

平成 21 年 6 月 1 日現在

研究種目：若手研究（B）
 研究期間：2007 年度 ～ 2008 年度
 課題番号：19700453
 研究課題名（和文） 多チャンネル表面筋電図を用いた神経 - 筋系活動信号での入力インターフェースの開発
 研究課題名（英文） Development of computer interface based on neuromuscular system activity signal on multi-channel surface electromyograms
 研究代表者
 中村 英夫（NAKAMURA HIDEO）
 大阪電気通信大学・医療福祉工学部 健康スポーツ科学科 講師
 研究者番号：40411475

研究成果の概要：本研究は、神経-筋系活動を反映する表面筋電図を入力信号とするインターフェース機器の開発を目的とする。本申請研究において筋線維走行方向と並行に 2.5mm で等間隔に双極誘導 7 チャンネル、それらの組が 8 つ、合計 56 チャンネル表面筋電図を記録可能な電極と増幅する筋電図アンプを製作した。また、測定した多チャンネル表面筋電図は PC に取り付けられた A/D ボードによりデジタル信号に変換され、リアルタイムでメモリ上に記録され、PC 画面上に筋電図の波形情報を視覚的に確認する生体信号インターフェースを開発した。

交付額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007 年度	2,100,000	0	2,100,000
2008 年度	1,200,000	360,000	1,560,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,300,000	360,000	3,660,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：(分科) 人間医工学 (細目) リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：人工感覚器，筋電図，神経 - 筋系

1. 研究開始当初の背景

本研究は、神経-筋系活動を反映する表面筋電図を入力信号とするインターフェース機器の開発を目的とする。開発する筋電図インターフェース機器は、従来のインターフェース機器より多くの筋生理学的パラメータを計測でき、かつ、よりヒトの感覚に近い操作を実現できることが期待できる。

コンピュータへの入力インターフェースにはキーボード、マウスのみならず様々なものが商品化され市場に流通している。タッチペン型入力インターフェースやタッチパネルなど直接機器に接触することで入力デー

タを与えるものや、画像認識、音声入力を始め、QR コード、RFID タグなど非接触でもデータ入力できるような機器が開発されている。とりわけ最近では、金融機関における静脈認証システムや PC の指紋認証システムなど生体情報を利用した認証法が身近になったほか、研究分野においても脳波信号を入力信号とするインターフェースなど生体情報を利用したインターフェース開発への研究者の関心も高まっている。また、すでに生体工学分野において、生体情報、体性感覚を利用した義肢装具に関する研究が現在も進められており、奥野らは、筋の粘弾性特性を

用いたバイオミメティック筋電義手の開発や感覚フィードバックを利用した、よりヒトの感覚に近い義肢装具の開発を目指すなど、リハビリテーションの現場で用いられる機器にもより高度なインターフェース機器の導入が進められている。現在のコンピュータの高性能化と社会的浸透の状況を鑑みると、リハビリテーション機器の高度なインターフェース機器開発への要求はますます高まってくると今後も予想される。

2. 研究の目的

本研究で開発する筋電図を利用した入力インターフェースは、以上のような背景から、筋から随意で発生できる筋電図に着目し、申請者が従事する研究に用いている多チャンネル化した筋電図計測法を利用して、ヒトの意思・感覚により近い入力インターフェースの開発を目的とする。

機器を開発するための段階として大きく3段階に分ける。

- (1) 筋電図パターン分類のための実験
- (2) インターフェース機器の製作・評価実験
- (3) インターフェース機器のユーザインターフェースとしての評価実験

まず、入力インターフェース製作に先立ち、入力信号としての筋電図がヒトの動作に伴うパターンを調査する。(1)において多チャンネル筋電図を実際に測定し、動作に伴う筋電図パターンの分類(皮膚表面上での筋電図電位分布等による)をし、入力信号としての入力インターフェースとしての仕様を検討し、設計する。また同時に、開発したシステムにおいて、筋生理学的パラメータ(例えば、活動電位伝導速度、運動単位発火頻度等)の計測が可能であるかの検証も行う。次に、(1)のパターン分類の結果に基づき、(2)において機器製作、および仕様評価を行う。(3)では操作性等の評価試験を行うために実際にユーザに機器を使用させ、使用中の操作時間、操作性等を計測し、使用後にはアンケートを実施して問題や改善点を抽出し、機器の改良を重ねて実用に耐えうる機器の完成を目指す。

3. 研究の方法

本研究では、56チャンネルの双極誘導表面筋電図が測定可能な電極を試作した。図1に形状とサイズを示した構成図を示した。図1の下図に電極と皮膚との接触面からみた形状を表す。筋線維走行方向と並行に8極の純銀線(純度99.9%)を5.0mmで等間隔に並べたものを1列とし、筋線維走行方向と垂直に8列を2.5mmに並べ合計64極の銀線を図1下図のように配した。筋線維走行方向と並行に隣りあう2つの極間で双極誘導することで単一チャンネルの表面筋電図が記録可能であ

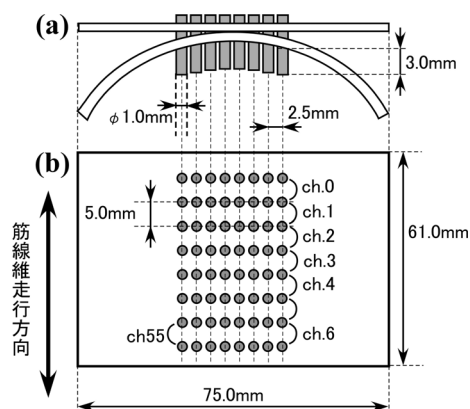


図1 試作した56チャンネル表面筋電図電極

る。よって、合計56チャンネルの双極誘導表面筋電図の測定が可能となる。固定板はアクリル板によって製作し、幅75.0mm、高さ61.0mmとした。また、図1上図は試作電極を側面から眺めたものである。固定板は四肢皮膚表面と密着させるために湾曲させており、その曲率半径は40.0mmとした。また、各は固定板表面から皮膚接触部までの長さが3.0mm突出するようにした。また、64極の電極のそれぞれに対して、ガラスエポキシ回路基板上に構成したバッファ回路の入力部へと接続した。それにより、入力インピーダンスを増大し、基線動揺等の外部雑音の混入の軽減を図った。

図2に電極の取付け方の概要を示す。図1に示した試作電極を上腕二頭筋の筋腹の近傍の皮膚表面上に図2に64極の電極を接触させ、接触面が離れないように電極カバーに取り付けたバンドによって固定した。電極の配置位置は筋線維走行方向と平行に7チャンネルの双極誘導筋電図が計測可能な方向に固定した。筋線維走行方向と並行なチャンネルを表す名前を近位から遠位方向にかけてp0からp6で表わす。筋線維走行方向と垂直に配列された8列の方向の外側から内側にかけてv0からv7と名前をつけた。

試作した電極から得られた筋電図信号は筋電図アンプによって増幅される。筋電図アンプは56チャンネル用意し、各チャンネルの有効周波数帯域21Hzから452Hzとして設計・製作した。初段は計装アンプによって増幅し、HPF、LPF、増幅回路によってすべてのチャンネルにおいて74dB増幅した。

試作したシステムは、Microsoft Visual C++を用いた。コーディングはWin32 APIを基盤として開発した。3DグラフィックはOpenGLによっている3Dグラフィックについてコーディングする際はOpenGLの補助ライブラリであるOpenGL User Toolkit(以下、GLUTと略す)を利用した。また、National Instruments社から提供されているドライバ

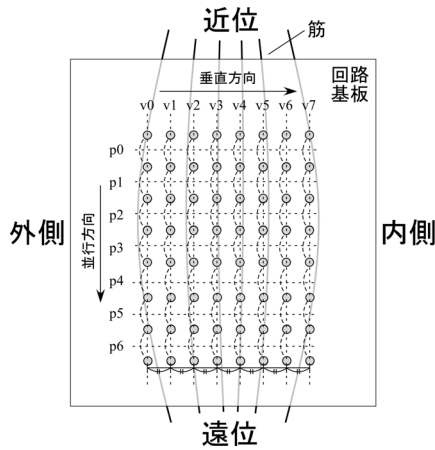


図 2 上腕二頭筋近傍の皮膚表面上での電極の配置概要図

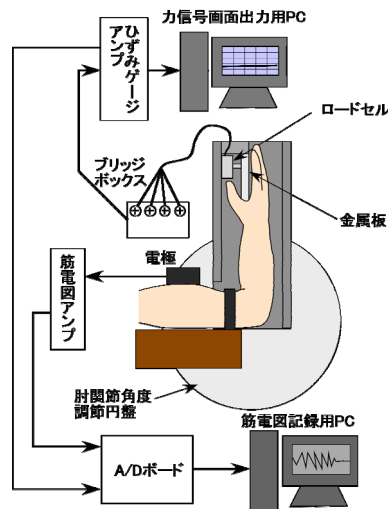


図 3 上腕二頭筋運動単位活動計測システムの概要図

によって、A/D ボードによって記録される筋電図信号はダブルバッファリング法で記録と表示・解析等の処理を同時並行的に実行することができる。

本システムには筋電図信号情報を表示する2つのウィンドウがある。56チャンネル表面筋電図の原波形をリアルタイム表示するウィンドウが一つある。もう一つは、各チャンネルの筋電図1秒区間毎に筋電図信号の振幅値を絶対値化して平均した。各チャンネルの電極配置と同様に3次元空間上に配置し絶対値平均値の大小を3次元空間上の高さ方向で表した。空間上に照明を使用することで色の濃淡の度合いで筋電図振幅情報を視覚的に確認できる。システムは終了命令を与えるまで同様に実行を続ける。また、同時にバイナリ形式で筋電図データをファイルに保存することも可能である。

作成した筋電図による入力インターフェースで得られる信号により神経-筋系活動を計測できることを示すことにより、本インターフェースの機能評価を行った。図3に実験システムの概要図を示す。被験者の右腕前腕部を前腕固定台に入れ、肘関節が円盤中心にくるように椅子に座る被験者の姿勢を固定する。被験者の姿勢を固定するために、椅子に取り付けてあるバンドで被験者の両肩を締め付ける。前腕固定台にはロードセルが備えられており、被験者が手掌下部で押した力を計測する。ロードセルからの出力電圧はひずみゲージアンプを通して増幅され、PCのA/Dボードによって筋電図とともに記録され、かつ被験者前面に配されたモニタ上にも力出力が電圧値としてフィードバック情報として提示される。被験者の右腕の前腕部と上腕部のなす肘関節角度が90度、120度、150度となるように固定した。右手掌下部に一定の力を加えるよう被験者に指示した。被験者の前方にモニタを設置し、被験者の右手掌下部から発生した力をフィードバック信号としてモニタ上に提示することで一定負荷トルクを肘関節に与え、上腕二頭筋にも一定負荷の等尺性収縮を与えることができる。データ記録開始前に、被験者にはあらかじめモニタに表示されているフィードバック張力信号を目標電圧値に合わせるようにすることで一定の筋張力を発揮させる本実験ではモニタの電圧値が2V（被験者が与える力の大きさは46N）で記録終了まで一定の発揮張力を維持するように指示した。被験者の筋発揮張力レベルが一定になったことを検者が確認した後、筋電図とロードセルで検知した力の記録を開始した。一回当たりの記録時間は20秒とした。

4. 研究成果

(1) 多チャンネル表面筋電図情報の3次元可視化技術

図4にシステムの実行画面の例を示す。図

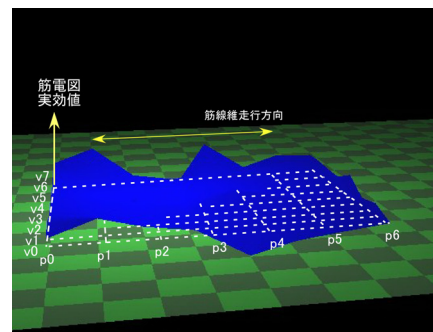


図 4 記録中の筋電図の実効値を求め、3次元空間上分布図表示画面

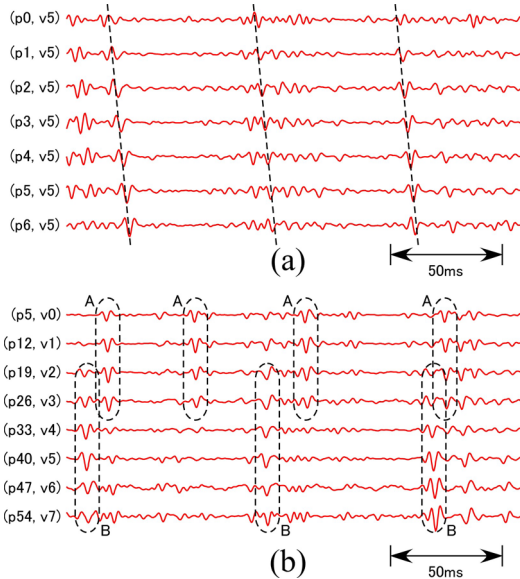


図5 本システムにより記録された筋電図波形：(a)筋線維走行方向と並行配置筋電図，(b)筋線維走行方向と垂直配置の筋電図

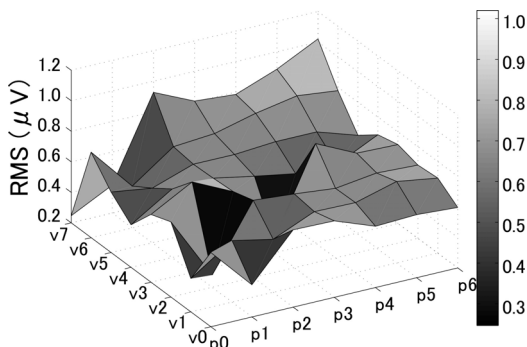


図6 図4で記録した筋電図の実効値分布図

4にそのときの実行値を表す3次元表示画面の例を示した。画面は1秒毎に切り替わるようになっており、1秒間に発生した筋電図信号の実効値分布を表示している。画面横方向に筋線維走行方向と並行な向きとし、奥行き方向を垂直な列とした。

図4により、オンラインで電極上での電位分布を視覚的に確認することができる。高さ方向で実効値の値を表し、陰影によって振幅を確認できるようになっている。空間上表示により実効値分布をオンラインで観察することができ、神経支配帯近傍で振幅値が低減することから、視覚的に神経支配帯の分布推定ができる。

開発したシステムにより筋電図を記録した。健康男性1名の被験者(22歳)に椅子に座ってもらい、右腕前腕と上腕を水平面上に

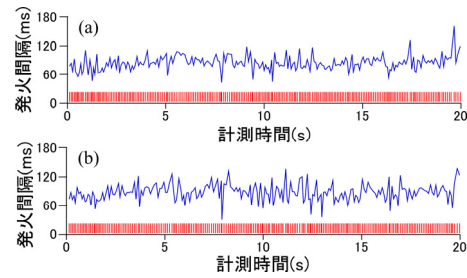


図7 肘関節角度150度での運動単位発火時刻時系列と発火間隔時系列：(a) MU#0，(b)MU#1

表1 各肘関節角度での運動単位活動計測結果

肘関節角度(度)	MU#0		MU#1	
	発火数	発火間隔(ms)	発火数	発火間隔(ms)
150	239	83.7±14.6	229	87.3±17.2
120	202	99.0±18.6	202	98.8±24.5
90	162	123.5±31.4		

上げて姿勢を固定する。肘関節角度を90度とし、右手手掌下部で46Nの力を加え、肘関節に一定のトルクを与え、上腕二頭筋を等尺性収縮させる。被験者には右手手掌下部に46Nの力を加えてもらった。なお、本実験は大阪電気通信大学倫理委員会の承認を得ている。実験前にインフォームド・コンセントを実施し、被験者に実験参加について承諾を得た。

図5に本システムにより記録した56チャンネル表面筋電図波形例を示す。図5(a)は筋線維走行方向と並行に配した(p0, v5)から(p6, v5)での筋電図波形である。図5(a)の波形より、(p0, v5)から(p6, v5)へ向かって類似するスパイク状波形が一定の時間遅れをとって並んでいることが観測できる。これはMUAPが筋線維上を伝播している様子を反映している。

図5(b)は筋線維走行方向と垂直に配置した筋電図波形である。同一運動単位から発生したMUAPは複数チャンネルにほぼ同時刻に観測される。実際、図5(b)の点線で示される波形群が、複数チャンネルに類似する波形でもって分布していることから、同一運動単位から発生した活動電位と推測できる。異なる運動単位は筋内で空間的に異なる位置に分布している。よって、図5(b)の点線Aと点線Bとで囲まれているMUAPは異なる運動単位から発するものと推測できる。よって、本システムにより記録した筋電図をオフラインで解析すれば、運動単位伝播速度や運動単位解析といった神経-筋系活動計測も可能である。

また、図6に図5で記録した筋電図の実効

値分布の例を示した。図 4(a)より、(p1,v5)チャンネルの実効値は相対的に低い。よって、この付近に神経支配帯が分布している可能性が高い。また図 6 より、第 p1 列近傍の実効値が相対的に低いことが確認できる。この近傍に神経支配帯が分布している可能性が高いといえる。

以上により、表面筋電図により神経-筋系活動だけでなく、神経支配帯といった解剖学的な情報も視覚的にオンラインで理解できるシステムを構築した。これらの情報を一度に視覚的に確認できるシステムは国内外を見ても報告されていない点に大きな成果といえる。

(2) 本システムによる肘関節角度による神経-筋系活動の変化

図 7(a) (b)に筋電図デコンポジションにより得られた 150 度の肘関節角度での運動単位の発火時刻時系列（横軸下部の赤縦線）と発火間隔時系列（青実線）とを示す。得られた運動単位数は 2 つであり、それぞれ MU#0 と MU#1 とした。図 7(a) (b)からそれぞれの運動単位が計測開始から終了まで断続的に活動している様子が観測できる。発火間隔も MU#0 で平均 83.7ms, MU#1 で 87.3ms であり、所々増減の幅が大きいものの大部分で安定して計測できた。

表 1 に、筋電図デコンポジションによって得られた各肘関節角度における運動単位活動の計測結果を示す。ただし、肘関節角度間では運動単位の番号 (MU#0 と MU#1) は同一の運動単位のものであるとは限らない。

肘関節角度 150 度のとき、筋電図より同定できた運動単位数は 2 つであり、これは肘関節角度 120 度と同様であった。150 度のときに同定された 2 つの運動単位は、それらの平均発火間隔は MU#0 で 83.7ms, MU#1 で 87.3ms と他の肘関節角度と比べると相対的に発火間隔が小さかった。つまり、肘関節角度 150 度のときがもっとも運動単位の興奮性が高かったことが示唆される。それに対して肘関節角度 90 度のときでは、同定できた運動単位数は 1 つだけであり、平均発火間隔ももっとも低く 123.5ms と計測された。つまり、肘関節角度 90 度のときがもっとも運動単位の興奮性が低かったことが示唆される。肘関節角度 120 度での発火間隔の平均値は MU#0 で 99.0ms, MU#1 で 98.8ms とそれらの中間に分布した。

また、発火間隔の標準偏差を比較すると、肘関節角度 150 度では MU#0 で 14.6ms, MU#1 で 17.2ms とこちらも相対的に低く、比較的安定して発火していることが確認できる。逆に、90 度のときは 31.4ms と標準偏差は大きくなっており、発火が不安定な周期で発生している。120 度のときは MU#0 で 18.6ms, MU#1

で 24.5ms と、平均発火間隔同様、90 度と 120 度との中間に分布する結果となった。

本研究結果より、肘関節角度が大きい場合、上腕二頭筋が伸張されて筋紡錘からの求心性信号が脊髄を興奮させることが示唆された。等負荷のトルクを肘関節に与えているにも関わらず、上腕二頭筋の運動単位の興奮性が異なる結果となった。上腕二頭筋は肘関節が増大することで筋が伸長される。そのため、上腕二頭筋内の筋紡錘も伸長され、求心性の興奮刺激が脊髄へと伝達すると考えられる。そのため、上腕二頭筋を支配する運動単位の興奮性が高まり、より多くの運動単位の動員と発火間隔の低減が計測されたものと考えられる。実際に肘関節角度 150 度では発火間隔が MU#0 で $83.7 \pm 14.6\text{ms}$, MU#1 で $87.3 \pm 17.2\text{ms}$ と平均値、標準偏差が比較的良かった。肘関節角度 90 度では $123.5 \pm 31.4\text{ms}$ と平均発火間隔が低い上、標準偏差が高かった。 α 運動ニューロンの興奮性が低いと安定的に等時間間隔で発火しなくなることが予測される。以上の検討より、本実験が生理学的機能から説明がつくことから、運動単位活動計測システムとしての有用性が示唆される。

ただし、本システムの筋電図デコンポジションシステムによる MUAP 群の同定は操作者の主観に依存している。筋電図デコンポジション適用前に、筋電図にある MUAP 波形を観測して MUAP 群が同定可能できそうかを振幅の大きさや波形の特徴等をあらかじめ確認してから実際に処理を行う。そのため、筋電図で十分に確認できる MUAP しか筋電図デコンポジションができず、小さい振幅の MUAP 等はその対象から外れる。よって、実験結果の運動単位同定数は恣意的にならざるを得ず、かつ小さい振幅の運動単位は同定できないことから同定精度は高いといえない。今後は皮膚表面上からでも、運動単位動員数をより正確に同定する手法の開発を実施する。

開発したシステムによって上腕二頭筋の運動単位活動計測が可能であることが示唆された。つまり、本システムにより計測して得られた結果が神経-筋系活動を正しく反映していることが示唆された。表面筋電図を用いて今回実施した神経-筋系活動について計測する研究報告は少なく、また、上腕肘関節角度に応じた運動単位活動について報告したものはこれまでにない。

今後の展望として、本研究により得られた成果から PC インターフェースとして応用するためにはさらに研究を継続する必要がある。今回開発したシステムから得られる信号情報を分類する方法について検討することがまず必要である。つづいて PC インターフェースとしてのユーザビリティ評価を実施して利用方法について検討し、操作性の向上

を図ることが必要である。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 3 件)

- ① 中村英夫, 岩崎孝紘, 谷口峰志: 多チャンネル表面筋電図のリアルタイム 3 次元記録・表示システムの開発, 信学技報, MBE2008-100, 31-34 (2009), 査読なし
- ② H.Nakamura, M.Yoshida: Reproducibility of Evaluation on Cardiac Autonomic Nervous System Activity through Tone-Entropy Analysis in Young Subjects, IFMBE Proceedings, Vol.22, CD-ROM (2008), 査読なし
- ③ H. Nakamura, K. Shimada, T. Fujie: A comparative evaluation between conditions of the wrist band capacitively-coupled ECG recording through signal-to-noise ratio, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, Vol.2007, 5887-90 (2007), 査読あり

[学会発表] (計 4 件)

- ① 中村英夫, 岩崎孝紘: マトリックス状表面電極による上腕二頭筋運動単位活動計測システムの開発, 第 48 回日本生体医工学会大会, タワーホール船堀, 2009 年 4 月 24 日.
- ② 中村英夫, 岩崎孝紘, 谷口峰志: 多チャンネル表面筋電図のリアルタイム 3 次元

記録・表示システムの開発, 電子情報通信学会 ME とバイオサイバネティクス研究会, 玉川大学, 2009 年 3 月 11 日.

- ③ H.Nakamura, M.Yoshida: Reproducibility of Evaluation on Cardiac Autonomic Nervous System Activity through Tone-Entropy Analysis in Young Subjects, 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Antwerp, Belgium, 2008 年 11 月 26 日
- ④ H. Nakamura, K. Shimada, T. Fujie: A comparative evaluation between conditions of the wrist band capacitively-coupled ECG recording through signal-to-noise ratio, 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France, 2007 年 8 月 25 日.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

中村 英夫 (NAKAMURA HIDEO)
大阪電気通信大学・医療福祉工学部・健康スポーツ科学科・講師
研究者番号 : 40411475

(2) 研究分担者

該当者なし

(3) 連携研究者

該当者なし