

# 他動的揺動を利用した騎乗型運動器具による健康増進の取り組み

中野 紀夫<sup>1</sup>, 白澤 直人<sup>1</sup>, 三原 いずみ<sup>1</sup>, 四宮 葉一<sup>2</sup>, 橘 哲也<sup>3</sup>,  
川井 八重<sup>4</sup>, 高橋 美美<sup>4</sup>, 安田誠史<sup>4</sup>

松下電工株式会社( <sup>1</sup>電器 R&D センター, <sup>2</sup>先行・融合技術研究所, <sup>3</sup>ヘルシーライフ事業部 ),  
<sup>4</sup>高知大学医学部

## Physical exercise on horseback-riding simulation equipment and its application for health promotion

Toshio NAKANO<sup>1</sup>, Naoto SHIRASAWA<sup>1</sup>, Izumi MIHARA<sup>1</sup>, Youichi SHINOMIYA<sup>2</sup>, Tetsuya TACHIBANA<sup>3</sup>,  
Yae KAWAI<sup>4</sup>, Mimi TAKAHASHI<sup>4</sup>, Nobufumi YASUDA<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Research & Development Center, Matsushita Electric Works, <sup>2</sup>Advanced Technologies Fusion Laboratory,  
Matsushita Electric Works, <sup>3</sup>Health Care Products Division, Matsushita Electric Works, <sup>4</sup>Kochi Medical School

### 1. 緒言

高齢化が急速に進行しているわが国において、医療・福祉制度の改革は重要な課題である。費用負担を抑制するとともに高齢者の自己実現を支援していくためには、介護予防や健康増進活動の充実が必要になる。加齢や疾患によって身体機能の低下傾向にある高齢者に対しては、無理なく楽しみながら継続的に利用できる健康増進手法の提案が望ましい。

馬の常歩動作を再現した揺動刺激で姿勢維持のための無意識的な運動を誘発する騎乗型他動運動器具(以下、騎乗型運動器具と記す)は、座って揺られるだけで背筋部などに筋力アップ効果があり<sup>[1]</sup>、筋神経機能の改善が期待できる<sup>[2]</sup>。

本報告では、筆者らが既に開発した騎乗型運動器具を身体へのインタフェースと捉え、刺激の特徴や生理的影響について述べる。また、高齢者の介護予防、健康増進を目的に騎乗型運動器具を利用したフィールド研究について紹介する。

### 2. 騎乗型運動器具による揺動刺激

騎乗型運動器具(松下電工製:EU-6430)の揺動は、前後方向の併進と傾斜、左右への傾斜を同時に繰り返し行う。前後の動きに対して左右の動きの周期を2倍に連動させ、常足動作の特徴である四拍子を再現している。前後の動きの周期は、1.6秒から0.7秒の間で段階的に設定できる。

表面筋電図の計測では、脊柱起立筋、大腿二頭筋、大腿直筋、内転筋、腹直筋といった広範囲に筋放電が観察される。積分筋電図(以下、iEMGと記す)で評価した場合、揺動周期を短くするに

従って各筋の iEMG は一斉に増加傾向を示す。一方使用者の騎乗姿勢は、iEMG の筋間比率を変化させる。例えば、座部形状を変更し体幹と大腿部のなす角度が広がると腹直筋 iEMG は増加傾向を示し、脊柱起立筋 iEMG は減少傾向を示す。

騎乗して揺られるだけの使用方法の場合、iEMG は各筋の等尺性最大筋力の 20%未満、運動強度は歩行と同等の 1.78Mets 以下であり、低体力の高齢者にも受け入れやすいと言える。

### 3. 地域高齢者の介護予防、健康増進の試み

高知県南国市 9 地区の公民館に騎乗型運動器具を設置し高齢者に対する運動効果を検討した。対象者は、市から希望者を募集し研究参加に同意を得た女性 108 名(平均年齢 74 ± 7 歳)、および男性 22 名(平均年齢 72 ± 8 歳)。要介護認定者は含まれていない。運動期間と非運動期間に分けクロスオーバーで全参加者が 1 回 15 分以内週 3 回、騎乗し内股を締めて揺られるだけの運動を行った。運営には市保健課、保健福祉センターの支援のもと、運動開始前と 8 週間経過後に身体機能評価、生活状況調査、精神機能評価を行い、非運動期間と比較した。本学会では結果の一部について報告するとともに、現場でのノウハウや課題についても触れたい。

### 参考文献:

- [1] Shinomiya Y., et al., J. Robotics and Mechatronics, Vol.14, No.6: 597-603, 2002.
- [2] Mihara I., et al., Proc. 19th symposium on Biol. and Physiol. Eng.: 299-302, 2004.

# Laplacian EMG を用いた生体信号インタフェースのための基礎的検討

植野彰規<sup>1</sup>, 内川義則<sup>1</sup>, 野城真理<sup>2</sup>

<sup>1</sup>東京電機大学理工学部 <sup>2</sup>北里大学医療衛生学部

## Fundamental study on Laplacian EMG detection for bio-signal human interface

Akinori UENO<sup>1</sup>, Yoshinori UCHIKAWA<sup>1</sup> and Makoto NOSHIRO<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Science and Engineering, Tokyo Denki University

<sup>2</sup>School of Allied Health Sciences, Kitasato University

### 1. はじめに

近年,筋電図は動作意図を推定するための信号として,福祉機器やパワーアシストロボット等への応用が期待されている.しかしながら,生体と計測器を結ぶリード線の存在が利用者を拘束するため,ユーザビリティの点で問題となることが予想される.他方,Laplacian 電極配列法は電極を局所に集約できる導出法であることから,電極と増幅器・無線送信機等を一体化することで,リード線なしで生体信号の計測が可能となる.

そこで本研究では,Laplacian 電極配列法を筋電図計測に応用し,小型で着脱の容易な生体信号インタフェースを構築することを目標としている.本論文では,筋電図インタフェース構築のための基礎的な検討を行ったので報告する.

### 2. Laplacian 電極配列法

Laplacian 電極配列法はポアソン方程式より導かれる導出法で(式(1)),周囲から波及する電位を除去し,電極直下の局在部位の電位を導出することができる.式(1)を差分近似し,図1の電極配置に適用すると,式(2)が導かれる<sup>[1]</sup>.

$$V_{source} = \nabla_s^2 V = -\left(\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2}\right) = \frac{\rho_{eq}}{\epsilon} \dots\dots (1)$$

$$V_{source} \cong \frac{4}{h^2} \left\{ V_S - \frac{1}{4}(V_A + V_B + V_C + V_D) \right\} \dots\dots (2)$$

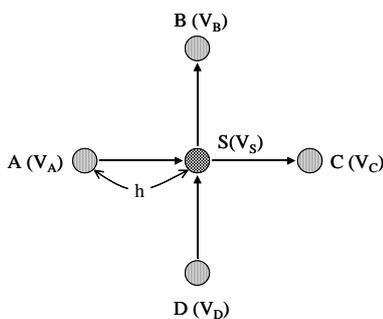


Fig. 1 A configuration of electrode based on Laplacian source derivation.

### 3. 実験および結果

右上手腕内側部を対象に Laplacian 用能動電極を接着し筋電図を計測した.また,その両脇に筋繊維方向に沿ってディスポ電極を貼り,市販の筋電計で筋電図を同時計測した.右手の第二指から第四指までを順に10回ずつクリック動作させた時の結果を Fig. 2 に示す.両波形を比較すると,Laplacian 電極配列法の結果においては,動作させた指によって波形に顕著な違いが見られた.検出回路のフィルタ条件が異なるため,これらの結果が回路定数の違いに因るものなのか,電極配列法の違いによるものなのかは断定できないが,少なくとも Laplacian 電極配列法を用いて筋電図が検出できること,またインタフェース用の信号として動作指(意図)の弁別に利用できる可能性があることが示された.

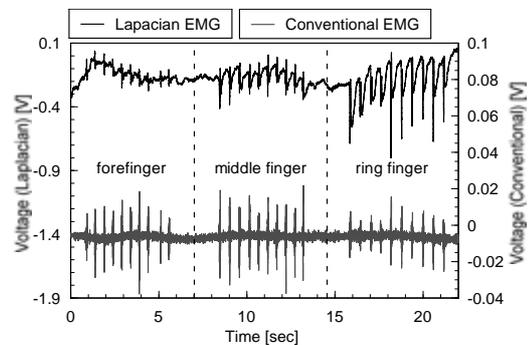


Fig. 2 EMG Recordings detected by Laplacian and conventional electrode configurations.

### 4. まとめ

Laplacian 電極配列法を筋電図計測に適用し,インタフェース用の信号として利用できる可能性を確認した.

### 謝辞

本研究の一部は,特定領域研究「情報福祉の基礎」の一環として実施されたものである.

### 参考文献

[1] B. He: Laplacian ECG analysis, *BME*, Vol.11, No.1, pp.18-23, 1997.

# 顔面熱画像による生理心理状態の評定

野澤昭雄，井出英人

青山学院大学 理工学部 電気電子工学科

Evaluation of Physiological and Psychological State by Facial Skin Thermal Image

Akio NOZAWA, Hideto IDE

Dept. of Electrical Engineering and Electronics, Col of Science and Engineering, Aoyama Gakuin Univ.

## 1. はじめに

近年、ヒューマン・マシン・インターフェース(以下HMIと記す)の観点から生体信号に基づく生理心理状態推定手法は、福祉、教育、産業など様々な分野で応用が期待されている。生体信号の計測方法は接触型計測と非接触型計測に大別されるが、非接触型計測は物理的・精神的拘束感の要因となるセンサを装着する必要がなくHMIとして理想的である。我々はこれまで非接触型計測装置として赤外線サーモグラフィ装置に着目し、特に鼻部皮膚温度分布の時空間変動を解析することにより、聴覚・味覚・嗅覚刺激に伴う快・不快情動や覚醒度等、種々の生理心理状態の評価を行ってきた。本稿では、福祉ロボットや e-learning 応用を目的としたサーモグラフィ画像による課題難易度の推定法について検討した。一般人には与えられた課題が解決困難な場合には、不安、緊張など様々な情動が喚起される。そこで、このような状況自体を情動ストレスと見做せば、課題難易度に起因する生体反応が鼻部熱画像に現れることが推測される。本報告では、外国語聴取時の鼻部熱画像の局所フラクタル次元を特徴量として、線形重回帰モデルとニューラルネットワークにより主観的な課題難易度の推定を試みた。結果として課題の難易度に応じて明確に分別された推定結果が得られたので報告する。

## 2. 実験方法

熱画像の測定は室温  $25 \pm 1.0$ ，室内照度  $200lx$ ，無風状態で行った。被験者の鼻尖から水平距離  $1.0m$  の位置に赤外線サーモグラフィ装置(NEC 三栄製 TH3102)を設置する。熱画像サイズは  $255 \times 239pixel$ ，温度分解能は  $0.08$ ，皮膚放射率は  $\approx 0.98$  とした。被験者の頭部両側から  $0.50m$  の位置にステレオスピーカ(ELCY 電気製 LCC-M3)を配置した。以下の手順に従い顔面熱画像の測定を行った。測定環境への慣れを考慮し被験者には座位開眼状態で3分間安静にさせた後、英検の対話文応答問題を課題として与えた。課題は英検3級レベルの easy 課題と、英検2級レベルの difficult 課題から成り、各々10

題の問題から構成される。課題開始と同時に測定を開始し、課題終了まで  $20sec$  毎に熱画像をサンプリングした。課題に従い被験者は問題に対して回答用紙に筆記回答するとともに、提示された英文全てに対する主観的な難易度  $U[n]$  ( $n$ : サンプル数) を「理解している」を1、「理解していない」を0とした Visual Analogue Scale(VAS)に記録した。測定結果として得られた被験者1名につき  $n=33$  サンプルの鼻部熱画像 ( $35 \times 50pixel$ ) 各々に対して局所フラクタル次元解析を行い、32個の解析スケール  $r$  に対応する局所フラクタル次元  $D[r;n]$  ( $r=2, \dots, 33, n=1, \dots, 33$ ) を得た。全被験者のうち1名を被推定被験者、その他をモデル被験者とし、モデル被験者の局所フラクタル次元を説明変数、主観難易度  $U[n]$  を目的変数として難易度推定モデルを求めた。本報告では線形重回帰式と階層型ニューラルネットワークを推定モデルとした。被推定被験者の局所フラクタル次元  $D^*[r;n]$  を推定モデルに入力し推定難易度  $U_{est}[n]$  を得た。

## 3. 結果

被推定被験者5名の主観難易度  $U^*[n]$  と推定難易度  $U_{est}[n]$  の平均を下図に示す。線形重回帰モデルおよびニューラルネットワークによる推定難易度は、いずれも主観難易度とほぼ同じレベルを推移している。また、課題の難易度により明確に分別されており、難易度推定手法として本手法の有効性が確認された。

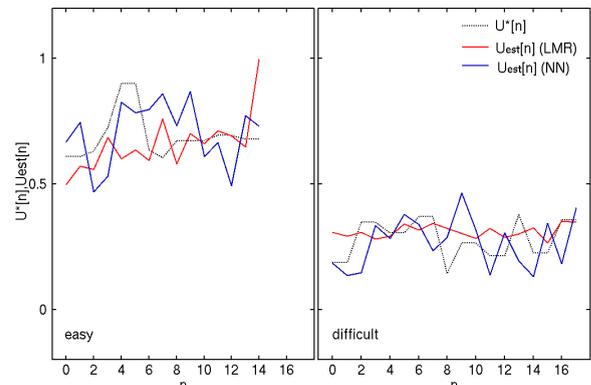


図: 主観難易度と推定難易度

# 変調振動を用いた触覚ディスプレイ

○上田 真太郎, 内田 雅文  
電気通信大学

Tactile display using the modulated vibration  
Shintaro UEDA, Masafumi UCHIDA  
The University of Electro-Communications

## 1. 緒言

触覚には, Phantom Sensation (以後, Phs と記す) と仮現運動という錯覚がある. 本研究では, Phs と仮現運動を併用して, 2次元情報を符号化せずに提示する触覚ディスプレイについて検討している.

## 2. 方法

触刺激素子は, PZT 振動子 (村田製作所製77B-21-19-R7DM-4A0)である. 3つのPZT振動子を被験者の左手親指, 示指, 小指の先端部腹側に装着し, それぞれが一辺10cmの三角形  $\Delta abc$  の頂点に位置する状態で保持する. PZT 振動子から提示される刺激強度と PZT 振動子への印加電圧との関係を線形と仮定し, 各 PZT 振動子への印加電圧を (1), (2), (3) 式とする.

$$w_a(t) = A_a \cdot u(t/T_a) \cdot u(t/T_o - \tau_a) \quad \dots (1)$$

$$w_b(t) = A_b \cdot u(t/T_b) \cdot u(t/T_o - \tau_b) \quad \dots (2)$$

$$w_c(t) = A_c \cdot u(t/T_c) \cdot u(t/T_o - \tau_c) \quad \dots (3)$$

$A_a, A_b, A_c$  は振幅,  $T_a, T_b, T_c, T_o$  は周期である.  $\tau_a, \tau_b, \tau_c$  は  $u(t/T_o)$  からの時間遅れであり,  $u(-)$  は  $u(t) = u(t+m)$ , ( $m=0, \pm 1, \pm 2, \dots$ ) なる周期関数とする. 3つの PZT 振動子から提示される振動は,  $w_a(t) \sim w_c(t)$  の諸パラメータをパーソナルコンピュータに搭載した D/A 変換ボード (Interface 製 PCI-3310) によって制御する.  $w_a(t) \sim w_c(t)$  の諸パラメータがある条件を満足するとき,  $\Delta abc$  の周辺で Phs 像や仮現運動が知覚されるようになる.

Fig.1 に示す情報提示装置を用いて, PZT 振

動子-Phs 像間の仮現運動を被験者に知覚させ, 6つのベクトル情報を伝達する評価実験を行った.

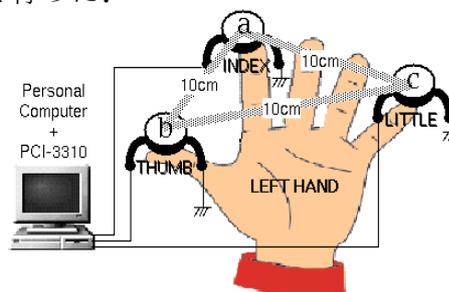


Fig.1 Experimental setup

## 3. 結果及び考察

被験者は21~22歳の健康男性4名である. 実験結果を Fig.2 に示す. 提示情報に対して各被験者が識別できた, その正答率は平均 84.6% となり, 触覚への情報提示としては比較的良好な結果が得られた. 6つのベクトル間の正答率の違いは, PZT 振動子を装着した部位の感度性能の違いに起因するものと考えられるが,  $w_a(t) \sim w_c(t)$  の諸パラメータのキャリブレーションを事前に行うことによって対応できるものとする.

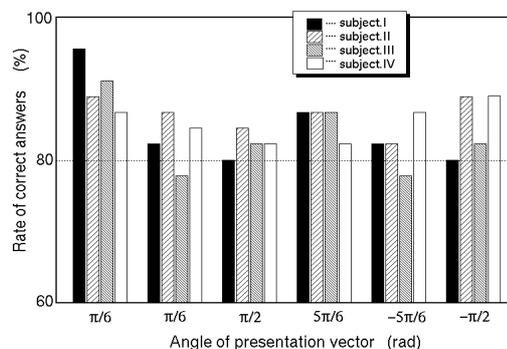


Fig.2 Results of experiment

# 脳波のアルファ波帯域に着目したBrain Computer Interface

堀 潤一\*,†, 徳武 篤史‡, 斉藤 義明\*, 宮川道夫\*†

\*新潟大学工学部, †新潟大学超域研究機構, ‡新潟大学大学院自然科学研究科

## Brain Computer Interface using EEG Alpha Rhythm

J. HORI\*,†, A. TOKUTAKE‡, Y. SAITOH\*, M. MIYAKAWA\*,†

\* Faculty of Engineering, Niigata University †Center for Transdisciplinary Research, Niigata University  
‡Graduate School of Science and Technology, Niigata University

### 1. はじめに

筋萎縮性側索硬化症(ALS)など動作や音声による情報入力が困難な患者のため,コミュニケーション支援機器として,脳波を用いたインタフェース(BCI: Brain Computer Interface)が注目を集めている. 掌握運動などに伴う運動関連脳電位を用いた方法, 視覚刺激による P300 を用いた方法, ベータ波を用いた方法などが提案されているが, 入力速度, 確度, 操作性という点でいまだ不十分である[1-5]. 本研究では, 脳波のアルファ波帯域に着目して, 単一試行で自発操作が可能なインタフェースを開発することを目的とする.

### 2. 方法

8~13Hz のアルファ波帯域脳波は安静時に出現し, 活動時あるいは興奮時には周期性を失う. 本研究ではこのアルファ波阻止状態を利用し, インタフェースを構築する[6]. これまでに, ベータ波に注目した BCI が提案されているが[5], アルファ波は比較的振幅変動が大きいいため, 検出能力の向上が期待できる.

頭部で検出した多チャンネル脳波信号に対し, バンドパス処理, 絶対値処理, さらに包絡処理を施すことにより, アルファ波阻止状態の特徴を抽出し, 意思に伴う区間を検出する. 単一電極のみでは, 誤作動が生じる可能性があるため, 多チャンネル電極間の論理的な組合せを行うことにより, 意思区間内の出力のみを検出する.

自発意思による操作の確度を客観的に評価することは困難である. 本研究では, 実験者から被験者に合図となるトリガーを提示し, 全合図区間数に対する正出力数として確度を算出し, システムの検証を行う. ここで, 正出力数とは, 意思区間内に出力があった場合, 及び意思区間外で出力が検出されなかった場合の総数とする.

### 3. 実験

被験者は 20 歳代健常男性のべ 5 名, 安静座位とした. 脳波データは, 多チャンネルデジタル脳波計(日本光電 EEG-1100)により, サンプリング周波数 1kHz で取得した. 電極配置は国際 10-20 法に基づく 19 チャンネルとし, 通過帯域 8~13Hz でフィルタリング後, 処理区間 0.5 秒で包絡処理

を行った. 多チャンネル信号処理は 4 電極まで論理積, 論理和, 排他的論理和のすべての組合せを実施した. 実験で被験者に課したタスクは以下の 3 種類とした.

(a) 音声で合図を提示し, 円筒形の物体の「移動」をイメージする.

(b) 点滅灯を提示し, 消灯したら「点灯」をイメージする.

(c) 点滅灯を提示し, 点灯したら右手親指で「ボタン押し」をイメージをする.

実験では, これらのタスクと同期させたトリガ信号を同時記録し, 意思区間を設定した. 意思区間は 5 秒以内, 意思区間外は 5 秒以上でランダムに設定とした.

### 4. 結果・考察

タスク(a), (b)では, 電極組合せ数の増加に伴い確度が上昇し, 4 電極において 84% が得られた. タスク(c)では電極数に伴う確度の向上は見られなかったが, 逆に確度が最低の結果に注目すると, 電極数の増加に伴う確度の低下が見られ, 4 電極で 15% が得られた. 他の被験者でも同様の傾向が見られたが, 電極配置と組合せ法については特徴的な傾向は見られなかった.

タスク(a), (b)は他動的なイメージであるのに対し, タスク(c)は自動的なイメージのため, このような対照的な結果になったと推測する. タスク(c)は 意思区間内でアルファ波阻止検出という観点からは確度の低い結果であるが, 確度 50% のあいまいな状態から離れることにより BCI 構築の可能性があると見える. 今後, ベータ波など異なる帯域との組合せ, 多チャンネル処理の改善を行うことにより, 確度の向上が期待できる.

謝辞 本研究の一部は, 新潟大学プロジェクト推進経費の補助を受けた.

### 参考文献

- [1] 田中他: 信学技報, WIT00-43, 25-28, 2001.
- [2] 平岩他: 信学論, J79-A, 2, pp.408-415, 1996.
- [3] 山田: 信学論, J79-A, 2, pp.329-336, 1996.
- [4] X. Liu, et al.: IEICE, E86-D, 9, 1879-1886, 2003.
- [5] MCTOS, 株式会社テクノスジャパン.
- [6] 徳武他: 日本 ME 学会第 2 回医療・福祉分野におけるヒューマンインターフェース研究会, 2004.

# 視線入力インタフェースの研究開発:基礎研究から商品化への道のり

○八木 透<sup>1,2</sup>, 古賀一男<sup>3</sup>, 宮永敦子<sup>4</sup>, 沼田洋志<sup>4</sup>, 船瀬新王<sup>5</sup>, 向井利春<sup>1</sup>

<sup>1</sup>理化学研究所, <sup>2</sup>東京大学先端科学技術研究センター

<sup>3</sup>名古屋大学環境医学研究所, <sup>4</sup>シースターコーポレーション, <sup>5</sup>名古屋工業大学

## R&D of eye-gaze interface: From basic research to commercialization

Tohru YAGI<sup>1,2</sup>, Kazuo KOGA<sup>3</sup>, Atsuko MIYANAGA<sup>4</sup>, Hiroshi NUMATA<sup>4</sup>, Arao FUNASE<sup>5</sup>, Toshiharu MUKAI<sup>1</sup>

<sup>1</sup>The Institute of Physical and Chemical Research (RIKEN), <sup>2</sup>Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo, <sup>3</sup>Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University, <sup>4</sup>SeaStar Corporation, <sup>5</sup>Nagoya Institute of Technology

### 1. はじめに

ヒトの視力は視野中心部から周辺部へかけて急激に低下する. そのため詳細な視覚情報を得るには, 視線移動によって対象物を視野中心部で捉える必要がある. これを注視と呼び, 大半はサッケード運動によって視線移動が行われる. サッケード運動には上丘や後頭頂葉皮質が重要な部位であることは判明しているが, その脳内機構については不明なことが多い. そこで我々は, 注視およびサッケード運動の脳内アルゴリズムについて, 心理物理学的手法と計算論的手法の両面から研究を進めている.

さて心理物理学実験では被験者の眼球運動を測定する必要がある. 目的に合わせて, 角膜反射法, 強膜反射法, VOG(Video Oculography)法など, 各種の眼球運動測定法を使い分けるが, これらの測定方法を応用すれば, 身障者向けの視線入力インタフェースを開発できる. そこで我々は 90 年代半ばから応用研究にも着手して現在に至っている.

### 2. 視線入力インタフェース「アイポインタ」

従来の視線入力インタフェースは前述した眼球運動測定法を採用しているため, 装置が大規模, 高価格, メンテナンスやキャリブレーションが困難, などの問題を有している. そこで我々は EOG(Electro-Oculography)法に着目した. EOG 法は装置構成が簡単で, 低価格, メンテナンスも容易である. しかし信号のドリフトや瞬きが問題となる.

これまでに我々は, ドリフトは制御アルゴリズムで, 瞬きは信号処理方法の工夫で解決できることを示し, パソコン画面に表示されるメニューを視線移動だけで選択できるシステム「アイポインタ」を完成させた<sup>1)</sup>. ところがその後の臨床実験で, 操作に慣れるまでに時間がかかること, 多機能が操作性を低下させること, などが判明した. そこで視線でメニューを選択するという機能を廃して, 眼球運動で各種スイッチをオン/オフするという単純な機能だけを持たせたシステム「EOGスイッチ」を開発した.

### 3. 視線入力インタフェース「EOGスイッチ」

EOG スイッチはナースコールに接続すればブザーを鳴らすことができ, またパソコンと接続すれば, オートスキャンソフトを操作することもできる. 開発したシステムは, EOG 検出電極,

電極につながる EOG センサ, センサからの信号を処理して PC 出力とアラーム出力を発生するコントローラから構成される. 電極をユーザの「こめかみ」に貼りつけて EOG を測定し, EOG センサで測定信号を増幅する. 瞬きをフィルタで除去した後, 閾値処理を行い, 左右いずれの眼球運動であるのかを判定する. 最後に判定結果をオン/オフ信号として出力する.

この装置を筋ジストロフィーの患者さんに試用していただいたところ, 装置を使い始めて数十秒で基本的操作が習得できた(図 1). またスイッチのオン/オフという単純機能だけでも被験者の満足度は高いことが明らかになった.



Fig.1 Clinical trial in a muscular dystrophy patient

### 4. おわりに

現在はサッケード運動前後の脳波解析を進めていて, 眼球運動方向を脳波から推測できることを明らかにした<sup>2)</sup>. 今後はこの研究をさらに進め, BMI(Brain Machine Interface)へと発展させる. なお本研究の詳細は次の URL を参照されたい.

<http://www.bmc.riken.jp/~yagi/interface/>

### 参考文献

- 1) EOG を用いた視線入力インタフェースの開発, 情報処理学会論文誌, 39, 5, 1455-1462, 1998.
- 2) 衝動性眼球運動における眼球運動前の脳波解析, 電気学会論文誌, 123-C, 1, 93-99, 2003.

### 謝辞

本研究は都立神経病院に臨床実験を協力していただいた. また SCAT 研究費助成, 理化学研究所産業界連携制度の援助を受けた. ここに記して感謝する.

# 機能的電気刺激 ( F E S ) に望まれるヒューマンインタフェース

村上 肇\* , 渡辺 高志\*\* , 星宮 望\*\*\*

\*新潟工科大学 , \*\*東北大学 , \*\*\*東北学院大学

Human Interface for Functional Electrical Stimulation (FES) System

Hajime MURAKAMI\* , Takashi WATANABE\*\* , Nozomu HOSHIMIYA\*\*\*

\*Niigata Institute of Technology, \*\*Tohoku University, \*\*\*Tohoku Gakuin University

## 1. はじめに

機能的電気刺激 ( Functional Electrical Stimulation、以下「FES」) は、脳卒中や脊髄損傷などによって失われた運動機能を再建する生体医工学的手法である。本稿では、障害者が FES システムに命令を入力するヒューマンインタフェースについて、使用者の立場からの仕様や課題について述べる。

## 2. 望まれる仕様

FES システムのヒューマンインタフェースとして、以下のような点が望まれている<sup>(1)</sup>。

- (1) 使用者の残存機能を活用する。
- (2) 随意性の高い機能を割り当てる。
- (3) 日常生活において重要な役割を果たす機能や、頻繁に利用される機能を使用しない。
- (4) 操作が煩雑でない。
- (5) 多くの命令や複雑な命令を入力できる。
- (6) 同一の手法を多くの使用者に適用できる。

これらを全て満たす方法は、実際には確立されていない。インタフェースとしては、使用者の障害の程度と再建する動作に応じて、既存のスイッチを選択したり、新たなものを開発したりする。

## 3. インタフェースに関する課題

入力装置を決定する上で、使用者の手指の運動機能が残存しているか否かが重要である。重度四肢麻痺者のように上肢機能が失われた場合には、音声や呼吸、頸部運動等を命令として用いる。それらについて多くの研究が進められており、FES 以外の福祉機器との関連も深い。新しいインタフェースの開発が期待されている。

一方、対麻痺者や片麻痺者であれば手指の随意性は保たれているので、健常者と同様に各種スイ

ッチ類が利用できる。しかし実際には、それだけでは不十分である。例えば片麻痺者が患側上肢を動作再建する場合、健側の手指でスイッチを操作する。そのために両手を同時に動かすことはできない<sup>(2)</sup>。したがって麻痺肢は支持・固定といった適用に限られる。両手動作を実現するには、健側を自由に使える状態を保ちつつ患側を制御できるインタフェースが求められる<sup>(3)</sup>。そこで、手指ではない健側からの情報の取得が研究開発のテーマとなるであろう。

いずれにしても、FES システムを操作するのは何らかの動作再建を行うためであり、その動作の遂行を阻害しないことが望ましい。言い換えれば、操作行為に没入しなければならないインタフェースは、実用性から考えれば改善の余地がある。

## 4. おわりに

機能的電気刺激(FES)システムのヒューマンインタフェースとして、障害者が操作する入力装置について述べてきた。それらに加え、機器の情報を使用者に呈示する視聴覚出力も、重要なインタフェースである。また FES システムの「使用者」とは、動作再建を行う障害者だけではない。医師や介助者が操作する場面もある<sup>(4-5)</sup>。FES のヒューマンインタフェースとしては、そのような使用者に対しても考慮すべきであることを付言する。

## 文献

- (1) 渡邊・他：第 18 回生体・生理工学シンポジウム論文集，225-228, 2003.
- (2) 島田・他：計測と制御，33(4), 321-326, 1994.
- (3) 市江：臨床整形外科，30(2), 183-192, 1995.
- (4) 八木・他：臨床リハ，4(10), 938-941, 1995.
- (5) 大西・他：PT ジャーナル，33(6), 439-443, 1999.

# 重度障害者の福祉機器インターフェース

井上 剛伸

国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所 / 東京大学大学院工学系研究科

Human interface of the assistive technologies for persons with severe physical disabilities.

Takenobu INOUE

Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities / University of Tokyo

## 1. はじめに

“で、いったい何パーセントの認識率を満たせば、障害者は満足してくれるんですか？” “それは、人によっても違いますし、解決できる問題の切実さにもよります。” 重度障害者の福祉機器を考える上でよくあるやりとりである。重度障害者の特徴は一人一人異なり、福祉機器とのインターフェースは、千差万別である。それを考慮した、インターフェースの構築が重要である。

## 2. 福祉機器の適合

重度障害者が福祉機器を使用するためには、適合というプロセスが必要不可欠である。国立身体障害者リハビリテーションセンター病院のシーティング・クリニックの例をとると、そのプロセスは図1ようになる。初期評価において、利用者の身体的特徴、生活状況、使用目的などを明らかにし、それに合わせた仮合わせ品を作り、評価と改良を重ねる。その中で、最適な機器の設定を決定していく。さらに実際の使用場面に導入し、実用面での問題点を解決する。福

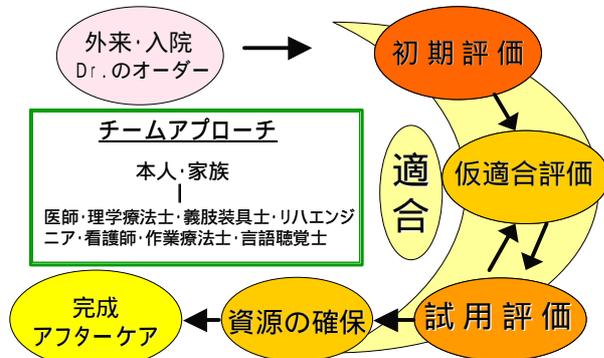


図1 福祉機器適合のプロセス

祉機器は生活の中で使用してはじめて効果を発揮する。生活状況に適した機器の適合を行うことが重要となる。

## 3. 福祉機器開発における注意点

重度障害者を対象とした福祉機器の開発においては、個別の状況に対応したインターフェースは重要な位置を占める。

自立移動支援機器の開発を例にとると、下記のようなポイントがある。

- 1) 開発にあたり、対象者を個人にしぼる。
- 2) 対象障害の医学的知識から、二次障害の危険性の把握とその対策を導く。
- 3) 生活活動に関するニーズの確認および対象者の生活状況の把握を行い、開発機器の使用状況を想定した上で、開発目標を導く。ここでは、介助者の役割も含めて考慮する。
- 4) 対象者の医学的知識および対象者の身体的特徴の把握から、インターフェースに関する開発要件を導く。
- 5) 個別性に対応するために、モジュール化した構造とし、インターフェース部分のモジュールを替えることで、他の対象者にも対応できるよう配慮する。

## 4. まとめ

重度障害者の福祉機器インターフェースを考えるにあたり、その個別性にどのように対応するかが重要な課題となる。機器開発においては、まず個人にあわせた開発を行い、適合のポイントを明らかにし、その後対象を広げるというプロセスが有効である。