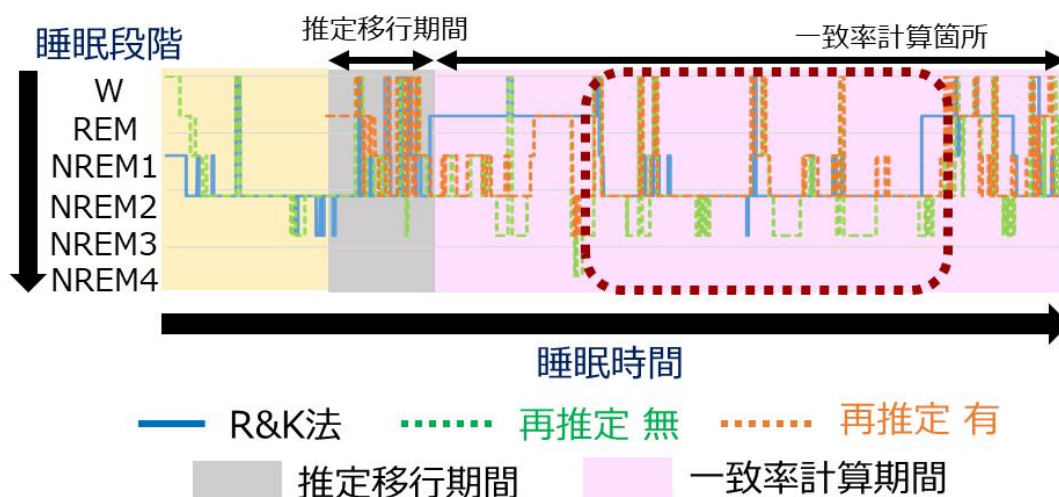


図 5-16 被験者 A のデータ番号 1 の睡眠段階

図 5-16 は被験者 A のデータ番号 1 の睡眠段階を示す。図中、横軸は睡眠時間、縦軸は睡眠段階 (W・REM 睡眠・NREM 1～4)、医師によって診断された正しい睡眠段階は青色の実線、再推定法を用いない睡眠段階推定法によって推定された睡眠段階は緑色の点線、睡眠の分割を用いた再推定法によって推定された睡眠段階はオレンジ色の点線である。背景がピンク色は再推定をした区間、灰色は再推定のための 30 分間の移行期間、黄色は通常の睡眠段階推定の区間を示す。図中、赤色の点線で囲まれた箇所が再推定法の有無で大きく睡眠段階推定が異なる箇所であり、再推定をすることで長時間の NREM 2 を適切に推定出来、再推定を用いないと NREM 2 を軸に浅い睡眠である NREM 1 や深い睡眠である NREM 3 へ推定がずれている。

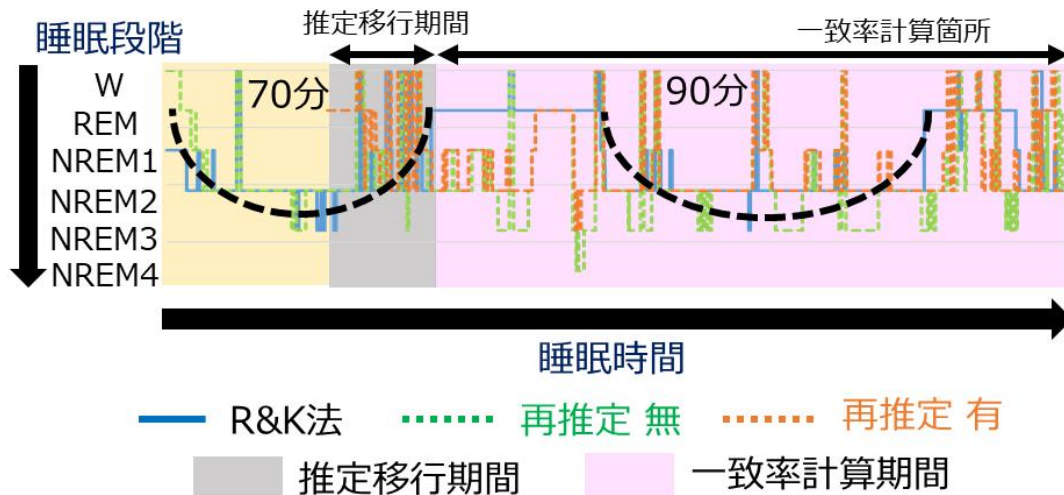


図 5-17 被験者Aのデータ番号1の睡眠段階における睡眠周期

図 5-17 はこの時の睡眠周期を示したもので、就寝直後の睡眠周期である 70 分の周期から 90 分の周期へと周期変化している。70 分の睡眠周期では深い睡眠を含んでおり、90 分の周期では深い睡眠は含まれず浅い睡眠が長い時間継続する睡眠周期である。そのため、再推定を用いないと 90 分の周期の際でも深い睡眠を含む周期の影響を受け、NREM 3 が多く推定され精度減少することが考えられる。図 5-18 は被験者 F のデータ番号 10 の睡眠段階を示す。図で示すものは同様である。図中において赤色の点線で囲まれた箇所が大きく異なる箇所であり、再推定を用いることで深い睡眠と誤推定が生じた。これは、誤推定している直前の REM 区間の生体データが影響している。図 5-19 は実際に取得された心拍と再推定の有無によってそれぞれ導出された中周波を示している。これより直前の REM 区間の心拍が全睡眠を通して高くなってしまっており、再推定区間での少ないデータでの推定では心拍の減少を大きくとらえてしまうことで深い睡眠と誤推定した。また、この睡眠日の再推定箇所は REM の出現ではなく、覚醒が短期間に出現していることから決定をしているが、睡眠周期として適切でないことが考えられる。

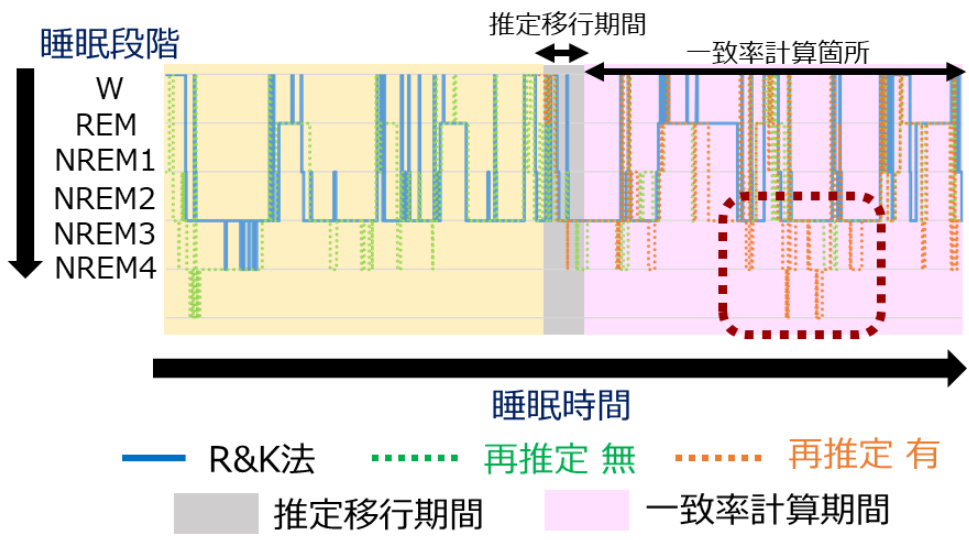


図 5-18 被験者F のデータ番号 10 の睡眠段階

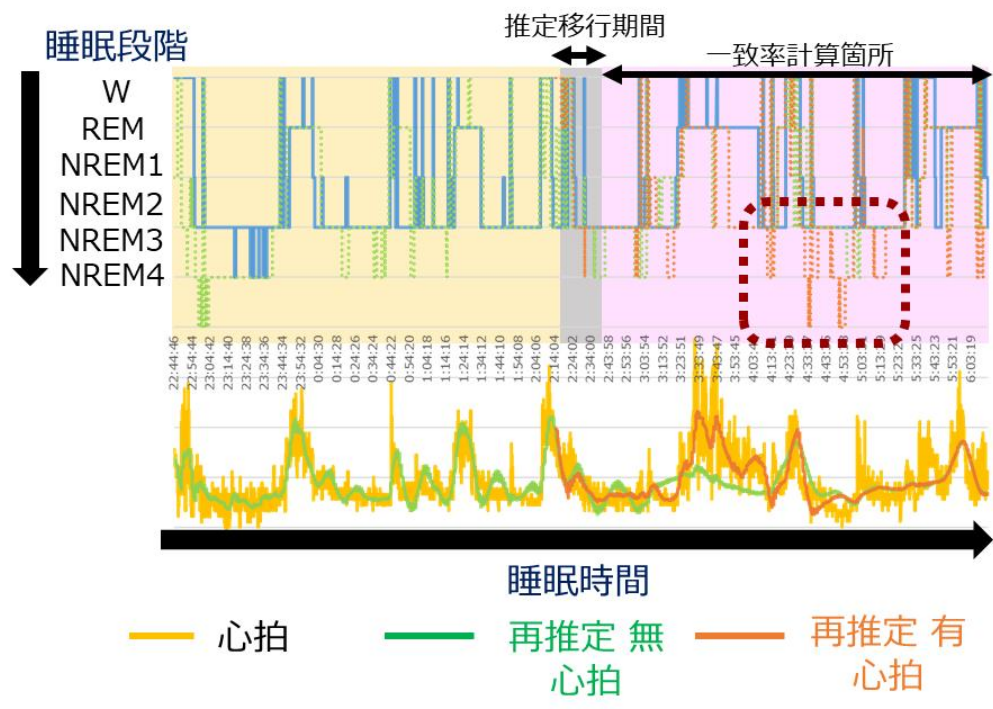


図 5-19 被験者F のデータ番号 10 の睡眠段階と中周波成分

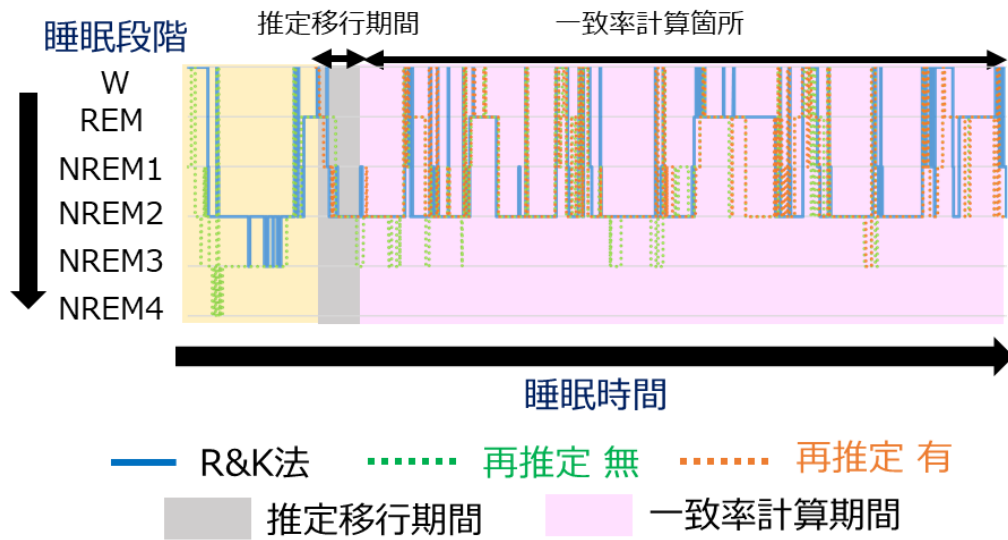


図 5-20 被験者F のデータ番号 10 の再推定箇所の変更

そこで，図 5-20 のように，短期間の出現の覚醒は睡眠時に生じたものとしてとらえ，再推定箇所を決定し直し，再度推定した．これにより，先ほどのような誤推定は無くなり高精度の推定が可能になった．

# 第6章 過剰適合のための類似性を用いた推定法

前章では睡眠段階推定における一致率向上のために、NREM睡眠の推定に用いる心拍の中周波成分が生体リズムの一つである睡眠周期によって睡眠中に変化する問題を再推定によって解決した。しかし、再推定をする場合、従来では就寝から起床までの約7時間の睡眠データを用いて中周波成分の推移を推定していたが、より短時間のデータ、場合によっては約60分の睡眠データから推定をしなければならない。そのため、少ないデータのみで過剰適合した推定がされてしまうことがあり、就寝から起床までの睡眠としてみると異質な睡眠段階推移へ推定してしまう問題が生じてしまう。そこで、本章では再推定のため、少ないデータ数を用いた中周波成分の推移の決定法を提案する。

## 6.1 過剰適合による誤推定

従来法では就寝から起床までの生体データを用いて睡眠段階を推定することが出来たが、再推定では少ない生体データのみで睡眠段階を推定する必要がある。図6-1は、再推定の時のような取得されているデータ数が少ない場合における推定例を示している。黒色の実線は取得された心拍を示しており、オレンジ色の点線は心拍の中周波成分の推移を示している。この中周波成分の推移を導出する際、生体データより取得される心拍の中周波成分の推移を用いた睡眠段階推定法[Harada, 2016]では、 $2^{14} \cong$  約4.5時間、 $2^{13} \dots, 2^2, 2^1 = 2$ 秒を周期に持つような様々な周期の正弦波・余弦波の合成波として睡眠段階を推定している。そのため、取得されているデータが60分程度であった場合、推定の際にはこの60分のデータとの差異が最小になるように合成波が近似されるが、合成波を最大の周期である $2^{14} \cong$  約4.5時間まで考慮した際に様々な波形となることが考えられる。図では、緑色の点線と紫色の点線の2種類の波形を例として示しているが、睡眠段階として考慮した場合、どちらがより高精度な睡眠段階推定とされるのかは、脳波計で診断された正しい睡眠段階と比較することでしか判断することが出来ない。この問題は、第5章で提案した睡眠周期を考慮することで睡眠を分割し、再推定する方法により生じるものである。睡眠周期は個人差や睡眠日の体調などの要因により60分～120分の範囲で出現するとされているため、分割により最短で60分のデータでの推定が必要となる場合が考え



られる。また、睡眠直後に出現する睡眠周期は、就寝から起床までに出現する全ての睡眠周期の中でも心身の回復に強く影響がある区間であり、眠りの深さや睡眠周期の周期時間も異なる場合が多く考えられる。そのため、就寝直後から最初の睡眠周期で分割され、再推定することが考えられ、考慮する必要がある。そこで、本章では少ないデータにおいて過剰適合により生じる誤推定を防ぐために、中周波成分の推移の決定法を提案する。

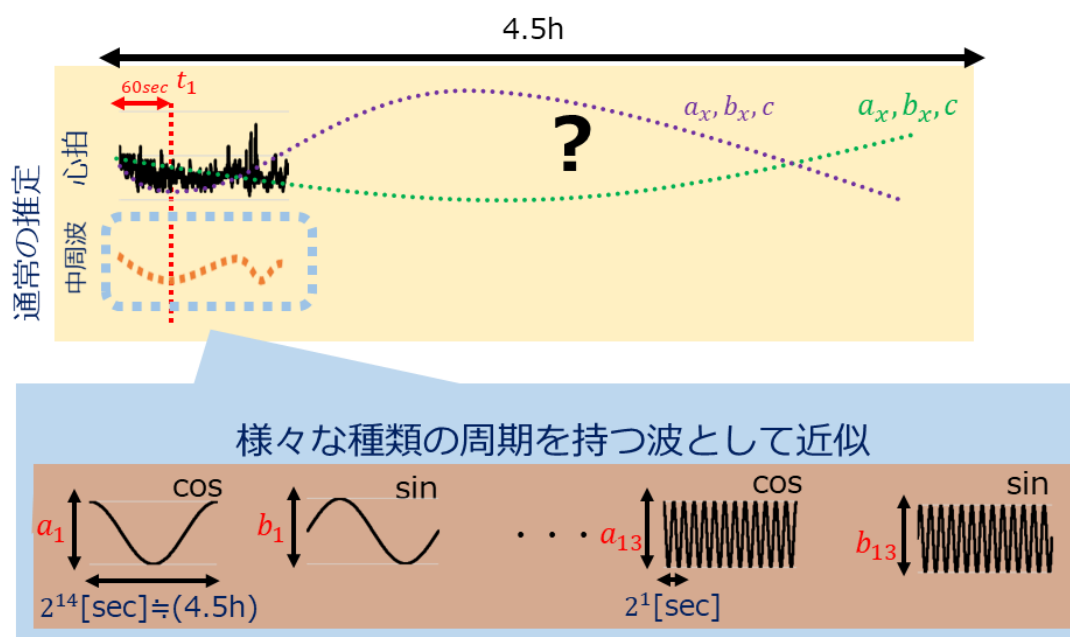


図 6-1 従来の推定法で発生する過剰適合による誤推定

## 6.2 他の睡眠との類似性を考慮した推定法

### 6.2.1 アプローチ

睡眠は個人差があるだけでなく、同一の被験者であっても体調や日中の活動、飲酒やストレスの状態ですら睡眠時間・質などは変化する。更に、睡眠中であっても、前章で挙げたようなウルトラディアンリズムなどの生体リズムの変化も存在する。そのため、睡眠中、今後どのような睡眠になるのかというのは推測することが困難である。そこで、過剰適合を防ぐためのアプローチとして、過去に取得された自分自身の睡眠時の生体振動データや他人の睡眠時の生体振動データとの類似性を考慮することにより、取得されているデータよりも後の睡眠段階の推移を踏まえた推定をする。

図6-2は、アプローチを表している。例えば、11/7の睡眠を推定する際、過去に

取得された自分自身の睡眠である11/5, 11/6の睡眠時の生体振動データと比較をすることにより類似性を考慮する. 図では, 11/5よりも11/6の方がより類似性が高いと判断されるため, 推定の際には11/6の生体振動データの推移を基に, 11/7の短時間のデータから心拍の中周波成分の推移, つまり睡眠段階を推定する. また, 睡眠計測の際に, 過去に睡眠時の生体振動データが存在しない場合が考えられる. この場合, 自分自身ではなく他人の睡眠時の生体振動データと比較する. 図では, AさんやBさんの睡眠時の生体振動データと比較することで, AさんよりもBさんとの類似性が高いと判断し, 推定している.

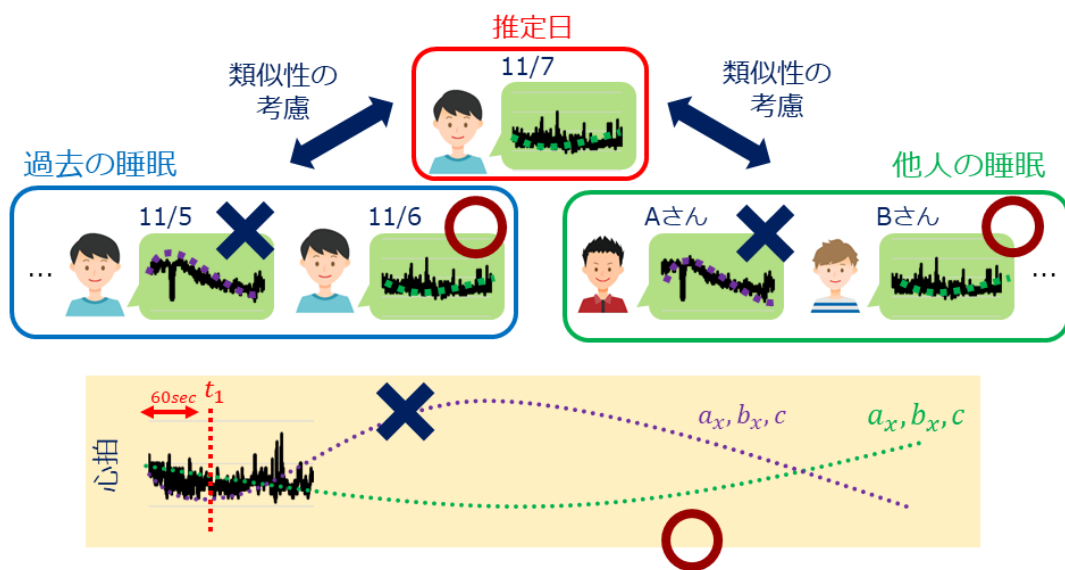
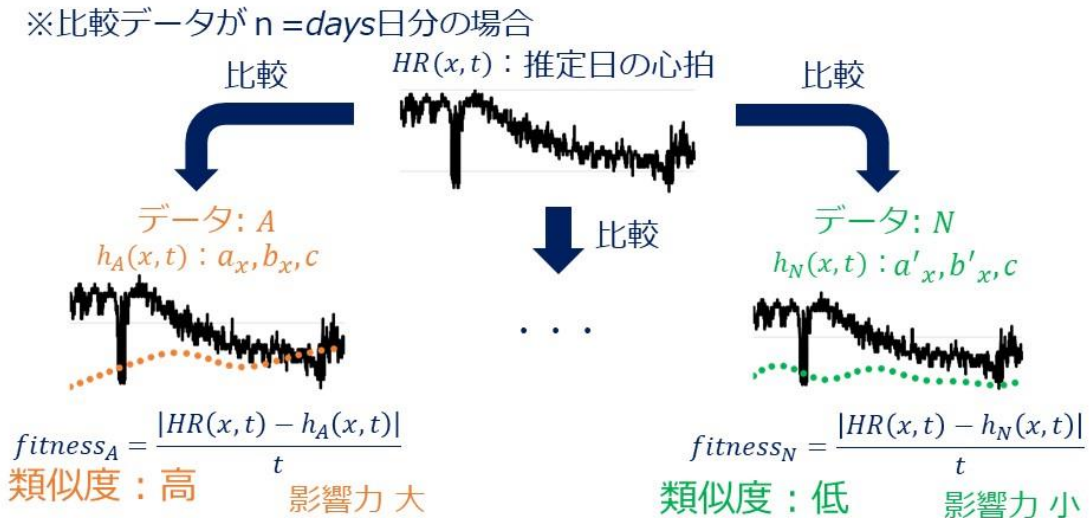


図 6-2 類似性を用いた過剰適合を防ぐためのアプローチ

## 6.2.2 メカニズム



類似度を考慮した近似心拍係数

$$\{a_x + b_x + c\} = \sum_{k=1}^{\text{days}} \left\{ \frac{1}{\frac{1}{\sum_{k=1}^{\text{days}} fitness_k}} * (a_x + b_x + c)_k \right\}$$

図 6-3 類似性を考慮した中周波成分の推移の導出法

図 6-3 は類似性を考慮した中周波成分の推移の導出法を示す。図では、類似性の比較に用いるデータは  $n = \text{days}$  日分の睡眠時の生体振動データとしており、左側のオレンジ色がデータ A、右側の緑色がデータ N を示している。比較をする生体振動データから導出された心拍に対し、それぞれのデータとの類似性を考慮する。比較の際、心拍は短時間では、眠りの深さだけでなく様々な影響で大きく変動することがあり、心拍同士での比較であると推移の類似性が高い場合でも誤って低く判断してしまう場合が存在するため、両者とも生体振動データから導出された心拍を用いるのではなく、データ A からデータ N までの各睡眠データの中周波成分の推移を用いる。図では、オレンジ色のデータ A の中周波成分の推移を示す近似心拍係数を  $h_A(x, t) = a_x, b_x, c$ 、 $h_B(x, t) = a'_x, b'_x, c'$  と表記し、データ N の中周波成分の推移を示す近似心拍係数を  $h_N(x, t) = a_x, b_x, c$ 、 $h_N(x, t) = a'_x, b'_x, c'$  と表記する。この時の類似性の導出には式(6-1)を用いる。ここにおける類似性は、データ  $n$  の中周波成分の推移  $h_n(x, t)$  との差分としている。  $t$  は推定する  $HR(x, t)$  のデータ数である。本論文では、1 sec 毎に 1 データ

として出力される心拍を用いているため、推定する心拍の時間[秒]と同一である。この類似性を示す  $fitness_n$  は、取得されている心拍と過去の睡眠もしくは他人の睡眠とのズレを示す指標であるため、値が小さければ小さいほど類似性が高いことを示し、値が大きければ大きいほど類似性が低いことを示す。この類似性から、類似する推移を基にするために式(6-2)を用いて中周波成分の推移を決定する近似心拍係数を導出する。図では、オレンジ色のデータ Aの方が緑色のデータ Nよりも影響力が大きい、つまり類似性が高いとなる。

$$fitness_n = \frac{\sum_i^t |HR(x, i) - h_n(x, i)|}{t} \quad (6-1)$$

式(6-2)は  $fitness_n$  を用いた加重平均の式となっている。式中の  $days$  は比較する睡眠データ数であり、図 6-3 においては  $days = 2$  となる。また、睡眠データにおいて  $fitness_n$  は小さいほど類似性が高いことを示し、その時の推移である近似心拍係数の値に近づけたため、加重平均の計算では  $fitness_n$  の逆数を用いる。本実験では、比較する睡眠データ数、 $N=days$  の値の上限は設けていない。

$$\{a_x + b_x + c\} = \sum_{k=1}^{days} \left\{ \frac{\frac{1}{fitness_k}}{\frac{1}{\sum_{k=1}^{days} fitness_k}} * (a_x + b_x + c)_k \right\} \quad (6-2)$$

### 6.2.3 推定フロー

類似性を考慮した中周波成分の決定を用いた推定フローを図 6-4 に示す。従来の推定法と大きく異なる点は 2step 目である。各 step の詳細は図 6-5 に示し、それらの詳細を次より説明する。

- 1step

第 4 章の時と同様に、ベッド下に敷いた圧力センサから睡眠時の生体振動データを 60sec 分取得する。そのデータから体動・心拍・呼吸を表す周波数を抽出することにより、それぞれの生体データを導出する。この際、1sec で 1 データとしてそれぞれの生体データを取得するため、それぞれ 60 個の数値データが取得される。これにより得られた心拍に対して、自分自身の過去の睡眠や他人の睡眠で得られた中周波成分の推移との比較をそれぞれする。ここでは取得されて

いるデータは 60sec 分のため、60sec 分のズレの平均として *fitness* は導出される。

- 2step

取得された心拍データに対して三角関数近似法や高速フーリエ変換・逆高速フーリエ変換を用いることにより中周波成分の推移を取得する。本研究で用いる三角関数近似法によって中周波成分を導出する際には  $L = 2^{14}, N = 13$  を用いる。この時、比較する自分自身の過去に取得された睡眠データもしくは他人の睡眠データを用いて式(6-1) ならびに式(6-2) から類似性を考慮した中周波成分の推移を示す近似心拍係数を決定する。

- 3step

2 step 目に導出された中周波成分の推移から、離散化により睡眠段階を推定する。その後、体動と心拍の乱れから覚醒ならびに REM 睡眠を、それぞれ推定することで6段階の睡眠段階を推定する。

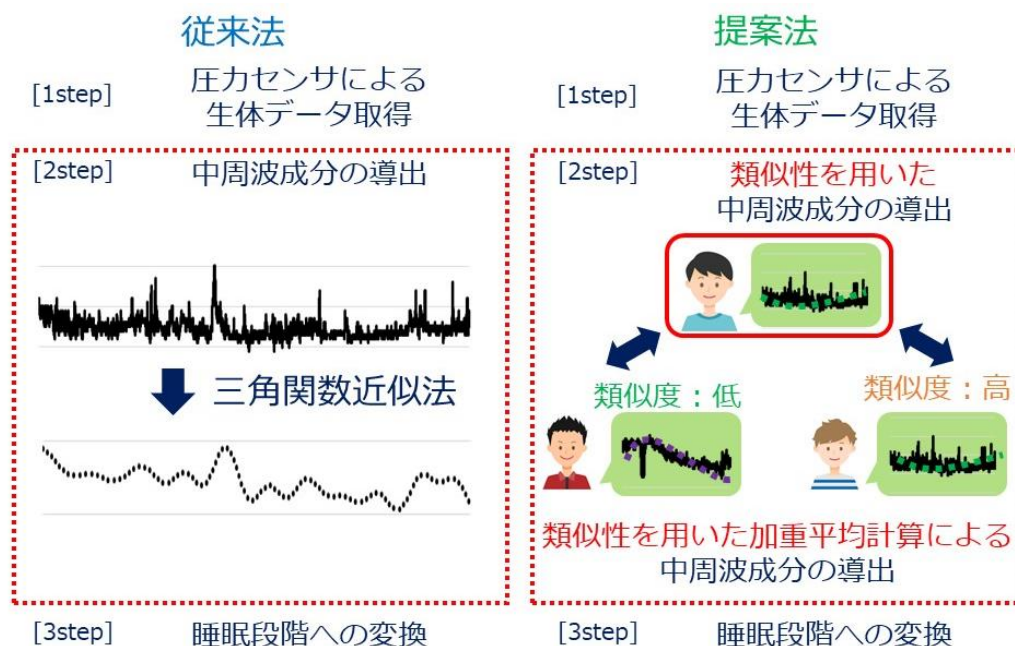


図 6-4 類似性を考慮した中周波成分の決定の推定フロー

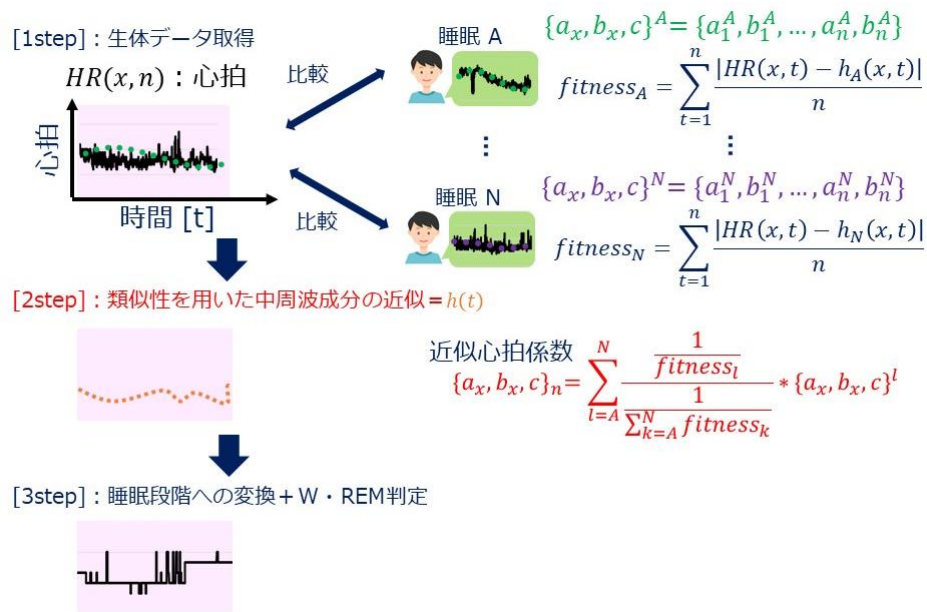


図 6-5 類似性を考慮した中周波成分の決定の推定フロー

## 6.3 実験

### 6.3.1 実験目的

少ないデータの際に生じる過剰適合による誤推定を防ぐため、類似性を用いた睡眠段階推定法の有効性を検証するために、被験者実験をする。具体的には、類似性を用いない場合と自分自身の過去のデータと他人の睡眠データとの比較である、類似性を考慮した場合において、医師によって診断された正しい睡眠段階との一致率により評価する。

### 6.3.2 実験設定

被験者実験の際、第4章での実験と同様に睡眠時のデータとして脳波、眼球電図、オトガイ筋の筋電図、生体振動データを測定した。脳波・眼球電図・オトガイ筋の筋電図は、専門医師による診断により正しい睡眠段階を取得するために使用しており、生体振動データは従来法や提案法を用いて睡眠段階を推定するために使用した。脳波・眼球電図・オトガイ筋の筋電図の測定装置として、脳波計である Alice PDx を使い、生体振動データの測定装置として、圧力センサである Emfit を用いた。実際の実験では、ベッドの下に Emfit を敷き、複数の電極の装着した状態で睡眠をとってもらうことで、睡眠時のデータを同時に測定し、それぞれ睡眠段階を導出し比較した。

### 6.3.3 評価指標

評価指標は第4章と同様に、脳波計のデータから専門医師によって診断された正しい睡眠段階との6段階での一致率[%]を評価として用いる。今回診断された正しい睡眠段階は1エポック 30secとして6段階のうちどれかの睡眠段階と診断されているが、本提案手法はセンサより計測された生体データが1secで1データであるため1sec毎に睡眠段階を導出した。そのため、評価の際は1sec1データとして睡眠段階の一致率を導出した。一致率の計算には表4-3に示したパターンを用いて、正しい睡眠段階と推定された睡眠段階との一致率を計算する。表において、横軸は正しい睡眠段階が覚醒・REM睡眠・NREM睡眠であるときを示し、縦軸は正しい睡眠段階が覚醒・REM睡眠・NREM睡眠であるときを示す。表より、例えば、正しい睡眠段階がREM睡眠と診断されている時刻に対し、推定法がNREM2と誤った推定をした場合は10の数字のあるセルの値が増加する。1secで1データであるため、全てのセルの合計値は総睡眠時間[sec]と同義である。今回の評価指標として用いる一致率は $1 \cdot 8 \cdot 15 \cdot 22 \cdot 29 \cdot 36$ の合計値を総睡眠時間で割ることで導出する。

### 6.3.4 比較内容

第4章と同様に本章での実験でも、(1)年齢の違いによる一致率の変化、(2)男女の違いによる一致率の変化、(3)推定日の違いによる一致率の変化、の3つの観点から睡眠段階推定の一致率を比較する。(1)では、比較に用いる睡眠データは他人の睡眠データを用いる。例えば、20代の被験者Aの推定をする場合は、30代～60代までの被験者B～Fのデータを用いて推定する。この時、被験者A・C・Fは睡眠データを3日分取得しているが、それぞれデータ番号1・5・10のデータを用いる。(2)では、(1)と同様に他人の睡眠データを用いて睡眠段階を推定する。(3)では、3日分の睡眠データから自分自身の睡眠データを用いて推定する。例えば、被験者Aではデータ番号1～3のデータがあるため、データ番号1の推定の際にはデータ番号2と3との類似性を考慮し、データ番号2の推定の際にはデータ番号1と3との類似性を考慮し、データ番号3の推定の際にはデータ番号1と2との類似性を考慮する。

### 6.3.5 結果

図6-6は(1)他人の睡眠データとの比較を用いた年齢の違いによる一致率の



結果を示す。横軸は従来法, 提案法を20代から60代までの被験者毎に示しており, 縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。一番右には全ての年齢の結果の平均値を示す。30代である被験者Cの精度は変動しなかったが, 他の被験者の精度は5~10%程度向上した。この結果に対してt検定を用いた時のP値は0.048362であり提案法は有意であることがわかった。図6-7は(2)他人の睡眠データとの比較を用いた男女の違いによる一致率の結果を示す。横軸は従来法, 提案法を男女の被験者毎に示しており, 縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。男性は数%程度向上しているが, 女性は数%程度減少している。この時の, 男性の一致率に対してt検定を用いた時のP値は0.661715であり, 女性の一致率に対してt検定を用いた時のP値は0.561537であり提案法の有意性は認められなかった。図6-8, 図6-9は(3)自分自身との睡眠データとの比較を用いた推定日の違いによる一致率の結果を示す。図6-9は比較に用いた自身の睡眠データとの比較により推定された睡眠段階の全ての被験者の結果を示す。睡眠実験横軸は従来法, 提案法を被験者A・C・Fの3日分の一致率を示しており, 縦軸は睡眠段階の6段階の一致率[%]を表す。被験者Fは3日間において推定精度は減少しているが, 被験者A・Cは推定精度が向上した。各被験者の結果に対してt検定を用いた時, 被験者Aの結果のP値は0.802614, 被験者Cの結果のP値は0.74877, 被験者FのP値は0.59381であり, 被験者A・C・Fともに有意性は認められなかった。

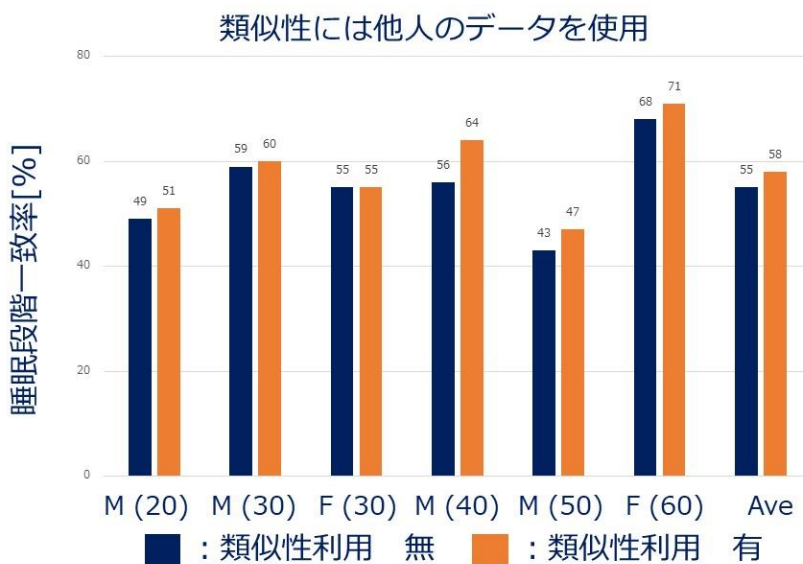


図 6-6 類似性を考慮した睡眠段階推定結果(年齢別の比較)



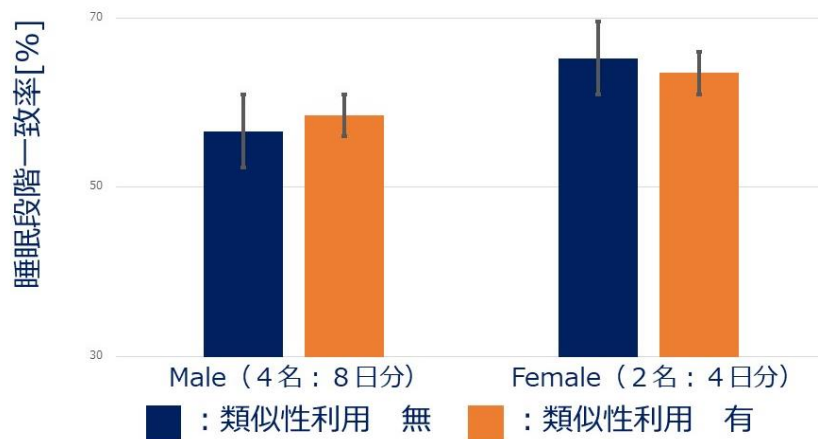


図 6-7 類似性を考慮した睡眠段階推定結果(男女別の比較)

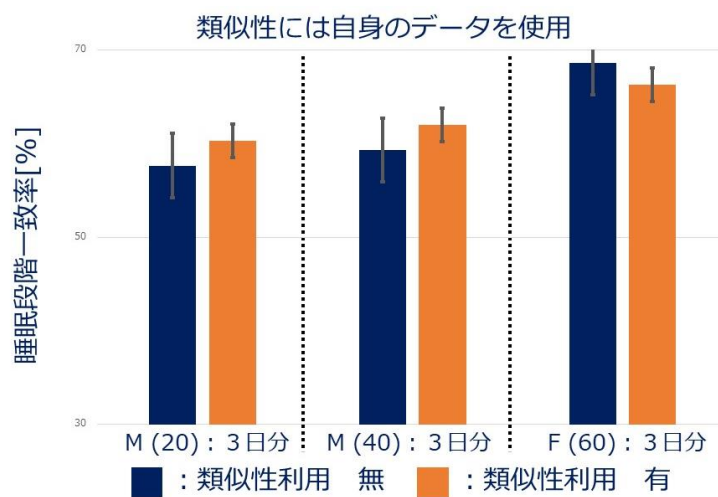


図 6-8 類似性を考慮した睡眠段階推定結果(推定日別の比較)

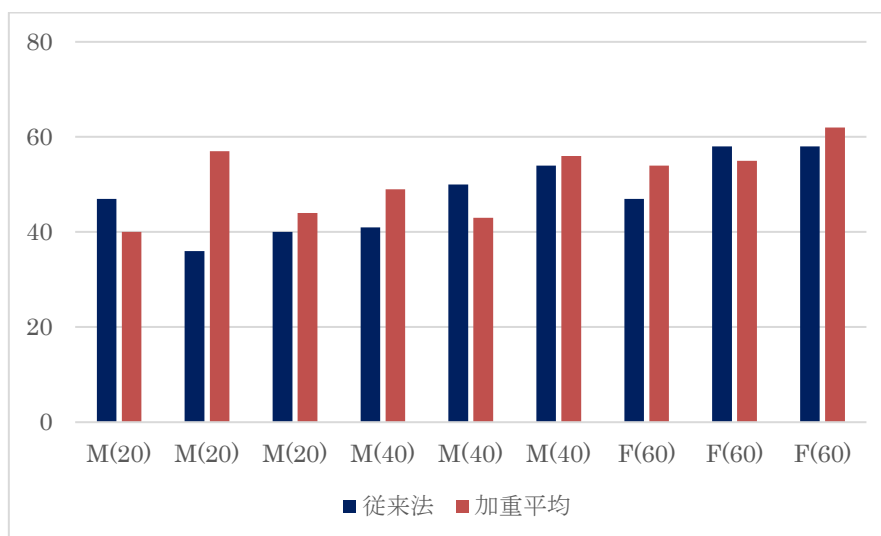


図 6-9 類似性の考慮するデータによる推定精度の違い(全睡眠結果)

### 6.3.6 考察

実験では、類似性を用いる場合、被験者数が少ないため実験可能なケースとして自分自身と他人のデータとの比較を使い分けた。結果においても、類似性の考慮による効果を検証したため、自分自身と他人のデータを用いた場合の精度への影響は検証できていない。被験者数は少ないため、一般的な知見とすることは困難であるが、3日分の睡眠データを取得した被験者A・C・Fについて比較に用いるデータの違いによる結果を導出した。図6-10は、被験者A・C・Fのデータ番号1・5・10に対して、従来法で導出した睡眠段階との一致率、他人として5人の被験者データを用いて類似性を考慮して導出した睡眠段階との一致率、自分自身として推定に用いない2日分のデータとの比較した結果を示す。結果より、他人の睡眠よりも自身の睡眠との比較の方が良い結果となることが確認されたが、この原因として自身の睡眠の方がより類似した睡眠が見つかり適切な推定を実現することが出来たことが考えられる。また、それとは別の観点として、自身の睡眠との比較は2日分のデータであり、他人の睡眠との比較は6日分のデータを用いているため、加重平均を用いた類似性の導出では類似性の高低の差がつきづらく、導出される睡眠段階がどれも同じような推移となることが考えられる。そのため、2日分から6日分の間に加重平均による類似性を用いた推定法の限界が存在すると考えられる。

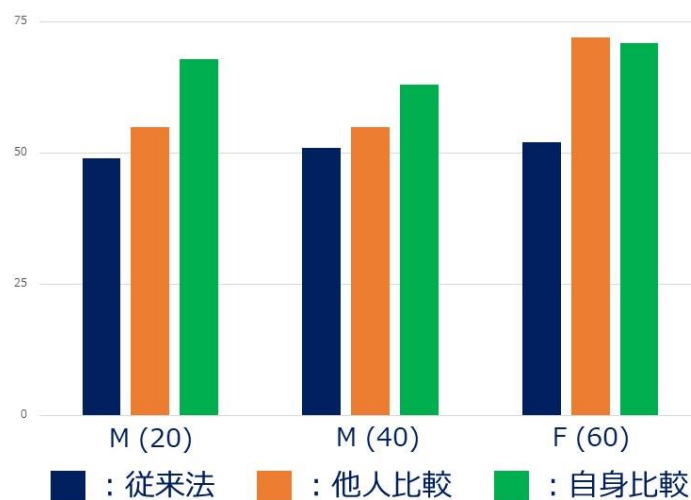


図 6-10 類似性の考慮するデータによる推定精度の違い

## 第7章 睡眠段階推定の総括

本研究では、睡眠の専門病院において脳波計を用いた入院検査をするのではなく、自宅などで本研究手法のような無拘束型睡眠段階推定手法によって、より簡易かつ普段の睡眠と同一環境でスクリーニング検査の役割を担うことを目的として、医療の現場で実際に用いられている診断結果と同等の6段階の睡眠段階に対して医師によって診断された睡眠段階との一致率向上を目指した。精度向上のため、3つの推定法を提案し、それぞれの実験において、年齢別・男女別・推定日別の3つの観点によって提案推定法を評価した。

実験により、従来よりも高い推定精度の睡眠段階が可能になったが実際、本論文の提案法ならびに結果から実社会においてどのような貢献があるのかを考察する。考察の際、次の点に関して着目して順に記載する。(1)今回得られた結果の精度で睡眠の専門病院などのような場所において何が可能になったのか、(2)専門医師が求めている情報か、(3)専門病院での診断と推定法との差。まず、(1)において、本研究では、年齢ならびに性別問わず6段階の睡眠段階推定において、最大70%の一致率となった。この一致率は就寝直後や起床直前のみのように、局所的に一致率が高い・低いということではなく、就寝から起床までにおいて一定の精度である。誤推定している睡眠段階としては覚醒やREM睡眠を間違えることやNREM1を覚醒・REM睡眠の浅い睡眠かNREM2の少し深い睡眠と誤推定することが多かった。また、第5章では睡眠周期についても考慮した。以上より、本研究で提案した推定法は医師が診断した睡眠段階よりも精度が悪い、これは数分のうち数エポック分近い睡眠段階への誤推定があるということであり、スクリーニング検査として用いることが可能であると考えられる。また、睡眠周期の考慮により就寝直後の睡眠周期の形状や睡眠中の中途覚醒やREM睡眠の出現を推定可能である。就寝直後の睡眠周期の形状からは睡眠の質の診断が可能であり、ナルコレプシーのようにNREM3・4へ移行するタイミングでREM睡眠となっていることなどの診断が可能である。また、中途覚醒の頻度やREM睡眠の長さから睡眠障害などの疑いの有無も診断可能である。(2)において、(1)のような点を診断可能であり、これらを簡易かつ睡眠者への負担なしで推定可能であるため必要な情報であると考えられる。また、先ほど考慮していない睡眠障害についても、生体振動データから睡眠障害の有無を診断することは可能であり、例えば無呼吸症候群であれば中途覚醒の頻度や呼吸の乱れから診断可能である。また、スクリーニング検査として専門医師の意見では6段階ではなく4段階の睡眠段階での診断や、簡易的な推移が分かれば良い

ということもあるため、本推定法でも網羅できている。(3)において、専門病院でPSG検査を通して診断される睡眠段階は睡眠に関する様々な要素を詳細に診断することが可能であるが、被験者に負荷がかかってしまう。提案法のような推定法では、睡眠周期などのような睡眠の推移やある程度の誤推定があるような睡眠段階を推定可能であるが、被験者の負担が皆無である。これらは診断精度と被験者への負荷を軸にしたトレードオフの関係であり、必要に応じて精度や負荷を選択する必要がある。診断による方法と提案法はこの軸上に位置しており、少し負荷があるが精度が高くなるような手法が従来法として第3章にて紹介した。また、睡眠段階推定において考慮すべき点として、どのような点を診断するかが大事となる。特定の睡眠障害を診断するのか、睡眠の質などの健康状態を診断するのかによってトレードオフ上に存在するトレードオフに存在する推定法を選択する必要がある。

以上より、実用面として本提案手法は医療の現場にて用いられるような精度であり、もとめられるデータを推定していると考えられる。しかし、実験における有効性は被験者数が少ない為、より多くの被験者による実験により実用化への検討は必須である。

# 第 8 章 結論

## 8.1 本研究の成果

本研究では、無拘束型睡眠段階推定法の一つである生体データの中周波成分を用いた推定法に関して、(1) NREM 睡眠の推移と中周波成分の推移の関係性があるとし、覚醒状態や REM 睡眠状態を体動や心拍の乱れといった、他の生体データを用いて推定し、補正する方法、(2) 睡眠中に出現する睡眠周期の周期変化箇所において睡眠を区切り、再度推定をし直す方法、(3) 推定日と自分自身の過去の睡眠や他人の睡眠時の生体振動データと比較により、より類似する推移を用いた中周波成分の推移の決定方法を提案した。

(1) 中周波成分の推移から覚醒と REM 睡眠を除いた NREM 睡眠の推定をすることで、従来の 6 段階全ての睡眠段階を推定する手法では、睡眠の特性が大きく異なる覚醒・REM 睡眠と NREM 睡眠を誤推定することによる精度減少を防ぐとともに、加齢などにより変化する睡眠段階の割合にあった睡眠段階推定を可能にした。被験者実験では、年代別・男女別・推定日別の 3 つの観点で睡眠段階推定の一致率を導出し、従来法と比べた。年代別では、全ての年代の被験者に対して 10～15% 程度の推定精度が向上し、男女別では男女ともに精度向上が見られ、男性よりも女性の方が一致率は高かった。最後に 3 日間の睡眠計測による推定日別では、推定日に依らず提案法の推定精度が向上した。(2) 脳波計を用いて診断された R&K 法の睡眠段階内の REM 睡眠の出現箇所を基に、区間ごとの周期の計算から周期変化する箇所を決定し、再推定することにより異なる周期性を持つ区間で中周波成分の推移をそれぞれ適切に導出することを可能にした。被験者実験では、年代別・男女別・推定日別の 3 つの観点で睡眠段階推定の一致率を導出し、従来法と比べた。年代別では、全ての年代の被験者に対して数%程度の推定精度向上もしくは同等の推定精度であり、男女別では男女ともに精度向上が見られ、男性よりも女性の方が一致率は高かった。最後に 3 日間の睡眠計測による推定日別では、推定日に依らず提案法の推定精度が向上した。(3) 再推定法の際、就寝から起床までのデータよりも短い睡眠データから中周波成分の推移を導出する必要があるが、その際に生じる過剰適合により誤推定が起きる問題に対し、自分自身の過去の睡眠や他人の睡眠で取得された生体振動データとの比較により、より類似した推移を考慮した中周波成分の推移を決定することを可能にした。被験者実験では、年代別・男女別・推定日別の 3 つの観点で睡眠段階推定の一致率を導出し、従来法と比べた。年代別では、6 名の被験者の計 6 日分の睡眠データに対して、その他の 5 人分の他人データを用

いて推定したところ、全ての年代の被験者に対して数%程度の推定精度向上もしくは同等の推定精度であり、男女別では男性では精度向上が見られたが女性の推定精度は減少した。最後に3日間の睡眠計測による推定日別では、3日のうち推定に用いない2日分の自分自身の睡眠データの比較により、20代・40代の2名は推定精度が向上した。

## 8.2 今後の課題

本研究の提案法に関係する課題を(1)提案手法の改善に関する事、(2)無拘束型睡眠段階推定に関する事、(3)睡眠段階推定の関する事、の3つの観点でそれぞれ考察する。まず、(1)に関して、第4章から第6章までに提案した3つの方法に対してそれぞれ述べる。第4章において、心拍の中周波成分の値からなる正規分布から、NREM睡眠の段階であるNREM1~4を分ける基準は被験者や推定日によって変化する。実験では、一人の被験者により効果の良さを示したが、最良の値の決定法は未だ実現できていない。また、この値は睡眠中でも変化することが考えられるため、睡眠中の生体データの変化から決定する方法の確立も必要である。第5章において、再推定箇所候補のREM睡眠はR&K法の睡眠段階から決定している。そのため、完全な無拘束型の推定法となっていないため、圧力センサから得られる生体振動データを用い、REM睡眠もしくは周期変化を検知し、再推定箇所の候補を自動的に決定する方法が必要である。その際、一致率を減少させない再推定箇所の決定になるように、一致率に影響する要素を明らかにする必要がある。第6章において、自分自身の睡眠や他人の睡眠との比較の際、就寝から起床までの睡眠データを用いるだけでなく、第5章で用いた睡眠周期によって分割した睡眠とも比較をすることにより、より高精度の推定が可能になると考えられる。比較の際、類似性が大きく異なる睡眠データは加重平均による計算の対象から外すなど、より類似性の影響が強くなるような補正法の確立が必要である。

また、本研究の実験で扱った睡眠データは睡眠障害がない場合である。そのため、睡眠障害の有無に対応することが求められる。例えば無呼吸症候群などのように生体振動データから体動・心拍・呼吸のデータを取得し、呼吸数の変動や無呼吸から呼吸状態へ変化する際に生じる激しい呼吸運動をこれらの生体データから発見することが出来ると考えられる。その際、無呼吸には覚醒とレム睡眠のように周期性が存在しないため、中周波成分の推移ではなく各被験者から得られるデータによる条件決めや機械学習などによる方法が考えられる。また、要介護者の高齢者などの睡眠段階推定も挙げられる。加齢により睡眠周期や睡眠段階の割合は大きく変化するため、高齢者の睡眠は不安定であり、睡眠段階推定は

困難を極める。健康面から睡眠時間を確保するために睡眠導入剤などを処方される場合もあるが、要介護者の高齢者への診察では処方の効果を十分に確認することが出来ない。そのため、睡眠段階推定により簡易的に効果を確認する指標にすることが出来ると考えられる。

(2) に関しては、無拘束型センサによる生体データの測定の精度や生体的な特徴を十分に考慮できていないことは、脳波計を用いる拘束性の診断法と無拘束の推定法が精度と簡易性のトレードオフ関係が存在する問題がある。そのため、簡易性を求める場合、ある程度の精度減少は避けることのできない問題である。今回の実験では、十分な被験者データを集めることが出来ず、心拍や体動などの生体振動データを用いた従来法や提案法の推定精度の限界を明らかにすることは出来なかったが、従来研究や本実験を通して70~80%の一致率の限界が存在すると考えられる。そのため、睡眠段階推定法の前提として脳波計を用いた診断と同精度でより簡易的な方法ではなく、簡易的な方法で特定の睡眠状態や睡眠障害を診断することを可能にする方法であるといえる。例えば、数ある睡眠障害のうち、近年患者数が増加傾向にある無呼吸症候群を診断するのであればマイクロフォンによる呼吸音を用いた覚醒の診断や圧力センサによる中途覚醒ならびにREM睡眠の出現頻度、ならびに睡眠周期の乱れの有無などから無呼吸症候群の有無や重症度を診断することが可能となる。この場合、推定される睡眠段階は正しい睡眠段階と時間的なズレや睡眠段階のズレが多少存在していても無呼吸症候群の診断には大きく影響を与えない。そのため、本実験で考慮したような一致率を評価指標とすることは適さず、異なる指標で推定法を評価する必要がある。他にも、従来研究で多く取り組まれている前提として、日常生活の健康指標として日々の睡眠の質を評価することや、睡眠の睡眠周期から病気の兆候を検知したりすることが存在する。健康指標であれば、睡眠時間、睡眠周期の乱れの有無、就寝直後の睡眠周期に含まれるNREM3・4の割合や入眠潜時の推定が挙げられる。病気の兆候であれば、どの睡眠障害なのか、また他の病気の症状としてどのような睡眠障害が生まれるのかを決定した後、それを判別する必要がある。それぞれの推定において、どの睡眠について診断をするのか、例えば覚醒・REM睡眠を推定したいのか、NREM3・4の割合を推定したいのか、睡眠周期を推定したいのかを予め決定しておく必要があり、またどういう精度であれば医療現場において医師が有益である結果となるのかは専門医師による知見が必要不可欠である。

(3) に関しては、睡眠段階推定法において、推定のために事前に必要なデータ数を考慮する必要がある。例えば、機械学習の手法により覚醒を診断する場合であれば、教師データとして用いるデータは何日分の睡眠データが必要であり、そのデータの被験者情報、年齢や性別などによって別途データが必要なのかを考

慮する必要がある。睡眠は未だ明らかになっていないことが多いため、年齢や性別だけでなく様々な要因で睡眠の特徴が異なるため、学習するデータだけでなく推定するデータも考慮する必要性が存在する。これは、周波数解析などから閾値を決定し、特定の睡眠段階を決定する際にも考慮する必要性がある。本研究では、従来法の体動を用いた覚醒の推定と心拍の乱れを用いた REM 睡眠の推定に取得された睡眠データにおいて一致率が最大になるような閾値を決定しているが、これは全ての被験者に用いることが出来るものではない。この妥当性を考慮する場合、睡眠障害などを有しているかにも影響するため、被験者の健康状態も重要である。また、この覚醒や REM 睡眠の推定の閾値のように予め正しい睡眠段階との差異が小さくなるような値の決定がされるが、この場合、事前に脳波計による診断が必要となるため、簡易的な計測によるスクリーニング検査が成立しない。そのため、閾値のような決定の際には正しい睡眠を用いた決定による効果だけでなく、正しい睡眠を用いない閾値の決定による効果も検討する必要がある。



# 謝辞

本研究を行うにあたり、研究の進め方や発表練習、論文作成等について数多くの助言とご指導をいただきました高玉圭樹教授に深く感謝致します。また、お忙しいところ本研究の審査をしていただきました、坂本真樹教授、田中健次教授、大河原一憲准教授、佐藤寛之准教授に深く感謝致します。筆者が学部時代から今日にいたるまで、本論文の添削から研究室での生活まで、様々な面でお世話になりました首都大学東京 原田智広助教を始めとする高玉研究室、佐藤研究室の皆様、特別研究員 DC1 として研究資金ならびに生活資金を支援いただきました日本学術振興会さまには大変お世話になりました。研究室外として、毎年、研究会を開催していただきお声をかけて頂きました同志社大学 下原勝憲教授には研究に関して様々なご意見だけでなく刺激を頂きました。また、スタンフォード大学 西野精治教授ならびに太田病院 千葉伸太郎先生には睡眠に関して様々なご意見を頂きまして感謝いたします。最後に、博士課程へと進学に際し、進路への理解をして頂いた父ならびに兄、そして、他界してしまいました母には感謝の気持ちでいっぱいです。

# 参考文献

- [Gender Data Portal 2019] "GENDER EQUALITY". Gender Data Portal 2019.  
<https://www.oecd.org/gender/data/>
- [厚生労働省, 2014] "健康づくりのための睡眠指針 2014". 厚生労働省.  
<https://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-10900000-Kenkoukyoku/0000047221.pdf>
- [国土交通省, 2015] "自動車運送事業用自動車事故統計年報". 国土交通省自動車局.  
<https://www.mlit.go.jp/jidosha/anzen/subcontents/data/statistics56.pdf>
- [Rechtschaffen, 1968] Rechtschaffen, Allan.: "A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects", *Brain information service*, 1968.
- [傷病別年次推移表] "傷病別年次推移表". 厚生労働省.  
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/02syoubu/1-1b4.html>
- [Ancoli-Israel, 2003] Ancoli-Israel, Sonia and Cole, Roger and Alessi, Cathy and Chambers, Mark and Moorcroft, William and Pollak, Charles P.: "The role of actigraphy in the study of sleep and circadian rhythms". *Sleep*, Vol. 26, No. 3, pp.342-392, 2003.
- [de Souza, 2003] de Souza, Luciane and Benedito-Silva, Ana Amelia and Pires, Maria Laura Nogueira and Poyares, Dalva and Tufik, Sergio and Calil, Helena Maria.: "Luciane, et al. Further validation of actigraphy for sleep studies". *Sleep*, Vol. 26, No.1, pp.81-85, 2003.
- [Paquet, 2007] Paquet, Jean and Kawinska, Anna and Carrier, Julie.: "Wake detection capacity of actigraphy during sleep". *Sleep*, Vol. 30, No. 10, pp.1362-1369, 2007.
- [Kawamoto, 2013] Kawamoto, Ken and Kuriyama, Hiroyuki and Tajima, Seiki.: "Actigraphic detection of REM sleep based on respiratory rate estimation". *Journal of Medical and Bioengineering*, Vol.2, No.1, 2013.
- [野田明子, 2006] 野田明子, "Polysomnography (PSG) の基礎的知識, 3) PSG の準備 手順 較正", *臨床睡眠検査マニュアル*, 2006.
- [八十政夫, 2004] 八十政夫, 古木正芳, 塗木淳夫, 湯ノ口万友: "心拍数の分散値を用いた REM 睡眠の判別", *電気関係学会九州支部連合大会講演論文集 平成 16 年度電気関係学会九州支部連合大会, 講演論文集. 電気・情報関係学会九州支部連合大会委員会*, pp. 382, 2004.
- [亀山研一, 2006] 亀山研一, 鈴木琢治, 行谷まち子.: "快眠のための睡眠判定と睡眠モニタ システム". *東芝レビュー*, Vol.61, No.10, pp.41-44, 2006.
- [三輪洋靖, 2011] 三輪洋靖, 笹原信一郎.: "ウェアラブル計測による健常者とうつ病患者の睡眠の比較". *バイオメカニズム学会誌*, Vol.35, No.1, pp.21-27, 2011.
- [ARAKI, 2016] 荒木光仁, 善甫啓一, 水谷孝一, 若槻尚斗.: "呼吸音モニタリングによる睡眠状態推定", 2016.

- [鈴木和季, 2016] 鈴木和季, 香川正幸, 橋爪絢子, 松井岳巳.: “非接触レーダーを用いた心拍数変動指標・体動・呼吸間隔ゆらぎ指標による睡眠段階推定”, 生体医工学, 2016, 54.Proc: 3T5-3-5-1-3T5-3-5-2.
- [福田敏男, 2005] 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, 2005.
- [福山翔, 2008] 福山翔, 林田祐樹, 伊賀崎伴彦, 村山伸樹.: “パルスオキシメトリによる REM 睡眠期の検出”, 電気関係学会九州支部連合大会講演論文集 平成 20 年度電気関係学会九州支部連合大会 (第 61 回連合大会) 講演論文集. 電気・情報関係学会九州支部連合大会委員会, pp. 24-24, 2008.
- [藤原幸一, 2017] 藤原幸一.: “ヘルスマモニタリングのための心拍変動解析”, システム/制御/情報, Vol.61, No.9, pp.381-386, 2017.
- [能孝明, 2008] 能孝明, 木村齶洋, 早坂明哲, 芹澤由洋, 和泉周一, 佐々木敏昭, 山崎清之.: “生体振動計測による睡眠ステージ評価法”, ライフサポート, Vol.20, pp.176-176, 2008.
- [渡邊崇士, 2002] 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, Vol.38, No.7, pp.581-589, 2002.
- [渡辺嘉二郎, 2006] 渡辺嘉二郎, 真鍋宗広, 吉川崇.: “脈波と体動による睡眠指標の定義と睡眠段階の推定”. 計測自動制御学会論文集, Vol.42, No.4, pp.404-410, 2006.
- [神林優太, 2012] 神林優太, 萩原啓.: “体動の出現頻度を用いた睡眠周期推定の試み”, 生体医工学, Vol. 50, No.1, pp.99-104, 2012.
- [日本睡眠学会, 1994] 日本睡眠学会. (1994) 睡眠学ハンドブック, 朝倉書店.
- [Williams, 1974] Williams, Robert Leon, Karacan, Ismet, Hirsch, Carolyn J.: “Electroencephalography (EEG) of human sleep: clinical applications”. John Wiley & Sons, 1974.
- [神林, 2012] 神林優太, 萩原啓.: “体動の出現頻度を用いた睡眠周期推定の試み”, 生体医工学, Vol.50, No.1, pp.99-104, 2012.
- [Harada, 2016] Harada, Tomohiro, Uwano, Fumito, Komine, Takahiro, Tajima, Yusuke, Kawashima, Takahiro, Morishima, Morito, Takadama, Keiki.: “Real-time sleep stage estimation from biological data with trigonometric function regression model”, AAAI Spring Symposium Series, 2016.
- [Redmond, 2006] Redmond, Stephen James, Heneghan, Conor.: “Cardiorespiratory-based sleep staging in subjects with obstructive sleep apnea”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.53, No.3, pp.485-496, 2006.

# 関連論文の印刷公表の方法および時期

1. 全著者名 : Yusuke Tajima, Fumito Uwano, Akinori Murata, Tomohiro Harada, Keiki Takadama  
論文題目 : Sleep Stage Estimation Comparing Own Past Heartrate or Others' Heartrate  
印刷公表の方法および時期 : SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, Vol. 11, No. 1, pp. 32-39, 2018.  
(第 6 章, 第 6.1 章に関連)
2. 全著者名 : Yusuke Tajima, Masaya Nakata, Hiroyasu Matsushima, Hiroyuki Sato, Kiyohiko Hattori, Keiki Takadama  
論文題目 : Evolutionary algorithms for uncertain evaluation functions  
印刷公表の方法および時期 : *New Mathematics and Natural Computation*, World Scientific, Vol. 11, No. 2, pp. 201-215, 2015.  
(第 2 章, 第 2.4 章に関連)
3. 全著者名 : Yusuke Tajima, Akinori Murata, Tomohiro Harada, Keiki Takadama  
論文題目 : Sleep Stage Re-Estimation Method focus on Changing Sleep Cycles  
印刷公表の方法および時期 : *AAAI 2018 Spring Symposium Series*, pp. 280-284, Palo Alto, California, 2018.  
(第 5 章, 第 5.3 章に関連)
4. 全著者名 : Yusuke Tajima, Tomohiro Harada, Keiki Takadama  
論文題目 : Sleep Stage Estimation using heartrate approximate minimum method  
印刷公表の方法および時期 : *The AAAI 2017 Spring Symposia*, pp. 734-739, Palo Alto, California, 2017.  
(第 2 章, 第 2.4 章に関連)
5. 全著者名 : Yusuke Tajima, Tomohiro Harada, Hiroyuki Sato, Keiki Takadama  
論文題目 : Personalized real-time sleep stage from past sleep data to today's sleep stage estimation  
印刷公表の方法および時期 : *The 18th International Conference on Human-Computer Interaction (HCI International 2016)*, Lecture Notes in Computer Science, Vol. 9735, Springer-Verlag, pp. 501-510, Toronto, Canada,

2016.  
(第 6 章, 第 6.5 章に関連)
6. 全著者名 : Yusuke Tajima, Masaya Nakata, Tomohiro Harada, Keiji Sato, Keiki Takadama  
論文題目 : Sleep Stage Estimation Using Synthesized Data of Heart Rate and Body Movement  
印刷公表の方法および時期 : *The AAAI 2014 Spring Symposia*, pp. 63-68, Palo Alto, California, 2014.  
(第 2 章, 第 2.4 章に関連)
7. 全著者名 : Yusuke Tajima, Keiki Takadama  
論文題目 : Personalized Real-Time Sleep Stage Remote Monitoring System  
印刷公表の方法および時期 : 8th International Symposium on Medical Information and Communication Technology, pp. 1-5, Florence, Italy, 2014.  
(第 2 章, 第 2.4 章に関連)
8. 全著者名 : Yusuke Tajima, Masaya Nakata, Keiki Takadama  
論文題目 : Evolutionary Algorithm for Uncertain evaluation function  
印刷公表の方法および時期 : *The Asia Pacific Symposium of Intelligent and Evolutionary Systems*, pp. 40-45, Kyoto, Japan, 2012.  
(第 2 章, 第 2.4 章に関連)
9. 全著者名 : 田島友祐, 高野諒, 上野史, 原田智広, 高玉圭樹  
論文題目 : 睡眠時無呼吸症候群患者に対する無拘束型リアルタイム睡眠段階推定法の分析  
印刷公表の方法および時期 : 電子情報通信学会, 第 3 回 ヘルスケア・医療情報通信技術研究会 (MICT), 信学技報, MICT2018-46, Vol. 118, No. 285, pp. 37-40, 2018/11/6.  
(第 6 章, 第 6.6 章に関連)
10. 全著者名 : 田島友祐, 村田暁紀, 原田智広, 高玉圭樹  
論文題目 : 睡眠周期の変化に着目したリアルタイム睡眠段階再推定法  
印刷公表の方法および時期 : 電子情報通信学会, 第 3 回 ヘルスケア・医療情報通信技術研究会 (MICT), 信学技報, MICT2017-34, MI2017-56, pp. 39-44, 2017/11/6.  
(第 4 章, 第 4.3 章に関連)
11. 全著者名 : 田島友祐, 原田智広, 高玉圭樹  
論文題目 : 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

印刷公表の方法および時期：人工知能学会，2017年度人工知能学会全国大会(第31回)，3E1-OS-11a-4, 2017.

(第6章，第6.4章に関連)

12. 全著者名：田島友祐，中田雅也，松島裕康，高玉圭樹

論文題目：睡眠段階推定率の変動に対する進化型アルゴリズム

印刷公表の方法および時期：計測自動制御学会，第40回知能システムシンポジウム，pp. 347-350, 2013.

(第2章，第2.4章に関連)