

推薦論文

# 心拍変動を用いた認知能力変化の推定

角田 啓介<sup>1,a)</sup> 千葉 昭宏<sup>1</sup> 千明 裕<sup>1</sup> 浦 哲也<sup>1</sup> 渡部 智樹<sup>1</sup> 水野 理<sup>2</sup>

受付日 2015年12月9日, 採録日 2016年5月17日

**概要:** 本稿では, オフィスワーカー等知的労働者の認知能力変化を, 検査や多数のセンサの装着をともなわず, 低侵襲に推定する方法について述べる. 従来, 知的労働者の認知能力は主に主観評価や検査で測定されてきた. しかし, 従来手法は労働者に作業中断を強いるため, 実労働環境に導入し, 短期的な認知能力変化を測定したうえで, 測定結果に基づき働き方の改善を促すようなユースケースの実現は困難であった. 本稿では, 自律神経活動等との関連が示唆され, かつセンサを用いて常時測定可能な心拍変動に着目する. 心拍変動と認知能力変化の関係を実験により明らかにしたうえで, 個人ごとの心拍変動と能力変化の特徴に基づく認知能力変化の推定手法を提案し, 実測したデータより提案手法の有効性を評価した. 本稿で得られた知見は以下のとおりである. (1) 認知能力と心拍変動の関係は, 被験者によって異なる. (2) 同一被験者でも日が変わることで, 認知能力と心拍変動の関係は変化しうる. (3) 認知能力と心拍変動の関係は, 大きく2パターンに分類でき, これらはタスク中のSDNNの変動によってある程度分類可能である. (4) (3)を用いた認知能力変化推定手法を実測したデータに適用した結果, 約70%のユーザに対して推定が可能である. 以上の知見を応用することで, 知的労働者の認知能力変化を低侵襲に推定したうえでフィードバックし, 自身の働き方や認知能力変化の特徴を把握することにより, 知的労働者の生産性向上と過労防止への貢献が期待できる.

キーワード: 心拍変動, 認知能力, Advanced Trail Making Test, 労務管理, PLS 回帰

## Estimating Cognitive Performance Change using Heart Rate Variability

KEISUKE TSUNODA<sup>1,a)</sup> AKIHIRO CHIBA<sup>1</sup> HIROSHI CHIGIRA<sup>1</sup> TETSUYA URA<sup>1</sup>  
TOMOKI WATANABE<sup>1</sup> OSAMU MIZUNO<sup>2</sup>

Received: December 9, 2015, Accepted: May 17, 2016

**Abstract:** This paper presents a low-invasive method for estimating cognitive performance change using heart rate variability (HRV). Although most previous works estimated cognitive performance using questionnaires or tests, they were inconvenient for users because they interrupted their works. We focused on HRV which is used as an indicator of autonomous nerve system or central nervous fatigue in general. We also proposed the new method which enables an estimation model to be determined using the HRV characteristics of individuals. It also enables users to have their cognitive performance change estimated without interrupting work or having to use multiple devices as most previous methods require. Our contributions are as follows; (1) Relationship between HRV and cognitive performance change varies from person to person. (2) Even in the same subject, relationship between HRV and cognitive performance change changes by day. (3) There are two types of subject which can be classified based on relationship between HRV and cognitive performance change. (4) Our method, based on contribution (3), can estimate cognitive performance change for more than 70% of users. It therefore has the potential to help managerial personnel in making performance change reports for their workers, suggesting reasons for changes in performance, and urging them to change their working styles.

**Keywords:** heart rate variability, cognitive performance, Advanced Trail Making Test, worker management, PLS regression

<sup>1</sup> 日本電信電話株式会社 NTT サービスエボリューション研究所  
NTT Service Evolution Laboratories, NTT Corporation,  
Yokosuka, Kanagawa 239-0847, Japan

<sup>2</sup> 日本電信電話株式会社 NTT 知的財産センター  
NTT Intellectual Property Center, NTT Corporation,  
Musashino, Tokyo 180-8585, Japan

a) k.tsunoda630@gmail.com

本稿の内容は2015年7月のマルチメディア, 分散, 協調とモバイル (DICOMO2015) シンポジウムにて報告され, ユビキタスコンピューティングシステム研究会主催により情報処理学会論文誌ジャーナルへの掲載が推薦された論文である.

## 1. 緒言

ビジネスのグローバル化と企業間競争の激化にともない、ホワイトカラーをはじめとする労働者の能力向上は企業経営だけでなく、社会全体の大きな課題である。しかし、特に先進国では過労にともなう労働者の生産性低下や精神疾患が大きな経済損失を生んでおり [1], [2], 数日以上の長期的な変化から数時間未満の短期的な変化まで、労働者の状態変化に応じた適切な労務管理が重要である [3]。従来、オフィスワーカー等を対象とした認知能力や、認知能力の低下とされる精神疲労の測定には、Visual Analog Scale (VAS) による主観的評価 [4], フリック検査 [5], Advanced Trail Making Test (ATMT) [6], [7] 等が用いられてきた。しかし、これらの測定手法ではユーザに数分間作業を中断してもらったうえで測定する必要があるため、測定自体がユーザにとって負担となり、ひいては作業効率の低下を招く恐れがある。そのため、従来手法では数時間程度、もしくは数日間隔に測定することで、長期的な状態変化を推定するのが限度と考えられる。もしここで、作業中断をとまわらない測定手段があれば、より短期的に数分単位での認知能力変化を測定することができるようになる。そして短期的な変化を測定することができれば、労働中に生じた労働者の能力変化の傾向や要因を明らかにすることができると考えられる。さらにその結果を労働者自身にフィードバックすることで、自身の持つタスクの進捗管理、あるいは適切な能力回復タイミングや方法の発見等、認知能力変化に基づく働き方の最適化を促すことができ、結果として、労働者の生産性向上と過労防止に貢献できると考えられる。

本稿では、測定対象となるユーザの作業中断をとまわらずに、数分の時間分解能で認知能力変化を推定する手法を提案する。認知能力変化と関連する指標は Electroencephalogram (EEG) [8], [9], あるいは指尖血流量や呼吸数等複数の生体情報の組合せ [10] が提案されてきたが、EEG や、複数の生体情報をオフィスワーカー等の知的労働者が日常的に測定することは、拘束性等ユーザ負担の観点から困難である。そこで本稿では、ウェアラブルセンサによって常時安定した測定が可能で、なおかつ認知能力や自律神経活動との関連が示唆されている心拍変動に着目し [11], 心拍変動より着席作業中における認知能力変化を推定することを目指す。本稿ではまず、従来の認知能力測定手法である ATMT の結果を認知能力の正解データと定義したうえで、実験によって心拍変動と認知能力変化の関連を明らかにする。次に、類似した関連を持つユーザ同士を抽出し、ユーザに合わせた推定モデルを作成することで、個人差を吸収しつつ能力変化を推定する手法を提案する。最後に、実測したデータを用いて提案手法の評価を行う。

以下が本稿の構成である。2章では認知能力の推定手法と、心拍変動を用いた状態推定に関する従来研究につい

て述べる。3章では、能力変化と心拍変動の関連を明らかにするための実験手順と、その結果および考察を述べる。4章では3章における考察に基づいた認知能力変化推定手法を提案する。5章では測定したデータを用いて、提案手法の有効性を評価したうえで、評価に対する考察を行い、6章ではまとめと今後の課題について述べる。

## 2. 関連研究

### 2.1 認知能力推定

まず、本節で扱う認知能力とは、ATMTで測定できる、短期記憶である Working Memory や特定の対象に着目する能力である Selective Attention を含んだ脳の前頭葉が発揮するとされる認知能力と定義する [6]。また ISO では、認知能力等の能力が低下した状態を精神疲労と定義しており [12], 認知能力の低下を測定することは、精神疲労を測定することと同義と考えられる。

従来の認知能力測定手法として、Trail Making Test (TMT) [13] がある。TMT は 1 枚の紙に印字された数字付きマーカを、1 から順に線で結んでいくタスクであり、タスク遂行時間が長くなることで能力が低下したと判断する。また、これを発展させた方法として Advanced Trail Making Test (ATMT) [6] がある。ATMT はディスプレイに表示された数字付きマーカを、マウス等を用いて順にクリックしていくタスクであり、TMT 同様にタスク遂行時間が長くなることで能力が低下したと判断する。

他方、主観的な精神疲労を測定する方法もいくつか提案されており、代表的なものに Visual Analog Scale (VAS) を用いた疲労感検査がある。VAS では紙に記載された一定長の直線において、左端をまったく疲労していない、右端を極度に疲労しているとしたとき、主観的に自分がどの程度疲労しているかを記入してもらう方法であり、記入してもらった点を基に主観的疲労を評価する。しかし、以上で述べた検査や主観評価に基づく測定手法は作業を中断し、数十秒から数分かけて測定する必要がある。

また近年では、生体センサを用いて認知能力の変化や精神疲労を連続的に推定する手法も提案されつつある。たとえば、八谷らは心拍数、前頭皮膚温度、指尖皮膚温度、手掌部皮膚血流量、呼吸数の 5 指標を用いて主観的疲労感の推定を行っている [10]。また、Ji らは瞬きや頭の動き、表情、過去の睡眠時間等のデータから、自動車運転時の連続的な疲労推定を行っている [14]。しかし、これらは推定のために多種多様なデータの測定が必要であり、オフィスワーカー等の労働現場に適用することは、測定機器装着にともなう拘束性等ユーザ負担の観点から困難である。さらに EEG を用いて精神疲労を連続的に推定する研究も数多くなされているが [8], [9], EEG を測定するには頭部に多数の電極を装着する必要がある、やはり拘束性が高いため、オフィスワーカー等の労働現場に適用することは困難である。

## 2.2 心拍変動を用いた状態推定

心拍変動とは、心臓が拍動した際に生じ、心臓の電気活動を測定した心電位に現れる鋭いピーク（R波）の間隔である R-R 間隔（以下 RRI）や、末梢血管の血流量を測定した脈波の間隔である Pulse-to-Pulse Interval（以下 PPI）の変動である。RRI および PPI の変動は自律神経系との関連が示唆されており、個人差があるものの、一般に自律神経系のうち交感神経が活性化することで RRI および PPI の変動は小さくなり、副交感神経が活性化することでそれらの変動が大きくなるとされる [11]。

RRI は、胸部に最低 2 点の電極を装着したり、導電性の布を用いたシャツを着たりするだけで測定可能 [15] な心電位から算出可能である。また PPI は、広い測定領域を持つ面型センサに指尖部等が触れるだけで測定可能 [16] な脈波から算出できる。そのため、RRI および PPI は、多数の電極を用いる EEG 等と比較し、測定対象となるユーザの負担が少ないという特徴がある。よって、RRI および PPI は個人差があるという課題はあるものの、オフィスワーク等の労働現場における状態推定に用いることが比較的容易であると考えられる。なお、RRI と PPI は両者とも心臓の拍動によって生じており、PPI は RRI とは異なり血圧の影響を受けるが、血圧によって生じる RRI と PPI の差は数ミリ秒であるため、それらの値はほぼ一致するといえる。そのため、本稿では以下、特に断らない限り PPI も含めて RRI と記述する。

RRI の変動を用いて、交感神経の活性度に基づいた精神的ストレスの推定 [17] や、副交感神経活動と関連する眠気の推定 [18] が行われてきた。また、暗算等の精神作業後に現れる心拍変動の変化についても研究がなされており、一般に精神作業によって負荷を与えることで、主観的疲労度が上昇し、同時に交感神経が活性化することが示されている [19]。一方、知的作業中における心拍変動を用いた認知能力の推定についてはほとんど検討がなされていないため、本稿ではまず認知能力と心拍変動の関連やその特徴について明らかにする。

## 3. 実験

### 3.1 目的

本実験の目的は、RRI に個人差が存在することをふまえたうえで、年齢、性別、実験実施時間帯を統制した場合における認知能力と心拍変動の関係を明らかにすることである。具体的には、以下の仮説を検証する。

- 仮説 1：認知能力と心拍変動の関係は、年齢、性別、実験実施時間帯を統制した場合でも、被験者によって異なる。  
 仮説 2：同一個人かつ同一時間帯であれば、複数回実験を行っても、認知能力と心拍変動の関係は変化しない。  
 仮説 3：仮説 1, 2 で述べた認知能力と心拍変動の個人の個人差は、心拍変動に表れる何かしらの特徴を用いるこ

とで推定できる。

なお、認知能力は先行研究 [6] より、ATMT における単位時間あたりの正解数と定義する。

### 3.2 方法

#### 3.2.1 被験者

被験者は年代や性別、生活習慣による心拍変動への影響を考慮し、前日の飲酒や喫煙習慣のない、健康な 20 代の成人男性 24 名とした。被験者にはあらかじめ実験内容を説明したうえで、参加への了承をいただいた。被験者の年齢は  $26.5 \pm 1.7$  歳であった。実験では心拍変動を用いた状態推定に関する従来研究 [20] を基に、心拍変動への飲食の影響を避けるため、被験者には実験の 1 時間前から飲食を禁止した。さらに、心拍変動は同一個人内でも夜間から朝と日中で有意に異なることが知られており [21]、時間帯による影響を避けるため、実験は 13 時 30 分から 17 時の間に実施した。なお、個人内での心拍変動と認知能力の関係を把握するため、24 名のうちランダムに選択した 6 名の被験者は、初回の実験から 1 週間以上経過後に同一手順で 2 回目の実験を行った。

#### 3.2.2 実験機器

心拍変動を測定するため、Biopac 社製の心電位センサ (BN-RSPEC) およびデータ収集システム (MP150) を用いた。心電位を測定後、測定した心電位より Biopac 社製のソフトウェアである Acqknowledge を用いて RRI を算出した。なお、400 msec 未満、または 1500 msec を超える RRI はノイズとして除外した。

また、ATMT は市販の PC 上で動作するアプリケーションとして作成した。ディスプレイサイズは 17 インチ、ATMT タスク画面の解像度は 600 px × 800 px とし、タスク回答にはマウスを用いた。

### 3.3 ATMT

ここでは ATMT について詳しく述べる。ATMT とは元々、慢性疲労症候群等の診断に役立てるための客観的疲労の測定手段として提案され、前頭葉機能評価に使用されてきた Trail Making Test (TMT) をコンピュータ上へ移植したものである。ATMT の開始時はディスプレイに 1~25 までの数字が書かれたマーカがランダムに配置されており、被験者は 1 から順にマーカをできるだけ早くクリックしていくよう指示される。被験者が正しい順序のマーカ  $a$  をクリックすると、クリックしたマーカが消え、同時に  $a + 1$  から  $a + 25$  までのマーカが表示される。被験者は再度正しいマーカを探し、クリックすることを繰り返す。ATMT には、マーカ再配置時にすべての配置場所がランダムに変化する Task-R と、新たに表示される  $a + 25$  のマーカのみランダムに配置される Task-F が存在するが、本稿では視覚的探索が必要なためより高い認知能力を必要とし、



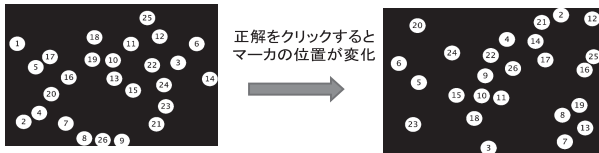


図 1 ATMT Task-R の例  
Fig. 1 Example of ATMT Task-R.

なおかつ健常者であっても精神負荷をかけることで認知能力が低下し、それにともない反応時間が低下する Task-R をタスクとして採用した [7]. そのうえで、反応時間から算出される一定時間あたりの正答数を ATMT スコアとし、被験者の認知能力と定義した. ATMT Task-R の例を図 1 に示す.

以上のように、本実験で使用する ATMT は、被験者に対して負荷をかけるタスクであると同時に、認知能力変化を測定する手段でもある.

3.3.1 実験手順

実験は以下の手順で行った.

- 1 心拍変動を用いて作業ストレス評価を行った従来研究を基に [22], 被験者の実験直前における心理的負荷や身体的負荷の影響を避けるため、被験者には心電位センサを装着したあと、椅子に着座してもらい、5 分間閉眼安静状態を保ってもらおう.
- 2 ディスプレイに向かい、マウスを用いて ATMT を 12 回行ってもらおう. 計 480 個のマーカをクリックすることになるが、被験者にはできるだけ早くタスクをこなすよう教示した.
- 3 ATMT が終了したら、閉眼安静状態を 5 分間保ってもらおうことで被験者の負荷を軽減し、その後心電位センサを取り外す.

なお、本実験において ATMT を時間ではなく回数で課した理由は 2 つある. 1 つは被験者にとって早く ATMT を終わらせることは、早く実験が終わることを意味するため、それが被験者にとってタスクの早期完了へのモチベーションになると考えられるためである. もう 1 つは、本稿で提案する推定手法の応用先として、オフィス等における知的作業を想定しているが、このような作業では通常所要時間ではなく、ある目標の達成をもって 1 つのタスクの区切りとすることが一般的と考えられるため、タスクは所要時間ではなくタスク量で設定する方が、より想定する応用先に適した技術になると考えられるからである.

3.3.2 分析方法

心拍変動はタスク中に測定した心電位より RRI を算出後、分析時間窓を 5 分とし、時間窓を 30 秒刻みでスライドさせて特徴量を算出した. 算出した特徴量とその算出方法を表 1 に示す. ATMT は心拍変動と同様に、分析時間窓を 5 分、窓のスライド幅を 30 秒とし、時間窓あたりの正

表 1 算出した特徴量

Table 1 Heart beat variability factors for analysis.

名称	説明
Mean	RRI の平均値
SDNN [11]	RRI の標準偏差
pNN50 [11]	隣接 RRI の差が 50 msec を超えた比率
RMSSD [11]	隣接 RRI の差の二乗平均平方根
L [23]	ローレンツプロットにおける長辺成分
T [23]	ローレンツプロットにおける短辺成分
CVI [23]	$\log_{10}(L \times T)$
CSI [23]	$L/T$
LF [24]	低周波成分 (0.04 Hz~0.08 Hz) における総パワー
MF [24]	中周波数成分 (0.08 Hz~0.15 Hz) における総パワー
HF [11]	高周波数成分 (0.15 Hz~0.40 Hz) における総パワー
LF/HF	$(LF + MF)/HF$
HF ratio	$HF/(LF + MF + HF)$
HF peak pow.	HF におけるピーク周波数帯のパワー
HF peak freq.	HF におけるピーク周波数

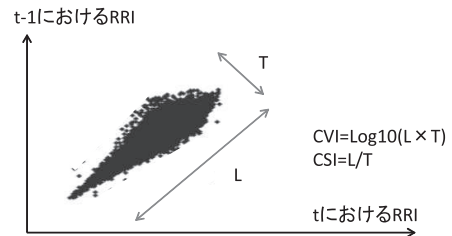


図 2 ローレンツプロットにおける L, T, CVI, CSI [23]  
Fig. 2 L, T, CVI, CSI on Lorenz Plot [23].

解クリック数を ATMT スコアとして算出した. LF, MF, HF 等を算出する際のスペクトル解析では 3 次スプライン補間後、ユールウォーカー法を用いてスペクトル解析を行い、算出した [25]. 従来の心拍変動解析に関する研究 [26] を参考に、ユールウォーカー法における次数は 32 とした. L, T, CVI, CSI の算出方法については図 2 のローレンツプロットに示す.

3.4 結果

3.4.1 ATMT

被験者のべ 30 名の ATMT12 回の所要時間は平均 1406 秒、標準偏差は 387 秒であった. また最長は 2566 秒、最短は 1016 秒であった.

3.4.2 認知能力 (ATMT) と心拍変動の関連

ATMT スコアにおける短期的・偶発的な変化や各個人のタスクの得意・不得意、および心拍変動における個人差を考慮し、ATMT スコアおよび各心拍変動特徴量について単純移動平均を用いて平滑化後、被験者ごとに正規化を行い平均 = 0, 分散 = 1 の値に変換した. そして、各被験者においてどの特徴量が ATMT スコア、すなわち認知能力の変化に影響しているかを明らかにするため、被験者ごとに ATMT スコアと各特徴量間の相関係数を算出した. 算

表 2 心拍変動特徴量と ATMT スコアの相関

Table 2 Correlation coefficient between factors of heart rate variability and ATMT score.

ID	時間窓数	Mean	SDNN	pNN50	RMSSD	CVI	CSI	LF	MF	HF	Total pow.	LF/HF
1(1)	69	0.59	-0.79	-0.31	-0.57	-0.81	-0.80	-0.35	-0.35	n.s.	-0.30	-0.78
1(2)	104	-0.46	-0.87	-0.74	-0.83	-0.87	-0.71	n.s.	n.s.	0.23	n.s.	-0.66
2(1)	25	0.86	0.77	0.90	0.93	0.84	n.s.	0.55	0.50	0.55	0.55	n.s.
2(2)	25	n.s.	n.s.	n.s.	0.73	n.s.	n.s.	0.51	0.65	0.60	0.62	n.s.
3(1)	32	n.s.	-0.61	-0.73	n.s.	-0.51	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
3(2)	27	0.84	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0.58	n.s.	0.51	0.49	n.s.
4(1)	28	-0.79	n.s.	-0.45	n.s.	n.s.	n.s.	0.67	0.68	n.s.	0.62	0.46
4(2)	30	n.s.	-0.89	-0.87	-0.87	-0.90	-0.82	-0.41	-0.44	n.s.	n.s.	-0.58
5(1)	40	0.47	n.s.	-0.45	n.s.	n.s.	n.s.	0.54	0.56	0.35	0.51	0.60
5(2)	34	-0.60	0.38	0.52	n.s.	0.38	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0.40
6(1)	53	n.s.	-0.65	n.s.	n.s.	-0.68	n.s.	n.s.	n.s.	0.34	0.29	n.s.
6(2)	41	n.s.	-0.81	n.s.	n.s.	-0.77	-0.75	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
7	37	-0.53	-0.87	-0.90	-0.76	-0.89	-0.73	-0.63	-0.50	-0.37	-0.52	-0.85
8	39	n.s.	n.s.	-0.361	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
9	33	-0.54	0.40	-0.59	-0.57	n.s.	0.52	0.50	0.54	n.s.	n.s.	0.64
10	25	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-0.48
11	25	-0.52	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
12	36	n.s.	n.s.	0.36	n.s.	n.s.	-0.40	-0.46	n.s.	n.s.	n.s.	-0.85
13	32	0.48	-0.41	-0.38	-0.51	-0.43	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-0.52
14	38	0.70	n.s.	0.76	0.83	0.52	-0.79	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-0.40
15	32	-0.49	0.52	-0.43	-0.56	0.42	0.58	-0.71	-0.70	-0.69	-0.71	n.s.
16	38	-0.46	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-0.40	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
17	35	n.s.	0.55	n.s.	n.s.	0.50	0.77	0.69	0.55	0.42	0.53	n.s.
18	24	n.s.	n.s.	n.s.	-0.45	n.s.	0.55	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
19	24	0.92	-0.83	-0.66	n.s.	-0.76	-0.92	n.s.	0.66	0.78	0.66	-0.93
20	42	0.69	-0.71	0.76	0.51	-0.41	-0.69	-0.44	-0.50	n.s.	-0.41	-0.56
21	36	-0.73	-0.86	-0.64	-0.82	-0.93	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-0.97
22	75	0.61	-0.57	-0.78	-0.70	-0.65	0.40	-0.42	-0.57	-0.36	-0.48	-0.53
23	28	-0.77	-0.46	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-0.67	-0.54	-0.41	-0.57	-0.81
24	32	n.s.	-0.53	n.s.	n.s.	n.s.	-0.56	0.49	0.53	0.62	0.56	n.s.

出結果を表 2 に示す。なお、ID の末尾についている (1), (2) は、それぞれ同一被験者の 1 回目, 2 回目のデータであることを表している。

表 2 より、以下の結果が導かれる。

結果 1：ATMT スコアと相関する心拍変動特徴量は、年齢、性別、実験実施時間帯を統制した場合でも被験者によって異なる。

結果 2：同一被験者において実験実施時間を統制した場合でも、1 回目と 2 回目の実験で必ずしも ATMT スコアと相関する特徴量やその相関が同じとは限らない。

結果 3：多くの被験者において ATMT スコアと相関が高い心拍変動特徴量として、SDNN, pNN50, RMSSD 等があげられる。しかし、必ずしも相関が類似しているとは限らず、たとえば SDNN, RMSSD と認知能力が強い正の相関を持つ被験者もいれば、負の相関を持つ被験者も存在する。

### 3.5 考察

前節の結果より、以下の考察が導かれる。

考察 1：年齢、性別、時間帯を統制した場合でも、すべての被験者に共通して能力変化と相関する特徴量は存在しない。そのため、すべての被験者に対応可能な、同一特徴量を含んだ推定モデルを一概に決定することは困難と考えられる。よって、仮説 1 は正しいと考えられる。

考察 2：実験実施時間帯を統制しつつ同一被験者で 2 回実験を行った場合でも、同一被験者内で必ずしも能力と相関する特徴量が同じとは限らない。例として、ID = 6 は 1 回目, 2 回目ともに相関する特徴量が比較的類似しているが、ID = 2, 3 のように、1 回目で相関していた特徴量が 2 回目では相関なしになっている場合や、ID = 5 の mean や pNN50 のように、相関係数の符号が逆転する場合がある。よって、仮説 2 は必ずしも正しくはないと考えられる。

表 4 タスク中の特徴量の変化

Table 4 Change of Factors of heart rate variability in ATMT task.

被験群	指標	平均			標準偏差			変動係数		
		SDNN	pNN50	RMSSD	SDNN	pNN50	RMSSD	SDNN	pNN50	RMSSD
1	平均	53.65	0.16	35.14	8.22	0.04	3.52	<b>0.15</b>	0.31	0.12
	標準偏差	22.20	0.11	12.34	5.14	0.03	3.04	<b>0.07</b>	0.26	0.17
2	平均	45.08	0.17	36.30	4.82	0.02	2.31	<b>0.11</b>	0.31	0.07
	標準偏差	15.41	0.18	13.79	2.18	0.01	0.10	<b>0.03</b>	0.24	0.03

表 3 被験者群の分類

Table 3 Classification for subjects.

被験者群	被験者 ID
1	1(1), 1(2), 3(1), 4(1) 4(2), 5(1), 6(1), 6(2), 7, 8, 9, 13, 15, 18, 19, 21, 22, 23, 24
2	2(1), 2(2), 5(2), 12, 14, 17, 20

考察 3: SDNN, pNN50, RMSSD は主に副交感神経活動を反映する特徴量である。よって、被験者は大きく 2 種類に分類できると考えられる。1つは ID = 1(1), 7, 21 に代表される, SDNN, RMSSD, pNN50 が認知能力と負の相関を持つ被験者であり、彼らは副交感神経活動の亢進と関連する状態変化 (たとえば眠気 [27]) によって能力が低下していると考えられる。もう 1つは, ID = 2(1), 14, 17 のような, それらの特徴量と認知能力が正の相関を持つ被験者である。彼らは逆に副交感神経活動が亢進しているときほど能力が高くなっており, 副交感神経の活性化によって能力が発揮できたと考えられる。

次に, 考察 3 であげた被験者の分類を自動的に行う方法について検討する。まず, 前述した複数の被験者において認知能力との相関がみられた SDNN, pNN50, RMSSD の変動の大きさと, それらが能力へ及ぼす影響の関係について考察する。そのため, 以下の基準で被験者を分類する。なお, どちらにも分類されない被験者はこの分類から除外した。

- 副交感神経と関連するとされる SDNN, pNN50, RMSSD のうち, ATMT スコアと負の相関を持つ特徴量の方が多いのであれば被験者群 1 に, 正の相関を持つ特徴量の方が多いのであれば被験者群 2 に分類する。

以上の基準によって分類された 2 つの被験者群を構成する被験者 ID を表 3 に, 被験者群におけるタスク中の特徴量の平均, 標準偏差, 変動係数を表 4 に示す。

表 4 より, タスク中におけるこれらの特徴量の平均, 標準偏差, 変動係数の大部分は, 被験者群 1 の方が被験者群 2 より大きい傾向があることが分かる。特に SDNN の変動係数は, 被験者群 1 の方が被験者群 2 より大きい傾向があり, スチューデントの t 検定を用いて被験者群間の SDNN の変動係数の差を検定したところ, 有意な差が見られた ( $p < 0.05$ )。図 3 に被験者群ごとの SDNN の変動係数の

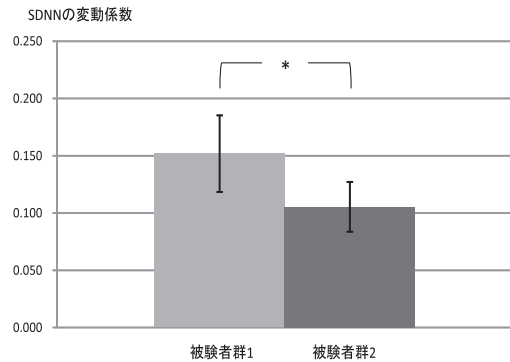


図 3 被験者群ごとの SDNN の変動係数

Fig. 3 Coefficient of variation of SDNN for each subject group.

平均値とその 95%信頼区間を示す。この傾向は, SDNN の変動が大きい被験者は, 眠気等によって副交感神経活動が強く活性化しており, 強く活性化した被験者ほど, 副交感神経の活性化とともに認知能力が低下したことを示唆している。よって, この特徴は被験者の分類に応用できると考えられ, 仮説 3 は正しいと考えられる。

#### 4. 認知能力変化推定手法

前節で述べた考察を基に, 類似した傾向を持つ被験者のデータを学習データとして用いた能力変化推定手法を提案する。提案アルゴリズムを図 4 に示す。

まず, あらかじめユーザ  $i$  より ATMT スコアと RRI を同時に測定後, ATMT スコアベクトル  $Y_i$  と RRI より心拍変動特徴量ベクトル  $X_i$  を算出する。そして, 個人ごとに SDNN の変動係数  $cv_{sdnn_i}$  を算出後, 3.4.2 項で述べた方法と同様に,  $Y_i, X_i$  に対して単純移動平均による平滑化と正規化を行い, 事前データとしてデータベースに蓄積する。事前データは同様の手順で複数のユーザより測定し, 算出しておく。

そのうえで, 新たに着座作業中にユーザ  $a$  から測定した RRI より, 事前データと同様に特徴量を算出し, 作業中の SDNN の変動係数  $cv_{sdnn_a}$  の算出後, 正規化と平滑化を行い特徴量ベクトル  $X_a$  を算出する。次に, データベースに蓄積した事前データを参照し, ユーザ  $a$  の  $cv_{sdnn_a}$  と, 事前データにおけるユーザ  $i$  の  $cv_{sdnn_i}$  より距離  $dif_{ai} = |cv_{sdnn_a} - cv_{sdnn_i}|$  を, すべての事前データにおけるユーザに対して算出する。そして, k-nearest neighbor

表 5 評価における推定可能な被験者数・比率と推定誤差平均

Table 5 Result.

	比較手法		提案手法			
	k = 1	k = 2	k = 3	k = 4	k = 5	k = 6
推定可能な被験者数	13	17	19	19	21	20
推定可能な被験者の比率 (%)	43.3	43.3	56.7	63.3	70.0	66.7
全被験者の推定誤差平均	0.81	0.88	0.74	0.69**	0.67**	0.69**

\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$  (比較手法に対して対応のあるスチューデントの t 検定を行った場合)

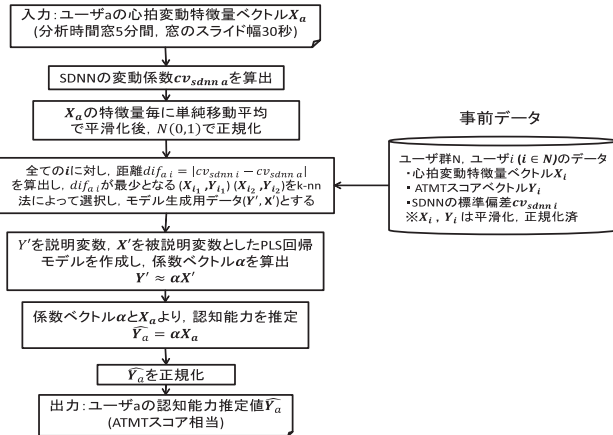


図 4 提案アルゴリズム

Fig. 4 Proposed estimation algorithm.

(k-nn) 法を用いて最近傍 k 人分の事前データ  $X_{i'}$ ,  $Y_{i'}$  を選択し, 複数ユーザの事前データを結合することでモデル作成用事前データベクトル  $Y'$  と  $X'$  を算出する.

以上で選択されたモデル作成用事前データ  $Y'$  と  $X'$  を用いて, 式 (1) のように係数ベクトル  $\alpha$  を Partial Least Squares (PLS) 回帰 [28] を用いて算出する. PLS 回帰は, 複数の説明変数間における多重線形性を回避しつつ, 複数の説明変数を用いた回帰分析を可能とする手法である. なお, PLS 回帰における成分数選択には, 複数人の事前データが同一モデルに入ることをふまえ, オーバフィッティングを回避するために Wold's R criterion [29] を用いることとし,  $R = 0.9$  とした.

$$Y' \approx \alpha X' \quad (1)$$

次に, 算出した係数  $\alpha$  と, 測定したユーザ A の特徴量  $X_a$  を用いて, 以下の式 (2) によって認知能力の推定値  $\hat{Y}_a$  を算出する. 前節で述べたように, 能力変化と特徴量の相関は被験者によって大きく異なるため, ステップワイズ法等によって変数選択を行うことは難しいと考え, PLS 回帰にすべての特徴量を入力することとした. 最後に, 出力された推定値  $\hat{Y}_a$  を再度正規化し, 最終的な認知能力の推定値とする.

$$\hat{Y}_a = \alpha X_a \quad (2)$$

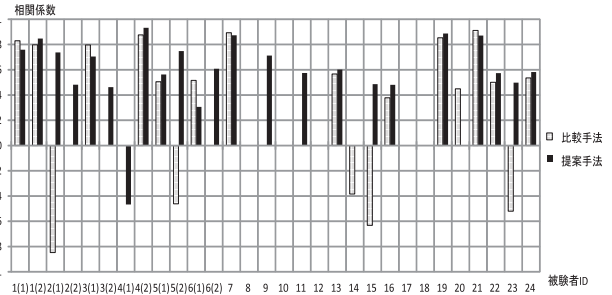


図 5 各被験者の推定値と実測値の相関係数 (k = 5)

Fig. 5 Correlation coefficient.

## 5. 評価

### 5.1 評価方法

3章の実験で収集した被験者のべ 30 名のデータを用いて評価を行った. ある 1 名のデータを評価用の入力データ, 残り 29 名のデータを事前データとし, 各被験者のデータに対して提案手法を適用するクロスバリデーションを実施した. そして, ATMT スコアの実測値と, 提案手法での推定値の相関係数とし, 中程度の相関があるとされる  $r > 0.4$  かつ有意水準 5% 以上 [30] で有意な推定結果が得られたと判断し, 当該被験者の認知能力変化を推定可能だったと判断した. なお, 事前データ選択で用いる k-nn 法における k は 1 から 6 でそれぞれ評価を行った. また比較手法として, 推定対象以外の 29 名すべての事前データを用いて同様に学習を行う手法も同様に適用し, 結果を比較した.

### 5.2 評価結果

評価結果として, 表 5 に推定可能であった被験者数とその比率および全被験者の平均推定誤差を, 図 5 に比較手法と提案手法 (k = 5) においてそれぞれ 5% 以上有意となった被験者の相関係数を示す. また, 提案手法での推定例として図 6 に提案手法によって精度が向上した被験者 (ID = 2(1)) の推定値と実測値をそれぞれ示す.

### 5.3 考察

表 5, 図 5 より, 全事前データを用いて推定した比較手法と比較し,  $k \geq 2$  の場合は提案手法を用いて推定した方が, 能力変化を推定できる被験者数が増加し, なおかつ平均推定誤差も有意に減少していることが分かる ( $p < 0.01$ ). 特



表 6 被験者 ID = 8 のタスク前半・後半における心拍変動特微量と ATMT スコアの相関  
 Table 6 Correlation coefficient between factors of heart rate variability and ATMT score in subject ID = 8.

ID	時間窓数	Mean	SDNN	pNN50	RMSSD	CVI	CSI	LF	MF	HF	Total pow.	LF/HF
8 (前半)	20	0.96	-0.77	0.97	0.94	-0.59	-0.92	-0.96	-0.96	-0.91	-0.94	-0.97
8 (後半)	19	0.62	-0.60	-0.92	-0.72	-0.61	-0.57	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

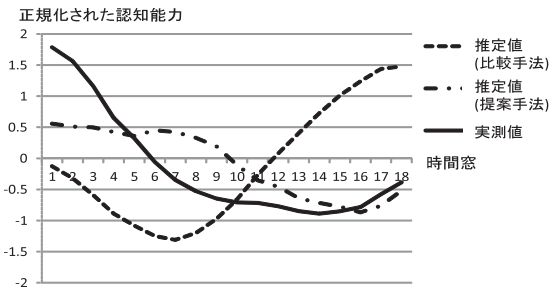


図 6 被験者 ID = 2(1) の認知能力推定値と実測値

Fig. 6 Highest-precision estimated cognitive performance and measured cognitive performance (ID = 2(1)).

に、 $k = 5$  の場合が最も推定誤差の平均が小さくなり、推定できる被験者数も多いことが分かる。加えて、前節で副交感神経活動の活性化によって能力が低下したと考えられる ID = 2(1), 2(2), 5(2) に対して、従来手法では正解値と負の相関、もしくは有意な相関がない値しか推定できなかったが、提案手法によって有意な正の相関を持つ値を推定できるようになっており、提案手法には被験者による能力低下要因の差異を吸収する効果があったと考えられる。

一方で、ID = 4(1), ID = 20 のように、比較手法と比べ、提案手法では逆に相関係数が低下する被験者が見られる。これは前述の 2 種類の被験者群以外にも特徴的な被験者が存在しうること、また提案手法では被験者群への分類が完全ではないことを示唆している。たとえば、ID = 20 は SDNN が ATMT スコアと強い負の相関を、pNN50 は逆に強い負の相関を、RMSSD は中程度の正の相関を持つため、副交感神経の活性化と認知能力が正負どちらの相関があるのか判断しにくい。3.5 節では被験者群 2 と分類していたが、このような場合はさらに別の基準を用いた分類方法を検討する必要があると考えられる。

また、ID = 8, 10, 12 のように、提案手法を用いても正解値と有意な正の相関を持つ値を推定ができなかった被験者も見られたが、これは表 2 にもあるように、他の被験者と比較して ATMT スコアと相関する特微量が特に少ないことが原因と考えられる。たとえば ID = 8, 12 は ATMT スコアと有意な相関を持つ特微量が 1 つしかない。しかし、これは ATMT タスク内において能力変化の要因が複数あったことによって生じた可能性が考えられる。例として ID = 8 のタスク前半と後半それぞれにおける ATMT スコアと各特微量の相関を表 6 に示す。表 6 で示したように、被験者 ID = 8 の pNN50 と RMSSD は ATMT スコアに対

して前半と後半で逆に相関を示していることが分かる。特に、前半では pNN50, RMSSD が ATMT スコアと正の相関を示し、後半は逆に負の相関を示していることから、前半では被験者群 2 と同様、副交感神経の活性化で能力が上昇し、後半では反対に被験者群 1 と同様、副交感神経の活性化による眠気等で能力が低下した可能性がある。このような場合、提案手法では推定が難しい。そのため、今後はより短期間のデータからモデルを選択し、逐次能力変化を推定する手法が必要になると考えられる。

## 6. 結語

本稿では、オフィスワークをはじめとする知的労働者の認知能力の変化を、検査等による作業中断をとまわず、また多数のセンサを用いることなく低侵襲に推定する方法を検討した。実験を通じて、認知能力変化と心拍変動の関連を明らかにしたうえで、各個人の心拍変動の特徴を基にしてモデル作成用の事前データを選択することで、分析時間窓のスライド幅である 30 秒ごとに、相対的な認知能力変化を推定する手法を提案した。結果、以下の知見が得られた。

- 1 認知能力と心拍変動の関係は、被験者によって異なる。
- 2 同一被験者でも日が変わることで、認知能力と心拍変動の関係が変化することがありうる。
- 3 認知能力と心拍変動の関係は、大きく 2 つのパターンに分けることができ、これらのパターンはタスク中の SDNN の変動の大小によってある程度分類することが可能である。
- 4 3 の知見を用いた認知能力推定手法を実測したデータに適用した結果、すべての事前データを用いて推定を行う場合と比較して精度が向上し、約 70% のユーザに対して推定が可能となる。

以上の成果を用いることで、作業中断や多数センサの装着をとまわず低侵襲にオフィスワーク等の認知能力変化を推定することができ、さらにその結果をユーザ等にフィードバックすることで、自身の働き方や認知能力変化の特徴を把握することができると考えられる。そして、自身の持つタスクの進捗管理、あるいは適切な能力回復タイミングや回復方法の発見等、認知能力変化データに基づく働き方の最適化を促すユースケースが実現でき、結果として、労働者の能力向上と過労防止を実現できる可能性がある。



今後の課題として、本稿で述べた被験者群以外の特徴を持つ被験者に対する分類手法の検討と、提案手法では推定が困難であった、1つの測定データにおいて複数の能力変化要因が生じた際に対応できる、数分程度の短期間データを用いた逐次的なモデル作成・推定手法の構築があげられる。

参考文献

[1] Reynolds, K.J., Vernon, S.D., Bouchery, E. and Reeves, W.C.: The economic impact of chronic fatigue syndrome, *Cost Effectiveness and Resource Allocation*, Vol.2, Article No.4 (2004).

[2] Economou, M., Madianos, M., Peppou, L.E., Patelakisa, A. and Stefanis, C.N.: Major depression in the Era of economic crisis: A replication of a cross-sectional study across Greece, *Journal of Affective Disorders*, Vol.145, No.3, No.5, pp.308–314 (2013).

[3] ACOEM Presidential Task Force on Fatigue Risk Management: Fatigue Risk Management in the Workplace, *Journal of Occupational & Environmental Medicine*, Vol.54, No.2, pp.231–258 (2012).

[4] Lee, K.A., Hicks, G. and Nino-Murcia, G.: Validity and reliability of a scale to assess fatigue, *Psychiatry Research*, Vol.36, No.3, pp.291–298 (1991).

[5] Simonson, E. and Enzer, N.: Measurement of fusion frequency of flicker as a test for fatigue of the central nervous system, *Journal of Industrial Hygiene and Toxicology*, Vol.23, pp.83–89 (1941).

[6] Kajimoto, O.: Development of a method of evaluation of fatigue and its economic impacts, *Fatigue Science for Human Health*, pp.33–46 (2008).

[7] Mizuno, K. and Watanabe, Y.: Utility of an advanced trail making test as a neuropsychological tool for an objective evaluation of work efficiency during mental fatigue, *Fatigue Science for Human Health*, pp.47–54 (2008).

[8] Roy, R.N., Bonnet, S., Charbonnier, S. and Campagne, A.: Mental fatigue and working memory load estimation: interaction and implications for EEG-based passive BCI, *Proc. 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2013)*, pp.6611–6614, IEEE (2013).

[9] Chai, R., Tran, Y., Craig, A., Ling, S.H. and Nguyen, H.T.: Enhancing accuracy of mental fatigue classification using advanced computational intelligence in an electroencephalography system, *Proc. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2014)*, pp.1338–1341, IEEE (2014).

[10] 八谷百合子, 泉 博之, 小川雅俊, 川成 翔, 森 晃爾, 大貝晴俊: 大規模データベースオンラインモデリングによる疲労度の推定, 計測自動制御学会産業論文集, Vol.10, No.10, pp.81–90 (2011).

[11] Acharya, U.R., Joseph, K.P., Kannathal, N., Lim, C.M. and Suri, J.S.: Heart Rate Variability: A review, *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol.44, No.12, pp.1031–1051 (2006).

[12] International Organization for Standardization (ISO): ISO 10075:1991 Ergonomic principles related to mental work-load General terms and definitions (1991).

[13] Reitan, R.M.: Validity Of The Trail Making Test As An Indicator of Organic Brain Damage, *Perceptual and*

*Motor Skills*, Vol.8, pp.271–276 (1958).

[14] Ji, Q., Zhu, Z. and Lan, P.: Real-time noninvasive monitoring and prediction of driver fatigue, *IEEE Trans. Vehicular Technology*, Vol.53, No.4, pp.1052–1068 (2014).

[15] Tsukada, S., Nakashima, H. and Torimitsu, K.: Conductive Polymer Combined Silk Fiber Bundle for Bioelectrical Signal Recording, *PLoS ONE*, Vol.7, No.4, e33689. doi:10.1371/journal.pone.0033689 (2012).

[16] Chigira, H., Maeda, A., Kobayashi, M., Fujiwara, K., Hiraoka, T., Tanaka, A. and Tanaka, T.: A Study on Heart Rate Monitoring in Daily Life by Using a Surface-Type Sensor, *SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration*, Vol.8, No.1, pp.74–78, SICE (2015).

[17] Lanata, A., Valenza, G., Nardelli, M., Gentili, C. and Scilingo, E.P.: Complexity Index From a Personalized Wearable Monitoring System for Assessing Remission in Mental Health, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Vol.19, No.1, pp.132–139 (2015).

[18] Abe, E., Fujiwara, K., Hiraoka, T., Yamakawa, T. and Kano, M.: Development of Drowsy Driving Accident Prediction by Heart Rate Variability Analysis, *Proc. Asia-Pacific Signal and Information Processing Association 2014 Annual Summit and Conference (APSIPA ASC 2014)*, pp.1–4, APSIPA (2014).

[19] Tanaka, M., Mizuno, K., Tajima, S., Sasabe, T. and Watanabe, Y.: Central nervous system fatigue alters autonomic nerve activity, *Life Sciences*, Vol.84, No.7-8, pp.235–239 (2009).

[20] 金子有紀子, 小坂橋喜久代: 健康女性への意図的タッチによって引き起こされる生理的・情緒的反応, 看護研究, Vol.39, No.6, pp.469–480 (2006).

[21] Nakagawa, M., Iwao, T., Ishida, S., Yonemochi, H., Fujino, T., Saikawa, T. and Ito, M.: Circadian rhythm of the signal averaged electrocardiogram and its relation to heart rate variability in healthy subjects, *Heart*, Vol.79, No.5, pp.493–496 (1998).

[22] 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美: 心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討, 人間工学, Vol.34, No.3, pp.107–115 (1998).

[23] Toichi, M., Sugiura, T., Murai, T. and Sengoku, A.: A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval, *J. Autonomic Nervous System*, Vol.62, No.1-2, pp.79–84 (1997).

[24] Healey, J.A. and Picard, R.W.: Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors, *IEEE Trans. Intelligent Transportation Systems*, Vol.6, No.2, pp.156–166 (2005).

[25] Stoica, P. and Moses, R.: *Spectral Analysis of Signals*, Prentice Hall (2005).

[26] Boardman, A., Schlindwein, F.S., Rocha, A.P. and Leite, A.: A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability, *Physiol. Meas.*, Vol.23, pp.325–336 (2002).

[27] Pressman, M.R. and Fry, J.M.: Relationship of autonomic nervous system activity to daytime sleepiness and prior sleep, *Journal of Sleep Research & Sleep Medicine*, Vol.12, No.3, pp.239–245 (1989).

[28] Wold, S., Sjostroma, M. and Eriksson, L.: PLS-regression: A basic tool of chemometrics, *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, Vol.58, No.2, pp.109–130 (2001).

[29] Li, B., Morris, J., and Martin, E.B.: Model selection for partial least squares regression, *Chemometrics and*

*Intelligent Laboratory Systems*, Vol.64, No.1, No.28, pp.79-89 (2002).

- [30] Evans, J.D.: *Straightforward Statistics for the Behavioral Sciences*, Brooks/Cole Publishing Company (1996).

### 推薦文

本稿では、知的労働者の認知能力変化を、心拍センサにより低侵襲に推定する方法を提案している。認知能力変化の推定という応用範囲の広い課題に取り組むと同時に、従来手法では作業の中断や多数のセンサの装着が必要であったところを、心拍変動と認知能力変化の関連に着目して心拍センサのみでこれを実現する方法を提案しており、新規性、有用性ともに高い。よって論文誌に掲載するにふさわしい論文であると判断し、ここに推薦する。

(ユビキタスコンピューティングシステム研究会主査  
大内一成)



角田 啓介 (正会員)

2011年早稲田大学大学院創造理工学研究科修士課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。生体データを用いた状態推定技術の研究に従事。現在、NTT サービスエボリューション研究所勤務。電子情報通信学会、IEEE 各

会員。



千葉 昭宏

2013年電気通信大学大学院情報理工学研究科博士前期課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。生体計測および状態推定技術に関する研究に従事。現在、NTT サービスエボリューション研究所勤務。計測自動制御学会会員。



千明 裕 (正会員)

2009年早稲田大学大学院先進理工学研究科修士課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。現在まで生体計測ハードウェア、心拍データ解析等に従事。現在、NTT サービスエボリューション研究所勤務。2012~2013年 MIT メ

ディアラボ客員研究員。



浦 哲也

1996年立教大学大学院理学研究科前期課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。主に、光マストレージシステム、映像通信システム、映像配信システムの開発、教育現場でのIT活用、生体データを用いた状態推定技術に関わる研究開発に従事。現在、NTT サービスエボリューション研究所主任研究員。



渡部 智樹 (正会員)

1992年横浜国立大学電子情報工学科卒業。同年日本電信電話株式会社入社。主に、放送通信連携技術、家電制御技術、Web連携活用技術、生体データを用いた状態推定技術に関わる研究開発に従事。現在、NTT サービスエボリューション研究所主任研究員。電子情報通信学会会員。博士(工学)。



水野 理

1994年早稲田大学大学院理工学研究科修士課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。現在、NTT 知的財産センター担当部長。日本音響学会、言語処理学会各会員。