

# 筋電操作型ミュージック・インタフェース\*

## —楽曲入力システムの開発—

島 圭介\*\*, 武田泰治\*\*\*, 植野洋美\*\*\*\*, 柴 建次\*\*\*\*\*, 福田 修\*\*\*\*\*, 辻 敏夫\*\*\*

This paper proposes an EMG-based music score input system for people with severe physical disabilities. The system discriminates EMG patterns measured from a user through a probabilistic neural network. The user can input music scores by selecting on operation commands using EMG signals displayed on a monitor. In this system, muscle activation levels and intervals between muscle contractions are allocated to control a cursor velocity and a musical note, respectively, thereby enabling efficient input of music scores. Muscle activation levels are also used to control sound volume for the input of espressivo music.

Operation experiments involving a patient with cervical spine injury showed that the subject could control the system and input music using EMG signals measured from two pair of electrodes attached to the face. The system's suitability for the input of music score data was also validated by monitoring operation time intervals, the number of mistakes in operation and so on. The results indicated that the user could work with the system and freely input music score data.

本論文では、重度の身体障害者を対象とした筋電操作型楽曲入力システムを開発し、筋電位信号の特徴を取り入れたインタフェース制御方法を提案する。本システムでは確率ニューラルネットにより筋活動パターンの識別を行い、識別結果に対応して操作画面上のコマンドを選択・実行することで楽曲を入力できる。このとき、筋電位信号から抽出した筋活動レベル、筋活動持続時間をそれぞれカーソル移動速度制御、音符選択に用いることで効率的な楽曲入力を実現する。また、連続的な音量変化を筋活動レベルにより調節可能とすることで表情豊かな音楽表現を目指す。操作実験では口角下制筋の左右に電極を2対取り付け、頸椎損傷患者が本システムを操作可能であることを示した。さらに目標タスク時の操作時間や失敗回数などから操作性を検証した。その結果、筋電インタフェースの操作経験の有無などに多少左右されるものの、安定して操作可能であることを示した。

(キーワード：筋電位信号、音楽、インタフェース、楽曲入力、確率ニューラルネット)

### 1. はじめに

音楽は我々の生活と密接な関係にあり、芸術や趣味、娯楽としてだけでなく、近年では障害者の治療やリハ

ビリテーションへの応用など<sup>1,2)</sup> その活用法はさまざまな分野で注目されている。特に楽器の演奏は豊かな自己表現の手段として広く認知されているが<sup>3)</sup>、四肢の複雑な動きを必要とするため、身体障害者にとっては演奏が困難な場合があった。そのため、障害の部位や度合いによらず使用できる新しいミュージック・インタフェースが求められている。

これまでに身体障害者が使用できるミュージック・インタフェースは様々提案されており<sup>3-6)</sup>、口内に挿入した小型のスイッチを舌で押すことにより演奏するシステム<sup>3)</sup>や、加速度センサ、データグローブなどから取得した手や腕の動きを利用し、ジェスチャの違いにより演奏制御を行うシステム<sup>4,5)</sup>などがある。また、我々も筋収縮時に発生する微弱な電気信号である筋電位信号を利用した演奏システム<sup>6)</sup>を開発してきた。

\*受付：2010年10月18日 受理：2011年2月28日

\*\*大阪大学医学系研究科  
Graduate School of Medicine, Osaka University

\*\*\*広島大学大学院工学研究科  
Graduate School of Engineering, Hiroshima University

\*\*\*\*植野音楽芸術・電子技術研究所  
Ueno Music Arts & Electronic Technology Lab.

\*\*\*\*\*東京理科大学基礎工学部  
Faculty of Industrial Science and Technology, Tokyo University of Science

\*\*\*\*\*産業技術総合研究所  
Institute of Advanced Industrial Science and Technology

この演奏システムは確率ニューラルネットを用いて動作時の筋電位信号を識別することで、1回の動作を行うごとに楽曲の1拍分を演奏できる。さらにこのときの筋電位信号から、筋活動の発生タイミング、持続時間、変化率を抽出し、これらを楽曲のテンポ、ニュアンス、音量に割り当てることで指揮者感覚での演奏を可能にした。しかしながら、演奏する楽曲を構成する要素のうち、音符、リズム、拍子などはあらかじめ楽曲データとして用意しておく必要があった。そこで、本論文では演奏システムを拡張する楽曲入力システムを開発し、インタフェースの入力信号として筋電位信号を使用する。

筋電インタフェースによるアプリケーション制御に着目すると、これまでに様々な研究がなされており<sup>7-10)</sup>、コンピュータの操作<sup>8)</sup>、電動車椅子制御<sup>9)</sup>、家電制御<sup>10)</sup>など福祉目的のシステムが数多く開発されている。しかしながら、これらの多くは単純な選択作業などスイッチのような操作しか実現しておらず、今後はより多様で具体的なニーズを満たすためのインタフェース技術が必要であると考えられる。

ここで、本論文で対象とする楽曲入力の操作を考えると、豊かな表現を楽譜として記述するためには多岐にわたる音符や音楽記号を選択・入力する必要がある。また、音楽には抑揚や連続的な音量変化などの五線譜には記載しきれないアナログ的の表現が無数に存在し、これらを楽曲データとして入力することができれば、より表情豊かな音楽表現が可能になると考えられる。

そこで本論文では楽曲入力のための筋電インタフェースを開発し、筋電位信号から抽出した特徴に基づくインタフェース制御法、

- a. パターン識別に基づくカーソルの移動・決定
- b. 筋活動レベルに応じたカーソル移動速度の制御
- c. 筋活動持続時間に応じたコマンドの属性選択（音符）
- d. 筋活動レベルに基づくアナログ情報の入力（音量）

を提案する。

筋電位信号によりカーソルの移動方向および速度を制御し、さらに音符入力時の決定動作の持続時間を用いて音符の長さを選択可能とすることで、スイッチのような単純なオン・オフ選択作業では実現できない、効率的かつ直感的な音符入力が可能となる。また、筋活動状態を反映したアナログ的な情報の入力を可能とすることで、力の入れ具合による連続的な音量調節ができる。

以下、2節では提案するシステムの構成、3節では頸椎損傷患者を含む被験者6名による操作実験、4節で操作性の検証について述べ、最後にまとめる。

## 2. システム構成

図1に提案する楽曲入力システムの構成を示す。提案システムは、まず装着した生体電極を用いて筋電位信号を測定する。次に計測した筋電位信号を特徴抽出部に入力し、筋の活動状態を表す特徴の抽出を行う。得られた特徴のうち筋活動パターンをパターン識別部に入力し、動作識別を行って操作者の意図する操作を推定する。楽曲データ入力部で特徴と識別結果に応じてカーソルの移動・決定を行い、楽曲データを入力していく。以下、各部の詳細について説明する。

### 2-1. 特徴抽出部

特徴抽出部では、操作者から計測した筋電位信号から筋活動レベル、筋活動持続時間、筋活動パターンを抽出する。

まず、皮膚表面に装着した生体電極を用いて測定したL対分の筋電位信号をA/D変換（サンプリング周波数： $f_s$  Hz）し、全波整流する。次に、2次のデジタルパワースプリアフィルタ（カットオフ周波数： $f_c$  Hz）にて平滑化処理を施し、得られる時系列信号を $E_l(t)$  ( $l=1, 2, \dots, L$ ) とする。各チャンネルごとに正規化したものを $\alpha_l(t)$  と定義する。

$$\alpha_l(t) = \frac{E_l(t) - \bar{E}_l^{st}}{E_l^{max} - \bar{E}_l^{st}} \quad (1)$$

ここで、 $\bar{E}_l^{st}$ は安静時における $E_l(t)$ の時間平均であり、 $E_l^{max}$ 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。

時刻 $t$ における筋活動レベル $F_{EMG}(t)$ を次のように定義する。

$$F_{EMG}(t) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \alpha_l(t) \quad (2)$$

図2は筋収縮活動を1回行ったときの $F_{EMG}(t)$ の波形であ

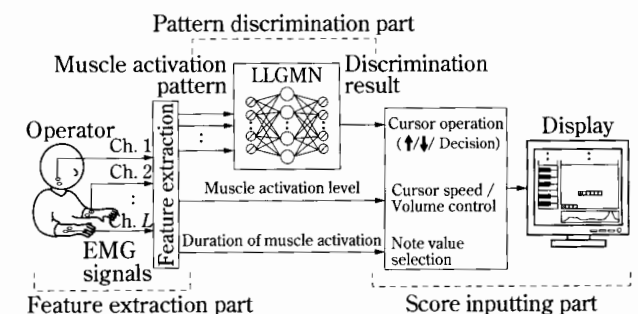


図1 楽曲入力システムの構成

Fig. 1 Overview of the input system for music score data.

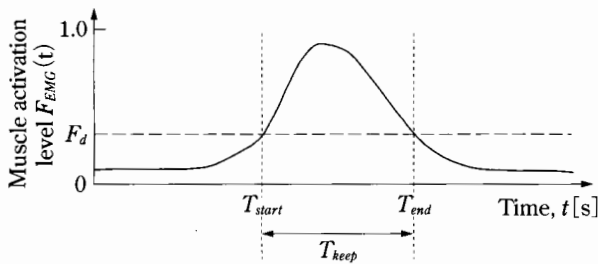


図2 筋活動レベルと持続時間の関係

Fig. 2 Relationships between muscle activation level and duration.

る。横方向の実線は閾値  $F_d$  を表している。ここで、図に示すように  $F_{EMG}(t)$  が  $F_d$  を超えた時刻を動作発生時刻  $T_{start}$  とし、その後  $F_d$  を下回る時刻を動作終了時刻  $T_{end}$  とする。筋活動持続時間  $T_{keep}$  を筋活動発生から終了と判断されるまでの時間間隔とし、次式で定義する。

$$T_{keep} = T_{end} - T_{start} \quad (3)$$

ただし、 $T_{start}$ 、 $T_{end}$  は筋活動レベル  $F_{EMG}(t)$  が閾値  $F_d$  を上回るたびに更新されるものとする。

また、 $\alpha_i(t)$  の全チャンネルの和が1となるように正規化したものを筋活動パターン  $\mathbf{x}(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_L(t)]^T$  と定義し、パターン識別の入力ベクトルとする。ベクトルの各要素は

$$x_i(t) = \frac{\alpha_i(t)}{\sum_{l=1}^L \alpha_l(t)} \quad (4)$$

となる。この筋活動パターン  $\mathbf{x}(t)$  は筋の協調運動を表すものであり、これを確率ニューラルネットを用いて識別することで操作者の動作を推定することができる。

## 2-2. パターン識別部

パターン識別部では、誤差逆伝搬型ニューラルネットワーク<sup>11)</sup> (以下、BPNNと略記) を用いて筋活動パターン  $\mathbf{x}(t)$  の識別を行う。BPNNは、高度な並列処理が可能で、かつ任意の非線形写像を獲得できる強力な学習能力を有するため、パターン識別や学習制御など多くの分野で用いられている。このようなBPNNの中でも、ネットワーク内に入力データの分布を近似する統計構造を組み込み、学習用データとして与えられていない入力データや少ない数の学習用データに対しても高精度な識別を行うことができる Log-Linearized Gaussian Mixture Network (以下、LLGMNと略記)<sup>12)</sup> を用いる。これにより、個人差や電極位置のずれ、疲労や発汗などによる生体信号の変化に対応した動作識別を可能とする。

まず、あらかじめ操作に必要な動作を行ったときの筋電パターンを教師信号としてLLGMNに学習させておく。

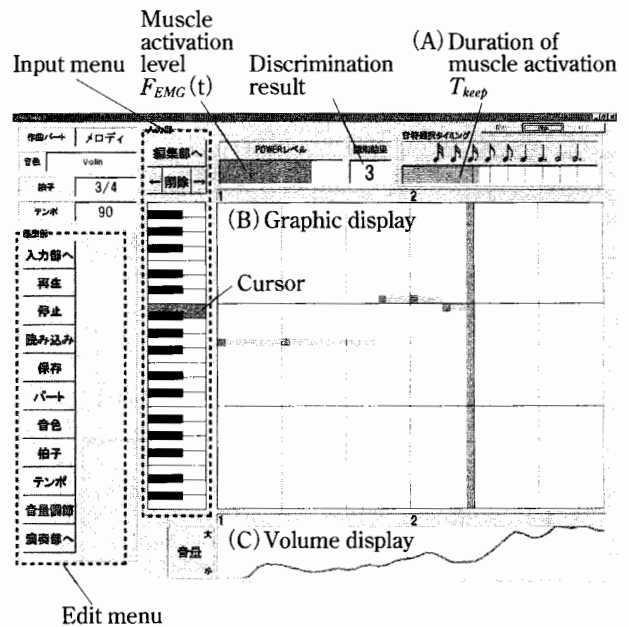


図3 操作画面

Fig. 3 Graphic display of the input system.

学習後のLLGMNに対して時刻  $t$  における筋電パターン  $\mathbf{x}(t)$  を入力することで、操作者が行った動作が学習した筋電パターンのどれに属するかを事後確率として出力する。識別判定には、筋活動レベル  $P(t)$ 、およびLLGMNの出力を使用する。筋活動レベル  $P(t)$  が閾値  $P_d$  を超えたときに識別を開始し、LLGMNの出力、つまり事後確率が最大となる動作を識別結果とする。

## 2-3. 楽曲入力部

楽曲入力部では、パターン識別部で得られた識別結果に基づいてカーソルを移動させ、操作画面 (図3) 上のコマンド群を選択・実行することにより、楽曲の入力・編集を行う。操作画面には、楽曲を入力するためのコマンド群をメニューとして整理し表示している。以下、本システムで提案するインタフェース制御方法について、それぞれ説明する。

### a. パターン識別に基づくカーソルの移動・決定

本システムはカーソルの移動 (上, 下) と決定の3つを繰り返すことで操作する。このカーソル操作は、パターン識別部で識別した3つの動作に基づいて決定される。表1に識別した動作とカーソル操作の対応を示す。

カーソルの移動範囲は、操作画面 (図3) のInput menuとEdit menu上にあるコマンド群である。このコマンド群の構成を図4に示す。図中の矢印はカーソルが移動可能な方向を表している。Input menuは楽曲を入力するためのコマンド群、Edit menuは編集するためのコマンド群であり、各コマンド実行時の機能詳細については表2に示すと

表1 識別結果とカーソル操作の関係

Tab. 1 Relationships between discrimination results and cursor operations.

Discrimination result	Cursor operation
Motion 1	Move ↑
Motion 2	Move ↓
Motion 3	Desition

表2 各コマンドの機能詳細

Tab. 2 Details of command functions.

Input menu	
Go to Edit	Edit menuに移動
Next (→)	入力位置の移動 (前へ)
Delete	入力データの消去
Previous (←)	入力位置の移動 (後ろへ)
Note/Chord	音符/和音の入力 (鍵盤コマンド上で音階を選択)
Edit menu	
Go to Input	Input menuに移動
Play	楽曲データの再生開始
Stop	楽曲データの再生停止
Load	楽曲データの読み込み
Save	楽曲データの保存
Part	作曲パートの切り替え (メロディ, 和音, ベースなど)
Tone	音色 (楽器) の選択
Beat	拍子の選択
Tempo	テンポの選択
Volume	音量調節 (アナログ)
Go to Playing	演奏システムへ移動

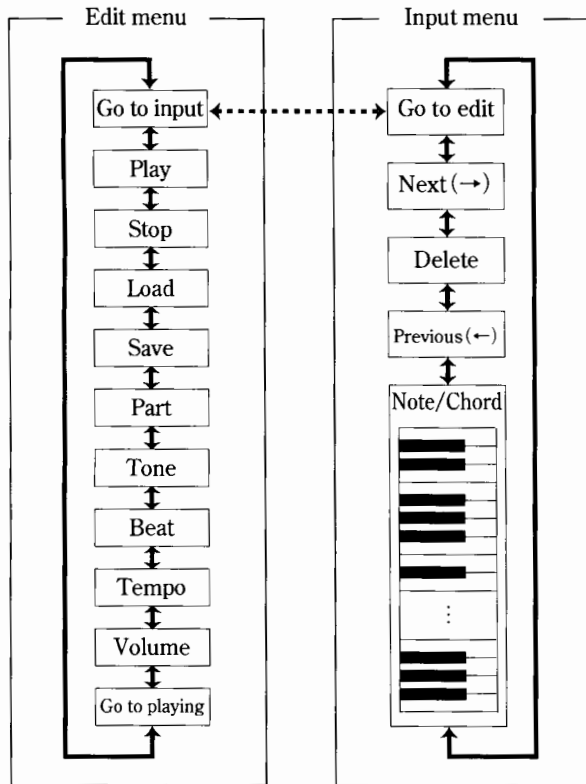


図4 コマンド群の構成

Fig. 4 Structure of commands.

おりである。このように本システムでは各機能をコマンドに割り当て、それをパターン識別に基づくカーソルの移動・決定により実行する方式であるため、新たな機能を追加するなどシステムの拡張を行っても、同じ操作方法で制御可能である。

**b. 筋活動レベルに応じたカーソル移動速度の制御**

機能を充実させて選択可能なコマンド数を増加させればさせるほど、目的のコマンドに辿り着くまでのカーソル移動操作時間が増えてしまい操作者の負担となってしまう。そこで、本システムでは筋活動レベル  $F_{EMG}(t)$  に応じてカーソル移動速度  $V_c(t)$  を制御可能とした。次式により、 $F_{EMG}(t)$  に比例して  $V_c(t)$  を決定する。

$$V_c(t) = (V_{max} - V_{min}) \frac{F_{EMG}(t) - F_d}{1.0 - F_d} + V_{min} \quad (5)$$

ここで、 $V_{max}$ ,  $V_{min}$  はそれぞれ最高速度、最低速度で、あらかじめ任意に設定可能である。

これにより、遠くのコマンドを選択したい場合には力強く筋を収縮させることで速くカーソルを移動させ、目標のコマンドが近づくにつれ慎重に小さな力で筋収縮させることでゆっくりカーソルを動かすことができる。このような筋活動レベルに応じた移動速度の制御を導入することで、効率的なコマンド選択が期待できる。

**c. 筋活動持続時間に応じたコマンドの属性選択 (音符)**

楽曲データとして音を入力する際には音高と音価を決める必要がある。まずInput menu中の鍵盤コマンド上でカーソルを動かし、そのカーソル位置によって音階を選択する。これにより入力する音高を決めることができる。このようにして音階を選択した状態で、決定動作を行うことで音符を入力し、音価を決定する。

本システムでは、決定動作時の筋活動持続時間  $T_{keep}$  に応じて音符を選択可能とした。図5に  $T_{keep}$  と音符の対応を示す。入力される音符は一定の時間間隔  $t_m$  で切り替わっていく。操作者は操作画面上の持続時間バー (図3 (A)) を見ながら操作することで、入力したい音符と  $T_{keep}$  の対応を確認しながら入力可能である。筋活動持続時間を長くするほど長い音符へと切り替わっていくため、直感的に音符を選択することができる。なお、入力した音符は楽譜グラフィック表示部 (図3 (B)) に本システム独自の音符表記で表示される。

d. 筋活動レベルに基づくアナログ情報の入力（音量）

Edit menuのコマンド群を利用することで、様々な編集操作が可能である（表2）。特に、音量は筋活動レベル  $F_{EMG}(t)$  に応じて連続的に変化させ調節可能である。以下、音量調節の手順を述べる。

1. 操作画面（図3）のEdit menu上で音量調節コマンドを選択する。
2. 決定動作を行うことで音量調節モード開始となり、楽曲が自動で再生開始となる。
3. 再生される楽曲に合わせて、リアルタイムで筋活動レベル  $F_{EMG}(t)$  を変化させる。このとき、次式で  $F_{EMG}(t)$  に対応した音量  $vol$  が決まる。

$$vol = (vol_{max} - vol_{min}) \frac{F_{EMG}(t) - F_d}{1.0 - F_d} + vol_{min} \quad (6)$$

ここで、 $vol_{max}$ 、 $vol_{min}$ はそれぞれ最大音量、最小音量であり、あらかじめ設定可能である。なお、調節した音量は音量表示部（図3（C））にリアルタイムで表示される。

4. 楽曲の最後まで再生が終わると音量設定モードも終了し、調節した音量データは楽曲データともに保存される。

これにより、大きな力を発揮するほど音量も大きくなり、筋の活動状態を反映した音量調節ができる。よって、従来の楽曲入力ソフトでは実現できなかった、力の入れ具合を音量に結びつけることが可能となる。

また、音符一つ一つに対して細かく音量を設定する必要がなく、音量を聴覚的および視覚的にリアルタイムで確認しながら、連続的に調節可能であるため、効率的な音量調節が可能である。

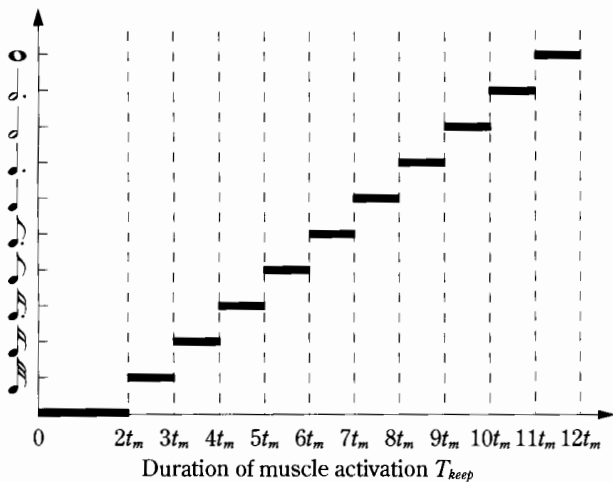


図5 音符と筋活動持続時間の関係  
Fig. 5 Relationships between note and duration of muscle activation level.

3. 操作実験

試作した楽曲入力システムを用いて楽曲入力が可能であることを確認するために、操作実験を行った。図6に実験時のハードウェア構成を、図7に頸椎損傷患者による実験風景を示す。筋電計測装置には、マルチテレメータ（NEC三栄MT-11、増幅率：1000倍）を使用した。計測した筋電位信号は、増幅した後A/D変換処理（Interface社 PCI-3155、16 bit）を施し、コンピュータ（Intel Pentium 4 Processor、クロック周波数：3.2 GHz、メモリ：1.0 GB）へ転送する。次に、コンピュータ内で特徴抽出、パターン識別を行い、識別結果に基づいて操作画面上でカーソル操作を行い楽曲を入力する。なお、入力した楽曲データや操作時の確認音、再生時の音などは図6に示すように視覚情報および聴覚情報として操作者にフィードバックするものとする。以下に、詳細を示す。

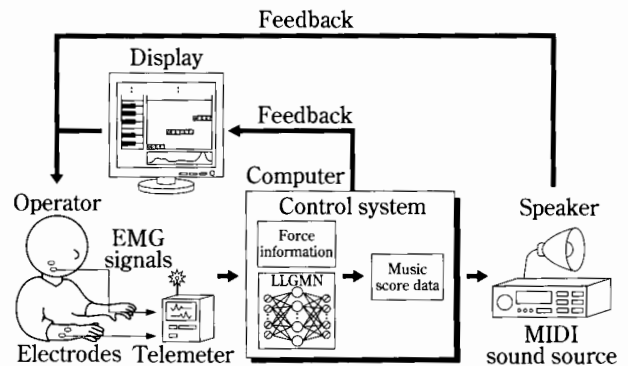


図6 楽曲入力システムのハードウェア構成  
Fig. 6 Hardware components of the input system for music score data.



図7 楽曲入力システムの実験風景  
Fig. 7 Experimental view of the input system for music score data.

### 3-1. 実験条件

被験者は頸椎損傷患者2名（A：51歳 男性，B：45歳 女性），健全な大学生4名（C：21歳 男性，D：22歳 男性，E：23歳 男性，F：21歳 男性）の計6名とした。被験者A，Bは共に第5頸椎を受傷しており，機能レベルはC5レベルの四肢麻痺によるADL全介助レベルである。被験者A，Bは，肩から下の部位を随意的に動かすことが困難なため，口元の筋電位信号を利用して操作を行った。被験者C，Dについても重度の身体障害者による操作を想定し，口元の筋電位信号を利用して操作を行った。被験者E，Fは比較的軽度の身体障害者による操作を想定し，前腕の筋電位信号を利用して操作を行った。また，被験者A，C-Eは以前に筋電を利用したインタフェースの操作経験があるが，被験者B，Fは操作経験がない初心者である。なお，各被験者には事前に実験目的や内容を十分に説明し，同意を得た上で実験を行った。

全被験者において電極対の数を $L=2$ とし，サンプリング周波数を $f_s=1000$  Hz，カットオフ周波数を $f_c=1$  Hz，音符が切り替わる間隔を $t_m=0.5$  sとし，LLGMNの学習は実験直前に被験者ごとに行った。

被験者A-Dの電極装着位置は図8（a）に示すように，(I) 左口角下制筋，(II) 右口角下制筋とし，(I) を収縮させる動作（以下，左側筋収縮）をカーソル上移動，(II) を収縮させる動作（以下，右側筋収縮）をカーソル下移動，(I)，(II) の両方を収縮させる動作（以下，両側筋収縮）を決定の動作にそれぞれ割り当てた。

被験者E，Fの電極装着位置は図8（b）に示すように，(I) 右手尺側手根伸筋，(II) 右手撓側手根屈筋とし，(I) を主に収縮させることに対応する背屈をカーソル上移動，(II) を主に収縮させることに対応する掌屈をカーソル下移動，(I)，(II) の両方を収縮させることに対応する握りを決定の動作に割り当てた。被験者にはあらかじめ各動作を最大努力で行わせ，その際に計測した各チャンネルの

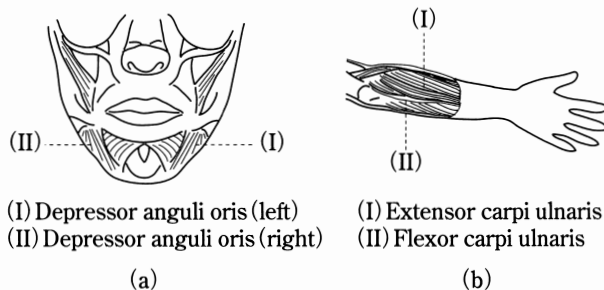


図8 電極装着位置 ((a): 被験者A-D, (b): 被験者E, F)  
**Fig. 8** Electrodes' locations for EMG measurement ((a): Subject A-D, (b): Subject E, F).

整流平滑筋電位信号 $E_i(t)$ の最大値を最大随意収縮時の $E_i^{max}$ として用いた。計測には固定具等はいらず，各動作は随意的に行わせた。また，いずれの被験者も30分間程度，システム操作の練習を行った後に実験を行った。なお，筋力情報の閾値は操作練習の際，被験者の意見および操作のしやすさを考慮して試行錯誤的に $F_d=0.25$ と決定した。

### 3-2. 実験結果

被験者には“ラ：付点4分音符→ファ：8分音符→ド（高）：4分音符→シb：8分音符→ラ：8分音符→ソ：4分音符→シb：4分音符→レ：4分音符”という楽曲を入力するように指示した。図9に被験者A（頸椎損傷患者）による実験結果の一例（操作開始からド（高）に移動するまで）を示す。図は上から順に，2チャンネル分の筋電位信号，筋活動レベル $F_{EMG}(t)$ ，パターン識別結果，音階の遷移，音符の遷移を表している。なお，陰影を付けた区間は筋活動持続時間 $T_{keep}$ を表している。まず，右側筋収縮（M2）を行うことでカーソルを下方方向に移動させ，“ラ”の音階を選択できている（図中の7 s付近）。次に，両側筋収縮（M3）を行うことで音符を選択しているが，筋活動を継続している時間 $T_{keep}$ に応じて音符が一定間隔で切り替わっていき，“ラの付点4分音符”を入力できていることがわかる（図中の15 s付近）。以後同様に，カーソル

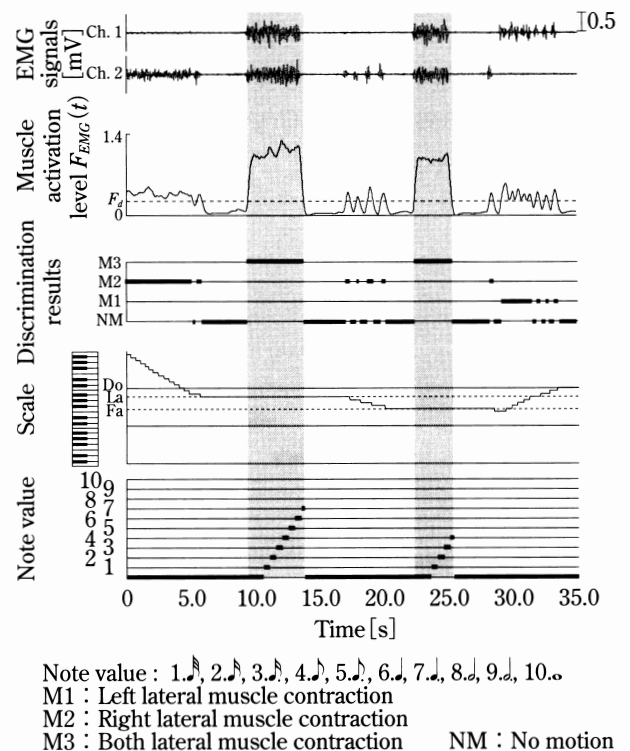


図9 被験者Aによるシステム操作実験の結果  
**Fig. 9** An example of the experimental results with subject A.

を移動させて音階を選択し、決定動作を行うことで音符を選択できている。以上より、重度の身体障害者が筋電操作によって楽曲入力が可能であることが示された。また、同様に被験者B（頸椎損傷患者）および被験者C-F（健常者）に関しても、提案システムを利用して楽曲入力が行えた。なお、全被験者ともに操作中の入力ミスはなく、操作中におけるシステムの誤動作は見られなかった。

#### 4. 操作性の検証

インタフェースの操作性を考える上で、操作者の操作意図をいかに上手く読み取れるかが重要である。本システムでは、計測した筋電位信号から筋活動パターンを抽出し、それをLLGMNにより学習・識別することで操作意図を推定している。よって、まずLLGMNの識別能力について議論する。

LLGMNによるパターン識別の検討は過去に数多く報告されており<sup>12-14)</sup>、一般的なBPNNと比較して少ない学習用データや学習用データとして与えられていない入力データに対しても高い識別率を有することが示されている<sup>13)</sup>。被験者4人に対する識別実験においては、前腕8動作（握り、開き、背屈、掌屈、尺屈、橈屈、回内、回外）を平均96.8%（一般的なBPNNでは72.8%）という非常に高い識別率で識別できることがわかっている<sup>14)</sup>。本システムが前腕の3動作（握り、背屈、掌屈）のみで操作可能であること、および口角下制筋を収縮させる3動作（左側筋収縮、右側筋収縮、両側筋収縮）についても平均97.5%で識別可能であること<sup>15)</sup>から、LLGMNの識別能力は本システムを操作する上で十分であると考えられる。

このLLGMNの識別能力を踏まえ、提案システムの操作性について検証するための2つの実験タスクの下、検証実験を行った。実験タスクは、指示された音符を入力する楽曲入力時におけるタスクと、筋電の特徴を利用したアナログ情報の入力である音量調節時におけるタスクである。被験者はC-Fの4名とし、実験条件は3-1と同様とした。以下、楽曲入力タスク実験、音量調節タスク実験についてそれぞれ述べる。

##### 4-1. 楽曲入力タスク実験

ここでは、与えられたタスクを終了するまでに要した操作時間と操作中の失敗回数から、楽曲入力時の操作性について検証する。

##### (1) 方法

被験者には、“ラ（高）：4分音符→ラ（低）：8分音符→ファ（低）：8分音符→ファ（中）：2分音符”というタ

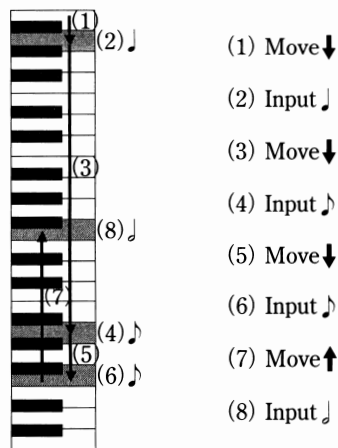


図10 指示した操作ルートと順番

Fig. 10 The desired route and the order of the operations.

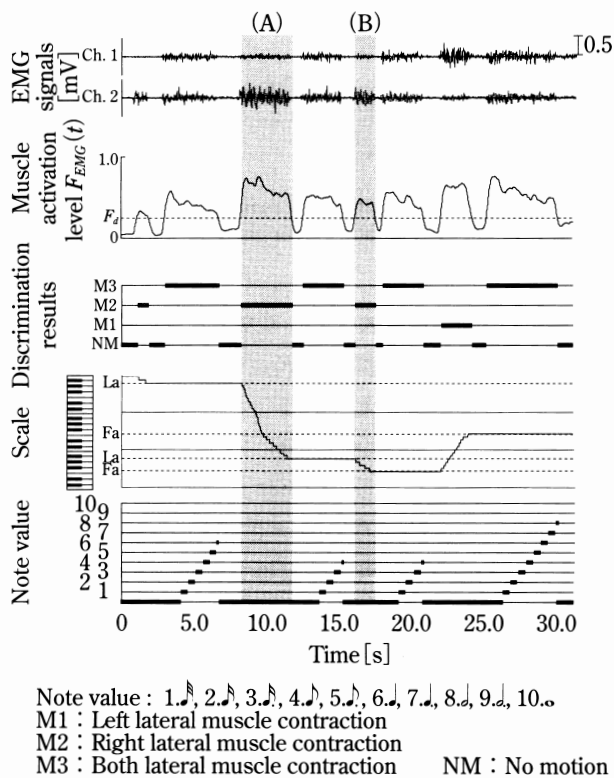


図11 被験者Cによる楽曲入力検証実験の結果

Fig. 11 An example of the experimental results with subject C.

スクを図10に示すルートで、できる限り速く、かつできる限り正確に入力を行うように指示した。なお、間違った音符を入力した場合は、その音符を削除した後、続けて入力を行うように指示した。試行回数は10回である。

##### (2) 結果

図11に被験者Cによる操作例を示す。図は上から順に、2チャンネル分の筋電位信号、筋活動レベル $F_{EMG}(t)$ 、パターン識別結果、音階の遷移、音符の遷移を表している。陰影を付けた区間 (A) ではカーソルの移動量が多いた

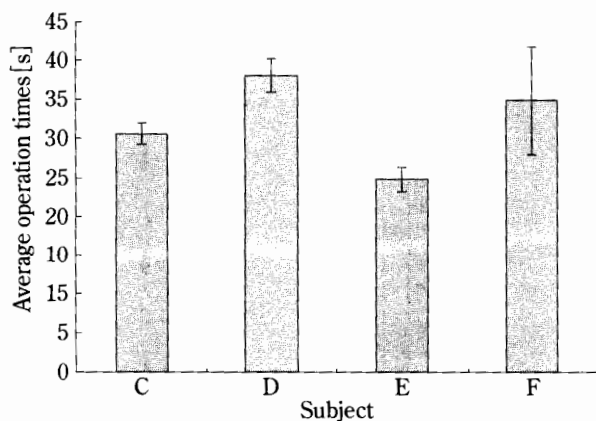


図12 楽曲入力に要した時間

Fig. 12 Operation times of the score input verification.

表3 楽曲入力操作に失敗した回数

Tab. 3 The number of mistakes in the score input verification.

	Subject C	Subject D	Subject E	Subject F
(I)	4	0	6	3
(II)	0	0	0	6

(I) The number of operation errors in cursor movements

(II) The number of operation errors in note inputs

め、最初は $F_{EMG}(t)$ を大きくしてカーソルを速く動かし、目標の音階が近づくにつれて $F_{EMG}(t)$ を小さくし、ゆっくりとカーソルを動かしていることが音階遷移の傾きから確認できる。また、区間(B)では移動量が少ないため、 $F_{EMG}(t)$ を小さくして慎重にカーソルを動かしている。このように、 $F_{EMG}(t)$ の大きさを変化させることでカーソルの移動速度を随意的に制御できることがわかる。

図12に操作に要した時間を、表3に操作中に失敗した回数の結果を示す。図12の横軸は被験者、縦軸は10試行分の操作時間の平均と標準偏差を表し、表3は各被験者における合計失敗回数を表している。なお、操作時間はタスク開始から終了までに要した時間とし、失敗回数は、(I) 指示したルートから外れた回数、(II) 間違っただけの音符を入力した回数の2つとした。ただし、間違っただけの音符の削除を行うために指示したルートから外れた場合については(I)の対象から除いた。全被験者の平均操作時間は $33.1 \pm 7.17$  sであった。

### (3) 考察

結果では、被験者間で操作時間に違いは見られるが、被験者C, D, Eに関しては操作時間のばらつきが小さく、安定して操作が行えている。ここで、被験者C, Eではルートから外れるミス(失敗(I))が数回見られるが、操作時間には影響していない。これは被験者C, Eが速く入力することを意識したために操作ミスが生じたものと考え

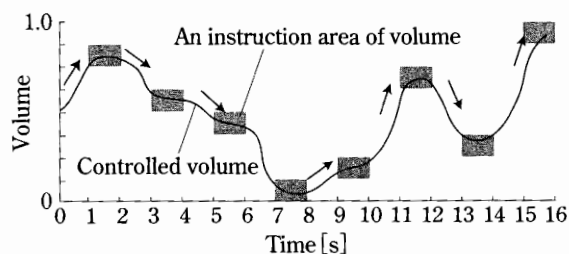


図13 指示する音量タスクの例

Fig. 13 An example of the volume control task.

えられる。ただし、指示したルートから外れた場合でも $F_{EMG}(t)$ を上手く調節してカーソルを速く移動させることで、操作時間を短くできている。一方、被験者Dは一度も操作を失敗していないにもかかわらず、全被験者中で最も操作時間が長くなった。これは被験者Dが正確に入力することを意識し、慎重に操作を行った結果であると考えられる。また被験者Dは音楽経験がなく鍵盤に慣れていないため、タスク(図10)と操作画面を逐一確認しながら操作を行ったことも要因の一つである。さらに、被験者Fのみ音符の入力ミス(失敗(II))があり、他の被験者と比較して操作時間のばらつきが大きい。これは被験者Fが筋電操作に慣れていないことから失敗の回数が増加し、間違っただけの音符を削除しなければならず、操作時間にばらつきが生じたためである。このように、今回の実験では操作する筋の違いよりも、筋電位信号の操作能力の差が大きく影響する結果となった。このような筋電位信号の操作能力の差は、システムの使用前に筋電位信号を発生させるトレーニングを実施すること<sup>16)</sup>で、ある程度改善できる可能性がある。

以上のように被験者毎に操作時間や入力ミスの回数にばらつきはあるものの、全被験者ともにカーソル移動や音符入力・削除を随意的に繰り返して入力を実施できており、提案システムを用いることで目的の楽曲の入力が可能であることが示された。

## 4-2. 音量調節タスク実験

ここでは、筋活動レベル $F_{EMG}(t)$ を随意的に調節するタスクの実験により、 $F_{EMG}(t)$ 利用した音量調節の操作性について検証する。

### (1) 方法

被験者には、画面上に表示される音量指示領域に音量が収まるように筋活動レベルを調節するよう指示した。図13に1試行分のタスクの一例を示す。音量指示領域は音量値を均等に8等分したもので、1回のタスク中、8等分にした指示領域の全てがランダムな順番で並んでおり、各指示領域は1秒間隔とした。操作画面上にはタスク開始



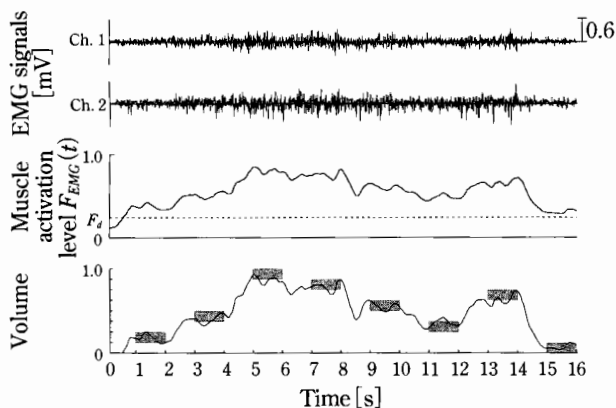


図14 被験者Cによる音量調節操作例  
 Fig. 14 An example of the volume control with subject C.

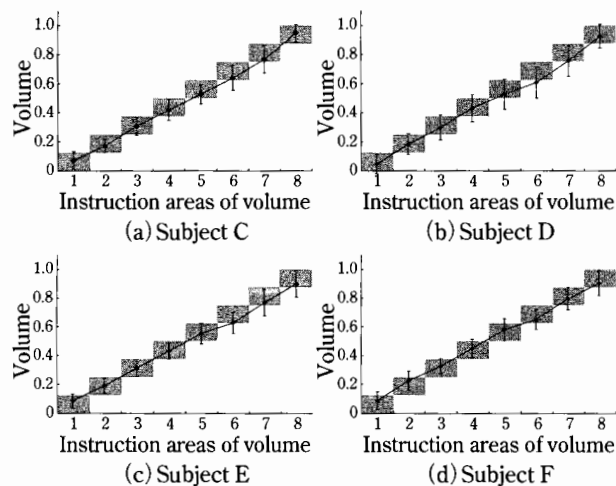


図15 音量調節実験の結果  
 Fig. 15 Verification results of volume control.

から終了までの全ての指示領域が表示されている。なお、音量の分解能はMIDIの規格に沿った128とし、最大音量  $vol_{max}$  で正規化を行った。試行回数は25回とした。

## (2) 結果

図14に被験者Cによる操作結果の一例を示す。図は上から順に、2チャンネル分の筋電位信号、筋活動レベル  $F_{EMG}(t)$ 、音量を表している。なお、陰影を付けている領域は音量指示領域を表している。図より、 $F_{EMG}(t)$  に応じて音量調節を行っており、ある程度タスクの指示範囲内に音量を調節できていることがわかる。

図15に全被験者の音量調節実験結果を示す。横軸は8段階の音量指示領域、縦軸は音量指示領域に対して調節した25試行分の音量値の平均と標準偏差を表している。指示領域との平均誤差は被験者C~Fそれぞれ、 $0.012 \pm 0.030$ 、 $0.0284 \pm 0.050$ 、 $0.016 \pm 0.035$ 、 $0.014 \pm 0.037$ であった。

## (3) 考察

結果では、音量が大きくなるにつれて多少ばらつきが大きくなり調節が困難になっている領域もあるが、どの被験者もほぼ指示通りに音量調節が行えており、指示領域との平均誤差も0.01~0.03程度と非常に小さくなった。これは使用する筋の違いにかかわらず、筋電位信号の大きさである  $F_{EMG}(t)$  を被験者が随意的に制御可能であることを示している。また提案システムは楽曲の音量を筋電位信号の大きさに直接対応させているため、両者の対応関係が理解しやすく、目的の音量調節が容易であったと予想される。なお、今回の実験では  $F_{EMG}(t)$  を音量に割り当てる際の音量の分解能を128としたが、最大音量、最小音量を任意の値に設定することで音量の分解能を下げ、音量調節の難易度を下げて使用することも可能である。

## 5. 考察

3節の操作実験により、提案システムを用いることで頸椎損傷患者が楽曲データを入力可能であることを示した。また、4節では提案システムの操作性を検証するために、楽曲入力タスク実験と音量調節タスク実験を行った。

操作実験では、被験者A、B（頸椎損傷患者）ともに楽しんで楽曲入力を行っており、特に被験者Bにおいては指示していない楽曲の入力を進んで実施するなどの行動も見られた。これは提案システムが新しい楽曲入力のインターフェースとしての可能性を有していることを示す結果である。しかしながら、初めて筋電位信号を使用する際には被験者に戸惑いも見られたため、今後はシステムの使用に伴うストレスや心理的疲労の影響などを詳細に議論する必要がある。

楽曲入力タスク実験では、指示した楽譜を入力するために要する時間と入力ミスの種類および回数に着目し、操作性の検証を行った。この実験により、音符の長さを選択する際の入力ミスが操作時間に大きく影響することがわかった。ただし、指示したルートから外れてしまう程度の軽いミスであれば、筋活動レベルを大きくし、カーソル移動速度を速くすることで時間のロスを挽回できることが示された。また、入力ミスが起こらないように慎重に入力すれば、操作時間は長くなるものの正確に入力が可能であることがわかった。しかしながら、提案システムは3動作のみ（カーソル移動と決定のみ）で多数のコマンドを操作可能である反面、長い楽曲の入力にはある程度の時間がかかってしまう。入力した楽曲データをベースにした楽譜の予測機能などを検討することで、より効率的に楽曲入力が可能なシステムへの改善を図る必

要がある。

音量調節タスク実験では、筋活動レベルに基づくアナログ情報の入力精度について検証した。最小音量から最大音量までランダムに指示されるという、比較的難しいタスクであったが、提案する力の入れ具合に応じて音量を調節する手法を用いて、平均誤差0.01~0.03程度と高い精度で調節可能なことが示された。

## 6. まとめ

本論文では、身体障害者の楽曲入力を実現する筋電操作型楽曲入力システムを提案した。試作したシステムの操作実験では、頸椎損傷患者が楽曲入力を行えることを示した。操作性の検証では、筋電操作の慣れや音楽経験の有無に多少左右されるが、ある程度安定して音符入力を行えることを示した。また、どの被験者もほぼ指示通りの音量調節が行えることがわかった。提案システムは随意的な筋収縮が実現できれば操作可能なため、頸椎損傷患者以外の身体障害者も使用可能である。

ただし、提案システムにおけるカーソルの移動速度や音量設定の精度は筋力情報の閾値 $F_d$ に大きく影響される。今回の実験では試行錯誤的に閾値を決定していたが、今後は各被験者が使いやすさに応じて自分自身で値を決定したり、システムが自動的に適した値を決定する機能を導入する必要がある。また、演奏システムで演奏したデータを用いた編曲機能や、入力したメロディに合った和音の候補を自動で提示するなどの作曲支援機能を導入し、より幅広い音楽表現が可能なシステムの構築を目指す。さらに、システムを使用することによる操作者の心理状態や行動の変化、および楽曲入力における効率と疲労、ストレスの影響などに着目した評価を実施することにより、システムの有効性を詳細に議論する必要があるだろう。

## 謝辞

最後に、実験に協力して頂いた小林 勝さん、服部真美さんに深く感謝の意を示します。

## 参考文献

- 1) K. Yokoyama, J. Ushida, T. Sugiura, M. Mizuno, Y. Mizuno and K. Tanaka : Heart Rate Indication Using Musical Data, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 49 (7), 729-733, 2004.
- 2) 石田祐司, 赤沢堅造, 奥野竜平 : 新しい電子楽器楽譜表示システムの開発, 電子情報通信学会技術研究報告, 102

(493), 25-28, 2002.

- 3) 新川拓也 : 肢体不自由者のための楽器を作る一類口腔機能を用いた電子楽器演奏システムの開発一, BME, 18 (3), 20-24, 2004.
- 4) H. Sawada, S. Hashimoto : Gesture Recognition Using an Acceleration Sensor and Its Application to Musical Performance Control, Electronics and Communications in Japan, Part 3, 80 (5), 9-17, 1997.
- 5) 澤田秀之, 尾上直之, 橋本周司 : ハンドジェスチャ入力デバイスによる音響生成, 電気情報通信学会論文誌, J81-D-II (5), 795-803, 1998.
- 6) 武田泰治, 杉山利明, 島圭介, 植野洋美, 柴建次, 福田修, 辻敏夫 : 筋電操作型ミュージック・インタフェース—肢体不自由者のための楽曲演奏システム—, 人間工学, 45 (1), 36-45, 2009.
- 7) 小池康晴 : 筋電信号を用いて解析する腕の運動制御機構, 電子情報通信学会技術研究報告, 104 (758), 43-46, 2005.
- 8) 橋本康宣, 安達基光, 中島啓幾 : 筋電インタフェースを用いたカーソル制御, 電子情報通信学会秋季大会講演論文集, 168, 1994.
- 9) I. Moon, M. Lee, J. Chu and M. Mun : Wearable EMG-based HCI for electric-powered wheelchair users with motor disabilities, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2649-2654, 2005.
- 10) 下森智, 辻敏夫, 福田修, 内田康弘, 三戸田直志 : パリアフリーインタフェース BIO-REMOTEの開発, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 415-416, 2002.
- 11) D. E. Rumelhart, G. E. Hinton and R. J. Williams : Learning Internal Representations by Error propagation, Mit Press Computational Models Of Cognition And Perception Series : Parallel distributed processing, 1, 318-362, 1986.
- 12) 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.
- 13) 辻敏夫, 市延弘行, 金子真 : 混合分布モデルと対数線形モデルに基づくフィードフォワード型ニューラルネット, 電子情報通信学会論文誌, J77-D-II (10), 2093-2100, 1994.
- 14) O. Fukuda, T. Tsuji, M. Kaneko and A. Otsuka : A Human-Assisting Manipulator Teleoperated by EMG Signals and Arm Motions, IEEE Transactions on Robotics and Automation, 19 (2), 210-222, 2003.
- 15) K. Shima, N. Bu, M. Okamoto and T. Tsuji : A Universal Interface for Video Game Machines using Biological Signals, Proc. of 4th Int. Conf. on Entertainment Computing - ICEC 2005, 88-98, 2005.
- 16) 辻敏夫, 福田修, 大塚彰, 金子真 : 義手制御を目的とした筋電操作トレーニング, 電子情報通信学会論文誌, J83-D-II, (10), 2030-2039, 2000.