

《第9回》筋電位を用いた人間支援機器とその可能性 ～音楽演奏への挑戦～

福田 修*・島 圭介**・辻 敏夫**

* 独立行政法人 産業技術総合研究所 生産計測技術研究センター 佐賀県鳥栖市宿町 807-1

** 広島大学 大学院工学研究院 広島県東広島市鏡山 1-4-1

* National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, Measurement Solution Research Center, Syukumachi 807-1, Tosu, Saga, Japan

** Faculty of Engineering, Hiroshima University, Kagamiyama 1-4-1, Higashihiroshima, Hiroshima, Japan

* E-mail: fukuda.o@aist.go.jp

キーワード: EMG (electromyogram), インタフェース (interface), 人間支援機器 (assistive device), ユニバーサルデザイン (universal design), サイバネティクス (cybernetics).

JL 0010/11/5010-0895 ©2011 SICE

1. はじめに

人間の運動は、筋が収縮し張力を発生することによって生じる。この際に計測できる微小な電位変化が筋電位信号である。筋電位信号には、筋活動の量、バランス、タイミング、あるいは筋疲労の状態などの情報が豊富に含まれており、それらの情報をうまく抽出することができれば、医療、福祉、スポーツなどさまざまな分野での有益な利用が考えられる。本稿では、この筋電位信号を利用した人間支援機器とその可能性について概説する。

図1は、筋収縮のメカニズムを説明する模式図である。人間が運動する際、まずはじめに大脳皮質の運動野が興奮し、この興奮が微弱な電気信号として脳から脊髄を下って α 運動ニューロンに伝えられる。 α 運動ニューロンからは神経軸索が伸びており、その終末は骨格筋線維にシナプスを介して接続している。そして、活動電位のインパルスが筋線維に到達すると筋収縮が起こる。この筋収縮を誘発するインパルスは計測したものが筋電位信号である^{1),2)}。

筋電位信号のおもな計測方法には、針筋電図法と表面筋電図法がある。針筋電図法は、文字通り針を筋繊維に刺してそこに伝達される信号を計測するものである。局所範囲や深部における筋繊維の発火活動などを観察する場合には、この方法が適している。しかしながら、被験者への負担をとまなうというデメリットもある。一方、表面筋電図法は、非侵襲的に筋の活動を捉えることができる計測方法である。この方法は、電極周辺の表層筋の活動をマクロに観察するのに適しており、運動解析などではよく利用される。

一般的に筋電位信号は、脳波などに比べると比較的、簡単な増幅やフィルタリングでS/N比の高い信号が得られることから、工学系の研究者にとっても扱いやすい生体信号の一つと考えられる。特に表面筋電図法の場合は、ジェルなどの塗付や表皮の前処理をしなくてもある程度の信号が得られるので、手軽に実験をスタートできる。最近では、デバイスの小型化やモバイル化が進んでおり、従来に比べると安価で手に入る計測システムも多数開発されている³⁾。

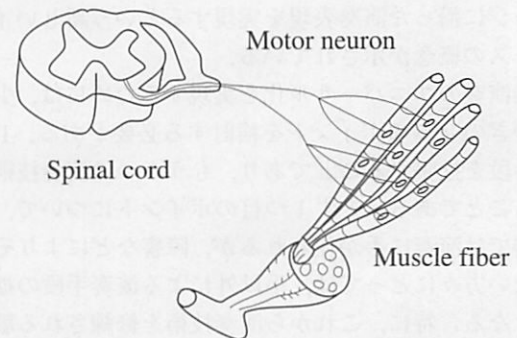


図1 筋電位信号とは

人の運動指令は大脳から脊髄の α 運動ニューロンを経て個々の筋線維へと伝達され、その結果、筋細胞が放電する。この筋放電を計測したものが筋電位信号である。

これまでに著者らの研究グループでは、サイバネティック・インタフェースと称する生体信号を利用したインタフェースを開発してきた⁴⁾。この名称は、数学者のノバート・ウィナーが1948年に発表した「サイバネティクス、動物と機械における制御と通信」の概念⁵⁾に由来している。ウィナーは、数学者、生理学者、工学者たちとの共同研究を通して、人間と機械とが制御と通信に関して共通の原理を有することを見出し、この著書の中で両システムを統合して論じた。この概念は、われわれが実現しようとするシステムと一致している。

本解説では、筋電位を利用した新しい人間支援システムの一例として、サイバネティック・インタフェースを音楽演奏へ応用した事例^{6)~8)}について紹介する。筋電位信号の工学的な応用としては、筋電義手やパワーアシストシステムがよく知られているが、音楽演奏へ応用する研究については、ほとんど報告がないようである。しかしながら、筋電位信号やその計測デバイスは、どんどん身近な技術になりつつあり、いつでも、どこでも、誰もが利用できる状況が訪れる日もそう遠くないであろう。だとすれば、いわゆる趣味やアミューズメントの分野でもさまざまなアイデアや研究が生まれてくるべきではないだろうか。本解説で

は、真に人間の生活や活動を豊かにする新しい筋電位利用技術やその可能性について考えてみたい。

2. 音楽演奏のユニバーサルデザイン

読者の中にピアノやギターなどの楽器を演奏できる方はどれくらいおられるだろうか？ そもそも楽器を演奏するというのは万人にとって馴染み深いものではなく、それを可能にすることは音楽演奏をユニバーサル化することにはかならない。図2は、われわれが提案するミュージック・インタフェースのイメージを描いたイラストである。この図では、操作者に切断や脊椎損傷などの障害があったり、音楽演奏の知識や技術がなかったりした場合でも、システムが演奏者の能力に歩み寄って演奏意図を理解し、演奏者のイメージに沿った演奏表現を実現するという新しいインタフェースの概念が示されている。

音楽演奏のユニバーサル化を実現するためには、少なくともつぎの2つのポイントを検討する必要がある。1つは演奏手段を拡張することであり、もう1つは演奏技術を補助することである。まず1つ目のポイントについて、多くの楽器では演奏に手が使われるが、障害などによりそれができない方々にとっては、手以外による演奏手段の拡張が必須となる。特に、これから演奏技術を修練される場合には、演奏手段の選択肢を増やすことが有益である。

これまでにも、楽器演奏のためのさまざまなインタフェースが考案されている。たとえば、新川⁹⁾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肢体不自由者用の演奏システムを提案している。Sawadaら^{10), 11)}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て演奏制御を行うシステムを提案している。われわれの研究グループで開発したシステムでは、筋電位信号などを利用したサイバネティック・インタフェースにより演奏手段の拡張を図った⁶⁾。なお本解説では、筋電位信号を使用することを前提としているが、入力はそれに限ったものではなく、その他のさまざまな生体信号の利用も考

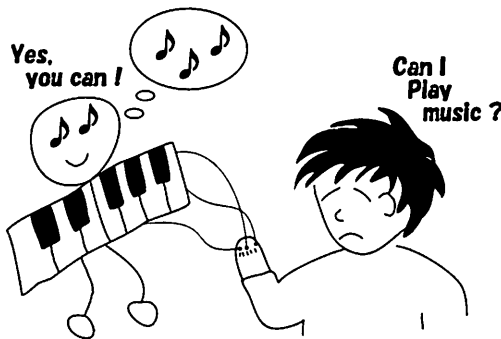


図2 提案するミュージック・インタフェースのイメージたと障害があったり、演奏技術に乏しくても、システムが演奏者に歩み寄り、演奏の意図を理解することで、誰もが音楽演奏を楽しむことができるシステムを目指している。

えられる¹²⁾。

2つ目のポイントに関しては、音楽演奏の知識や技術がない方々にも演奏を楽しんでいただけるように演奏補助機能を検討する必要がある。楽器を自由自在に演奏するためには、ある程度の修練が必要であり、誰もがはじめからその技術を有しているわけではない。それゆえ、誰もが音楽演奏を手軽に体験できるようさまざまな演奏アシスト機能がこれまでに考案されてきた。これらには、古くは電子楽器の自動伴奏機能があり、最近では簡単なインタフェース操作で本格的な疑似演奏を体験できるビデオゲームなどがある。われわれのシステムでも、これらのアシスト機能を踏襲し、修練を必要とする演奏技術については自動化し、大まかな演奏指示のみを操作者が制御するものとした⁶⁾。

3. バイオミュージック・インタフェース

開発したミュージック・インタフェースの構成を図3に示す⁶⁾。システムは、特徴抽出部と演奏制御部とからなり、前者が演奏手段の拡張について、後者が演奏技術の補助についての役割を果たす。特徴抽出部では、計測した筋電位信号から操作者の意図する演奏情報を抽出する。そして、演奏制御部ではその意図にしたがって楽曲の演奏を行う。ただし、修練を必要とする音の高さや長さなどの詳細な演奏情報については、あらかじめシステムに与えられているものとする^{7), 8)}。以下、システムの詳細について説明する。

3.1 特徴抽出部

まず、 L 対の電極を用いて計測した筋電位信号をA/D変換（サンプリング周波数： f_s [Hz]）し、全波整流後、2次のローパスバターフースフィルタ（カットオフ周波数： f_c [Hz]）にて平滑化する。この平滑化信号は筋電位信号の振幅情報を示しており、最大随意筋収縮時の値で正規化することで電極下の筋活動の度合いを知ることができる。本システムでは、全チャンネルに対するこの信号の平均値を計算し、時刻 t での値を筋活動レベル $P(t)$ として定義する。また、全チャンネルの和が1となるように正規化した L 次元ベ

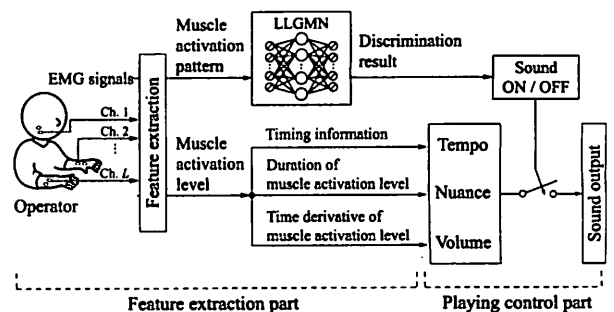


図3 提案するミュージック・インタフェースの構成システムは大きく分けて特徴抽出部と演奏制御部とからなる。特徴抽出部では筋電位信号から操作者の意図する演奏情報を抽出し、演奏制御部ではその意図にしたがった楽曲の演奏を行う（人間工学⁶⁾より）。

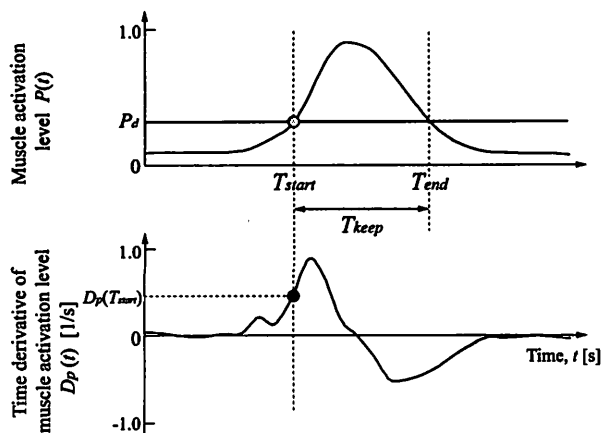


図4 筋活動パラメータの抽出

筋活動レベル $P(t)$ から、筋活動発生のタイミング T_{start} 、筋活動の持続時間 T_{keep} 、筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ の3つのパラメータを抽出し、音楽演奏に利用する(人工工学⁹⁾より)。

クトルを筋活動パターン $\mathbf{x}(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_L(t)]^T$ と定義する。

筋活動レベル $P(t)$ からは、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 T_{start} 、筋活動の持続時間 T_{keep} 、筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ を計算する。操作者は力を入れるタイミングや大きさ、持続時間などを調節してこれらのパラメータを制御することで、演奏をコントロールすることが可能になる。図4は、操作を1回行ったときの筋活動レベル $P(t)$ の時系列変化、およびその微分波形を示している。筋活動レベル $P(t)$ のグラフ中の横方向の実線は、筋活動の有無を判断するための閾値 P_d を表わしている。まず、筋活動発生のタイミング T_{start} は、筋活動レベル $P(t)$ が閾値 P_d を超えた時刻とする。それから閾値 P_d を下回る T_{end} までの時間が持続時間 T_{keep} である。筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ は、筋活動発生のタイミング T_{start} における筋活動レベル $P(t)$ の変化率を示す。ただし、この値は事前に最大値を計測し、正規化するものとする。

筋活動パターン $\mathbf{x}(t)$ は、電極を装着した L チャンネルにおける筋活動の割合を示している。本システムでは、ニューラルネットを使ってこのパターンをチェックすることで、発生した筋活動が操作者の意思によるものか、それとも偶然発生したノイズなのかを見極めることができる。また将来的には、操作者が筋活動パターン $\mathbf{x}(t)$ を変化させることで複数のコマンドをシステムに入力できることを利用して、演奏表現の幅の拡大につなげられればと考えている。

ニューラルネットには、著者らが開発した Log-Linearized Gaussian Mixture Network (以下、LLGMN と略記)¹³⁾ を用いる。このネットワークは、セミパラメトリックな統計モデルの1つである混合正規分布モデル (Gaussian Mixture Model) をその構造に内包しており、従来の一般的な誤差

逆伝搬型ニューラルネット¹⁴⁾と比較して高精度で安定したモデリング能力を有している。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推定が可能となる。操作を開始する前には、あらかじめいくつかの筋活動パターンを LLGMN に学習させておく。学習後の LLGMN は、操作者が入力した筋活動パターン $\mathbf{x}(t)$ が学習した筋活動パターンのうちどれに属するかを事後確率として出力する。なお、ニューラルネットによる識別は、筋活動レベル $P(t)$ が閾値 P_d を超えているときにのみ実施するものとする。

以上、特徴抽出部では、筋活動発生のタイミング T_{start} 、筋活動の持続時間 T_{keep} 、筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ 、および LLGMN の識別結果を出力し、演奏制御部に伝達する。

3.2 演奏制御部

演奏制御部では、特徴抽出部からの出力に基づいて楽曲演奏を制御する。ただし、修練を必要とする音の高さや長さなどの詳細な演奏情報は、あらかじめ設定されているものとし、あらかじめ設定されていない要素であるテンポ、音量、ニュアンスと各拍の演奏開始を筋電位信号により制御する。これにより、演奏技術の修練に係る操作者の負担は軽減され、熟練度や障害の度合いによらない自由な楽曲演奏が可能となる。

楽曲演奏は、MIDI 音源¹⁵⁾を利用して発音される。演奏パートは、メロディ、和音、ベース、リズムの4つからなり、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。残りの演奏パートは、操作者の演奏に合わせて自動演奏される。本システムでは、パートごとに違う種類の楽器を設定することが可能であり、さまざまな楽器の音色を組み合わせる演奏を楽しむことができる。

前節で説明したとおり、操作者はあらかじめ演奏に用いる動作(以下、演奏動作と呼ぶ)の筋活動パターン $\mathbf{x}(t)$ を LLGMN に学習させる。そして、特徴抽出部で得られた識別結果がこのパターン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、姿勢の変更や突発的な演奏以外の動作などにより意図しない筋電位信号を発生した場合にも、音を誤って出力することを防止している。

図5は、簡単な演奏制御の様子を示している。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、楽曲演奏の ON/OFF、拍、楽譜を示しており、今回は2チャンネルの筋電位信号を用いて3動作をシステムに学習させてある。また、演奏動作として設定しているのは、Motion 1で、筋活動レベル $P(t)$ のグラフにある横方向の破線は閾値 P_d を表わしている。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、筋活動が発生したと判断されている区間である。グラフを見ると、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), (D) ではそれぞれ片方のチャンネルのみが大きな振幅の筋電位信号が発生していることがわかる。LLGMN は、このようにいくつかの筋活動パターンを学習していることから、演奏操作時に発生した筋活動が操作者の意思によるものか、否かを見極めることができる。楽曲演奏の ON/OFF は識別結果に応じて実施されており、区間 (A), (B) では ON として 1 拍分を演奏している。一方、区間 (C), (D) は、その他の動作として識別されており、楽曲の演奏は OFF のままである。このように動作の識別結果によって演奏の ON/OFF を制御することで、誤演奏を防止することができる。

楽曲演奏時にどのようなテンポ、ニュアンス、音量で演奏するかは、特徴抽出部で計算した筋活動発生のタイミング T_{start} 、筋活動の持続時間 T_{keep} 、筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ に基づいて決められる。まず、テンポは筋活動発生のタイミング T_{start} によって制御される。すなわち、1 拍前の筋活動発生時刻と現在の筋活動発生時刻との時間間隔に基づいて計算され、時間間隔が長ければゆっくりしたテンポで、短ければ早いテンポが設定される。つぎに、ニュアンスの制御には筋活動の持続時間 T_{keep} が利用され、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発音す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 分音符の場合は 0-240 の間で、4 分音符の場合は 0-480 の間で連続的にコントロールできる。これにより、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モのような演奏も可能である。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。さらに、音量の制御には筋活動発生時刻における筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ を利用する。操作者が筋電位信

号を急に発生した場合には大きな音が、緩やかに発生した場合には小さな音が発音される。

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 T_{keep} 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 $D_p(t)$ を音量に割り当て、3 つのパラメータを独立して制御することができる。これらにより、音楽初心者であっても指揮者のような感覚で音楽表現が可能となる。

4. 操作例

以下では、開発したシステムを用いた楽曲演奏の操作例を紹介する。図 6 は、頸椎損傷患者による操作風景を示している。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、信号を増幅後、A/D 変換 (Interface 社 PCI-3155, 16 bit) にてコンピュータ (Intel Pentium 4 Processor, クロック周波数: 3.2 GHz, メモリ: 1.0 GB) に取り込んでいる。コンピュータでは、操作者の意図に基づいたテンポ、ニュアンス、音量の制御信号が生成される。そして、この情報が MIDI 情報に変換されて MIDI 音源 (YAMAHA MU2000) に送られ、楽曲の演奏が実現される。

操作者は頸椎損傷患者 (51 歳 男性) で、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。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ている。システムのパラメータは、事前に実施した予備操作により、試行錯誤的に決定している。動作発生を判断する閾値 P_d は 0.20、電極数は $L = 2$ 、サンプリング周波数は $f_s = 1000\text{Hz}$ 、カットオフ周波数は $f_c = 5\text{Hz}$ としている。電極装着位置は図 7 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

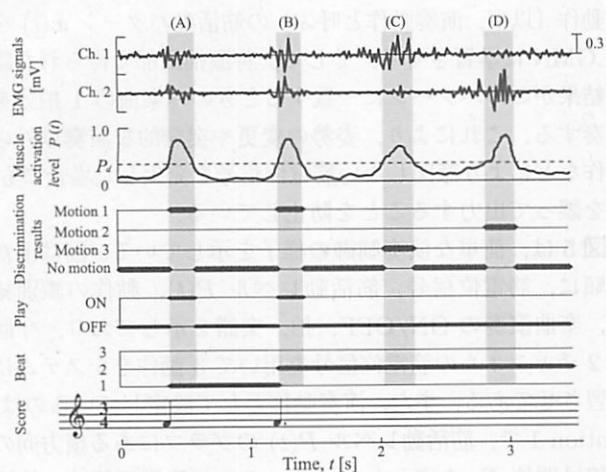


図 5 演奏制御の一例

操作者は、筋電位信号を利用して 1 拍ごとの演奏の ON/OFF や、そのテンポ、音量、ニュアンスを制御する。システムは設定した筋活動パターンのみを受け付け、設定外の筋活動パターンによる誤動作を防止している (人間工学⁶⁾ より)。

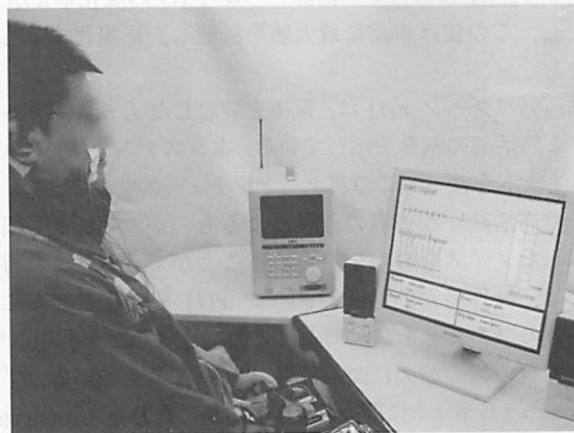


図 6 音楽演奏の様子

頸椎損傷患者 (51 歳 男性) による操作の様子。テンポ、ニュアンス、音量などは、演奏中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 (人間工学⁶⁾ より)。

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 に学習させている (図 8). 演奏動作は, 両側筋収縮として設定している.

操作時の信号処理の一例を図 9 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, 楽曲演奏の ON/OFF, 楽譜を表わしている. 縦方向の点線は動作ごとの筋活動発生タイミング T_{start} を表わしており, 対応する時刻の筋活動レベル変化率 $D_p(t)$ を波形上に黒丸で示している. 音量制御には, この値を用いている. また, 1, 2, 3 は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, 操作者には 1 拍ごとにテンポ, 音量, ニュアンスを好きなように変化させて演奏を行うように指示している.

この図では, 演奏動作として設定した両側筋収縮を行った区間で楽曲の演奏が ON となっており, 動作識別結果を利用した演奏制御が実現されていることが確認できる. また, 縦方向の点線の間隔の変化にしたがって各拍の長さが変化しており, テンポを制御できていることもわかる. 楽曲の演奏状態に着目すると, 筋活動レベルが閾値を超えている長さ (陰影区間) と楽曲演奏が ON の時間が対応して



(I) Depressor anguli oris (right)
(II) Depressor anguli oris (left)

図 7 電極装着位置

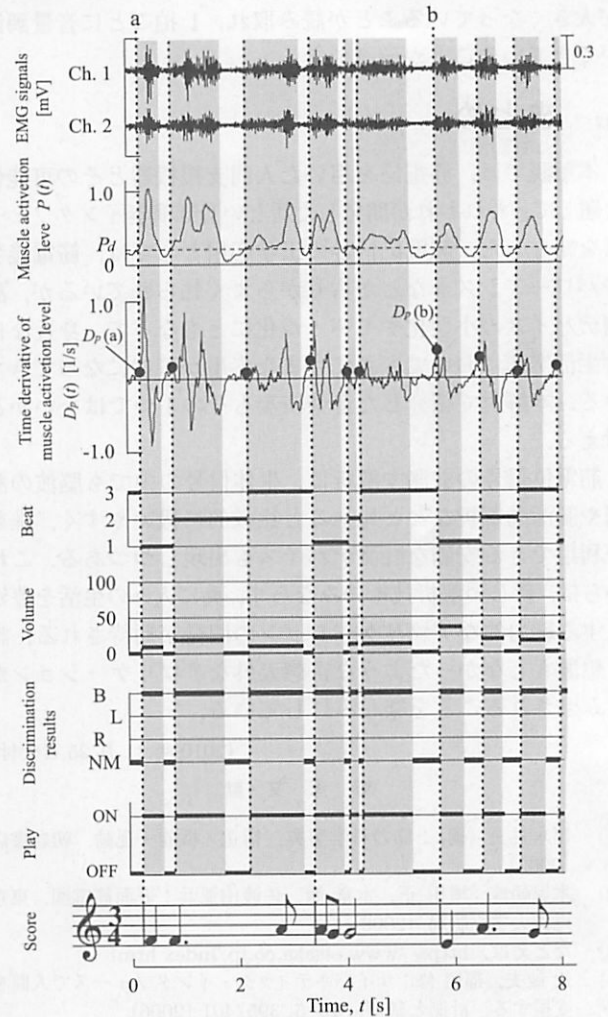
頸椎損傷患者は, 肩から下の部位を随意的に動かすことが難しいため, 顔の筋電位信号を利用して操作を行っている. 表面電極を (I) 右口角下制筋, (I I) 左口角下制筋に貼付している (人間工学⁶より).



図 8 演奏に用いた動作

左から, 無動作, 右口角下制筋を収縮させる動作, 左右口角下制筋を収縮させる動作, 左口角下制筋を収縮させる動作の様子を示している. 無動作を除く 3 動作をあらかじめニューラルネットに学習させる.

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実現されていることも確認できる. さらに, 筋活動レベ



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

図 9 操作実験の例

上から順に, 筋電位信号, 筋活動レベル, 筋活動レベル変化率, 拍, 音量, 動作の識別結果, 演奏の ON/OFF, 楽譜を表している. 操作者がテンポ, 音量, ニュアンスを巧みに変化させながら音楽演奏を実現していることがわかる (人間工学⁶より).

ル変化率 $D_p(T_{start})$ の値 (波形上の黒丸) と音量の関係に着目すると、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読み取れ、1 拍ごとに音量調節ができてることが確認できる。

5. まとめ

本解説では、筋電位を用いた人間支援機器とその可能性と題して、われわれが開発した新しい音楽演奏インタフェースを紹介した。筋電位信号の工学応用としては、筋電義手やパワーアシストなどが古くからよく知られているが、計測デバイスの小型化やモバイル化にともなって、身近な日常生活空間においてもさまざまな応用が可能になってきている。本解説で紹介した音楽演奏もその 1 つではないかと考える。

筋電位信号の計測や解析は、生体信号の中でも脳波の計測や脳活動解析などと比べると比較的扱いやすく、誰もが利用できる安価な計測デバイスも出現しつつある。これからは、新しい解析技術のみならず、真に人々の生活を豊かにする魅力的なアプリケーションの開発が期待される。誰も想像もしなかったような奇想天外なアプリケーションが生み出されることを楽しみにしている。

(2010 年 11 月 25 日受付)

参考文献

- 1) 福永哲夫 (編) : 筋の科学事典—構造・機能・運動, 朝倉書店 (2002)
- 2) 木塚朝博, 増田 正, 木竜 徹, 佐渡山亜兵 : 表面筋電図, 東京電機大学出版局 (2006)
- 3) たとえば, <http://www.oisaka.co.jp/index.html>
- 4) 辻 敏夫, 福田 修 : サイバネティック・インタフェースで人間を支援する, 計測と制御, **45-5**, 395/401 (2006)
- 5) N. Wiener: CYBERNETICS or Control and Communication in the Animal and the Machine, MIT Press (1948)
- 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) 武田泰治, 杉山利明, 重藤元暢, 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—楽曲入力支援システムの開発—, 第 39 回日本人間工学会中国・四国支部大会講演論文, 22/23 (2006)
- 8) 島 圭介, 武田泰治, 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—楽曲入力支援システムの開発—, 人間工学, **47-2**, 51/60 (2011)
- 9) 新川拓也 : 肢体不自由者のための楽器を作る—顎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)
- 10) H. Sawada and 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)
- 11) 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-I-5**, 795/803 (1998)

- 12) 川本敬之, 芝軒太郎, 島 圭介, 辻 敏夫, 福田 修 : 加速度信号を用いたバイオミュージックシステム, 第 19 回計測自動制御学会中国支部学術講演会論文集, 152/153 (2010)
- 13) 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)
- 14) D.E. Rumelhart, J.L. McClelland 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)
- 15) 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 (1998)

[著者紹介]

福田 修 君 (正会員)



2000 年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。1997~99 年の期間、日本学術振興会特別研究員 (DC1)。00 年通商産業省工業技術院機械技術研究所入所、01 年独立行政法人産業技術総合研究所へ転任。04 年広島大学大学院工学研究科客員助教授、(株) グローバルヘルス取締役・顧問現在に至る。博士 (工学)。ニューラルネット、ヒューマンインタフェース、電動動力義手などの研究に従事。電子情報通信学会などの会員。

島 圭介 君 (正会員)



2005 年広島大学工学部第二類卒業。07 年同大学大学院工学研究科博士課程前期修了。09 年同博士課程後期修了。07~08 年の期間、日本学術振興会特別研究員 (DC1)。現在、同特別研究員 (PD)。博士 (工学)。日本医療機器学会論文賞 (2008), Honorable Mention awarded for the student paper presented at 2008 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics などを受賞。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、電子情報通信学会などの会員。

辻 敏夫 君 (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 年同助教を経て、2002 年より同大学大学院工学研究科教授、現在に至る。工学博士。主として、人間とロボットの運動制御、生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマン・マシン・システムなどに関する研究に従事。本会学術奨励賞 (1986), 論文賞 (2002, 2008), バイオメカニズム学会論文賞 (1990), 日本義肢装具学会論文賞 (2000), 日本医科器械学会論文賞 (2003, 5, 6, 9), IEEE 2003 King-Sun Fu Memorial Best Transactions Paper Award (2004), 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門学術業績賞 (2004) などを受賞。