

箔状圧電センサを利用した頸髄損傷患者のためのPC操作インタフェース

島 圭 介*・杉 江 研 勇**・芝 軒 太 郎**・ト 楠***
上 野 直 広****・吉 栖 正 生*・辻 敏 夫**

A Personal Computer Control Interface with Flexible Piezoelectric Thin Film Sensors for Individuals with Paralysis from Cervical Cord Injuries

Keisuke SHIMA*, Akitoshi SUGIE**, Taro SHIBANOKI**, Nan BU***,
Naohiro UENO****, Masao YOSHIKUNI* and Toshio TSUJI**

This paper proposes a novel method of measuring muscle surface deformation using flexible piezoelectric thin film sensors to allow PC operation by people with severe physical disabilities. Piezoelectric signals are first measured using thin film sensors that are flexible, compact and sensitive. Strength and velocity information relating to muscle surface deformation is extracted from the signals measured and used as input for a neural network. In this way, the motions of users can be estimated by learning differences in muscle surface deformation information for particular individuals. A PC can also be operated with only a few motions if an assistive operation mode is introduced. This paper details the development of a mask-type interface with piezoelectric thin film sensors and outlines experiments conducted on the measurement of muscle surface deformation. The results showed that multiple facial motions can be discriminated accurately from the muscle deformation information obtained. PC operation experiments involving three subjects (including one with paralysis from a cervical cord injury) also produced outcomes indicating that a PC can be operated voluntarily based on facial motions by people with severe physical disabilities.

Key Words: piezoelectric sensor, PC control interface, muscle surface movement, neural network, patients with cervical cord injury

1. はじめに

日常生活で使用する家電機器のリモコンなどに代表されるようなインタフェースは手や指先などの細かい動きを必要とするものが多く、頸髄損傷患者のような重度の肢体不自由者は使用が困難な場合がある。そのため、障害の度合いによらずに使用可能な新しいインタフェースが望まれる。

特にパーソナルコンピュータ(PC)は一般家庭に広く普及しており、インターネットショッピングやホームページの閲

覧、メール送受信などを実施できるインタフェースは重度肢体不自由者が在宅しながら社会生活を営む上で必要不可欠なコミュニケーションツールになり得る。

肢体不自由者の残存機能を活用して各種機器を制御可能なインタフェースとして、脳波(Electroencephalogram; 以下, EEG)や筋電位(Electromyogram; 以下, EMG)などの生体電気信号を用いた研究が数多く行われてきた^{1)~5)}。たとえばEEG信号を利用したPC制御¹⁾や電動車椅子の制御²⁾, EMG信号を用いた文字入力システム⁴⁾や環境制御装置⁵⁾など枚挙にいとまがない。これらは筋収縮や脳活動におけるさまざまな情報を用いて機器制御できる反面、計測装置が大規模になることや電極貼付のわずらわしさなど、重度肢体不自由者が日常的に用いるには課題が多く残されている。

ここで、重度肢体不自由者が日常的にPCを使用することを考えると、インタフェースの入力信号は、(1)操作者の残存機能を有効活用でき、(2)信号計測に用いるセンサが小型・軽量で操作者への着脱が容易なことが望ましい。また、(3)長時間の使用時に想定される発汗などの皮膚インピーダンスの影響を受けない必要がある。そして、PC操作の実現には(4)ポインタやイベント制御、およびテキストの入力を随意的に実行できる必要がある。さらに、(5)操作者個々の個人差を

* 広島大学大学院医歯薬学総合研究科 広島市南区霞 1-2-3

** 広島大学大学院工学研究科 東広島市鏡山 1-4-1

*** 熊本高等専門学校制御情報システム工学科
合志市須屋 2659-2

**** (独)産業技術総合研究所 鳥栖市宿町 807-1

* Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University, 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima

** Graduate School of Engineering, Hiroshima University, 1-4-1 Kagamiyama, Higashihiroshima

*** Graduate School of Engineering, Kumamoto National College of Technology, 2659-2 Suway, Koshi

**** National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 807-1 Shukumachi, Tosu
(Received February 27, 2012)

(Revised June 13, 2012)

インタフェースシステムが学習でき、用途や残存機能にあわせて操作方法を変更できる機能があれば有用である。

一方、軽量・着脱容易で、かつ肢体不自由者も利用可能なインタフェースはすでにいくつか提案されており^{6)~8)}、たとえばカメラを用いて計測した視線情報から車椅子の操作⁶⁾を試みた研究や眼電図を用いたゲームインタフェース⁷⁾などがある。また、光学式距離センサをヘッドフォンに取り付け、瞬きを行なった際の表皮変動から音楽プレーヤーの操作を実現したインタフェース⁸⁾も提案されている。しかしながら、このインタフェースは動作の識別に用いる閾値が全操作者共通であるため、操作者が随意的に動作を実施できない場合には識別精度が低下してしまう。また、これまでに開発されたインタフェースでは機器操作に必要な動作数があらかじめ決められており、識別可能動作数が少ない被験者は機器の操作を行なえない可能性がある。さらに、(1)~(5)のすべてを解決した重度肢体不自由者のためのインタフェースシステムはこれまで提案されていない。

そこで本論文では、箔状圧電センサ⁹⁾を用いた筋の動き(筋動と呼ぶ)の計測法を提案し、

1. 計測した筋動信号の情報から操作者の筋動の強さと速さの傾向を推定する特徴抽出法
2. ニューラルネットを用いた筋動情報の学習と多動作識別法
3. 操作者の実施可能な動作数に合わせた複数のコントロールモード

を導入した重度肢体不自由者のためのPC操作インタフェースシステムを開発する。箔状圧電センサはセンサに加わる圧力変動を計測可能であり、非常に柔軟で高感度であるため生体表面のわずかな圧力変動を検出できる¹⁰⁾。また、このセンサは小柄かつ軽量でさまざまな物体に容易に取り付けることができ、皮膚インピーダンスの影響を受けずに筋動情報を計測可能である。提案システムでは確率ニューラルネットを用いることでセンサの貼付位置や個人差による信号レベルの変化を学習し、操作者の動作を推定する。これにより、動作識別の際にエントロピー⁵⁾や閾値処理を利用して、意図しない動作による誤動作防止をすることが可能である。またPCの操作方法に複数の制御モードを導入することにより、重度肢体不自由者が少ない動作数でポイント/イベント制御やテキスト入力を行なえる。

以下、2章では箔状圧電センサと筋動信号計測法について述べ、3章で提案するシステムについて説明する。そして、4章および5章では提案システムを用いた実験によりその有効性を示す。

2. 箔状圧電センサ⁹⁾を用いた筋動信号計測法

Fig. 1 (a) に箔状圧電センサの概観、(b) に構造図を示す。箔状圧電センサは高C軸配向性窒化アルミニウム(Aluminum nitride; 以下、AlN)薄膜を用いて圧力計測を行なう。高C軸配向性AlN薄膜は優れた熱特性をもち、1150℃まで圧電

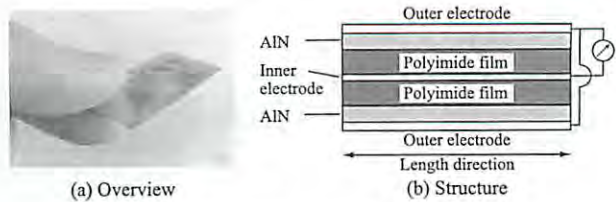


Fig. 1 Proposed piezoelectric sensor

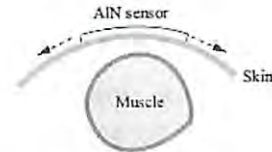


Fig. 2 A schematic view of the signal acquisition an AlN sensor attached to skin surface

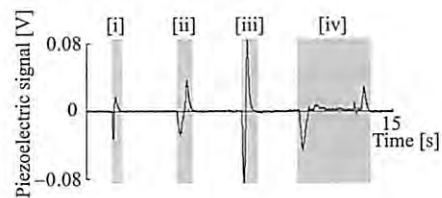


Fig. 3 An example of output signals of a piezoelectric sensor

性を保持することができる。箔状圧電センサは(b)に示すように3枚の白金電極とポリアミドを付加した2層のAlN薄膜層が交互に積層したラミネート構造を採用しており、厚さは約50μmである。ラミネート構造を用いることで内側の1枚の内部電極が外側の2枚の外部電極によって外部環境から完全に遮蔽されるため、発生電荷の外部へのリーク防止と誘導電荷の抑制に効果があり、人体のような導体と直接接触しても正確な発生電荷の検出が可能である。箔状圧電センサは圧電体であるAlNの圧電性を動作原理としているため、印加圧力によってAlN表面に生じた電荷が出力となる。

Fig. 2に箔状圧電センサを筋付近の皮膚表面に貼付し、対応する筋を収縮させた際にセンサに生じる形状変化を示す。図のようにセンサを皮膚表面に貼付した場合、筋収縮によりセンサに圧力が加わりセンサの形状が変化する。これにより、センサ内部では分極が発生し、電位差が生じて電流が流れる。この方法を用いることで、皮膚表面から箔状圧電センサを用いて筋の動きの情報(筋動)を計測可能である。

また、箔状圧電センサを左頬に医療用テープで貼付し、頬を動かすことで得られた電圧波形をFig. 3に示す。図中の陰影部は頬を動かしてからもとに戻すまでの一連の動作を行なった区間である。それぞれ頬を[i]小さく動かす、[ii]大きく動かす、[iii]素早く動かす、[iv]大きく動かしてその状態を維持した後、もとに戻した区間を示している。図のように頬を動かす際と戻す際に圧力変動が計測でき、頬を動かす大きさの違い([i], [ii])や速さの違い([i], [iii])において電圧値の変化が生じる。また[iv]では、頬を動かす、その状態を維持し続けているにもかかわらず、頬を動かす瞬間と戻す瞬間

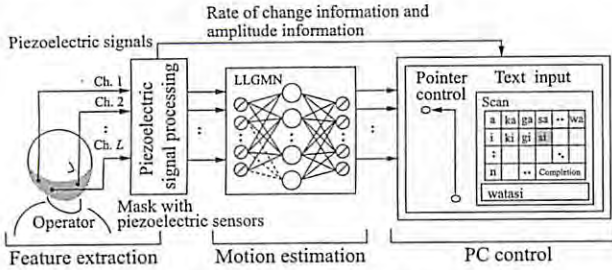


Fig. 4 Overview of the proposed PC interface system

のみ大きな電圧変化がみられ、状態を維持した場合の電圧値はほぼ0 Vである。このように箔状圧電センサは圧力そのものではなく、圧力の変化率を計測する。

以上のようにして計測した筋動情報をインタフェースの入力信号として用いるためには、得られた圧力変動から筋収縮の速さ、各筋の収縮パターンなど強さの特徴を抽出し、そこから操作者の実施した動作を推定できる必要がある。さらに、操作者が随意的に実施可能な動作を用いてさまざまなPC操作のコマンドを選択できる方法論が必要である。次章では、提案する筋動情報を用いたPC操作インタフェースの詳細について述べる。

3. 筋動情報によるPC操作システム

Fig. 4に箔状圧電センサを利用したPC操作システムの構成を示す。提案システムは特徴抽出部、動作推定部、PC操作部の3つから構成される。特徴抽出部では、箔状圧電センサを用いて計測した筋動情報から振幅情報などを抽出する。動作推定部ではニューラルネットを用いて操作者の動作を推定し、PC操作部において識別結果に対応したPC操作を実行する。以下、各部の詳細を示す。

3.1 特徴抽出部

特徴抽出部では、操作者から計測した筋動情報から動作ごとの素早さの傾向を表わす変化率情報、力強さの傾向を表わす振幅情報、および動作時の筋動パターンベクトルを抽出する。

箔状圧電センサから測定した L チャンネルの筋動情報をA/D変換（サンプリング周波数： f_s [Hz]）し、得られる時系列信号を $E_l(t)$ ($l = 1, 2, \dots, L$)とする。このとき、 $E_l(t)$ に対して不感帯を導入し、次式に定義する処理を行なう。

$$E'_l(t) = \begin{cases} E_l(t) - V_{th}^+ & (E_l(t) > V_{th}^+) \\ 0 & (V_{th}^- \leq E_l(t) \leq V_{th}^+) \\ E_l(t) - V_{th}^- & (E_l(t) < V_{th}^-) \end{cases} \quad (1)$$

これにより、操作者が意図していない動作によって生じる微小な変動を除去する。動作の素早さの傾向を表わす変化率情報 $F_V(t)$ は、 $E'_l(t)$ を用いて次式で算出する。

$$F_V(t) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \frac{|E'_l(t)|}{E'_{l,max}} \quad (l = 1, 2, \dots, L) \quad (2)$$

ここで、 $E'_{l,max}$ は事前に計測した $E'_l(t)$ の絶対値の最大値で

ある。

つぎに動作の力強さの傾向を表わす振幅情報 $F_I(t)$ を抽出するため、 $E'_l(t)$ に対してチャンネルごとに(3)、(4)式に示す台形積分法による積分処理を施し、積分情報 $I_l(t)$ ($l = 1, 2, \dots, L$)（積分時間： $\frac{1}{f_s}$ [s]）を求める。

$$T_l(t) = \frac{1}{2f_s} (E'_l(t) + E'_l(t-1)) \quad (3)$$

$$I_l(t) = |T_l(t) + T_l(t-1)| \quad (4)$$

ただし、積分処理においては $I_l(t)$ の立ち上がり幅と立ち下がり幅が一致しない場合に $I_l(t)$ の値が0に戻らないことがあるため、次式のように不感帯を設定する。

$$I'_l(t) = \begin{cases} I_l(t) & (E_l(t) \geq V_{th}^-) \\ 0 & (E_l(t) < V_{th}^-) \end{cases} \quad (5)$$

そして、算出した $I'_l(t)$ から振幅情報 $F_I(t)$ を定義する。

$$F_I(t) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \alpha_l(t) \quad (6)$$

$$\alpha_l(t) = \frac{I'_{l(t)}}{I'_{l(t),max}} \quad (l = 1, 2, \dots, L) \quad (7)$$

なお、 $\alpha_l(t)$ は $I'_l(t)$ の最大値がチャンネルごとに1となるように正規化したものであり、 $I'_{l(t),max}$ は事前に計測した $I'_l(t)$ の最大値を表わす。その後、全チャンネルの和が1となるように次式を用いて正規化したものをパターンベクトル $x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_L(t)]^T$ として、動作推定部へ入力する。

$$x_l(t) = \frac{\alpha_l(t)}{\sum_{l'=1}^L \alpha_{l'}(t)} \quad (8)$$

3.2 ニューラルネットによる動作推定部

動作推定部ではTsujiらが提案したLLGMN¹¹⁾を用いて操作者の動作を推定する。LLGMNは混合ガウス分布モデル（Gaussian mixture model; 以下、GMM）を対数線形化してネットワークに展開しており、サンプルデータが従う統計分布を学習的に推定し、入力パターンの各クラスに対する事後確率を算出できる。LLGMNの学習能力により、個人差による信号の違いやセンサ位置のずれなどによる信号変化に対応でき、EMGやEEGなどを高精度に識別可能である^{4), 5), 11)}。ここでは、LLGMNに筋動情報を入力して操作者の動作推定を試みる。

まず、あらかじめ操作者に複数の動作を行なわせ、動作ごとのパターンベクトルをLLGMNに学習させる。学習後のLLGMNに新たなパターンベクトル $x(t)$ を入力することで、操作者が行なった動作が学習動作のどれに属するかを事後確率 $p(k|x(t))$ ($k = 1, \dots, K$; K は動作数)として算出する。

動作の決定にはLLGMNの事後確率、および振幅情報 $F_I(t)$ を用いる。あらかじめ動作判定閾値 F_{th} を設定しておき、振

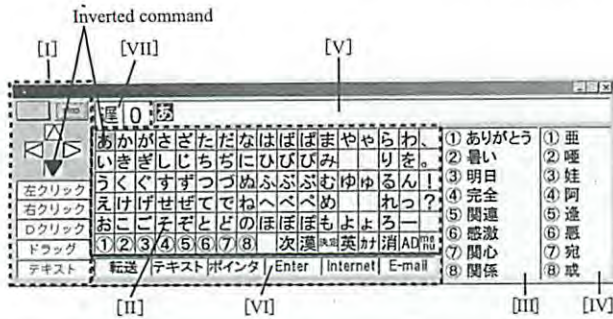


Fig. 5 Control panel of the proposed system

幅情報 $F_I(t)$ が $F_I(t) > F_{th}$ となったときに識別を開始する。この際、あいまいな識別による誤識別を防止するために次式のエントロピーを利用して識別判定処理を行なう⁵⁾。

$$H(t) = - \sum_{k=1}^K p(k|x(t)) \log p(k|x(t)) \quad (9)$$

この $H(t)$ を設定した閾値 H_{th} と比較し、 $H(t) < H_{th}$ であれば出力 $p(k|x(t))$ が最大となる動作を識別結果とする。 $H(t) \geq H_{th}$ の場合はあいまいな動作として識別を保留する。さらに動作回数閾値 O_{th} 設定し、識別された動作 k が O_{th} 回連続したときにのみ、 k を動作として決定する。

3.3 PC 操作部

PC 操作部はポインタ制御（ポインタ移動、イベント操作）とテキスト入力（テキスト入力）の2つから構成される。操作者は識別した動作を利用して Fig. 5 に示す操作パネル中のコマンドを実行し、PC を操作する。なお、現在選択されているコマンドは反転表示される（図中の反転表示部。以下、反転コマンドと呼ぶ）。提案システムは、操作者が実施可能な動作数 K に応じて操作方法を3つのモードから自由に変更可能である。

(1) ポインタ制御

Fig. 5 の [I] に示される操作メニューでは、ポインタ移動やクリックなどのイベント操作を実行できる。Fig. 5 の [I] の4つの記号は上下左右のポインタの移動コマンドを表わし、その下に並ぶ“左クリック”などのコマンドはマウスのイベントに対応する。なお“D クリック”はダブルクリック、“テキスト”は Fig. 5 の [II] に示されるテキスト入力モードへの移行を表わすコマンドである。

・1 動作モード ($K = 1$)

操作者がただ1つの動作のみ実施可能な場合は、反転コマンドが一定時間で自動的に切り替わるスキャンモードを用いる。操作者は自動遷移している反転コマンドが実行したいコマンドの位置に到達したときに動作を行なうことで、希望するコマンドを実行することができる。

・2 動作モード ($K = 2$)

2つの動作を用いるメニュー選択モードでは、第1の動作（動作1）は反転コマンドの切り替えに用い、第2の動作（動作2）は現在の反転コマンドの実行に割り当てて操作を行なう。まず操作者は動作1を繰り返し行ない、反転表示されるコマ

ンドを実行したい目的のコマンド位置まで移動する。目的のコマンドで動作2を行なうとそのコマンドが実行され、PC へ対応する制御命令が送られる。このとき、上下左右のポインタ移動コマンドが実行されれば、動作時の振幅情報 $F_I(t)$ が動作閾値 F_{th} を超えている時間のみの PC 上のポインタ移動が行なわれる。 $F_I(t)$ が動作閾値 F_{th} を超えた時刻を t_1 とすると、ポインタの移動速度はそのときの変化率情報 $F_V(t_1)$ に比例して決定される。たとえば、操作者は動作2を素早く実行し $F_V(t_1)$ を増加させることでポインタを早く移動させることができる。

・多動作モード ($K \geq 3$)

操作者が3つ以上の動作を実行可能であれば、第1の動作を反転コマンドの切り替え、第2の動作を現在の反転コマンドの実行とし、第3以降の動作は反転コマンドの逆方向への切り替えや、よく使うコマンド（たとえばダブルクリックなど）に割り当てて制御可能である。また、9種類の動作が実行できれば ($K = 9$)、全動作をコマンドごとに割り当てて制御すること（たとえば動作1~4を4方向のポインタ移動へ対応させるなど）もできる。

(2) テキスト入力⁴⁾

Fig. 5 の [II]~[VII] に示される操作パネルでは、任意の文字列を入力できる。Fig. 5 の [II] の1行目から5行目にかけて配置されている各コマンドは入力可能な文字を表わしており、最下位行に配置されている各コマンドは数字入力および漢字変換・予測変換⁴⁾候補の決定、漢字変換候補リスト (Fig. 5 [IV]) のページ送り、漢字入力、無変換、英字入力、カタカナ入力、1文字削除、全削除、メニューリスト (Fig. 5 [V]) への切り替えを行なうためのコマンドである。操作者は漢字変換候補 (Fig. 5 [IV])、予測変換候補 (Fig. 5 [III]) に数字付きで表示される単語を最下位行の数字 (①~⑧) を選択して入力する。漢字変換では漢字と読みに対応する仮名のデータベースに基づいて、入力と完全に一致する漢字への変換を行なう。予測変換には文字列から単語を推定するために隠れマルコフモデル (Hidden Markov model; 以下、HMM) を用いている。提案システムでは単語に対応する HMM を用意して各モデルに文字列を対応付けており、文字の入力ごとにすべてのモデル (単語) に対する事後確率を算出し、予測単語候補を表示する。

たとえば、「ありがとう」を入力する場合には、まず反転コマンドが“あ”の位置で実行動作を行ない、予測変換・漢字変換候補を表示させる。このとき、予測変換候補の①に「ありがとう」が表示される (Fig. 5 [III]) ため、反転コマンドを最下位行の数字“①”まで切り替え、実行動作を行なうことで目的とする「ありがとう」を入力することができる。また、“漢”の位置で実行動作を行なえば、Fig. 5 [IV] に表示される漢字変換候補を最下位行の数字を用いて入力することもできる。入力した文章は Fig. 5 の [V] に表示される。

また、[II] 中の“menu”のコマンドを選択することで、反転コマンドはメニューリスト (Fig. 5 [VI]) に切り替わる。メ

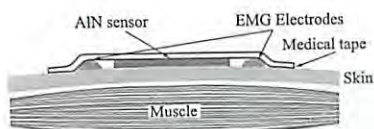


Fig. 6 Locations of electrodes for EMG measurement

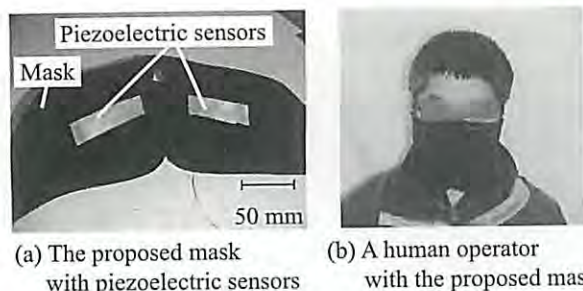


Fig. 7 Mask-type interface using PC control

ニューリストには、入力した文章を任意のアプリケーションに転送できる文字転送コマンド、ポインタ制御とテキスト入力の操作切替コマンド、アプリケーション起動やキーボードの操作が行なえるショートカットコマンドが配置されている。ショートカットコマンドは自由にカスタマイズ可能である。

テキスト入力では反転コマンドは横方向に自動的にスキャンする。そのため、1つの動作を実行できれば ($K=1$)、入力したい文字が反転したときにその動作を実行することにより任意の文字を入力できる。また $K \geq 2$ の場合には、コマンドの実行と反転コマンドの切り替わり方向の変更などをそれぞれの動作に割り当てて操作可能である。反転コマンドの切り替わり速度は動作時の変化率情報 $F_V(t_1)$ の値によって低速 ($0 < F_V(t_1) \leq 0.33$)、中速 ($0.33 < F_V(t_1) \leq 0.67$)、高速 ($0.67 < F_V(t_1) \leq 1.0$) の3段階に変更できるため、操作者は動作を素早く実行することで反転コマンドを早く移動させることができる。Fig. 5の [VII] には操作意図識別部で得られた反転コマンド切り替わり速度と識別結果が表示されており、操作者はこれらの情報を確認しながら操作を行なう。

4. 筋動計測実験

箔状圧電センサを用いて筋動信号を計測し、筋動情報から操作者の動作を推定できるか調査した。ここでは、筋収縮の状態を計測可能な EMG 信号と筋動信号を同時計測し、信号の比較と動作推定精度の検証を行なった。実験は被験者に実験の内容と目的を事前に十分説明し、同意を得た上で実施した。

4.1 実験条件

被験者は健康な男子大学生 5 名 (A~E: 22.5 ± 0.58 歳) と第 5 頸椎を損傷した ADL 全介助レベルの頸髄損傷患者 1 名 (F: 51 歳) の計 6 名とした。筋動信号の計測には箔状圧電センサとチャージアンプ (T-CAM001B, タートル工業)、EMG 信号計測には Ag/AgCl 皿電極 (NT-511G, 日本光電) とマルチテレメータ (WEB-5000, 日本光電, 増幅率: 1000 倍) を用いた。EMG 信号は左右の大頰骨筋 (Ch. 1: 右頰,

Ch. 2: 左頰) 付近の皮膚表面から計測し、同時に箔状圧電センサを Fig. 6 に示すように医療用テープで貼付した。箔状圧電センサは 2 枚のシリコンゴムで挟んで用いた。また、防寒用のマスク (Neoprene Half Mask, Balboa Manufacturing Co., LLC) の内側に Fig. 7 (a) に示すように箔状圧電センサを配置したマスク型インタフェースを開発して実験に用いた。箔状圧電センサはセンサに加わる微細な圧力変動によって発生する電荷を出力電圧として計測可能である⁹⁾。そのため、皮膚に直接貼付する必要がなく、このようにマスクに装着すれば操作者のセンサ脱着が容易になる (Fig. 7 (b) 参照)。

実験では被験者に対して右頰を動かす動作 (M_1)、左頰を動かす動作 (M_2)、両頰を動かす動作 (M_3) を行なわせ、計測した筋動情報と筋電信号を比較した。また、各被験者に 3 動作を順に約 3 秒間程度維持させる試行をそれぞれ 11 試行を行なわせ、そのデータを無作為に学習データ 1 試行と検証データ 10 試行に分けて学習と識別を行なった。このとき、全チャンネルの和が 1 となるように正規化した信号をパターンベクトルとし、 $O_{th}=1$, $H_{th}=1.0$ とした。なお、筋電位信号 $EMG_i(t)$ から次式に示す筋力情報 $F_{EMG}(t)$ を算出し、箔状圧電センサの振幅情報と比較した。

$$F_{EMG}(t) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \frac{EMG_i(t) - \overline{EMG_i^{st}(t)}}{EMG_i^{max}(t) - \overline{EMG_i^{st}(t)}} \quad (10)$$

ただし、 $\overline{EMG_i^{st}(t)}$ は安静時における $EMG_i(t)$ の時間平均、 $EMG_i^{max}(t)$ は事前に計測した各チャンネルの最大随意収縮時の値を表す。

提案法に含まれるパラメータは事前に実施した予備実験より試行錯誤的に決定しており、 $F_{th}=0.25$ 、箔状圧電センサでは $V_{th}^+=0.01$ V, $V_{th}^-=-0.03$ V、マスク型インタフェースでは $V_{th}^+=0.025$ V, $V_{th}^-=-0.025$ V とした。 V_{th}^+ , V_{th}^- はそれぞれ値を 0 から 0.005 刻みで増加させながら被験者に識別対象動作を実施させ、意図した動作の発生を検出でき、かつ体動などによる動作発生の誤判定が少ない値を用いた。信号計測のサンプリング周波数は $f_s=1000$ Hz とした。すなわち、積分時間は $\frac{1}{f_s}=0.001$ s となる。

なお、本実験はヘルシンキ宣言に則り、被験者のインフォームド・コンセントを得て実施した。

4.2 結果と考察

Fig. 8 に被験者 A の皮膚表面に医療用テープで貼付した箔状圧電センサから計測された皮膚側の筋動情報と EMG 信号の一例を示す。図は M_1 , M_2 , M_3 の順に 3 秒間動作の状態を維持した際の筋動情報および EMG 信号であり、上から順に筋動情報 $E_i(t)$ 、EMG 信号 $EMG_i(t)$ 、正規化した積分情報 $\alpha_i(t)$ 、正規化した積分筋電 $\beta_i(t)$ 、振幅情報 $F_i(t)$ 、筋力情報 $F_{EMG}(t)$ 、各信号の識別結果を表わしている。

図から、筋収縮の開始時と終了時に計測した筋動情報が大きく変化し、動作実施区間では 0 付近の値をとっていることがわかる。また、筋動信号の正規化積分情報 $\alpha_i(t)$ は、動作開始時に立ち上がり、状態維持中は一定の値を出力後に動作

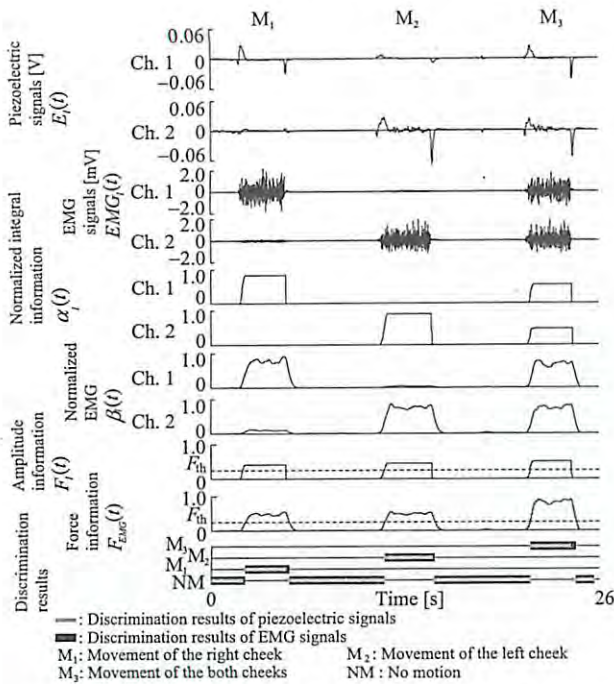


Fig. 8 Examples of the piezoelectric signals and EMG signals measurement

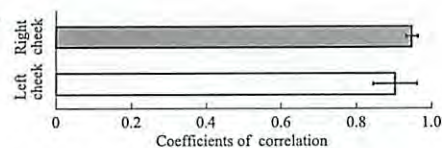


Fig. 9 Coefficient of correlation between normalized integral information and normalized EMG

終了時に0をとっている。これはEMG信号から算出した正規化した積分筋電 $\beta_i(t)$ においても同様の傾向を示している。Fig. 9は正規化した積分情報 $\alpha_i(t)$ と正規化した積分筋電 $\beta_i(t)$ の相関係数を表わしており、各頬の相関係数はそれぞれ 0.95 ± 0.02 (右頬), 0.90 ± 0.06 (左頬) となり高い相関が示された。これに対し、両者の平均絶対誤差はそれぞれ 0.21 ± 0.09 (右頬), 0.13 ± 0.04 (左頬) となった。これは操作者の意図しない動作によって生じる微細な変動の除去((1)式)および不感帯((4)式)による影響であると考えられるため、より効果的な信号処理・特徴抽出処理方法については今後検討が必要である。

また、振幅情報 $F_I(t)$ および筋力情報 $F_{EMG}(t)$ が F_{th} を超えた全時刻において識別を行ない、各動作を正しく識別できた割合を各試行ごとに求め、その全10試行の平均値として算出した平均識別率はそれぞれ $99.33 \pm 1.01\%$, 100% となった。Fig. 10はこのときの平均識別率と、マスク型インタフェースを用いて同様に3動作の計測と識別を行なった結果を示している。マスク型インタフェースの平均識別率は $99.83 \pm 0.25\%$ となり、精度良く動作の識別が行なえることが示された。

このとき使用した各センサの脱着時間の全被験者平均は

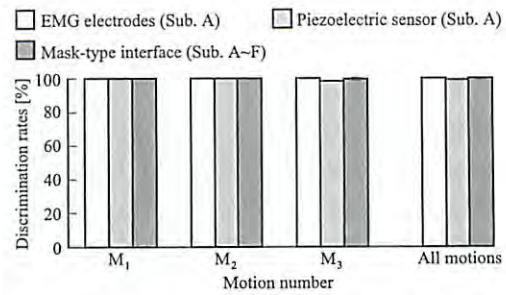


Fig. 10 Average discrimination rates for each sensor

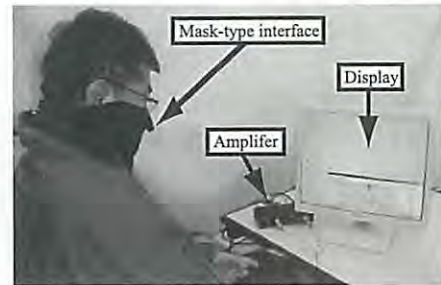


Fig. 11 Operation scene of the proposed system (Subject F)

マスク型インタフェースが 16.85 ± 4.80 s, EMG電極が 182.55 ± 18.23 sとなった。ここでEMG電極は個々の電極をペーストを貼付して着脱しなければならず、医療用テープなどの貼付も含めて脱着時間が長くなったと考えられる。これに対して、たとえばEMGの計測に無線型アクティブ電極を用いることで脱着時間を低減できる可能性はあるが、マスク型インタフェースはあらかじめマスクに箔状圧電センサを取り付けており、マスクを装着するわずかな時間で計測が可能となる。箔状圧電センサは非常に小型・軽量で高感度なため、このようにマスクに装着して使用することで脱着が容易なインタフェースに利用可能である。

5. PC 操作実験

5.1 実験条件

被験者を頸髄損傷患者を含む3名(D~F)とし、PC操作実験を行なった。被験者はマスク型インタフェースを装着しPC操作を行なう。使用する動作は、右頬(M_1), 左頬(M_2), 両頬(M_3)を動かす3動作とし、ポインタ制御では M_1 を“カーソル上移動”, M_2 を“カーソル下移動”, M_3 を“決定”に、テキスト入力では M_1 を“行間移動”, M_2 を“遷移方向の変更”, M_3 を“決定”とした。各種パラメータは予備実験より $f_s=1000$ Hz, $F_{th}=0.25$, $V_{th}^+=0.025$ V, $V_{th}^-=-0.025$ V, $O_{th}=100$ 回とした。また H_{th} は被験者D, Fは0.2, 被験者Eは0.3とした。ポインタの初期位置はディスプレイの中心とし、テキスト入力におけるカーソルの移動速度は一定とした。使用したコンピュータはCPU: Intel(R) Pentium(R) 4, クロック周波数: 3.20 GHz, メモリ: 2.0 GBであり、画面の解像度は 1024×728 pixelとした。試行回数は被験者D, Eが2回, 被験者Fが10回とした。

5.2 操作例

前述のように、インターネットによるホームページの閲覧はPC利用の大きな割合を占める。そこで本論文では一般的なPCの使用ケースを想定し、被験者に提案システムを用いてWeb上の検索エンジンで以下の(i)~(vi)の手順で「天気」という単語を検索するよう指示した。まず(i)ポインタ制御により指定したアイコンまでポインタを移動し、(ii)インターネットブラウザ(検索エンジン)を開いた後に(iii)テキスト入力モードへ切り替えを行なう。そして、(iv)文字“て”を入力し、予測変換機能⁴⁾により「天気」に変換後、(v)文字転送機能により生成した文章を転送し、(vi)キーボードの“Enter”に対応するショートカットコマンドにて検索を実行する。

Fig. 11に被験者F(頸髄損傷患者)が提案システムを用いてPC操作を行なっているようすを、Fig. 12およびFig. 13に実験結果を示す。Fig. 12はポインタ制御時の結果を示しており、上から順に、筋動情報 $E_I(t)$ 、変化率情報 $F_V(t)$ 、振幅情報 $F_I(t)$ 、操作パネル上のカーソル位置、ポインタ移動量を表わしている。Fig. 13は時刻(i)~(iii)およびテキスト入力におけるディスプレイのようすである。また、Fig. 13(e)にはディスプレイの一部を左上に拡大表示している。

Fig. 12では、まず M_1 を行なうことで操作パネル上のカーソルを移動し、ポインタの左方向への移動に対応するコマンドを選択している。2.1 s付近で M_3 を行なうことで選択しているコマンドが決定され、ポインタが横軸方向へ移動していることがわかる。同様に M_1 によりカーソルを選択後、 M_3 を行なうことで移動方向を決定し、9.5 s付近でポインタを指定したアイコン位置まで移動させている(Fig. 12 (i), Fig. 13 (a))。また、Fig. 12 (a)の陰影部では、 M_3 を行なったときの変化率情報 $F_V(t)$ の大きさに応じてポインタの移動量の傾きが変化しており、ポインタ速度が変化している。12.0 s付近で“Dクリック”と表示されたコマンドを選択、決定することでアプリケーション(Windows[®] Internet Explorer[®])を起動し(Fig. 12 (ii), Fig. 13 (b))、コマンドの選択、決定を繰り返して15.0 s付近で操作をテキスト入力へ切り替えている(Fig. 12 (iii), Fig. 13 (c))。

テキスト入力画面では、まず M_1 を繰り返し行ない母音カーソル位置を“え”行まで移動させている。そして、横方向に一字ずつ自動遷移するカーソルが“て”の位置になったときに M_3 を行なって文字を入力している(Fig. 13 (d))。文字を入力すると同時に予測変換機能によって予測された文字が画面右に表示される。操作者はカーソルが“㊦”の位置にあるときに M_3 を行なうことで文字“て”を「天気」に変換している。つぎに操作者は M_3 を行なうことで“menu”コマンドを選択し、アプリケーションへの文字転送(Fig. 13 (e))を行なっている。そして“Enter”のショートカットコマンドを選択することで検索(Fig. 13 (f))を実施している。

同様に、与えられたタスクを完了するまでに要した時間および操作回数の平均値は被験者Dがそれぞれ 45.9 ± 0.77 s, 25.5 ± 6.36 回、Eが 32.3 ± 3.58 s, 31.5 ± 2.12 回、Fが

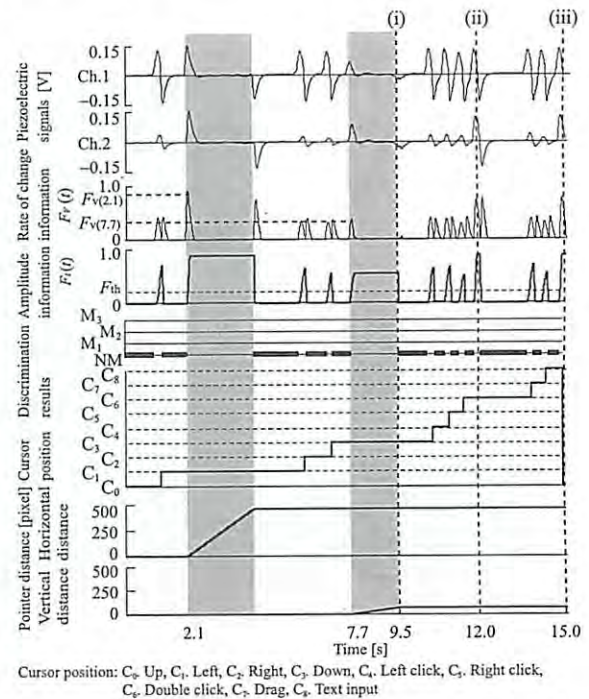


Fig. 12 Examples of the PC operation experiments (Subject F)



Fig. 13 Examples of display during operation experiments

65.5 ± 12.43 s, 34.4 ± 5.08 回であった。全被験者ともにタスクの成功率は100%であったことから、提案システムを用いることで被験者がPCを任意に操作可能なことが示された。

5.3 変化率情報 $F_V(t)$ の調節能力

提案システムの操作性は、たとえばポインタをどの程度素早く目的位置へ移動できるかなどに大きく影響される。ポイ

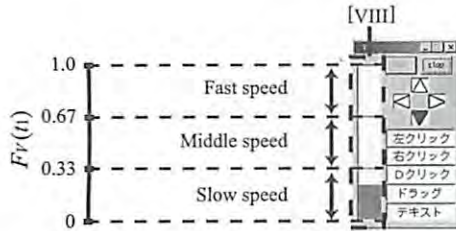


Fig. 14 Pointer control panel used for the speed control experiments

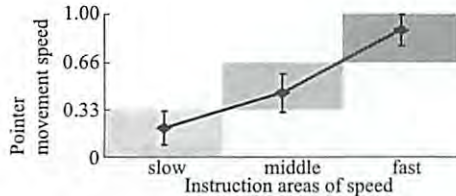


Fig. 15 Results of the speed control experiments

ポインタの移動速度は変化率情報 $F_V(t)$ の大きさに応じて決定されるため、ここでは被験者の変化率情報 $F_V(t)$ の調節能力について検証した。

被験者は口元の動きを利用した筋電操作型インタフェース⁴⁾の操作経験者B～D、および未経験者Eの計4名とし、Fig. 14に示すポインタ操作パネルを用いて実験を行なった。実験では変化率情報 $F_V(t_1)$ の大きさに応じてポインタの移動速度を均等に3等分する場合を想定した。3等分した速度をそれぞれ高速、中速、低速とし、変化率情報を調節して各速度に合わせるよう指示した。Fig. 14中の[VIII]はポインタの各移動速度に対応する変化率情報の大きさを表わしている。変化率情報を各速度領域に1回ずつ調節するタスクを1試行として計10試行を行なわせた。

Fig. 15に結果を示す。図は各速度領域における $F_V(t_1)$ の全40試行の平均と標準偏差を示している。図の陰影部は各速度に対応した $F_V(t_1)$ の範囲である。結果より、変化率情報 $F_V(t_1)$ の平均値が提示した速度範囲内にあり、3段階の調節が行なえていることが確認できる。このとき、指示どおりに調節を行なえた割合は低速に対応する領域が $80 \pm 24.5\%$ 、中速が $75 \pm 10.0\%$ 、高速が 100% となり、低速および中速の正答率が低くなった。これは、各被験者が頬の動作において微妙な素早さの変化をつけることが難しく、低速領域と中速領域に対応する動作を上手く再現できなかったと考えられる。今回の結果は2段階程度であれば変化率情報 $F_V(t_1)$ を随意的に調節可能であることを示しているため、たとえば変化率情報をポインタの移動速度に線形的に対応させることで、高速・低速を切り替えられる可能性がある。より詳細な速度の制御には、たとえば事前に操作者の力の強弱のばらつきを取得し、それに合わせて非線形的に速度を対応させるなどの検討が必要である。

6. まとめ

本論文では箔状圧電センサを用いた筋動信号の計測方法を提案し、筋動情報によるPC操作システムを開発した。提案システムは箔状圧電センサを取り付けたマスクを用いて頬の筋動信号を計測し、筋動の強さと速さの傾向を抽出・識別することで少ない動作数でPCのポインタ制御やテキスト入力が可能である。実験では圧電信号とEMG信号の同時計測を行ない、箔状圧電センサを用いて筋の動きを計測できることを示し、マスク型インタフェースを用いて頬の3動作を99.83%で識別可能なことを明らかにした。また、頸髄損傷患者がポインタ制御やテキスト入力などのPC操作を行なえることを確認した。

今後は各種パラメータの適切な決定法などを検討し、ユーザビリティの高いシステムの開発を目指す。

謝辞 本論文のデータ収集にご協力いただきました小林勝氏、塚本隼平氏に深く感謝の意を示します。

参考文献

- 1) G. Pfurtscheller, J. Kalcher, D. Flotzinger and M. Pregenzer: On-Line EEG Classification during Externally-Paced Hand Movements Using a Neural Network-Based Classifier, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **99**-5, 416/425 (1996)
- 2) K. Tanaka, K. Matsunaga and H.O. Wang: Electroencephalogram-Based Control of an Electric Wheelchair, *IEEE Transactions on Robotics*, **21**-4, 762/766 (2005)
- 3) L. Citi, R. Poli, C. Cinel and F. Sepulveda: P300-Based BCI Mouse with Genetically-Optimized Analogue Control, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **16**-1, 51/61 (2008)
- 4) 辻, 重藤, 岡本, 杉山, 柴: 筋電位信号で操作可能なテキスト入力システム, *ヒューマンインタフェース学会論文誌*, **9**-2, 97/104 (2007)
- 5) K. Shima, M. Okamoto, N. Bu and T. Tsuji: Novel Human Interface for Game Control Using Voluntarily Generated Biological Signals, *Journal of Robotics and Mechatronics*, **18**-5, 626/633 (2006)
- 6) K. Arai and R. Mardiyanto: Eyes Based Electric Wheel Chair Control System: I (eye) can control Electric Wheel Chair, *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, **2**-12, 98/105 (2011)
- 7) A. Bulling, D. Roggen and G. Troster: EyeMote: Towards context-aware gaming using eye movements recorded from wearable electrooculography, *Proceedings of Second International Conference on Fun and Games*, 33/45 (2008)
- 8) 谷口, 西川, 宮崎: こめかみスイッチ: アフォーダンスを考慮した常時装着型コマンド入力装置の設計と実装, *計測自動制御学会論文集*, **46**-1, 39/48 (2010)
- 9) 上野, 秋山, 池田, 立山: 窒化アルミニウム薄膜を用いた箔状フレキシブル圧力センサ, *計測自動制御学会論文集*, **38**-5, 427/432 (2002)
- 10) N. Bu, J. Tsukamoto, N. Ueno, K. Shima and T. Tsuji: Measuring Muscle Movements for Human Interfaces Using a Flexible Piezoelectric Thin Film Sensor, *Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 112/116 (2008)
- 11) T. Tsuji, O. Fukuda, H. Ichinobe and M. Kaneko: A Log-Linearized Gaussian Mixture Network and Its Application

to EEG Pattern Classification, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part C: Application and Reviews, 29-1, 60/72 (1999)

[著者紹介]

島 圭 介 (正会員)



2005年広島大学工学部第二類卒業。2007年同大学大学院工学研究科博士課程前期修了。2009年同博士課程後期修了。2007～2008年日本学術振興会特別研究員(DC1)。2009年同特別研究員(PD)を経て、2012年横浜国立大学大学院工学研究科助教、現在に至る。博士(工学)。生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマンインタフェースなどの研究に従事。IEEEなどの会員。

杉 江 研 勇



2011年広島大学工学部第二類卒業。現在、同大学大学院工学研究科システムサイバネティクス専攻博士課程前期に在学中。生体信号解析、ヒューマンインタフェースに関する研究に従事。

芝 軒 太 郎



2008年徳島大学工学部知能情報工学科卒業。2010年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。2012年同博士課程後期修了。日本学術振興会特別研究員(DC2)を経て、現在、同特別研究員(PD)。博士(工学)。生体信号解析、次元削減、マン・マシン・インタフェースなどの研究に従事。IEEEなどの会員。

ト 楠



1988年中国大連理工大学機械工学科卒業。2001年同大学大学院機械工学専攻修了。2005年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。また同年、産業技術総合研究所研究員。2010年、熊本高等専門学校制御情報システム工学科准教授、現在に至る。ニューラルネット、パターン識別、生体信号解析、ニューロチップなどの研究に従事。IEEEの会員。

上 野 直 広 (正会員)



1984年九州大学理学部物理学科卒業。同年防衛庁技術研究本部第5研究所。85年福岡県庁建築都市部。90年通商産業省工業技術院九州工業技術試験所入所(現(独)産業技術総合研究所)、現在に至る。また、2008年広島大学大学院工学研究科システムサイバネティクス専攻客員教授。博士(工学)。アクティブセンシング、機能性材料のデバイス化、水素エネルギーシステムなどの研究に従事。IEEEの会員。

吉 栖 正 生



1981年東京大学医学部医学科卒業。96年同大学医学部老年病科助手・医局長を経て、2002年より広島大学大学院医歯薬学総合研究科心臓血管生理医学教授、現在に至る。博士(医学)。血管生物学・動脈硬化、循環器学、老年医学などの研究に従事。日本循環器学会、日本動脈硬化学会、日本高血圧学会、日本老年医学会、日本内科学会などの会員。

辻 敏 夫 (正会員)



1985年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年広島大学工学部助手。94年同助教授を経て、2002年同大学大学院工学研究科教授。現在に至る。工学博士。人間とロボットの運動制御、ニューラルネット、マン・マシンシステムなどの研究に従事。IEEE、日本人間工学会、バイオメカニズム学会、日本機械学会などの会員。