

2013 年

第 33 回日本生体医工学会甲信越支部大会

講演論文集

Proceedings of the 33<sup>rd</sup> JSMBE Kou-Shin-Etsu Branch Conference 2013  
Japanese Society for Medical Biological Engineering (JSMBE)

会 期 平成 25 年 10 月 26 日 (土)

会 場 信州大学繊維学部 総合研究棟 7F ミーティングルーム 1

大会長 小林 俊一 (信州大学繊維学部 機械・ロボット学系)

支部長 牧野 秀夫 (新潟大学大学院自然科学研究科)

主催 社団法人 日本生体医工学会 甲信越支部

◎日程

11:00～ 受付・ポスター準備（ホール・ミーティングルーム1）

役員会（ミーティングルーム2）

11:30～ 総会（ミーティングルーム1）

13:00～13:30 Brief Presentation（ミーティングルーム1）

13:30～14:30 特別講演（ミーティングルーム1）

14:30～15:30 ポスターセッション（ミーティングルーム1）

15:30～16:00 優秀賞表彰式（ミーティングルーム1）

◎特別講演

13:30～14:30

「生体の力学モデリングと計算バイオメカニクス

ーヒトの背骨からキリンの首，ヒトの皮膚から植物果実までー」

講師：金沢大学理工研究域機械工学系

教授 坂本 二郎 氏

## 目次

1. 整形外科領域におけるパーソナル 3D プリンターの有用性	……………1
○中村 祐敬, 堀内 忠一 市立甲府病院 整形外科	
2. FBG センサを用いた無拘束最低血圧計測	……………3
○高木 翼, 服部 陽, 東江 涼, 桂川 裕偉, 宮内 祐樹, 石澤 広明 信州大学	
3. 非侵襲血糖値計測におけるスペクトル測定条件の最適化	……………5
○大島 知洋, 福田 将也, 大石 啓悟, 田沢 省吾, 岩崎 周平, 宮内 祐樹, 石澤 広明 信州大学	
4. 脳内ダイポールイメージングにおける推定精度評価法の検討	……………7
○西村 望*1, 堀 潤一*2 *1 新潟大学院自然科学研究科, *2 新潟大学工学部	
5. 重度肢体不自由者向け操作スイッチ GSN/1 の振戦時における検出性能評価	……………9
○遠藤 雅也*1, 林 豊彦*1*2*5, 織田 孝*3, 遁所 直樹*4, 山口 俊光*5 *1 新潟大学大学院 自然科学研究科, *2 新潟大学工学部 福祉人間工学科, *3 日本 ALS 協会新潟県支部, *4 社会福祉法人自立生活福祉会, *5 新潟市障がい者 IT サポートセンター	
6. 空間フィルタを用いた SSVEP に基づく 2 入力型 BCI の開発	…………… 11
○土田 剛生, 堀 潤一 新潟大学大学院自然科学研究科	
7. 計算タスクを用いた $\alpha$ 波帯域と $\beta$ 波帯域に着目した BCI 研究	…………… 13
○宮本 貴彦, 堀 潤一 新潟大学大学院自然科学研究科	
8. ADHD を有する児童の支援を目的とした Web 型電子カルテシステムの機能の評価	…………… 15
○玉井 飛鳥, 山崎 琢, 永森 正仁, 三宅 仁 長岡技術科学大学 生活福祉支援情報工学講座	
9. ICF-CY を用いた特別支援教育電子カルテの提案	…………… 17
○山崎 琢, 玉井 飛鳥, 永森 正仁, 三宅 仁 長岡技術科学大学 生活福祉支援情報工学講座	

10. AR を用いた病院内ナビゲーションシステムの提案と開発	…………… 19
○伊藤 矢, 青山 慎, 三宅 仁 長岡技術科学大学 生活福祉支援情報工学講座	
11. 人命救助ロボット用アルキメデス螺旋駆動機構の基礎研究	…………… 21
○高野 佑資, 岡田 卓暁, 佐橋 拓, 佐橋 昭, 内山 尚志, 福本 一朗 長岡技術科学大学 医用生体工学研究室	
12. 視覚刺激 BCI における注視位置と SVM による判別率改善に関する検討	…………… 23
○青木 洋康, 田口 拓弥, 橋本 昌巳, 香山 瑞恵, 大谷 真, 伊東 一典 信州大学	
13. 集中度・リラックス度判定のための脳波及び発汗量の計測	…………… 25
○佐伯 幸平*1, 荒井 善昭*2, 坂口 正雄*3 *1 長野高専専攻科電気情報システム専攻, *2 長野高専電子情報工学科, *3 (株)スキノス東御研究所	
14. 模擬血管用 PVA ハイドロゲルと医療用ガイドワイヤの摩擦特性	…………… 27
○関根 健二*1, 小林 俊一*2 *1 信州大学大学院理工学研究科, *2 信州大学繊維学部	

## 整形外科領域におけるパーソナル 3D プリンターの有用性

中村 祐敬, 堀内 忠一

市立甲府病院 山梨人工関節センター

### Usefulness of personal 3D printer in orthopaedic field.

Masahiro Nakamura, Tadahiro Horiuchi

Yamanashi Joint Reconstruction center, Kofu Municipal Hospital.

#### 1. はじめに

近年 CT や MRI の画像から 3D プリンターを用いた実物大の臓器模型(実体模型)の作成が注目されている。当科では 2012 年 9 月よりパーソナル 3D プリンターを導入し、人工股関節置換術や股関節鏡視下関節形成術、脊椎側彎症の高度変形例などの術前計画および術中手術支援に実体模型を作成し活用している。今回はその有用性について報告する。

#### 2. 作製および使用状況

##### 2.1. 作成方法

作成には CT データを用いている。電子カルテシステムから必要なデータを DICOM 形式で出力する。このデータを汎用 3 次元画像可視化ソフト (VolumeExtractor, i-Plants Systems 社製) で読み込み、不要部分の削除や骨表面形状の抽出などの編集を行う。出来上がったデータを 3D プリンター付属のソフトを用いて G-Code 形式に変換後、3D プリンター (RapMan3.2, Bits from Bytes 社製) に流し込んで実体模型を作製している。作成材料にはポリ乳酸 (polylactic acid:PLA) を用いている。PLA は滅菌できるため術野に持ち込み可能である。大気中では安定しているが、生分解性があり体内では分解される。このため万一術中に破片などが体内に残留した場合にも他の材料に比べれば安全である。

##### 2.2. 使用状況

非常に高度な変形を有する症例において多角的な計測や立体的な作図が可能であるため、綿密な手術計画が可能である。また術中にすぐ横で確認できるため、術野の外にある見えない部分についても理解が深まり、手術の安全性にも寄与する (Fig.1)。



Fig1: 高度変形例に対する THA で使用

FAI (femoro-acetabular impingement) 症例においては股関節の動きにより、どの部分が衝突するかが重要になる。これに対しては股関節を骨盤と大腿骨に分割作成し股関節を動作可能とすることで、衝突する部位の確認を行っている。股関節鏡視下関節形成術を行う際の切除範囲の決定に大変有用である (Fig.2)。また高度な脊椎側彎症においてはモニター上に 3D 再構成したもので確認しきれない椎体の連続性などを確認可能である (Fig.3)。



Fig.2: 可動できる股関節モデル



Fig.3: 高度な脊椎側彎症のモデル

術中支援治具 (PSI : Patient Specific surgical Instruments)も作成可能であり、手術精度の向上に役立っている(Fig.4)。



Fig.4:THA 用 PSI

### 3. 考察

CTデータをPC上で3D再構成することで、術前計画に利用することは一般的に行われてきたが、2D画像のみであり、術中に確認する手段も限られてきた<sup>1,2)</sup>。一方、実物大の臓器模型を作製する試みは1990年ごろから始まったが、近年、安価な3Dプリンターが販売されるようになったため、徐々に臨床使用報告が増えてきた。実体模型は手で触ることや関節の動きを再現可能であるため、2次元ディスプレイではできないことが可能である。また滅菌して術野に持ち込み可能であるため、患者毎の骨・関節形状に合わせて作成したPSI<sup>3)</sup>の作成も可能である。最近、PSIは日本国内の数社で発注できるようになったが、作成は海外で行われるため納期に時間がかかった。パーソナル3Dプリンターを用いることで自分で作成可能となり、時間的にも有利である。

これらの実体模型は業者に発注すると通常、数万円の費用が必要だが、パーソナル3Dプリンターを使用することで作成コストは1000円以下となり、コスト面ではかなりのアドバンテージがある。作成にはある程度の経験やテクニックを要するが、手術成績向上の一助になりうると考える。

### 4. まとめ

パーソナル3Dプリンターを用いて術前計画および術中手術支援用の実体模型を作成・使用した。安価に作成可能であり、手術精度を上げるうえで非常に有用であった。

### 5. 参考文献

- 1) 松本卓子, 神崎正人 他:手術所見と対比した各種3次元画像構築法の比較. 日本呼吸器外科学会雑誌, 25:356-362, 2011.
- 2) 藤森聡, 村上雅彦 他:仮想腹腔鏡支援により切除部位を同定し得た膵インスリノーマの1例. 昭和医学会雑誌, 72:691-697, 2012.
- 3) 中村祐敬, 堀内忠一 他:THA用 patient specific surgical instruments の製作とその使用経験. Hip Joint, 39:628-631, 2013.

## FBG センサを用いた無拘束最低血圧計測

○高木翼, 服部陽, 東江涼, 桂川裕偉, 宮内祐樹, 石澤広明

信州大学

Nonrestraint Diastolic Blood Pressure Measurement by Using FBG Sensors

○Tsubasa Takagi, Atsushi Hattori, Ryo Agarie, Yuui Katuragawa, Yuki Miyauchi, Hiroaki Ishizawa

Shinshu University

### 1. はじめに

近年, 日本では高齢者人口の増加による医療費の高騰, 医療従事者の不足といった社会問題が進行し, バイタルサイン測定器が必要不可欠となっている [1]. バイタルサインはストレスや痛みにより容易に変動するため, 正確に把握することが難しく, 無拘束状態で常時測定することが必要とされる. しかし, 現在使用されているバイタルサイン測定器は身体的拘束を必要とし, 常時測定困難な製品が主流である [2]. 本研究では, 生体に貼り付けるだけで脈波の測定が可能な Fiber Bragg Grating (FBG) センサを用いた無拘束バイタルサイン測定器の開発を目指している [3][4]. 本報告では脈波の時間差である Pulse Transit Time (PTT) と最低血圧における関係性の分析と, PTT を用いた最低血圧測定を行った.

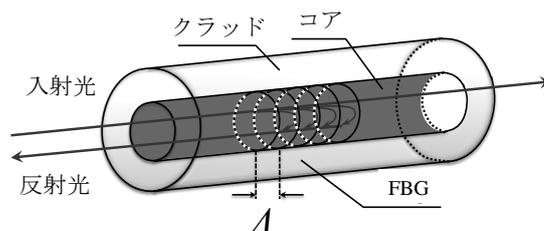


Fig. 1 FBG センサ原理

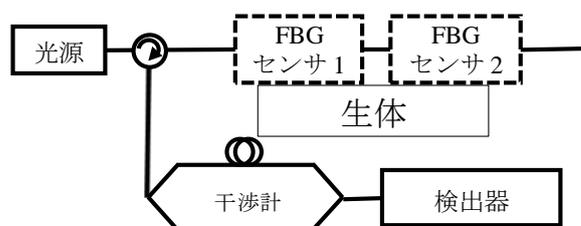


Fig. 2 FBG センサシステム

### 2. 原理及び方法

#### 2.1. FBG センサ [5]

FBG は光ファイバのコアの屈折率周期変動が回折格子の役割を果たし, 光フィルタとしてはたらく. Fig. 1 において, 広帯域の波長を持つ光がセンサ部へ入射すると特定の波長を持つ光が反射される. 反射光の波長をブラッグ波長といい, 式(1)を満たす.  $\lambda_B$  [nm] はブラッグ波長,  $n_{eff}$  はコアの有効屈折率,  $A$  [nm] はグレーティング周期である.

$$\lambda_B = 2 n_{eff} A \quad \dots \dots \dots (1)$$

センサ部に歪みが生じるとグレーティング周期が変化し, ブラッグ波長がシフトする. 歪の変化に応じた波長変位を取得可能となる. Fig. 2 に本測定装置のシステム構成を示す. 光源から放出された光はセンサ部分で反射し, 干渉計で干渉光となり, フォトダイオードで検出されるシステムである. 干渉光の強度の位相変位から波長変位を算出するため, 高感度, 高精度な測定が可能となる.

#### 2.2. Pulse Wave Velocity (PWV)

PWV は式(2)によって求められ, 2点で脈波の測定を行いその測定部位の心臓からの距離の差  $L$  と脈波のピーク時間差  $PTT$  から求められる.

$$PWV = L / PTT \quad \dots \dots \dots (2)$$

脈波の伝搬は動脈壁の弾性と血液性状により定まる. 動脈壁の弾性は血圧に依存するため, PWV は血圧の影響を大きく受ける [6]. 血圧が上昇すると PTT は減少する関係にある.

#### 2.3. 方法

FBG センサを医療用テープで肘と手首に固定し脈波を測定した. 測定は 3 日行いそれぞれの表記と測定回数を Table 1 に示す. 測定条件はサンプリング周波数 1000Hz, 測定時間 15 秒, 被験者 1 名 (20 代男性) とした. 脈波測定と同時に自動血圧計 (omron:HEM-1020) を用いて最低血圧と最高血圧を測定し参照値とした. 脈波には, バンドパスフィルタによるノイズ除去を行った. 通過周波数帯域は 0.5~5Hz である. フィルタ処理波形のピークを検出し, 2 波形の対応するピークの時間差を算出した.

測定時間 15 秒間におけるピーク時間差の平均値を PTT とし、参照最低血圧との対応関係を確認した。また、全測定 170 回の中から無作為に取り出した 150 の測定結果の参照最低血圧を目的変数、説明変数を PTT として単回帰分析により検量線を構築した。予測値と参照値の関係性を確認し、残り 20 回の測定結果を用いて検量線の検証を行った。

被験者実験においては信州大学ヒトを対象とした研究に関する倫理審査の承認により行った

### 3. 結果

Fig. 3 に全測定の PTT と最低血圧の比較を示す。PTT の増加に伴い最低血圧が減少しており、これは PTT と血圧の関係によく対応している。測定日毎の PTT と最低血圧の相関係数と最高血圧の影響を除いた偏相関係数、偏相関係数の無相関検定の結果を Table 2 に示す。偏相関係数に関して、1 日目以外は有意な相関がある。1 日目は有意でないが、これは測定回数が 30 と少ないことが原因であると考えられる。また、相関関係が測定日毎に異なることから、PTT と最低血圧の対応関係に日間の変動があるといえる。Fig. 4 に構築した検量線の構築結果と検証結果を示す。検量線による最低血圧の予測誤差は 3mmHg であり、PTT と最低血圧の対応の日間変動を含めても高精度な最低血圧測定を行うことができた。

### 4. まとめ

最高血圧の影響を取り除いた PTT と最低血圧に有意な相関があった。PTT と最低血圧の対応関係に日間の変動があるが、日間変動を含めても高精度な最低血圧測定を行うことができたため、本システムによる最低血圧測定の可能性を見出した。

Table 1 測定日毎の測定回数と表記

表記	1 日目	2 日目	3 日目	全日
測定回数	30	40	100	170

Table 2 PTT と参照最低血圧の相関係数と偏相関係数

	相関係数	偏相関係数
1 日目	-0.46	-0.34
2 日目	-0.80	-0.71**
3 日目	-0.47	-0.45**
全日	-0.70	-0.50**

\*\* : p<0.01

### 参考文献

- [1] 蒲田 ケイコ：“新版看護学全書 30 老年看護学”，メヂカルフレンド社，pp. 10-18, pp. 63-71(1997)
- [2] 渡辺 嘉二郎：“睡眠中の心拍，呼吸，イビキ，体動及び咳の無侵襲計測”，計測自動制御学会論文集，Vol. 35, No. 8, pp. 1012-1019(1999)
- [3] 佐藤慎吾，川村真輝，宮内祐樹，児山祥平，石澤広明：“FBG センサによる脈拍数と呼吸数の同時計測手法の確立”，生体医工学シンポジウム 2011, Sep, 2011
- [4] 服部陽，佐藤慎吾，宮内祐樹，児山祥平，石澤広明：“FBG センサを用いた無拘束血圧計測に向けた基礎研究”，第 29 回センシングフォーラム，pp.61-65, Nov, 2012
- [5] 森田和章 他，“センシング用 FBG”，pp. 18-22, 2004
- [6] 宗像正徳，“PWV を知る PWV で診る”，p. 4, p. 11, pp. 20-23, pp. 35-36, pp. 67-69, 中山書店，2006

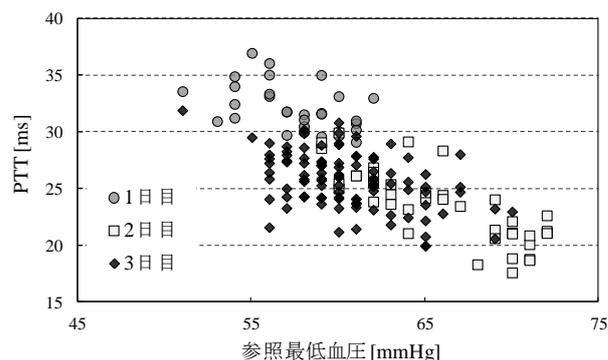


Fig. 3 PTT と最低血圧の比較

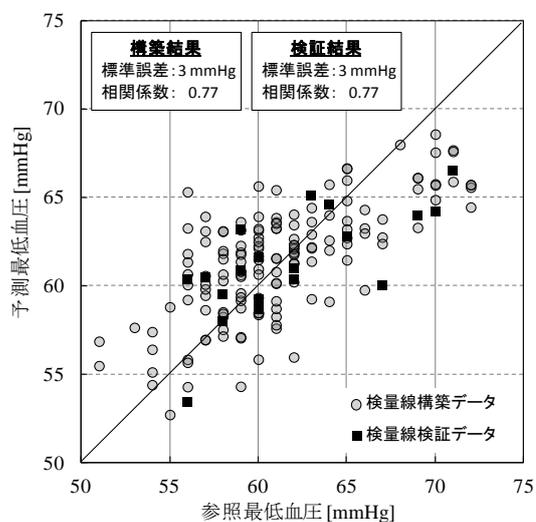


Fig. 4 検量線構築結果と検証結果

## 非侵襲血糖値計測におけるスペクトル測定条件の最適化

大島知洋\*, 福田将也\*\*, 大石啓悟\*\*, 田沢省吾\*\*, 岩崎周平\*\*, 宮内祐樹\*\*, 石澤広明\*

\*信州大学, \*\*信州大学大学院工学系研究科

### Optimization of Spectrum Measurement Condition in Non-invasive Blood Glucose Measurement

Tomohiro OSHIMA, Masaya HUKUDA, Keigo OISHI, Shougo TAZAWA, Shuhei IWASAKI, Yuki MIYAUCHI, Hiroaki ISHIZAWA

Shinshu University, Graduate School of Science and Technology, Shinshu University

## 1. はじめに

近年、糖尿病患者数は著しく増加している。日本国内における糖尿病患者と予備軍の数は約 2210 万人に上ると推測されている[1]。糖尿病合併症の予防や治療を行うには、患者自身での血糖値測定が必要不可欠である。現在の血糖値測定器は採血を必要とする侵襲型であり、針を刺すことによる痛みやストレス、針やセンサチップなど消耗品の使用によるランニングコストなどが問題である[2]。本研究ではこれらの課題を解決するために近赤外光を用いた非侵襲かつ簡易測定可能な血糖値計測システムの開発を目的としている。本報告ではスペクトル積算時間を変えることにより、脈拍によるスペクトル変動を考慮した測定条件の検討を行った。その結果、本計測システムが臨床的に有効である可能性を示した。

## 2. 方法

### 2.1. 測定原理

本研究では測定原理として近赤外分光法を用いた。近赤外域での吸収波長帯は官能基により異なるため、近赤外吸収(NIR)スペクトルを得ることで定性分析が可能となる[3]。血液は主に水とグルコースで構成されているため、水とグルコースに由来する官能基の吸光度を測定し、PLSR(Partial Least Squares Regression)により、検量線の構築・予測を行う。PLSR とは目的変数と説明変数との関係式を求め、目的変数を予測する分析手法である[4]。本研究では、指の近赤外スペクトルを説明変数、侵襲型血糖値測定器により得られた参照血糖値を目的変数として

血糖値の予測モデルである検量線を構築した。

### 2.2. 実験方法

測定装置として近赤外分光器である S-2730(相馬光学社製)を用いた。装置仕様は波長範囲 900-1600nm, 分解能 8nm, 検出器 InGaAs となっている。光源にはハロゲンランプを使用した。

被験者として 20 代男性 1 名に対し、人体の脈拍が及ぼす血糖値測定への影響を想定し、測定条件の検討を行った。スペクトル積算時間は脈拍 1~2 回を約 1 秒(露光時間 33msec×積算回数 30 回)、脈拍 3~4 回を約 3 秒(露光時間 33msec×積算回数 90 回)、脈拍 5~6 回を約 5 秒(露光時間 33msec×積算回数 150 回)に設定した。

近赤外分光器とファイバアタッチメントを用いて手指の NIR スペクトルを測定し、同時に侵襲型測定器であるアントセンス III(HORIBA)により参照血糖値を測定した。測定した NIR スペクトルに微分処理を施した後、PLSR により血糖値の検量線の構築を行った。得られた検量線に未知のスペクトルデータを入れ検証を行った。また、被験者実験においては信州大学ヒトを対象とした研究に関する倫理審査の承認(第 70 号)により行った。

### 2.3. EGA(Error Grid Analysis)

EGA とは、血糖値計が臨床的に有効であるか否かを示す分析指標である。参照値と予測値の関係を A-E zone の 5 つの領域に分け、予測値がどの領域に入ったかによって血糖値計の精度を評価するものである。A,B zone は臨床的に好ましく、C,D,E zone は臨床的に危険と判断される[5]。本研究では全ての検証データが A ,B zone に含まれることを目標とした。

### 3. 結果と考察

本手法により測定を行い、スペクトル積算時間ごとに検量線を構築した。本手法により得られた近赤外スペクトルを Fig.1 に示す。被験者のスペクトル積算時間ごとの検量線構築結果及び検証結果を Fig.2 に示し、EGA 結果を Table 1 に示す。Fig 1 より、1 秒、3 秒、5 秒のスペクトル形状に大きな違いはみられなかった。Fig.2 から検証に用いた全データが EGA の A,B zone に入り、臨床的に有効であることを示した。スペクトル積算時間ごとの相違点としては 1 秒に比べ、3 秒、5 秒は相関が低くなり、EGA 結果の悪化も確認した。これらの原因として、3 秒、5 秒の場合、脈拍に起因する血流量の変化によるスペクトル変動の影響があったと考えられる。また、スペクトル積算時間が長いことによりアタッチメントへの押しつけ圧を一定に保てないことや、被験者の体動の影響も受けたと考える。

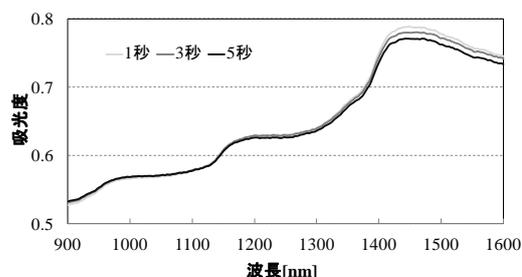


Fig.1 取得した指の NIR スペクトル

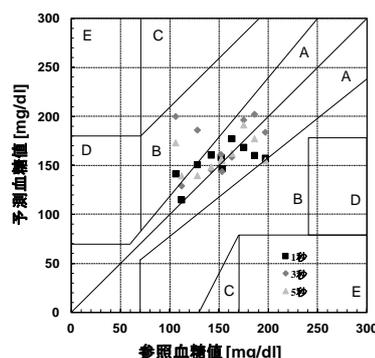


Fig.2 スペクトル積算時間ごとの検量線構築結果及び検証結果

### 4. まとめ

本報告ではスペクトル積算時間を変えることにより、脈拍によるスペクトル変動を考慮した測定条件の検討を行った。その結果、本計測システムが臨床的に有効である可能性を示した。しかし、1 秒に比べ、3 秒、5 秒の場合、相関が低くなり、EGA 結果も悪化することを確認した。これらの結果を受け、今後も測定条件の最適化に向けた実験や検討をさらに行ってゆく。今後の課題として、低血糖時に高血糖と予測される原因の追究、ファイバアタッチメントの最適化と被験者数の増大を行い、より高精度の測定を目指す。

以上の課題を克服し、今後も非侵襲かつ簡易測定可能な血糖値測定器の開発及び精度向上を図る。

### 謝辞

本研究の一部は信州スマートスペクトルチップ (SSSC) による「生体情報計測のためのスマートスペクトルシステムの研究開発」の一環として実施された。関係各位に謝意を表す。

Table 1 EGA 結果

測定時間[秒]	1	3	5
PLSR			
ファクター数	3	3	3
結果			
SEP[mg/dl]	23	39	29
EGA			
A zone	80%(8/10)	80%(8/10)	70%(7/10)
結果			
B zone	20%(2/10)	20%(2/10)	30%(3/10)

### 参考文献

- [1] 平成 19 年国民健康・栄養調査 (厚生労働省)。
- [2] 小田原雅人：“糖尿病といわれたら”，サノフィ・アベンティス株式会社，pp.1-15(2011)。
- [3] 尾崎幸洋，河田聡：“日本分光学会 測定法シリーズ 32 近赤外分光法”，学会出版センター，p.16,p.21(1996)。
- [4] 岩元睦夫，河野澄夫，魚住純：“近赤外分光法入門”，幸書房，pp.82-83(1994)。
- [5] William L. Clarke, Daniel Cox, Linda A. Gondder Frederick, William Carter, And Stephen L. Pohl : Evaluating Clinical Accuracy of Systems for Self-Monitoring of Blood Glucose, Diabetes Care, Vol. 10, No.5, pp.622-628(1987)。

## 脳内ダイポールイメージングにおける精度評価法の検討

西村 望, 堀 潤一

新潟大学大学院自然科学研究科

## Examination on Evaluation Method for Equivalent Dipole Source Imaging

Nozomi Nishimura, Junichi Hori

Graduate School of Science and Technology, Niigata University

## 1. はじめに

高次脳機能の詳細な解明や、てんかん等の脳内病巣部位の特定のため、脳内の電氣的活動を画像化する手法が望まれている。脳波は計測環境の制限が少なく非侵襲であり、時間分解能が高いという利点がある。一方で、頭蓋骨の低導電率の影響を受けるため空間分解能が悪いという欠点がある。

この問題を解決する手法として、脳内ダイポールイメージングが提案されている[1],[2]。脳内ダイポールイメージングでは、脳内に仮想的にダイポール層を設置し、伝達関数の逆関数を実現する空間逆フィルタを用いることで、頭皮電位からダイポール層での信号強度分布を推定できる。これまでシミュレーションにおいて、ダイポール層信号強度分布の真値と推定値の相対誤差と、イメージング画像の空間分解能、さらにそれらを複合した評価値によって推定精度を評価していた[3]。しかし、評価に真値を必要とするため実脳波に応用できなかった。そこで本研究では、真値を用いない評価法を新たに提案した。具体的には、真値と推定値の相対誤差を近似する評価式と、信号強度のピーク先鋭度を評価する式を用いた。シミュレーションにおいて、1個の信号源を設置し、信号源の離心率とダイポール層の半径を変化させ、それぞれの信号源離心率における最適なダイポール層半径について検証した。

## 2. 方法

## 2.1. 脳内ダイポールイメージング

本研究では、脳内ダイポールイメージングを実現するため3層不均質球状頭部モデルを用いた[1],[2]。これは、脳、頭蓋骨、頭皮の3層で構成されており、半径はそれぞれ 0.87, 0.92, 1.0 で、脳と頭皮の導

電率を 1, 頭蓋骨の導電率を 0.0125 に規格化している。

## 2.2. 精度評価法

空間逆フィルタの実現法は様々あり、最適なダイポールイメージングを求めるために推定精度を評価する必要がある。従来は、ダイポール層強度分布の真値に対する推定値の誤差の割合を示す相対誤差が用いられてきた。しかし、相対誤差は評価に真値を用いるため実脳波には応用できない。そこで、相対誤差に代わる評価法として、次式を用いた。

$$J_1 = \sqrt{\left(\|\hat{f} - BA\hat{f}\|^2 + E\|Bn\|^2\right)} / \|\hat{f}\|^2 \quad (1)$$

これは、原画像と復元画像の二乗誤差の近似式を相対誤差の式に近似するために、ダイポール層強度推定値で規格化し、平方根をとったものである。これにより真値を用いない精度評価が可能になる。

さらに、「雑音の抑制」と「信号の局所化」のバランスという点で、相対誤差の値が小さいほど、精度よく推定できるとは限らない。そこで、画像の先鋭度評価法を新たに用いた。これは、電気回路分野で共振周波数特性の評価に用いる  $Q$  値（先鋭度）の求め方に倣ったものである。脳内に1個の放射方向のダイポール信号源があると仮定する。ダイポール層強度分布画像を取得したとき、最大値の  $1/\sqrt{2}$  以上となる画素の面積を  $S$ 、ダイポール層強度の最大値を  $f_{\max}$  すると、先鋭度  $Q$  は次式で表される。

$$Q = f_{\max} / S \quad (2)$$

先鋭度の値が大きいほど、信号が局所化される(図1)。そこで、新たな評価指標として

$$J_2 = 1/Q \quad (3)$$

を定義する。

ダイポール層の半径  $r_d$  を変化させたときの,  $J_1$  と  $J_2$  を図 2 に示す.  $J_1$  はダイポール層の半径の増加に伴い減少するが,  $J_2$  は増加し, トレードオフの関係にある. そこで, 両方の値を複合的に用いた評価指標

$$J_3(r_d) = \frac{J_1(r_d)}{\max(J_1(r_d))} + \frac{J_2(r_d)}{\max(J_2(r_d))} \quad (4)$$

を提案する.  $J_1$  と  $J_2$  の最大値で規格化し, 足し合わせた値を複合評価値  $J_3$  とした.

### 3. 結果・考察

信号源離心率とダイポール層半径を変化させてシミュレーションを行った. 信号源は放射方向に 1 個, ガウシアン白色雑音をノイズレベル 0.1 で頭皮電位に付加した. 電極数は 128 個, ダイポール数は 1280 個で, 空間逆フィルタにはパラメトリック射影フィルタを用いた. 図 2 に信号源離心率 0.55 における  $J_1$ ,  $J_2$ ,  $J_3$  のグラフを示す. 図 2 より, 複合評価値が極小値を持つことが確認できる. この値を最適ダイポール層半径とした. 図 3 に各信号源離心率の最適ダイポール層半径の結果を示す. 信号源より外側にダイポール層を設置することにより複合評価値が最小となり, 信号源離心率が大きいほどその差は小さくなった. 図 4 に頭皮電位とダイポールイメー징結果を示す. ダイポール層信号強度分布は左から順に, (a)  $J_2$ , (b) 複合評価値  $J_3$  (c) 二乗誤差近似式  $J_1$  が最小となるダイポール層半径での結果である. 複合評価値が最小となる(b)では (a), (c) よりも信号の局所化と雑音の抑制が共に良好であることが確認できた.

### 4. まとめ

脳内ダイポールイメー징の精度を, 真値を用いないで評価するため, 二乗誤差近似式と先鋭度を複合的に用いた評価指標を提案した. 信号源離心率とダイポール層半径の関係について検証した結果, 各信号源離心率に対する最適なダイポール層配置の関係を得ることができた. 今後は実脳波への適用について検討する.

### 5. 参考文献

- [1] B. He, D. Yao, J. Lian: "High-resolution EEG: on the cortical equivalent dipole layer imaging", Clin Neurophysiol, vol.113, pp.227-35, 2002.
- [2] J. Hori, M. Aiba, and B.He: "Spatio-temporal dipole source imaging of brain electrical activity by means of time-varying parametric projection filter", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.51, no.5, pp.768-777, May 2004
- [3] 西村 望, 堀 潤一 "脳内ダイポールイメー징の相対誤差と空間分解能を用いた複合的評価法の検討", 第 32 回日本生体医工学会甲信越支部大会, 2012

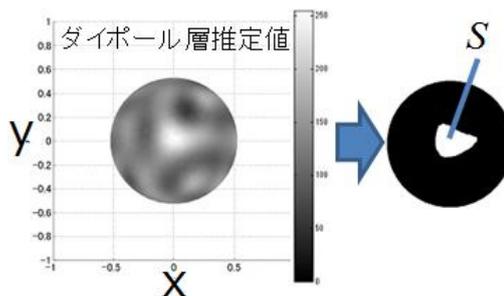


図 1 : 先鋭度評価法

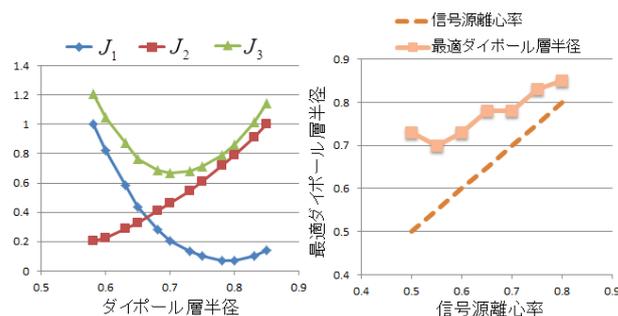


図 2 (左): 信号源離心率 0.55 での  $J_1$ ,  $J_2$ ,  $J_3$   
図 3 (右): 各信号源離心率での最適ダイポール層半径

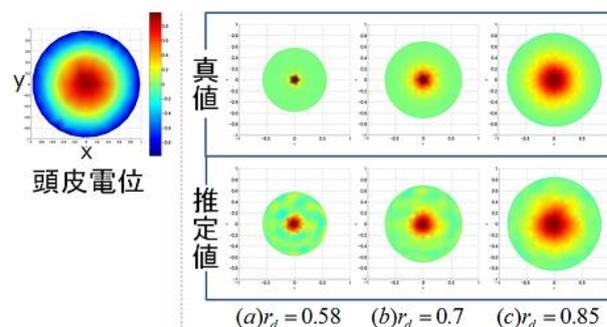


図 3 : 頭皮電位とダイポールイメー징結果 (信号源離心率 0.55, ダイポール層半径 0.58, 0.7, 0.85)

## 重度肢体不自由者向け操作スイッチ GSN/1 の振戦時における検出性能評価

遠藤 雅也\*, 林 豊彦\*\*\*\*, 織田 孝\*\*, 遁所 直樹\*\*\*\*, 山口 俊光\*\*\*\*\*

\*新潟大学大学院自然科学研究科, \*\*新潟大学工学部福祉人間工学科,

\*\*\*日本 ALS 協会新潟県支部, \*\*\*\*社会福祉法人自立生活福祉会, \*\*\*\*\*新潟市障がい者 IT サポートセンター

### Performance evaluation of single switch GSN/1 under tremor conditions of users with severe physical disabilities

Masaya ENDO\*, Toyohiko HAYASHI\*\*,\*\*\*\*, Takashi ODA\*\*, Naoki TONDOKORO\*\*\*\*, Toshimitsu YAMAGUCHI\*\*\*\*\*

\*Graduate School of Science and Technology, \*\*Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University

\*\*\* Japan ALS Association Prefecture branch in Niigata

\*\*\*\* Welfare Association of Independent Living

\*\*\*\*\* Niigata IT Support Center for Persons with Disabilities

#### 1. はじめに

肢体不自由者とは、肢体の運動や姿勢保持が困難な人をいう。これらの人々の生活の質を高めるために、意思伝達装置などの支援機器が用いられている。その操作に用いるスイッチ（オンオフ・スイッチ）には多くの種類があるが、操作する身体部位に不随意運動がある場合、誤入力が生じやすい[1]。その改善を目的として、我々は重度肢体不自由者向け操作スイッチ GSN/1 を開発してきた[2]。先行研究では、GSN/1 の痙攣時[3]および手足の震えなどの振戦時[4]における検出性能を評価した。後者では、振戦周波数と検出性能との関係について調べた[4]。それに続いて本研究では、周波数は固定し、振戦振幅と検出性能との関係について調べた。

#### 2. 方法

##### 2.1. 操作スイッチ GSN/1

本スイッチのセンサ部には 3 軸地磁気センサ (AMI501, 愛知製鋼) を用い (図 1), パーソナルコンピュータ (PC) による波形処理およびパターン認識処理を用いて、随意的な入力動作を検出する[2]。それにより、痙攣や振戦などの不随意運動による誤入力と随意的な正入力を高精度で識別できる[2,3]。入力動作検出したとき、PC は出力パルスを送信する (図 2)。

##### 2.2. 実験方法

被験者は健常者 10 名 (22.8±0.79 歳) とした。入

力動作は利き手親指の屈曲伸展、基準姿勢は最伸展位とした。センサ装着部位は親指の第一関節とした。振戦の周波数は先行研究[4]の結果から 5[Hz]に固定し、振幅は 0, 3, 6, 9[mm]と変化した。他の条件は、1) 座位姿勢, 2) サンプリング周波数 200[Hz], 3) 計測時間 110 秒, 4) 計測順番: 振幅 0[mm]の後, 3, 6, 9[mm]間でランダム, とした。被験者への指示は「入力動作は一定速度で行う」とした。

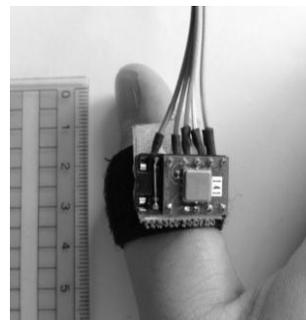


図 1 重度肢体不自由者向け操作スイッチ GSN/1

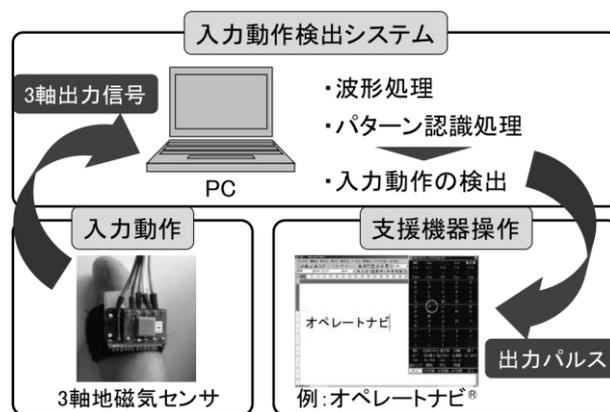


図 2 入力動作検出システムの構成

実験手順について述べる。被験者に 60 秒間安静にしてもらい、その間の測定データの RMS 値を求め、その 3 倍を波形処理の閾値とした。正入力 of 教師データは、入力動作を 2 秒間隔で 30 回測定した入力波形とした。誤入力の教師データは、振戦周波数 5[Hz]、振幅 9[mm]の条件下で 60 秒間測定し、閾値を超えて誤入力となった波形とした（最低 10 個は取得）。1 試行は 10 秒間隔 10 回 of 入力動作とした。各振幅 (0, 3, 6, 9[mm]) で 3 試行行った。

### 2.3. 評価法

スイッチの操作時に起こる全事象は、1) 入力動作あり、出力あり (正入力)。2) 入力動作あり、出力なし (無反応)。3) 入力動作なし、出力あり (誤入力) の 3 つである。各実験条件における各事象の出現率を算出した。ただし、評価には、各振幅で正入力率が最も高い 2 試行のデータを用いた。

### 3. 結果と考察

図 3 に各振幅における各評価値の出現率を示す。正入力率と誤入力率では 0-9[mm]、3-9[mm]、6-9[mm]間に有意差がみられた ( $p < 0.01$ )。一方、無反応率では有意差がみられなかった。

実験結果から、振戦が周波数 5[Hz]、振幅 6[mm]以下ならば、正入力率が平均で 95[%]以上であり、使用可能レベルであると考えられる。しかし、振幅が 9[mm]では、正入力率が 85[%]以下となった。先行研究[4]では振幅 10[mm]の場合、周波数 5[Hz]で誤入力が増えた。つまり両実験結果から、振戦の速度が誤入力に影響することがわかる。誤入力が有意に増加する振戦の平均速度は 120[mm/s]であった。

### 4. まとめ

操作スイッチ GSN/1 は、全方位で負荷が少なく、装着が容易で、かついくつかの不随意運動による誤入力を低減できる利点がある。先行研究および本研究の結果から、振戦によるセンサ部の平均速度が 120[mm/s]未満であれば、検出性能への影響が少ないことが示唆された。今後の課題は、検出性能のさらなる向上、および他の不随意運動をもつ重度肢体不自由者における性能評価である。

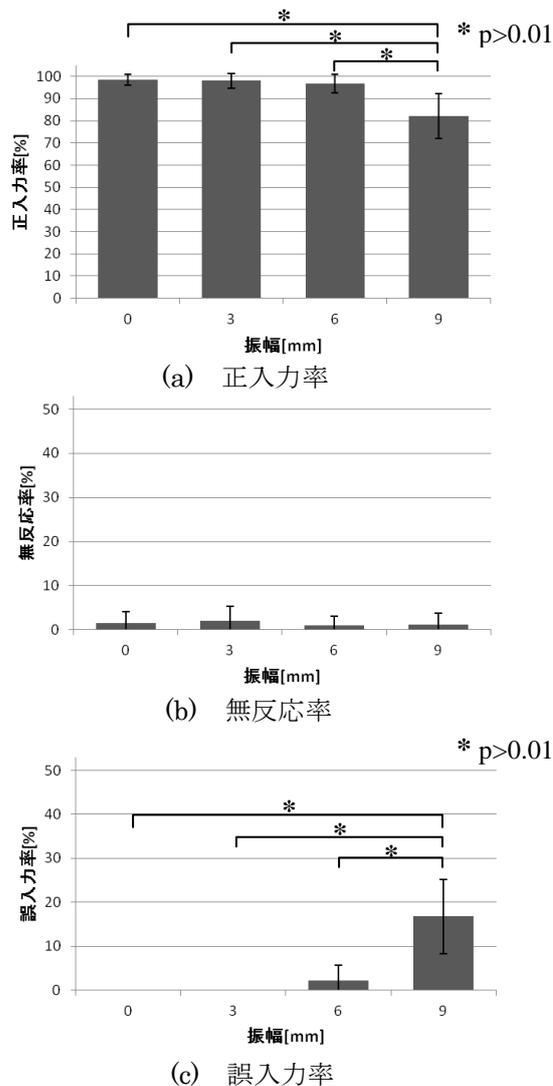


図 3 実験結果：各振幅で生じた事象 ((a)正入力, (b)無反応, (c)誤入力) の割合

### 5. 参考文献

- 1) e-AT 利用促進協会編集：詳解 福祉情報技術，e-AT 利用促進協会，159-174，2011.
- 2) 羽生田全人，林豊彦，中村康雄，他：3 軸地磁気センサを用いた操作スイッチの随意運動検出法の改良。信学技報。108(479)：121-126，2009.
- 3) 平松佑太，林豊彦，前田義信，他：地磁気センサを用いた操作スイッチ GSN/1 における随意運動の検出特性と不随意運動の除去特性。信学技報。111(424)：79-84，2012.
- 4) 遠藤雅也，林豊彦，織田孝，他：地磁気センサを用いた操作スイッチ GSN/1 の振戦時における性能評価。信学技報。113(76)：1-6，2013.

## 空間フィルタを用いた SSVEP に基づく 2 入力型 BCI の開発

土田 剛生, 堀 潤一

新潟大学大学院 自然科学研究科 電気情報工学専攻

### Development of Two-Channel SSVEP-Based BCI using Spatial Filter

Takeru Tsuchida, Junichi Hori

Graduate School of Science and Technology, Niigata University

#### 1. はじめに

末期 ALS 患者などの残存機能が極端に少なく、動作や会話による情報伝達が困難な患者のための新たなコミュニケーション支援機器として、脳活動を用いたインタフェース (BCI : Brain-Computer Interface) が注目されている。代表的な BCI として、定常性視覚誘発電位 (SSVEP : Steady-State Visual Evoked Potential) を用いた方法がある。SSVEP とは、LED のフリッカー刺激やパターン反転刺激といった、周期的な視覚刺激に誘発される脳電位である。SSVEP は、刺激の周期に同期した信号であるため、周波数フィルタリングやフーリエ解析が用いられている。しかし、実際に計測された脳波信号には、外部環境や生体からの雑音を重ねている。そのため、高精度な BCI の構築のためには雑音対策が必要である。本研究では、Friman ら [1] により提案された空間フィルタを用いて SSVEP の特徴抽出を行った。また、利用者の意思「Yes」と「No」を線形判別器により判別した。2 入力型 BCI における精度向上を目的とし、空間フィルタを構成する基準電極や電極数について検討した。

#### 2. 方法

##### 2.1. 実験

脳波計測には多チャンネルデジタル脳波計 (日本光電社 EEG-1100) を用いた。サンプリング周波数 1000Hz, 高域遮断周波数 120Hz, 低域遮断周波数 0.53Hz とした。測定部位は国際 10-20 国際法に基づき決定した。基準電極は耳朶の 2 電極,  $C_z$  電極の 2 種類として解析時に変更できるようにした。測定部位は  $O_1$ ,  $O_z$ ,  $O_2$ ,  $P_1$ ,  $P_z$ ,  $P_2$  に加えて、その中間

点  $PO_3$ ,  $PO_z$ ,  $PO_4$  の 9 箇所とし、視覚誘発電位が優位とされる視覚野付近に限定した。図 1 に本研究で構築した BCI システムを示す。

被験者は 20 代健常男性 3 名で、実験を行うに当たり事前に実験の趣旨を説明し、同意を得た。被験者の前方 60cm に置かれた LCD 上に視覚刺激を左右に 1 つずつ提示し、中央に提示した指示に従って被験者はどちらかを注視した (図 2)。視覚刺激は、縦 6cm×横 6cm の白と黒の市松模様とした。反転頻度は、事前に行った実験により 10Hz と 15Hz の組み合わせとした。1 試行は、休止区間 5 秒、刺激提示区間 3 秒の計 8 秒間とした。被験者に刺激に対する慣れを感じさせないためにランダムに指示し、各 80 試行を計測した。

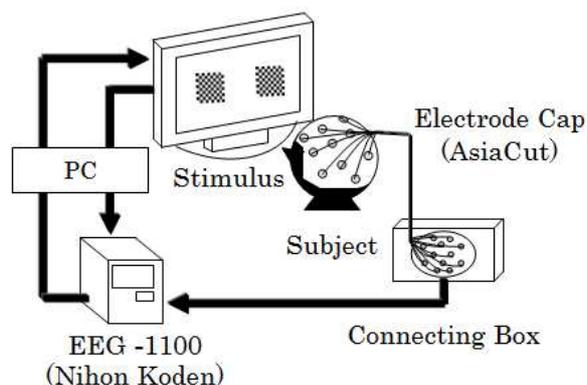


図 1 SSVEP-Based BCI システム

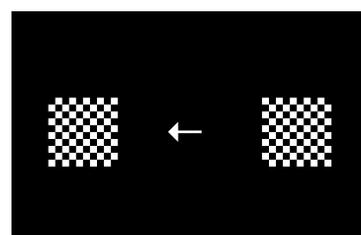


図 2 提示刺激

## 2.2. 脳波解析

刺激注視開始時から刺激後 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 秒間のデータを切り出し, それぞれに対して空間フィルタを適用した. 空間フィルタは, 観測信号  $Y$  に対して  $W$  という重み付けを行うことで  $SSVEP$  の信号成分  $S$  を抽出した.

$$S = YW \quad (1)$$

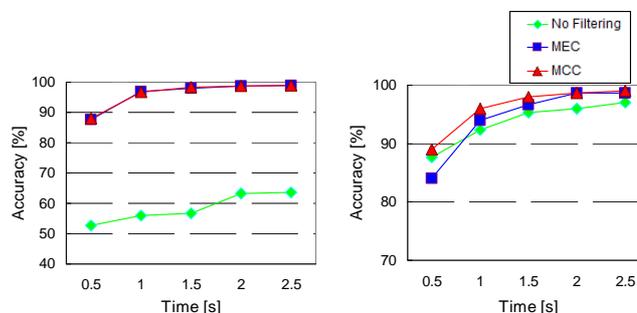
重みベクトル  $W$  の算出は, MEC (Minimum Energy Combination), MCC (Maximum Contrast Combination) の二種類の空間フィルタを用いた. MEC は雑音成分を最小化, MCC は SN 比を最大化するように重みベクトルを算出した. 次に, 抽出された  $SSVEP$  の信号から周波数パワー  $P$  を算出した. そこから, それぞれの刺激周波数の 2 倍音までの成分を電極数  $N$  で平均化した値  $\overline{P}_{f_k}$  ( $k=10, 20, 15, 30\text{Hz}$ ) を特徴量とし, 4 次元の特徴ベクトルを生成した. 注視刺激の判別には, フィッシャー線形判別器を用いた. 全試行数 80 試行の中から, 学習データを各 30 試行, テストデータを各 50 試行として確度を算出した.

## 3. 結果, 考察

確度として, 全試行数に対する正出力回数割合を算出した. 被験者 3 名の平均確度を図 3, 図 4 に示す. 縦軸は確度, 横軸は注視時間を表している. 注視時間が増加するにつれて確度も増加した. これは,  $SSVEP$  の反応量が増加し判別精度が向上したためと考えられる. 図 3 に示すように 9 電極における耳朶基準では, 空間フィルタにより, 確度が 30% 以上向上した. 一方で  $C_z$  基準では, 1 名の被験者において 5% 程度向上した. また, 図 4 に示すように 3 電極に電極数を減少させると, 9 電極に比べて耳朶基準では, 注視時間に比例して確度も 15~2% 減少した. 一方で  $C_z$  基準では, 電極数の減少の影響が見られなかった. 空間フィルタは, 電極数が減少すると効果も減少したが,  $C_z$  基準では, 注目電極との双極導出により雑音の影響をより抑制できた.

MEC と MCC では優位な差は見られなかったが,

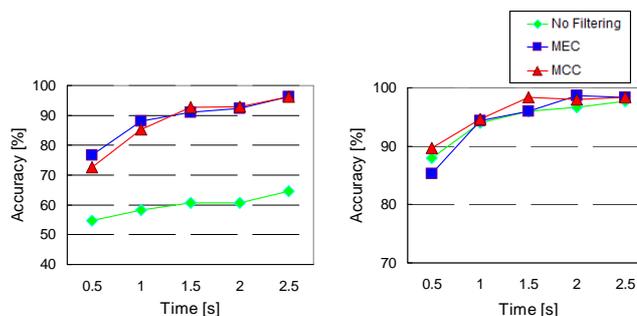
MEC ではフィルタ無しよりも精度が悪化した場合があった. SN 比を考慮する MCC の方が安定して雑音を抑制できると考えられる. 結果, MCC において基準電極  $C_z$  を用いて注視時間 1.5 秒間で平均確度 98.3% が得られた.



(a) 耳朶基準 (b)  $C_z$  基準

図 3 基準電極による確度の比較

(9 電極, 被験者 3 名平均)



(a) 耳朶基準 (b)  $C_z$  基準

図 4 基準電極による確度の比較

(3 電極:  $O_1, O_z, O_2$ , 被験者 3 名平均)

## 4. まとめ

空間フィルタと基準電極  $C_z$  を用いることで, 3 電極, 入力時間 1.5 秒で平均確度 98.3% という高精度な判別が可能となった 2 入力型 BCI を開発した. 今後は, 視覚刺激の注視時と非注視時の判別を行い, リアルタイムでの BCI システムの構築を目指す.

## 参考文献

[1] Friman O, Volosyak I, Gräser A, "Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces," IEEE Trans. Biomed. Eng., 54(4), 742-750, 2007.

計算タスクを用いた  $\alpha$  波帯域と  $\beta$  波帯域に着目したBCI研究

宮本 貴彦, 堀 潤一

新潟大学大学院自然科学研究科

Development of BCI System Based on Alpha and Beta Waves using Calculation Task

Takahiko Miyamoto, Junichi Hori

Graduate School of Science and Technology, Niigata University

1. はじめに

本研究では、末期 ALS 患者などの唯一の残存機能である脳活動を用いた Brain Computer Interface (BCI) の精度向上を検討した。BCI の研究として、運動関連脳電位を用いた方法や誘発電位を用いた方法などがあるが、個人差や加算平均法を必要とするなどの課題がある。これに対し、脳波の中でも比較的反応が早い変動電位を抽出し、精度の向上を図った BCI が提案された[1]。実験の結果、安静時に出現し興奮時に減少する  $\alpha$  波帯域に注目することで、リアルタイム BMI の可能性を示唆したが、個人差やタスクによる確度の違いが大きかった。また、 $\alpha$  波帯域に加えて、興奮時に  $\alpha$  波帯域が減少すること ( $\alpha$  波阻止) で相対的に出現する  $\beta$  波帯域にも注目した BCI が検討された[3]。本研究では BCI の精度向上を目的とし、計算タスクに着目してタスクの難易度の違いによる検出精度への影響について検討した。

2. 方法

2.1 実験方法

20 代健常男性 3 名で実験を行った。被験者には実験の目的、内容を説明し、同意を得た。脳波計測には多チャンネルデジタル脳波計 (日本光電 EEG1100) を用いた。サンプリング周波数 1000Hz、高域遮断周波数 120Hz、低域遮断周波数 0.53Hz とした。Asia Cut 社の電極キャップを用いて国際 10-20 法に基づき 46 電極を貼付した。両側耳朶法で、単極導出法を用いた。インピーダンスは 5k  $\Omega$  以下とした。Fig.1 に使用したタスクのタイムチャートを示す。被験者は座位開眼安静状態で、Yes、No の指示に応じて、ディスプレイに表示された計算式の暗算を実行または無視した。タスクは指示表示区間

(4 秒間)、意思区間 (4 秒間)、ブランク区間 (4 秒間)、を 1 試行とし、全被験者が 48 試行を行った。タスク実行時に計測した脳波信号から脳活動の特徴を抽出した。

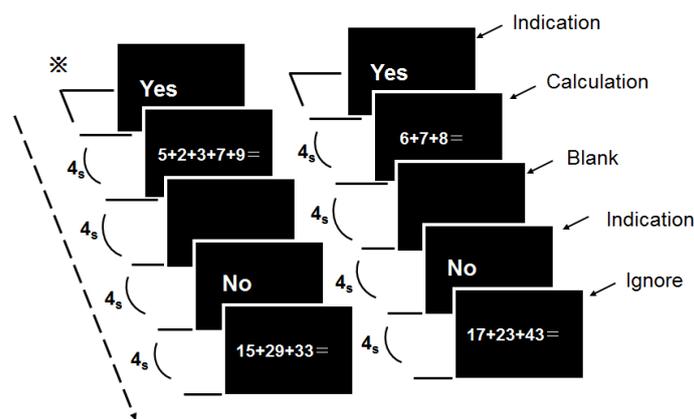


Fig.1 Calculation task

2.2 解析方法

リアルタイムでインターフェイスを実現するために、単一試行脳波を解析した。また、 $\alpha$  波帯域、 $\beta$  波帯域を取り出すために、通過周波数帯域がそれぞれ 8~13Hz ( $\alpha$  波帯域)、および 13~30Hz ( $\beta$  波帯域) のバンドパスフィルタを施した。得られた波形  $f_{BPF}$  から、時刻  $T_i$  における二乗平均平方根 (Root Mean Square : RMS 値)

$$V_{T_i, BPF} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{T_i - \frac{T}{2}}^{T_i + \frac{T}{2}} f_{BPF}^2(t) dt} \quad \dots (1)$$

を求め、特徴量とした。ただし、BPF は  $\alpha$  波帯域または  $\beta$  波帯域とする。

Fig.2 に、計算時と安静時の時の脳活動を示す。検出脳波に対し、絶対値処理、移動平均、40 回の加算平均処理を施した。 $\alpha$  波は安静時に出現し増幅するが、脳活動などにより周期性を失うと振幅が減少する。そこで、 $\alpha$  波帯域 RMS 値 /  $\beta$  波帯域 RMS 値より安静時、集中時を判別した。計算タスクの提示前  $T1$  と提示後  $T2$  それぞれの区間における RMS

値を算出し,

$$\frac{V_{T_1\alpha}}{V_{T_1\beta}} > \frac{V_{T_2\alpha}}{V_{T_2\beta}} \quad \dots (2)$$

を満たした場合に「Yes」、満たさなかった場合に「No」と判別した. 式 (2) の左辺は, 座位開眼安静状態の電位を表し, 右辺はタスク提示中の電位を表す.

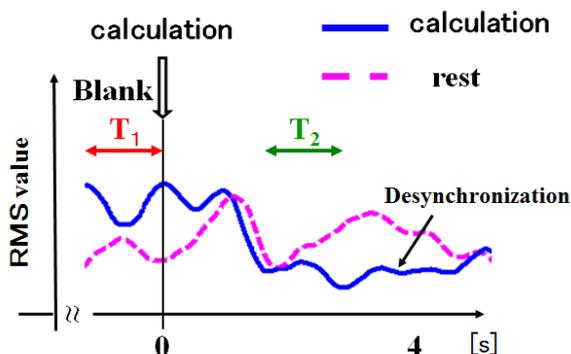


Fig.2 EEG during calculation and resting.

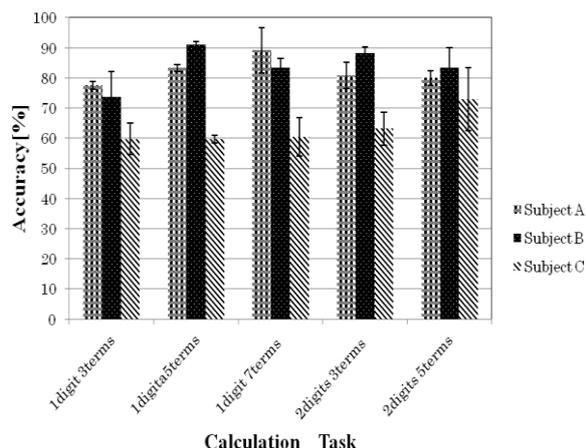


Fig.3 Accuracy for 5 calculation tasks.

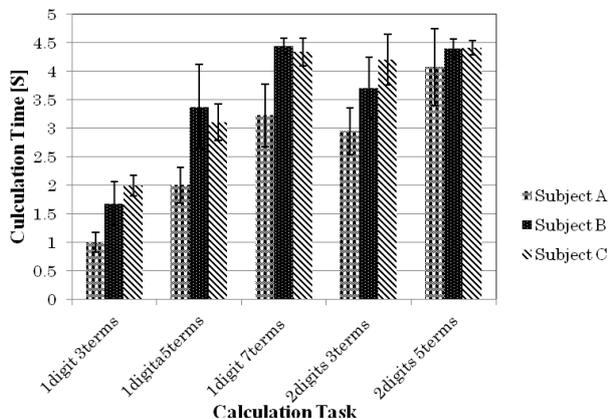


Fig.4 Result of Calculation time for 5 tasks.

### 3. 結果

確度は, 正出力回数/全試行回数で算出した. 各計算タスクの確度を Fig.3 に示す. グラフには最高確度が得られた電極 PO 群における結果を示す. また, 各被験者の各タスクにおける計算時間を Fig.4 に示す. 計算タスクの提示時間内に計算が終わるタスクは時間内に終わらないタスクと比較して判別精度が高くなる傾向が見られた. また, 計算タスクの提示時間内に計算が終わるタスク同士の比較では, 計算時間が長いタスクの方がより高い判別精度となった.

### 4. まとめ

計算タスクを用いた BCI の精度向上を目指し, 5種類の計算タスクによる実験を行った. その結果, 計算タスクの長さや提示時間内に計算が終わる場合と終わらない場合で判別精度に違いが見られた. 計算タスクの提示時間内に計算が終わるタスクは時間内に終わらないタスクと比較して判別精度が高くなる傾向が見られた. また, 計算タスクの提示時間内に計算が終わるタスク同士の比較では, 計算時間が長いタスクの方がより高い判別精度となった. 今後は更なる確度向上と BCI システムの実用化を目指す.

### 参考文献

- [1] 長谷川敬士, 成田拓憲, 堀潤一: ブレインコンピュータインタフェースのためのアルファ波阻止検出システムの開発—タスクによる検出精度の違い—, 第 27 回日本生体医工学会甲信越支部大会, pp.42-43, (2007)
- [2] 安達孝志, 堀潤一, “α波帯域とβ波帯域を用いた BMI システムの基礎的研究”. 第 50 回生体医工学会大会 日本生体医工学会大会プログラム・論文集(CD-ROM) 巻: 50th ページ: ROMBUNNO.P3-4-7 (2011)

ADHD を有する児童の支援を目的とした Web 型電子カルテシステムの機能の評価

玉井 飛鳥, 山崎 琢, 永森 正仁, 三宅 仁  
長岡技術科学大学 生活福祉支援情報工学講座

Evaluation of Web Electronic Medical Record Systems to Support Children with ADHD

TAMAI Asuka, YAMAZAKI Taku, NAGAMORI Masahito, MIYAKE Hitoshi  
Nagaoka University of Technology Life Technology and Medical Informatics

1. はじめに

特別支援教育における教師間の連携の必要性から Web システムが注目されている<sup>1), 2)</sup>。また, 児童の多様性と問題行動の複合性から, 支援情報 (対象の問題行動と, それに対する支援箇所および支援方針) の共有にはテキスト情報の補足にビデオ情報が有用であると報告されている<sup>3), 4)</sup>。現状を踏まえ, ビデオ情報を含む複数の支援情報の共有を目的とした Web 型電子カルテシステムを開発した<sup>5)</sup>。

システムは教員らの主観的な視点の記述と客観的な視点の共有を容易にする。さらに, システム上で共有した複数の支援情報の統合的な理解を支援する。これにより, 独立した観点からでは気付くことのできない新規発見や内省が期待できる。

本稿では, 教育現場での支援情報の共有における, システムの特徴的な機能を評価した。

2. システム

システムはクライアントのコンピュータに特別なソフトウェアを必要としないブラウザ上で稼動する Web システムである。

図 1 にシステムの操作画面を示す。教員は教育現場で撮影された児童の問題行動を含むビデオ情報に対し, 自身の知見に基づく支援方針をテキスト情報で記述する。そして, 支援方針を適用させる支援箇所および対象の問題行動にどのような問題があるかを統合視覚化機能と統合カテゴリ提示機能によって記録する。

教員らがその支援情報を閲覧する際, システムはビデオ情報の再生に同期し支援情報を提示する。具体的には統合視覚化機能で指定された箇所に対して対象行動の問題分類をカテゴリの色を変え提示する。そして, 同時にテキスト情報である支援方針を提示する。これにより, システムは教員らの支援情報共有におけるテキスト情報の理解を支援する。

以下, システムの機能について述べる。

2.1 ビデオ再生機能

ビデオ再生機能ではストリーミング形式を採用し, シークバーを有する。これにより, 問題行動を繰り返し確認でき, 問題行動に対する支援方針の記述を明確にする。またテキスト情報だけでは共有しにくい児童の問題行動を共有する事ができる。

2.2 統合視覚化機能

統合視覚化機能では教員らが重要と判断する支援箇所を統合し, その人数割合をグラデーションで視覚化する。図 1 の A の箇所に, 統合された全体の認識を表示する。また, B の箇所に自身の認識を表示する。こ

れにより, 児童の行動に対して支援すべき箇所 (問題行動) の共有における統合的な理解を支援にする。

2.3 統合カテゴリ提示機能

統合カテゴリ提示機能ではビデオ再生と同期して, 教員らが選択した問題行動の分類項目と, その項目の選択人数を提示する。これにより, 問題行動分類の共有における統合的な理解を支援にする。なお, 問題行動の分類カテゴリには長澤らの ADHD・LD に多くみられる問題行動の分類を用いた<sup>6)</sup>。

システムは, 上記の 3 つの機能と同期して, 教員らが記述した支援方針であるテキスト情報を提示する。これによって他者の記述したテキスト情報への理解を支援する。

3. 各機能の有用性の評価実験

本章では実験的な仮想環境における教育的視点の共有に関して報告する。システムの主な機能の利点を評価することにより, システムの有用性を示した。なお, 各評価実験とも被験者は教職を志望する大学生 6 名とした。

また, 本実験で用いたビデオ情報においてはビデオ撮影とシステムでの蓄積と関係者での共有, および, 個人情報に配慮した上でのビデオ情報の当該研究での利用に関し, 事前に児童の保護者に了解を得ている。

3.1 ビデオ再生機能の評価実験

本節では, 児童の問題行動に対して支援情報をテキストで記述する場合における, ビデオ情報の有用性を評価した。

まず, システムを用いない場合として, 教育現場での突然の問題行動の発生を想定した。具体的には問題行動が起きた場面のビデオをスクリーン (80inch) に投影し, 一度だけ閲覧させた。なお, このビデオは実際の教育現場で撮影されたものである。そして, ビデオを閲覧後に問題行動に対する支援情報をテキストで記述させた。

次に, システムを用いた場合として, シークを含む



図 1 : Web 型電子カルテシステム

ビデオ再生機能を利用させ、問題行動に対する支援情報をテキストで記述させた。記述の質に対する評価として、記述内容に対し特別支援教育の専門家が、問題行動に関する記述、支援箇所に対する記述、支援方針に関する記述の 3 項目における記述の明確さを、各 5 段階評価の計 15 点満点で評価した。

システムを用いない場合、記述の質に対する評価の算術平均値が 11.2(SD=0.48)であった。システムを用いた場合、評価の算術平均値が 13.7(SD=1.51)であり、対応のある t 検定料平均の差は 5%水準で有意であった ( $df = 5, t = 3.48, p < 0.05$ )。このことから、システムは問題行動に対する支援方針の明確な記述を支援したと判断した。

### 3.2 統合視覚化機能の評価実験

本節では、支援箇所の共有において統合的な理解に対する、統合視覚化機能の有用性を評価した。

まず、システムを用いない場合として、10 名分の支援情報を以下の項目として紙媒体で配布した。1) 支援箇所を示す写真とテキスト。2) 支援方針を示すテキスト。そして、各自が理解したと判断するまで時間を与えた。その後、10 名分の支援箇所の統合に関する確認テストを行った。この確認テストは、集団において選択した人数が多かった支援箇所を問うものである。

次に、システムを用いる場合として、システムの統合視覚化機能を用いて集団の統合された支援箇所を提示し、同様の確認テストを行った。

結果を図 2 に示す。システムを用いない場合、平均値が 6.7(SD=1.10)、システムを用いた場合、平均値が 8.5(SD=1.61)であり、対応のある t 検定料平均の差は 10%水準で有意であった ( $df = 5, t = 2.31, p < 0.1$ )。このことから、システムは支援箇所の共有における統合的な理解を支援したと判断した。

### 3.3 統合カテゴリ提示機能の評価実験

本節では、問題行動分類の共有において統合的な理解に対する、統合カテゴリ提示機能の有用性を評価した。

まず、システムを用いない場合として、10 人分の支援箇所と支援方針のテキスト記述を紙で配布した。その後、カテゴリ分類表 (20 項目) から集団が多く選択している問題行動の上位 3 つを選択させた。次に、システムを用いる場合として、統合カテゴリ提示機能を用いて選択を行わせた。そしてそれぞれ 3 点満点で評価した。

結果を図 3 に示す。システムを用いていない場合、平均が 0.3(SD=0.75)、システムを用いた場合、平均が 2.8(SD=0.37)であり、対応のある t 検定料平均の差は 1%水準で有意であった ( $df = 5, t = 7.32, p < 0.01$ )。このことから、システムは問題行動分類の共有における統合的な理解を支援したことがわかる。

## 4. おわり

ADHD を有する児童の支援を目的とした Web 型電子カルテシステムの特徴的な機能を評価した。機能評価として、システムの目的である支援情報の共有に対する有用性を評価の対象とした。評価結果から、システ

ムは共有した複数の支援情報の統合的な理解を支援していると解釈した。

本稿においては、教育的視点の共有におけるシステム評価に関して報告した。今後、被験者数が少なかったことから被験者を増やした評価を継続する必要がある。また、特別支援教育では教育だけではなく医療との連携が必要とされている。そのため、今後は医療の視点の共有を含めたシステムの評価や、この評価を踏まえた開発が必要である。

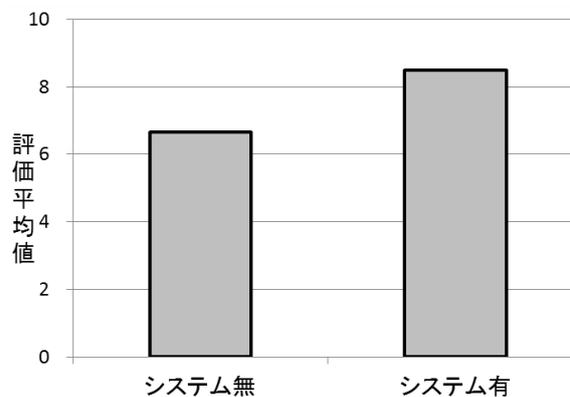


図 2 : 統合視覚化機能の結果

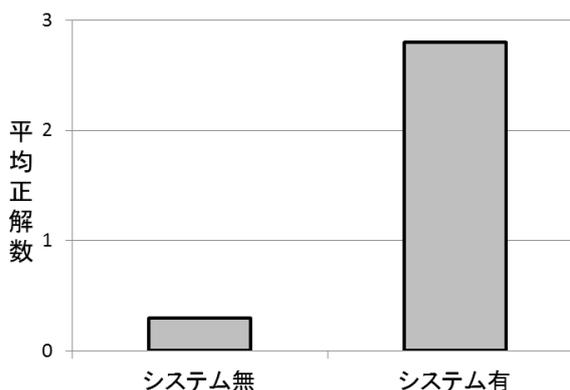


図 3 : 統合カテゴリ提示機能の結果

## 参考文献

- [1] 成田滋, 他 (2006) 特別支援教育に必要な個別支援教育計画策定とオンライン上の支援システムの構築. 日本教育工学会第 22 回全国大会講演論文集 : 885-886
- [2] 西村あい, 他 (2006) 子供の成長段階に適応可能な観察記録とそのデータベースの提案. 日本教育工学会第 22 回全国大会講演論文集 : 287-288
- [3] 永森正仁, 他 (2010) Web カメラを用いた特別支援教育における突発的な児童問題行動の記録・共有システム. 日本教育工学会論文誌 : 1-12
- [4] HAYES, R., G, et al (2008) CareLog: A Selective Archiving Tool for Behavior Management in Schools, CHI2008 Proceedings・Tools for Education : 685-694
- [5] 玉井飛鳥, 他 (2012) ADHD 児童に対する支援ポイント共有システムの評価. 第 32 回日本生体医工学会甲信越支部大会 : 16-17
- [6] 長澤正樹, 他 (2005) ADHD・LD に多く見られる問題行動の 20 分類. こうすればできる : 問題行動対マニュアル : ADHD・LD/高機能自閉症・アスペルガー障害の理解と支援, 川島書店, 東京

## ICF-CY を用いた特別支援教育電子カルテの提案

山崎 琢, 玉井飛鳥, 永森 正仁, 三宅 仁

長岡技術科学大学 生活福祉支援情報工学講座

### Proposal of Special Needs Education Electronic Medical Record using ICF-CY

Yamazaki Taku, Tamai Asuka, Nagamori Masahito and Miyake Hitoshi

Nagaoka University of Technology Life Technology and Medical Informatics

#### 1. はじめに

ICF-CY(International Classification of Functioning, Disability and Health version for Children and Youth)とは、発達障害を有する児童を含む 18 歳未満の者を対象とし、健康関連状況を記述するための標準的で統一的な言語を提供する分類である。この分類は、WHO から 2007 年に発行され、2009 年に日本語版が厚生労働省から発行された<sup>[1]</sup>。

2012 年の文部科学省の調査によると、通常の学級に在籍している約 6.5%の児童が発達障害を有している可能性がある<sup>[2]</sup>と報告されている。このような児童を支援するために、2007 年に特別支援教育が開始されている。特別支援教育においては、発達障害の判断等、医療領域との連携が必要とされる<sup>[3]</sup><sup>[4]</sup>。

本研究では、教育領域と医療領域の情報共有を目的に、標準的で統一的な言語である ICF-CY を用いた特別支援教育電子カルテを提案する。

#### 2. システムへの ICF-CY の適用

ICF-CY を適用させる基盤システムとして、児童の突発的な問題行動を記録・共有可能な特別支援教育事例データベースを用いた<sup>[5]</sup>。このデータベースは、教育現場において、日常的に生じた問題行動を動画情報として記録する。そして、問題行動の分類情報である問題行動分類と、テキスト情報である電子カルテが、動画情報と共に共有される。本提案では、このデータベースの問題行動分類と電子カルテに ICF-CY を適用する。

図 1 に、システムの問題行動分類カテゴリと電子カルテの入力画面を示す。以下、問題行動分類カテゴリと電子カルテのテンプレートへの ICF-CY の適用に関して説明する。

##### 2.1. 問題行動分類カテゴリ

図 1 の A に、児童の問題行動に対し ICF-CY を適用した問題行動カテゴリを示す。記録者は、動画情報と提示される問題行動カテゴリを参考にし、問題行動の分類を選択する。なお、システムで使用されている「LD/ADHD に多くみられる問題行動」は特

別支援教育事例データベースで使用されている分類であり、教育現場の教員に分かり易いように考慮されている<sup>[6]</sup>。

「ICF-CY における分類」として、ICF-CY で定義されている「活動・参加 (domain)」と「心身機能(body functions)」を採用した。なお、問題行動と関連する ICF-CY 分類カテゴリの選定基準は、佐藤 (2010) の報告を参考とした<sup>[7]</sup>。

「活動・参加」とは個人の課題等の遂行、および、生活または人生場面への関わりを分類する。「心身機能」とは身体系の生理的機能(心理的機能も含む)を分類する<sup>[1]</sup>。この二つの分類は ICF-CY 分類カテゴリにおいてコード化されている。コード名は (domain, body functions)の最初の文字で表現され、数値の桁数により分類項目の内容の詳細さに対する階層的な順位(レベル)を定めている。システムで使用する分類項目は、「LD/ADHD に多くみられる問題行動」を ICF-CY 分類カテゴリの第 3 レベルに適応し決定した。その上でシステムでの表記として、調査や保健の効果の評価に使用できる第 2 レベル(例:d160, b140)を採用した。

上記の様、提案システムでは、教育現場で使用されている「LD/ADHD に多くみられる問題行動」と、ICF-CY の分類である「活動・参加」と「心身機能」の項目を関連付けた。これにより、教育領域と医療領域の情報共有を容易にし、問題行動の分類に対するデータベース化を支援する。

##### 2.2. 電子カルテのテンプレート

図 1 の B に、「問題行動の状況」に関する電子カルテのテンプレート、および、入力例を示す。各テンプレート項目の上部には ICF-CY の分類カテゴリとコードが表示され、記録者はテンプレート項目ごとに ICF-CY の分類項目を選択する。下部は、テンプレート項目ごとの自由記述欄となっており、ICF-CY の分類項目に関する具体的な内容が記述される。

テンプレートの項目は、児童の問題行動を明確に記述するために、長澤ら (2003) が開発した教育現場で実績のある項目を参考にした。テンプレートの項目は以下のとおりである<sup>[8]</sup>。

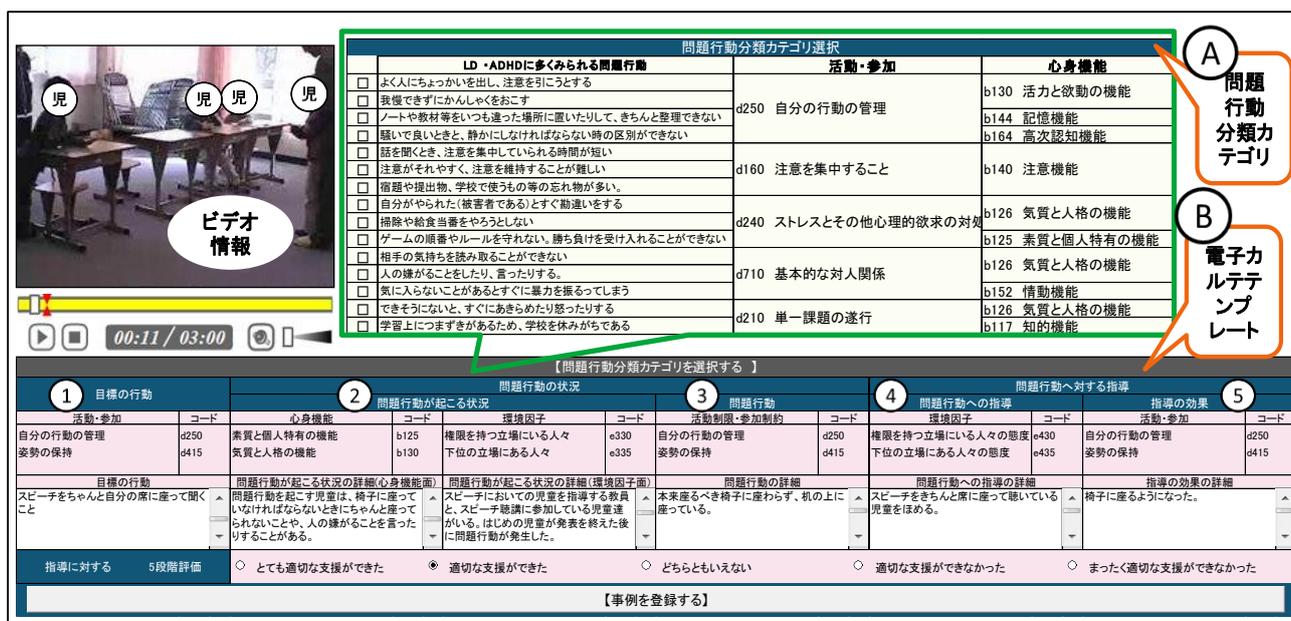


図 1. システムの入力画面

「問題行動の状況」のテンプレート項目

- 1) [目標の行動] 問題行動にかわる望ましい行動
- 2) [問題行動が起こる状況] いつ、どんな状況(場面・時間帯・教科、場所、どんな言葉掛け、等)
- 3) [問題行動] 具体的な問題行動(分類カテゴリ)
- 4) [問題行動への指導] 行動に対する今回の指導
- 5) [指導の効果] 行動への指導に対する効果

「問題行動の状況」は、通常、ビデオ記録を蓄積した教師が作成する。

提案システムでは、上記項目に対し、ICF-CY の「活動・参加」、「心身機能」、および、「環境因子」分類カテゴリを採用した。「環境因子」とは個人の生活・人生の背景を形作る外的、外在的な世界のあらゆる側面であり、様々な関係や役割、態度、価値観を有する人々などを含んでいる。

表 1 にテンプレートの項目に対する ICF-CY 分類カテゴリと分類の項目数を示す。分類項目には第 2 レベルの項目を採用した。分類項目の例として、表 2 に「環境因子」の分類項目とコードを示す。

上記の様、教育現場で実績のあるテンプレートに対して、ICF-CY 分類カテゴリを適用することにより、教育領域と医療領域の情報共有を容易にし、問題行動の状況に対するデータベース化を支援する。

### 3. おわりに

本研究では、教育領域と医療領域の情報共有を目的に、標準的で統一的な言語である ICF-CY を用いた特別支援教育電子カルテを提案した。具体的には、教育現場で使用されている分類やテンプレートに準じて開発された特別支援教育事例データベースに対して ICF-CY の適用を試みた。今後、ICF-CY の適用の妥当性に関し、実践的に評価する必要がある。

表 1. テンプレートの ICF-CY 分類カテゴリ

	目標の行動	問題行動が起こる状況	問題行動	問題行動への指導	指導の効果
活動・参加	10項目		10項目		10項目
心身機能		9項目			
環境因子		9項目		9項目	

表 2. 環境因子の分類項目とコード

コード	分類項目
e130	教育用の製品と用具
e320	友人
e325	知人・仲間・同僚・隣人・コミュニティの成員
e330	権限を持つ立場にいる人々
e335	下位の立場にいる人々
e420	友人の態度
e425	知人・仲間・同僚・隣人・コミュニティの成員の態度
e430	権限を持つ立場にいる人々の態度
e435	下位の立場にいる人々の態度

### 参考文献

- [1] 厚生労働省, 国際生活機能分類 -小児・青少年に特有の心身機能・構造, 活動等を包含-厚生労働省大臣官房統計情報部編 2009.
- [2] 文部科学省, 通常学級に在籍する発達障害の可能性のある特別な教育的支援を必要とする児童生徒に関する調査結果について, 2012
- [3] 竹内まり子, 特別支援教育をめぐる近年の動向, 調査と情報, 684:1-12, 2010
- [4] 菊池一文, 特別支援教育における ICF の活用によるキャリア発達支援の可能性 国立特別支援教育総合研究所研究紀要 40: 23-36, 2013
- [5] 永森正仁, 他, Web カメラを用いた特別支援教育における突発的な児童問題行動の記録・共有システム, 日本教育工学会論文誌, 34(1):1-12, 2010
- [6] 長澤正樹, 他, ADHD・LD に多くみられる問題行動の 20 分類. こうすればできる:問題行動対マニュアル: ADHD・LD/高機能自閉症・アスペルガー障害の理解と支援, 川島書店, 2005
- [7] 佐藤満雄, ICF-CY を活用した通常学級における授業への展望 -模擬授業を通しての一考察-, 特別支援教育における ICF-CY の活用に関する実践的研究, 国立特別支援教育総合研究所 H22 研究成果報告書:121-125, 2010
- [8] 長澤正樹, 他, 大学教員の行動コンサルテーションによる地域の障害児教育支援モデル:COMPAS, 新潟大学教育人間科学部紀要人文・社会科学編, 6(1):11-21, 2003

## AR を用いた病院内ナビゲーションシステムの提案と開発

伊藤 矢\*, 青山 慎\*\*, 三宅 仁\*\*\*

\*長岡技術科学大学

### Proposal and development of navigation system in hospital using AR

ITO Naoya, AOYAMA Shin, MIYAKE Hitoshi

Nagaoka University of Technology

#### 1. はじめに

現在、病院の高度化、複雑化に伴い、初めて来院する患者など利用者に対しての案内、誘導が必須になっているが、数多くの病院の問題として深刻な人員不足が挙げられている。そのため、個人に対しての完全な案内や誘導などは難しく、利用者がある程度の判断を持って行動しないとイケないという状況が起こりうる。これらから、職員や利用者の負担を軽減するために、院内をわかりやすく行動、案内するための支援システムが必要であると考えられる[1]。

屋内での案内や誘導を円滑に行うためにも屋内での位置推定、経路推定の研究は数多くされており、高い精度で推定を行うことが可能となっている[2][3]。しかし、コスト面の問題や、周辺環境により精度が下がるなど、多くの問題も残っている。また、それらは位置、経路のみ把握するために用いられているものが多く、利用者に対して与えることのできる情報量が少ない。そこで本研究では、拡張現実 (Augmented Reality : AR ※以下 AR) に注目した。AR は現実空間にデバイスを通すことで様々な情報を付加することができる。現在ではスマートフォンの普及により、多くの人が簡単に AR を活用することができるようになってきているため、今後様々な場所での活用が見込める。これらから、本研究では AR に用いられるマーカを使って位置推定を行うことで、利用者に対して様々な情報を付加しつつ、案内を行うナビゲーションシステムの提案、開発を目的とした。

#### 2. 提案するシステム

今回提案するシステムは、屋内の特定位置に AR マーカーを配置し、その AR によって利用者に対し案内や誘導などの情報を与える。さらに、マーカを読みこんだ際に読み込んだ位置の推定を行い、目的の場所までの案内を行うこととした。

システムの概要として、まず案内を行う建物の平面図を用い、座標を定義する。また実際の建物の屋内には部屋の入り口や分かれ道など、特定の位置に AR マーカーを配置し、それぞれのマーカに固定の座標データを持たせる。これによりマーカを読み込んだ際に現在位置を特定する。付加する情報としては、マーカを読み込んだ際に現在地の情報、を与える。その他に、目的地の設定などを行えるようにし、読み込んだ位置情報をもとに平面図に経路を表示することとした。

AR を用いた位置推定に関しても様々な先行研究がおこなわれている[4][5]が、本研究では位置推定を行う方法として AR マーカーの座標系を利用した。AR マーカーを読み込んだ際、そのマーカに設定していたグラフィックの座標系を読み込み、行列変換を行うことでカメラ座標系に変換し、カメラとマーカの相対位置を検出する。マーカは屋内の指定された位置に設置しているので座標を固定のものとしている。そのため、相対位置を求めることで、利用者の座標を特定することができると考えた。

このシステムを提案するにあたっての位置推定の誤差は 1[m]以内として想定している。まず AR マーカーの認識は図 2 に示された手順で行われている。

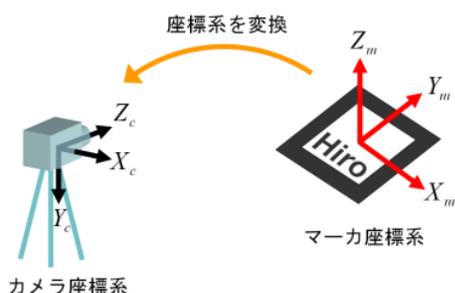


図 1、カメラ座標系とマーカ座標系

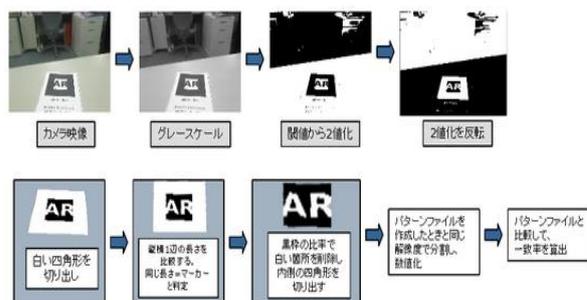


図 2、マーカ認識の手順

ゆえにデバイスのカメラ精度に依存する可能性もあるが、距離が離れすぎると、光の反射などもあり認識できなくなる。そこで、このシステムを使用するにあたっては、5[m]以内など、ある程度近い距離で使用することを想定している。それを踏まえたうえで、屋内で案内を行うために位置推定を行う際に隣接した部屋などは入り口が近く誤差が大きすぎると間違いの案内などを行ってしまう可能性があるため、歩幅 1 歩程度が誤差の限界と考えるため誤差 1[m]を目標値と定める

### 3. システムの評価

本システムで提案した、AR マーカーを用いた位置推定における精度を評価するため実験を行う。実験方法として、AR マーカーを用意し、それに対する認識距離と位置測定の誤差についてデータをとっていく。その後、マーカの個数を複数にした場合や、マーカの大きさを変えた場合など、条件を変化させた状態で同じく認識距離と位置測定の誤差についてデータをとる。

これらのデータにおいて、条件を変化させた場合での精度などを比較し、評価を行う。

### 4. まとめ

本研究では、AR を用いることで情報を付加しつつ位置推定を行い、案内を行うナビゲーションシステムを提案した。これにより、利用者に多くの情報を与えることによって、個人の判断がしやすくなり、負担軽減になるのではないかと考えられる。しかし、現在、位置推定の方法として挙げているマーカを

利用した座標特定のシステムの開発段階であるが、精度等の問題があることも予想される。そのため、システムの評価をし、利用者に対して、多くの情報を付加しつつ、さらに高い精度で位置推定を行えるように改善案を出していくことが必要であると考ええる。

### 5. 参考文献

- [1] 赤沢 栄徳, 他, 病院内案内支援システムに関する研究 豊橋市民病院で設置する案内システムの開発, 日本建築学会東海支部研究報告集第 38 号, 2000
- [2] 久保田 僚介, 他, 無線 LAN を用いた位置推定における学習コスト削減のためのデータ補間手法の提案, 電子情報通信学会技術研究報告 MoMuC モバイルマルチメディア通信 111 9-14, 2011
- [3] 植田 貴至, 他, 圧電型と静電型加速度センサを組み合わせた位置推定手法の実装と評価, 情報処理学会研究報告 2008(107) 129-136, 2008-10
- [4] 前田 真希, 他, 拡張現実感によるナビゲーション支援の為の赤外線識別子を用いたユーザ位置検出, 社団法人 電子情報通信学会 信学技報 IE2002-52, 2002-07
- [5] 瀧本 拓哉, 他, Lupe:AR 技術を用いた対象とユーザの距離に基づいた情報取得手法 社団法人 電子情報通信学会 信学技報 USN2011-19, 2011-07

人命救助ロボット用アルキメデス螺旋駆動機構の基礎研究

高野 佑資\*, 岡田 卓暁\*, 佐橋 拓\*\*, 佐橋 昭\*\*, 内山尚志\*, 福本一朗\*

\*長岡技術科学大学 医用生体工学研究室, \*\*株式会社 プロジェクトアイ

Basic Study on Archimedes Screw Drive Mechanism of Rescue Robot

Yusuke TAKANO\*, Takaaki OKADA\*, Taku SAHASHI\*\*, Akira SAHASHI\*\*, Hisashi UCHIYAMA\*, Ichiro FUKUMOTO\*

\*Institute of Biomedical Engineering, Nagaoka University of Technology, \*\*Project-I Co.,Ltd

1. はじめに

災害時の建物等の倒壊で崩れた瓦礫、家具等の下敷きになり、長時間体を圧迫された場合、単純に瓦礫を撤去し救助されても容態が急変しショック死する可能性がある。これをクラッシュシンドローム（控滅症候群）といい、これが原因で死に至った例も少なくない。現在クラッシュシンドロームの唯一の対応手段として DMAT（Disaster Medical Assistance Team：災害派遣医療チーム）が被災者のもとまで潜り、CSM（Confined Space Medicine：瓦礫下の治療）と称し、人工透析や点滴を行っている。しかし、これらの行為は余震による二次災害の危険性が伴う。そこで、瓦礫の中に潜りクラッシュシンドローム発症を抑えつつ被災者を救助する人命救助ロボット（図1）を考案した。これは、瓦礫こじ開け機構と被災者収容機構をそれぞれ独立させている。キャリアロボットは瓦礫のこじ開けと退路の確保を行う。被災者収容ロボット（図2）は被災者収容の際に、クラッシュシンドローム発症阻止を行う。本研究では、被災者収容ロボットの実験用模型を使用し、アルキメデス螺旋駆動における羽根の高さの違いによる走行への影響を評価した。

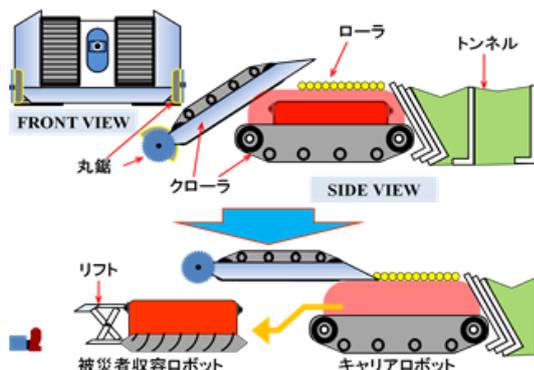


図1 人命救助ロボットデザイン案

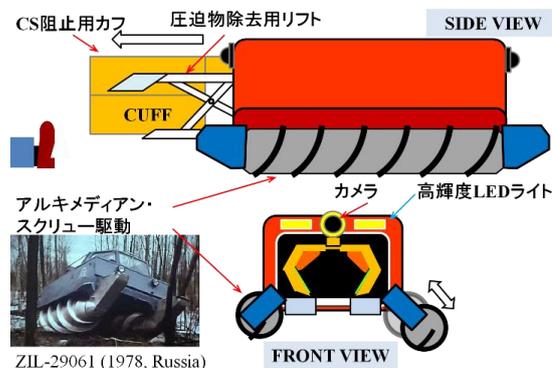


図2 被災者収容ロボットデザイン案

2. 方法

2.1. 実験模型および実験フィールド

本研究で使用した被災者収容ロボット模型（寸法 290W×345D×140H [mm]）を図3に示す。模型の規格は1/6スケールでレスキューロボットコンテストの規格に則っている。今回作製したスクリーウの規格を表1に示す。実験フィールドは木板 600×900mm 上に砂利を 500×800mm の範囲に敷き詰めたものを使用した。砂利の粒径は 10～15mm, 15～20mm のものを使用した。



図3 被災者収容ロボットの模型外観

表 1 スクリューの規格

巻き数	巻き数の間隔	厚さ	高さ
5 回	50.0mm	3mm	5mm
5 回	50.0mm	3mm	7mm
5 回	50.0mm	3mm	9mm

## 2.2. 実験方法

模型を直進させ、区間速度（フィールド間の走破速度）の算出および 10 回の走破を測定した。走破失敗数から走破率（走破成功率）を算出した。スクリューの羽根の高さの違いでの区間平均速度と走破率の比較を行った。区間走破時間はストップウォッチを用いて測定した。区間速度は（フィールドの長さ/区間走破時間）で算出した。有意差を求めるために区間平均速度は分散分析を用いて検定を行った。

## 3. 結果および考察

砂利の粒径 10～15mm, 15～20mm の走破実験の結果を表 2, 表 3 および図 4 に示す。区間平均速度は砂利の粒径 10～15mm で有意に速かった。走破率はスクリューの羽根の高さ 7mm で最も高い走行安定性を持つ傾向が見られた。これは砂利に対する接触面積の違いによるものだと考えられる。本実験で使用した砂利の粒径と羽根の高さ 7mm が適応していたため、羽根の高さ 5mm, 9mm に比べ、安定した走行ができたと考えられる。また、砂利の粒径の違いで走破率が変化する傾向がみられた。これは砂利の粒径が大きくなると、走破率は羽根の高さ 7mm で下がる傾向がみられ、高さ 9mm で上がる傾向があることから砂利の粒径によって適応する羽根の高さがあると考えられる。

表 2 砂利の粒径 10～15mm の走破結果

10～15mm	5mm	7mm	9mm
平均速度[mm/s]	42±3.7	49±4.1	48±5.6
走破率[%]	56	83	48

表 3 砂利の粒径 15～20mm の走破結果

15～20mm	5mm	7mm	9mm
平均速度[mm/s]	30±3.3	32±2.7	35±3.4
走破率[%]	48	71	63

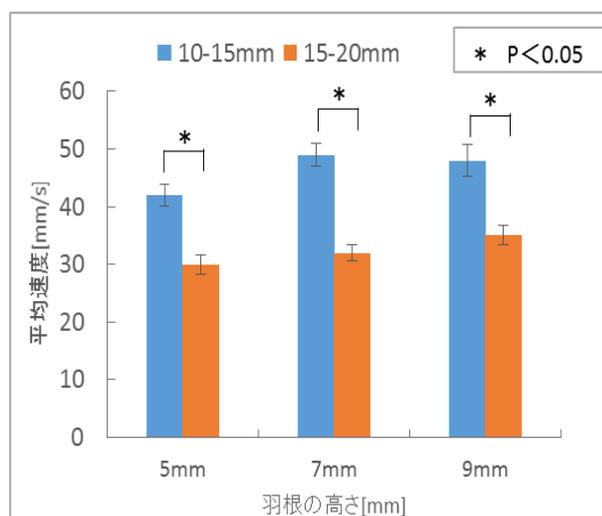


図 4 走破実験の結果

## 4. まとめ

走破実験を行った結果、砂利の粒径による影響が強く、スクリューの羽根の高さの違いにより走行安定性が変化する傾向があることが確認できた。今回の実験結果ではスクリューの羽根の高さ 7mm で最も高い走行安定性を持つ傾向がみられたが、この結果だけではスクリューの羽根の高さの違いによる影響だけであるとは考えにくい。そのため、今後は総合的に評価するためにも実験フィールドを変えることや接地面の材質や形状を変えて、走破実験を行う予定である。

## 5. 参考文献

- [1]佐橋拓, 佐橋昭, 内山尚志, 福本一郎:災害時クラッシュシンδροームを阻止する人命救助ロボットの基礎研究, 生体情報処理と高度情報処理シンポジウム 2012 講演論文集, pp201-204, 2012
- [2]岡田卓暁, 佐橋拓, 佐橋昭, 内山尚志, 福本一郎:アルキメデススクリュー駆動を用いた人命救助ロボットの基礎研究, 生体情報処理と高度情報処理シンポジウム 2013 講演論文, pp273-275, 2013
- [3]嶋田大和: FEM と模型による人命救助ロボット被災者救出システムの研究, 長岡技術科学大学大学院工学研究科修士論文, pp39-52, 2013

## 視覚刺激 BCI における注視位置と SVM による判別率改善に関する検討

青木 洋康\*, 田口 拓弥\*, 橋本 昌巳\*\*, 香山 瑞恵\*\*, 大谷 真\*\*, 伊東 一典\*\*

\*信州大学大学院理工学系研究科情報工学専攻, \*\*信州大学工学部情報工学科

### A study on improvement of the distinction rate to depend on the gaze position of visual BCI using SVM.

Hiroyasu AOKI\*, Takuya TAGUCHI\*, Masami HASHIMOTO\*\*, Mizue KAYAMA\*\*, Makoto OTANI\*\*, Kazunori ITOH\*\*

\*Graduate School of Science and Technology, Shinshu University, \*\*Shinshu University

#### 1. はじめに

我々は重度の筋萎縮性側索硬化症(Amyotrophic Lateral Sclerosis : ALS)のような重篤な神経筋疾患者の意思伝達支援を目的とした BCI (Brain-Computer Interface)構築のために視覚刺激を用いた検討を行っている。しかし利用者の眼球運動能力が低下すると、目的とする刺激を十分に注視できない場合がある。また先行研究より、注視位置から離れた場所に標的刺激を配置した場合に判別率が減少するとの報告があることから<sup>[1]</sup>, 既存の BCI システムでは正確な脳波が計測できない可能性がある。そこで本検討では、サポートベクターマシーン(SVM : Support Vector Machine)を用いて脳波の判別を行い、注視位置と標的の距離に起因した判別率低下に対する改善の可能性について検討を行った。

#### 2. 実験方法

注視位置を固定した状態で標的刺激の位置を変化させることで、注視位置から標的刺激までの距離と脳波の関係を観察した。またその際の判別率の傾向についても検討を行った。本検討は信州大学倫理審査委員会の承認、被験者の同意を得て実施した。

##### 2.1. 視覚刺激

図 1 に示すように視覚刺激には文字画像「あ」、「い」、「う」、「え」の 4 文字を使用し、それぞれ上下左右に配置した。文字画像サイズは 100×100 pixel (1 pixel : 0.26 mm)とした。また本実験は、注視位置から文字画像までの距離の違いによる影響を観察するために、4 種類の画像配置を用いて実験を行った。条件 1 は注視位置から文字画像の中心までの距離を 100 pixel とし、条件 2 は 200 pixel、条件 3 は

300 pixel、条件 4 は 400 pixel として配置した。刺激呈示時間は 300 ms、刺激呈示間隔は 1000 ms とした。また各文字画像はランダム順、かつ刺激回数が各 20 回になるように呈示した。したがって刺激呈示頻度は標的刺激 : 非標的刺激 = 1 : 3 である。計測にはカウンタを使用させ、各条件において 4 試行ずつ実験を行った。被験者には前方 50 cm の距離に設置したディスプレイに表示された「+」を注視したまま周囲に配置された文字に意識を向けるよう指示し、意識を向けている文字画像の文字色が灰色から白色に変化した回数を計測するように指示した。

##### 2.2. 事象関連電位の導出

導出電極位置は国際 10-20 法に準拠して Fz, Cz, Pz, O1, O2 とし、基準電極を両耳朶連結 A1+A2、接地電極を Fpz とした。脳波は Ag-AgCl 皿電極(日本光電:NE-155A)から誘発電位測定装置(日本光電:MME-3116)で取り込み、データ収録ボード(National Instruments:NI DAQPad-6016)によりサンプリング周波数 1kHz、量子化ビット数 16bit で PC に取り込み記録した。また雑音除去のために低域で 0.53Hz、高域で 60Hz の帯域フィルタを用いた。さらに眼電図(EOG)を記録し、瞬きなどをアーチファクトとして分析対象から除外した。被験者にはシールドルーム内の椅子に開眼安静状態で座るよう指示した。被験者は 20 代の健常男性 4 名である。



図 1 : 視覚刺激の文字画像配置(条件 1)

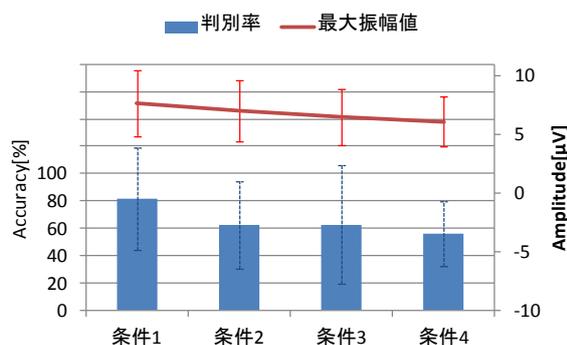


図 2: P300 成分に基づく平均の判別率と最大振幅値

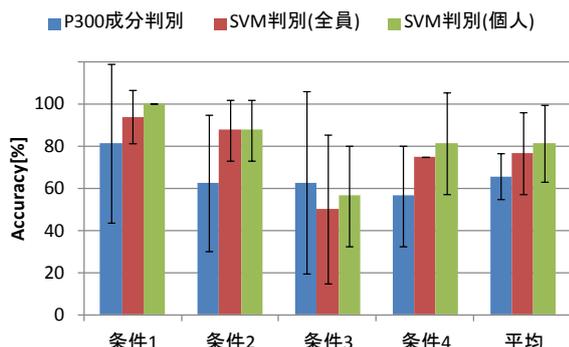


図 3: 距離の違いによる判別率の変化

### 3. 脳波の判別方法

脳波の判別手法として P300 成分に基づく方法と SVM を用いる方法の 2 種類で検討を行った。

P300 成分を用いる方法では、ベースライン法を用いて刺激呈示前 100 ms 間の平均を基線とし、同期加算平均を 20 回行った。刺激呈示後 250~450 ms の間に出現する最大陽性変動を P300 成分として扱い、標的刺激の P300 成分が非標的刺激の同期間中の振幅値よりも大きい場合のみ正答と判別した。

SVM による判別においては、特徴ベクトルとして P300 成分の振幅が最大となる Pz において得られた脳波を利用した。脳波データは 20 Hz のローパスフィルタを掛けた後に 20 回同期加算平均を行い、刺激呈示前 100 ms から刺激呈示後 500 ms までの 600 ms 間を切り出して使用した。したがって特徴ベクトルの次元数は 600 となる。SVM においては、ライブラリである LIBSVM Version3.14<sup>[2]</sup>の Linear カーネルによるカーネルトリック法を使用した。また基本的に SVM は確率を推定する機能を有していないが、LIBSVM に付属している判別の事後確率を推

定するオプションを使用した。

SVM のための学習データは事前に刺激呈示頻度を標的刺激：非標的刺激=1：2 とした視覚刺激による課題を行い、P300 成分が確認された脳波を使用した。また、被験者ごとの学習データと、全被験者を総合した学習データを用意した。

### 4. 結果・考察

図 2 は P300 成分判別を行った際の、全被験者の判別率の平均と最大振幅値の平均である。最大振幅値の平均と判別率の平均は共に減少傾向がみられた。したがって注視位置から文字画像の配置が遠くなるほど判別率は減少すると考えられる。

図 3 は判別方法の違いによる判別率の変化を、実験条件別にまとめたグラフである。P300 成分判別と SVM 判別を比較した場合、4 条件中 3 条件で SVM 判別を用いると判別率が向上していることから、P300 成分判別よりも SVM 判別の方が判別精度が良いと考えられる。さらに SVM 判別の学習データの違いによる結果を比較したところ、学習データを個人ごとに設定した場合に最も高い判別率が得られた。しかし、SVM 判別において学習データの違いによる判別率への影響は小さいことから、様々な被験者に適用が可能である汎用的な判別の実現の可能性が示唆された。

### 5. おわりに

刺激を十分に注視できない状況でも、SVM 判別を用いることで精度の高い判別が可能になると考えられる。また個人の脳波データを学習データとして入力することで、さらに精度の高い判別が可能になると考えられる。よって、注視位置に依存しない BCI 構築の可能性が示唆された。

### 6. 参考文献

- [1] P. Brunner, S. Joshi, S. Briskin, J. R. Wolpaw, H. Bischof, and G. Schalk, "Does the 'p300' speller depend on eye gaze?" J. of Neural Eng., 7 (2010) 056013 (9pp)
- [2] LIBSVM-A Library for Support Vector Machines, Chih-Chung Chang, Chih-Jen Lin <http://www.csie.ntu.edu.tw/~cjlin/libsvm/>

## 集中度・リラックス度算出のための脳波及び発汗の計測

佐伯 幸平\*, 荒井 善昭\*, 坂口 正雄\*\*

\*長野工業高等専門学校, \*\*スキノス東御研究所

### The measurement of EEG and perspiration to calculate concentration and relaxation

Kouhei SAIKI\*, Arai YOSHIAKI\*, Masao SAKAGUCHI\*\*

\* Nagano National College of Technology. \*\*SKINOS Tomi Institute

#### 1. はじめに

集中やリラックスは感覚的なものであり、その強弱や持続時間の具体的な数値を知ることはできなかった。しかし現在では、集中やリラックスの値を脳波から算出する計測器具が存在し、「MindSet」や「B3Band」がその代表的な製品である。これらを用いると、0 から 100 までの数値で集中度・リラックス度の測定が可能となる。集中度やリラックス度の計算には、Neurosky 社の開発した脳波計モジュールが使用されているが、その内部での詳細な計算過程は非公開にされている。それゆえ、他の脳波計から、集中度やリラックス度を算出することはできない。もし、独自の計算アルゴリズムを作成することができれば、他の脳波計からでも集中度・リラックス度を算出することが可能となる。

今回、独自の集中度・リラックス度算出アルゴリズム作成の前段階として、脳波と集中・リラックスの関連性調査を行った。計算処理状態と通常状態において脳波を計測し、また、緊張・リラックスの「指標」として、掌の発汗量も同時に計測した。

#### 2. 方法

##### 2.1. 使用機器

使用した脳波計は「MindSet」(図 1)と「B3Band」(図 2)の 2 種類である。「MindSet」はヘッドフォンの形状をした Neurosky 社製の簡易脳波計である。左耳のパッド部に基準電位点があり、アーム部に電圧測定点がある。「B3Band」は、株式会社 B-Bridge 製のバンドの形状をした簡易脳波計である。こちらも耳に基準電位点電極、額に電圧測定点がある。両

者とも NeuroSky 製のモジュールが使用されている。



図 1. Mindset

図 2. B3Band

発汗計については、西澤電機計器製作所の SKN-1020 を用いて計測を行った。

##### 2.2. 実験対象・実験環境

実験対象は、19 歳から 22 歳までの長野高専生 11 名 (男性 8 名, 女性 3 名) である。

実験日時は 2013 年 7 月 31 日から 2013 年 8 月 2 日で、気温 26 度、湿度 65% をほぼ一定に保ち、周辺雑音多少あり (空調稼働音, PC 駆動音等) の一般的な学校の教室内環境で行った。

##### 2.3. 実験内容

掌の発汗量と脳波の同時計測を、1 人あたり合計 16 分間行った。内訳は、8 分間の計算作業とその前後 4 分間の休憩である。休憩時間前半の 4 分を安定状態計測のための「安定状態タスク」とし、後半の休憩をリラックス状態計測のための「リラックスタスク」とした。リラックスタスク中には、任意のタイミングで飲料 (お茶, コーヒー等) を飲んでもらい、安定状態との変化をつけた。

##### 2.4. 計算作業について

計算作業は、パソコンとマウスを用いた液晶画面上の「内田クレペリンテスト」を行った。内田クレペリンテストとは、多列多行に並んだ一桁の数字を次々と加算していく計算作業で、作業心理テストとして利用されるものである。

## 2.5. 脳波計測について

脳波データは、C 言語用の汎用 FFT ライブラリを用いてフーリエ変換を行い、周波数成分の値を算出した。データは 16 秒分の 8192 個を 1 セットとし、4 秒ごとの加算平均を行い、窓関数にハミング窓を適用した。また、計算タスク中の回答は 16 秒毎に集計した。

## 3. 結果

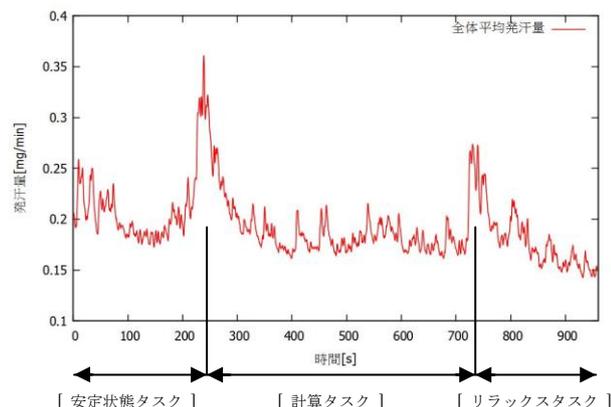


図 3. 発汗量の推移

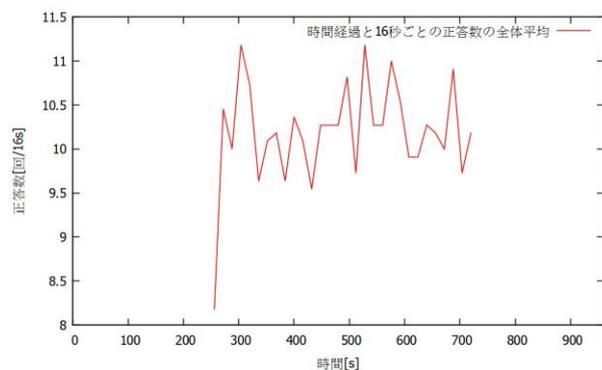


図 4. 正答数の推移

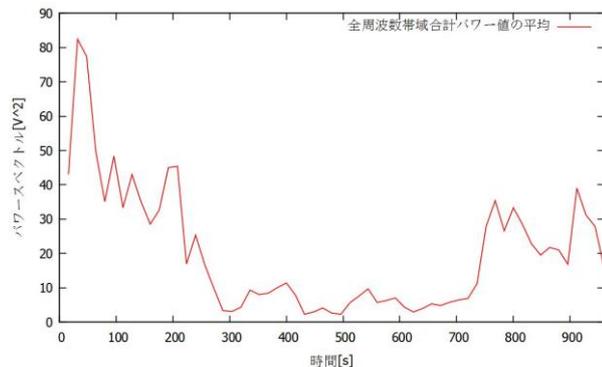


図 5. 脳波パワー値の推移 (全周波数帯域の合計)

結果として、図 3 のような発汗量の推移、図 4 のような正答数の推移、図 5 のような脳波の推移が計測された。発汗と脳波において、様々な周波数帯域ごとに相関値を計算したが、特徴的な相関値は算出されなかった。また、因子分析と主成分分析を用いた解析も行った。

因子分析の結果、第一因子によって、脳波パワー値は減少し、正答数は増加していることがわかった。この第一因子を集中度としたときに、「集中度が増加したとき、脳波パワー値は減少し、正答数は増加する」という予測を立てることができる。

主成分分析からは、第 4 主成分において、「発汗量」、「ベータ波の割合」、「脳波パワー値の増減」の 3 つから負荷量の増加が計測された。

## 4. まとめ

今回得られた結果をまとめると、

- ・ 計算中にて、脳波全帯域パワー値が減少する
- ・ 計算開始、終了付近にて、発汗量が増加する
- ・ 「脳波パワー値は減少し、クリペリンテストの正答数は増加する」という因子が存在する (因子分析より)
- ・ 「発汗量」、「ベータ波の割合」、「脳波パワー値の増減」の間に何らかの関係がある (主成分分析より)

という 4 つの結果が得られた。今後は、今回の結果を踏まえ、発汗量と脳波の分析をさらに続け、独自の集中度・リラックス度算出アルゴリズムの作成に取り組みたい。

## 5. 参考文献

- [1] 坂口 正雄, "発汗の計測" 消費科学解説記事掲載論文, 2009
- [2] Erik Andreas Larsen, "Classification of EEG signals in a brain computer interface system", 2011
- [3] NeuroSky, "Brain Wave Signal of NeuroSky, Inc.", 2009
- [4] 大村 平, "多変量解析のはなし", 2007

模擬血管用 PVA ハイドロゲルと医療用ガイドワイヤの摩擦特性

関根 健二\*, 小林 俊一\*\*

\*信州大学大学院理工学系研究科, \*\*信州大学繊維学部

Frictional Characteristics between PVA Hydrogel and Medical Guide-wire

Kenji SEKINE\*, Shunichi KOBAYASHI\*\*

\*Graduate School, Division of Science and Technology, Shinshu University

\*\* Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University

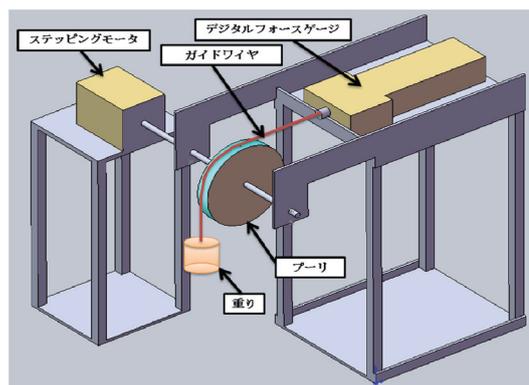
1. はじめに

血管カテーテル治療において用いられるガイドワイヤは、カテーテルを治療箇所へ誘導させる重要な役割を担っている。そのためガイドワイヤの力学特性を把握することは重要である。著者らはガイドワイヤの力学特性として、模擬血管におけるガイドワイヤのトルク伝達性と回転追従性について検討してきた<sup>(1-2)</sup>。本報告ではその第一段階として、模擬血管材料として用いるポリビニルアルコールハイドロゲル (PVA-H) をプーリに巻きつけ、PVA-H に接触させたガイドワイヤとの摩擦係数を計測し、プーリの回転に伴う撓動速度に対する摩擦特性について検討した結果を述べる。

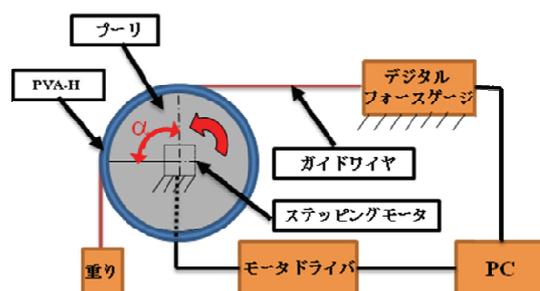
2. 実験方法

本実験で使用する PVA ハイドロゲル (PVA-H) はポリビニルアルコール (PVA) 水溶液に Dimethyl Sulfoxide (DMSO) を混合して凍結・解凍で成形した透明なシート状のものである。PVA 濃度は 15 wt% で、従来のトルク伝達性・回転追従性の測定に使用しているものである<sup>(1-2)</sup>。実際の血管内腔は血液によって満たされているため、PVA-H の表面に水を塗布した。

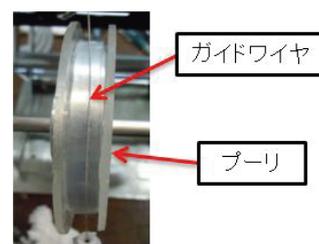
次に PVA-H とガイドワイヤ間の摩擦係数を計測する装置を図 1 に示す。PVA-H シートをプーリに巻きつけ、固定した。ガイドワイヤにデジタルフォースゲージをつなげ、ガイドワイヤとプーリの接触範囲角度  $\alpha = 90^\circ$  となるように設置し、ガイドワイヤの一端に重り (重さ  $W$ ) をつけた。プーリをおもり方向に回転させることで PVA-H とガイドワイヤに



(a) 全体図



(b) プーリとガイドワイヤの接触範囲角度



(c) ガイドワイヤの接触状態

図 1 摩擦係数計測装置

摩擦が発生し、デジタルフォースゲージで計測した張力  $T$  から摩擦係数  $\mu$  を次式より求めた<sup>(3)</sup>。

$$\mu = \frac{1}{\alpha} \log \frac{T}{W} \quad (1)$$

本実験では  $W = 0.5 \text{ N}$  とし、直径 55 mm のプーリを用い、その回転速度を 0.1 rps (撓動速度 17 mm/s)、

0.25 rps (摺動速度 43 mm/s), 0.5 rps (摺動速度 86 mm/s) で行った。なお、モータは起動時からゆっくりと加速させた後に一定速度で回転させた。ガイドワイヤはコーティング未処理の直径 0.36 mm のものを用い、先端から 10 mm でプーリに接触するようにさせた。

### 3. 結果

モータ回転開始から 1.5 秒後までの摩擦係数の変化を図 2 に示す。全ての摺動速度でモータ回転開始直後の摩擦係数が最も高い。これはガイドワイヤが滑らず PVA-H が変形し、その後滑りが発生する直前の近似的な静摩擦係数に相当すると考えられる。モータを一定速度で回転させた際の動摩擦係数は 43 mm/s, 86mm/s のときに周期的に増減しており (図 2 (b), (c) ), これは重りの振動とスティック

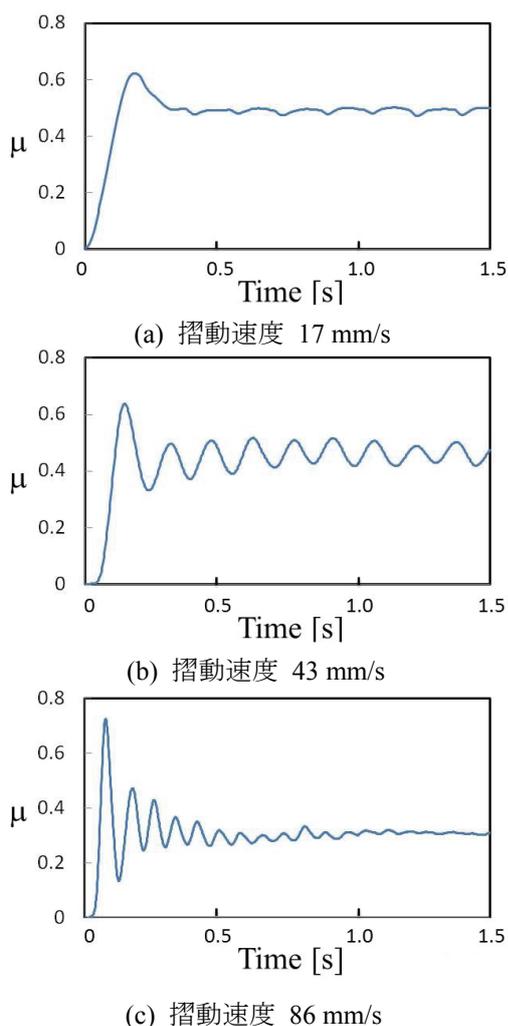


図 2 摩擦係数 $\mu$ の時間変化

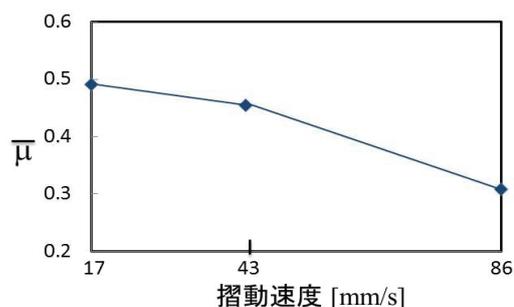


図 3 摺動速度と平均摩擦係数 $\bar{\mu}$ の関係

スリップ現象による影響と考えられる。

図 2 におけるモータ回転開始時の結果を除外した際の平均摩擦係数を図 3 に示す。摺動速度が高くなるほど動摩擦係数が小さくなっているのは、PVA-H は高含水であり、表面の水分が潤滑剤の役割を果たし、境界潤滑と流体潤滑が入り交ざった混合潤滑になっているためと考えられる<sup>(4)</sup>。

PVA 濃度による影響についてはまだ検討していないが、従来のトルク伝達性・回転追従性測定の結果より<sup>(1-2)</sup>, PVA 濃度が大きくなるほど摩擦係数は大きくなると考えられる。

### 4. まとめ

ガイドワイヤと PVA-H の摩擦係数を測定した結果、摺動速度が高くなるほど動摩擦係数が小さくなることが分かった。今後は、精度向上 (振動の除去) を図り、低摺動速度と小荷重の条件で摩擦測定を行い、PVA 濃度の影響について検討する。更に、ガイドワイヤ先端部の全体が PVA-H で覆われた条件での測定も検討する予定である。

### 5. 参考文献

- (1) 関根, 小林, 生体医工学シンポジウム 2011 講演論文集 (2011), 2-7-3.
- (2) 関根, 小林, 日本機械学会 2012 年度年次大会講演論文集 (2012), S021024
- (3) 古島, 摩擦, 繊維と工業 Vol. 3 No. 10 (1970), pp.742-747.
- (4) 松川, 表面力学物性, 表面物性工学ハンドブック (2005), pp.1-10.