

筋電センサの認識に関する新しいアプローチ

New approach for EMG sensors

長嶋 洋一

デザイン学部メディア造形学科

Yoichi NAGASHIMA

Department of Art and Science, Faculty of Design

これまで3世代の筋電センサ楽器を開発してきたが、新しい第4世代の筋電センサ楽器の研究開発に向けて、新しい筋電情報センシング手法とともに、手首から前腕の付近で計測検出できる音楽表現のためのポーズ・ジェスチャーについて検討した。

This is a report EMG musical instruments for Media Arts. I have developed three generations of EMG instruments, and the new target (4th generation) is the effective instruments for musical gesture/nuance.

1. はじめに

筆者はこれまで、ライブ・コンピュータ音楽の領域において、マイクロエレクトロニクス技術やセンサ技術などを活用して、伝統楽器を改造したり新しいセンサデバイスや生体計測信号を活用した「新楽器」を多数、製作してきた[1-7]。特に筋電情報を活用した「筋電楽器」については、世界的に有名な"BioMuse"の開発者であるAtau Tanaka氏とも交流し、オリジナルの筋電楽器「MiniBioMuseシリーズ」を3世代にわたって開発し、世界各地での公演において活用してきた[4]。このようにオリジナルセンサを用いた実験的なシステムをリアルタイムパフォーマンスの現場に応用することで、開発の過程や作品・公演の中から新たな研究テーマや課題が出てくることも多い。本研究では新たなステップの目標として「音楽的ニュアンスの認識」を設定し、より高度な音楽的表現(ジェスチャー)を検出するシステムの開発を目指した。本稿では、新たな技術による第4世代のセンシング・ハードウェアの開発・実験について紹介し、ジェスチャーの特性を分類して表現の可能性を拡大させるセンシング(認識)手法について検討する。

2. MiniBioMusi-III(第3世代)までの筋電楽器の研究

2.1 腕の筋電情報のセンシング

人間の随意運動のセンシング対象としては、歴史的に「手/腕」が重視されており、文献においても「腕の筋電情報」を取り上げたものが多い[8-21]。筋電センサを活用したコンピュータ音楽やインターフェースに関するテーマでは、IRCAM/CCRMAのAtau Tanaka氏による"BioMuse"を利用したヒューマンインターフェースの研究と音楽パフォーマンス活動(sensorband)が国際的によく知られている[18-19]。ここでは、両腕の異なる2箇所ずつ(前腕と上腕)に筋電センサ電極を取り付け、伝統的な楽器と変わらない修練と習熟により、身体表現としての演奏情報をリアルタイム音響合成パラメータに適用した演

奏を行ってきた。この"BioMuse"は市販の製品であるが、センサの銀-塩化銀電極を導電ジェルによって取り付ける手間、その電極の寿命と交換の手間、システムとしての大きさと重さ、そして何より高価である(約3万ドル)ことなど、活用しているAtau Tanaka氏自身も、いくつかの課題を指摘するものだった。これはもともと音楽用途というよりも、身体障害者のための意志伝達手段や、脳波・眼球筋肉運動などの検出にも利用できる汎用生体センサであるため、医用機器としての信頼性やコスト要求からして当然であるとも言える。

筆者は研究協力者としてアナログ電子計測の専門家の照岡正樹氏らと交流し、各種の高精度センサ、生体センサ等を研究開発してきた。「小型軽量可搬・バッテリー駆動・リアルタイムに筋電情報をMIDI化・シンプルで安価」な筋電センサを目標として掲げ、敢えて"MiniBioMuse"と名付けた実験・開発を進めた。通常の物理量センサに比べて、生体センサには個人差・高感度・ノイズ抑止・使用感などの課題が加わる。「個人差」とは、同じ生理指標でも個人ごとのばらつきが大きく、筋電で言えば、非力な(体育会系でない)人の中にはまったく筋電パルスが検出できない人もいる、という状況である。「高感度」とは人間は電気鰻ではないので、電気信号として得られる情報は全て微弱であり、高倍率増幅は必至である。「ノイズ抑止」は技術的にはもっとも重要で、生体から発生する他の信号、周囲環境から混入するノイズ信号とともに、ハム(商用交流電源の高調波ノイズ成分)の除去が切実な課題となる。「使用感」とは、ベッドに固定されているわけではなく音楽演奏という身体表現に利用することを目的とするので、自然な動作を制限するような形態でセンサを取り付けることができない、という実装上の課題である。

2.2 筋電センシング・フロントエンド回路と筋電センシング電極

これまで3世代にわたって開発してきた筋電楽器の筋電センシングのフロントエンド回路において、特に第2世

代から第3世代では、高入力インピーダンスの差動増幅回路を実現するために、デュアルFETによる定番回路を採用してきた。また両腕の筋電センシング電極には、第1-2世代では、パソコンのメモリ増設時に静電気破壊を避けるために利用するリストバンドを改造した簡易電極を使用した。第3世代では本格的な電極バンドを製作した。ベースとして介護用の伸縮ベルト(マジックテープで固定)を使用し、ここに洋裁用の金属ボタンをカシメて、その上に純銀円板をハンダ付けした。ボタンを単に嵌め合わせとせず、接触抵抗と接触不良があるために電線を直接にハンダ付けした。ベルトには2電極のペアが合計9列並び、中央の1列をノイズ抑止のための差動回路の基準電位として、両腕で計16チャンネルを検出した。

2.3 "MiniBioMuse-III"の応用・公演

第3世代の筋電楽器"MiniBioMuse-III"を、新作の作曲・改訂とともに実際に公演に使用した記録をまとめると以下のようになる[22]。

- ・コンピュータ音楽作品"BioCosmicStorm-II"、作曲2001年、2001年9月19日『Workshop in CCMIX』(スタジオCCMIX(パリ)、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"BioCosmicStorm-II"、作曲2001年、2001年9月25日『Ensembleconcert of "Human Supervision and Control in Engineering and Music"』(Kasseler Sparkasse Wolfsschlucht Kassel, Germany、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"BioCosmicStorm-II"、作曲2001年、2001年9月26日『Ensembleconcert of "Human Supervision and Control in Engineering and Music"』(Altonaer Museum Hamburg, Germany、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"Quebec Power"、作曲2003年、2003年5月24日『NIME03』(カナダMcGill 大学Pollackホール、パフォーマンス：長嶋洋一、コラボレータ：小川裕己・鈴木力哉)
- ・コンピュータ音楽作品"Wriddle Screamer"、作曲2004年、2004年6月6日『MAF2004公開 レクチャーコンサート』(SUAC、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"BioCosmicStorm-III"、作曲2004年、2004年8月30日『STEIM 公開 レクチャーコンサート』(STEIM、アムステルダム、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"Coin's Journey-2"、作曲2004年、2004年9月17日『La Kitchen 公開 レクチャーコンサート』(La Temple、パリ、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"BioCosmicStorm-III"、作曲2004年、2004年9月17日『La Kitchen 公開 レクチャーコンサート』(La Temple、パリ、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"Wriddle Screamer II"、作曲2005年、2005年5月27日『NIME05』(カナダ University of British Columbia、パフォーマンス：

長嶋洋一)

- ・コンピュータ音楽作品"BioCosmicStorm-III"、作曲2007年、2007年3月26日『互動藝術展演 コンサート』(国立台湾師範大学ホール、台湾、パフォーマンス：長嶋洋一)
- ・コンピュータ音楽作品"Resonated Vibrations"、作曲2008年、2008年12月20日『メディアアートフェスティバル2008』(静岡文化芸術大学、パフォーマンス：長嶋洋一)

3. 第4世代の筋電楽器の開発に向けて

上述のように、第3世代の筋電楽器"MiniBioMuse-III"は、世界各地まで持ち歩いて劣悪なステージ環境にも耐えて活躍したために、その後の新しい開発・改良はしばらくストップした。これは、Atau Tanaka氏の演奏でもそうであったように、人間の演奏者は楽器に熟達することで、初めて装着した人には想像できないほど色々なニュアンスを表現できるようになって(慣れて)しまうためである。その一方で、初めて筋電楽器を体験する人にとっても色々なニュアンスを表現できるようにしてみたい、従来よりも多種のボディランゲージ(ジェスチャー)をセンシング(認識)してみたい、という目標が登場した。そこで今回、第4世代となる新しい筋電楽器の開発に挑戦することになった。

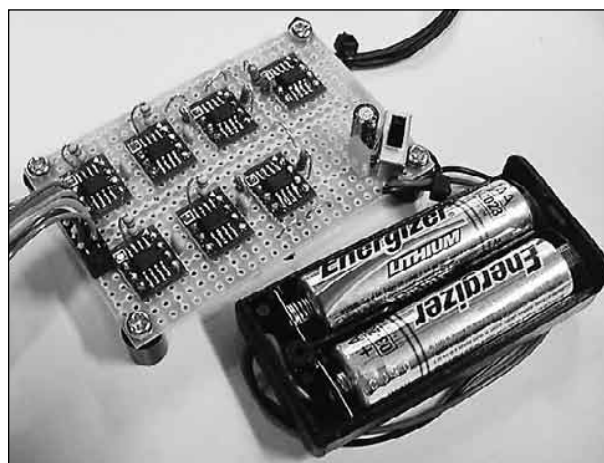
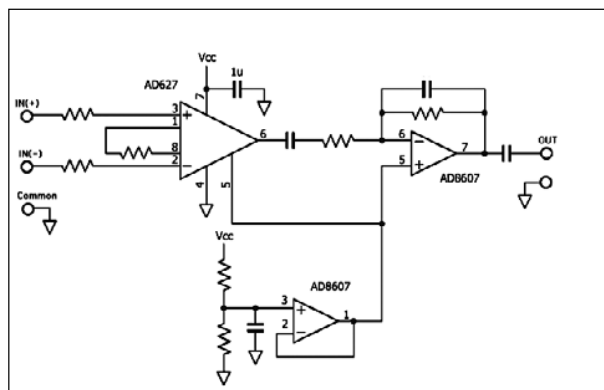


図 1 新しい筋電センシング回路の例と実験基板の外観

3.1 筋電センシング・フロントエンド回路

第3世代までは、デュアルFETなどディスクリート回路によって差動増幅回路を構成してきたが、最近の高入力インピーダンス高性能OPアンプの発展により、多くの筋電計測システムで使用されているアナログデバイス社のAD627/AD8607を採用することにした。図1は実験中の回路例と4チャンネル分を実装した基板の外観であるが、単一電源回路によって良好な性能のフロントエンド回路を実現できた。

3.2 筋電ベルトと電極配置と取り付け位置

第3世代の筋電ベルトは非常に良好な性能であり、両腕それぞれ8チャンネルのセンシングも十分な仕様であったが、今回は筋電ベルトにおいても新しい挑戦を試みた。筆者は12年前に、作曲家・後藤英氏(IRCAM)のために開発したリストバンド型コントローラ[23]において、アニメ「スーパージェッター」の流星号コントローラをイメージした。それはMiniBioMuse-IIIのように大袈裟な腕ベルトではなく、外観/取り付け位置は完全に腕時計である事がスマートさの秘訣である。しかし筋電情報は前腕あるいは上腕で検出する、というのがあらゆる筋電センシングの定番(常識?)であり、手首付近に筋肉があるのか、筋電情報が検出できるのか、半信半疑のまま実験を開始した。

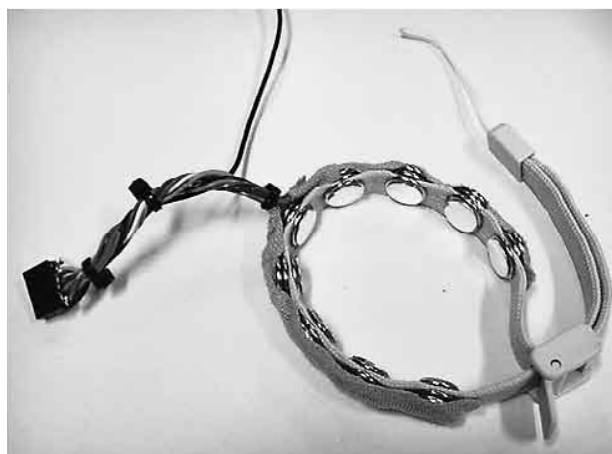


図2 純銀円盤電極による筋電ベルトの外観(上)と電極のアップ(下)

筋電電極の取り付け加工と筋電ベルトの柔軟性を両立させるために材料として採用したのは、携帯電話/リモコン用の布製ストラップである。約10ミリと非常に幅が狭い

ので、筋肉の走る方向に2電極を置くことは不可能であり、腕に締め付けて一周させる方向に電極を1列に並べ、手首周りの長さに配置できる電極数は9個が限界だったので、まず片腕用として行うセンシング実験のチャンネル数は4チャンネル(4ペア電極+1アース電極)と決定した。電極については、第3世代と同じ純銀円盤電極(直径10mm)を基本としたが、せっかくなのでもう1本、導電ゴムシートを10mm角にカットした電極を同様に配置したベルトも製作して、性能を比較してみることにした。図2は純銀電極による筋電ベルトの外観とそのクローズアップ写真、図3は導電ゴムシートによる筋電ベルトの外観とそのクローズアップ写真である。

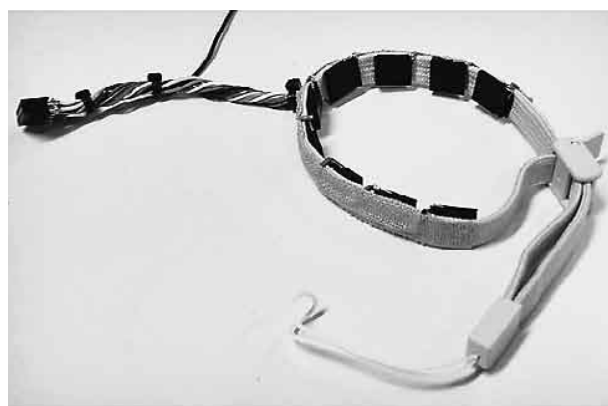


図3 導電ゴムシート電極による筋電ベルトの外観(上)と電極のアップ(下)

予備的な実験を進めるうちに判明したのは、ノイズをキャンセルするために差動増幅回路の基準電位として用いるアース電極(1個)が、腕の動きや筋肉の動きでわずかに浮くことで発生する接触不良「アーティファクト」が非常に大きい、という問題であった。これは第3世代では、介護用ベルトの伸縮性により密着されていることと電極が2個あることでほとんど表面化しなかったものである。アーティファクトによる筋電電極の電圧変動は、本来の電極からの筋電情報に対応した信号の電圧レベルの数倍以上あるので、筋電計測では絶対に避けなければならず、特に基準電極のアーティファクトは全ての筋電チャンネルの情報を同時に破壊することになる。そこで、基準電極の設置方式は将来的に効果的に密着できる手法を検討するとして、本実験ではさらに別のストラップに純銀円盤電極を5個取り付けたものを延長接続し、アース電極の問題を切り離した。図4は、前腕上部にこの別電極のベルトを締めて、

手首付近の本来の電極を離した状態からのウォームアップ(取り付けてどのくらいの時間で出力が安定するか)を計測した予備実験の様様である。図5はこの出力電圧であり、およそ3分ほどで出力電圧が安定し、脱力(写真上)と力を入れた状態(写真下)の変化が見えた。筋電計測とは、このようなわずかな波形の違いから全ての筋電情報を検出・認識するということである。

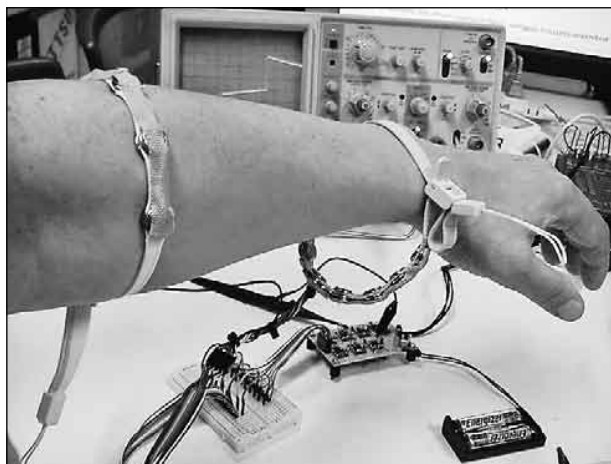


図 4 予備実験の様様(ウォームアップ)

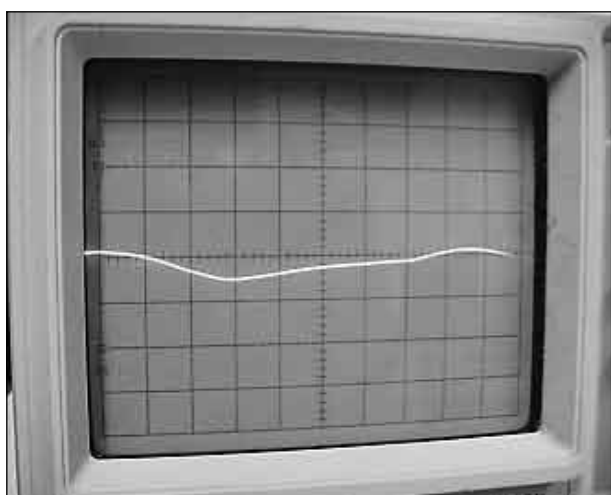


図 5 純銀円盤電極の出力信号例：脱力(上) 力を入れる(下)

3.3 筋電情報に対するFFT解析

第3世代までは、基本的に各チャンネルの筋電信号のパワー変化を音楽演奏パラメータとして検出する、あとはそのパラメータを音響生成・音楽生成のパラメータに動的にマッピングする、という手法であった。しかし最近では、これだけでなく筋電情報を時間的に変化する情報としてパターン認識するというアプローチが登場しており[21]、本研究ではこの路線から、筋電情報をFFTして新しいパターン認識を求めることにした。具体的には、Max/MSP/jitter(Max5)の環境において、筋電センサ信号を4チャンネル音響信号としてRoland社FA-101に取り込み、Firewire(IEEE1394)経由でリアルタイム入力して、サンプリング44.1kHz、量子化24ビット、FFTフレーム数4096として実数部・虚数部を求め、これを極座標に変換して強度データのみを抽出し(位相情報は無視)、周波数バンドのうち冒頭の50バンド(約10Hzきざみで0-500Hzの周波数バンド)をリアルタイムに表示するシステムを試作した。図6はその実験システムの外観と画面例である。

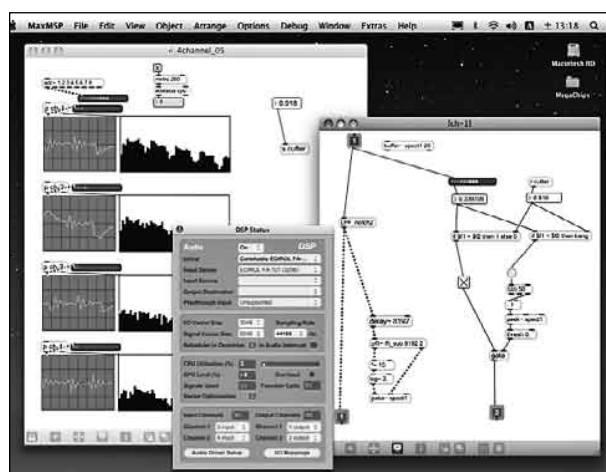
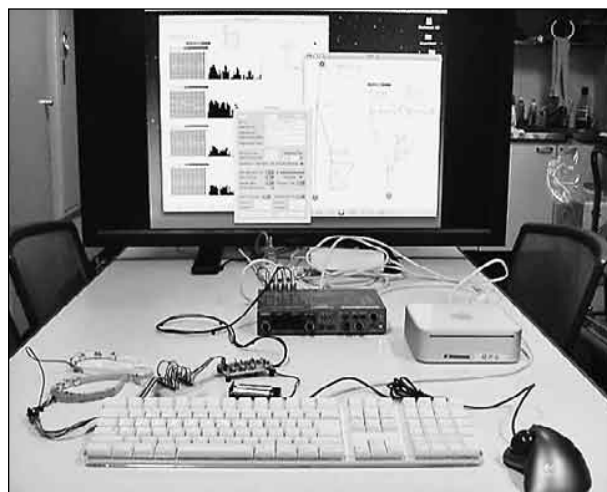


図 6 筋電情報検出実験システムの外観(上)と実験用Max5パッチ例(下)

4チャンネルの筋電信号を接続したFA-101によりA/D変換された筋電情報を受けるMax5パッチにおいて「adc~」オブジェクトの4出力はまず、不要な周波数成

分をカットするフィルタ群に入る(筋電センサ回路の出力はコンデンサ105によって直流カットされているので、この入力筋電信号にはもっとも簡単なハイパスフィルタが既にかかっている)。筋電関係の専門書によれば、表面筋電図(surface EMG)において、筋電信号の周波数帯域として有効なのは1000Hz以下、実質的には500Hz以下で十分である。そこでMax5のbiquadフィルタオブジェクトを多段接続した。具体的には、まず最初にカットオフ400Hz程度のローパスフィルタ、そしてレゾナンスを高めた(Q=2)ノッチフィルタ、すなわち特定周波数のみ急峻に減衰させるバンドエリミネートフィルタを、ハム環境である60Hzの整数倍として、60Hz・120Hz・180Hz・240Hz・300Hz・360Hz・420Hzの7段にわたって通過させている。これにより、前節のオシロ波形としては筋電信号よりも大きなレベルで乗っていた電源ハム成分をほぼゼロに抑えることができた。続くFFTブロックでは、Max5が標準オブジェクトとして提供する最大サイズの8192ステップのFFTサイズを指定し、スペクトルフレームサイズ・FFTホップサイズは共に4096、すなわち約93msecごとにハニング窓をかけてFFT処理した。周波数バンドはリアに約10.8Hz単位である。このFFT出力の実数部と虚数部は極座標変換オブジェクト「cartopol~」によって強度と位相に変換され、必要なのはFFT各サブバンドにおける強度だけなので、これを10倍増幅し、さらに(筋電情報の定番として)2を底として対数変換し、インデックスを書き込みアドレスとした「poke~」によってMax5内で定義したバッファメモリに格納し、これを後段の処理において適宜、参照した。

また、筋電センサ入力レベルを直接モニタし、平均入力レベルが設定された閾値をこえた場合には閉じるゲートを経て、「peek~」によってバッファメモリに格納された周波数バンドごとの強度データを読み出し、出力する構成とした。これはハムやアーティファクトに起因する飽和レベルのデータをFFTブロックから出力させない、というためのものである。筋電信号のFFT出力としては、FA-101のオーバースペックであるオーディオ帯域(1000Hzから15000Hz)はまったく必要なので、FFTの周波数バンドの最初の50個、すなわち0Hzからおおよそ500Hzまでのデータだけを出力した。実際、ノイズの乗っていない状態でフルにFFT出力を見ても、前段フィルタでカットオフ400Hz程度の軽いローパスフィルタをかけている事もあり、これ以上の周波数成分はハムの整数倍成分の他には現れない。実際の筋電信号に対しては、FFTの各バンド出力は個々の筋繊維からのランダムパルスに対応してかなり変動するので、時間平均による平滑化が必要となる。

本研究において「筋電情報から音楽的ニュアンス(動的なジェスチャー)を認識する」というテーマに対して最初に構想した手法は、この筋電情報のFFTの各サブバンドの強度出力をそれぞれ時間変化する信号と捉えて、さらにもう一段FFTをかけてその低周波成分の変動パターンによって、繰り返し動作のジェスチャーを検出できないか、というアイデアであった。例えば指揮者が指先を「コチョコチョコくすぐる」ようにするジェスチャーに対して、指の動

きの筋電情報が、さらに1秒以下の周期でコチョコチョコ繰り返される動きとして抽出できないか・・・という発想である。

そこで4チャンネルの筋電情報がFFT化された段階で、このアイデアを実際に実験し、FFTの各バンドの出力をMax5の扱えるオーディオ情報に変換してFFTをかけてみた。センサ電極位置や各パラメータを色々に試した実験の結果、判明したのは、この方法ではジェスチャー認識に使える筋電情報が得られない、という事であった。ここで参考文献などをあらためて調査した結果、表面筋電情報の周波数スペクトル分析(FFT)において、40Hz以下の成分は筋肉の運動単位活動電位MUAPの発射パターン(頻度)に依存し、40Hz以上の成分はMUAPの波形に依存する、という報告を確認した。つまり、上記アイデアで再度のFFTで得られることを期待した低周波(繰り返し)成分は、40Hz以下の帯域では実質的にランダムに発射される筋電パルスの分布特性から特定のFFTバンドに入らずにランダムに分散する、そして40Hz以上の帯域はジェスチャーに同期した周波数成分とは関係ない情報だけなのである。これにより、希望する情報が本質的に得られそうもないのであった。筋電情報が500Hz以下の帯域でリアルタイムにFFT可視化された実験システムの表示出力を見てみると、筋肉の動きが直感的に体感できるが、参考文献によれば、これまで筋電情報のFFT出力で使用されているのは、平均周波数・中央周波数・自乗平均平方根・整流平滑平均・積分EMG・標準偏差・パワー重心位置などの全体的な統計量が主流である。FFTのように時間周波数表現の手法によって筋電情報を解析するアプローチは、ICAやSFFTやウェーブレット変換などにより進められている研究途上なので、今後、本研究でもこの路線での検討を進めていきたい。

3.4 筋電FFTバンドデータ全体のリアルタイムマッチング

前述のFFT実験で、手首の自然な位置の筋電電極ベルトを使っても「4チャンネルの筋電情報それぞれが刻々と変化する各50バンドのFFTデータ」という200データ/サ

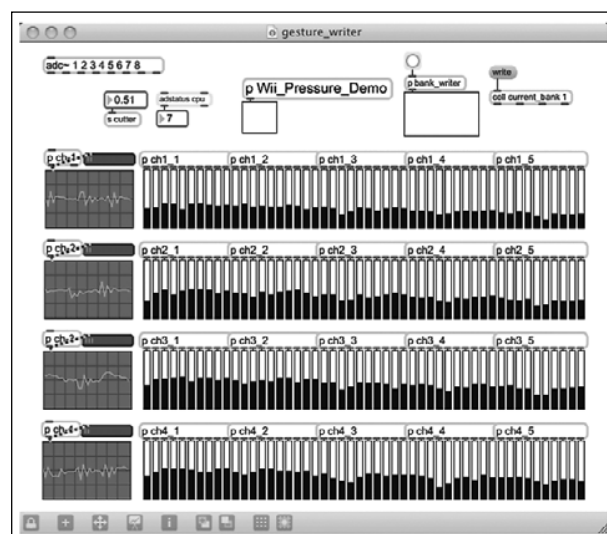


図7 筋電情報のFFT表示例

ンプル)のリアルタイム取得が実現できた。図7は、この表示画面の例であり、この200本のグラフがリアルタイムに変化する。

筋電極の位置決めは、もっとも筋電が出ないと思われる骨の部分、筋電ベルトの締め具(電極が無い部分)の目印に使って筋電ベルトの電極1の側に「0」、電極9の側に「7」と書き、装着位置は基本的に前腕のなるべく先、手首の骨の上の部分、筋電ベルトの締め具の位置をこの骨のまっすぐ上になるようにして、手首上面の平らな部分に「0」が来るように決定した。被験者の利き手が左右反対でもこの関係が成り立つように適宜、電極ベルトを反転させ、「手首上面の平らな部分がチャンネル1(電極1-2)、そこから身体内側に向いた部分がチャンネル2(電極3-4)、およそ掌の上方(内側)の部分がチャンネル3(電極6-7)、そこから身体外側に向いた部分がチャンネル4(電極8-9)」というような配置に統一した。

3.5 手首付近のジェスチャー

そして次のアプローチとして、前腕(手首)から先のいろいろなジェスチャーを「標準ポーズ」として定義し、実際に手首付近の4チャンネルの筋電情報とリアルタイムに比較して認識・識別できるかどうかについての実験に進むことにした。まず、静岡文化芸術大学学生69人に、自由な発想で「手首から先のジェスチャー」について構想してスケッチを提出してもらい、500を超える数のジェスチャー案を得た。この中から相互に異なりほぼ誰でも理解できるよう注意して、代表的な29種類の「標準ポーズ」を決定した。

3.6 被験者実験の第1/第2ステップ

まず同意書で承諾した22人の被験者について、年齢・性別・利き手のアンケートや握力・体脂肪率の計測を行った。これは、筋電極ベルトの純銀円盤電極が皮膚に馴染んで良好な計測を自然に開始するためのウォームアップ時間の意味もある重要なものである。図8は被験者実験システムの画面例であり、実験の第1のステップとして、まず29種類の標準ポーズごとに上記200ポイントのFFTデータ(10ステップの移動平均)をplain textファイルとして記録した。大型モニタの画面には実際の手首のポーズが表示され(利き手に応じて左右反転して被験者と同じ向き)、被験者がこれを真似てポーズが静止した瞬間を確認し、データ記録のクリックを行った。

第2のステップでは、同様に29種類のポーズが画面に出てくるので、被験者は再び、そのポーズをそれぞれ真似る。ただしシステム内では、第1ステップで記録した29種類の被験者の標準ポーズFFTデータの全てと現在の被験者のFFTデータと比較して2乗平均誤差が最小となるポーズを選択し刻々と表示する。これは現在のポーズ番号とは無関係に、画面右下の29本のスライダの位置を、そのサンプリングポイントにおいてもっとも類似したポーズ番号だけ1ポイントだけ上昇させる。筋電ならではの面白い現象として、(1)あるポーズの時にそのポーズ番号と同じスライダが上昇するとは限らない。一見だいが異なる形

状のポーズでより良好な(類似する)FFTデータと判定される。また、(2)この刻々と上昇するスライダを見て、被験者が意識的/無意識的にわずかに筋肉をコントロールすることで、特定のポーズのスライダだけを連続して上昇させる事ができる。この第2ステップでは、良好な対応(再現性のある)ポーズとして5種の候補を選択して登録する。この5種類が多くの被験者に共通していればまさに「標準ポーズ」となるのだが、残念ながら再現性の高いポーズ番号には被験者ごとに相当なばらつきがあった。これは被験者ごとの、筋力・皮下脂肪の厚さ・皮膚の状態(乾燥肌/しっとり)・手首の太さなどの違いに起因するものと思われる。

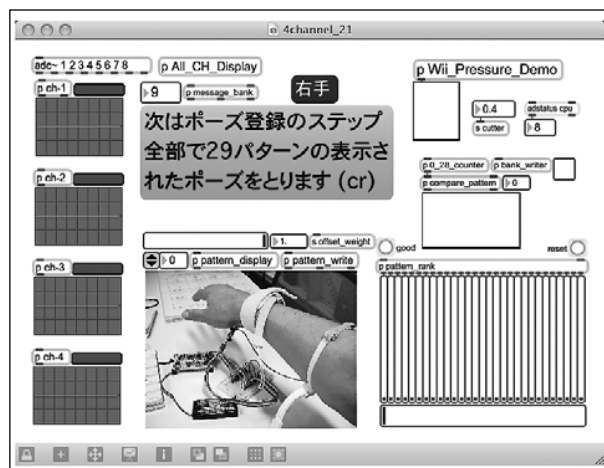


図8 被験者実験システムの画面例

3.7 被験者実験の第3ステップと考察

被験者実験の第2ステップ「照合モード」で29個のポーズのうち被験者の再現性の成績が良好な5ポーズが確定すると、実験ソフトは第3ステップとして、最後の「ゲームモード」になり、新しいウィンドウが開く。ここでは図9のように、ほぼ画面一杯のウィンドウ内に5本の縦方向の黒い画面ラインが横並びに現れて、その最下段に、第2ステップで登録した「よく出やすい」5ポーズの画像が表示されている。これはいわば、「5人の選手(ポーズ)による競争ゲーム」の初期状態(スタートライン)であり、スペース入力で全選手をスタートラインに戻すことができる。



図9 被験者実験システムの画面例

被験者実験でもっとも興味深かったのがこのモードである。皮膚表面の限られた筋電信号をかなりラフに計測しているにもかかわらず、検出結果と登録データのリアルタイム照合を自分の目で見て調整する、というフィードバック行為によって、多くの被験者が、ほとんど瞬時に特定のポーズの画像を選択的に進めるための制御を体得してしまった。「システムが被験者の個人差に合わせているのではなく、実は被験者自身が無意識にシステムの示す認識判定に適合したように振る舞う」という現象であるが、これは困難な楽器の演奏技法を習熟する音楽家と同様に、人間の適応能力の優秀さの反映である。ほとんど全ての被験者において、自分の登録したポーズデータとリアルタイム照合してヒットする「good判定」ポーズが4-5種類、存在することを確認できた。しかし同時に、そのポーズの場所(番号)が被験者ごとに非常にまちまちで、すぐさま「ほとんどの被験者に共通するgood判定ポーズ」として規定する事の難しさも示した。

4.「標準ポーズ」の可能性

次の可能性としては、22人の被験者の筋電データを強引に単純平均してしまった場合、これが万人に共通の「標準ポーズ/ジェスチャ」データにならないか、という無謀な着想がある。そこで筆者自身が被験者となって、この「標準ポーズ」データとのリアルタイム照合を試みた。実験結果の検討はまだ途中段階であるが、事前の予想を裏切って、被験者22人のデータを単純平均しただけの「標準ポーズ」データは、ほとんど違いの判らないグラフの概形の類似性からは想像できない意外な良好さで、29種類のポーズのうちの約10ポーズで、被験者(長嶋)自身の微妙なコントロールによって、ヒット率の上位に登場させることに成功した。ただし、これは被験者本人の、意識的/無意識的で微細なコントロールによって得られた結果である。画面内の「ヒット」を示すバーグラフのポイントが1回でも動く(上がる)ことによって、その瞬間の付近に良好判定の状態がある、という仕組みを学習すると、強力な適応性を持つ人間は、表面筋電情報という限られたチャンネルから、なにがしかの有効なマッチング結果となるような「筋肉操作の組み合わせ」を生み出せるのである。被験者に目隠しすれば、まず間違いなくこの実験の良好な結果はほぼ全滅になると確信する。この点は、筋電センシングのもう一つの重要な本質・課題であろう。

5.おわりに

本研究ではこれまでの筋電楽器へのアプローチの経験をふまえて、新たなステップの目標として「音楽的ニュアンスの認識」を設定し、より高度な音楽的表現(ジェスチャ)を検出するシステムの開発を目指している。筋電情報のパターン認識に関してICAを調べてみると、音楽情報検索や音源分離など、情報処理学会音楽情報科学研究会でさかんに進められている研究に登場する、各種の統計的手法ときわめて関連が深いことがわかってきた。今後さらに検討と実験試作を進め、音楽情報科学領域の研究についても調査して、新しい筋電楽器の実現を目指していきたい。

参考文献

- 1) Art & Science Laboratory <http://nagasm.org>
- 2) Yoichi Nagashima: "It's SHO time" - An Interactive Environment for SHO(Sheng) Performance, Proceedings of 1999 International Computer Music Conference, International Computer Music Association (1999).
- 3) 長嶋洋一: インタラクティブ・メディアアートのためのヒューマンインターフェース技術造形, 静岡文化芸術大学紀要・第1号2000年, 静岡文化芸術大学(2001)<http://1106.suac.net/news/docs/suac2000.pdf>
- 4) 長嶋洋一: 新・筋電センサ "MiniBioMuse-III" <http://nagasm.suac.net/ASL/SIGMUS0108/>
- 5) 長嶋洋一: センサを利用したメディア・アートとインスタレーションの創作 <http://nagasm.suac.net/ASL/sensor01/>
- 6) 長嶋洋一: 生体センサによる音楽表現の拡大と演奏表現の支援について <http://nagasm.suac.net/ASL/sensor03/>
- 7) Yoichi Nagashima: GHI Project - New Approach for Musical Instrument, Proceedings of 2007 International Computer Music Conference, International Computer Music Association (2007).
- 8) 斎藤正男: 生体工学, 電子情報通信学会, pp.33-57 (1985).
- 9) 星宮望: 生体情報計測, 森北出版, pp.40-66 (1997).
- 10) 細田睦一監修: 生体時系列データ解析の新展開, 北海道大学図書刊行会, pp.273-297 (1996).
- 11) 上羽康夫: 手 その機能と解剖, 金芳堂, pp.169-190 (1970).
- 12) シュフラー・S.シュミット: からだの構造と機能, 西村書店, pp.113-117 (1998).
- 13) 岩瀬善彦・森本武利: やさしい生理学, 南江堂, pp.244-259 (1969).
- 14) 生体情報の可視化技術編集委員会: 生体情報の可視化技術, コロナ社, pp.185-210 (1997).
- 15) 日本生理人類学会計測研究部会: 人間科学計測ハンドブック, 技報堂出版, pp.252-262 (1996).
- 16) 池田謙一他訳: 生体工学, コロナ社, pp.46-62 (1974).
- 17) 戸川達男: 生体計測とセンサ, コロナ社, pp.260-269 (1986).
- 18) Atsu Tanaka: Musical Technical Issues in Using Interactive Instrument Technology with Application to the BioMuse, Proceedings of ICMC1993 (1993).
- 19) William Putnam: The Use of The Electromyogram for the Control of Musical Performance, Doctoral Thesis of Stanford University (1993).
- 20) 藤原義久・前川聡: 独立成分分析による筋電データからの各指運動の分離, 信学技報 MBE99-7, 電子情報通信学会, pp.41-46 (1999).
- 21) 木塚朝博・増田正・木竜徹・佐渡山亜兵: 表面筋電図: バイオメカニズム学会, pp.123-129 (2006).
- 22) <http://nagasm.suac.net/ASL/ASL.html>
- 23) MIDI日曜大工日記 <http://nagasm.suac.net/ASL/midi02/>