人間情報学会

Academy of Human Informatics

第22回人間情報学会ポスター発表集

2015年12月7日

東京大学山上会館

第 22 回人間情報学会　ポスター発表集　目次

1. 心拍変動と加速度を用いた正確な入眠・覚醒時間の推定について…………………P1
岡村昂幸、磯山直也、ロペズ・ギヨーム

2. インテル RealSense™を応用したマルチモーダル感情分析システムの開発……………P3
齊藤桂、橋本芳昭、植田俊幸、石井克典

3. 感情認知における監督的注意システム仮説とその検証…………………………P5
北村 剛、片桐 祥雅、 高橋 淳二、 戸辺 義人

4. リストバンド型省エネ個別暖房デバイスの開発………………………………P7
徳田 貴拓、磯山 直也、ロペズ ギヨーム

5. 南相馬における避難支援ロボットの社会実験…………………………………P9
浅野滋、和田将典、保坂寛、佐藤知正

6. 嗅覚誘発脳活動の機能的結合の解析…………………………………………P11
上野太郎、松井恵未、青山敦

7. 楽曲嗜好は生体情報に影響するのか…………………………………………P12
猿田 萌、磯山 直也、ロペズ ギヨーム

8. 約 10 万件の大量の心拍変動データに基づく日常生活における自律神経機能評価…P14
駒澤真人、板生研一、羅志偉

心拍変動と加速度を用いた正確な入眠・覚醒時間の推定について

岡村昂幸 [1]　磯山直也 [1]　ロペズ・ギヨーム [1]

1 青山学院大学理工学部情報テクノロジー学科　〒252-5258　神奈川県相模原市中央区淵野辺 5-10-1 相模原キャンパス O 棟

概要

背景と目的：　現在、日本の成人の 5 人に 1 人が入眠障害や中途覚醒などいった睡眠障害を抱えていると言われている。そのため、日常的に睡眠の質を評価することは、健康管理上における意義が大きい。本研究では一般人が家庭で手軽に入眠や覚醒の時間を計測できるシステムの提案をする。

方法：　日常的な利用が容易な心拍計と加速度を搭載した小型ウェアラブル計測器と、入眠時刻を計測するためのスマホアプリを使用する。睡眠中の被験者について、心拍により内部状態と、加速度により体動を計測する。心拍データから得られた LF/HF と STE、体の左右方向の加速度を用いて解析を行う。

結果：　健常な成人男性(23 歳)1 名が睡眠した際の LF/HF、STE、加速度データを解析した結果、7 日間の入眠時間推定の誤差が平均で 207 秒、覚醒時間が 214 秒となった。

考察：　大きな誤差が含まれた原因として、入眠時間推定は呼吸による不規則な加速度の運動、覚醒時間推定は起きているのにもかかわらず横になって動かずにいたことが考えられる。

結論：　本稿では LF/HF、STE、加速度データを使用し、入眠・覚醒時間を推定した。今後は被験者を増やし、個人間の影響も考慮したアルゴリズムの構築について検討する。

キーワード：　睡眠　入眠　覚醒　ウェアラブルセンサ

1 はじめに

現在，日本の成人の 5 人に 1 人が何らかの睡眠障害を抱えていると言われている．睡眠障害には入眠障害や中途覚醒といった，入眠や覚醒に問題があるものが挙げられる．しかし，それらを本人が気付くことは難しい．そのため，睡眠状態の改善のために睡眠を解析し，評価することが重要である．これまでにも人間の睡眠状態を推定する研究は数多く存在しているが，これらの研究は脳波計や筋電センサといった大掛かりな機材の使用や被験者を拘束することが多い．一般人が気軽に利用しやすいよう，近年では無拘束なものが重要視されており[1]，手軽に利用できる睡眠時間計測専用の小型デバイスやスマートフォンアプリが増えている．これらは入眠・覚醒の推定の際に主に体動のみを用いた睡眠状態推定であるため，十分な精度で入眠・覚醒のタイミングが把握できない．一方，自律神経系の活動は睡眠と関係があるとされる [2]．そこで本研究では，心拍計と加速度が搭載された小型なウェアラブル計測器を使用することで，睡眠前・睡眠中・睡眠後の心拍と体動を計測，解析し，入眠・覚醒時間を推定する．

2 関連研究

覚醒に適切な時間を判断するために，加速度と心拍を用いた研究が行われている[3]．本研究とは目的が異なるが，覚醒時間の推定に加速度と心拍が有効であると考えられる．

睡眠時について，睡眠の深さを示す段階が存在するが，心拍変動を用いてその段階ごとの特徴を抽出し，移行を的確に把握されている[4]．本研究では入眠と覚醒時間に焦点をあて，それらの推定を行う．

加速度センサのみを利用した睡眠時の姿勢推定の研究や，体動と自律神経系の関係に関する研究がこれまでにも行われている[5][6]．これらは，体動が睡眠状態の移行と関係があるということを示しているが，入眠や覚醒の正確な推定は出来ていない．

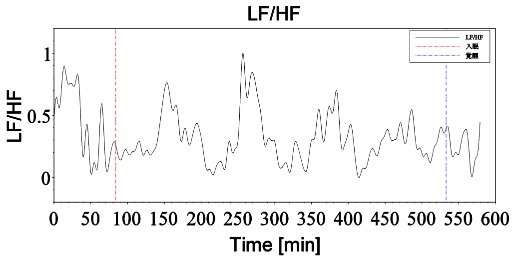

図 1　平滑化後の LF/HF

3 入眠・覚醒推定手法

本研究では，心拍計と加速度計を身につけた状態で睡眠することを想定し，それらのデータを解析する．以下に解析方法について示す．

3.1 LF/HF

取得した心拍データの RR 間隔を線形補間した後，フーリエ変換(FFT: Fast Fourier Transform)して得られたパワースペクトルから低周波成分(LF: Low Frequency) と高周波成分(HF: High Frequency)の変動を算出する．LF，HF は交感神経，副交感神経と関係があり，LF/HF 比が高い場合は交感神経が優位であり，低い場合は副交感神経が優位であるとされている．本研究では LF を 0.05‐0.15Hz, HF を 0.15‐0.35Hz とする．睡眠時に計測した心拍データについて，LF/HF の高周波を逓減させることで平滑化したもの（カットオフ周波数: 0.15Hz）を図 1 に示す．図中の赤い点線は入眠，青い点線は覚醒した実際の時間である．入眠・覚醒時間に注目すると，入眠時には下降傾向にあり，覚醒時には上昇傾向にあることがわかる．

3.2 STE

指定した区間内のエネルギーを算出する短期エネルギー(STE: Short-Term Energy)を LF/HF に適用する．適用した結果を図 2 に示す．睡眠中は浅い睡眠である REM 睡眠と，深い睡眠である nonREM 睡眠が約 90 分の周期で見られるとされており，図中の緑色の線は睡

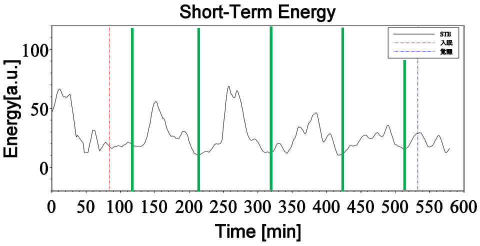

図 2　LF/HF の STE

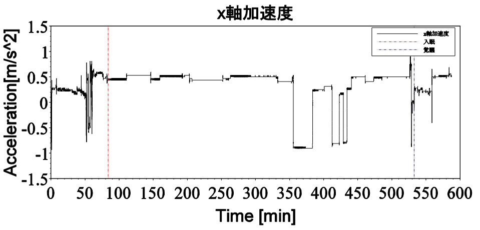

図 3　x 軸加速度の心拍 1 拍間ごとの平均値

眠中の周期を示している．睡眠中では周期が見られるが，入眠前や覚醒後ではその周期が見られない．

3.3 加速度

本稿では寝返りに注目し，体の左右方向の加速度を用いる．実際に計測したデータの心拍 1 拍間ごとの平均値を図 3 に示す．入眠直後や覚醒直前では頻繁な体動が見られず，睡眠中は寝返りによる大きな変動が見られた．

3.4 入眠・覚醒時間の推定

STE によって睡眠中の周期が確認できる時間帯は睡眠中であり，加速度が頻繁に変動している時間帯は覚醒している時である．これらから睡眠の周期が見られず，頻繁な体動が確認できない時間帯に入眠・覚醒していると考えられる．よってそれらの時間帯において，LF/HF が下降し始めた時間を入眠時間とし，LF/HF が上昇し終えた時間を覚醒時間とする．

4 実験

4.1 実験方法

実験機器は心拍計と 3 軸加速度計を内蔵した WHS-2(ユニオンツール株式会社製)を使用する．本機器は 41.0 × 37.5 × 10.0mm, 質量 10g と小型であり，装着したままでも睡眠の妨げにならない．心拍計のサンプリング周波数は 1000Hz, 加速度計は 31.25Hz である．正確な入眠時間を記録するために，スマートフォンアプリを実装した．被験者はアプリを起動したスマートフォンを持ち，音が鳴ったら画面をタッチする．

表 1　入眠・覚醒時間の推定誤差

	入眠誤差（sec）	覚醒誤差（sec）
1	93 (+)	570 (+)
2	164 (+)	144 (−)
3	114 (+)	312 (−)
4	423 (+)	24 (−)
5	45 (−)	180 (−)
6	33 (+)	174 (+)
7	576 (+)	95 (+)
平均	207	214

音は 15 秒おきに鳴り，4 回連続でタッチしなかった場合，最後に押した際の時間を入眠時間の真値とする．覚醒時間の真値は，覚醒した際に被験者に直接記録させた時間とする．被験者は健常な成人男性 1 名(23 歳)で，夜に自室で寝るよう指示した．就寝する 1 時間以上前から計測を開始し，6 時間以上経過した後に自然に覚醒するまで睡眠させ，覚醒後も 1 時間以上経った後に計測を終了とする．また，眠りにつく 3 時間前までに食事を終え，睡眠の妨げになる飲み物の摂取を禁止とした．本稿では 7 日分のデータを使用する．

4.2 実験結果

LF/HF，STE，加速度から判断した入眠・覚醒時間と真値との誤差の結果を表 1 に示す．(+)は真値よりも遅い誤差，(-)は早い誤差である．その結果，最も大きい誤差でも 10 分以内であり，平均誤差は入眠推定が 207 秒，覚醒推定が 214 秒であった．

4.3 考察

LF/HF，STE，加速度による入眠・覚醒時間推定の結果，データによっては 10 分近い誤差が出たが，平均的に大きな誤差なく推定が可能であることがわかった．大きな誤差の原因として，入眠時については呼吸による不規則な加速度の変動，覚醒時については起きている状態でも立ち上がらずにいた際に，加速度の変動が見られず，誤差が生じたと考えられる．

7 おわりに

本研究では小型ウェアラブル心拍計と加速度計を使用して，入眠・覚醒時間の推定の可能性を検証した．その結果，平均誤差は入眠推定が 207 秒，覚醒推定が 214 秒となった．今後は被験者を増やすことで多くのデータを取得し，個人間の影響について検討，及び精度向上を目指す．

文　献

[1] 渡邉崇士，渡辺嘉二郎，“無拘束マットレス型生体センサによる睡眠段階の推定”，計測自動制御学会論文集 (Vol. 37, No. 9), pp. 821-828, Sep., 2001.

[2] 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.

[3] Zakaria M. Djedou, Fabrice Muhlenbach, Pierre Maret, Guillaume Lopez, “Can Sequence Mining Improve Your Morning Mood? Toward a Precise Non-invasive Smart Clock”, IWWISS’14, pp. 1-10, 2014

[4] 谷田陽介，萩原 啓，“心拍 RRI のローレンツプロット情報に着目した睡眠移行期の簡易推定法”，生体医工学 (Vol. 44, No. 1), pp. 156-162, Mar., 2006.

[5] 岸本圭史，赤堀顕光，小栗宏次，“3 軸加速度センサを用いた睡眠時における姿勢の推定”，電子情報通信学会 (MBE2005-103), pp. 45-48, Dec., 2005.

[6] 安部泰弘ら，“睡眠時における体動と自律神経の関係”，電子情報通信学会 (IE96-70), pp. 21-28, Nov., 1996.

インテル RealSense™を応用した マルチモーダル感情分析システムの開発

齊藤桂 [1]　**橋本芳昭** [1]　植田俊幸 [2]　石井克典 [3]
1 株式会社 LASSIC　感情医工学研究所　〒689-1112　鳥取県鳥取市若葉台南 7-5-1 鳥取県産業振興機構内
2 国立病院機構　鳥取医療センター　〒689-0203　鳥取県鳥取市三津 876
3 公立鳥取環境大学　〒689-1111　鳥取市若葉台北一丁目 1 番 1 号

概要
人間の行動と感情状態との関係を明らかにするため、精神科医の問診技術を知識化して機械対話のアルゴリズムに実装し、機械との対話履歴に基づいて感情の遷移状態を分析する手法を開発するとともにインテル RealSense™の表情・音声認識技術を用いて取得した生体情報と連動したマルチモーダル感情分析システムを開発した。
企業内業務における感情状態と生産性の関係を実験検証した結果やシステムの展開事例について報告する。
キーワード：　機械対話、表情解析、マルチモーダル、作業効率

はじめに

近年､気分状態に不安を抱える患者が増加しており、こころを良好な状態に導くメンタルヘルスケアが注目されている。また、日本人の生産性が諸外国に比べて低いことが課題視されている中[1]、感情のコントロールが生産性向上に有用であると注目されている。しかし､そのためにはまず感情状態の分析が不可欠である。

そこで、精神科医の問診技術を知識化して機械対話のアルゴリズムに実装し、機械との対話履歴に基づいて感情の遷移状態を推定するシステムを開発した。また、インテル RealSense™の表情・音声認識技術を用いて取得した生体情報を活用し、マルチモーダルな感情分析システムを開発した。

本稿では、企業内業務における感情状態と生産性の関係を実験検証した結果やシステムの展開事例について報告する。

機械対話による感情推定システム　Everest

機械対話による感情推定システム[2]Everest[1]はユーザの生体データや対話内容を多角的に採取して感情値を算出し、履歴を軟判定して感情遷移の推定を行う。

Everest を用いた Web チャットアプリで対話した例を図 1 に示す｡Everest は精神科医が診断に用いる問診技術を知識化して対話アルゴリズムに組み込んでおり､ユーザの感情推定結果に応じて自己認知に適した応答メッセージを呈示する。

これにより気分の落ち込みや不安などの感情に関する問題を早期発見する効用が期待される。

また､過去には Everest の仕組みを利用した減煙支援システムの開発も行った[3]。自己認知を促すことで、良い感情状態を保ちながら減煙を支援している。

マルチモーダル感情分析システム

マルチモーダル感情分析システム[4]の構成を図 2 に示す。

先に紹介した Everest ではテキストベースの対話を行うが、それに加えて音声、脈拍、顔面の表面温度、表情等の生体データを入力とすることで、感情分析の精度を高めることを目的としている。

生体データの取得にはインテル社製のカメラデバイ

図 1　Everest 対話画面

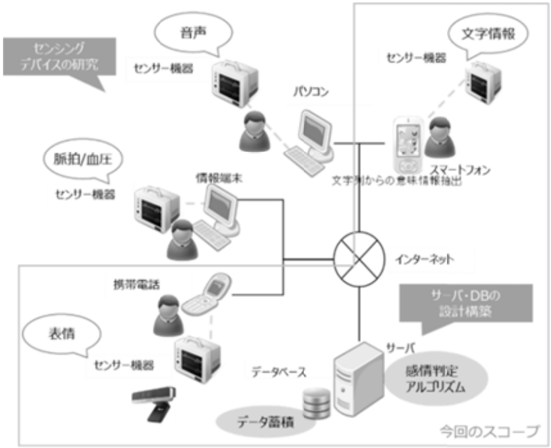

図 2　マルチモーダル感情分析システム

スである RealSense™[5]を用いている。RealSense™はビデオカメラで取得した画像から 7 種類の表情（Anger、Contempt、Disgust、Fear、Sadness、Surprise、Joy ）と 3 つの感情（Negative、 Positive、 Neutral）を判定する。また、音声の取得や顔表面の静脈から脈拍を取得することも可能である。

感情状態と生産性の関係

ここまで機械対話による感情推定システムとマルチモーダル感情分析システムについて述べた。これらのシステムを用いれば感情状態をリアルタイムに得ることが可能である。

表 1　不快な表情に対する相関係数

1　開発コード名

実験	感情刺激	正入力数との相関係数	正答率との相関係数
1~7	音楽,写真	**-0.60**	**0.76**
8~11	Everest	0.21	**-0.66**

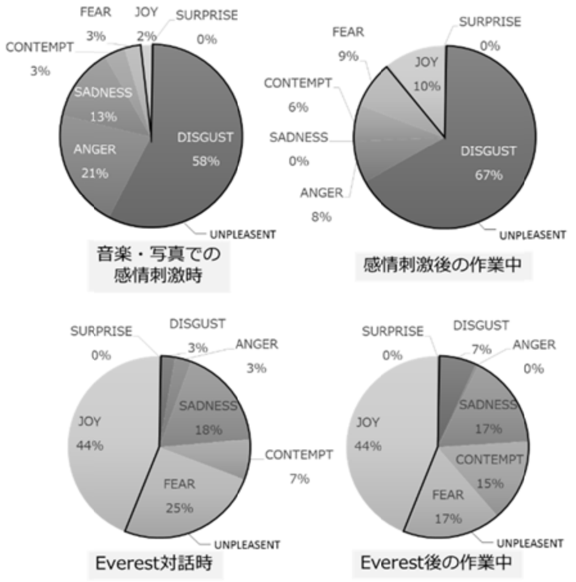

図 3　感情刺激時と作業中の表情比較

昨今、アンガーマネジメント等の感情をコントロールする手法が生産性向上に効果的であるとされているが、実際に感情と生産性の関連性を明らかにする研究は少ない。そこで感情データと生産性の関連性を明らかにする検証実験を行った。

検証実験

実験目的：感情と生産性の関係性を明らかにすることを目的とする。

実験方法:被験者 G に対し以下の実験手順を 11 回試行した。

(1)実験中は被験者の表情を常にトラッキングする
(2)被験者の感情状態に刺激を与える
(3)1 分間のタイピング作業を行わせる

1 分間のタイピングにおける生産性は総入力数と正入力数と定義して分析を行った。

また、タイピング作業前には①音楽を流し、写真を見せる（実験 1～7)、②Everest で対話させる（実験 8～11）という感情への刺激を与えた。

さらに、Everest を用いた実験では被験者にアンケートを行った。アンケートは、作業中の感情状態、作業効率、作業の正確性、作業の早さについて良い場合を 1、悪い場合を 5 として 5 段階で評価した。

実験結果と考察

表 1 に感情データと作業結果の分析結果を示す。

RealSense™が出力する表情データのうち、ラッセルの Core Affect モデル[6]において特に不快（UN-PLEASENT）な表情である（Anger、Contempt、Disgust、Fear、Sadness）に着目し、作業中に含まれた不快な表情の割合と正入力数と正答率との相関を分析した。感情刺激に写真と音楽を用いた場合、不快な表情が増えるほど正入力数が下がる傾向があることがわかった。不快な感情が増えると正答率は上がる結果となった。

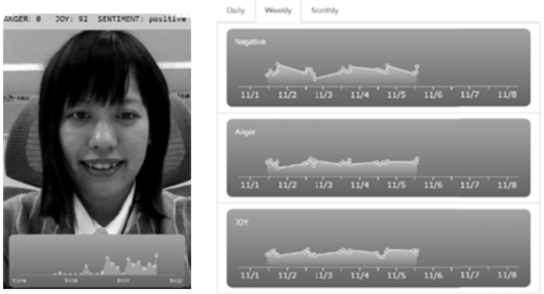

図 4　感情マネジメントシステム画面

また、Everest を感情刺激に用いた場合、不快な表情の割合が増えると正答率が低下する傾向がみられたが、正入力数については強い相関はみられなかった。また、音楽と写真で感情刺激を与えた実験と比べて、不快な表情の割合が低くなっていた（図 3)。

また、被験者のアンケート結果と作業結果を分析した結果、感情状態が不快なほど正入力数、正解率共に低下する強い相関がみられた。

システム展開事例と今後の展望

システムの展開事例として、現在 Everest とマルチモーダル感情分析システムを活用した感情マネジメントシステムの開発を行っている（図 4)。

感情マネジメントシステムでは、マルチモーダル感情分析システムでトラッキングした感情値を可視化し、ユーザにフィードバックすることを目的としている。

今回の実験で感情状態が悪くなるほど作業効率が低下する傾向みられたことから、感情マネジメントシステムで業務中の感情状態をトラッキングし不快な感情が強くなった場合を検知することで、アラートをあげる、Everest との対話を自動的に開始し感情状態を好転させる等の介入を行うことで、作業効率の低下を防止できる可能性があると考えられる。

今後の課題として、生体データを他人へ公開する場合プライバシー保護の対策が必要であると考えられる。

また、今回は実験のため短期間のデータ収集であったが、今後膨大な生体データを長期間蓄積・分析するにあたりロバスト性とスケーラビリティについても検討の余地があると考えられる。

文　献

[1] 厚生労働省, “生産性向上に向けた我が国の課題”, 労働経済白書 平成 27 年版，p.94，2015-09

[2] 西尾知宏，石井克典，植田俊幸，“機械対話による感情推定システム及びそのプログラム”，特開 2015-014834，2015-01-22

[3] 石井克典，植田俊幸，生田章訓，“機械対話に基づく感情遷移推定と「症状処方」への応用”，電子情報通信学会総合大会講演論文集 p.186，2014-03

[4] 西尾知宏，石井克典，“マルチモーダル型トラッキングシステム及びそのプログラム”，特開 2015-014834，2015-1-22

[5] “インテル® RealSense™ テクノロジー”,http://www.intel.co.jp/content/www/jp/ja/architecture-and-technology/realsense-overview.html

[6] Russell, J. A., ”Core affect and the psychological construction of emotion.”, Psychological Review, 110, 145-172.

感情認知における監督的注意システム仮説とその検証

北村 剛 [1] 片桐 祥雅 [2] 高橋 淳二 [1] 戸辺 義人 [1]
1 青山学院大学 理工学部　〒252-5258　神奈川県相模原市中央区淵野辺 5-10-1
2 神戸大学大学院 保健研究科/国立研究開発法人 情報通信研究機構　〒654-0142　兵庫県神戸市須磨区友が丘 7-10-2

概要
感情認知における監督的注意システムと深部脳活動との関係を明らかにした．音声に重畳した韻律から感情を弁別する試験では，深部脳活動度の平均値及び反応前変動幅は反応時間と正の相関を示した．一方，言語情報を含まない音刺激に対する単純応答試験では，周波数変化に対して深部脳活動の変動幅は変わらなかったが，2 種類の音を聞き分ける試験では反応時間に遅延が見られた．これらの結果から，監督的注意システムは意思決定などの高次の脳機能が関わるときに起動し，その起動の有無に深部脳活動は関わらないことが示唆された．

キーワード：深部脳活動 監督的注意システム 感情 認知
グラント：科研費　基盤研究（C）25420236

1. 背景・目的

音声合成技術を洗練する上で韻律により感情をラベルする技術は重要であり, 様々な試みがなされてきた．しかしながら，韻律と感情を対応付ける手法は経験則を体系化し特徴抽出する手法が主であり，神経科学的基盤は必ずしも明らかではなかった．このため，母集団毎に感情ラベリングの体系化を行う必用があるなど, 技術の一般化に問題があった．

音声に重畳した韻律から感情を弁別し所定の動作（ボタン押しなど）を行う一連のタスクを実行する古典的脳機能モデルとして監督的注意システムモデルが挙げられる[1]．このモデルによると，音声刺激に対して監督的注意システムにより感情のスキーマ（心像）が想起され，それにより感情を判断する．この機能は主に前頭前皮質の機能であり，帯状回を中心とする皮質下の機能と拮抗するものと考えられている．一方，機能的核磁気共鳴画像法(fMRI)からは，感情の識別には無意識の領域である帯状回及び基底核が重要な役割を果たしていることが示唆されている[2,3]．そこで本研究では，感情弁別に要する反応時間と深部脳活動度の変化から感情弁別における監督的注意システムと深部脳活動とのバランスを調べることで，感情弁別の神経科学的基盤を明らかにすることを目的とした．

2. 方法

2.1 被験者

青山学院大学倫理委員会承認の下，健常ボランティアを募集し，インフォームドコンセントが得られた 11 名(20 代男性 9 名，女性 2 名，全員右利き)を対象に実験を行った．実験開始前に口頭で健康状態に問題のないことを確認した．

2.2 プロトコル

本研究では，感情弁別課題及びコントロールとして音に対する応答課題の二つを行った．

感情弁別課題は，情動的韻律がラベルされた名詞の提示に対し，ターゲットとなる感情がラベルされたものを選別する課題で，go/nogo パラダイムに基づき設計された．刺激間隔は 2500~3500ms の範囲で不等（2500~3500[ms]）とし, 3~4 モーラの感情（「快活」「怒り」「哀しみ」「落胆」「照れ」「クール」）がラベルされた名詞（NTT データベースより単語親密度が 5.5 以上のものから抽出）の全 90 刺激(内ターゲット(GO)30 刺激)の提示に対し, ターゲット感情の認知とともにできる限り早くボタンを押すよう被験者にあらかじめ指示した．ボタンは利き手の人差し指とした．音声刺激は音声合成ソフト(株式会社フロンティアワークス社, Cevio Creative Stdio)を用いて作成した．

一方，音に対する応答課題では，ビープ音の認知とともにできる限り速くボタンを押すという単純反応課題とした．但し，刺激として，1 種類(1000[Hz])及び 2 種類のビープ音(1000/2000[Hz])のビープ音（持続時間 70[ms]）を準備した．

2.2 計測および解析

深部脳活動度(Deep-brain activity: DBA)は，脳波から評価する方法 [4,5]によった．具体的には，後頭部（O1,O2）α２（10－13[Hz]）帯域のパワーから計算した．さらに，各課題における加算平均後の刺激知覚(ボタン押し)を基準に-1~0[s]の DBA の変動幅を被験者ごとに算出した．この加算平均の波形において，ボタン押しの前の安静状態からボタン押し直前までの間に生じる DBA の変化量を変動幅として導出した．

反応時間は，刺激提示開始及びボタン押しに対応した二つのイベントマーカから算出した．

3. 結果

各課題における平均反応時間の分析結果を図 1 に示す．感情識別課題では，ターゲットの感情によって反応時間に差が見られ,「元気」と「落胆」では約 0.1 秒の差($p<0.05$)となった. 一方, 音に対する応答課題では, 提示刺激の音の周波数に依存することなく反応時間はほぼ一定であった．しかし，音の周波数を識別するという認知制御課題では, 反応時間が約 0.15 秒遅延した．

次にこれらの課題における反応時間と DBA 変動幅の関係を図 2 に示す．感情識別課題ではターゲットの感情が元気と落胆で反応時間, DBA 変動幅に共に正の相関が見られた．一方，音の応答課題では提示刺激の種類によって DBA の変動幅には差が見られたが，反応時間にはほとんど差がなかった．

4. 考察

前頭前皮質と深部脳活動の相互作用を表すモデルとして高次の認知機能の中枢を前頭皮質に想定した Norman と Shallice の監督的注意システム[1]では，こ特定の行動に対していくつかのスキーマが形成され，競合スケジューリングにより刺激に対する最適なスキ

ーマが選択される，感情認知においては，音声刺激に対して形成されたスキーマがターゲットと一致するものであるかを判断するために単純な刺激—応答を抑制する．このため，音声刺激からボタン押しまでに至る反応時間に遅延が生じると考えられる．

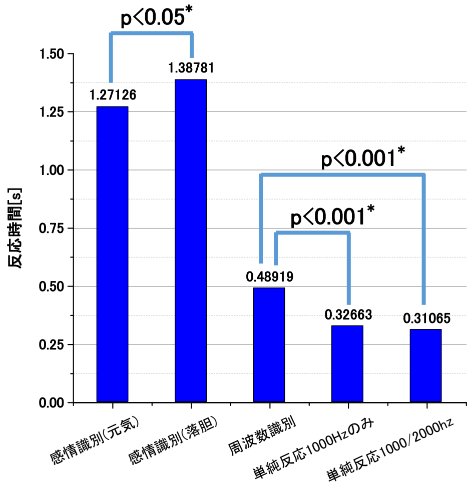

図１　各課題における平均反応時間

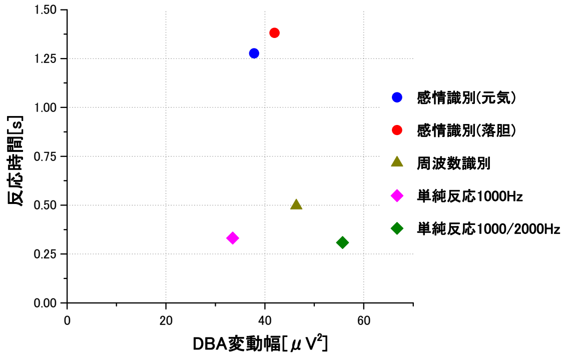

図２　各課題における平均反応時間と平均 DBA 変動幅の関係

それでは感情の種別による差異をどのように説明すればよいであろうか.「元気」と「落胆」とを比較した時,「落胆」のほうが深部脳活動の変動幅が高くかつ反応時間が長くなっている．我々は，この差異は，形成されたスキーマとターゲットの一致／不一致を判断するのに深部脳の賦活が必用なのではないかと考えている．二つの感情の韻律的特徴では,「落胆」のほうがピッチレンジが狭く，感情を弁別しにくい（スキーマが貧弱である）と予想される．こうしたスキーマを認知するための回路としては帯状回を含む深部脳の情動回路（Yakovlev 回路）が起動されるのであろう．図３は，感情弁別課題においてタスク中の平均 DBA とボタン押し前の平均落差との関係を示すもので，正の相関を呈している．DBA の平均値は前頭前皮質に投射するモノアミン神経活動と関連すること[5]が知られており，スキーマを形成するための情動回路の活動度を反映すると考えている．認知制御のためにはこうした自由なスキーマ形成を一旦抑制する必用があり，それがボタン押し前の抑制（落差）に現れるのであろう．図３における DBA の落差の分散はこうしたスキーマ形成において個人差が大きいことを示唆するものであるが，感情弁別が個人の資質に大きく依存することを考えれば納得のいく結果である．このように考えると,「元気」と「落胆」の間の反応時間の差異は，スキーマ形成に要する時間差を反映したものであると考えることができる．こうした時間的な差異を我々は感情識別における難易度として理解しているのであろう．

一方，音に対する応答課題では，周波数の差異があると深部脳活動度が高まるものの反応時間に変化がみられない．これは，非言語であっても周波数が混在する刺激に対して深部脳が呼応してスキーマが形成されるものの，高次脳による認知制御をしない単純な刺激入力—応答といった経路での反応がなされたためではないかと思われる．

以上より，監督的注意システムは意思決定などの高次の脳機能が関わるときに起動し，その起動の有無に深部脳活動は関わらないことが示唆された．

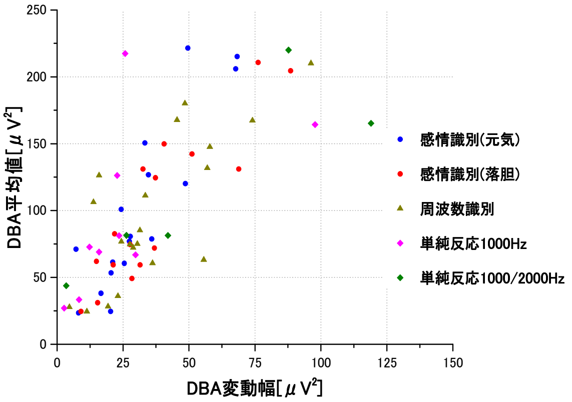

図３　ボタン押し前の DBA 平均変動幅と各課題における DBA 平均値の関係

文　献

[1] D. A. Norman, T. Shallice, “Attention to action : Willed and automatic control of behavior”, In : Consciousness and Self-regulation (eds G. E. Schwartz & D. Shapiro). Plenum Press, New York, pp. 1－18, 1986.

[2] L. Aziz-Zadeh, T. Sheng, A. Gheytanchi, “Common Premotor Regions for the Perception and Production of Prosody and Correlations with Empathy and Prosodic Ability,” PLoS One, vol.5(1), e8759, Jan.2010.

[3] S. Paulmann, D. V. M. Ott, S. A. Kotz, "Emotional Speech Perception Unfolding in Time: The Role of the Basal Ganglia", PLoS One, vol.6(3), e17694, March.2011.

[4] T. Bohgaki, Y. Katagiri, M. Usami, “Pain-Relief Effects of Aroma Touch Therapy with Citrus junos Oil Evaluated by Quantitative EEG Occipital Alpha-2 Rhythm Powers,” Journal of Behavioral and Brain Science, 4, 11-22, 2014.

[5] K. Omata, T. Hanakawa, M. Morimoto, M. Honda, “Spontaneous Slow Fluctuation of EEG Alpha Rhythm Reflects Activity in Deep-Brain Structures: A Simultaneous EEG-fMRI Study,” PLoS One, vol.8(6), e66869, Jun.2013.

リストバンド型省エネ個別暖房デバイスの開発

徳田 貴拓 [1]　磯山 直也 [1]　ロペズ ギヨーム [1]
1 青山学院大学理工学部情報テクノロジー学科　〒252-5258　神奈川県相模原市中央区淵野辺 5-10-1

概要
背景と目的：人体を直接冷却･温熱するネックウェアは，気候的快適性を保ちながら省エネ効果が大きく、広く普及することが期待されている。しかしながら、ネックウェアでは手先の冷えに対応できない問題がある。本稿では、手先の冷えによる不快感を緩和することを狙ったバンド型デバイス Pico-Band (Personal intelligent comfort control Band)を開発し、装着時の身体への影響を検証した。
方法：　右手首に Pico-Band の温熱部（設定温度: 40℃）を接触させ、温熱部から手首への熱流量と手の平、手の甲、指先の 3 ヶ所の温度を計測する。温熱時と非温熱時で、上記生体情報を比較し Pico-Band の身体への影響を評価する。被験者は 5 人で、温熱時と非温熱時の 2 日間に分けて各日 10 分間の計測を行う。
結果：　手首の温熱時に、2 名の指先の体表温度が低下することが確認された。他 3 名については、温熱時と非温熱時の違いが確認できなかった。また、デバイスの温熱部から手首への熱流量について、温熱開始直後は高くなるものの、120 秒で 300~400[W/m^2]までに低下していることが観測された。
考察：　アンケートの結果、温熱によって指先の体表温度が低下した 2 名は冷え性であった。ここから、手首の温熱によって熱の排出作用が過剰になり、かえって手先を冷やしてしまったことが考えられる。また、装着者の手首への熱流量の低下がきっかけとなり、温熱感が低下することが示唆された。
結論：　Pico-Band の試作機を実装し、装着時の身体への影響を検証した。その結果、冷え性の装用者について手首の温熱に伴い、指先の体表温度が低下することを確認した。今後は、熱流量センサを使用し、体表温度の低下の原因を解明するとともに、装用者の温熱感が持続するための制御方法を考案する必要がある。

キーワード：　ペルチェ素子 熱流計 サーミスタ PID 制御

1 はじめに

近年，省エネルギー政策の推進により，電力使用制限が執行されている．その結果，今まで豊富な電力により実現されていた快適環境が崩壊し，健康危機，労働生産性の低下などの問題が起こっている．また最近は，クールビズ/ウォームビズが実施されるようになり，暑さ寒さの不満がより顕著になると考えられている．

また，エアコンやストーブ等の，空気を媒介として体温調節を行う現在主流の空調システムでは，個人間の体感温度の差を埋めることは難しい．そのためオフィスや学校などの共同空間では，空調能力に対する不足感を補うために，夏には扇風機を使用したり，冬には膝掛け毛布を使用したりするなど，個人がそれぞれに対応しているのが普通のこととなっている．

この状況下で，空気を介さず人体を効率よく直接冷却･温熱できるウェアラブル局所冷暖房機能（ネックウェア）が板生らによって開発された[1]．しかし，現行のネックウェアでは，排熱のために，水冷用のパイプとウォーターポンプ，ラジエータを用いた冷却システムを必要とするため小型化が難しい．また温熱時には指先や足先などの末端の冷えによる不快感に対応することができない課題がある．

そこで本研究では，より小型かつ，末端の冷えによる不快感を解消するバンド型暖房機能(Pico-Band: Personal Intelligent Comfort Control-Band)を提案している．Pico-Band を実際に開発し，装用時の手先の温度の推移を計測することで, Pico-Band の身体への影響を検証した．

2 Pico-Band の開発

2.1 温熱源の選定

本デバイスでは，手首の温熱源としてペルチェ素子を用いた．ペルチェ素子を選んだ理由としては，温熱に関してペルチェ素子の方が電熱線よりもエネルギー効率が良いからである[2].

また，ペルチェ素子は電流の方向を逆転させると温熱面と冷却面が入れ替わる性質があるため，将来的な機能拡張として，冷却機能を持たせることができる．

2.2 温熱部の構造と温度制御方法

図 1 に示すように，ペルチェ素子と熱伝導性シリコンシートの間に埋め込んだサーミスタにより，温熱面の温度を計側している．サーミスタから連続的に計測されたペルチェ素子の温熱面温度をフィードバック情報としてマイコン(Atmel 社製 ATmega328P)に返し，設定温度に保つよう出力電力の制御を行う．温度制御法としてフィードバック制御（PID 制御）を実装することで，ペルチェ素子の温熱面の温度制を 1℃単位で設定可能にした．

低温やけどの危険性[3][4]を考慮し，最高設定温度は 40℃とした． また，PID 制御のパラメータは限界感度法により求めた．オーバーシュートによって瞬間的に設定以上の温度が出力されることを防ぐため，設定温度を超えないよう，手動調整を行った．図 2 に，実際の装置が 40℃設定時の温熱部の温度と出力（消費電力）の推移を示す．

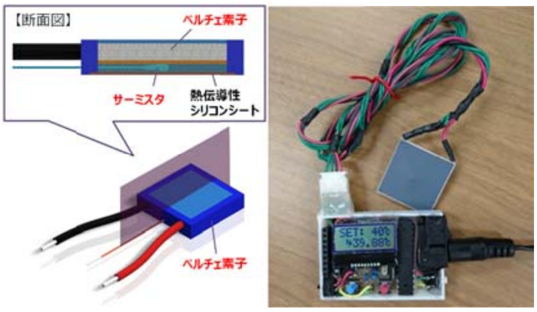

図 1　温熱部の構造と試作制御部

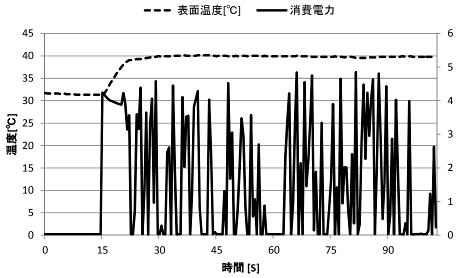

図 2　40℃設定時の温熱部の表面温度と消費電力

3 手首加温の身体への影響

3. 1 実験方法

平均室温 25℃の環境下で，被験者の右手首内側に Pico-Band の温熱面を接触させ, 40℃に温めた際の身体の状態変化を検証した．被験者は安静状態の成人男性 4 名，成人女性 1 名であった．各被験者の体表面温度（中指，手の平，手の甲）と，温熱面から右手首への熱流量などの生体情報を計測した．図 3 に実験時の計測項目と測定機器を示す.

電源 ON 時と OFF 時の 2 パターンを別の日に分けて実験を行い, 各実験前には 10 分間の安静時間を設けた後，10 分間生体情報の計測を行った(図 3).

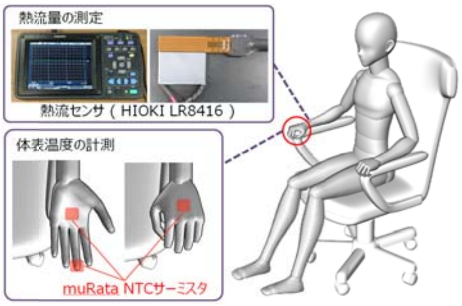

図 3　実験時の計測項目と機器

図 4　実験の手順

3. 2 結果

図 5 に非温熱時の体表温度の推移を，図 6 に温熱時の体表温度の推移の一例を示す．5 名中 3 名に温熱有無の間の変化が見られず，2 名に電源 ON 時の指先温度の低下が見られた.

また，図 7 に，温熱部から手首方向への熱流量の推移の一例を示す．どの被験者においても，温熱を開始した直後は多量の熱が手首に移動し暖かく感じるが, 120 秒程度で熱流量 300~400[W/m^2]を推移するようになり, ほとんど温熱感を感じなくなることを確認した.

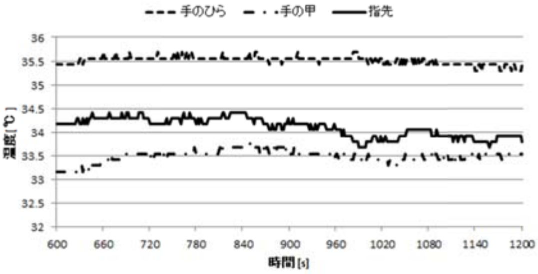

図 5 非温熱時の体表温の推移

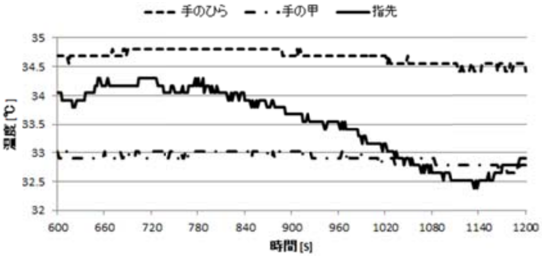

図 6　加熱時の体表温の推移

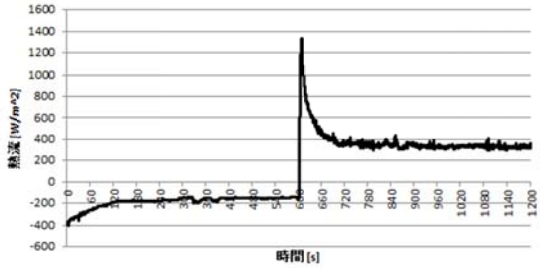

図 7　温熱部から手首方向への熱流量

3. 3 考察

アンケートの結果，温熱によって指先の体表温度が低下した 2 名は冷え性であったことから，40℃の設定温度が高すぎて，体内の熱を排出する方向に生理的作用が働いたと考えられる.

4 おわりに

Pico-Band の試作機を開発し, 手首装着時の身体への影響を検証した結果，冷え性の装用者の場合は指先の体表温度が低下した．また，温熱部から手首方向の熱流量の減少に伴って，次第に装着者の温熱感が消失することが確認された.

今後は，熱流センサを使用し，体表温度の低下の原因を解明するとともに，熱流量の減少時間を手掛かりとして, 温熱感が持続するような制御方法を検討する.

文　献

[1] 板生 清, “快適・省エネヒューマンファクターに基づくエンジニアリングの概念”, 2013 年度精密工学会秋季大会シンポジウム資料集, pp.20-21
[2] 佐藤 伸也, “ペルチェ加熱の成績係数の評価”，サレジオ工業高等専門学校　卒業研究, 2011
[3] 山田幸生,「製品と安全 第 72 号」低温やけどについて，製品安全協会
[4] ISO 13732-1『熱環境の人間工学 - 表面との接触』

南相馬における避難支援ロボットの社会実験

浅野滋[※]　和田将典[※]　保坂寛[※]　佐藤知正[※]
※東京大学　〒277-8563 千葉県柏市柏の葉 5-1-5

概要
背景と目的：本研究は社会実験の一般的な手法、特にその他地域展開を目指した知識承継について社会実験データベースを構築し、統一的な分析手法を確立することを目的としている。
方法：平成２６年度福島県の助成で行った南相馬での歩行支援ロボットをはじめとした災害対応ロボットの社会実験について、その取り組みと他地域展開のための提言のデータベース化を行い、また社会実験の事後評価として４つの手法の比較を行った。補助事業の事業報告書、予算執行、業務日誌に加え、上記データベースの分析を実施し、事後評価が可能かどうか検討を行った。
結果：社会実験自体の結果としては歩行支援ロボットの改良点や長期的実験の見通しを得るなどした。その成果に基づいて他地域展開のための提言のデータベースを構築した。事後評価として上記４つの評価を行った。
考察：社会実験のプロセスに関して事後評価を行うに当たっては、どういったプロセスにどういったリソース（予算や工数）をかけ、どのような成果を得たかというデータが必要になるが、他地域展開のための提言データベースにはその内容が存在するが、成果報告書にはプロセスの記載はない。予算執行や業務日誌などには直接の記載はないが、プロセスと結びつけることで分析が可能になる
結論：1)家庭用歩行支援機の車輪を大径化することにより、避難並びに避難所生活に利用できる。2)本プロジェクトは福島県とのやり取りに無駄な時間を使いすぎていたことと、予算が全スケジュールをカバーできていないこと。3)それぞれのグループが次年度にどの段階に注力してプロジェクトを進めるべきかについての指針 4)事後評価の手法について、「フェーズ」「種別」分析を含めることで評価ができるようになること
キーワード：　ロボット 社会実験 プロジェクトマネジメント 他地域展開

研究の背景と目的

本研究は社会実験の一般的な手法、特にその他地域展開を目指した知識承継について社会実験データベースを構築し、統一的な分析手法を確立することを目的としている。平成２６年度福島県の助成で行った南相馬での歩行支援ロボットをはじめとした災害対応ロボットの社会実験についてとりあげ、分析を行った。

東日本大震災以降、災害対応について様々な研究が加速した。復興庁によると、福島県における震災関連死の精神的・肉体的疲労による死亡原因として、「避難所等への移動中」が約３割、「避難所等における生活」が約３割であった。同報告において『発災直後からの避難（移動）や避難生活の事情がもとで、徐々に衰弱した事例がほとんどである』と結論づけられている[i]。この解決のため本研究では、避難支援ロボットを開発し、南相馬市での社会実験により技術を評価・改良し、得られた知見をデータベース化した。

南相馬での社会実験

本事業では、避難所までの移動を支援する避難支援ロボットと、避難所での生活を支援する避難生活支援ロボットに大別し、図１に示す６種のロボットを開発

図１　６つの開発テーマ

した。社会実験は避難所において２回実施し、１度目は既存の開発途上品の課題抽出、２度目は改良品の評価を行った。[ii]

開発及び社会実験の成果

現地には拠点がなく鉄道も未復旧な為、機材や人員の移動の手配を詳細に計画した。また、歩行支援機は動力を有するため、現地警察から公道での使用許可を取った。住民には実験リスクを説明し同意書を取った。

避難および避難生活は集団で助け合いながら行うものであり、コミュニティとしての参加が必要である。このため、４回のワークショップを現地で行い、蕎麦打ち体験会やロボット討論会などを開いて住民との信頼関係を築いた。[iii]この活動に全体の２割程度の工数を要した。

避難移動の従来研究には車いすやレスキューロボットなどが存在するが、いずれも重度な移動困難者を対象とする。本研究では軽度の障害により独力での移動が困難な高齢者等を対象に開発した。[iv]早期の実用化のため、既存の住居内移動支援機を図２に示す避難支援用に改造した。[v]

図２　歩行支援ロボット

第１回社会実験により、段差対応が課題であることが判明した。避難コース中で最大の段差であるトイレ周りを乗り越えられるよう、車輪を大径化した。第２回社会実験では全被験者が支障なく避難出来た。[vi]

本事業には図１に示した通り被災度判定計、災害情報システム、TPR、健康提案システム、仮想同居、その統合データベース[vii]がある。

社会実験の事後評価の手法

社会実験手法の一般化を念頭に、本事業のプロセス

の事後評価を行った。４つの手法を比較したため、結果を以下に示す。

補助事業としての成果報告書には達成すべきだったことと、達成したことのみが書かれている。これは補助者が補助金が正しく使われたか確認するための資料であり、成果を出すために行ったプロセスの部分についての記載は求められていない。

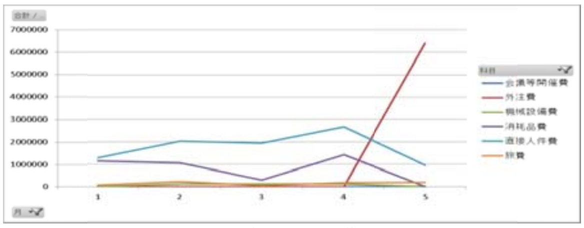

図３　全グループ合計の各費目の時系列消化

図３は予算について、費目を時系列にグラフ化したものである。不適切な時期の支出や金額の過多など明らかに不適切な事項があればそれがわかるものの、適切に使われたかどうかはここからは判別できない。

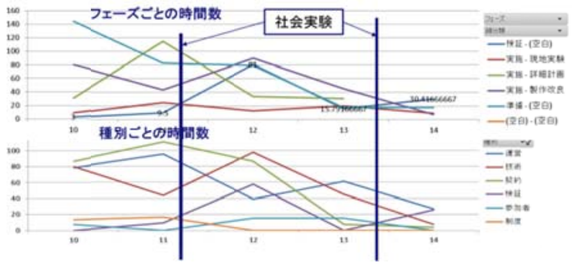

図４従事日誌フェーズ・種別の時系列でみた工数

業務日誌からのみでは、働いた時間数しかわからないため、図４はそのデータを後述するフェーズと種別に紐づけて分析を行ったものである。

フェーズで見ると、第一化社会実験の前に、準備のピークがあり、検証がその後ピークを迎えるなど、社会実験前後の工数の掛け方が適正であることが読み取れる。しかし、第二回社会実験が期間の最終盤にあることで、従事日誌上では検証作業が行われていないように読み取れる。実際には補助金制度の外で検証作業を行っており、補助金がカバーする期間が短いためこのようなことが起きたと分析できる。

本事業では社会実験終了後に知見のデータベース化を行った．この手法としては他地域展開のための提言を収集整理した稗方らの手法を用いた．開発者や社会実験参加者の提言をフェーズ（準備・実施・検証・実装）と種別（技術・運営・参加者・検証・制度）で分類整理する手法である．[viii]さらに手法を改良し，進捗管理やニーズ評価も可能とした．本事業は萌芽技術の開発と社会実験を同時に行うため，社会実験フェーズを細分化した．「実施段階」を現地調査／詳細計画策定／製作・改良/現地実験の４つに分けた．

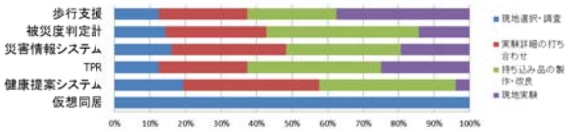

図５　実施段階（社会実験フェーズ）の提言数分布

本事業における実施段階の細分類ごとの提言数を図５に示す．提言数が広く分布することから，本分類項目によりテーマの特徴を把握出来ることがわかる．図から，大部分のテーマが現地実験を含むことから順調な進捗が，歩行支援は現地実験の提言数が最も多いことから最も完成度が高いことが，仮想同居は調査段階のみのため脱落の可能性が高いことが分かる．

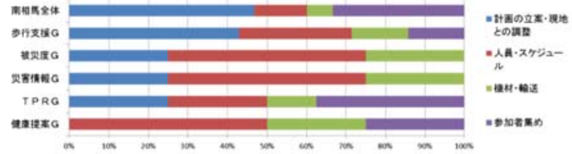

図６詳細打ち合わせ段階の内訳

グループ別にフェーズ毎の分析を行うと、何に注力したか、またそれぞれの作業をきちんと行ったかどうかがわかる。種別で見てみると全体では技術的な課題に関する提言が非常に多いとわかる。次年度、まず基本的な開発部分をもう一度やり直すべきだとわかる

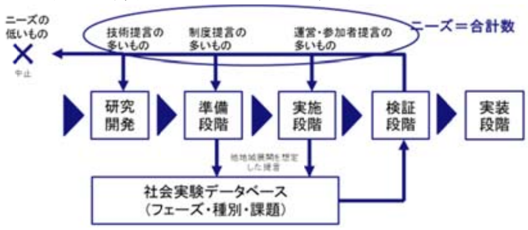

図７　ステージゲートへの適用

他地域展開のための提言データベースの分析からは以上のような評価が可能となる。これをステージゲート法に利用すると図７に示すような運用が可能となる。

結論

南相馬での社会実験の実施および、その事後分析から以下を明らかにした。1)家庭用歩行支援機の車輪を大径化することにより、避難並びに避難所生活に利用できる。2)従事日誌の分析より、本プロジェクトは福島県とのやり取りに無駄な時間を使いすぎていたことと、予算が全スケジュールをカバーできていないこと。2)他地域展開のための提言データベースの分析より、それぞれのグループが次年度にどの段階に注力してプロジェクトを進めるべきか、指針が立つこと。4)事後評価の手法について、「フェーズ」「種別」分析を含めることで評価ができるようになること

文　献

[i]復興庁:福島県における震災関連死防止のための検討報告(2013)

[ii]佐藤,浅野,他「南相馬における避難アシストロボット及び，避難生活アシストロボットの研究開発」日本ロボット学会講演会講演論文集, 2015.9

[iii]浅野,他「被災地コミュニティの活性化手法の研究」同上

[iv]和田,浅野,他「長方形的形状の椅子付歩行支援機の最適座面高さの決定法」同上

[v]和田,浅野,他「椅子付歩行支援機における座面形状及び上半身姿勢の推進力への影響評価」同上

[vi]和田,浅野,他「胸当てを備えた椅子付歩行支援機の椅子座面形状と推進力が大きくなる胸当て高さの関係」同上

[vii]長谷川,浅野,他「多種の災害対応ロボットを対象とした災害情報と日常情報の統合データベースシステムの構築」同上

[viii]稗方,他「社会実験事例データベース構築による知識蓄積」人工知能学会第２種研究会 2014.03

嗅覚誘発脳活動の機能的結合の解析

上野太郎　松井恵未　青山敦
慶應義塾大学環境情報学部　〒252-0882 神奈川県藤沢市遠藤 5322

概要

背景と目的：嗅覚は，空気中の化学物質を知覚して周囲の環境を察知する役割を担っている．前回の発表において，前頭前野と側頭部間の機能的結合が嗅覚知覚において重要である可能性を示したが，未だに分かっていない全脳にわたる脳部位間の連携を明らかにする必要がある．

方法：実験協力者には，円が 4s 間拡大，4s 間縮小を繰り返す視覚的手掛かりに合わせて，腹式鼻呼吸を行ってもらい，吸気時にレモンエッセンスの匂いパルスを両鼻腔に与えたときの脳波を計測した．

結果：脳波計測で使用した全 62 チャンネル分の背景脳波を対象として Granger causality を計算したところ，前回選択したチャンネル（AFz, C5, Cp3, C6, CP4）の近傍のチャンネル間，即ち，前頭前野と側頭部間のチャンネル間を中心として広範囲に有意な機能的結合が認められた．

考察：全チャンネルを用いた解析でも，嗅球から嗅結節，視床背内側核を介して眼窩部に行く処理系と嗅球から島葉や嗅皮質へ向かう処理系が大脳皮質で機能的に連携して高次の嗅覚処理を行っている説が支持された．一方で，有意な機能的結合が広範囲にわたってしまったため，活動源に落とし込んで同様の解析をする必要がある．

キーワード： 嗅覚　EEG（脳波計）　機能的結合

1. まえがき

嗅覚は，空気中の化学物質を知覚して周囲の環境を察知する重要な役割を担っている．大脳皮質における嗅覚処理では，前頭前野眼窩部や側頭部島葉の関与が報告されており[1,2]，前回の発表では EEG（脳波）を用いて，これらの領域間の機能的結合が嗅覚知覚において重要である可能性を示した[3]．しかしながら，全脳にわたる脳部位間の連携に関しては未だに明らかになっていない．そこで今回の発表においては，呼吸統制下において吸気時に嗅覚刺激を与えたときの脳活動[4]を EEG で計測し，全チャンネルの背景脳波を対象として機能的結合の解析を行った．

2. 方法

前回と同様に，健常な大学生 3 名を実験協力者とし，64 チャンネル EEG システム（actiCHamp, Brian Products）を用いて嗅覚刺激に対する脳活動の計測を行った．嗅覚刺激システムのチューブを実験協力者の両鼻腔内に設置し，レモンエッセンス（浅古香料化学）の匂いパルスを提示した．一方で，外側と内側の円の間を 4s 間拡大，4s 間縮小して往復する円を視覚提示し，円の拡大時には鼻吸気，円の縮小時には鼻呼気を腹式で行うように指示した（図 1）．円が拡大を開始して 1– 2.5s 後に 1 回の匂いパルスを提示し，1 ブロックを 280s として合計 3 ブロックとし，105 回試行を行った．嗅覚刺激の提示時以外には，常に空気を鼻腔に流した．

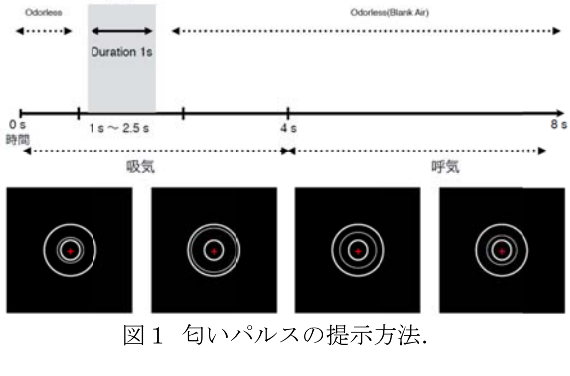

図 1　匂いパルスの提示方法.

3. 結果と考察

EEG 計測で使用した全 62 チャンネル分の背景脳波を対象として Granger causality を計算したところ，前回選択したチャンネル（AFz, C5, Cp3, C6, CP4）の近傍のチャンネル間，即ち，前頭前野と側頭部間のチャンネル間を中心として広範囲に有意な機能的結合が認められた（$p<0.001$）．大脳皮質下における嗅覚情報は，嗅球から嗅結節，視床背内側核を介して眼窩部に行く経路と嗅球から島葉や嗅皮質へ向かう経路に分かれる．全チャンネルを用いた解析でも，二つの処理系が大脳皮質において機能的に連携してより高次の嗅覚処理を行っている説が支持された．一方で，有意な機能的結合が広範囲にわたってしまったため，LORETA 法などによる活動源推定を行い，活動源のレベルで機能的結合を調べる必要がある．また同時に実験協力者を増やし，結果の信頼性を高める必要がある．

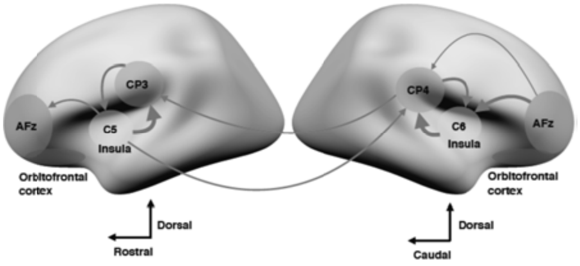

図 2　嗅覚刺激時の選択チャンネル間の機能的結合.

文　献

[1] S. Lenk, et al., "Olfactory short-term memory encoding and maintenance - an event-related potential study", Neuroimage 98, pp. 475–486, 2014.
[2] 外池光雄，“嗅覚の非侵襲脳機能計測”，耳鼻咽喉科・頭頸部外科 85, pp. 954–961, 2013.
[3] 上野太郎 他，“嗅覚刺激に対する脳活動の機能的結合の解析”，第 21 回人間情報学会ポスター発表集, pp. 7, 2015.
[4] J. Wang, et al., "Methods for olfactory fMRI studies: implication of respiration", Human Brain Mapping 35, pp. 3616–3624, 2014.

楽曲嗜好は生体情報に影響するのか

猿田萌 [1]　磯山直也 [1]　Guillaume Lopez[1]
1 青山学院大学理工学部情報テクノロジー学科　〒252-5258 神奈川県相模原市中央区淵野辺 5-10-1

概要
背景と目的：近年の音楽プレイヤは容量が大きく、膨大な数の楽曲の中から嗜好やコンテキストに合った楽曲を推薦するシステムの重要性は増している。手動による楽曲嗜好評価を自動化することでユーザの負担軽減と精度の高い嗜好判定を目指す。
方法：画像による気分誘導後、嗜好の異なる楽曲を聴取した時の心拍変動を取得した。取得した心拍変動から自律神経のバランスをあらわす LF/HF を求め、嗜好が気分に与える影響を定量化する。
結果：Pleasant な気分で好きな音楽を聴くと LF/HF 値が減少した。Neutral な気分と Unpleasant 気分の時において好きな曲を聴くと LF/HF 値が増加した。どの気分においても嫌いな音楽を聴いても LF/HF 値はあまり変化しないが、Pleasant と Neutral な気分では若干に LF/HF 値が増加した。
考察：生理反応では Pleasant な気分では好きな音楽を聴くとリラックス状態に変化するが，Neutral と Unpleasant な気分ではストレス状態に変化する。一方、嫌いな音楽を聴いても大きな気分変化は見られなかった。また、Pleasant な気分で好きな音楽を聴く時を除いて，主観評価と生理指標に矛盾が見られた.
結論：楽曲嗜好の違いによる生体情報への影響に差はあるが、主観評価と生理指標の結果に矛盾が多かった。矛盾が生じた主な原因として考えられるのは，心拍データにノイズが含まれていることである．今後、異常値をデータから除去し、再度データ解析を行っていく。
キーワード：　IAPS 楽曲嗜好 心拍変動 LF/HF

1.　はじめに

現在，手動による楽曲嗜好評価で楽曲推薦やプレイリスト推薦が行われている．しかし，これらはいずれもユーザにとって手間であること，その瞬間の評価となるがその後更新されにくく効果的に活用できないことが課題として挙げられる．そこで嗜好が生体反応に与える影響を調査し，嗜好判定の効果を検証することを本研究の目的とする.

2.　楽曲嗜好と生体情報の関係検証方法

2. 1 実験条件

被験者

女性 5 名男性 4 名の 18-23 歳の大学生 9 人（平均年齢 21.3 歳）に実験に協力してもらった.

気分誘導

International Affective Picture System(IAPS[3])の快画像(Pleasant)を 20 枚，中性的(Neutral)画像を 20 枚，不快画像(Unpleasant)を 20 枚の計 60 枚を使用した. 画像は，Pleasant は Food, Baby, Families, Nature, Adventure, Erotic Couple, Sports, Animal,の 8 項目と，男女で異なる Opposite Sex と, Pleasant が 8.0 以上の画像を使用した．Neutral は People と Scene の 2 項目で各 5 枚の画像を使用した．Unpleasant は，Accident, Loss, Kids, Contamination, Illness, Human Attack, Animal Attack, Fire, Pollution, Animal の 10 項目の画像を使用した.

楽曲条件

被験者に好きな曲と嫌いな曲をあらかじめ 3 曲用意してもらったものを使用した．音楽のジャンルや歌の有無などはすべて被験者の好みに依存し，様々である.

主観評価

気分評価として，音楽の好みと曲想が情動反応に及ぼす影響（[1]諸木，岩永，1996）より「のんびりとした」,「リラックスした」,「憂鬱な」,「緊張した」などの 14 項目を 5 段階尺度で評定させた．また，曲の印象評価として，1/f ゆらぎ楽曲聴取時の心拍変動解析および Visual Analog Scale による主観評価（[2]渡辺，松本，富田，森，2013）より「明るい-暗い」,「緊張感がある-リラックス感がある」などの 7 項目に「速い-遅い」を加えた 8 項目を 7 段階 SD 法で評定させた.

生理指標の測定

心拍間隔を取得した．測定には myBeat（ユニオンツール株式会社製 WHS-2）を心拍センサとして使用し，電極は実験ごとに新しいものを使用した.

2. 2 実験プロトコル

実験内容

実験内容とその流れを図 1 に示した.

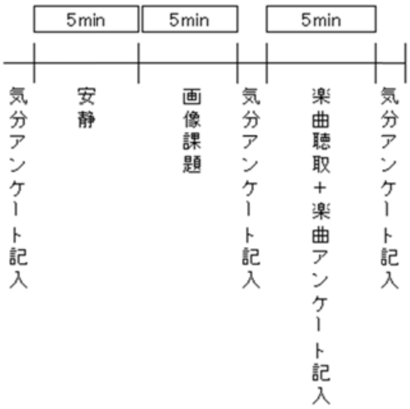

図 1.　実験内容とプロトコル

実験は被験者 1 人に対し，（画像の種類，音楽の嗜好）＝（Pleasant, Like），（Pleasant, Unlike），（Neutral, Like），（Neutral, Unlike），（Unpleasant, Like），（Unpleasant, Unlike）の 6 種類の実験を行った．実験は 1 回 3 種類ずつ 2 回にわけて行った．被験者は椅子に座り机上のノートパソコンの画面状に表示される指示に従って実験を進め，操作はすべてキーボードを使用した.

解析方法

心拍変動より, 0.05～0.15Hz の低周波成分（LF）と，0.15～0.35Hz の高周波成分（HF）を求め，自律神経系の活動指標として LF/HF 比とした.

3. 結果

3.1 主観評価の分析

楽曲聴取前後のアンケート結果から一対の標本による平均の検定として t 検定を行った. Pleasant 画像-Like 音楽の実験では, 「元気な」, 「さわやかな」の項目で有意差があった. Pleasant 画像-Unlike 音楽の実験では, 「のんびりした」, 「リラックスした」, 「攻撃的な」, 「うっとりした」, 「陽気な」, 「さわやかな」, 「不機嫌な」, 「むっとした」, 「つまらない」の項目で有意差があった. Neutral 画像-Like 音楽の実験では「うっとりとした」. 「元気な」, 「陽気な」, 「さわやかな」の項目で有意差があった. Neutral 画像-Unlike 音楽の実験では, 「リラックスした」, 「攻撃的な」, 「陽気な」, 「不機嫌な」, 「むっとした」の項目で有意差がでた. Unpleasant 画像-Like 音楽の実験では, 「リラックスした」, 「うっとりした」, 「元気な」, 「陽気な」, 「さわやかな」, 「不機嫌な」, 「憂鬱な」, 「むっとした」, 「つまらない」, 「動揺した」, 「緊張した」の項目で有意差が出た. Unpleasant 画像-Unlike 音楽の実験では, 「陽気な」, 「動揺した」, 「緊張した」の項目で有意差がでた.

3.2 生理反応の分析

被験者ごとに画像閲覧中の LF/HF 値の平均値と楽曲聴取中の LF/HF 値の平均値を求めた. 各被験者において, 画像閲覧中の LF/HF 値の平均値から楽曲聴取中の LF/HF 値の平均値を引いた値を求め, 各画像において Like 音楽と Unlike 音楽間で t 検定を行った結果, どの画像においても有意差は見られなかったが, Neutral 画像-Like 音楽では 0.05621 と少し有意差が見られた.

次に, 各被験者の画像閲覧中の LF/HF 値の平均値と楽曲聴取中の LF/HF 値の平均値から, 全被験者の平均値を求めた結果を, 図 3～図 5 に示す.

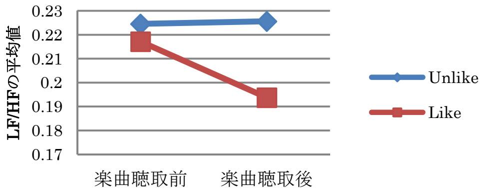

図 3. Pleasant 画像閲覧後の曲聴取前後の LF/HF 値

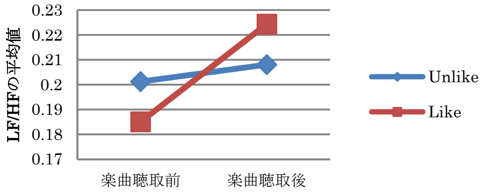

図 4.Neutral 画像閲覧後の曲聴取前後の LF/HF 値

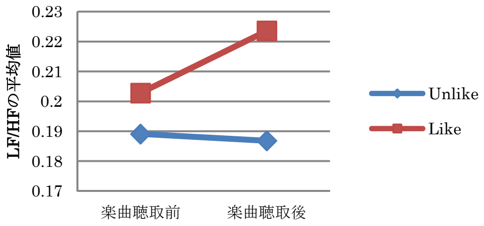

図 5. Unpleasant 画像閲覧後の曲聴取前後の LF/HF 値

3.3 考察

Pleasant 画像-Like 音楽では, 楽曲聴取によって LF/HF 値が減少し好きな音楽によってストレス状態に変化している. また, 主観評価でも「元気な」, 「さわやかな」などの気分が強くなっている. この条件の実験では主観評価と生理反応に矛盾はないと考えられる.

Pleasant 画像-Unlike 音楽では, 楽曲聴取前後で LF/HF 値にあまり変化がない. 一方, 主観評価では「のんびりした」などの気分が弱まり「不機嫌」などの気分が強くなっている結果が出ているので, この条件の実験では, 主観評価と生理反応に矛盾があると考えられる.

Neutral 画像-Like 音楽では, 楽曲聴取によって LF/HF 値が増加しストレス状態に変化している. 一方主観評価では「うっとりとした」. 「元気な」などの気分が強まりリラックス状態に変化していると考えられるため. この条件の実験では主観評価と生理反応に矛盾があると考えられる.

Neutral 画像-Unlike 音楽では, 楽曲聴取による LF/HF 値の変化はあまり見られなかったが, 主観評価では「不機嫌な」, 「むっとした」などの気分が強まっているため, この条件の実験では主観評価と生理反応に矛盾があると考えられる.

Unpleasant 画像-Like 音楽では, 楽曲聴取によって LF/HF 値が増加しストレス状態になっている. 一方, 主観評価では, 「リラックスした」, 「うっとりとした」などの気分が強まり, 「不機嫌な」, 「憂鬱な」などの気分が弱まっている. これらの結果から, この条件の実験では主観評価と生理反応に矛盾があると考えられる.

Unpleasant 画像-Unlike 音楽では, 楽曲聴取によって LF/HF 値にあまり変化はないが, 少し値が減少し, 少しリラックス状態に変化している. 一方, 主観評価では「動揺した」, 「緊張した」などの気分が弱まっている. これらの結果から, LF/HF 値の変化は小さいが, 主観評価と生理反応に矛盾があるとは言えない.

結論

楽曲嗜好の違いによる生体情報への影響に差はあるが, 主観評価と生理指標の結果に矛盾が多かった. ここで矛盾が生じた原因として, 心拍データにノイズが含まれていることが考えられる. これは, 電極が肌に密着できていない場合に発生することが多い. 対処法として, 既に取ったデータに関しては異常値を排除し, 再度データ解析を行う. この他にも, 長時間の実験を行うストレスが心拍変動に影響を与えていることが考えられる. 更に, 楽曲嗜好の他にも曲想が心拍変動に影響していることも考えられるので, 使用した音楽の種類が結果に影響しているかも調査する必要がある.

文　献

[1] 諸木　洋子, 岩永　誠, “音楽の好みと曲想が情動反応に及ぼす影響”, 1996/12.

[2] 渡辺　志, 松本　有二, 富田　雅史, 森　幸男, “1f ゆらぎ楽曲聴取時の心拍変動解析および Visual Analog Scale による主観評価”, 2013/7/25.

[3] Lang, P.J., Bradley, M.M., & Cuthbert, B.N. (2008). International affective picture system (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual. Technical Report A-8. University of Florida, Gainesville, FL.

約 10 万件の大量の心拍変動データに基づく自律神経機能の日内変動について

駒澤真人 [1,2]　板生研一 [2,3]　羅志偉 [1]
1 神戸大学大学院システム情報学研究科　〒657-0013 兵庫県神戸市灘区六甲台町 1-1
2 WIN フロンティア株式会社　〒100-0006　東京都千代田区有楽町 1-12-1 新有楽町ビル 247
3 順天堂大学医学部　〒113-8431　東京都文京区本郷 3-1-3

概要
本研究では，著者らが先行研究で開発した，スマートフォンのカメラを用いた心拍変動解析システムを利用して，約 10 万件の大量の心拍変動データから自律神経機能の日内変動に関して調査した．その結果，明け方に自律神経の活動量であるトータルパワー及び，交感神経機能が上昇する傾向がみられた．また，夜にかけて，交感神経機能が抑制されリラックスする傾向がみられた．これらの結果は，先行研究での自律神経機能の日内変動と一致する傾向となった．

キーワード：心拍変動解析，自律神経機能，交感神経，副交感神経，トータルパワー，日内変動，曜日変動，スマートフォン，カメラ，輝度

背景と目的

現代はストレス社会と言われて久しいが，過度のストレスを長期間にわたって受け続けると，自律神経系や副腎皮質ホルモンなどの内分泌系にも変調を来すことが明らかになっている[1]．この自律神経系は，緊張・興奮を司る交感神経活動と，リラックスを司る副交感神経活動がバランスよく機能することで身体をコントロールしていると言われている．そのため，自律神経の状態を日常的に日々把握することは自己管理をする上でも非常に重要であるといえる．

そこで先行研究で著者らは，一般に市販されているスマートフォンを用い，端末のカメラに指先を約 30 秒強という短時間当てることで，血流の輝度変化から脈波波形のピーク間隔を検出し，心拍変動解析を実施することで，自律神経の傾向を日常的に簡便に測定できるシステムを開発した[2].

当システムは，Apple Inc.の iPhone アプリ[3]及び，Google Inc.の Android アプリ[4]として無料でリリースしており，実用的に多くの方に利用されている．

本研究では，蓄積された約 10 万件の大量の心拍変動データに基づき，自律神経機能の日内変動について調査した．先行研究では，心電計を利用して 24 時間の自律神経のリズムを研究したものがあるが[5]，被験者は多くて数十人に留まっており，大量の測定データで分析した例はほとんどない．

そこで本研究では，27,307 名（男性：6,394 名，女性：20,913 名）の全 130,638 の心拍変動データに基づき，自律神経と日内変動との関係について分析した．

方法

本研究では，スマートフォンのカメラを用いた心拍変動解析システム[1]を利用した．使用したシステムでは，スマートフォンのカメラ部分に指先を当て，皮膚の血流の輝度を連続的に取得することで，輝度の変化から脈波波形を推定し，その脈波波形から検出されたピーク間隔（RR 間隔に相当）のゆらぎを周波数解析し，自律神経指標を算出している．

また，周波数解析手法は論文[6]の手順に則り，0.04Hz～0.15Hz を低周波数成分(LF)，0.15Hz～0.4Hz を高周波成分(HF)として算出している．LF/HF の値は交感神経機能の指標として用いられ，緊張，興奮，ストレスを表す指標として用いられている[6]．また，LF と HF の総和はトータルパワー（TP）と呼ばれ，自律神経の活動量を表す指標とされている[6]．このトータルパワーは疲労と相関しているといわれ，値が小さいほど疲労が溜まっている状態を示すとされている[7].

本論文では，27,307 名（男性：6,394 名，女性：20,913）による自律神経データに基づき分析をおこなった．測定データの利用に関しては，WIN フロンティア株式会社の倫理規定に基づき測定者の同意を得ている．

表 1 に，測定者の年代と性別を示す．本研究の統計処理は，IBM SPSS Statics Version22 を使用した．また，検定の有意水準は 5%とした．

表 1　測定者の年代と性別

年代	男性	女性	合計
10代	1,058	9,448	10,506
20代	1,433	7,621	9,054
30代	1,342	1,856	3,198
40代	1,406	1,404	2,810
50代	884	528	1,412
60代以上	271	56	327
合計	6,394	20,913	27,307

トータルパワーの日内変動について

本項では，自律神経機能のトータルパワーと日内変動との関係を調査した．ここでは，1 日を 3 時間毎に 8 区間に区切り分析をおこなった．本分析で用いた測定データの内容を表 2 に示す．

表 2　時間帯毎の測定データ数

時間帯	男性	女性	合計
0時～3時	3,428	10,617	14,045
3時～6時	1,295	2,949	4,244
6時～9時	4,716	8,653	13,369
9時～12時	4,267	9,323	13,590
12時～15時	5,064	10,516	15,580
15時～18時	4,862	10,776	15,638
18時～21時	6,195	16,617	22,812
21時～24時	8,203	23,167	31,370
合計	38,030	92,618	130,648

自律神経の活動指標であるトータルパワーを対数化すると，正規性が高まると言われているため[8]，各測定データのトータルパワーを対数変換（LnTP）した．

次に，3 時間毎に 8 グループに分類し，グループ間の差を調べるために，Games-Howell の手法により多重比較をおこなった．

その結果を図 1 に示す．その結果，早朝の 3 時～6 時で，トータルパワーが有意に上昇する傾向がみられた（p<0.01）．これらの傾向は，男女別でみても同様な傾向がみられた．先行研究では，自律神経機能の日内変動により，明け方の起床前や起床後で自律神経のトータルパワーが高まる傾向がみられており[5]，本研究での結果と一致する傾向がみられた．

また，副腎疲労と相関があるといわれる唾液コルチゾールは，早朝に最高値となり，夜間に最低値となる日内変動を示すといわれているが[9]，疲労と相関しているといわれる自律神経のトータルパワー[7]の日内変動と，概ね一致する傾向がみられた．

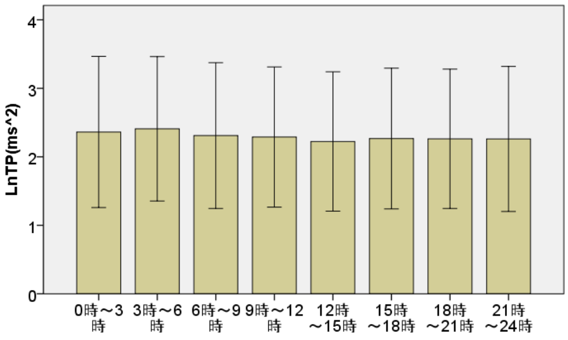

図 1　LnTP と時間帯との関係

LF/HF の日内変動について

本項では，自律神経機能の交感神経活動と日内変動との関係を調査した．交感神経機能の指標である LF/HF を対数化すると，正規性が高まると言われているため[8]，各測定データの LF/HF を対数変換（LnLF/HF）し，Games-Howell の手法により多重比較をおこなった．その結果を図 2 及に示す．

その結果，早朝は交感神経機能が有意に上昇する傾向がみられ，夜になるほど交感神経機能が抑制される傾向がみられた．これらの傾向は，男女別でみても同様な傾向がみられた（p<0.01）．

先行研究では，自律神経機能の日内変動により，朝から昼間にかけては交感神経機能が高くなり，逆に夜にかけて感神経機能が抑制される傾向がみられており[5]，本研究での結果と一致する傾向がみられた．

結論

本研究では，著者らが先行研究で開発した，スマートフォンのカメラを用いた心拍変動解析システムを利用して[1]，約 10 万件の大量の心拍変動データから自律神経機能の日内変動について調査した．

その結果，明け方に自律神経の活動量であるトータルパワー及び，交感神経機能が上昇する傾向がみられた．また，夜にかけて，交感神経機能が抑制されリラックスする傾向がみられた．これらの結果は，先行研究での自律神経機能の日内変動と一致する傾向となった．本研究では，一般の被験者を対象として，他に類をみない約 10 万件にのぼる大量の測定データから，上記のような傾向がみられたことは非常に有益であると考えられる．

今後の展開

今後の展開としては，スマートフォンのカメラを用いた心拍変動解析システム[1]にて，日々蓄積される自律神経のビックデータを基に，以下の項目に関して研究を進め，日常生活における自律神経機能について評価を進めていきたいと考えている．

- 自律神経機能と気温との関係
- 自律神経機能と気圧との関係
- 自律神経機能と季節変動との関係

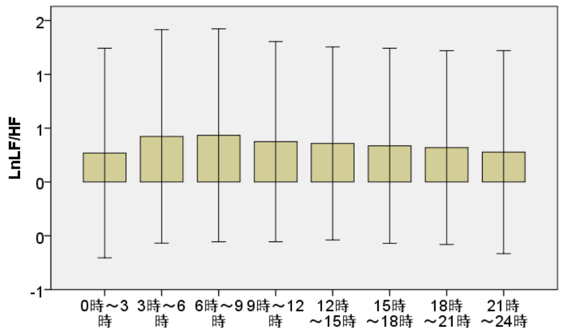

図 2　LnLF/HF と時間帯との関係

参考文献

[1]Tatsushi Onaka, Stress and its neural mechanisms. Journal of Pharmacological Sciences 2005；126(3)：170-173

[2] 駒澤真人，板生研一，羅志偉：“スマートフォンのカメラを用いた心拍変動解析システムの開発，” 第 20 回人間情報学会ポスター発表集，pp. 19 ‐ 20，2015 年

[3]WIN フロンティア株式会社，“COCOLOLO-心拍のゆらぎで 8 タイプのキモチをチェック-”，https://itunes.apple.com/jp/app/cocololo-cafe-kimochishea/id973325431?mt=8&ign-mpt=uo%3D4

[4]WIN フロンティア株式会社，“COCOLOLO♥ココロ炉-心拍のゆらぎでストレスチェック-”，https://play.google.com/store/apps/details?id=com.winfrontier.COCOLOLO&hl=ja

[5] 清水徹男 (2008) 24 時間の自律神経活動リズム，.生体医工学 46(2), 154-159, 2008，Japanese Society for Medical and Biological Engineering

[6] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Circulation, 93, 1043-1065.

[7]倉恒弘彦．自律神経異常を伴い慢性的な疲労を訴える患者に対する客観的な疲労診断法の確立と慢性疲労診断指針の作成　厚生労働科学研究障害者対策総合研究事業（精神の障害/神経･筋疾患分野）平成 21-23 年度総合研究報告書　pp1-pp114, 2011 年 3 月

[8] Yukishita T, Lee K, Kim S, Yumoto Y, Kobayashi A, Shirasawa T, Kobayashi H: Age and sex-dependent alterations in heart rate variability: profiling the characteristics of men and women in their 30s. Anti-Aging Medicine 7: 94-100, 2010

[9]石田直理雄，本間研一編集：時間生物学．東京．朝倉書店．2-9(2008).

第 22 回 人間情報学会ポスター発表集

平成 27 年 12 月 7 日発行

発行所　　人間情報学会
〒100-0006　東京都千代田区有楽町 1-12-1　新有楽町ビル 247
Tel. 03-5252-7382　 Fax. 03-5252-7386
E-mail：admin@npowin.org
URL：http:// http://www.ahi-soc.info/