

筋電センサのジェスチャ認識に関する新手法

長嶋 洋一†

†静岡文化芸術大学 〒430-8533 静岡県浜松市中区中央2-1-1

E-mail: †nagasm@suac.ac.jp

あらまし これまで4世代にわたってオリジナル筋電センサを開発してきたが、新たに第5世代の筋電センサとしてプラットフォームにmbedを使った新筋電センサを開発するとともに、過去にFFTで行ったジェスチャ認識に代わるアイデアとして「リサージュ認識」と呼ぶ手法を提案した。さらにMyoという筋電センサが登場したのを受けて、Myo活用環境を実験・整備するとともに、リサージュ認識によるジェスチャ認識システムを開発した。第4世代の4チャンネル筋電・200バンドFFT認識に比べて、Myoの8系統筋電情報から得られた32チャンネル・リサージュ認識による性能がより良好であることを確認した。

キーワード 筋電センサ, ジェスチャ解析, リアルタイム認識

A new approach for gesture recognition by EMG sensors

Yoichi NAGASHIMA†

†Shizuoka University of Art and Culture 2-1-1, chuo, Naka-ku, Shizuoka, 430-8533 Japan

E-mail: †nagasm@suac.ac.jp

Abstract This is a experimental report about an application with EMG sensing. I have developed some generation of EMG sensors, and have used them as new interfaces for musical expression. As a next step, I tested to recognize gestures of palm with 4-channel EMG sensor using 200band FFT analysis (realtime pattern matching). Just now I develop slight algorithm called "Lissajous Analysis" and got better result to recognize gestures of palm with 8-channel EMG sensor using realtime pattern matching. The key point is the visual biofeedback of the system. All subjects generate different parameters with gestures of the palm, there was not "general" rule of EMG gesture. Each subject has special parameter patterns compared to the whole subjects, and I showed the score of the special parameters to the subject with growing bar-graph in real time. The subject did not know the meaning of each control about parameters, but the score grew better by trying to relax and/or make tension unconsciously.

Keyword EMG sensor, Gesture Analyze, Realtime Recognition

1. はじめに

筆者はこれまで4世代にわたってオリジナルの筋電センサを開発し、筋電楽器として音楽領域で活用したり[1-8]、筋電センサによる手首から先のジェスチャ認識に活用[9-12]した。そして2014-2015年に新たに開発した、ホストCPUとして"mbed"[13]を活用した第5世代の筋電センサをCQ出版「インターフェース」誌2015年4月号「生体情報の信号処理」特集にて公開した[14-16]。ほぼこれと同時期に登場したGesture Control Armband "Myo"[17]についても解析し、第5世代の筋電センサに関連して新たに提案した筋電パターン認識アルゴリズムを適用したジェスチャ認識が、過去に報告した200バンドFFT認識による手法[9-12]よりも優れている事を確認した。本稿ではこの中で、生体情報処理に特有の性質と、これを考慮したパターン認識のための新しい非線形アルゴリズムに重点を置いて報告する。

2. 生体情報と生体信号/筋電信号の計測

生体情報を大きく分類すると、(1)生命体として生きている証のバイタルサイン(血圧、脈拍、呼吸、体温、排尿/排

便、瞳孔反射、脳波等)、(2)反射(無意識の反応)、(3)随意運動(意志/意図に基づく運動、発声/発音、脳波等)の3種類がある。この生体情報の計測は大きく「非接触計測」と「接触計測」に分かれ、前者には画像認識・サーモグラフィー・医学的計測(レントゲン、CTスキャン、超音波エコー等)がある(本稿では扱わない)。また後者には大きく3領域あり、「化学的計測」(ホルモン、血糖値等。本稿では扱わない)と「物理的計測」と「電氣的計測」がある。このうち生体情報の物理的計測の例としては、呼吸の計測のために口頭/鼻先に置いたセンサで風量変化を検出したり気圧センサを使ったり[18]、胸部に巻いた伸びセンサで肺の伸縮を検出したり[19]、鼻先のCO2濃度センサの変化を計測する[20]。また心拍の計測には、指先/耳たぶのクリップに赤外LED→フォトTRのペアを配置してヘモグロビン濃度変化に対応した透過光量変化を検出する[21]。血圧は血管に加圧して心音から計測し、体温は温度センサ(校正がとても重要)で絶対値を計測する。皮膚電気抵抗(GSR:GalvanicSkinResponse)とは皮膚の電気伝導度のこと、汗腺(交感神経系)が影響する。姿勢の計測には、身体に取り付けた3次元加速度センサの重力方向に

対する成分から推定する。最近では高感度マイクから筋肉の状態を計測する「筋音」の計測事例もある[15]。

生体情報の電氣的計測については、基本的に神経繊維が高速の化学反応によりインパルスを伝播させる電気信号を検出するもので、脳波 (EEG:ElectroEncephaloGram)、心電 (ECG:ElectroCardioGram)、筋電 (EMG:ElectroMyoGram) の3種類が相当し(従来はEMGを測定するプロッタ図から「筋電図」と呼んだがここでは生体情報としてEEGとECGと並べ「筋電」と呼ぶ[15])、本稿ではEMGについてのみ述べる。なお筋電にはさらに皮膚内部の神経繊維付近まで電極針を刺す「針筋電」、「誘発筋電」(電気刺激に対する反射筋電分析)等もあるが、本稿では「表面筋電」のみを対象とする。

多くの経験則とともに、筋電信号処理に特有の注意点は多い。まず電気信号の伝わり方として、神経や筋肉内部の活動電位が約100mVなのに対し、身体を伝導する際に1/1000から1/10000に減衰するため電気信号として非常に微弱である。文献によりばらつきがあるが、表面電極で検出できる筋電信号の電圧レベルは10 μ V~10mVのオーダー、周波数帯域はおおよそ1Hz~2kHzである。生体を電氣的に見ると信号源インピーダンスが相当に大きく、筋電で100k Ω ~10M Ω のオーダーである。ここに周囲環境からハム(交流誘導ノイズ)等が乗る電圧レベルは100倍~1000倍のオーダーであり、ペア電極と差動増幅回路によりコモンモードであるハムをキャンセルすること(共通の基準電極も必要)、50Hz/60Hzを選択できるノッチフィルタで減衰させる事も必要となる[15-16]。

表面電極による生体信号計測に特有の経験則として、アーティファクト(基線変動)という、電極の接触状態/人体の運動による100倍~1000倍のオーダーの偶発的ノイズの除去、さらに電極が皮膚に馴染むまで数分程度かかるノウハウも重要であり、長時間連続計測の場合には温度など周囲環境のドリフトにも注意する必要がある。さらに生体信号に特有のポイントとして、閾値(細胞膜の脱分極→非線形動作)、不応期、生体環境に有害な電気刺激等を与えない(危険防止)、個人差/疲労/適応/学習などについて考慮する、被験者実験には被験者の同意書・倫理委員会の承認が必要、などの注意点がある[15-16]。

3. 第5世代のmbed筋電センサ

図1は、筆者がアナログ技術の専門家であるコラボレータの照岡正樹氏と新たに開発した第5世代の筋電センサのフロントエンド回路図である。なお、この回路に採用したICや回路設計上のテクニックについての詳しい解説は参考文献に譲ってここでは省略する[15-16]。

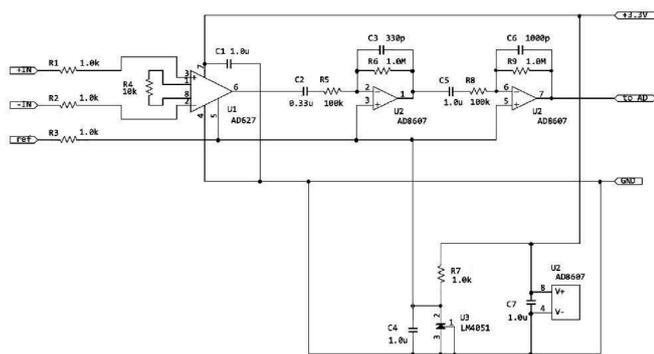


図1 筋電センサ・フロントエンド回路

筆者の第4世代の筋電センサまでは、センサ電極として性能の良好な純銀円板電極を採用し、導電ゴム電極も実験していたが、今回はセンサ回路の性能が向上したのを受けて、一般に普及している導電パッド電極を使用した。これは電気刺激マッサージ器の電極として皮膚に貼るタイプのもので、導電性の布素材と導電ジェルから構成されている。図2は「筋肉マウス」という電気刺激パッド付きUSBマウスの小型パッドを改造して筋電電極に使用している様子で、電気抵抗が比較的高かった分厚い導電ジェルを除去して、全体を伸縮ベルトで圧迫固定することにした。

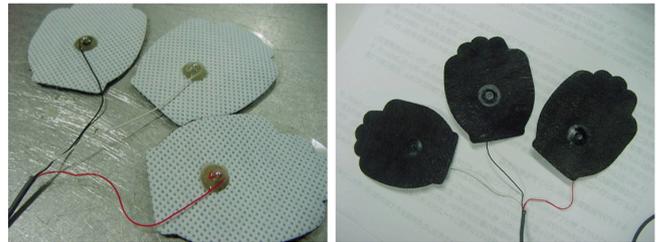


図2 筋電センサのセンサ電極部分

過去の筋電センサにおいては、筋電センサとホストPCとをMIDIやオーディオ信号などで接続していたが、微弱信号である生体センサではケーブルを伝導するノイズ対策が必至であるために、今回は筋電センサシステムをArduino汎用シールド(ユニバーサル基板)上に構築して、ホストPCとの通信用にWiFiモジュールのXBeeを採用した。図3はその様子であり、0.1インチ(2.54mm)のさらに半分(500mil)のピン間隔の0Pアンプを手配線で取り付け、XBee回路と2チャンネルの筋電センサ回路までを搭載した。なお、よくあるブレッドボード(ハンダ付けをせずに部品を差し込む)は接触不良や振動などの問題で、生体信号処理システムに使うというのは全く論外なのでここで指摘しておきたい。

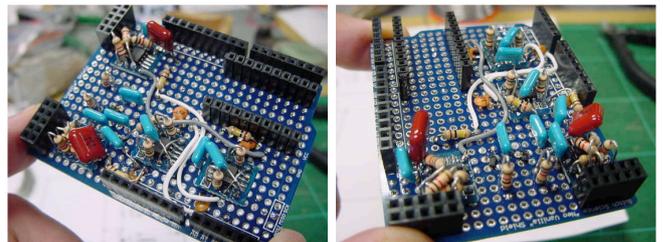


図3 筋電センサ回路の様子

筋電センサ回路をArduinoシールド上に構築したものの、使用したマイコンはArduinoではない。最近、世界的に急速に普及してきたARM社の“mbed”マイコンは、従来のような専用のIDE(統合開発環境)アプリケーションを不要として、Webブラウザでファームウェアの開発を実現できる。コンパイラやアセンブラは全てmbedサイトのサーバ側にあり、コンパイル成功したバイナリをダウンロードして、PCのデスクトップ上にマウントされたmbedアイコンにドラッグ&ドロップすればuploadが完了する。Web上のソースコードをオープンソース文化に則って公開するのも容易である。本システムでは、秋月電子[22]から税込1500円で入手できるNucleoF401RE[23]を採用した。このマイコンには他のmbedに無い2つの大きな特長「ファームウェア書き込み専用のCPUを別に搭載」「Arduinoシールド互換ヘッダと、オリジナルMorphoヘッダの2つを持つ」がある。図4は、このNucleoF401RE(左)と、オ

オリジナルMorphoヘッダ上に搭載した汎用シールド基板上に2チャンネル筋電センサ回路とXBeeインターフェースを搭載した、第5世代の新筋電センサ・システム(右)である。また図5はNucleoF401REのArduino互換ピンヘッドの信号配置(上)、オリジナルMorphoヘッダピンヘッドの信号配置(下)である。

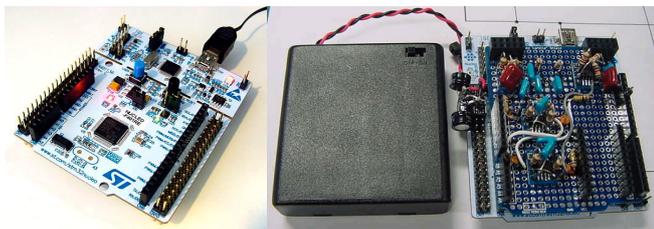


図4 NucleoF401RE(左)と2ch新筋電センサの全景(右)

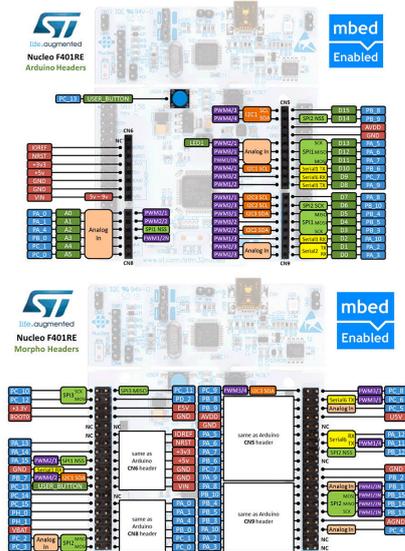


図5 NucleoF401REの2種類のピンヘッド信号配置

4. 筋電情報に対する信号処理

第5世代の新筋電センサ・システムの開発においては、まずは筋電センサ回路からXBee経由で送られた筋電情報をMax環境で実験して、そのアルゴリズムが確定するとNucleoF401REのファームウェアによる前処理として実装する、という手法を採用した。図6はその過程の様子で、画面右下にある2チャンネル筋電信号はあらかじめMax/MSPでレコーディングした筋電信号であり、これを再生入力して、筋電情報に全波整流と100段の移動平均(積分)処理を実験しているところで、最終的にはファームウェア化・内蔵した。

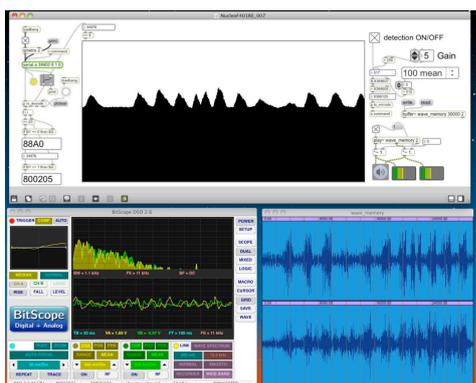


図6 筋電情報データの信号処理実験の様相

筋電信号に対する、検波・平滑処理(エンベロープ抽出)、さらにアーティファクトのフィルタリングやハム抑止のノッチフィルタなどをNucleoF401REのファームウェアとして実装した[15-16]後に挑戦したのは、次の「筋電ジェスチャ認識」に活用するため、さらに有効な筋電情報を抽出するためのアルゴリズムの検討であった。筆者は第4世代の筋電センサシステム[9-12]において、Wiiリモコンの手首ベルトをイメージした位置に4チャンネル筋電センサ電極を配置した実験を行い、各チャンネル50バンドのリアルタイムFFT解析による計200バンドのFFTデータにより29種類の「手首から先のジェスチャー」認識を行った。これはホストPC(Mac)の処理性能によって実現したが、今回は筋電センシングを行うmbed側で何らかの認識処理を実装できないか実験した。筋電情報のパターン認識と言えばニューラルネットワークと独立成分分析が定番であるが、本稿では(1)FFT解析と、新たに提案した(2)リサージュ解析の2手法の実装について報告する。

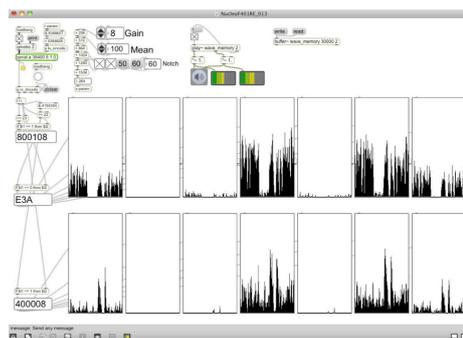


図7 筋電情報FFTの実験の様相

まずFFTであるが、第4世代で実験したような豪華な信号処理はさすがにmbedでは厳しいので、多くのFFTサンプルのソースコードがフリー公開されているmbedサイトを検索した末に、MITで公開されているFFTモジュール[24]を利用したFFTサンプルコード[25]を発見、これをNucleoF401REに実装した。16バンドに限定されたごくシンプルなFFTモジュールであるが、図7のように、16バンドのうち周波数帯域の低い方から14バンドをそれぞれ2バンドずつ平均して2チャンネルの筋電情報について刻々とリアルタイムでXBee送信する、という動作を実現できた。これはArduinoなどでは到底実現できない信号処理量であり、「CPU: ARM Cortex-M4 32bits, CPU clock: 84MHz, RAM: 96KB, EEPROM: 512KB」というスペックの成せる技であろう。

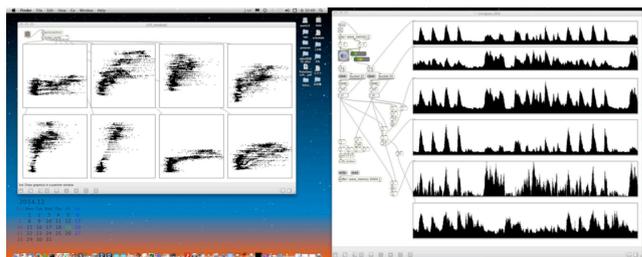


図8 「リサージュ解析」の実験の様相

この第5世代の新筋電センサは基板サイズの関係で2チャンネルのシステムとしたので、ここで新たに、異なる場所に貼付した筋電センサ2電極の「差」を強調して取得するアプローチを試みて、図8のように、2系統の信号に対する認識(可視化)処理として歴史がある「リサージュ図形」のアイデア

アを試した。リサージュ図形(あるいはリサージュ曲線)の元々の意味は、互いに直行する2つの単振動の変位量を(x, y)という2次元のベクトルと解釈して2次元平面にプロットした時に描かれる曲線である。これを拡張し2次元変数の関係性を可視化するという発想で図8のようにMax/MSP上で色々なアルゴリズムで「リサージュ解析」の可能性を検討した。図8(左)の8つのウィンドウは、約30秒間の筋電信号サンプリング波形を時間的に8つの区間に分割して、それぞれの区間で2チャンネルの筋電信号を(x, y)という2次元ベクトルとして2次元平面にプロットした「軌跡」である。これを眺めつつ、図8(右)の6段のグラフは、それぞれ異なるアルゴリズムを試行しつつ、この(x, y)という2次元ベクトルから得られる計算量を時系列として表示している。

ここで、過去からの知見とノウハウを結集させて以下のように検討した。筋電信号の生体情報としての特性として、被験者の筋肉の状態の個人差は非常に大きいため、筋電エンベロープの絶対値の大小は筋電認識にほとんど寄与しない。つまり図8(左)のウィンドウにおいて、右45度の傾きの直線上に分布する情報はほぼ同じものとして丸めても良い。重要なのは右45度の傾きの直線からどれだけ離れているか、という差分にあるので、ベクトル(x, y)から直線 $y=x$ に下ろした垂線の足までの距離★が重要である。さらに筋電情報ではアーティファクトやノイズ低減のために、信号が小さい部分は圧縮しても構わないという特性があり、上記★の距離にさらにベクトル(x, y)の大きさを乗じる非線形変換を施すことで、より有効に生体信号としての筋電チャンネルの差分が強調できる。そしてNucleoF401REに実装する筋電情報の演算式として記述してみると、根幹部分は

$$dat3 = (dat1 - dat2) * \sqrt{dat1*dat1 + dat2*dat2};$$

という非常にシンプルな形に収まった。筋電ジェスチャ認識においては、時間的に変動するパラメータの差分が重要であり、生体情報に特有のノイズを低減させたり、個人差に関する部分を抑止するこの非線形変換が非常に有効であると判明した。図9は、このアルゴリズムによって、腕のほぼ反対側に貼付した筋電電極の2チャンネル信号にこのリサージュ解析を施して、中央部分(筋電が弱く脱力している状態)から、掌を曲げたり反らしたりした時の筋電信号の差分が有効に強調されて上下に触れている模様である。

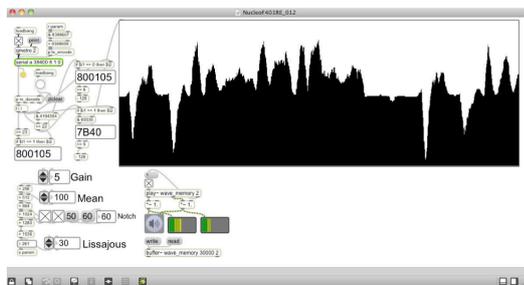


図9 「リサージュ解析」による筋電信号の強調の模様

5. 新・筋電センサ“Myo”

世界的に生体情報、とりわけ筋電信号に注目が集まっているとみえて、2013年から2014年には「BITalino」と「e-Health」という、いずれも多種の生体センサ情報を検出するシステムが登場したが、本稿ではこれには触れない[16]。それと同時期、2014年前半に世界的にリリース(オンライン予

約受付)されたもの実際に出て来るのが2015年にずれ込んだのが、図10の“Myo”(199ドル)である。これはUSB dongle に対してBluetoothで「9軸センサ(3次元方向・3次元加速度・3次元ジャイロ)」と「8チャンネル筋電情報」を送る完結した(変更不可)アームバンドセンサ製品である。



図10 “Myo” ArmBand Sensor

Myoを使うためには標準の“Myoコントローラ”というアプリケーションを起動してUSB dongleとMyoとでBluetooth通信を確立する必要がある。このツールのジェスチャー登録機能を使うと、脱力/グー/パー/パーで手首を屈曲/パーで手首を反らせる、という5種類のジェスチャーを学習して必要なパラメータをMyo本体に伝送し、Myoからはセンサの生データでなく5種類のジェスチャー番号をシンプルに取得して、一般のアプリケーションの操作(プレゼンソフトのページめくり、ムービーのスタート/ストップ等)に割り当てて、マウスでない新しい入力デバイスとしてお手軽に使える。図11は、筆者が開発したProcessingスケッチによってMyoの情報を取得したりMyoに振動情報を伝える実験であり、OSC(Open Sound Control)を介して通信し、Max環境で筋電音楽生成や筋電ジェスチャー認識を行うシステムへと発展した。

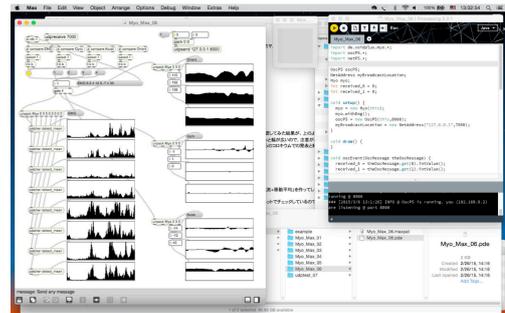


図11 “Myo~OSC~Max”の実験の様子

6. FFTによるジェスチャー認識

図12は、前腕の断面図であり、多数の筋(腱)が密集して、手首から先の微妙なジェスチャーは全て、これらの筋肉が関係するコンビネーションによって実現されている。

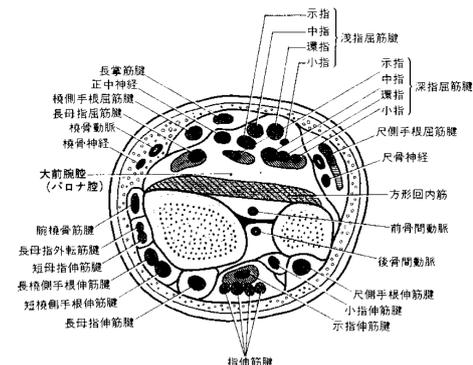


図12 前腕遠位の横断面の筋腱

図13は第4世代の筋電ジェスチャ認識システムで、Wiiリモコン用の布製ストラップ(幅約10ミリ)を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、4チャンネル(4ペア電極+1アース電極)とした。Max/MSP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(IEE1394)経由でリアルタイム入力し、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(0~500Hz)をリアルタイムに得た。なおMax/MSPのbiquadフィルタオブジェクトを多段接続、カットオフ400Hz程度のローパスフィルタと、レゾナンスを高めた(Q=2)ノッチフィルタ(=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、電源ハム成分をほぼゼロに抑えている。

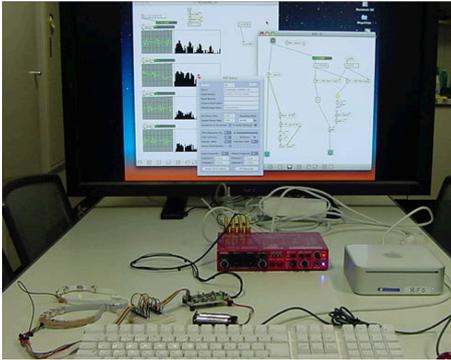


図13 第4世代の筋電ジェスチャ認識システム

FFTブロックでは標準オブジェクトの最大サイズの8192ステップを指定し、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。計50個の周波数バンドはリニアに約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、FFT各サブバンドの強度だけを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Max内で定義したバッファメモリに格納し、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。

筋電ジェスチャ認識システムではまず、筋電センサ4チャンネルごとに上記の各50バンドFFT強度、つまり計200個のリアルタイム筋電パラメータに対して、あらかじめ学生アンケートで集めた「手首から先のジェスチャ」として29種類の写真を画面に表示して、被験者にそのポーズを真似るよう教示した。図14はそのジェスチャ写真のうち24枚である。この記録フェーズに続く確認モードとして、システムは再び29種類のジェスチャ写真から表示して被験者はそのポーズを真似る。ただしここでは、記録した29ポーズの筋電パラメータと現在入力されている筋電パラメータとを、200次元ベクトル空間における「距離」として計算し、29種類のうちもっとも距離の小さいポーズ番号の棒グラフを1ポイントだけ伸ばし

ていく。実験実施者は、提示されたポーズ番号のグラフが刻々と伸びて行く、つまりその被験者のポーズ再現性が良好なものを最大5個まで選んでマークする。なお、このポーズ番号に被験者を越えた一般性は見出せなかった。

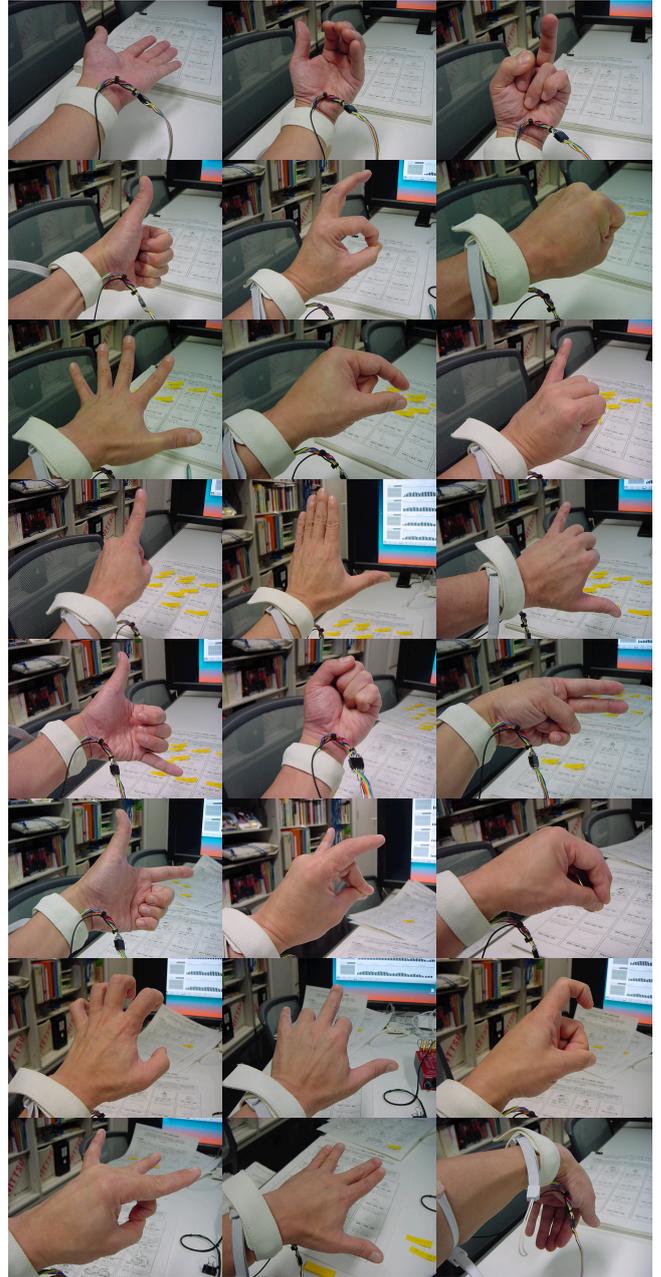


図14 「手首から先」のジェスチャ例

7. Myoによるジェスチャ認識

図11の例ではProcessingスケッチによってMyoからの情報をOSC(Open Sound Control)プロトコルに変換してMax環境に伝送したが、その後、MacのXcode環境(Objective-C)でオリジナル「Myo~OSC」ツールを開発し、Processing抜きでも同様の動作を実現するとともに、ProcessingやJavascriptやNode.js環境では出来ない「Myoの2個使い」や「Myoの自動sleep機能(装着している被験者の動きが静かだと勝手にdisconnectしてしまう)のOFF」も実装した。この準備を受けて、第4世代の「4チャンネル筋電+200バンドFFT」に対して新たに検討したのが、Myoを活用した「8チャンネル筋電+32

チャンネルLissajous解析」という筋電パターン認識手法である。Myoから得られる筋電信号は8チャンネルしかないが、これを単純に全波整流+平滑(移動平均)しただけの筋電エンベロープ情報では、明らかに200バンドFFTに見劣りする。しかし前述のように、2チャンネル筋電情報から不要な情報を捨てつつその差異を効果的に強調する、2入力1出力のシンプルな「Lissajous解析」モジュールを開発したので、図15のように、8チャンネルの筋電情報から2つを選ぶ組み合わせとして、腕をぐるりと一周する8電極位置の中から「隣の電極」「1つとばした電極」「2つとばした電極」「反対側の電極」という4通り、すなわち計32チャンネルのLissajous解析出力をリアルタイム筋電パラメータとして採用した。

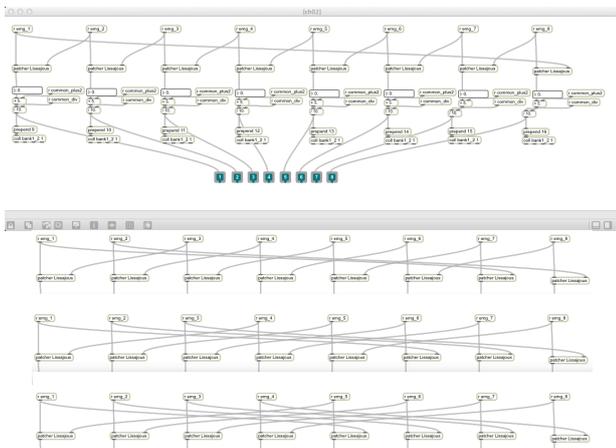


図15 8チャンネル筋電から32パラメータへの割り当て

本稿執筆時点では、第4世代の筋電ジェスチャ認識で行った被験者実験と同じ被験者数(22人)の実験として比較できないが、29ポーズからなんとかようやく5ポーズの「良好な対応」を選択できたのに対して、試行的な実験でも明らかに10ポーズ以上の「良好な対応」を選択できるほど、その性能の差は明確になっている状況であり、今後、より定量的にこの差異を分析していく予定である。

8. おわりに

新筋電センサと“Myo”を活用した、新しい筋電パターン認識システムについて報告した。Myoが標準機能として提供しているのは、一般的なアプリケーションに対する身振りコントローラとしての機能であるが、本研究において筋電ジェスチャ認識システムの最終ステージ「ゲームモード」、すなわち自分が良好に再現できる5ポーズのグラフをつんつんと選択的に伸ばして遊ぶ実験における被験者を観察していると、視覚的なバイオフィードバックによって、筋肉全体に対してなにかば無意識的に行う制御が上手くいった時の満足感(情動/感情)が、広義のエンタテインメント(癒しシステム)として有効である、という印象が強かった。この点からもさらに筋電の研究を進めて行く予定である。

文 献 等

[1] 長嶋洋一, Interactive Computer Musicのための生体センサ等を応用した「新楽器」について, 平成10年度前期全国大会講演論文集2, 情報処理学会, 1998.
 [2] 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 Vol. 2001, No. 82 (2001-MUS-41), 情報処理学会, 2001.

[3] 長嶋洋一, 生体センサとMax4/MSP2による事例報告, 情報処理学会研究報告 Vol. 2002, No. 14 (2002-MUS-44), 情報処理学会, 2002年.
 [4] Yoichi Nagashima, Interactive Multimedia Art with Biological Interfaces, Proceedings of 17th Congress of the International Association of Empirical Aesthetics, 2002.
 [5] 長嶋洋一, 宇宙人音楽と人体音楽の作曲事例報告, 情報処理学会研究報告 Vol. 2003, No. 16 (2003-MUS-49), 情報処理学会, 2003.
 [6] 長嶋洋一, メディア・アートと生体コミュニケーション, 静岡文化芸術大学紀要・第3号2002年, 静岡文化芸術大学, 2003.
 [7] Yoichi Nagashima, Bio-Sensing Systems and Bio-Feedback Systems for Interactive Media Arts, Proceedings of 3rd International Conference on New Interfaces for Musical Expression, 2003.
 [8] Yoichi Nagashima, Combined Force Display System of EMG Sensor for Interactive Performance, Proceedings of 2003 International Computer Music Conference, International Computer Music Association, 2003.
 [9] 長嶋洋一, 筋電楽器における音楽的ニュアンスの認識に向けて, 電子情報通信学会 ヒューマン情報処理研究会 研究報告集, 電子情報通信学会, 2010.
 [10] 長嶋洋一, 新しい筋電楽器のための筋電情報認識手法, 情報処理学会研究報告 2010-MUS-085, 情報処理学会, 2010.
 [11] 長嶋洋一, 筋電センサの認識に関する新しいアプローチ, 静岡文化芸術大学紀要・第11号2010年, 静岡文化芸術大学, 2011.
 [12] 長嶋洋一, 新しい筋電楽器のジェスチャ・表現の検討について, 日本音楽知覚認知学会2010年春季研究発表会資料, 2010.
 [13] ARM mbed Developer, <http://developer.mbed.org/>
 [14] 長嶋洋一, 生体信号の情報処理のためのプラットフォームについて, 情報処理学会研究報告 (2015-EC-35), 情報処理学会, 2015.
 [15] 長嶋洋一, 生体情報の信号処理<筋電を中心に>, インターフェース2015年4月号, CQ出版社, 2015.
 [16] 長筋電センサ関係情報, http://nagasm.org/ASL/CQ_mbed_EMG.html
 [17] Thalmic Labs, Myo, <http://www.thalmic.com/en/myo/>
 [18] 実録・笙ブレスセンサを作る, <http://nagasm.org/ASL/sho/>
 [19] AKI-H8による呼吸センサ, 情報処理学会チュートリアル参考資料, <http://nagasm.org/ASL/breath/>
 [20] サウンドによる映像酔いの抑止に向けて, nagasm.org/ASL/paper/SIGMUS0612.pdf
 [21] 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.org/ASL/sensor01/>
 [22] NucleoF401RE <http://akizukidenshi.com/catalog/g/gM-07723/>
 [23] NucleoF401RE <http://developer.mbed.org/platforms/ST-Nucleo-F401RE/>
 [24] http://www.mit.edu/~emin/source_code/fft/
 [25] http://developer.mbed.org/users/User_4574/code/GraphicEqFFT/
 [26] http://mbed.org/users/nagasm/code/CQ_nagasm_10_Lissajous/