

ウェアラブルセンサデバイスを用いた 医師のストレス推定手法の提案

伊村 一成¹ 後藤 佑介² 酒井 晃二³ 小原 雄³ 田添 潤³ 三浦 寛司³ 廣田 達哉³ 内山 彰⁴
乃村 能成²

概要: 近年、医療現場における勤務時間の長大化にともない、過労によるストレスの増加が問題となっており、医師のワークライフバランスの見直しが求められている。医療現場における医師の働き方は、一般的なオフィスワーカーの働き方と大きく異なるため、オフィスワーカーに対して得られた知見を活用することは難しく、医師の働き方に基づいたストレス推定モデルを構築する必要がある。日常生活におけるストレスの推定方法は、主にアンケート形式で行われる。しかし、ユーザは就寝前に日中の行動を正確に思い出してアンケートに毎日回答する必要があるため、アンケート回答の負担は大きく、無意識による自身の行動を反映できない。このため、心拍、運動量、および睡眠といった生体情報に基づいて、日常生活におけるユーザのストレスの状態を高い精度で推定する必要がある。本研究では、ウェアラブルセンサデバイスを用いて生体情報を分析することで医師のストレスの発生要因を推定する手法を提案する。提案手法では、覚醒時における心拍変動のデータに加え、レム睡眠やノンレム睡眠といった睡眠時における睡眠深度のデータを取得することで、日常生活の行動に対するストレスの状態を推定する。評価では、最大7名の医師がウェアラブルセンサデバイスを最大8週間装着し、睡眠深度の変化、および日中の心拍変動から算出した LF/HF のデータをもとに、疲労の大きさやストレスの状態を確認する。

1. はじめに

近年、医療現場における勤務時間の長大化にともない医師のストレスは増加し、医師が仕事と家庭の両立（以下、ワークライフバランス）を維持することは難しくなっている。平成29年の総務省・就業構造基本調査 [1] では、職業別週労働時間60時間以上の雇用者割合について、すべての職業では平均で11.8%となる一方で、医師は37.5%と高い。医師の勤務時間が長大化すると、業務遂行能力が低下し、医療事故が発生するため問題である。そこで、医師のストレスによる医療の質の低下を防ぐため、医師のストレスの変化を逐次評価して、休息を必要とする医師を早期に発見できる仕組みが必要である。

日常生活におけるストレスの大きさを評価する方法として、日本語版ワーク・ライフ・バランス尺度 (SWING-J) [2] の利用が挙げられる。SWING-Jでは、被験者は仕事、家庭、ポジティブ面、およびネガティブ面の4種類について、アンケート形式による4段階の主観評価を行うことで、自身のワークライフバランスを可視化できる。しかし、アンケート形式の評価では、被験者は自身が認識できていない体の状態変化を反映できず、ストレスの変化を正確に評価できない。また、医療現場における医師の働き方は、一般的なオフィスワーカーの働き方と大きく異なるため、オフィスワーカーに対して得られた知見を活用することは難しい。

心拍変動を含む生体情報を分析することで日常生活におけるストレスの大きさを推定する研究は、広く行われている [3-5]。ストレスは、内臓や血管の働きをコントロールする自律神経の影響を受ける。ストレスの状態を推定するため、日常生活におけるすべての行動に対して自律神経を構成する副交感神経と交感神経に関する生体情報を逐次取得する必要がある。常に装着可能なウェアラブルデバイスによる生体情報の取得が有用である。

本研究では、ウェアラブルセンサデバイスを用いて生体情報を分析することで医師のストレスの状態を推定する手

¹ 岡山大学大学院自然科学研究科
Graduate School of Natural Science and Technology,
Okayama University
² 岡山大学学術研究院自然科学学域
Graduate School of Natural Science and Technology,
Okayama University
³ 京都府立医科大学大学院放射線診断治療学講座
Department of Radiology, Kyoto Prefectural University of
Medicine
⁴ 大阪大学大学院情報科学研究科
Graduate School of Information Science and Technology, Os-
aka University

法を提案する。提案手法では、覚醒時における心拍変動のデータに加え、レム睡眠やノンレム睡眠といった睡眠時における睡眠深度のデータを取得することで、日常生活の行動に応じて変化するストレスの状態を高い精度で推定できる。

2. ストレスと心拍

2.1 ストレス

ストレスは、心理的、感情的、環境的、および物理的に受ける外部刺激で生じる緊張状態であり、内臓や血管の働きをコントロールする自律神経による影響を受けて変化する。自律神経は、相反する交感神経と副交感神経の2種類で構成される。交感神経は、覚醒時や緊張時にストレスが増加すると大きく動作する [6]。一方で、副交感神経は、睡眠時や休息時にストレスが減少すると、大きく動作する。以上より、交感神経が活性しているときは緊張状態であり、副交感神経が活性しているときはリラックス状態であると推定できる。

2.2 心拍

心拍は心臓の拍動であり、心臓の右心房付近にある洞房結節と呼ばれる部分で電気信号を発生して心筋を収縮させることで生まれる [6]。図 1 に示すように、心拍数の計測方法として、心電図を用いる手法 (Electrocardiogram, ECG)、および光電式容積脈波法 (Photo Plethysmography, PPG) の2種類が挙げられる。ECG 法では、胸部に装着した電極パッドが心臓から発生される微弱な電気信号を体の表面で捉えて記録した心電図を用いる。図 1 (a) に示すように、心電図の波形において上向き R 波の間隔 (RR-Interval, RRI) が心拍間隔となる。ECG 法は、高い精度で心拍を測定できる一方で、胸部に電極センサを装着する必要があり、ユーザの負荷は大きい。

PPG 法は、動脈血管内のヘモグロビンが光を吸収する特性を利用し、近赤外光を皮膚表面に当て、反射した光をフォトダイオードで受光することで脈拍を計測する方式であり、腕時計型のウェアラブルデバイスで採用されている。図 1 (b) に示すように、PPG 法では、血流の変化をもとに、連続して隣接する拍動間隔である Interbeat Interval (IBI)、および心拍数を計測する。PPG 法の精度は ECG 法に比べて低い一方で、皮膚上のすべての部分で計測でき、ユーザの負荷は小さい。

2.3 心拍変動と自律神経活動

心拍間隔は常に一定でなく、周期的に変動する。この心拍間隔の周期的な変動を心拍変動と呼ぶ。心拍変動のうち、呼吸による肺の伸縮を感じる伸展受容体が発する呼吸周期 (3 秒から 4 秒程度の周期) による刺激信号、および動脈内の血圧変動を感じる動脈圧受容体が発する血圧

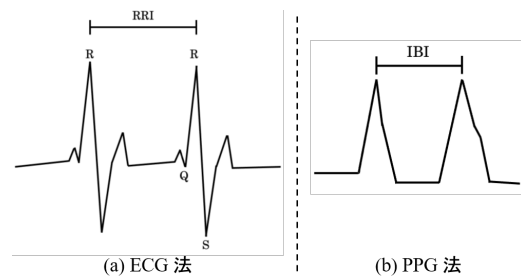


図 1 心拍の計測手法

変動周期 (約 10 秒の周期) による刺激信号の 2 種類は、自律神経の活動と大きく関係している。呼吸変動は、副交感神経のみを用いて心拍変動に反映される。一方で、血圧変動は、交感神経と副交感神経の両方を用いて心拍変動に反映される。

低周波成分 (LF) は 0.04 Hz から 0.15 Hz の周波帯であり、交感神経および副交感神経の指標である。高周波成分 (HF) は 0.15 Hz から 0.40 Hz の周波帯であり、副交感神経の指標である。また、LF を HF で除した LF/HF は、交感神経の活動指標として用いられる。副交感神経と交感神経の状態に基づいた自律神経のバランスについて、高周波成分が小さく低周波成分が大きい場合、交感神経が活性状態となり、緊張状態と推定できる。逆に、高周波成分が大きく低周波成分が小さい場合、副交感神経が活性状態となり、リラックス状態と推定できる。

2.4 心拍変動の解析手法

周期的な心拍のゆらぎである心拍変動は、自律神経機能の解析において広く利用されている。心拍変動の解析手法は、2 種類で構成される。一つ目は、心拍間隔の標準偏差 (Standard Deviation of NN intervals, SDNN) を算出する時間領域解析であり、連続した心拍間隔の差の二乗平均平方根 (root Mean Square of Successive Differences, rMSSD)、連続した隣接する心拍間隔の差が 50 ms を超える総数 (NN50)、および連続した隣接する心拍間隔の差が 50 ms を超える心拍の総数の割合 (pNN50) で構成される。SDNN は全体的な変動との強い相関をもち、rMSSD、NN50、および pNN50 は副交感神経の活動と相関をもつ。本研究では、ストレス推定の指標として、睡眠時の副交感神経の状態を推定できる rMSSD 値を用いる。

二つ目は、周波数領域解析であり、心拍変動時系列を離散フーリエ変換してパワースペクトルを算出することで、LF および HF を求める。本研究では、LF を HF で除した値である LF/HF をストレス推定の指標として用いる。

3. 睡眠

3.1 睡眠段階

睡眠は、眠りの深さに応じてレム睡眠およびノンレム睡

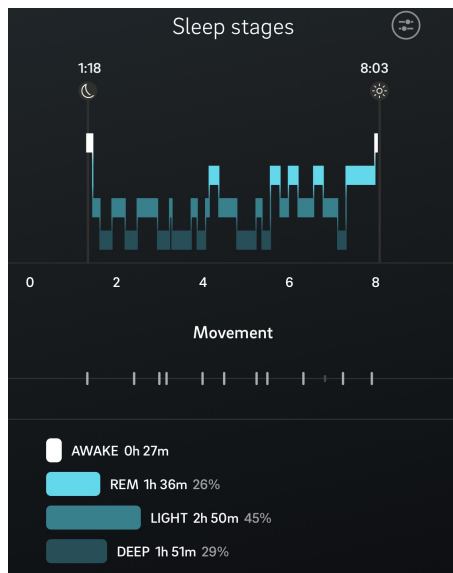


図 2 睡眠段階の遷移例

眠に分類される。レム睡眠では、筋肉の活動は低下するが、交感神経の活動は増大する。成人の睡眠時間全体に対するレム睡眠の時間の割合は平均で 20% から 25%であり、ストレスや生活環境に応じて変化する。また、レム睡眠が極端に長い場合、眠りが浅いと考えられる。一方、ノンレム睡眠では、脳の活動や交感神経の活動を抑えることで、心拍、呼吸数、および血圧が低下する。ノンレム睡眠の時間の割合が大きくなることで成長ホルモンが多く分泌され、疲労を回復できる。また、ノンレム睡眠は、浅睡眠 (N1, N2) および深睡眠 (N3, N4) に分類できる。従って、疲労からの回復は、深睡眠の時間を長大化させることが重要である。

図 2 に、睡眠状態の指標となる 4 種類の睡眠段階の遷移例を示す。横軸が睡眠状態からの経過時間であり、縦軸が睡眠段階である。図 2 において、睡眠状態が始まると、浅睡眠 (LIGHT) と深睡眠 (DEEP) を交互に繰り返す。深睡眠は、睡眠状態の前半に集中する。起床が近づくと、レム睡眠 (REM) の時間帯が増え、最後は起床状態 (AWAKE) となる。

3.2 睡眠と自律神経活動

自律神経は覚醒時だけでなく睡眠時にも作用しており、睡眠と自律神経活動との関係性は先行研究で示されている [7]。ノンレム睡眠では、副交感神経が優位となり、心臓の循環器系の活動が低下して心拍数が低下する。一方で、レム睡眠では、基本的に副交感神経が優位となるが、急速眼球運動に同期して一過性の交感神経活動が亢進し、副交感神経の緊張が低下する。このため、睡眠段階の遷移を分析することで、自律神経活動を推定できる。提案手法では、深睡眠の割合を分析し、疲労およびストレスの大きさを推定する。

表 1 パラメータ値に応じたストレスの状態

パラメータ	低い値	高い値
rMSSD	緊張状態	リラックス状態
深睡眠割合	リラックス状態	緊張状態
LF/HF	リラックス状態	緊張状態

表 2 Oura Ring の取得データ

時間帯	取得データ
夜間	睡眠時間, 睡眠段階, 最低心拍数, 平均心拍数, 睡眠中の体動の割合, 体温, 1 分ごとの平均呼吸数, rMSSD
日中	歩いた歩数, 消費カロリー, 1 分ごとの MET 値 (運動強度を表す単位)

4. 提案手法

4.1 概要

本研究では、ウェアラブルセンサデバイスを用いた医師のストレス推定手法を提案する。提案手法では、医師にウェアラブルセンサデバイスを装着して、睡眠時の深睡眠割合と rMSSD 値、および日中の LF/HF を測定し、継続的にモニタリングすることで、医師のストレスの大きさを推定する。また、従来のアンケート形式の評価と提案手法を組み合わせることで、医師の潜在的なストレスを推定する。

提案手法で用いる各パラメータの値に応じたストレスの状態を表 1 に示す。rMSSD は副交感神経の活動指標であり、rMSSD 値が低くなると、緊張状態となる。深睡眠は、疲労から回復する役割をもつ。このため、深睡眠割合が高い場合、日中の負荷が大きいと推定される。提案手法では、深睡眠割合とともに LF/HF を交感神経の活動指標として利用することで、深睡眠割合が高く日中の LF/HF が高い場合、高い精度でストレスの状態を推定できる。

4.2 使用するウェアラブルセンサデバイス

提案手法で使用する 3 種類のウェアラブルセンサデバイスを説明する。

4.2.1 Oura Ring

図 3 に、指輪型のセンサデバイス Oura Ring [8] を示す。Oura Ring は、主に睡眠時のデータを取得する。また、表 2 に、Oura Ring で取得可能なデータを示す。rMSSD は、連続して隣接する拍動間隔である Interbeat Interval (IBI) の差の二乗の平均の平方根であり、副交感神経の活動指標として利用する。rMSSD が高いほど、副交感神経が活性状態と推定できる。本研究では、睡眠時に Oura Ring で取得したデータを分析する。

4.2.2 E4 wristband

図 4 に、腕時計型のセンサデバイス E4 wristband [9] を示す。E4 は、日中の心拍変動を PPG 法で取得する。ECG



図 3 Oura Ring



図 4 E4 の装着例

表 3 E4 wristband の取得データ

取得データ	サンプリングレート
加速度	32 Hz
容積脈波	64 Hz
皮膚電位	4 Hz
心拍数	1 Hz
拍動間隔 (IBI 時系列)	不定周期
皮膚温度	4 Hz

法に比べてデータ取得精度は低い一方で、装着が簡易で利用者の負担は少ない。また、表 3 に、E4 wristband で取得可能なデータを示す。E4 では、加速度、容積脈波、皮膚電位、心拍数、拍動間隔 (IBI 時系列)、および皮膚温度のデータを取得する。本研究では、容積脈波をもとに計算した拍動間隔を周波数領域で解析して LF/HF を算出する。

4.2.3 Withings Sleep

図 5 に、マットレス型のセンサデバイス Withings Sleep [10] を示す。Withings Sleep は、Oura Ring と同様に、睡眠時の生体情報を取得する。Oura Ring や E4 wristband と異なり据置型であり、ベッドのフレームとマットレスの間に敷いて使用する。また、Withings Sleep では、睡眠時間、睡眠段階、最低心拍数、平均心拍数、睡眠中断回数、およびいびきのデータを取得する。Withings Sleep は、Oura Ring と異なり、睡眠時のいびきを検知できる。



図 5 Withings Sleep の設置例

表 4 疲労と睡眠段階

睡眠段階	活動量少	活動量多
レム睡眠	24%	21%
浅睡眠 (N1,N2)	54%	49%
深睡眠 (N3,N4)	22%	30%
合計	100%	100%

表 5 疲労と rMSSD 値

	rMSSD (ms)	
	活動量少	活動量多
最小値	17	12
最大値	138	80
平均値	72	31

5. 評価

はじめに、初期評価として、Oura Ring および E4 wristband の 2 種類のウェアラブルセンサデバイスを装着して測定し、医師のストレス推定評価に用いるパラメータの特徴を分析する。

5.1 Oura Ring の初期評価

Oura Ring のデータについて、外出時間に応じて、日中の活動量が少ない日 (以下、活動量少) と多い日 (以下、活動量多) の 2 種類を比較して分析する。

5.1.1 疲労と睡眠段階

表 4 に、日中の活動量に応じた各睡眠段階の割合の変化を示す。睡眠段階は、レム睡眠、浅睡眠、および深睡眠の 3 段階に分類される。表 4 より、深睡眠の割合は 22% から 30% に大きく増加した。日中の活動量が多く、疲労が蓄積している日は、身体が疲労を回復させるため、深睡眠の時間は長大化する。

5.1.2 疲労と rMSSD 値

表 5 に、日中の活動量に応じた rMSSD 値の最小値、最大値、および平均値を示す。表 5 より、日中の活動量が多く身体に疲労が蓄積している場合、日中の活動量が少ない場合と比べて、最大値は約 58 ms、平均値は約 41 ms 低下した。

次に、日中の活動量に応じた睡眠段階の分布を比較する。活動量が少ない日と多い日のそれぞれについて、各 3

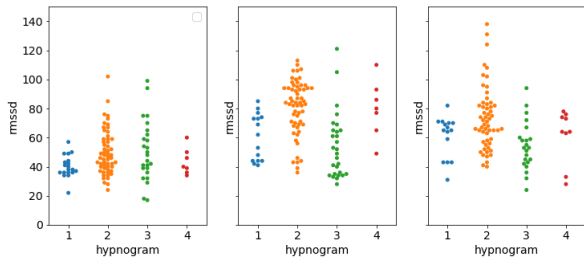


図 6 rMSSD 値の分布 (活動量少)

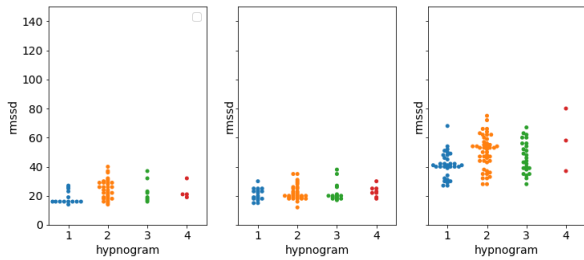


図 7 rMSSD 値の分布 (活動量多)

表 6 睡眠段階と rMSSD 値 (活動量少)

	rMSSD (ms)		
	レム睡眠	浅睡眠	深睡眠
最小値	17	24	22
最大値	125	138	127
平均値	59	78	73

日分の計 6 日分における rMSSD 値の分布を図 6 および図 7 にそれぞれ示す。縦軸は rMSSD 値である。横軸の hypnogram は睡眠段階であり、4 は覚醒、3 はレム睡眠、2 は浅睡眠、1 は深睡眠である。

図 6 および図 7 より、日中の活動量が多く身体に疲労が蓄積していた日の rMSSD 値は、活動量が少ない日に比べて大きく低下した。この場合、活動量が増加して身体に対する負荷が大きくなり、副交感神経機能が低下したことが分かる。

5.1.3 睡眠段階と rMSSD 値

日中の活動量に応じた各睡眠段階における rMSSD 値の最小値、最大値、および平均値について、活動量が少ない日を表 6、多い日を表 7 にそれぞれ示す。表 6 より、活動量が少ない場合、レム睡眠、浅睡眠、深睡眠における平均値はそれぞれ 59、78、73 であり、レム睡眠における rMSSD 値は、浅睡眠および深睡眠に比べて大きく低下した。一方で、表 7 より、活動量が多い日では、すべての睡眠段階で rMSSD 値が低下するため、各睡眠段階における rMSSD 値の差はほとんど無かった。

5.2 E4 wristband の初期評価

5.1 節と同様に、日中の活動量の多少で分類した上で、E4 wristband で測定した LF/HF の値に応じた疲労の変化を

表 7 睡眠段階と rMSSD 値 (活動量多)

	rMSSD (ms)		
	レム睡眠	浅睡眠	深睡眠
最小値	13	12	14
最大値	67	75	68
平均値	33	33	29

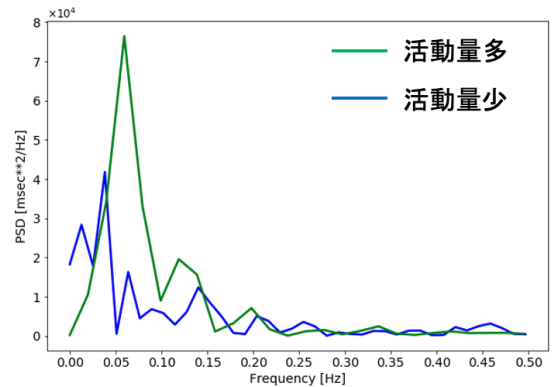


図 8 周波数とパワースペクトル密度

評価する。図 8 に、活動量が多い日と少ない日の心拍変動時系列からそれぞれ算出したパワースペクトルを示す。横軸が周波数、縦軸がパワースペクトル密度である。両者を比較すると、活動量が多い日では、LF 成分が大きく上昇している。また、LF/HF 値は、活動量の多い日で約 5.14、少ない日で約 1.37 であった。この場合、医師の心身に負荷がかかり、交感神経が活性化していることが分かる。

5.3 医師のストレス推定評価

ウェアラブルセンサデバイスで取得した生体情報のデータを分析して、提案手法による医師のストレス推定を評価する。被験者は、現役医師 7 名である。被験者は、Oura Ring, E4 wristband, および Withings Sleep のウェアラブルセンサデバイスを最大 3 種類装着し、日中および夜間で 8 週間分のデータを測定した。また、アンケートを用いた主観的評価では、被験者は SWING-J [2] に基づいて作成した質問項目に毎日回答した。

医師のデータ分析で用いるデバイスについて、Oura Ring は 7 名、E4 は 2 名、Withings Sleep は 1 名の医師が利用した。実験期間は、2020 年 10 月 19 日から 11 月 15 日までの 4 週間 (以下、前期)、および 2020 年 11 月 16 日から 12 月 13 日までの 4 週間 (以下、後期) である。

5.3.1 Oura Ring

7 名の被験者 01 から 07 それぞれについて、前期における睡眠データの平均値を表 8 に示す。表 8 より、被験者 02 は、他の 6 名と比べて rMSSD 値が非常に高い傾向であった。一方で、心身の負荷に関するアンケートでは、被験者 02 は「日常で感じるストレスは小さい」と回答した。rMSSD 値が恒常的に高い場合、心身に対して感じる負荷

表 8 被験者 01 から 07 の前期における睡眠データの平均値

	01	02	03	04	05	06	07
レム睡眠	18%	10%	32%	24%	26%	22%	19%
浅睡眠	45%	55%	54%	54%	36%	58%	63%
深睡眠	37%	35%	14%	22%	38%	20%	18%
Bed (sec)	20,578	26,000	29,702	24,650	22,453	26,907	27,060
Sleep (sec)	16,840	19,218	27,174	21,256	20,262	20,007	23,282
Awake (sec)	3,738	6,782	2,528	3,394	2,191	6,900	3,778
Sleep/Bed	82%	74%	91%	86%	90%	74%	86%
rMSSD (ms)	38	58	34	35	25	36	27
呼吸数 (回/min)	15.1	13.2	16.7	15.6	18.4	13.1	15.3

表 9 被験者 02 から 07 の後期における睡眠データの平均値

	02	03	04	05	06	07
レム睡眠	10%	33%	25%	27%	24%	22%
浅睡眠	55%	53%	49%	31%	57%	64%
深睡眠	35%	14%	26%	43%	19%	14%
Bed (sec)	27,182	30,759	25,663	22,145	27,095	27,478
Sleep (sec)	20,604	27,320	22,473	19,481	20,514	24,383
Awake (sec)	6,578	3,439	3,190	2,664	6,580	3,095
Sleep/Bed	76%	89%	88%	89%	76%	89%
rMSSD (ms)	60	35	49	27	33	24
呼吸数 (回/min)	13.3	16.8	15.5	18.3	12.8	15.0

は小さいと考えられる。

深睡眠の割合が最も低い被験者 03 は、アンケートで「日常で感じるストレスは大きい」と回答した。深睡眠の割合が恒常的に低い場合、睡眠により心身の回復を意識する感覚は十分でないと考えられる。

次に、6名の被験者 02 から 07 それぞれについて、後期における睡眠データの平均値を表 9 に示す。表 9 より、被験者 02, 03, 06 について、顕著な変化は見られなかった。被験者 04 は、浅睡眠が 54% から 49%、深睡眠が 22% から 26%、rMSSD 値が 35 (ms) から 49 (ms) に変化した。また、5 段階で回答する精神疲労度の平均値は 2.46 から 3.25 に増加しており、疲労により深睡眠の割合が増加したと考えられる。被験者 05 は、浅睡眠が 37% から 31%、深睡眠が 38% から 42% に変化した。被験者 07 は、レム睡眠が 19% から 22%、深睡眠が 18% から 14% に変化した。しかし、アンケートを用いた主観的評価では、被験者 05 と 07 に対して明確な差は見られなかった。

被験者 05 について、前期および後期における日ごとの睡眠データを表 10、表 11 にそれぞれ示す。表 10 より、17 日目および 18 日目の深睡眠は 50% 以上となり、平均である 38% に比べ大きく増加した一方で、主観的評価では、被験者自身は無自覚であった。被験者自身の自覚が無い状態で継続的に深睡眠の割合が増加する場合、疲労やストレスが蓄積している可能性があり、潜在的なストレスの検知に有効である。

表 11 より、被験者 05 について、8 日目は深睡眠が 66% と非常に高かった。この日、被験者 05 は休日であったが、夜に緊急の処置があり、病院で手技を行った。休日に緊急の呼び出しを受けたことで、疲労やストレスが溜まり、身体が休息を図るため、深睡眠の割合が増加したと考えられ

表 10 被験者 05 における前期の日ごとの睡眠データ

測定日	レム睡眠	浅睡眠	深睡眠	Sleep/Bed	rMSSD	呼吸数
1	25%	39%	36%	92%	24	18.4
2	24%	30%	46%	91%	24	18.9
3	29%	31%	40%	88%	24	18.3
4	22%	31%	47%	94%	24	18.0
5	32%	40%	28%	92%	28	18.3
6	25%	39%	36%	79%	37	17.5
7	28%	37%	35%	88%	25	18.5
8	35%	29%	36%	94%	31	17.8
9	14%	36%	50%	93%	24	18.5
10	31%	38%	31%	81%	22	18.0
11	13%	43%	44%	85%	26	18.3
12	24%	43%	33%	88%	25	18.3
13	23%	47%	30%	92%	18	18.8
14	31%	48%	21%	94%	20	18.9
15	22%	39%	39%	92%	18	18.8
16	29%	36%	35%	92%	38	17.5
17	27%	17%	56%	91%	27	17.6
18	20%	30%	50%	91%	26	17.6
19	33%	35%	32%	96%	22	18.3
20	37%	49%	14%	90%	16	19.8
21	31%	51%	18%	90%	19	18.9
22	23%	32%	45%	88%	27	18.9
23	19%	40%	41%	93%	24	18.6
24	16%	39%	45%	89%	24	18.5
25	27%	31%	42%	93%	23	18.8
26						
27	31%	26%	43%	90%	29	18.5
28	23%	32%	45%	90%	31	18.0
平均	26%	37%	38%	90%	25	18.4

表 11 被験者 05 における後期の日ごとの睡眠データ

測定日	レム睡眠	浅睡眠	深睡眠	Sleep/Bed	rMSSD	呼吸数
1	23%	18%	59%	86%	29	18.1
2	27%	18%	55%	90%	27	18.8
3						
4	21%	36%	43%	87%	23	18.9
5	34%	32%	34%	88%	29	17.5
6	22%	42%	36%	93%	19	19.0
7	35%	30%	35%	87%	31	18.4
8	18%	16%	66%	85%	26	18.5
9	29%	21%	50%	87%	25	18.4
10	27%	21%	52%	95%	26	18.1
11	13%	22%	65%	91%	33	18.1
12	35%	35%	30%	95%	23	18.4
13	28%	31%	41%	92%	26	18.3
14	23%	47%	30%	93%	22	18.4
15	31%	39%	30%	93%	25	18.1
16	28%	29%	43%	95%	22	18.5
17	43%	40%	17%	63%	24	17.3
18	32%	25%	43%	95%	24	18.8
19						
20						
21	23%	33%	44%	92%	32	18.4
22	10%	40%	50%	88%	34	18.1
23	31%	24%	45%	95%	24	18.5
24	22%	38%	40%	90%	25	18.4
25	32%	17%	51%	88%	25	18.3
26	26%	40%	34%	92%	26	18.5
27	24%	55%	21%	77%	28	18.5
28	26%	24%	50%	85%	46	18.0
平均	26%	31%	43%	89%	27	18.3

る。一方で、17 日目は深睡眠割合が 17%、Sleep/Bed が 63% となり、どちらも測定期間中で最低となった。このため、17 日目は疲労が少なかったと考えられる。

Oura Ring の使用後に被験者が回答したアンケートの

表 12 被験者 02 における後期の LF/HF

測定日	LF/HF	深睡眠割合
5	1.96	37%
10	2.23	51%
11	1.45	44%
12	0.90	21%
13	0.79	34%
17	1.84	42%
18	1.44	37%
20	0.72	46%
22	0.62	36%
26	0.63	32%
平均	1.26	38%

表 13 被験者 06 における後期の LF/HF

測定日	LF/HF	深睡眠割合
6	2.49	26%
8	0.92	20%
9	1.68	27%
10	1.40	27%
12	0.28	19%
14	0.64	12%
16	0.31	11%
24	1.56	23%
25	0.97	18%
28	1.84	24%
平均	1.21	21%

結果について、デバイスの装着に関する問題は報告されなかった。一方で、Oura Ring の紛失リスク、および医療現場において感染症対策のため Oura Ring の常時装着に対する不安がそれぞれ報告された。Oura Ring は完全防水仕様であり、入浴時も装着できるが、感染対策が重視される医療現場において、医師がデバイスを装着できない状況を想定する必要がある。

5.3.2 E4 wristband

E4 のデータは、被験者 02 および 06 の 2 名から後期に収集した。データの処理について、はじめにサンプリング間隔を等時間間隔に補正するため、安静時 120 秒間の IBI 時系列データに対して、線形補完を用いて 1 秒ごとの再サンプリングを行った。次に、線形補完後の IBI 時系列データに対して、長さ 120 秒のハミング窓関数を用いて離散フーリエ変換してパワースペクトルを求め、LF 成分および HF 成分を算出した後、LF 成分を HF 成分で除した LF/HF 成分を算出した。4 章で述べた通り、LF/HF が高いほど心身に負荷がかかっていると推定できる。本研究では、Oura Ring から得られた深睡眠割合と LF/HF を組み合わせて分析する。

被験者 02 について、後期の LF/HF と深睡眠割合を表 12 に示す。表 12 より、10 日目の深睡眠割合は 51%、LF/HF は 2.23 とどちらも最大値となった一方で、相関係数は 0.53 となり、強い相関は見られなかった。

被験者 06 について、後期の LF/HF と深睡眠割合を表 13 に示す。表 13 より、Oura Ring のデータ分析では深睡眠割合が高く、心身に負荷が大きいと推定された 6, 9, および 10 日目について、LF/HF が平均値を上回った。特に、6 日目は、測定期間のうち最大値となる 2.49 であった。LF/HF の上昇は、交感神経の活性化、すなわち緊張やストレスの状態を表す。他の測定日も同様に、深睡眠割合が平均以下の日は LF/HF が低下する一方で、平均以上の日では上昇する傾向が見られ、相関係数は 0.80 であった。

被験者 02 および 06 の分析結果より、被験者 06 では、深睡眠と LF/HF の関係は強い相関をもつ一方で、被験者 02 では相関がみられなかった。このため、LF/HF および

深睡眠割合がどちらも高い日はストレスが増加することが考えられる。また、E4 で取得したデータは、体動の影響により、分析に利用できるデータ量が少なかった。このことから、今後は PPG 法に比べて精度が高い ECG 法を利用することを考える。本研究では、被験者の装着時の負担を考慮して PPG 法を採用したが、ECG 法を用いたデバイスの精度を比較する必要がある。

5.3.3 Withings Sleep

Withings Sleep のデータは、被験者 05 のみから収集した。表 14 に、被験者 05 における前期の Withings Sleep のデータを示す。被験者 05 が Oura Ring で測定した表 10 および表 11 と比較すると、睡眠時間および睡眠段階に差が生じており、接触型のウェアラブルデバイスと据置型のマットレスデバイスとの違いによる影響と考えられる。

主観的評価において、被験者 05 は、睡眠中に目覚めたことを自覚していなかった。一方で、いびきが発生する日は連続する傾向があることが分かった。一定の期間でいびきが連続して発生する場合、被験者の体調が変化していると考えられる。また、睡眠中に何度も目覚める場合、睡眠環境といった眠りを阻害する外的要因、もしくは被験者本人の健康状態といった内的要因が影響を与えている。中途覚醒およびいびきを長期間モニタリングして、睡眠時における被験者の異常を検知して分析することは、被験者本人が無自覚な状態において潜在的なストレス検知に有効であると考えられる。

6. 関連研究

人間は、精神的なストレスを受けると内分泌系や自律神経系が変化する。このため、これらの系の値を計測することでストレスを解析する研究が多く行われている。自律神経系における心拍変動 (HRV) 解析の手法として、統計的指標に基づく手法、および周波数解析による手法が挙げられる [5, 11]。一方、松本ら [12] は、HRV から呼吸性不整脈成分 (RSA) による影響を減少させた幾何学的図形解析手法を提案した。従来の周波数解析手法に比べ、同等以上の精度で半分程度の時間で計測でき、簡易な演算処理

表 14 被験者 05 における前期の Withings Sleep データ

測定日	睡眠時間 (sec)	レム睡眠	浅睡眠	深睡眠	起床回数	いびき (sec)
1	21,480	22%	52%	26%	2	180
2	21,540	13%	37%	50%	1	360
3	19,680	23%	31%	46%	0	180
4						
5	39,360	36%	19%	45%	1	540
6	16,560	22%	54%	24%	0	0
7	23,820	29%	27%	44%	3	0
8	29,760	25%	40%	35%	2	1,440
9	26,220	23%	32%	45%	1	660
10	27,780	27%	50%	23%	1	300
11	14,880	13%	58%	29%	0	0
12	23,460	28%	49%	23%	1	0
13						
14						
15						
16	22,800	27%	28%	45%	0	0
17	14,700	25%	25%	50%	0	0
18	26,400	35%	23%	42%	0	0
19	24,360	29%	29%	42%	0	0
20	25,860	22%	40%	38%	0	0
21						
22	20,220	27%	22%	51%	1	0
23	18,600	19%	24%	57%	0	0
24	17,940	27%	25%	48%	0	1,380
25	23,100	25%	23%	52%	0	0
26	20,460	23%	18%	59%	1	1,620
27	23,340	31%	23%	46%	1	0
28	16,860	25%	33%	42%	0	0
平均	22,573	25%	33%	42%	0.7	289.6

で評価できる。

三木ら [3] は、オフィスワークの勤務時における心拍データや瞬きといった生体情報を常時計測し、得られたデータから休憩状態を定量的に評価した。被験者は、ウェアラブル心拍センサと眼電位センサ搭載のメガネを装着し、心拍データから得られるストレス指標である LF/HF、および眼電位センサから得られる瞬きの回数をそれぞれ計測した。LF/HF の閾値を用いた作業パフォーマンスの比較について、LF/HF 値が 2 以上の場合は集中力が高い状態、2 未満の場合は集中力が低い状態として、休憩状態を判別する定量評価の指標として検討できる。

東海林ら [13] は、デスクワーク時の精神疲労度合いを推定するため、心拍変動を用いて学習、分析を行った。実験では、デスクワーク時を想定した作業を被験者に与え、作業時の心拍変動、痛みの強度を測定する疲労感 Visual Analogue Scale (VAS) 検査の値、および Advanced Trail Making Test (ATMT) 法による作業時間をそれぞれ取得した。実験結果より、精神的な疲労が心拍に影響を与えることが分かった。

7. まとめ

本研究では、マルチセンサデバイスを用いて取得した生体情報の分析によるストレス推定手法を提案した。提案手法では、深睡眠割合、rMSSD、および LF/HF をストレス推定の指標として用いる。医師 7 名から取得した生体情報を分析した結果、rMSSD は、疲労度およびストレス度指標として長期的に利用でき、rMSSD が恒常的に高い場合

は健全な状態であると推定できる。また、深睡眠割合は短期的かつ長期的に疲労とストレスの大きさを推定でき、深睡眠割合が著しく上昇する日は過度の負荷がかかっていると検知できる。最後に、日中に取得した IBI 時系列から算出した LF/HF は、深睡眠割合と組み合わせることで、疲労とストレスの大きさを推定できる。睡眠時の中途覚醒やいびきについて、ストレスに対する影響は見られなかったが、より長期的に深く分析することで、潜在的なストレスを検知できると考えられる。

今後の予定として、衛生面やデータ取得の精度を考慮したウェアラブルセンサデバイスの評価が挙げられる。

謝辞

本研究は、文部科学省による Society 5.0 実現化研究拠点支援事業によって行われたものである。ここに記して謝意を表す。

参考文献

- [1] 総務省:平成 29 年就業構造基本調査, <<https://www.stat.go.jp/data/shugyou/2017/>> (参照 2021-08-18).
- [2] Shimada, K., Shimazu, A., Geurts, S.A.E., Kawakami, N.: Reliability and validity of the Japanese version of the Survey Work-Home Interaction - Nijmegen, the SWING (SWING-J), Community, Work & Family, Vol.22, pp.267-283 (2018).
- [3] 三木隆裕, 寺田努, 前田俊幸, 唐澤鵬翔, 安達淳, 塚本昌彦: 休憩時間の過ごし方が作業パフォーマンスに及ぼす影響の調査, 情報処理学会研究報告, Vol.2018-MBL-86, No.3, pp.1-8 (2018).
- [4] 大西晃正, 諏訪博彦, 安本慶一: 居住者の家事におけるストレス分析, 第 27 回マルチメディア通信と分散処理ワークショップ論文集, pp.1-7 (2019).
- [5] 高津浩彰, 宗像光男, 小関修, 横山清子, 渡辺興作, 高田和之: 心拍変動による精神的ストレスの評価についての検討, 電気学会論文誌 C, Vol.120, No.1, pp.104-110 (2000).
- [6] 日本自律神経学会編, 自律神経機能検査, 文光堂 (2015).
- [7] 平田幸一, 大門康寿, 竹川英宏: 睡眠に関する自律神経活動の変化, 自律神経, Vol.43, No.3, pp.180-186 (2006).
- [8] Oura, Oura Ring, <https://ouraring.com> (accessed 2021-08-18).
- [9] Empatica Inc. E4 wristband, <https://www.empatica.com/research/e4/> (accessed 2021-08-18).
- [10] Withings Sleep, <https://www.withings.com/us/ja/sleep> (accessed 2021-08-18).
- [11] Malik, M., Bigger, J.T., Camm, A.J., Kleiger, R.E., Malliani, A., Moss, A.J., Schwartz, P.J.: Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use, European Heart Journal, Vol.17, Issue 3, pp.354-381 (1996).
- [12] 松本佳昭, 森信彰, 三田尻涼, 江鐘偉: 心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関する研究, ライフサポート, Vol.22, No.3, pp.19-25 (2010).
- [13] 東海林可奈, 石井峻, 横窪安奈, ロペズ ギョーム: 生体信号を用いたデスクワークにおけるメンタル疲労度推定, マルチメディア, 分散協調とモバイルシンポジウム 2019 論文集, pp.617-621 (2019).