

<Contribution> **Music Interface Manipulated by EMG Signals – Music Interface System for the Playing of Computer Music by People with Physical Disabilities**, by Yasuharu TAKEDA, Toshiaki SUGIYAMA, Keisuke SHIMA, Hiromi UENO, Kenji SHIBA, Osamu FUKUDA & Toshio TSUJI.

筋電操作型ミュージック・インターフェース*

－肢体不自由者のための楽曲演奏システム－

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

This paper proposes a novel EMG-controlled music interface for people with severe physical disabilities. In this system, EMG signals are measured using some electrodes attached to the skin surface, and three parameters, which are timing information, duration of muscle activation level, and time derivative of muscle activation level, are extracted from the measured EMG signals. By using the abovementioned three parameters, tempo, nuance, and volume of prepared music score data, respectively, are controlled. In order to verify that people with severe physical disabilities can play music using this system, an experiment is conducted on patients with cervical spine injuries by using EMG signals measured from two pairs of electrodes attached to the patients' faces. Experimental results show that the patients can play music by three discriminated motions and also voluntarily play music like a conductor, on the basis of the allocated tempo, nuance, and volume. The possibility of the system controlling music information such as tempo is also verified through comparison experiments using a MIDI keyboard. In addition, we confirm that there is no statistical difference between the proposed system and a MIDI keyboard, and this system enables the patients to play music reflecting how they want to perform.

本論文では、重度の肢体不自由者のために筋電位信号を利用した新しいミュージック・インターフェースを提案する。まず計測した筋電位信号から筋活動発生のタイミング、筋活動の持続時間、筋活動レベル変化率の3つのパラメータを抽出する。そして、これらのパラメータを用いてあらかじめ打ち込まれている楽曲のテンポ、ニュアンス、音量を制御する。これにより操作者は、随意的に筋電位信号をコントロールすることで、指揮者感覚で楽曲演奏が可能となる。重度の肢体不自由者でも演奏可能であることを確かめるため、口角下制筋の左右に電極を2対取り付け、頸椎損傷患者による操作実験を行った。その結果、3動作を識別し演奏できることを示した。さらに市販のMIDIキーボードと比較し、テンポ、ニュアンス、音量の操作性について検証した。その結果、統計学的に有意な差は見られず、操作者の演奏意図を反映した演奏がある程度可能であることを確かめた。

(キーワード：筋電位信号、音楽、インターフェース、演奏、確率ニューラルネット)

1. はじめに

近年、高齢者の健康促進や障害者の治療、リハビリテーションに音楽を応用する試みが注目されている^{1,2)}。中

でも楽器演奏は、豊かな自己表現の手段として広く認知されているが³⁾、四肢の複雑な動きを必要とするため、肢体不自由者にとって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演奏可能な新しいミュージック・インターフェースが求められている。

これまでに、肢体不自由者が使用できるミュージック・インターフェースがいくつか提案されている^{3~5)}。新川³⁾は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を提案している。しかし、舌で全てを操作する必要があるため、その演奏は困難を極める。これに対し、Sawadaら^{4,5)}は加速度センサ、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を提案している。しか

* 受付：2008年6月10日 受理：2008年12月22日

** 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.

**** エリザベト音楽大学

Elisabeth University of Music

***** 産業技術総合研究所

Institute of Advanced Industrial Science and Technology

しながら、ジェスチャの認識による演奏表現は、手や腕の大きな運動を必要とするため、身体を自由に動かすことが困難な肢体不自由者が使用するという点ではまだ十分ではない。

これに対し、筋収縮時に発生する微弱な電気信号である筋電位信号は、肢体不自由者の残存機能を活用できるという観点からさまざまなインターフェースに用いられている。筋電位信号を用いたミュージック・インターフェースとしては、Dubostら⁶⁾や長嶋^{7,8)}がこれまでに筋電位信号を基にして音響合成を行うシステムを開発している。しかし、これらは四肢の複雑な動きが必要であり、肢体不自由者が使用することは考慮されていない。そのため、思い通りに演奏できるようになるまでに多大な訓練を要し、重度肢体不自由者にとっては操作方法を習得することが困難であった。そこで我々は、頸椎損傷患者（C1レベル～）および上肢切断者などの肢体不自由者を対象とし、簡単な操作方法で操作者の意図を反映した演奏を可能とするインターフェースの構築を目指す。

ここで、楽曲演奏以外の筋電操作型インターフェースに着目すると、体肢切断者のための筋電義肢や、筋電位信号を入力とする福祉機器制御システムに関する研究がこれまでに多数報告されている。これらの研究では、ニューラルネットを用いた筋電位信号の解析や、多自由度のマニピュレータ制御、推定した力情報の利用、またインピーダンスモデルを取り入れた制御など本論文へ活かせる成果も多い^{9～15)}。

しかしながら、楽曲演奏はテンポ、ニュアンス（レガートやスタッカートなど）、音量などを時間軸に縛られながら巧みに制御するものであり、日常作業とは大きく異なる。そのため、これらの研究で得られた技術を直接、演奏制御に利用することは難しい。また、そのような演奏制御についての言及は従来研究に見られない。

本論文では、操作者から計測した筋電位信号から、操作者の動作を確率ニューラルネットを用いて識別することで楽曲を1拍ごとに演奏する方法を提案する。動作時に操作者がコントロールする筋電位信号から、筋活動発生のタイミング、筋活動の持続時間、筋活動レベル変化率の3つのパラメータを抽出し、これらを基にあらかじめ打ち込まれている楽曲データのテンポ、音量、ニュアンスを1拍ごとに制御する。これにより、熟練度によらず指揮者感覚での楽曲演奏を可能とする。

以下、2では提案するシステムの構成、3では頸椎損傷患者を含む被験者6名による操作実験について説明する。そして、4で制御能力の検証について述べ、最後にまとめとする。

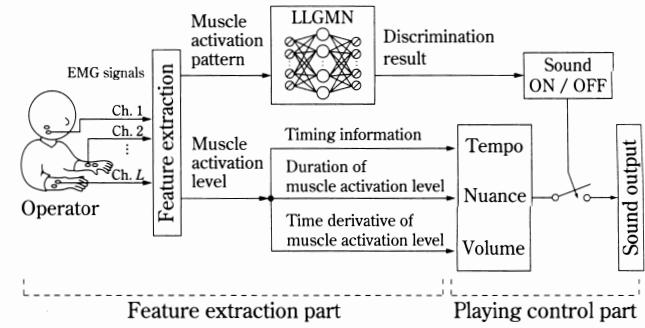


図1 提案するミュージック・インターフェースの構成

Fig. 1 Overview of the proposed music interface system.

2. システム構成

図1に提案するミュージック・インターフェースの構成を示す。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計測する。次に計測した筋電位信号を特徴抽出部に入力し、動作の識別と演奏制御に必要なパラメータの抽出を行う。そして、演奏制御部で動作に応じてあらかじめ入力された楽曲の演奏を行う。以下、提案システム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、操作者から測定した筋電位信号を用いて楽曲の演奏を行うために、筋活動レベルと筋活動パターンを抽出し、動作の識別を行う。さらに筋活動レベルから演奏制御に必要な3つのパラメータを抽出する。

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次のローパスバタワースフィルタ（カットオフ周波数： f_c Hz）を用いて平滑化処理を施し、得られる時系列信号をそれぞれ $E_l(t)$ ($l=1, 2, \dots, L$) とする。そして、各チャ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ネルの最大随意収縮時の値を示す。そして、時刻 t における筋活動レベル $P(t)$ を以下のように定義する。

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

また、 $\alpha_l(t)$ の全チャネルの和が1となるように正規化したものを、 $x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_L(t)]^T$ として動作識別の入力ベクトルに用いる。この $x(t)$ を、筋活動パター

ンと呼ぶ。この筋活動パターンは、時刻tにおける電極を装着した筋それぞれの協調運動を表すものである。このとき、ベクトルの各要素は

$$x_i(t) = \frac{\alpha_i(t)}{\sum_{l=1}^L \alpha_l(t)} \quad (3)$$

となる。このようにして取得した筋活動パターンを確率ニューラルネットを用いて識別し、さらに筋活動レベル $P(t)$ から演奏制御に必要な3つのパラメータ、すなわち、筋活動発生のタイミング、筋活動の持続時間、筋活動レベル変化率を抽出する。以下、動作識別方法、パラメータ抽出のための波形処理方法についてそれぞれ説明する。

(a) 動作識別方法

本システムでは、1) 演奏者が実施し易い（あるいは可能な）任意の筋活動を、システムの操作コマンドに割り当てる、2) 複数の筋活動パターンをシステムが識別することで、将来において演奏表現の拡大を目指す、3) 隨意的な筋活動パターンとそうでないノイズをシステムが識別し、誤動作を防ぐことを目的とし、誤差逆伝搬型ニューラルネット¹⁶⁾の適応学習を利用する。

誤差逆伝搬型ニューラルネットは、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。このような誤差逆伝搬型ニューラルネットの中でも、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い識別能力を実現可能なLog-Linearized Gaussian Mixture Network（以下、LLGMNと略記）¹⁷⁾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高い精度での動作推定を可能とする。

まず、あらかじめ操作に必要な筋活動パターンをLLGMNに学習させておく。そして、学習後のLLGMNに対して筋活動パターン $x(t)$ を入力することで、操作者が行った動作が学習した筋活動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ユニットに対応する筋活動パターンを動作識別結果とする。

(b) 波形処理方法

ここでは、筋活動レベル $P(t)$ の波形から3つの演奏制御パラメータ、すなわち、筋活動発生のタイミング、筋

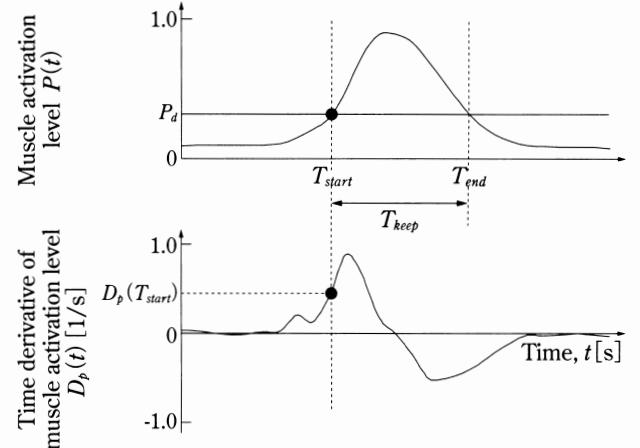


図2 パラメータの抽出

Fig. 2 Extraction of parameters.

活動の持続時間、筋活動レベル変化率を抽出する方法について述べる。これにより、操作者は力の大きさや力の入れ方など、どのように筋力を発揮するかを制御することで、演奏をコントロールすることが可能になる。

図2は、上からそれぞれ筋活動レベル $P(t)$ 、筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ であり、動作を1回行ったときの波形を示している。なお、筋活動レベル $P(t)$ 中の横方向の実線は、閾値 P_d を表している。

まず、筋活動発生のタイミング T_{start} は $P(t)$ が P_d を超えた時刻とする。筋活動発生後、 $P(t)$ が P_d より下回った時刻を筋活動終了のタイミング T_{end} と定義する。

そして、筋活動の持続時間 T_{keep} を筋活動発生から筋活動終了と判断されるまでの時間間隔とし、以下のように定義する。

$$T_{keep} = T_{end} - T_{start} \quad [\text{s}] \quad (4)$$

ただし T_{keep} は動作を行うごとに更新される。図2に示すように、 T_{keep} は T_{start} から T_{end} までの間隔であり、筋収縮が持続されている時間を表す。

また、時刻tにおける筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ を次式により定義する。

$$D_p(t) = \frac{P(t) - P(t-1)}{D_p^{max}} \quad [1/\text{s}] \quad (5)$$

ここで、 D_p^{max} は事前に計測した $P(t) - P(t-1)$ の最大値を表す。そして、図2に示すように、筋活動発生時刻 T_{start} における値 $D_p(T_{start})$ を制御に用いる。

2-2. 演奏制御部

演奏制御部では、特徴抽出部で得られた値を用いてMIDI音源¹⁸⁾を利用し楽曲演奏を制御する。演奏する楽曲を構成する要素のうち、音高、音の長さ（以下、音価）、リズム、拍子はあらかじめ入力されている。

本論文では、あらかじめ入力されていない要素であるテンポ、音量、ニュアンスと各拍における演奏開始を筋電位信号により制御する。これにより、熟練度や障害の度合いによらず自由に楽曲を演奏することができる。

また、演奏パートは、メロディ、和音、ベース、リズムの4つからなる。操作者は4つの演奏パートのうち、任意のパートを自分の演奏パートとして選択することができる。残りの演奏パートを自動演奏させることも可能である。パート毎に違う種類の楽器を1つまたは複数設定することが可能であるため、1つのシステムでさまざまな楽器の音色を同時に楽しむことができる。以下、各拍における演奏のタイミングを制御する楽曲演奏制御、テンポ、音量、ニュアンスを制御する演奏パラメータ制御についてそれぞれ詳細を示す。

(a) 動作識別結果による楽曲演奏制御

ここでは、あらかじめ演奏に用いる動作（以下、演奏動作と呼ぶ）を設定しておき、特徴抽出部で得られた識別結果が演奏動作に一致するときのみ楽曲の1拍分を演奏する。これにより、姿勢の変更や演奏以外の動作など操作者が演奏を意図しない動作のときに音を誤って出力することを防ぎ、演奏したいときのみ楽曲演奏を可能にする。

これについて図3を用いて説明する。図は上から順に、筋電位信号、筋活動レベル $P(t)$ 、動作の識別結果、楽曲の演奏ON/OFF、拍、楽譜であり、今回はMotion 1を演奏動作として用いるように設定した。横方向の破線は閾値 P_d を表す。ここで陰影区間は、筋活動レベル $P(t)$ が閾値 P_d を上回り、操作者が動作を行ったと判断されている区間である。ここで、Motion 1と識別された区間 (A)、(B) ではCh. 1とCh. 2の両方で大きな振幅の筋電位信号が発生し、Motion 2、Motion 3と識別された区間 (C)、

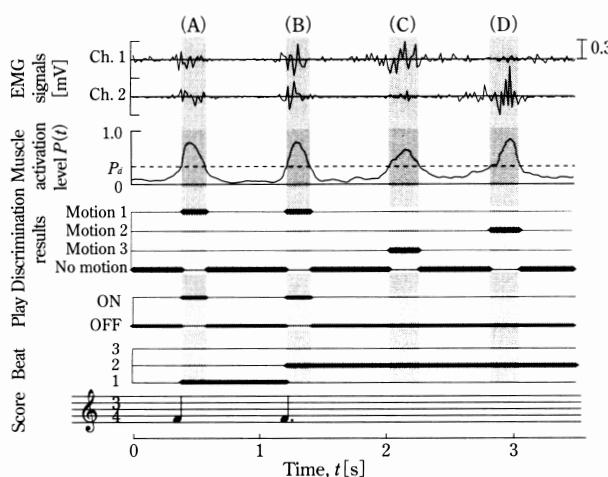


図3 動作識別結果による楽曲演奏制御

Fig. 3 Playing control by discrimination results.

(D) ではそれぞれ片方のチャネルのみ大きな振幅の筋電位信号が発生している。このように、動作時の筋活動パターンをLLGMNを用いて学習し、識別する。

そして識別結果に応じて、演奏動作区間 (A), (B) では楽曲の演奏をONとし、1回の動作で1拍分を演奏する。一方、区間 (C), (D) のようにその他の動作であると識別した場合は楽曲の演奏をOFFのままにし、拍も進めず、演奏を行わない。このように動作の識別結果によって演奏開始を制御することで、演奏したいときのみ演奏することができる。

(b) 演奏パラメータ制御

ここでは、楽曲演奏時にどのようなテンポ、ニュアンス、音量で演奏するかを、特徴抽出部で求めた筋活動発生のタイミング、筋活動の持続時間、筋活動レベル変化率から決定する。

まず、テンポは1つ前の筋活動発生時刻から、次の筋活動発生時刻までの時間間隔から算出し、これを次の1拍のテンポとする。操作者が意図した i 番目の動作発生時刻 T_{start} を t_i としたとき、1つ前の筋活動発生時刻からの時間間隔 T_i を次のように定義する。

$$T_i = t_i - t_{i-1} \quad [\text{s}] \quad (6)$$

これは、操作者が意図する1拍分の時間間隔を表している。この T_i から、次の1拍におけるテンポ $tempo_{i+1}$ を以下の式で表現する。

$$tempo_{i+1} = \frac{60}{T_i} \quad [\text{bpm}] \quad (7)$$

ここでbpm (beat per minute) は、1分間における拍の数である。

次に、ニュアンスの制御には筋活動の持続時間 T_{keep} を利用する。筋活動の持続時間 T_{keep} に応じて、その拍に含まれる音符が鳴る時間をコントロールする。たとえば、8分音符の分解能が240とすると、8分音符で0–240の中で、4分音符で0–480の中で連続的にコントロールできる。そのため、スタカートやレガートのみならず、レガートとスタカートの間のメゾスタカートや、スタカートよりも短いスタカーティッシュモのような演奏が可能である。本システムでは、これらの表現を総称してニュアンス制御と呼ぶ。

また、音量の制御には筋活動発生時刻 T_{start} における筋活動レベル変化率 $D_p(T_{start})$ を利用する。 $D_p(T_{start})$ と音量 V の関係を以下の式で表す。

$$V = \begin{cases} 1 & (D_p(T_{start}) < 0.01) \\ \text{Trunc}[100D_p(T_{start})] & (0.01 \leq D_p(T_{start}) < 1.0) \\ 100 & (1.0 \leq D_p(T_{start})) \end{cases} \quad (8)$$

ただし、Trunc[.] は小数点以下を切り捨てて整数化する関数である。

以上のように、筋活動発生時刻の間隔をテンポに、筋活動の持続時間をニュアンスに、筋活動発生時刻における筋活動レベル変化率を音量に割り当てることで、3つのパラメータを独立して制御することができる。これにより、音楽初心者であっても指揮者感覚での音楽表現が可能となる。また、ここでは1拍毎の演奏について述べたが、このシステムでは1小節毎、半拍毎など任意に演奏開始点を設定することができる。

3. 操作実験

試作したシステムを用いて楽曲演奏が可能であることを確認するため、操作実験を行った。図4に実験時のハードウェア構成を、図5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、コンピュータ内で操作者の意図に基づいたテンポ制御、ニュアンス制御、音量制御を施し、制御結果をMIDI情報に変換する。

最後に、変換したMIDI情報をMIDI音源（YAMAHA MU2000）に転送し、楽曲の演奏を行う。なお、操作者の意図したテンポ、ニュアンス、音量などは、図4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されるものとする。以下に、詳細を示す。

3-1. 実験条件

被験者は頸椎損傷患者2名（A：45歳 女性、B：51歳男性）、および健常な大学生4名（C：25歳 男性、D-F：24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難しいため、顔の筋電位信号を利用して操作を行った。被験者C-Fは、比較的軽度の肢体不自由者を想定し、前腕の筋電位信号を利用して操作を行った。また、被験者B-Fは以前に筋電位を利用したインターフェースの操作経験があるが、被験者A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。

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により、試行錯誤的に決定した。動作発生を判断する閾値 P_d は、被験者A、Bは0.20、被験者C-Fは0.30とした。全被験者において電極数を $L=2$ 、サンプリング周波数を $f_s=1000$ Hz、カットオフ周波数を $f_c=5$ Hzとした。

被験者A、Bの電極装着位置は図6 (a) に示すように、(I) 右口角下制筋、(II) 左口角下制筋とし、(I) を収縮させる動作（以下、右側筋収縮）、(II) を収縮させる動作（以下、左側筋収縮）、および(I)、(II) の両方を

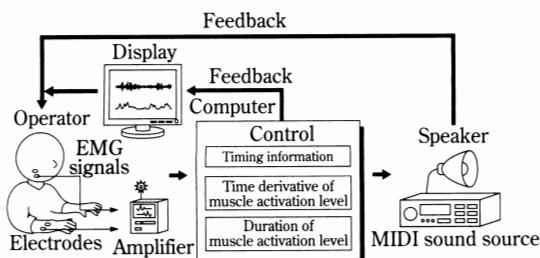


図4 楽曲演奏システムのハードウェア構成

Fig. 4 Hardware components of the music interface system playing computer music.

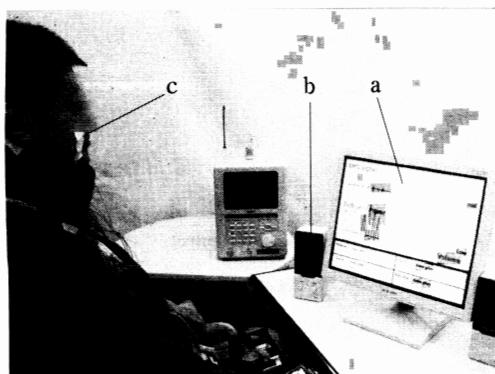
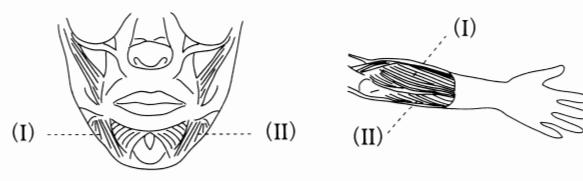


図5 楽曲演奏システムの実験風景 (a：操作画面、b：スピーカー、c：生体電極)

Fig. 5 Operation scene of the music interface system playing computer music (a : Feedback display, b : Feedback speaker, c : Electrode).



(I) Depressor anguli oris(right)
(II) Depressor anguli oris(left) (I) Extensor Carpi Ulnaris
(II) Flexor Carpi Ulnaris
(a) (b)

図6 電極装着位置：(a) 被験者A、B、(b) 被験者C-F

Fig. 6 Electrodes' locations for EMG measurement : (a) Subject A, B, (b) Subject C-F.

収縮させる動作（以下、両側筋収縮）の3動作をあらかじめLLGMNに学習させた。そして、両側筋収縮を演奏動作として設定した。

被験者C-Fの電極装着位置は図6（b）に示すように、（I）右手尺側手根伸筋、（II）右手橈側手根伸筋とした。被験者C, Dに関しては、（I）、（II）の両方を収縮させることに対応する握るという動作を演奏動作としてLLGMNに学習させた。また、被験者E, Fに関しては、（II）を主に収縮させることに対応する掌屈を演奏動作としてLLGMNに学習させた。いずれの被験者も、あらかじめ30分間程度練習を行った上で実験を行った。

3-2. 実験結果

被験者A（頸椎損傷患者）による実験の操作例を図7に示す。図は上から順に、筋電位信号、筋活動レベル $P(t)$ 、筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ 、拍、音量（MIDI音源制御命令の値）、動作の識別結果、楽曲の演奏ON/OFF、楽譜を表している。

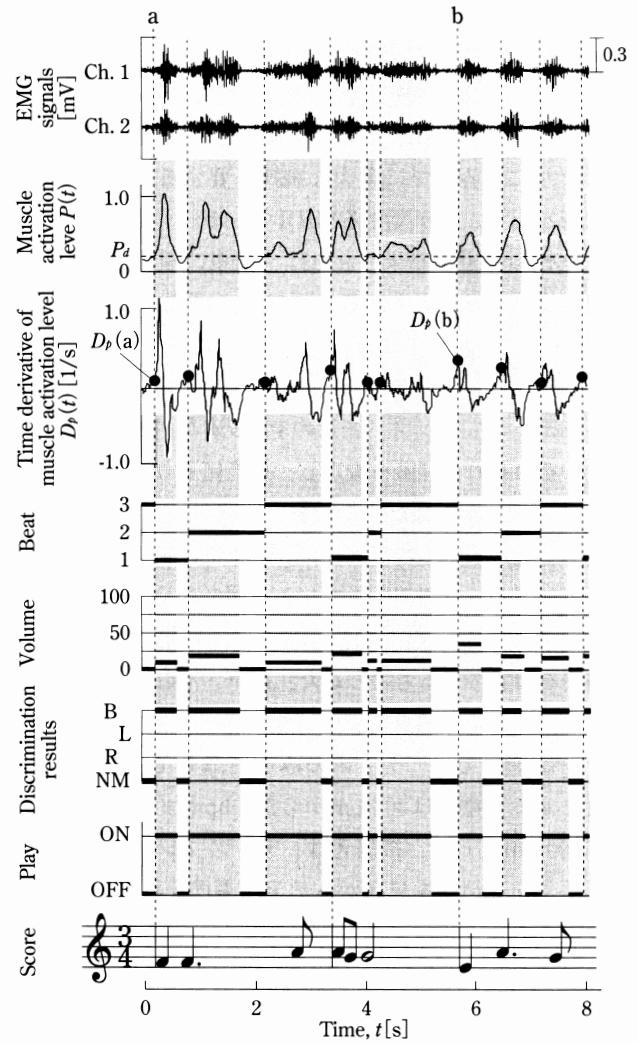
縦方向の点線は動作毎の筋活動発生のタイミング T_{start} を表し、この時刻における筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ の波形上の黒丸は、音量制御に用いた値を示している。また、拍の数1, 2, 3は楽曲の各小節における拍を示しており、陰影のついている区間は、筋活動レベル $P(t)$ が閾値 P_d を上回っている区間を示している。なお、被験者には1拍ごとにテンポ、音量、ニュアンスを自由に変化させて演奏を行うように指示した。

演奏動作に設定した両側筋収縮を行った区間で楽曲の演奏がONとなっていることから、動作識別結果を利用した演奏制御ができていることが確認できた。また、縦方向の点線の間隔の変化に伴い各拍の長さが変化しており、筋活動発生のタイミング T_{start} に応じて、テンポを制御できていることがわかる。

楽曲の演奏状態に着目すると、筋活動レベルを閾値以上発揮している陰影区間の長さと楽曲の演奏がONとなっている時間が対応しており、筋活動の持続時間 T_{keep} に対応したニュアンス表現ができていることが確認できた。

なお、楽曲の演奏がONとなっている区間で、どのタイミングでどの音符が鳴るかは、一つ前の動作からの時間間隔及び、あらかじめ入力されている楽譜に則して決定していることを実際に耳で聴いて確認した。

さらに、筋活動発生時刻 T_{start} における筋活動レベル変化率 $D_p(T_{start})$ の値（波形上の黒丸）と音量の対応に着目すると、時刻aのように $D_p(a)$ が小さい場合には音量が小さく、時刻bのように $D_p(b)$ が大きい場合には音量が大きくなっていることがわかる。これにより、筋活動発



R: Right lateral muscle contraction L: Left lateral muscle contraction
B: Both lateral muscle contractions NM: No motion

図7 被験者Aによる操作実験の例

Fig. 7 An example of the experimental results with subject A.

生時刻における筋活動レベル変化率 $D_p(T_{start})$ に対応して、1拍ごとに音量調節ができていることが確認できた。なお、指示した音量は楽譜中のそれぞれの音符が鳴り始めるときにのみ反映されることを耳で聴いて確認した。

また、被験者B（頸椎損傷患者）および被験者C-F（健常者）に関しても同様に、テンポ、ニュアンス、音量の調節が自由に行えることを確認した。

4. 操作性の検証

次に、提案システムの操作性を確認するため、システム操作に必要なテンポ、ニュアンス、音量の3つの演奏パラメータについて市販の楽器との比較を行った。被験者は、健常な男子大学生4名（C-F）とし、実験条件は3-1と同様とした。比較対象として、市販のMIDIキーボード

(EDIROL PCR-M50, Roland製) を用いた。

MIDIキーボードは鍵盤を押すだけで音を鳴らすことができ、数ある楽器の中でも容易に演奏できる楽器である。楽器の多くは音を出すことすら難しく、楽曲を演奏できるレベルに至るまでに多大な訓練を要する。よって、容易に音を出すことができるMIDIキーボードと提案システムを比較し、近い結果となれば、簡単に演奏可能という点で提案システムの有効性を示せると考えられる。

4-1. 検証方法

テンポ、ニュアンス、音量の3つの演奏パラメータについて、それぞれ目標値を設定し、目標値通りに演奏を行うというタスクを課した。これを、提案システムとMIDIキーボードを用いてそれぞれ行い、結果を比較した。被験者はフィードバック用ディスプレイ(図5(a))、フィードバック用スピーカ(図5(b))を介して、視覚的かつ聴覚的に演奏を確認できるものとした。以下、それぞれの演奏パラメータにおける検証方法の詳細について述べる。

テンポ調節では、テンポのみを意識して演奏を行う。対象とする目標値は40 bpmから320 bpmまでとし、刻み幅を40 bpmとした。被験者は、ディスプレイに表示されるタイミング情報を見ながらテンポ調節を行う。

表示されるタイミング情報を図8(a)に示す。実験開始後、図のInput barが一定の時間で左から右へと蓄積されていく。Input barが蓄積されていく時間は各テンポによって異なり、被験者はInput barがInputの場所に到達した時点で動作を行う。実験では、5試行分のテンポ調節を1セットとし、各テンポに対して5セットずつ行った。テンポ評価には、以下に示す評価式を用いた。

$$P_{error} = \frac{|A - B|}{A} \times 100 \quad (9)$$

ここで、 A はテンポの目標値、 B は実際に演奏したテンポ(動作間隔)であり、 P_{error} は各テンポに対する時間誤差の割合となる。

次に、ニュアンス調節ではニュアンスのみを意識して演奏を行う。対象とする音価の目標値は、0.1 sから5.0 sとし、演奏者が入力するパラメータ T_{keep} が、どの程度コントロール可能かを調査した。被験者は、ディスプレイに表示される動作の開始、持続、停止の合図を見ながらニュアンス調節を行う。

表示されるニュアンス調節の情報を図8(b)に示す。Input barが蓄積されていく速度は常に一定(40 bpm)とし、被験者はInput barがInputの場所に到達した時点で動作を開始し、Stopの場所に到達した時点で動作を停止する。実験では、5試行分の音価調節を1セットとし、各音

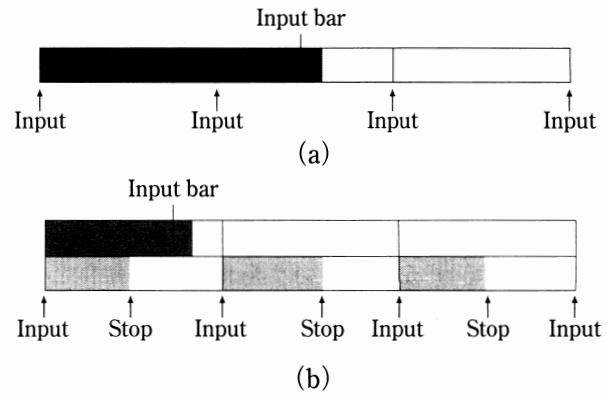


図8 視覚フィードバック：(a) 表示されるタイミング情報、(b) 表示されるニュアンス情報

Fig. 8 Visual feedback : (a) Timing information of tempo control, (b) Information of nuance control.

価に対して5セットずつ行った。ニュアンス評価には、以下に示す評価式を用いた。

$$P_{error} = \frac{|C - D|}{C} \times 100 \quad (10)$$

ここで、 C は音価の目標値、 D は実際に演奏した音価であり、 P_{error} は各音価に対する時間誤差の割合となる。

さらに、音量調節では音量のみを意識して演奏を行う。提案システムにおける音量調節の分解能は100であるため、ここでは、対象とする音量の目標値を便宜上 ppp (0-13), pp (14-25), p (26-37), mp (38-49), mf (50-61), f (62-73), ff (74-85), fff (86-99)と割り当てた。

また、MIDIキーボードの音量分解能は128であるため、 ppp (0-15), pp (16-31), p (32-47), mp (48-63), mf (64-79), f (80-95), ff (96-111), fff (112-127)とし、最大値127で正規化し、パーセント表示とした。被験者は、任意のテンポ、タイミングで演奏中に指示に従って音量を調節する。5試行分の音量調節を1セットとして、各音量に対し5セットずつ行った。音量評価は、実際に演奏した音量値と目標値を比較した。

4-2. 検証結果

テンポ調節とニュアンス調節の検証結果を図9、10に示す。いずれも、全被験者に対する P_{error} の平均値と標準偏差を示している。また、音量調節の検証結果を図11に示す。図11(a)はMIDIキーボードを使用した場合の検証結果を、図11(b)は提案システムを使用した場合の検証結果を示している。図の横軸は指示した音量を、縦軸は実際に演奏した音量 V を示している。プロット点は全被験者における実際に演奏した音量 V の平均値であり、図の陰影で囲まれた領域内に含まれていれば、精度よく音量調節が行えたことを示している。

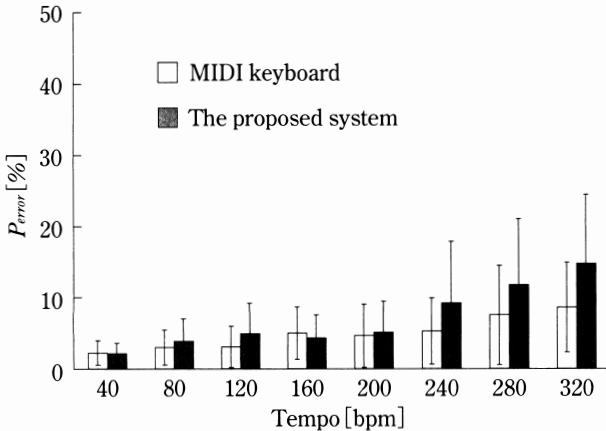


図9 テンポ調節検証結果

Fig. 9 Verification results of tempo control.

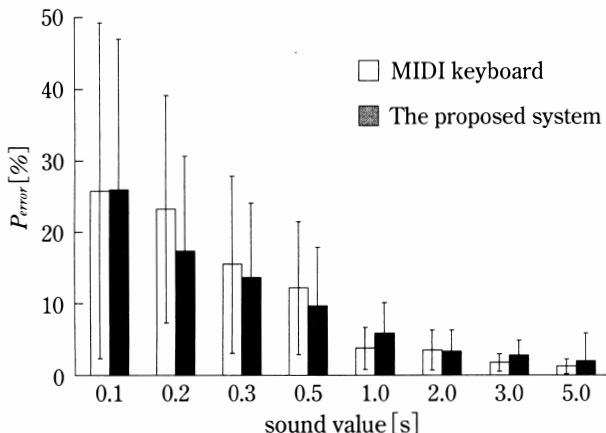


図10 ニュアンス調節検証結果

Fig. 10 Verification results of nuance control.

これらの結果から、テンポ、ニュアンスに関しては提案法を用いた場合とMIDIキーボードを用いた場合で大きな違いは見られない。しかしながら音量に関しては、提案法を用いた場合においてばらつきがかなり大きいことがわかる。そこで、それぞれについて対応のあるt検定を行った。その結果、ニュアンスに関しては有意確率 $P=0.39910$ (>0.05)となり有意差は認められなかった。テンポに関しては有意確率 $P=0.04555$ (<0.05)となり有意差が認められた。

これは240 bpm以上のテンポに関して、提案システムを利用した場合の P_{error} がMIDIキーボードを利用した場合の P_{error} に対して大きいためである。この原因として、テンポの目標値が操作者がコントロールできる筋収縮の間隔の短さの限界を超えている可能性や、筋電位信号を処理する上でのローパスフィルタによる時間遅れの影響が挙げられる。しかしながら相関係数は0.94227と高い値になつたことから、MIDIキーボードとほぼ同等の精度で表

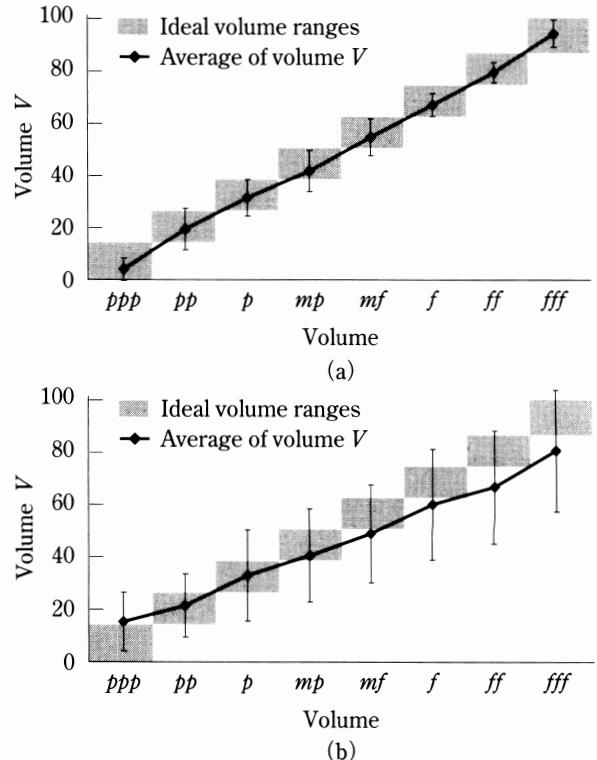


図11 音量調節検証結果 ((a): MIDIキーボード, (b): 提案システム)

Fig. 11 Verification results of volume control ((a): MIDI keyboard, (b): The proposed system).

現可能であるといえる。

また、音量に関しては有意確率 $P=0.46546$ (>0.05)となり有意差が認めらず、相関係数も0.99711と非常に高い値となった。しかしながら、ばらつきに対してt検定を行うと有意確率 $P=0.00029$ (<0.05)となり、有意差が得られた。これより、音量に関しては全体として結果の傾向は類似しているが、MIDIキーボードと比較して提案法の制御精度のばらつきが大きいといえる。

5. 考 察

3節で示した操作実験により、提案システムを用いることで頸椎損傷患者が楽曲演奏可能であることを確認した。また、筋活動発生のタイミング、筋活動の持続時間、筋活動レベル変化率の3つの特徴を利用することで、楽曲の表現をコントロールできることを確認した。なお、被験者Aは初めて筋電操作を行った頸椎損傷患者である。30分間程度の練習のみで演奏が行えたことから、多大な訓練を必要とせず使用可能であるといえる。また、4節で示した検証実験においては、テンポとニュアンスに関してはMIDIキーボードと近い傾向が表れたが、音量はばらつきが大きくなつた。この原因について図12を用いて考察

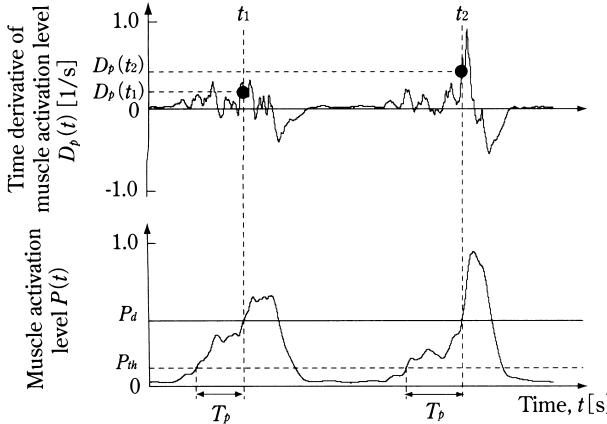


図12 提案法と改善法の比較

Fig. 12 Comparison of the proposed method and the revised method.

し、改善を試みる。

提案法では、筋電位信号に平滑化処理や微分処理を施することで、筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ を算出しているが、算出した波形は振幅の増減を繰り返しており、操作者が意図した滑らかな力の変化は取得できていない。これに対して音量制御には、筋活動レベル $P(t)$ が P_d を超えた時刻 t_1 の筋活動レベル変化率 $D_p(t_1)$ を用いており、時刻 t_1 の1点の値しか考慮されていない。そのため、筋活動レベル変化率 $D_p(t_1)$ が操作者の意図と反した値となる場合も生じるため、制御結果のばらつきが大きくなっていた。

そこで、筋活動発生を判断した1点の時刻ではなく、操作者が力を入れ始めてから筋活動発生と判断されるまでの時間を考慮することとした。まず、あらかじめ閾値 P_{th} ($P_d > P_{th}$) を設定し、筋活動時に $P_{th} < P(t) < P_d$ が成立した時間 T_p を求める。そして、次式により筋活動レベルの時間変化率 $\tilde{D}_p(T_{start})$ を算出し、音量調節を行う。

$$\tilde{D}_p(T_{start}) = \frac{T_{max} - T_p}{T_{max} - T_{min}} \quad (11)$$

ここで、 T_{max} 、 T_{min} はそれぞれ事前に計測した時間 T_p の最大値と最小値を示す。

この $\tilde{D}_p(T_{start})$ を用いて、被験者Cによる音量調節検証実験を行った。実験条件、検証方法は3-1、4-1と同様であり、 $P_{th}=0.1$ とした。結果を図13に示す。図より、前手法と比較してばらつきが大幅に減少していることが分かる。

また、MIDIキーボードの結果と対応のあるt検定を行ったところ、有意確率 $P=0.64469$ (>0.05)となり有意差は認められなかった。また、ばらつきに対しても同様にt検定を行ったが、こちらも $P=0.54453$ (>0.05)となり有意差は認められなかった。以上より、信号処理法を変えることで市販のMIDIキーボードとほぼ同等の音量調

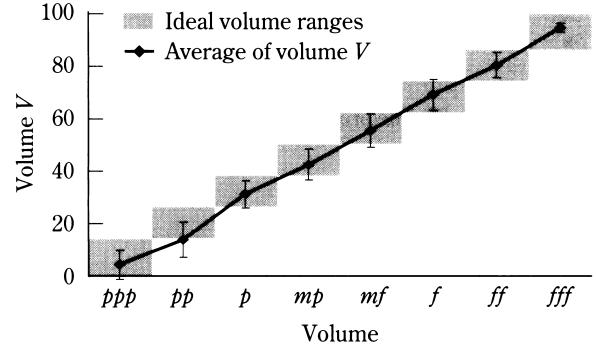


図13 改善法を用いた場合の音量調節検証結果

Fig. 13 Verification results of volume control with the revised value.

節が可能であることが確認できた。

6. まとめ

本論文では、複雑な身体運動を必要としない筋電位操作型ミュージック・インターフェースを提案し、試作した演奏システムによる操作実験、市販の楽器との操作性比較実験を行った。今後は、複数の操作者による合奏が可能なシステムや、提案システムを利用したりハビリテーションシステムの構築を検討していく予定である。

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—頸口腔機能を用いた電子楽器演奏システムの開発—, 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) G. Dubost and A. Tanaka : A Wireless, Network-based Biosensor Interface for Music, Proceedings of International

- Computer Music Conference, Gothenburg, 2002.
- 7) 長嶋洋一：新・筋電センサ“MiniBioMuse-III”とその情報処理, 情報処理学会研究報告〔音楽情報科学〕, 2001(82), 1-8, 2001.
- 8) 長嶋洋一：音楽インターフェースとしてのScanned Synthesis, 情報処理学会研究報告〔音楽情報科学〕, 2004(41), 21-26, 2004.
- 9) 赤沢堅造, 滝沢文則, 林義昭, 藤井克彦：ヒトの運動制御機構を模擬した義手の制御方式および筋電位処理方式の開発, バイオメカニズム学会, 9, 43-53, 1988.
- 10) 平岩明, 内田典佳, 下原勝憲, 曽根原登：筋電操作ハンドの制御のための皮膚表面筋電信号のニューラルネットによる認識, 計測自動制御学会論文集, 30(2), 216-224, 1994.
- 11) 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.
- 12) 辻敏夫, 重吉宏樹, 福田修, 金子真：EMG信号に基づく前腕動力義手のバイオミメティック制御, 日本機械学会論文集C編, 66(648), 294-301, 2000.
- 13) 福田修, 藤田真治, 辻敏夫：EMG信号を利用した代用発声システム, 電子情報通信学会論文誌, J88-D-II(1), 105-112, 2005.
- 14) 福田修, 辻村好司, 辻敏夫, 大塚彰：EMG信号を利用した食事支援マニピュレータの制御, 医科器械学, 74(5), 229-237, 2004.
- 15) I. Moon, M. Lee, J. Cyu, M. Mun : Wearable EMG-based HCI for Electric-Powered Wheelchair Users with Motor Disabilities, Proc. of the 2005 IEEE/RSJ Int. Conf. on Robotics and Automation, 2649-2654, 2005.
- 16) Rumelhart D. E., McClelland J. L. and Williams R. J. : Learning Internal Representations by Error propagation, Mit Press Computational Models Of Cognition And Perception Series : Parallel distributed processing, 1, 318-362, 1986.
- 17) 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.
- 18) 社団法人 音楽電子事業協会：MIDI1.0規格書, 株式会社リットーミュージック, 東京, 1998.