

人間情報学会

Academy of Human Informatics



第10回人間情報学会ポスター発表集

2012年3月14日

東京大学山上会館

第10回人間情報学会 ポスター発表集 目次

1. 心拍変動周波数解析による重症心身障害児への音楽療法の有効性の検討
折田真紀子、林田直美、新川哲子、工藤崇、古賀幹敏、東郷道太
片山宗哲、平松公三郎、森俊介、高村昇……………P1
2. 周辺環境情報の知覚精度の向上を目指したシート型触覚インタフェースの提案
岩本幸輝、新妻実保子……………P4
3. 手綱型入力インタフェースによる電動車いす操作
坂巻草太、新妻実保子……………P7
4. Application Development and Analysis for Human Body Communication System
Kevin Darne、村松 大陸、佐々木 健……………P10
5. ソーシャルメディアを利用した人間の行動分析手法
石塚宏紀、Fahim Kawsar、瀬崎薫……………P15
6. 精油吸入による運動ストレス誘発性疲労の軽減効果と脳内メカニズム
坊垣 友美、片桐 祥雅、宇佐美 眞……………P19
7. ウェアラブルセンサを用いた高齢者の転倒可能性の推定
福家佐和、鈴木琢治、白井正樹、鳥居直美、竹内絵美、鏑木康宏……………P21
8. アンビエント環境における経験型強化学習を用いたインタラクティブデバイスの制御
中瀬 絢哉、森山 甲一、清川 清、沼尾 正行、雄山 真弓、栗原 聡……………P29
9. 点字触読課題と暗算課題下における視聴覚情報の同時変化時の脳活動の比較
青山敦、春山友宏、加藤遼太……………P31
10. Fast α 帯域からの深部脳活動抽出法の検討
A method of extracting subcortical neural activity from fast alpha rhythms of electroencephalogram
片桐祥雅(1)、今井絵美子(2)、瀬藤乃理子……………P34
11. 局所冷却による全身性温熱ストレス緩和の脳機能ネットワーク
Functional brain network for reducing systemic thermal stress by cooling local skin
片桐祥雅、今井絵美子……………P36

12. 心理学的検査の成績とストレス耐性との相関に関する基幹脳機能から観た一考察
Correlation between scores of Clinical Assesment for Attention and robustness to emotional stress
今井絵美子、片桐祥雅、川又敏男.....P38

13. フィジカル・エクササイズのための個人特性対応型音楽ガイドシステムに関する研究
小杉尚子、佐々木史織、グエン・ティゴック・ジェップ、清木康.....P40

心拍変動による重症心身障害児への 音楽療法の有効性の検討

折田真紀子¹, 林田直美¹, 新川哲子¹, 工藤 崇¹, 古賀幹敏²,
東郷道太³, 片山宗哲⁴, 平松公三郎⁵, 森 俊介⁵, 高村 昇¹

¹ 長崎大学医歯薬学総合研究科 長崎県長崎市坂本町 1-12-4

² 活水女子大学音楽学部 長崎県長崎市東山手町 1-50

³ セルフケア総合研究所 東京都新宿区恵比寿 4-20-3

⁴ (株) R.I.E. 東京都港区北青山 3-6-7

⁵ 国立病院機構長崎病院 長崎県長崎市桜木町 6-41

e-mail: bb5211004@cc.nagasaki-u.ac.jp

Keywords: 音楽療法 重症心身障害児 心拍変動

要旨

重症心身障害児(重心児)に音楽療法が多く実施されているが、重心児は一般的に自分の意思を他人に伝えることが困難であり、有効性の評価法は確立されていない。自律神経の評価に用いられる心拍変動解析は、交感神経と副交感神経の活性レベルを測定することができ、重心児においても有用である可能性がある。我々が(株)R.I.E.と共同で開発してきた小型測定モニタリング装置(M-BIT)(図 1)は、三軸加速度、表面温度に加えて、心電図機能を用いた心拍変動モニタリングを可能とする。今回、M-BITを使った心拍変動解析にて音楽療法中の重心児の自律神経変化を評価し、音楽療法の有効性を検討した。

重心児 6 名(表 1)及び健常者 5 名を対象として、音楽療法開始の 150 分前から音楽療法終了後 20 分が経過するまで M-BIT を胸部 1 点に装着し測定を行った。評価項目は副交感神経指標とされる High-frequency(HF 値)と心拍数とした。その結果、重心児の症例 1 から症例 4 で、音楽療法中の HF 値は音楽療法前に比べて有意に低かった(表 2)。音楽療法中も表情の表出が乏しい症例 3 においても、療法中に手拍子を打つ等の反応を示す症例 1 と同様に音楽療法中の HF 値は有意に低かったが、一方で、症例 3 と同様に寝たきりで表情の表出に乏しい症例 5 の療法前と療法中の HF 値に変化は見られなかった。(図 3)。今回の結果から、重心児に対する音楽療法では、個人差があるものの、副交感神経が抑制され交感神経優位になっていることが多く、重心児にとって、音楽療法は能動的なものであることが示唆された。

今後の展望

本研究により、重心児における音楽療法の有効性には個人差があることが示唆されたが、心拍変動解析によって児一人ひとりにとっての有効性を客観的に評価できる可能性がある。今後は、心拍変動解析による評価方法の有用性を確立するために、対象者を増やすとともに、児一人ひとりを複数回測定することが必要であると考えられる。本研究を継続することで、個人にあった有効な音楽療法プログラムの策定に役立つことが期待される。

症例	性別	年齢	診断名	体位
1	男	26	頭部外傷後遺症	座位
2	女	24	脳性麻痺	座位
3	男	20	脳性麻痺	仰臥位
4	男	23	ヘルペス脳炎後遺症	仰臥位
5	女	18	脳性麻痺	仰臥位
6	女	23	レノックスガストウ症候群	仰臥位

表1 対象者の基本的属性

症例	音楽療法		
	前	中	後
1	273.9 (182.0-397.1)	135.1 (96.5-175.6)*	188.6 (126.6-240.3)
2	351.5 (206.8-602.3)	194.6 (162.5-326.8)*	353.3 (255.7-468.4)
3	330.3 (233.6-449.0)	141.4 (109.5-200.4)*	144.4 (101.4-260.7)
4	662.1 (311.2-1841.3)	240.1 (175.8-358.2)*	547.9 (311.7-829.8)
5	82.4 (61.8-118.6)	96.4 (72.7-113.0)	276.0 (100.9-416.0)**
6	66.8 (44.5-94.5)	56.5 (34.6-104.5)	96.5 (75.5-159.0)

表2 療法介入における重心児のHF値の変化

値：中央値(25%タイル値-75%タイル値)

* $p < 0.01$ vs. 音楽療法前, ** $p < 0.01$ vs. 音楽療法中

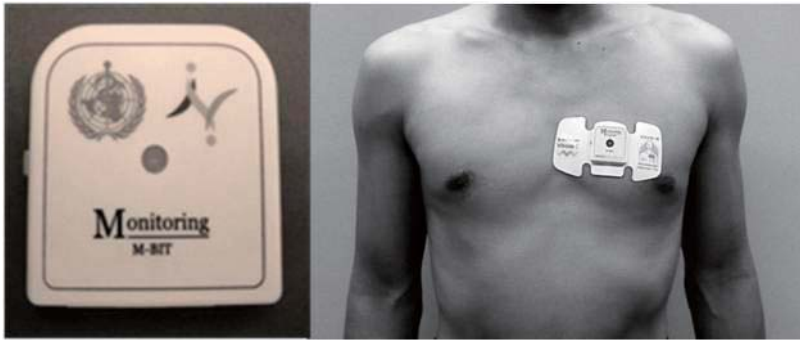


図1 M-BIT

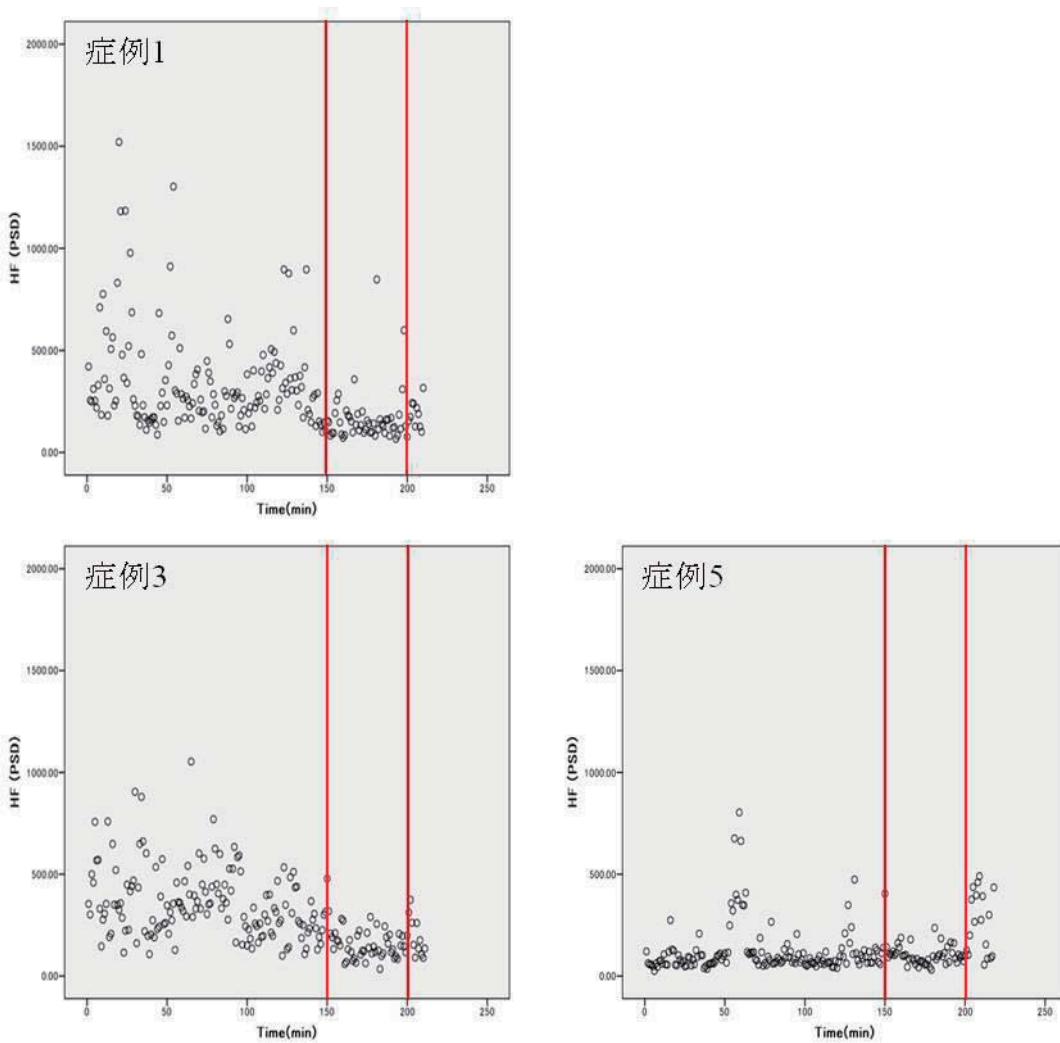


図2 症例ごとの HF 値の変化 150-200 分に音楽療法が行われた。

周辺環境情報の知覚精度の向上を目指したシート型触覚インタフェースの提案

岩本幸輝¹, 新妻実保子¹

¹ 中央大学 理工学部 東京都文京区春日 1-13-27
email: iwamoto.koki@gmail.com

Keywords: 知的電動車いす 人-ロボットコミュニケーション 振動触覚

要旨

自律移動機能を有する知的車いすと人のインタラクションにおいては、人が直感的に電動車いすの挙動を解釈でき、さらに内部状態や次の挙動を予測できることが重要である。先行研究では、周辺環境情報のフィードバックとして、車いす近傍の障害物情報を人に提示するシート型振動触覚インタフェース(図 1)を提案した。本インタフェースは障害物までの距離と方位を、それぞれ振動の強弱、振動する箇所により搭乗者に提示する。しかし、静止物体知覚における振動の強弱判定、近接する振動の判定、左右同時に振動する場合の判定の正確な知覚には至っていないのが現状である。

そこで本研究では、シート型振動触覚インタフェースの改良を行い、これらの判定の向上を図る。改良の方策として、振動の強弱判定の知覚精度を上げるためには、強振動と弱振動との差を広げる必要があると考える。そこで、それぞれの部位の振動モータを増設することにより振動量を大きくした。また、近接する振動の判定、左右同時に振動する場合の判定の知覚精度を上げるため、振動モータを配置する箇所を調整した。

改良した振動触覚インタフェースを用い知覚精度検証実験(図 2)を行ったところ、特定のパターンにおいて強弱判定の正答率が低い結果となった(表 1)。この理由として、部位による感度の違い、差異を見つけた認知、シート・身体を介した振動の伝播があると考えられる。これらの解決策として振動のキャリブレーションなどが挙げられるが、それは個人差や服装の依存するため現実的ではない。そこで、他の触覚刺激を用いたインタフェースを検討し、マッサージクッションに用いられるもみ玉に着目した。

もみ玉が偏心回転することにより押し刺激を実現し、回転速度を変化させることができる。また、振動と比較して刺激の伝播が少ない。したがって、新たな触覚刺激としてもみ玉による押し触覚インタフェースを提案する(図 3)。障害物までの距離提示は回転速度とし、近距離は高速、遠距離は低速に設定する。

もみ玉による押し触覚インタフェースを用い知覚精度検証実験を行った結果、回転の高低速判定について高い正答率を得た(表 2)。このことから、振動の強弱よりももみ玉の回転速度の方が距離情報提示には効果的であると考えられる。

今後の展望

今後の課題として、まず実機への搭載があり、次いで刺激強度の調整といった装置の改良・見直しが挙げられる。そして、走行時における知覚精度の検証が必要となる。その後、自律移動ロボットナビゲーションシステムと統合し、車いす搭乗者に提示する情報について検討することが挙げられる。



図1 シート型振動触覚インタフェース

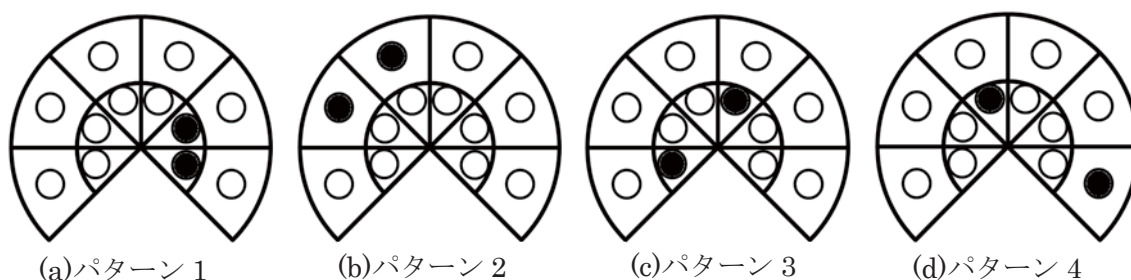


図2 静止知覚実験の振動パターン

表1 各パターンの振動の強弱判定の正答率

パターン	正答率[%]
1	58
2	33
3	70
4	90
全体	61



白丸：もみ玉位置

図3 もみ玉による押し触覚インタフェース

表 2 振動・もみ玉による押し触覚インタフェースの結果の比較

	振動	もみ玉
強弱(振動)・高低速(もみ玉)の判定	61%	89%
近接する刺激の判定	92%	100%
左右同時に振動した場合の判定	100%	100%

手綱型入力インタフェースによる電動車いすの操作

坂巻 草太¹、新妻 実保子¹

1 中央大学 理工学部 東京都文京区春日 1-13-27

Email:sakamaki.sota@gmail.com

Keywords: 知的電動車いす、操作インタフェース、自律移動

要旨

現在高齢化が進み、電動車いすの需要が高まっている。しかし、電動車いすの利用者数の増加に伴い、電動車いすによる事故の発生件数が増加している。事故の要因の1つとして、搭乗者の誤操作が挙げられる。ジョイスティックのような入力インタフェースを用いる場合、搭乗者は目的地に到達するまでスティックを傾けるなどの入力操作をし続ける必要がある。これが操作負担となり、誤操作を引き起こして事故につながる場合がある。

そこで、本研究では搭乗者の操作負担を軽減することを目的とする。方策としては、電動車いすに自律移動機能を搭載し、搭乗者の操作と協調させることにより、非連続的な入力でも目的地までの移動を実現することを考える。

本研究では、電動車いすの自律移動機能と協調して、以下の仕組みを考える。搭乗者は目的地方向を電動車いすに与え、電動車いすは与えられた方向を目的地として推定する。その後、目的地へ到達するための経路計画を行い、電動車いすを経路追従させることで、目的地への移動を実現する。さらに、移動中の停止、目的地方向の変更を行えるようにする。

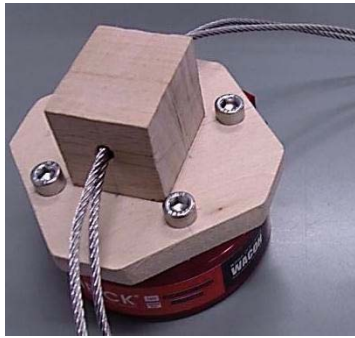
このとき、目的地方向、停止指示などを与える入力インタフェースとして、図1に示す手綱型入力インタフェースを提案する。特別な訓練なしに簡便に目的地方向や停止指示を表現できるものとして、人が馬に指示を与える際に用いる手綱に着目した。人は手綱1本で、馬の発進、停止、速度、移動方向などの指示を与えている。これより、本研究では人の身体の拘束性も低く、かつ非連続的な指示を与えやすいインタフェースとして手綱型入力インタフェースを提案した。

今回は、図2に示すシミュレータを用いて、提案する操作インタフェースによる目的地到達実験を行った。シミュレータ上で指定した地点に目的地方向決定の入力を行い、仮想的な移動体を移動させ、目的地で停止させる。このシミュレータの実験結果を先行研究の結果と比較することで、本操作インタフェースの操作性を評価する。

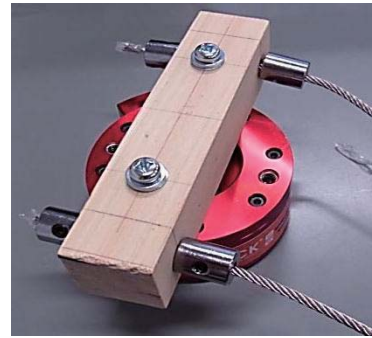
実験結果を表1、図3に示す。図3の結果で示す移動効率とは、シミュレータ上を移動したマス数を最短で目的地に到達するマス数で除したものである。この数値が高く、入力回数が少ない場合、効率のよい移動をしているといえる。結果としては、精度の高い移動を実現でき、先行研究よりも良い結果を確認できた。この結果から、実機に用いることが可能であると考えられる。

今後の展望

実験を通して、提案する操作インタフェースを用いて精度の高い移動を実現できることを確認した。移動速度の調整機能を搭載し、自律移動機能を有する実機へ本インタフェースを統合し、目的地への到達精度、及び操作性についての評価を行うことが今後の課題として挙げられる。



形状 A



形状 B

図 1. 手綱型入力インタフェース

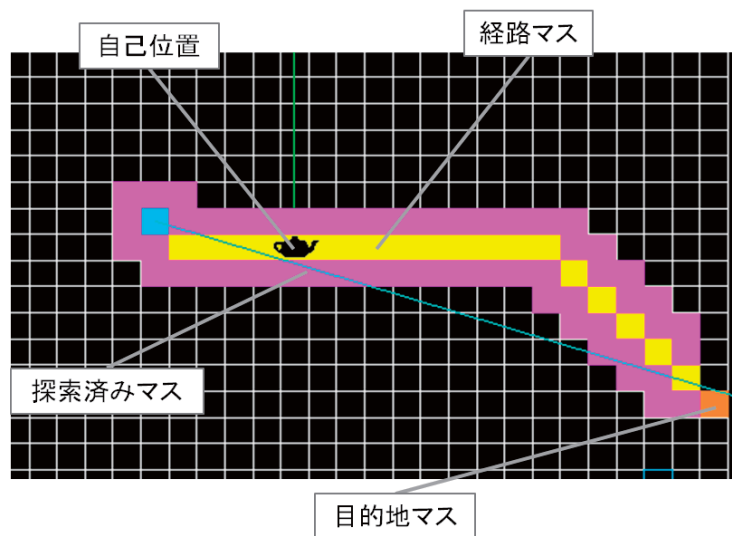


図 2. シミュレータ画面

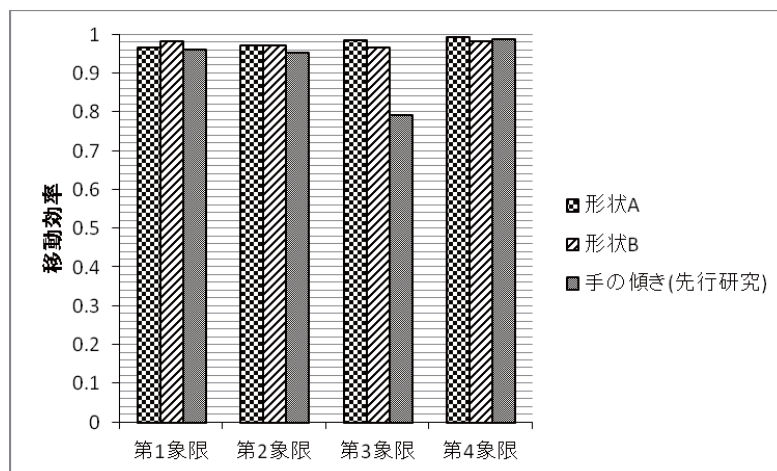


図 3. 実験結果(入力インタフェースの移動効率)

表 1. 実験結果(入力インタフェースの入力回数)

	第 1 象限		第 2 象限	
	方向指示回数	旋回指示回数	方向指示回数	旋回指示回数
形状 A	2.1	3.2	2.6	4.1
形状 B	1.4	1.5	1.5	3.0
先行研究	3.6		4.4	

	第 3 象限		第 4 象限	
	方向指示回数	旋回指示回数	方向指示回数	旋回指示回数
形状 A	1.9	4.8	1.9	3.5
形状 B	1.7	3.0	2.1	3.6
先行研究	5.9		6.2	

Application Development and Analysis for Human Body Communication System

Kevin Darne, Dairoku Muramatsu, Ken Sasaki

Graduate School of Frontier Science, The University of Tokyo
5-1-5 Kashiwano-ha, Kashiwa-shi, Chiba 277-8563, JAPAN
email: kevin@ems.k.u-tokyo.ac.jp

Keywords: Human Body Communication, Body Area Network, Electrode, Data Transmission, Health Care System

Abstract

Human Body Communication (HBC) is expected as a new transmission method for networks between wearable devices (e.g. Body Area Network – BAN) or for interacting with electronic objects of Human's daily life. A communication system like HBC bring a lot of advantages, such as a low power consumption, a relatively low cost, good EMC features and good security level (partly because of the short distance transmission).

In previous studies, transmitter and receiver electrodes for HBC had been designed and optimized by impedance matching. The communication system is safe for the human body and use a frequency of 10 MHz for its transmissions. It is designed for low-consumption communications with small and light devices. Simulation had been made with software to ensure the effectiveness and the safety of transmissions.

The next step is to try out this Human Body Communication system in some real case of use. In order to do that, we are currently designing two identical modules using this transmission system. These two modules will allow two computers or other terminals to communicate. They will be composed of a transmitter electrode, a receiver electrode, a microcontroller and an USB port in order to plug it to computers, tablets or mobile phones. As this transceiver module has to consume as less power as possible, we chose a special microcontroller which provides a lot of way to manage and keep power: PIC24FJ64B002. This microcontroller is also quite powerful since we will have to use it with complex algorithm and software sometimes during expected tests. At the time of writing this paper, the two testing modules are not yet completed and some work is still needed.

Future plan

As previously mentioned, after finishing the design of the two transceiver modules, we expect to use them in order to test the effectiveness of this Human Body Communication system in real environment. For this, we will write some programs for microcontrollers, each of them for a different case of possible use of the system. Several scenarios were selected for testing the modules: an application for unlocking computers and mobile devices (with an ID contained on a wearable device), an application for transferring data between two computers, an application for accessing data of a device trough another and an application which will manage an send data from sensors (healthcare system simulation).

During all tests, power consumption and transmission reliability will be measured, calculated and analyzed. Depending on the results, programs will be modified to obtain the optimal balance between consumption and transmission reliability. Indeed, error correction techniques will probably be relatively costly in power. Duplication of data and retransmissions, which are the main techniques to protect against transmission errors, are to be minimized. Actually, microcontrollers must remain on inactive, sleep or idle mode as much as possible to save battery. Moreover, the low transmission speed also limits the amount of data to be transferred. Thus, be successful in ensuring good transmission reliability and low power consumption could well be challenging.

1. Introduction

Recently, Human Body Communication (HBC)⁽¹⁾ has attracted interest as a promising wireless technology for close range communication when constructing a Body Area Network (BAN)⁽²⁾. Human body communication uses mainly the human body and some space around the body for signal transmission. This communication technology consumes very little power and allows transmission only over a limited known distance. Thus, the radiated electric field is low and it provides a relatively secure transmission with good electromagnetic compatibility comparing to normal wireless technology. As Zigbee⁽³⁾ communication protocol, human body communication is triggered only when data is sent and while transmission is available. No power is lost between two data transmissions, making of human body communication a system with low-power consumption.

Interesting prospects for using human body communication are wearable devices used as identity checkers and most of all health care systems composed of wearable sensors⁽⁴⁾. In this last system, vital signal collected by wearable sensors has to be transmitted by using human body to a mobile terminal which will monitor the user's health condition. For such wearable devices, low-power consumption is critical. Transmissions errors and incorrect data at reception should also be prevented since a person life could be at stake. Therefore, improvement of the transmission efficiency while maintaining low-power consumption is a key problem. Moreover, such a system must be robust and well-tested.

In this study, we are actually designing a transceiver module in order to test the effectiveness of a human body communication system in real case of use. Electrodes we are using were designed in previous studies⁽⁵⁾⁽⁶⁾. Since simulations had already been made with these electrodes, hardware of our system is already efficient but still need some improvement. At the time of writing this paper, we didn't started yet the software part, but the final goal of this project is to develop and optimize programs of our module for improving the reliability and efficiency of transmissions. The low-power consumption remains also one of our main objectives.

2. Design of the transceiver module

2.1 Role of a transceiver module

In order to be able to test our human body communication system, we need two small modules which will be plugged on different terminals (including computers, tablet, smartphone or other mobile devices).

These two transceiver modules are able to communicate with each other's through human body. They will be connected to terminals for recovering their sent and received data, for analyses and other tests.

A transceiver module is mainly composed of a transmitter electrode, a receiver electrode, a microcontroller and an USB port.

2.2 Transmitter and receiver electrodes

Electrodes of our module were designed during previous studies⁽⁵⁾⁽⁶⁾. They were optimized by impedance matching in order to provide a good transmission at 10MHz with low-power consumption. Conclusive simulations on a human arm were made by computer software to validate these electrodes. Each transceiver module will have the two types of electrodes in order to be able both to send and receive data. Figure 1 shows simplified shapes of electrodes. The transmitter electrode was initially designed for a wrist-watched device so its size is 24mm by 24mm. However, simulation were made with a receiver of 60mm by 120mm (sized to be mounted on a mobile phone). We are currently trying to lower this size in order to facilitate our tests. The thickness of these electrodes is 10mm and will also be lowered if it is possible, depending on the results of tests.

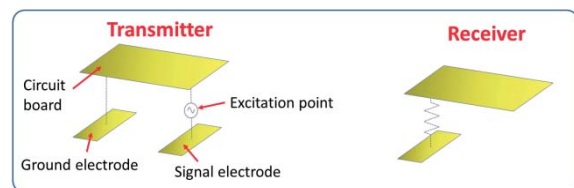


Figure 1 Transmitter and receiver outlines

2.3 USB port

Even if the transceiver module can send data using human body communication and can work in standalone mode (i.e. without being plugged on and monitored by another device), we need another way to communicate with computers and other devices. Indeed, we will want to send data from or to computers (or mobile terminals) with these transceiver modules. Therefore, we must have another way to connect the module with other IT systems. Moreover, even in a standalone operation mode, we need to verify the effectiveness of transmissions between the two modules and check data transferred. We cannot use human body communication for that since we are not sure it is entirely reliable yet. Adding an USB port for allowing connection with computers, tablet or mobile phones seemed to be the best choice since almost all these sort of terminals can use this communication protocol. Furthermore, this is a protocol rather simple to use and relatively fast.

2.4 Microcontroller

The choice of a microcontroller was also important for our system. Indeed, since we need to equip wearable devices and take care of the power consumption, we need a small microcontroller with advanced features for managing power consumption. We were also limited in our choice by the USB compliance needed for this module.

We finally chose a PIC microcontroller, the PIC224FJ64B002⁽⁷⁾. This microcontroller has an operating voltage range of 2.0V to 3.6V with a relatively low native consumption. It allows using XLP technology (eXtremely Low Power) which provides a lot of interesting features to limit consumption and several selectable power management modes: Sleep, Deep Sleep, Idle, Doze and some Alternate Clock modes. This microcontroller also possesses 28 pins with 15 of them available to connect sensors or other peripherals. It is also fully compliant with USB 2.0 OTG (On-The-Go) which allows using both master mode and slave mode easily and quickly. It is important that the host mode is supported since we will probably need it in some of our test-scenarios. In addition to that, the microcontroller has some RAM memory which will be useful to store data from sensor and also enough memory for rather complicated and big programs. Thus, for all its features, it seems perfectly suited for our study.

3. Expected applications and scenarios

In this section, we list and explain applications that we hope to implement using our human body communication system in a near future.

3.1 Identity checker

The first and simplest application of this HBC system we want to experiment is an identity checker. Few data need to be exchanged for this application and this is why we will probably start with it. Two different scenarios can be tested. For both of these scenarios we will want to unlock an application on a desktop or laptop computer. One of our modules will be connected on an USB port of this computer.

For the first scenario, the other transceiver module will be connected on another computer. This last computer will know the identity key to unlock the target. It will send it to the other computer through both transceiver modules and human body.

For the other scenario, the second module will be work on standalone and send the identity key by itself (which can be stored in its memory or generate with some algorithm). We can also use sensors plugged on the transceiver module to get vital signal of the user. This

information can then be used in addition of the ID key in order to identify the user with more security.

We will test this application by using both false and correct keys. System efficiency could be checked according to obtained behaviors.



Figure 2 Outline of the identity checker application

3.2 Transfer data between two computers

The second application we will try to implement is a transfer of some data from a computer to another. When we say computer, it can also be tablets or mobile phones. This application is similar to the first scenario of the identity checker but this time we will try to send more data. The idea is to obtain an estimate of the maximum reachable data rate of the system while maintaining a reasonable efficiency (few errors). We hope to be able to exchange some small files. It will not be possible to transfer large amount of data since the data rate will not exceed some kbps with electrodes used.

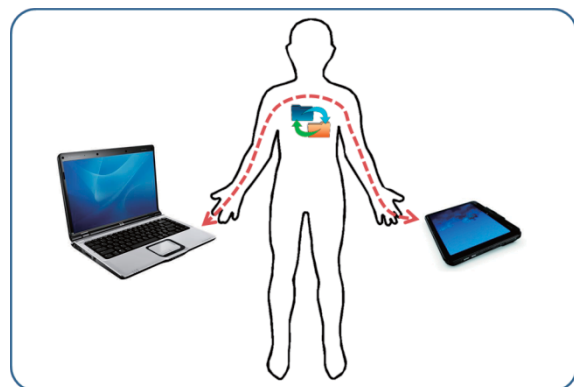


Figure 3 Outline of the data transfer application

3.3 Access and manage file from distant computer

This scenario is slightly different from the last one. Here, we expected to access data and files of a computer from another. The two transceiver modules will still be connected by USB to two different computers, tablet or mobile terminal. No active action is needed from a user on the side of the target computer, all will be automatic. An interface similar as a file explorer will permit to delete or modify data of the targeted system from the other

computer. The interest could be to access data from a mobile phone, or even a device without display, directly from another computer (for instance similar as an FTP access to a distant server). This application will be more complicated to implement because a significant amount of data have to be exchanged from both sides. We will see if the idea is feasible according to the results obtained during the previous two scenarios.

3.4 Manage data from sensors

The last application is a sort of small-scale simulation of a health care system, with only one or two sensors. We will try to store and manage data send by sensors with one of our transceiver module in standalone mode (not plugged by USB to a computer). Then, data could be sent to a mobile terminal or computer when a connection is available (when the user touches a computer or a mobile phone equipped with our module as shown on the Figure 4). Since we want our microcontroller to work as less as possible in order to keep a low consumption, analysis of the sensors data will be made by the mobile terminal or the target computer. Simple check on the values can be performed by the microcontroller, but no long or complicated computations. We will probably use a wrist-watch type device equipped with a sensor for this application.

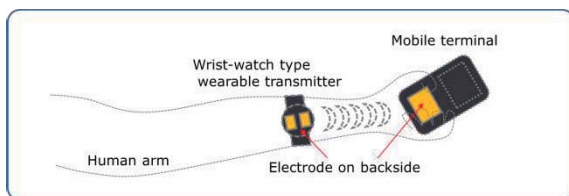


Figure 4 Transmission between two modules

4. Transmission analysis and improvement

4.1 Power consumption

During all mentioned applications and tests, a calculation of system power consumption will be made. The power consumption of our system is critical, especially for the last application (health care system). If we record an excessive consumption, improvements could be made on the software part. Indeed, a better use of power management modes (sleep mode, doze mode, etc...) when the system does not need to be fully active could significantly reduce the power consumed depending on the application.

4.2 Transmission reliability

Transmission and communications errors will also be detected during tests in order to get an estimate of the loss rate of the transmission. According to the amounts of errors, measures will be taken to improve the reliability of

the system such as some sort of retransmission algorithm (ARQ – Automatic Repeat Request) or self-correction algorithm (FEC – Forward Error Correction).

However, such measures could significantly increase power consumption. An effective compromise must be found to balance consumption and reliability of the system.

5. Conclusion

For the hardware part, some size modifications are required, particularly for the receiver electrode which is too large for a small wearable device. Then, programs must be created and optimized in order to test proposed scenarios and applications. Finally, we must try to obtain secure, robust and efficient transmissions while maintaining low power consumption.

Moreover, we recently made some experiment with a slightly different human body transmission system and the results were fluctuating and unstable. We just tried to transfer some random data from a computer to another with this system. The transmission efficiency depended strongly on the position of the two modules in respect with the user's body. The way to attach and wear the module changed completely the reliability of the transmission. The position of the user himself was also important (for instance sitting or standing). We will need to consider these facts in our study. According to these experiments, even if this system works quite differently from ours, we will need to do some electromagnetic analysis to explain these characteristic and to optimize our system. This project started recently and much remains to be done.

Reference

- (1) T. G. Zimmerman: "Personal Area Networks (PAN): Near-Field Intra-Body Communication", M.S. thesis, MIT Media Laboratory, 1995.
- (2) Huan-Bang Li, Kenichi Takizawa, Ryuji Kohno, "Trends and Standardization of Body Area Network", Proceedings of the 1st European Wireless Technology Conference, 2008.
- (3) ZigBee Alliance[®] (<http://www.zigbee.org/>)
- (4) T. Ozaki, M.Omi, C. Sugimoto, K. Shiba, K. Naemura, H. Hosaka, K. Itao, K. Sasaki, "Development of Wearable Vital Sensing Unit for Healthcare", *Micromechatronics*, Vol. 47, No. 3, pp.12–19, 2003.
- (5) D. Muramatsu, T. Yamamoto, F. Koshiji, K. Koshiji, "Structural Design of Transmitter and Receiver Electrodes for Improvement of Transmission Characteristics in Human-Body Communication",

International Conference on Electronics Packaging
2011, pp.114-119, 2011.

- (6) D. Muramatsu, T. Yamamoto, F. Koshiji, K. Koshiji,
“Design of Electrode Structure for a Human-Body
Communication System Based on Impedance
Matching”, Proceedings of Welfare, Wellbeing, Life
Support 2010, pp.412–415, 2010.
- (7) PIC224FJ64B002, from Microchip’s PIC®
Microcontrollers (<http://www.microchip.com/>)

ソーシャルメディアを利用した 人間の行動分析手法

石塚宏紀(発表者)¹, Fahim Kawsar², 瀬崎薫¹

¹ 東京大学 生産技術研究所 東京都目黒区駒場 4-6-1

² Belllabs, Alcatel-lucent Antwerp Belgium

email: isi@mcl.iis.u-tokyo.ac.jp

Keywords: 人間行動分析, 位置情報処理

要旨

近年, GPS 受信機が搭載された携帯型位置情報取得デバイスが広く市場に登場したことで, ユーザの地理位置的な移動や日常の行動模範を解析し, 次の行動を推測する研究が発展してきている.

最新のスマートフォンには, 搭載されたセンサからデータを収集し, 場合によっては集約も可能なソフトウェアを継続的に実行し続けられるだけの能力を持っている. 位置情報取得における残された課題は, ユーザの行動目的を解明するために有用な位置情報が持つ属性や意味情報の欠落である. つまり, 今後の位置情報は, 単に座標情報だけでなく, その場所が人間の活動においてどのような意味を保持しているかという情報も重要となる. また, 精度の高い人間の移動軌跡の取得には, 継続的なセンサの起動とセンシングデータの定期的なサーバへの伝送処理が必要となる. そのため, 端末のバッテリーをユーザの許容範囲を超えて消費してしまう. 我々は, ソーシャルネットワークを利活用することで, ユーザの行動軌跡を収集するための別の手段を提案する. 特に, 多くの人気のあるソーシャルモバイルアプリケーションは, 明示的に位置情報を共有するためのサービスを提供している, 例えば, Foursquare チェックインや位置情報付き Tweet, Facebook Places は, 広く普及しつつある位置情報共有サービスである. 位置情報共有サービスを伴った新興的なソーシャルモバイルアプリケーションはスマートフォンに搭載された位置情報センサの情報と共に, ユーザの書き込み等が投稿可能となっている. 位置情報共有アプリケーションは, 現在, ユーザが位置する場所に関する情報, 近隣の友人情報, 目的に周辺の店舗評価情報, 局所的なイベントの告知等を提供することに利用されている. 本研究では, 位置情報共有可能なソーシャルモバイルアプリケーションを利用して, ユーザの移動軌跡を分析するためにユーザの投稿に付加された位置情報を収集し, さらに, 個々人の動的に変化する実世界での活動習慣を分析するためにユーザの投稿内容を利用する.

今後の展望

現在の推論アルゴリズムでは, パラメータとして, 位置情報の意味属性を考慮していない. そのため, 推論精度は不十分であり, 位置情報共有アプリケーションのデータにおける利点を活かしきれていない. 今後の研究では, 位置情報の意味属性の解析を進めて, 推論アルゴリズムに加えていく.

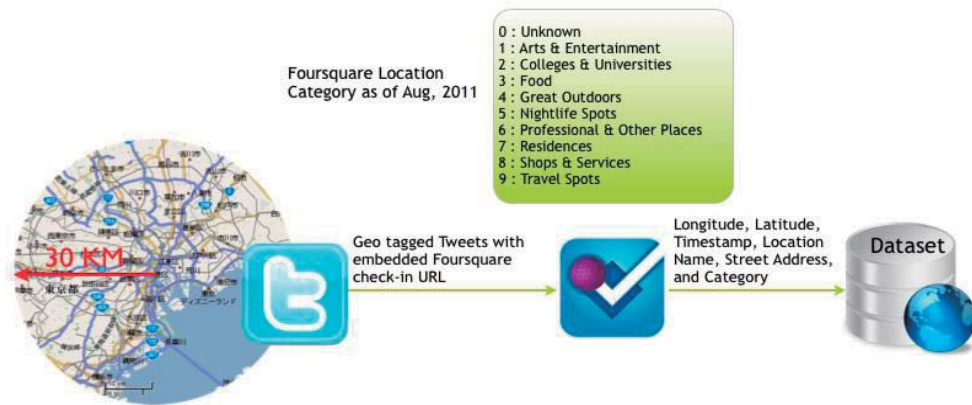


図 1. ソーシャルモバイルアプリケーションの移動軌跡データ収集

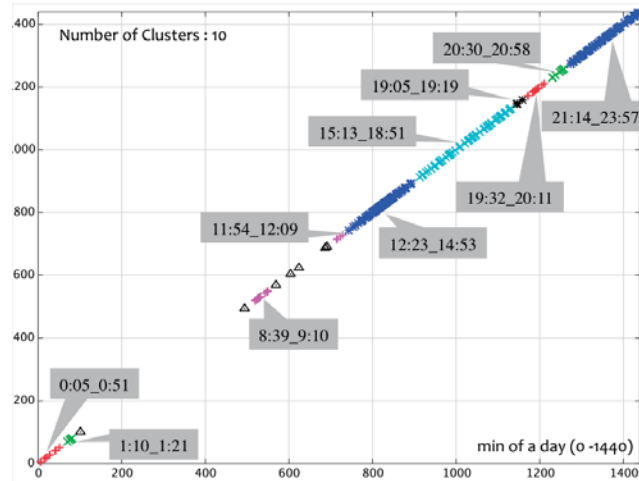


図 2. あるユーザにおける移動軌跡の時間クラスタリング結果

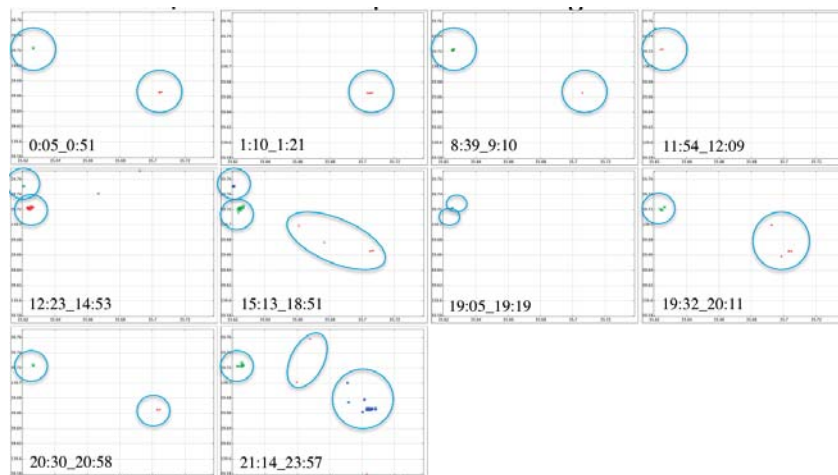


図 3. あるユーザにおける移動軌跡の空間クラスタリング結果

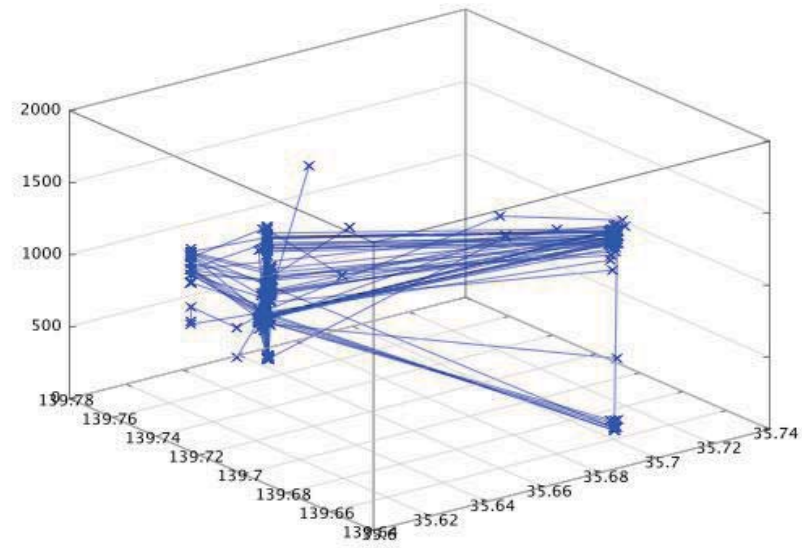


図4. あるユーザにおける1年間の移動軌跡時空間クラスタリング結果

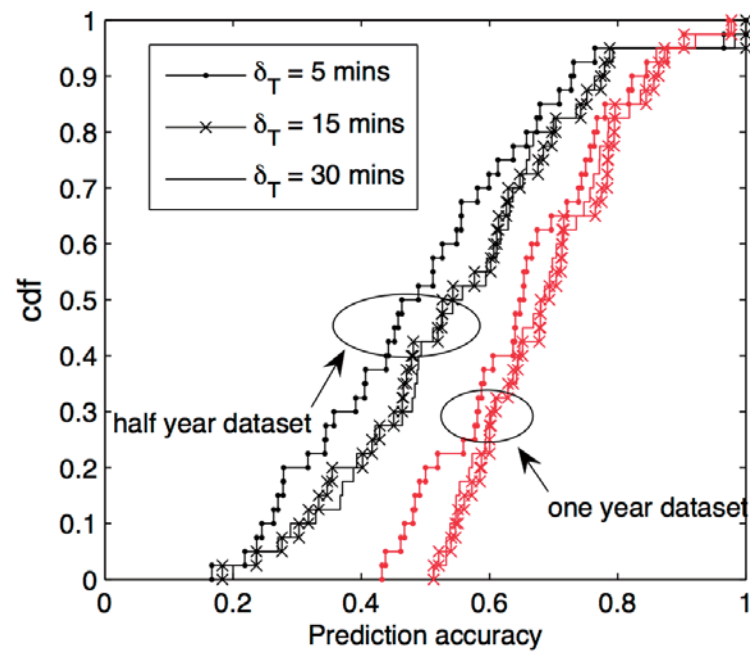


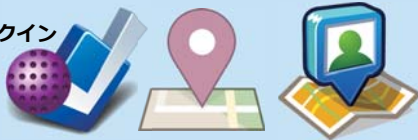
図5. 人間行動推論アルゴリズムの精度

ソーシャルメディアを利用した人間の行動分析手法

石塚宏紀⁺, Fahim Kawsar⁺, 瀬崎薫⁺
⁺ 東京大学 生産技術研究所, ⁺ Bell Labs, Alcatel-lucent

研究背景と課題

- 近年,GPS 受信機が搭載された携帯型位置情報取得デバイスが広く市場に登場したことで,ユーザの地理的移動や日常の行動模範を解析し,次の行動を推測する研究が発展してきている.
- **ユーザの位置情報取得における課題**
 - ユーザの行動目的を解明するために有用な位置情報が持つ属性や意味情報の欠落
 - 精度向上のために継続的なセンサの起動とセンシングデータの定期的なサーバへの伝送処理が必要となり, 端末のバッテリーやソフトウェアのリソースをユーザの許容範囲を超えた消費の増大
- **位置情報共有可能なソーシャルモバイルアプリケーション**
 - 多くの人気のあるソーシャルモバイルアプリケーションは,明示的に位置情報を共有するためのサービスを提供している.
 - Foursquare チェックイン
 - 位置情報付き Tweet
 - Facebook Places
 - Google Latitude
 - 位置情報共有アプリケーションは,現在,ユーザが位置する場所に関する情報,近隣の友人情報,目的に周辺の 店舗評価情報,局所的なイベントの告知等を提供することに利用されている.



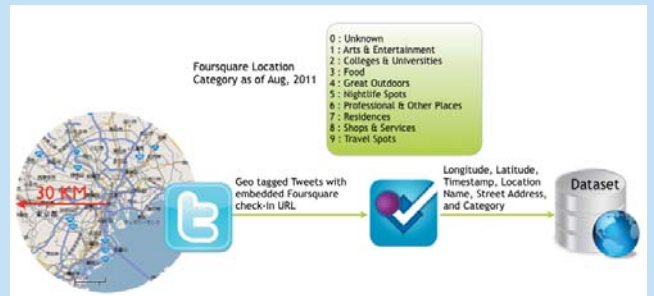
* ソーシャルメディアから収集した移動軌跡の欠点

- * **ソーシャルメディアからの位置情報の不完全性**
 - * ソーシャルメディアによって得られるユーザの位置情報は,時間的・空間的解像度が非常に低い.
 - * **個々のアプリケーションの利用用途への強い依存**
 - * 個々のアプリケーションは,ユーザ同士の相互作用が発生するような 機能を提供している.Twitterのようなアプリケーションは,連鎖的な投稿が起こるような工夫が施されている.また,Foursquareのようなアプリケーションは,新規に訪れた場所に対してメッセージを投稿するような工夫がなされている.
 - * **アプリケーションによる提供データの差異**
 - * 個々のアプリケーションによって,投稿する情報や量が異なる.Foursquare では,現地の座標情報だけでなく,滞在した場所の属性や名称等の空間の意味情報も含まれた情報を提供す

一般に広く普及したソーシャルネットワークアプリケーションを日常的に利用しているユーザによって提供されるユーザの移動軌跡は,ユーザの移動軌跡や活動を推論し,特徴付けるための情報として十分に活用可能が検証する

本研究では,位置情報共有可能なソーシャルモバイルアプリケーションを利用して,ユーザの移動軌跡を分析するために**ユーザの投稿に付加された位置情報を収集し,さらに,個々人の動的に変化する実世界での活動習慣を分析するためにユーザの投稿内容を利用する.**

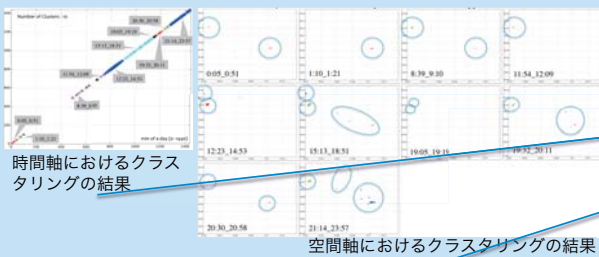
データ収集とその解析



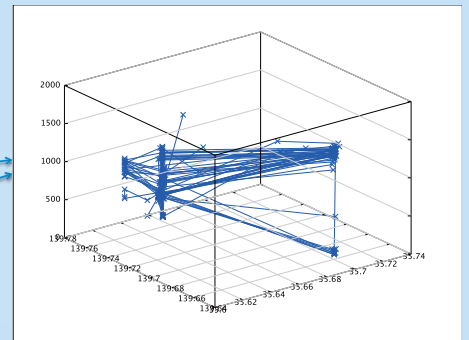
* 収集したデータセット

- * 本研究では,2010年7月から2011年7月の間に東京周辺30Kmで収集した14,587ユーザによる位置情報付き tweet 情報を収集した.
- * この収集期間中に,登録ユーザから179,372データの位置情報付き Tweets の収集に成功した.収集したデータに,膨大な Foursquare のチェックイン情報が含まれていたが,頻りにチェックインするユーザや不規則にチェックインするユーザ等,ユーザにとってチェックインの習慣が大きな変動が確認された.

* 時空間クラスタリング処理



時間軸・空間軸のクラスタリング結果を統合して3次元のクラスタを作成

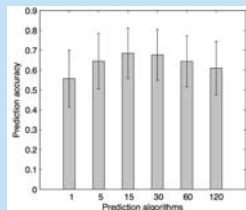
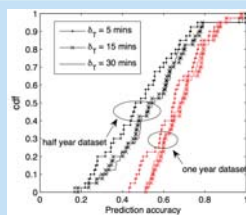


行動推定手法

* チェックイン時間に基づく推定

- * ユーザの現在のチェックイン時間は, t_m , チェックインしているクラスタを c_m として定義する.
- * 次に移動するクラスタ c_{m+1} を推論するために,本手法は,次にチェックインを行う時間である t_{m+1} が既知であることを前提とする.
- * 本手法における時間間隔は, $v = [t_{m+1} - \delta T, t_{m+1} + \delta T]$ として定義する.
- * 各チェックインのシーケンス c_i を調査し, 時間間隔 v 内で発生するチェックイン行為の数を ω_c とする.
- * ω_c は,クラスタ c_i 内にユーザが存在した頻度を示している.
- * c_x から c_{x+1} へのクラスタ間の遷移確率を $f_{c_x, c_{x+1}}$ とする.
- * 以下の式を満たした場合,クラスタ c_x が推論の結果として選択される.

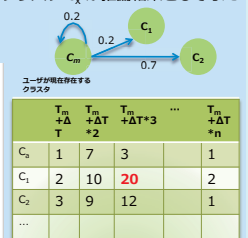
$$\arg \max_{c_i \in C} \omega_{c_i} f_{c_m, c_i}$$



* パラメータを与えない推定

- * 本研究では,ユーザの将来の位置を推論する際に,次のチェックイン時間を与える必要のないアルゴリズムも開発した.
- * ユーザの現在のチェックイン時間と位置を知る条件として,
 - * $n \in [1, n_{max}]$ 内のタイムスロット $v_n = [t_m + (n-1)\Delta t, t_m + n\Delta t]$ を定義する.
 - * n_{max} は,1日を推論の単位としてタイムスロットの最大値として定義する.
 - * 以下の式を満たした時に,タイムスロット v_n とクラスタ c_x が推論結果として与えられる.

$$\arg \max_{c_i \in C, n \in [1, n_{max}]} \omega_{c_i, n} f_{c_m, c_i}$$



精油吸入による運動誘発性疲労軽減効果と 脳内メカニズム

坊垣友美¹, 片桐祥雅², 宇佐美眞¹

¹ 神戸大学大学院 保健学研究科 兵庫県神戸市須磨区友が丘 7-10-2

² 独)情報通信研究機構脳情報通信融合研究センター
兵庫県神戸市西区岩岡町岩岡 588-2

email: bohgaki@aichi-med-u.ac.jp

Keywords: 精油 運動誘発性疲労 基幹脳機能

要旨

芳香性揮発性有機化合物である香り（精油）は、疲労感を認知する脳機能全体に作用し、通常医療を補完・代替する緩和医療や予防医療として期待されている。本研究では、運動誘因の中枢性疲労を対象に精油吸入の抗疲労効果およびその脳内メカニズムを実験的に検討した。

健康な 20 代前半の男性のボランティアに対して、覚醒作用を有するレモンユーカリ・ローズマリー・ペッパー（プロナロム社）と柚子（高知県産）の混合精油 0.6ml を滴下した綿球を鼻先 5cm に固定して被験者が持続的に精油（コントロール：水）を吸入できるようにした。運動負荷試験は、エルゴメータ 75XL（コンビウエルネス（株））を使用し、100W に設定した。運動負荷試験を通して自発性脳波のモニタを行った。図 1 は、耳電極基準の前頭部の電極(Fp1)の $\alpha 1$ リズム (8-10Hz) および後頭部電極(O1)の $\alpha 2$ リズム (10-13Hz) の peak-to-peak 強度の緩やかな変動を精油の有無について比較した結果である。精油なしの場合には $\alpha 1$, $\alpha 2$ とともに緩やかに減少するのに対し、精油ありの場合には $\alpha 1$ の急激な低下と $\alpha 2$ の高値維持の特徴が認められた。さらに、 α 帯域近傍の脳波のスペクトル解析を精密化するため fast (12-14Hz)、mid (10-11Hz)、low (8-9Hz) の三つの帯域での評価法を新たに導入した。図 2 はこれらの帯域に対する精油の有無を比較した脳波トポグラフである。精油なしの場合には α slow が頭全体に広がっている一方、精油有の場合には α slow の消失と後頭部 α fast 優位の傾向が確認された。なお β リズム (15-21Hz) は精油ありで優位な低下が認められた。

精油による疲労緩和については種々の説が提唱されている。しかしながら我々が初めて報告した覚醒作用を持つ精油の疲労緩和の作用機序は明らかではない。我々は覚醒性の強い嗅覚刺激により誘発される神経ペプチド（オキシトシン）がヒスタミン神経系や延髄のコリン系神経のほか腹側被蓋野ドーパミン作動性神経や青斑核ノルアドレナリン作動性神経を賦活する一方、縫線核のセロトニン作動性神経を抑制することで疲労が制御されたと考えている。精油による α fast の高値維持はこの説に矛盾しない。

なお visual-analog scale(VAS)を用いた疲労・気分の主観評価では疲労感はあるもののゆったり感が顕著に亢進することが確認されている（図 3）。このゆったり感発現の原因にはセロトニン神経系と扁桃核の活動の相関が示唆されるものの、詳細は不明である。

今後の展望

疼痛緩和の作用機序解明のため、脳内ホルモンおよび神経活動に係る代謝測定を含め大脳生理学的研究アプローチが今後必用である。精油に対する個人差についても対象者を拡大し検討する必要がある。

本研究の一部は学術研究助成基金助成金（基盤 C）、科学技術振興機構 JST-CREST の補助を得て実施した。

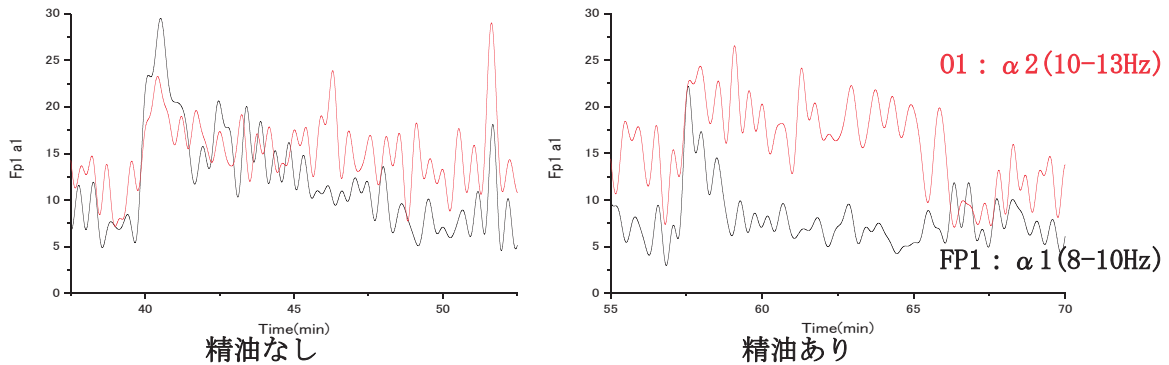


図 1. 精油なし（左）と精油あり（右）の前頭部 $\alpha 1$ と後頭部 $\alpha 2$ 波の動態

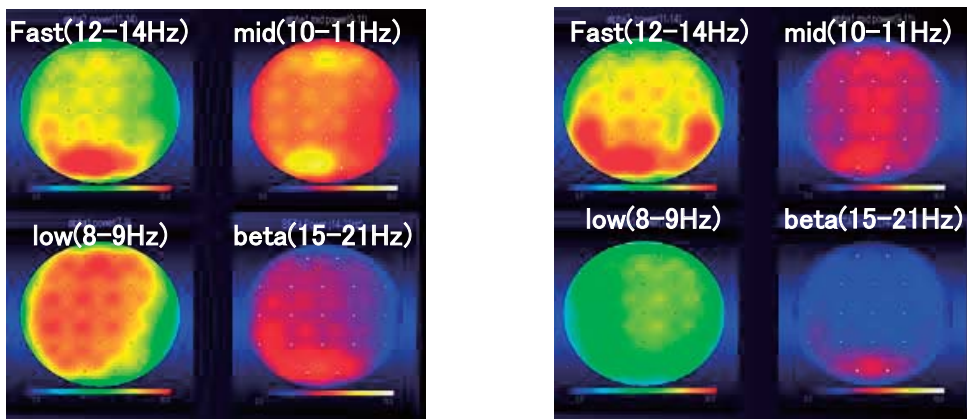


図 2. 精油なし（左）および精油あり（右）の脳波マッピング

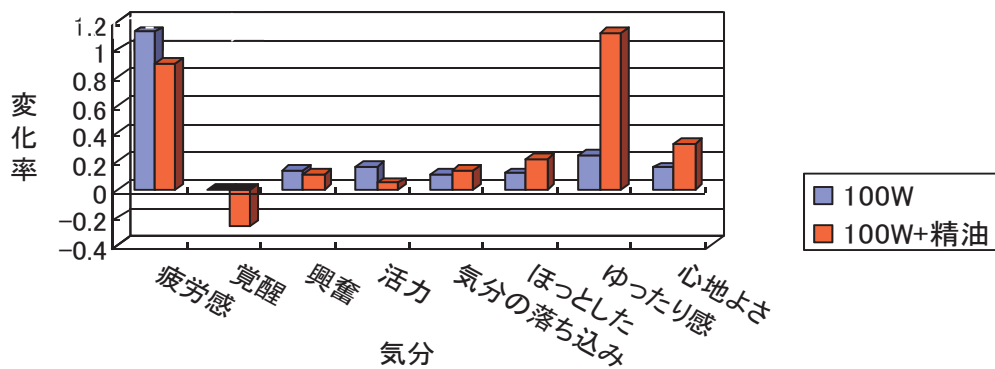


図 3. 運動負荷前を基準とする精油の有無による気分の変化率

ウェアラブルセンサを用いた 高齢者の転倒可能性の推定

福家佐和(発表者)¹, 鈴木琢治¹,
白井正樹², 鳥居直美², 竹内絵美², 鏑木康宏²

¹ 東芝研究開発センター
ヒューマンセントリックラボラトリー
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1
² 東芝林間病院

email: sawa.fuke@toshiba.co.jp

Keywords: 歩行解析 ウェアラブルセンサ 加速度 Support Vector Machine

要旨

高齢者の転倒事故は、若年齢者と比較して骨折などの怪我を引き起こしやすく、また再転倒への恐怖から運動量低下、更には体力低下に繋がり、寝たきり状態を招く傾向にある。高齢者自身の QOL 向上・介護者の負担軽減・地域が負担する医療費や介護保険の削減などのためにも、より多くの高齢者があらかじめその転倒リスクを評価され、適切に予防・リハビリテーション運動を指導されることが望ましい。本研究では、腰部に装着された加速度センサを用いて歩行開始後の遷移区間の運動を計測し、その鉛直方向波形の自己相関関数および左右方向波形の平均の特徴を利用して Support Vector Machine にて、短時間に転倒危険性を推定する手法を提案する。

今後の展望

本研究では、療法士が臨床現場で利用するスクリーニングツールに基づいて定義した安全・要注意・危険の3群の転倒危険性ラベルを F 値 70%以上の精度で推定可能な手法を示した。一方で、実際に転倒予防・歩容改善の指標とするためには、より連続的なラベルとして推定できることが好ましい。今後は上記条件下での更なる精度向上に向け、特徴量および推定アルゴリズムの検討と共に実験数を重ね、より信頼性の高い手法の提案を目指す。

1. はじめに

高齢者の転倒事故は、若年齢者と比較して骨折などの怪我を引き起こしやすく、また再転倒への恐怖から運動量低下、更には体力低下につながりやすく、寝たきり状態を招く傾向にある。実際に、転倒による大腿骨頸部骨折は年間 10 万件以上発生し、患者の 13.6% は新たに寝たきり状態に陥るといわれている¹⁾。今後更なる超高齢化社会を迎えるにあたり、高齢者自身の QOL 向上・介護者の負担軽減・地域が負担する医療費や介護保険の削減などのためにも、より多くの高齢者があらかじめその転倒リスクを評価され、適切に予防・リハビリテーション運動を指導されることが望ましい。

現在、転倒リスクの評価は主に病院や転倒予防教室等で理学療法士によって実施されており、その際の評価ツールの 1 つとして Berg バランステスト²⁾ が存在する。本テストは、図 1 に示すような 14 行為で構成されており、所要/耐久時間・距離の観点から被験者のバランス能力に対して合計 0~56 点の点数を付与するものである。実際に、その点数は歩行能力や転倒確率と有意な関連が存在すること^{3) 4)}が既存の研究でも報告されている。



- | | |
|--------------------------------|---|
| 1. Sitting to standing | 8. Reaching forward with outstretched arm |
| 2. Standing unsupported | 9. Retrieving object from floor |
| 3. Sitting unsupported | 10. Turning to look behind |
| 4. Standing to sitting | 11. Turning 360 degrees |
| 5. Transfers | 12. Placing alternate foot on stool |
| 6. Standing with eyes closed | 13. Standing with one foot in front |
| 7. Standing with feet together | 14. Standing on one foot |

図 1. Berg バランステストの項目

一方で本手法は、大きく二つの問題点があげられる。第一の問題点として、特定の診療時間内における理学療法士の観察によって評価されるため、本来時間、体調によって変化する転倒可能性の経時的変化を観測することが困難なことが上げられる。更に、テスト内でバランス評価のために実施される行為自体が高齢者にとっては転倒リスクが非常に高く、全項目を終了するための所要時間が長いため、高齢者自身が気軽に実施することが困難である点が上げられる。

上記の問題に対し、本研究ではウェアラブルな小型加速度センサを用いて、歩行という日常的な行為を計測・解析することにより、短時間に Berg バランステスト結果と同義のラベルを推定する手法の提案を目的とする。

2. 提案手法

小型加速度センサを用いた歩行の評価手法は、これまで多く提案されている。例えば Moe-Nilsen ら⁵⁾は体中心加速度の RMS(root mean square)を特徴量として身体の動揺量を観察し、猪岡ら⁶⁾は非線形時系列解析の結果リアプノフ指数の推定を行って動的安定性の評価を行っている。また歩行周期の変動が、パーキンソン病患者⁷⁾や変形性膝関節症⁸⁾の患者の症状の指標となるとした研究も存在する。これら研究の多くが、歩行の定常状態にある加速度成分を解析対象としている。

一方で前述の Berg Balance Scale テストを実際に高齢者 17 名に対して実施し、その点数の分布を解析してみると、点数のばらつきが大きい行為としては、図 2 に示す片足挙上、継足立位、台への足載せといった項目があげられた。よって、まず静止立位の状態から片足を上げ、重心を前後に移動させ始める遷移状態時にバランス能力の差が表出しやすい傾向にあると仮定し、本研究では歩行行為時でも、静止状態から定常状態に至るまでの遷移期における波形に着目し、その波形の類似性と左右対称性から転倒可能性を推定する手法を提案する。



図 2. Berg Balance Scale テストで点数のばらつきが大きい行為

本研究で提案する手法の概要図を図 3 に示す。被験者の腰部に取り付けられたセンサの左右(X)方向加速度 a_x および上下(Y)方向加速度 a_y を入力とし、前述のとおり Berg Balance Scale の点数に基づいて付与される転倒危険性ラベルを出力とする。ラベルは、Bogle ら⁴⁾によって転倒者が有意に増加すると示された 45 点未満の患者を危険群とし、45 点以上で 80 代高齢者の平均値¹⁰⁾の 51 点未満の患者を要注意群とし、残りの 51 点以上の患者を安全群と定義した。以下に提案手法における各モジュール内の計算処理について述べる。

2.1 歩行開始時刻判定モジュール

歩行開始時刻判定モジュールでは歩行開始時刻 T_0 を決定する。まず計測開始時刻から直前の 0.5[sec]間の鉛直方向加速度 a_y の分散値を算出し、閾値 σ 未満の

場合に停止状態、 σ 以上場合に運動状態と判定する。本研究では σ は 0.04 とする。更にある時刻 t 時に停止状態、 $t+0.5[\text{sec}]$ 時に運動状態と算出された場合、前時刻 t_1 を歩行開始時刻 T_0 とする。図 4 は歩行開始期の鉛直方向加速度 a_y の一例であり、図中の丸点は停止状態と判断された各時刻を示している。

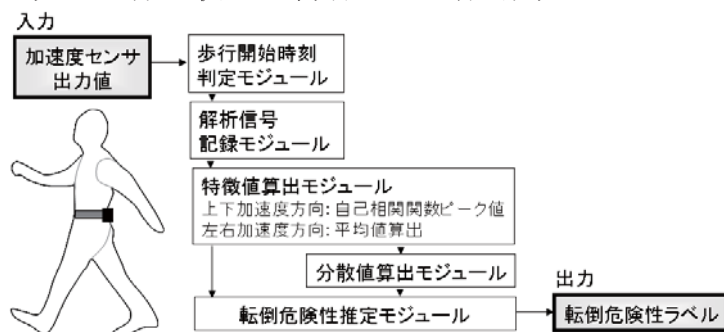


図 3. 提案手法概要

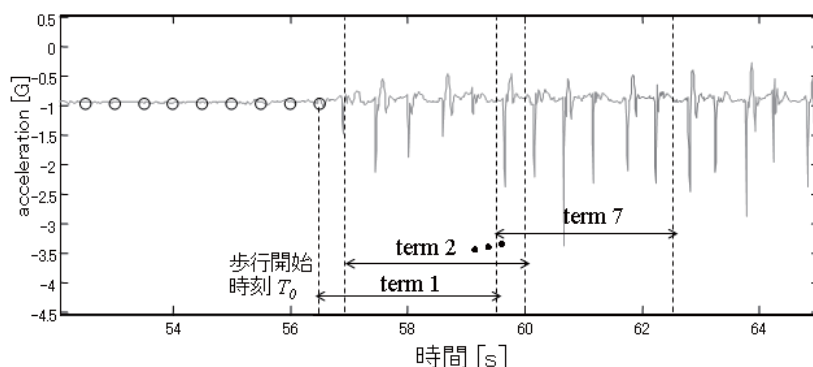


図 4. 歩行開始区間

2.2 解析信号記録モジュール

更に、解析対象となる歩行開始期から定常状態に至るまでの加速度信号を抽出する。3[sec]間の左右方向加速度 a_x および鉛直方向加速度 a_y を T_0 から 0.5[sec]ごとに移動しながら計 7 区間抽出する。例えば、図 4 に示すように第一区間 term1 は T_0 から $T_0+3[\text{sec}]$ までの区間を意味し、第二区間 term2 は、 $T_0+0.5[\text{sec}]$ から $T_0+3.5[\text{sec}]$ までの区間を意味する。更に前処理として IIR ローパスフィルタによって 10Hz 以上の信号を除去する。

2.3 特徴値算出モジュール

特徴値算出モジュールでは、前記解析信号記録モジュールで抽出した各区間における、波形の類似性を示す特徴量として上下方向加速度 a_y の自己相関関数の相関値を算出する。また、左右対称性を示す特徴量として、左右方向加速度 a_x の平均値を算出する。

各抽出区間において、開始から i ステップと $i+j$ ステップの値を $a_y(i)$ と $a_y(i+j)$

とすると、自己相関関数はその積をデータ測定時間 $N \times$ サンプル周波数 fs において時間平均することで算出される。

各ステップにおける相関値 $R(j)$ は、

$$R(j) = \frac{1}{(N * fs)} \sum_{i=0}^{N * fs} a_y(i) * a_y(i + j)$$

$$j = 0, 1, 2, \dots, (N * fs)$$
(2)

と求めることができる。

相関値 $R(j)$ の値は a_y が周期性を持っている場合 0 以外の値となり、振幅が大きくノイズが少ない場合であるほどより大きな値となる、つまり腰部の鉛直方向への力が強く、ふらつき等のノイズが小さい波形である、健常な歩行であるほど大きな値となる特徴を持つ。図 5 は安全群・要注意群・危険群の患者のデータのそれぞれ第一区間 term 1 の自己相関関数の一例であるが、第一ピークの相関値 $C_{y\max}(\text{term}1)$ が、転倒危険性が高まるにつれて、小さくなる傾向となっている。更に本モジュールでは、左右方向加速度 a_x の平均値 $M_x(\text{term})$ を左右対称性の指標として算出する。

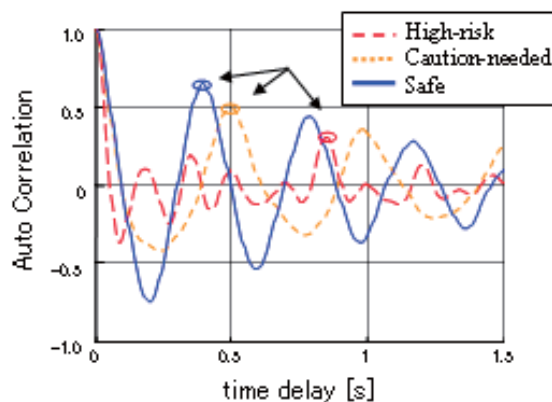


図 5. 自己相関関数

2.4 分散値算出モジュール

バランス能力が優れている被験者が早く定常歩行状態になる結果、区間ごとの特徴量の変動が小さいという仮説に基づき、分散値算出モジュールでは 2.3 章で求めた 2 特徴の $C_{y\max}(\text{term})$ と $M_x(\text{term})$ の 7 区間での分散値 $DC_{y\max}$ 、 DM_x を算出する。

2.5 転倒危険性推定モジュール

転倒危険性推定モジュールでは、各歩行において算出された特徴量 $X = \{C_{ymax}(term1), DC_{ymax}, Mx(term1), DMx\}$ を入力とし、Support Vector Machine (SVM) を用いて、安全群・要注意群・危険群の推定を行う。SVM は、カーネル関数を導入することにより非線形識別に対応が可能である 2 クラスのパターン識別手法である。更に本手法では、多クラスの識別ができるよう one-against-one 法¹¹⁾を用いて拡張した。これは、 K クラスの中の任意の 2 クラスの組み合わせ $(K(K-1)/2)$ 通りの SVM をそれぞれ構成し、結果の投票によって出力クラスを決定する手法である。本研究では、カーネル関数としては、二次元の多項式カーネル関数を用いた。

3. 実験

3.1 歩行計測対象・計測条件

提案手法の有効性を検証するため、計測対象は通院中の脳卒中患者 15 名およびパーキンソン病患者 2 名の合計 17 名（男性 14 名、女性 3 名、平均年齢 69.5 ± 6.67 歳、平均体重は 59.4 ± 9.10 [kg]）とした。脳卒中患者の内訳としては、Brunnstrom stage が III 1 名、IV 2 名、V 5 名、VI 7 名であった。なお計測に先立ち、本研究の趣旨および方法について被験者に説明を行い書面にて同意を得て行った。

実験では、各被験者の腰部に、計測範囲が $\pm 4.5G$ 、サンプリング周波数 f_s は 128[Hz]である 3 軸加速度センサを内蔵するモジュールを試作し、図 5 のように直接取り付け、静止立位状態から 16[m]の直線自由歩行を 3 回ずつ裸足で実施した際の出力信号を記録した。



図 6 加速度センサ装着図

3.2 Berg バランステストの実施

全被験者に対して、担当療法士によって Berg バランステストの評価が実施された。テスト結果に基づき、前述のように各被験者に転倒危険性のラベルを付与したところ、安全群が 8 名（24 歩行）、要注意群が 4 名（12 歩行）、危険群が

5名（15歩行）となった。

3.3 提案手法の推定精度検証・結果

上記条件で測定した被験者1名分の3歩行をテスト事例とし、残りの16名分の48歩行を訓練事例とする leave-one-out cross-validation 法によって提案手法の推定精度を検証した。表1に転倒危険性推定モジュールの出力より、各群のデータの適合率・再現率・F値を算出した結果を示す。安全群・注意群の歩行は、80%以上の高いF値を得た。要注意群の推定精度は他の2群と比較し低い値となった。

表1 推定結果

	安全群	要注意群	危険群
適合率	77.78%(21/27)	80.00%(8/10)	85.71%(12/14)
再現率	87.50%(21/24)	66.67%(8/12)	80.00%(12/15)
F値	82.35%	72.73%	82.76%

要注意群はサンプル数が少ないため、歩行開始期から力強く歩調の変動が少ない一方で、左右対称性やその変動が大きいという希少なケースがテストデータとなった場合に、推定精度が悪化するという現象が見られた。また、本手法ではSVMの入力として4特徴を利用しているが、one-against-one法を実装する際には、識別対象とする群によって差が顕著に表出する特徴が異なっている傾向がある。例えば、7区間における自己相関最大値の分散値は、安全群と要注意群、安全群と危険群間では有意差（t検定の際 $P < 0.05$ ）が存在するが、要注意群と危険群間では有意差がない。このような性質も、推定誤差の原因の1つと考えられる。

4. まとめ

本研究では、歩行開始時から定常状態に至るまでの遷移期における波形の類似性および左右対称性の変化に着目し、転倒可能性を推定する手法の提案と初期検討を行った。特に虚弱高齢者は、日常生活の中では屋内での短期間の歩行に限られると考えられ、歩行開始期より転倒可能性が推定可能である機能は有用であると考えられる。一方現在転倒危険性は3群のラベルとして定義しているが、実際に転倒予防・歩容改善の指標とするためには、より連続的なラベルとして推定できることが好ましい。今後は上記条件下での更なる精度向上に向け、特徴量および推定アルゴリズムの検討と共に実験数を重ね、より信頼性の高い手法の提案を目指す。

参考文献

- 1) 林泰林. “高齢者の転倒防止”. 日老医誌, 44: 591-594, 2007.
- 2) Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JA, et al. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. Can J Public Health. 83(2), s7-11, 1992.
- 3) 丸谷康平, 杉本諭, 伊勢崎嘉則, 小林 正宏. 脳卒中片麻痺患者における歩行能力と Berg Balance Scale の関係. 理学療法学 31(Supplement_2), 338, 2004.
- 4) Bogle Thorbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. Phys Ther, 76(6), 576-83, 1996
- 5) Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part2: Gait-analysis. Clinical Biomechanics. 13, 320-327. 1998.
- 6) 猪岡光, 石原正, 小野貴彦, 大滝保明, 永富良一. 加速度計測による高齢者歩行の安定性評価と転倒予防に関する研究, デサントスポーツ科学, 24, 61-67, 2007.
- 7) <http://www.m-kagaku.co.jp/aboutmcc/RC/special/10/feature5.html>
- 8) 山田実, 平田総一郎, 小野玲, 安藤啓司. 変形性膝関節症患者における歩行周期時間変動と歩容異常の関係. バイオメカニズム学誌, 30, 4, 211-215, 2006
- 9) 大平高正, 池内秀隆. 高齢者の歩行開始の足圧中心点移動距離と足指機能の関係および転倒との可能性. 理学療法学 30(2), 314, 2003.
- 10) Steffen M T., Hacker M. T., Mollinger L.. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-minute walk test, berg balance scale, timed up & go test, and gait speeds. Physical Therapy, 82, 128-137, 2002.
- 11) Hsu CW and Lin CJ. A comparison of methods for Multi-class Support Vector Machines, IEEE Transactions of Neural Networks,

アンビエント環境における経験型強化学習を用いたインタラクティブデバイスの制御

中瀬 絢哉¹, 森山 甲一², 清川 清¹,
雄山 真弓³, 沼尾 正行², 栗原 聡²

¹ 大阪大学大学院情報科学研究科

² 大阪大学産業科学研究所

³ 関西学院大学

Email: kurihara@sanken.osaka-u.ac.jp

Keywords: アンビエント情報処理, 強化学習, 疲労回復

はじめに

近年, 日常生活における人への様々なサポートを目的として, 適切なインタラク션을, 適切なタイミングで能動的に働きかける「アンビエント情報基盤」に関する研究が注目されている. このアンビエント情報基盤の実現で, 人の作業補助, 身の回りの危険予知といったことが可能になると期待されている. アンビエント情報基盤を構築するには以下の3つのステップが必要である.

- ・ 実環境からのセンサーネットワーク等による人の振る舞いに関する情報を収集する基盤の構築
- ・ 収集された情報から人の習慣的な振る舞いを抽出する人間行動マイニング
- ・ インタクションデバイスにおいて最適なデバイスを最適なタイミングで操作するためのプランニング技術や制御技術

本研究では, 3つ目のステップに注目し, デスクワークにおける疲労が起因する眠気に対し, 心地よく覚醒させるためのインタクションの構築を行った. 快適と感じるインタクションは人によって異なることから, 本研究において, これを経験型強化学習によって獲得する手法を提案し, 被験者による有用性検証を行った.

想定するアンビエント環境

本研究で構築するインタクションの目的は, 人が眠い状態にあるとき, 快適に覚醒させることである. そこで, 目覚めさせるインタクションデバイスとして, 照明 (白色, 黄色), 香り (ミント, コーヒー), 音楽 (落ち着いた, 明るい), それぞれを発生させる3種類のデバイスと各々のデバイスでの2種類の行動, 計6種類のインタクションを用意した.

また, 人の状態を知覚するためのセンシングと情報解析については,

瞬きや体動を利用するつもりであるが、まだ利用可能な精度でないため、今後において精度を高める予定である。本研究では快適な覚醒のためには個人にあった最適なインタラクション系列の獲得が重要であるため、その獲得を強化学習を用いて目指す。

提案手法

本研究では、強化学習によって、最適なインタラクション系列を獲得するため、被験者からの入力によってリアルタイムに得られる覚醒度・快適度を報酬とする Profit-sharing によって学習を行った。強化学習は大きく、Q-learning を代表とする環境同定型と、Profit-sharing を代表とする経験強化型[1] の2つに分類される。前者に比べ、後者は解の最適性が保証されないものの、試行回数が少ない場合においても学習効果を得られる。このことから、本研究では Profit-sharing を用いて、インタラクティブデバイスの制御を学習する枠組みを採用した。

検証実験

提案手法の検証実験として、以下の実験を行った。まず、被験者を擬似的に眠い状態に近づけるため、簡単な反復計算をしてもらい、その後、決定されたインタラクティブデバイス系列を被験者に実行した。そして、被験者にインタラクション終了時の状態（覚醒度、快適度）を入力してもらい、この一連の流れを50回繰り返す。Profit-sharing によって最適なインタラクション系列の学習を行った。そして、上記の試行による学習の結果を評価するため、与えられた報酬の大きさで選んだ3つのデバイス系列と学習結果を含めた4つのデバイス系列を被験者に実行した。この4つを実際に寝ている状況を想定して、被験者の主観によって順位づけてもらった。実験の結果、4名の被験者において2名が学習結果を最も好むと評価するなど、強化学習によって、各人の嗜好を学習できることの可能性を確認することができた。

まとめ

実験結果から、強化学習によって、個人ごとでの最適なインタラクション系列が学習できる可能性を確認した。今後の計画として、眠気を自動判定するシステムの構築を行い、実際に眠い状況での最適なインタラクション系列の学習とその結果の有用性の評価を行う予定である。

参考文献

[1] 宮崎和光, 木村元, 小林重信, 徳高平蔵, 藤村喜久朗, 山川烈監修, "Profit-Sharing に基づく強化学習の理論と応用", 人工知能学会誌 14(5), pp. 800-807, 1999.

点字触読課題と暗算課題下における視聴覚情報の同時変化時の脳活動の比較

青山敦¹、春山友宏²、加藤遼太²

¹ 東京電機大学 先端工学研究所 千葉県印西市武西学園台 2-1200

² 東京電機大学 情報環境学部 千葉県印西市武西学園台 2-1200

email: aoyama@rcat.dendai.ac.jp

Keywords: 異種感覚統合 脳機能計測 閾下知覚 脳磁図 (MEG)

要旨

人間は、身の回りの視覚情報や聴覚情報の変化を無意識的に検出し、現状把握や危機回避に役立てる能力を有している。例えば、繰り返し呈示される聴覚刺激や視覚刺激の急な変化に対しては、聴覚野や視覚野の脳活動が早期から増大することが報告されている。この増大（ミスマッチ反応）は、ビデオ鑑賞や暗算などによって、注意が外的な情報や内的な処理に向いている際にも出現することが知られている。しかしながら、視覚刺激と聴覚刺激が同時に変化した場合にも同様の脳活動が存在するのかは不明である。今回の発表では、ms 単位の時間分解能と皮質において mm 単位の空間分解能を持つ非侵襲脳計測法である MEG（脳磁図）を用いて、外向きに注意を逸らす点字触読課題と内的に処理を生成する暗算課題の遂行下において、視聴覚情報の同時変化に対する早期脳活動の検討を行った。

インフォームドコンセントを得た正常な視覚、聴覚、触覚機能を有する健常被験者（点字触読課題 10 名、暗算課題 5 名）に対して表 1 のような視聴覚刺激を呈示した。視覚刺激として、2×2 の市松模様のパターン V1 または V2 を使用し、図 1 のように左右の視野に同じパターンを 50ms 表示させた。聴覚刺激として、1000Hz の純音 A1 または 1050Hz の純音 A2 を使用し、視覚刺激と同時に両耳に 50ms 呈示した。この時、V1 と A1 の組み合わせ（標準刺激）を高頻度（87.5%）出現させ、稀に V2 と A1 の組み合わせ（視覚逸脱刺激）、V1 と A2 の組み合わせ（聴覚逸脱刺激）、V2 と A2 の組み合わせ（視聴覚逸脱刺激）を各々低頻度（4.2%）で出現させた。これらの 4 種類の視聴覚刺激は 400ms の間隔でランダムに合計 2400 回呈示した。被験者には、視聴覚刺激から注意を逸らすために、前述の 2 課題を行ってもらった。一つは点字触読課題で、視野中央の固視点を凝視してもらいつつ、点字刺激装置によって 10s 毎に切り替わる点字パターンを左示指（または右示指）の先端部で読み取ってもらい、10 種類のパターンのうちターゲットを見つけた際に反対側の示指でなるべく正確に応答するよう指示した。他方は暗算課題で、固視点を凝視してもらいつつ、100 から 7 の減算を繰り返し行ってもらい、一桁の最終値を点字触読課題の応答指で報告するよう指示した。

点字触読課題においても暗算課題においても、実験を通じて、被験者は視覚情報および聴覚情報の変化を知覚できなかったことが確認できた。左聴覚野、右聴覚野における各課題遂行下の RMS 強度の継時的変化を図 2 に示す。刺激の変化に対する脳活動のみを評価するために、各逸脱刺激

に対する脳活動から標準刺激に対する脳活動を差し引いたものをプロットしている。点字触読課題の左右聴覚野においては、視聴覚逸脱刺激と聴覚逸脱刺激に対して、刺激後 150ms 付近にピーク活動増大が確認され、視聴覚逸脱刺激の方が聴覚逸脱刺激に比べて強度が増大していた。このような強度差は、暗算課題の場合には観測されなかった。視覚野においては、両課題で顕著な活動が観測されなかった。

両課題において、視聴覚逸脱刺激と聴覚逸脱刺激に対する聴覚野の活動増大（ミスマッチ反応）が観測されたが、注目すべきことに、点字触読課題でのみ、聴覚逸脱刺激よりも視聴覚逸脱刺激に対してより大きな応答が見られた。この差分は、視聴覚刺激の同時変化によってのみ出現した成分だと考えられる。同じ視聴覚刺激に対する非注意条件であっても、点字触読課題では触覚刺激に対して注意を向けているのに対し、暗算課題においては、内的な計算処理に対して注意を向けている。触覚入力に対して網様体賦活系が活性化することが知られているため、点字触読課題では、視覚刺激と聴覚刺激による特殊視床皮質投射系の活性と網様体賦活系の活性の相互作用が存在し、アラート系において鋭敏である聴覚活動にその効果が現れた可能性がある。また暗算課題では相互作用は存在せず、視覚刺激の有無に依存するような聴覚活動は現れなかったと考えられる。また後頭部において顕著な脳活動が見られなかったことも、視覚野を介さない相互作用の存在を支持する。したがって、視聴覚刺激と無関係な課題であっても、注意の指向性に依存して聴覚活動に対する視覚効果が増大することが分かった。

今後の展望

人間は、外部環境から分散して入力される異なる複数の感覚情報を迅速に連合することによって、多感覚的な事象を統合的に知覚している。本研究では、このような異種感覚連合の動態・機序を調べることを目的として、五感の中でも優位な感覚である視覚と聴覚の組み合わせ刺激の変化に対する早期脳活動の検討を行ってきた。

今回の結果から、これまで報告してきた視聴覚情報の複合変化（例 V1A1, V2A2, V1A1, V2A2, V2A1, …）に対する早期脳活動に加えて、視聴覚情報の同時変化（例 V1A1, V1A1, V1A1, V1A1, V2A2, …）に対しても特異的に出現する早期脳活動が存在することが明らかになった。前者に関しては、時間周波数領域における解析を進め、誘発された早期脳活動が、どのような背景脳律動に支えられているのかを詳細に見ていく予定である。特に低周波帯域に着目し、記憶の参照や覚醒などとの関係を探っていく。また後者に関しては、被験者数を増やして統計的な議論をしていくと共に、皮質下の脳内過程について調べていく必要がある。MEG が苦手とする深部の脳部位の活性に関しては、可能であれば fMRI などの他のアプローチを用いる。これらを統合的に議論することで、高次の連合野だけでなく、低次の感覚野や皮質下の部位も異種感覚連合において重要な役割を果たしていることを検証していく。

刺激名	視覚刺激	聴覚刺激	刺激回数
標準刺激	 V1	 A1(1000Hz)	2100
視覚逸脱刺激	 V2	 A1(1000Hz)	100
聴覚逸脱刺激	 V1	 A2(1050Hz)	100
視聴覚逸脱刺激	 V2	 A2(1050Hz)	100

表 1. 視聴覚刺激

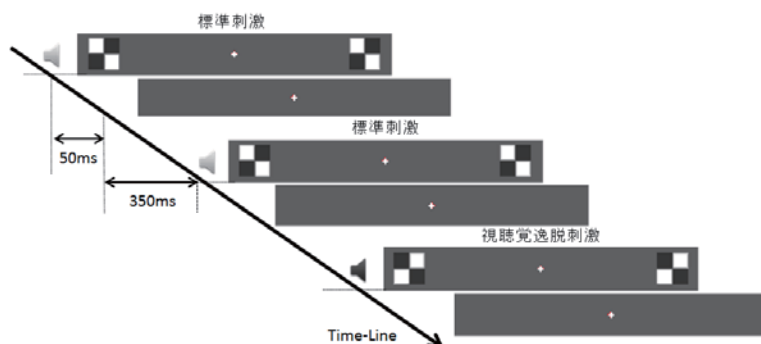


図 1. 視聴覚刺激系列の例

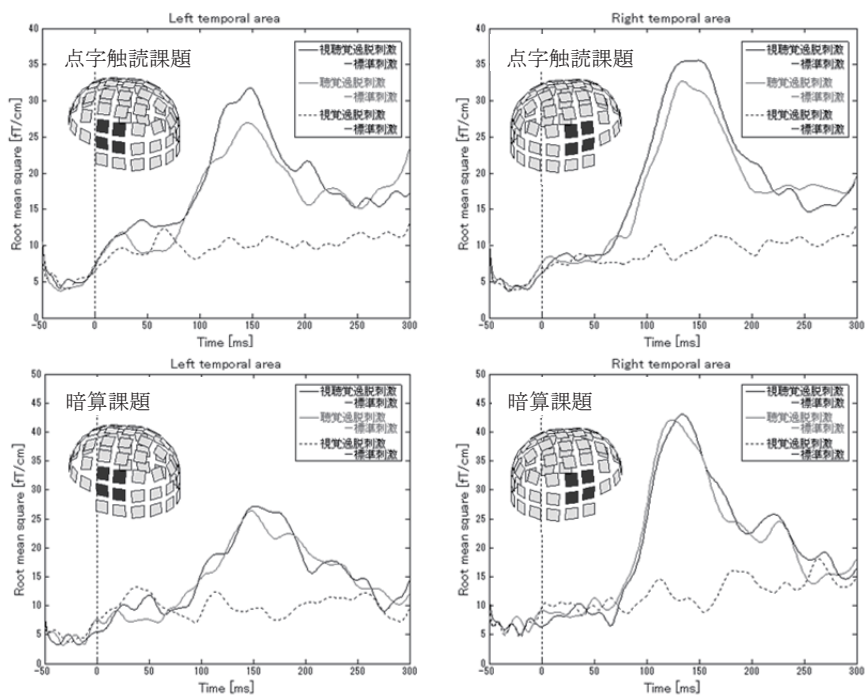


図 2. 聴覚野における脳活動強度の経時的変化

Fast α 帯域からの深部脳活動抽出法の検討

片桐祥雅¹, 今井絵美子², 川又敏男²

¹ 独) 情報通信研究機構 脳情報通信融合研究センター
兵庫県神戸市西区岩岡町岩岡588-2

² 神戸大学大学院 保健学研究科 兵庫県神戸市須磨区友が丘7-10-2
email: ykatagiri@nict.go.jp

Keywords: 基幹脳機能, モノアミン神経, 脳波, α リズム

要旨

興奮/抑制的に皮質を調整する視床、視床下部、上部脳幹を中心とする皮質下の深部脳機能は様々な認知活動を支えている。この深部脳活動は後頭部に出現する α 速波帯域から抽出可能とされるが、詳細な挙動やメカニズムは十分に解明されていない。本報告では、種々のストレス下で深部脳活動を変調した時の α 速波帯域の強度の変化から深部脳活動の推定を試みた。

Fig. 1は、健常被験者(30代男性)に対して暗算ストレス(NからN1,N2を交互に減算: N=1509, N1=13, N2=7)を負荷した時の脳波の特徴である。時間経過とともにmid α (10~11Hz)は減少、fast α (12~14Hz)及びslow α (8~9Hz)は増大する傾向にあった。なお、前頭部の $\alpha 1$ 帯域(8~11Hz)は α fastと正の相関を示した。一方、情動的ストレスとして音楽を聴きながら孤独に耐える試験を30代男性健常者に実施したところ、試験開始後、15分ごろから孤独(置き去り)感に伴う不安感の上昇に伴いfast, slowとも低下するのに対しmidは不安定性を呈し、一方、経過時間45分からは環境音から室内での人の気配が感じられ安心感が得られている状況ではslow, midはともに減少するがfastは増大する結果を得た(Fig. 2)。

ヒトの耐ストレス反応は複雑であり、ストレス印加により深部脳活動が一律に低下するとするのは誤りである。暗算などのタスクを課すストレス負荷で認められたfast α の増大は、ストレスを克服するために深部脳活動が賦活したものと考えられる。前頭部の $\alpha 1$ の上昇はタスクに対し脳機能の負荷を軽減(脳活動を下げてもパフォーマンスが低下しないことを脳が学習)した結果であると考えられる。一方、不安を伴うストレスで認められた脳波強度の低下、mid α 帯域の不安定性は、扁桃核賦活による覚醒性深部脳活動の抑制が生じたものと推察された。

今後、さらに様々なストレスについて脳波強度の時間変動の特徴を抽出し、深部脳活動との相関を明らかにしていく。

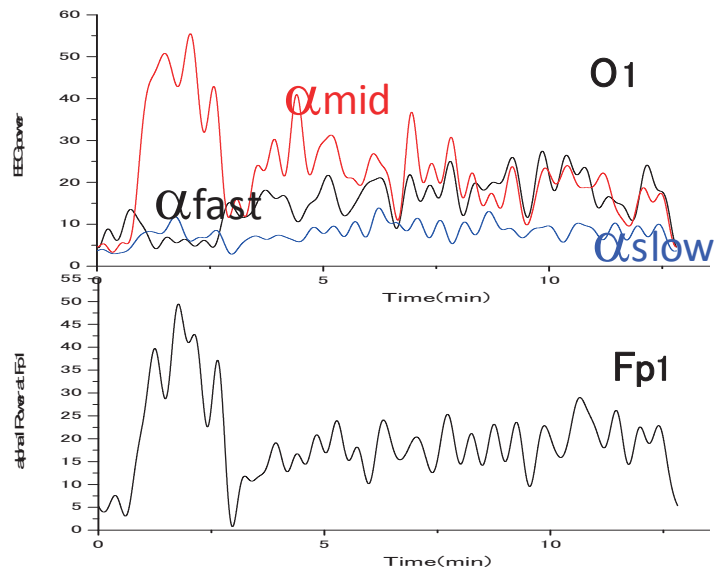


Figure 1 Temporal power variations of EEG training signals under emotional stress (calculation).

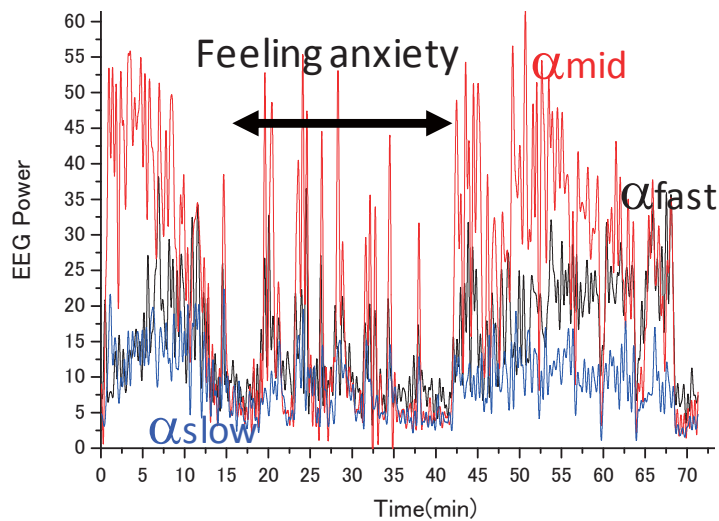


Fig. 2 Temporal EEG power variations under stress with anxiety feeling.

Figure 2 Temporal EEG power variations under stress with anxiety feeling.

局所冷却による全身性温熱ストレス緩和の 脳機能ネットワーク

片桐祥雅¹, 今井絵美子², 川又敏男²

¹ 独) 情報通信研究機構 脳情報通信融合研究センター
兵庫県神戸市西区岩岡町岩岡588-2

² 神戸大学大学院 保健学研究科 兵庫県神戸市須磨区友が丘7-10-2
email: ykatagiri@nict.go.jp

Keywords: 熱ストレス, 脳波, α リズム, Waxing & Waning

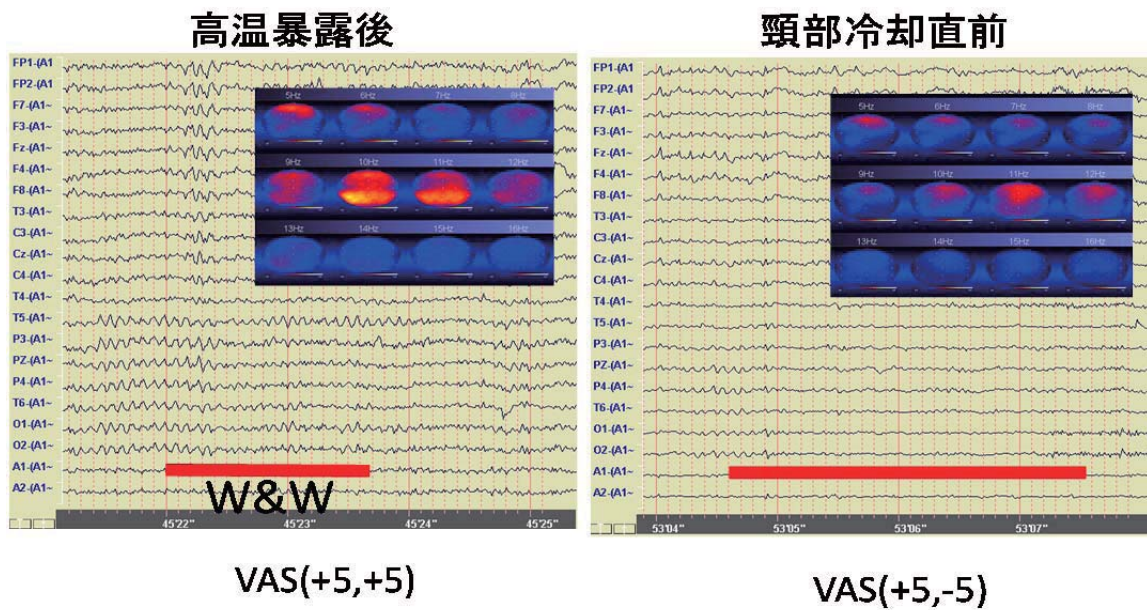
要旨

高温環境暴露は核心温を上昇させて脳活動を急速に低下させ、さらに注意欠陥など様々な機能障害を誘発する。本報告では、低エネルギーで効率よく核心温を低下させる頸部冷却法が脳活動を急速に回復させると同時に不快感を強く抑制できることを生理指標ならびに脳波の特徴から客観的に検証した。

頸部は太い動静脈が皮膚近くを通る。動脈は頭骸骨の内外に渡り展開する。このため、頸部を冷却することで脳を効率よく冷却すると同時に、静脈を介して心臓に還流する血液を冷却することで穏やかに身体の深部を冷却することが可能である。

そこで、高温環境暴露(40°Cの温水に浸潤)下での体温、自律神経ならびに脳波測定を行いつつ、頸部冷却の効果を検証した。高温環境暴露によりGSRが上昇した。これは熱刺激に対する皮膚交感神経の亢進と考えられる。頸部冷却により掌および顔面の皮膚温は37.4°Cから36.5°Cまで急速に低下した。また、心拍変動から推定できる自律神経活動計測では、頸部冷却により呼吸性洞性不整脈が認められた。これは主に温熱ストレスの緩和が寄与しているものと考えられる。一方、自発性脳波では、 α リズムに現れる変動(Waxing & Waning: W&W)の周期が熱ストレスにより延長または消失する傾向にあるものの、頸部冷却によりW&Wが回復することが実験で明らかとなった(Fig. 1)。

高温環境への暴露により急速に体温が上昇し、それに伴い脳温もある程度上昇したことは容易に推察できる。W&Wは通常の脳活動では活発に発生することがわかっており、W&Wの消失はなんらかの脳機能の低下を意味している。熱ストレスは脳全体に及ぶ脳機能低下で特定の部位に由来するものではないことから、W&W消失は脳内ネットワークの機能不全によりよるものであると推察している。



クーリング開始3分後

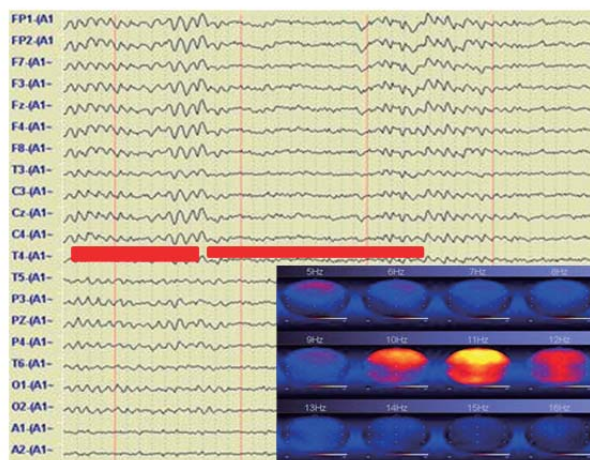


Figure 1 Vanishing Waxing & Waning of EEG training signals by thermal stress and its recovery by neck cooling.

心理学的検査の成績とストレス耐性との相関に 関する基幹脳機能から観た一考察

今井絵美子¹, 片桐祥雅², 川又敏男¹

¹ 神戸大学大学院 保健学研究科 兵庫県神戸市須磨区友が丘 7-10-2

² 独) 情報通信研究機構 脳情報通信融合研究センター
兵庫県神戸市西区岩岡町岩岡588-2

email:emikoimai@stu.kobe-u.ac.jp

Keywords: ストレス, 注意検査, 基幹脳機能, 皮膚コンダクタンス

要旨

心理学的実験においては、被験者を均一母集団として仮定した統計学的解析が主流である。しかし、ストレス耐性の個人差がタスク成績に反映される可能性が高いことを考慮すると、同一母集団とみなした解析には不足が生じる。本報告では、ストレス負荷の高い言語産生課題時のストレス反応と注意機能を測る心理学的検査の結果の相関性より、ストレス耐性の成績への影響の傾向について考察した。

図1は2名の健常ボランティア（男性6名、女性6名、23～28歳（平均25.00±1.76歳））を対象に、次々と提示される単語を聴いてそれに対応する動詞を想起して答えるというストレス負荷の高い言語産生タスクを行った時の、誤反応率（返答不可能、不適切返答、吃様症状など）と皮膚コンダクタンス水準（SCL）変化率（タスク時/安静時）との相関を示す。ストレス曝露による交感神経活動の亢進を示すSCLの変化率が低い群と高い群の2群に分かれ、各群においてSCLと誤反応の上昇に相関性が認められた。動詞想起タスク時と同様の脳部位（前頭前野、前部帯状回）が活動することが報告されている2種の注意検査を追試した結果、成績は動詞想起タスク成績と同様に2群に分かれた（図2）。さらに、成績とSCL変化率の相関は、SDMT（シンボル・デジット・モダリティーズ・テスト）ではVの字型、TMT（トレイル・メーカー・テスト: (TMT-B-A) / TMT-A) では逆Vの字型を示し、2つのテスト間でストレス耐性と成績の関係が相反することがわかった。この結果は両テストに反映される注意機能に差があること、すなわち、SDMTは処理速度の速さを、TMT-Bは注意の転換を要するテストであることを示していると考えられる。また、後頭部優位 $\alpha 2$ 律動（11-14Hz）強度の時間変動について分析した結果、成績が低い被験者においては安静時に比べて強度の低下が著しく（図3）、基幹脳活動の低下と成績不良との関連性が推察された。

同一母集団として捉えている健常ボランティアにおいても、ストレス耐性には個人差があり、ストレスに曝露されても能力を発揮できるタイプと、ストレス感受性が高く能力を発揮できないタイプとがあることが示唆され、個人の特徴を詳細に検討することの必要性が提起された。

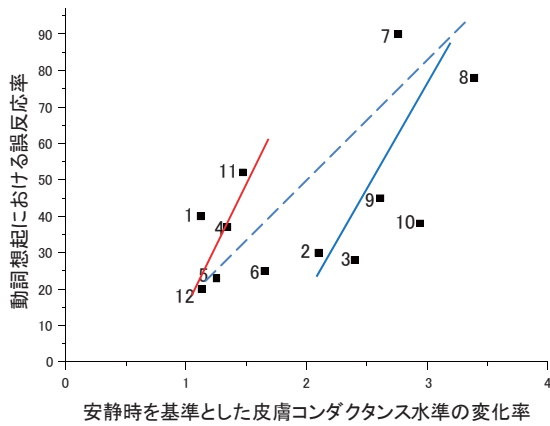


図 1. 動詞想起タスクにおける誤反応率とストレス反応との相関
(点線は全被験者における傾向、実線は 2 群に分かれる傾向を示す。図中に被験者番号を記す。)

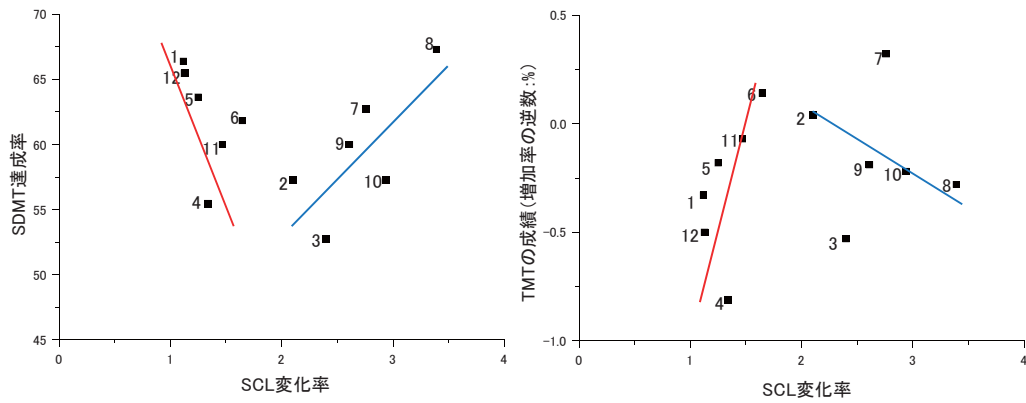


図 2. 注意検査成績とストレス反応との相関

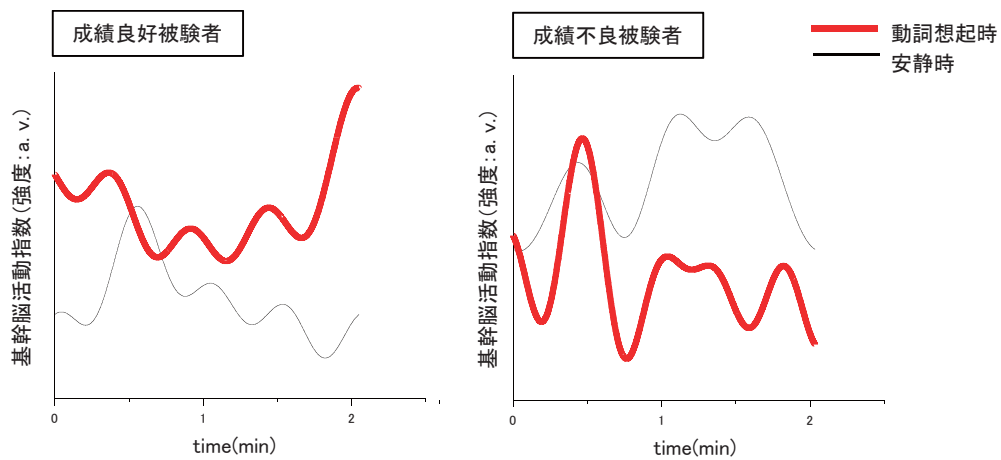


図 3. 成績良好者と不良者の基幹脳活動指数

フィジカル・エクササイズのための 個人特性対応型音楽ガイドシステムに関する研究

小杉尚子(発表者)¹, 佐々木史織²,
グエン・ティゴック・ジェップ², 清木康²

¹ NTTコミュニケーション科学基礎研究所
神奈川県厚木市森の里若宮3-1

² 慶應義塾大学環境情報学部 神奈川県藤沢市遠藤5322

email: kosugi.naoko@lab.ntt.co.jp

Keywords: 運動、運動療法、音楽ガイド、音楽療法、個人特性

要旨

運動機能の維持、回復を対象として実施するエクササイズおよびリハビリ運動において、そのモチベーションの維持・向上を支援するための音楽の利用が、少しずつ関心を集めている。本研究ではフィジカル・エクササイズのための楽曲を選択するための楽曲検索・楽曲加工技術を研究する。特に実施する運動に合い、かつ運動する本人の感性・好みに合うことを目標に、適切な楽曲を選択・加工することを目指す。事前実験において、音楽に合わせて運動した方が楽しく、モチベーションを維持しやすいことがわかった。そこで、運動に関連があると思われる音楽特徴量として、符号分散など複数の特徴量を設計し、特定の運動に対して、運動の合わせやすさなどに関する影響を調べたところ、一部の運動と音楽特徴量の間に関係がみられた。

今後の展望

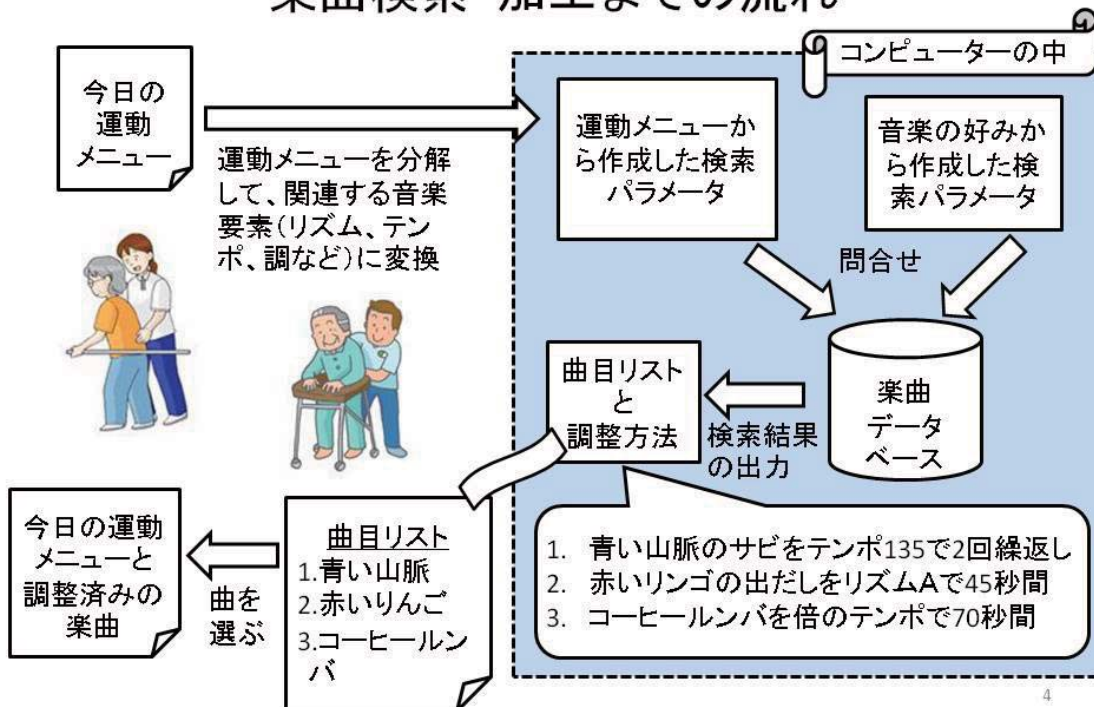
今回関係がみられた運動と音楽特徴量を足がかりに、それらを発展させる形で、運動と音楽特徴量の関係を調べていく。最終的には、運動メニューと音楽に対する本人の好みを入力すると、その運動の実施に際してお勧めできる音楽の一覧が出力されるシステムの構築を目指す。ユーザはそれらの音楽に合わせて楽しく運動できるようになると考えられる。

本研究は、総合科学技術会議により制度設計された最先端・次世代研究開発支援プログラムにより、日本学術振興会を通して助成されたものです。

背景と動機



運動メニューの入力から 楽曲検索・加工までの流れ



運動に関連する音楽特徴量のデザイン

1. 符号分散

同じ符号が続く音符の長さ

2. 累積音程

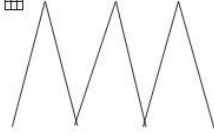

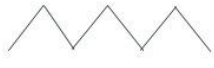

音程を合算した値

3. 音符密度

単位時間当たりの音符数

4. 平均音高

音高の平均値

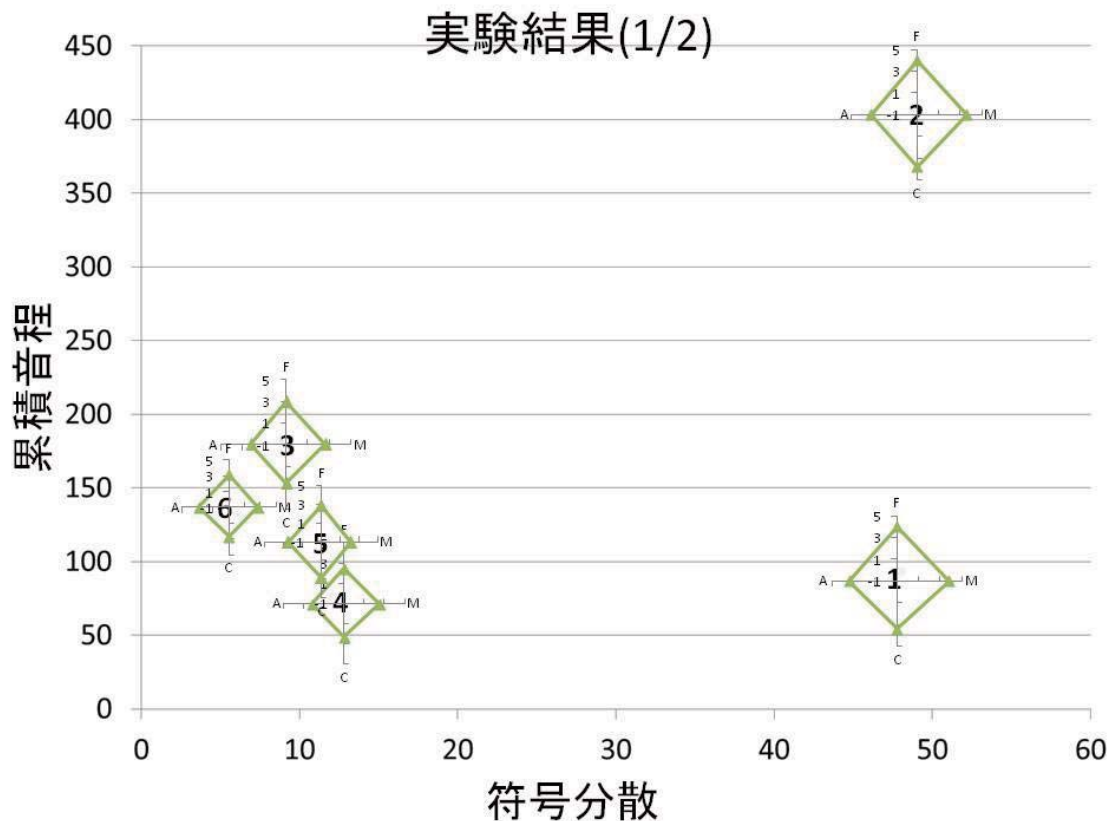
符号分散	大	小
累積音程	音高が何度も大きく上下変化する激しい曲 	音高が大きく上昇、または大きく下降するダイナミックな曲 
	音高が何度も小さく上下変化する軽快な曲 	音高の上昇、下降が小さい穏やかな感じの曲 

7

実験概要

1. 目的: アイソニック系の運動とストレッチ系の運動と、音楽特徴量(4種)の相関を調べる
2. 運動
 1. 歩行、肩の上げ下げ・アイソニック系
 2. 腰ひねり、前屈・ストレッチ系
3. 曲目: 分析しやすいように研究者が良く知っている曲を選出
3. 実験方法: 各曲のメロディの先頭から約20秒間を使用し、2に示す各運動をその曲に合わせて実施してもらい、4,5に示す評価を行う
4. 評価項目: 合わせ易さ(F)、モチベーションの維持(M)、集中できるかどうか(C)、達成感(A)の4項目
5. 評価方法: 上記の各項目について5段階評価
6. 被験者: 6~7人

8



考察と今後の予定

1. 音楽に合わせて運動をする場合のメリット
 1. 楽しい
 2. 集中できる
2. 音楽と運動の関連性について

曲によって、やりやすい運動とやりにくい運動があると思われる・符号分散特徴量に着目するのが有効か？
3. 今後の予定
 1. アイソメトリクスとストレッチを中心に進める
 2. 評価用の指標について再度検討する
 3. 新しい特徴量を設計し実験を重ねる

第 10 回 人間情報学会ポスター発表集

平成 24 年 5 月 15 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://www.ahi.gr.jp/>

印刷所 株式会社エーヴィスシステムズ