

簡易装着型の筋電インタフェース実現に向けて —多数電極からの代表電極の選択—

伊藤 大司*1 尾関 基行*1 中村 裕一*1 櫻澤 繁*2 戸田 真志*2 秋田 純一*3

Toward Easy Wearing EMG Interface
—An automated electrode selection for wearable EMG interface—

Daiji Ito*1 Motoyuki Ozeki*1 Yuichi Nakamura*1 Sigeru Sakurazawa*2 Masashi Toda*2 Junichi Akita*3

Abstract – In this paper, we propose an EMG(electromyography) signal processing method for easy wearing EMG interfaces that can be attached or put on like clothes, supporters, etc. Although we can expect that such wearable EMG interfaces realize convenient multipoint EMG sensors, problems would arise in contacting electrodes, e.g., the positions and contacting conditions of the electrodes can easily change. To cope with this problem, we propose a method for choosing a few representative electrodes out of the many ones attached to a wearable interface. This selection makes recognition more reliable and reduces the computation time in a training (parameter adjusting) phase. Our experimental result on fingers dorsiflexion motions shows that the proposed method works properly for a middle finger. The result also suggests that our method is applicable to the other fingers by using more electrodes.

Keywords : EMG, interface, wearable, signal processing

1. はじめに

筋電は筋肉が動く（収縮する）際に発生する電気信号であり、これを皮膚表面で計測すること（表面筋電位計測）によって、筋肉の動きを詳細かつ早く検出することができる。そのため、人間工学やスポーツ科学の分野では古くから運動解析のために筋電位（以下、単に筋電と呼ぶ）が用いられてきた。また、介護福祉の分野でも、筋力不足をアシストするスーツ^[1]や義手^[2]など、筋電を利用した機械的補助が盛んになってきた。更に、ゲームなどのエンターテイメント分野でも筋電インタフェースが注目されてきている。

一方で、従来の筋電計測には電極装着に手間がかかるという問題があり、これが一般的な利用の障害になってきたのも事実である。この問題に対しては、牧野・篠田らの柔軟体インタフェース^[3]や戸田・秋田らのTextileNet^[4]など、着る感覚で装着できるデバイスを実現するための研究が行われてきている。これらの研究により、利用者が必要に応じて気軽に装着し、利用し終わったら脱着するというような筋電インタフェースの実現が期待される。これらの新しいデバイスでは、装着が手軽になるだけでなく、コード類のとりまわしが簡単になる（無くなる）ことによって、多点の筋電計測が簡単になることもその特徴としている。十

分な数の電極を取り付けた着るインタフェースを一つ用意しておけば、必要とされる電極（関係する筋肉）のデータを目的に応じて選んで使用することも可能となる。

本研究は、このような筋電インタフェースの実現を前提に、その利用方法や問題点を探ることを目的としている。ここで想定される大きな問題の一つは、筋電インタフェースを装着する度に体表面における電極の位置や接触状態が変わり、計測条件が変化するということである。一般のユーザが気軽に装着をすることを考えれば、位置のずれだけでなく、一部の電極が接触不良となる場合も想定しなければならない。この問題に対しては、種々のアプローチが考えられる。十分に密に電極が装着されていれば、信号処理によってその取捨選択を行ったり、多点計測結果を統合して、より正確な結果を得ることも可能となる。

本研究では、その一つの方法として、多数の電極から得られたデータの位相ずれと振幅を調べることににより、少数の代表的な電極を自動的に選択する手法について検討した。ここで、代表的な電極とは、ある動作に関して体表面の一定範囲内で最も優勢な筋肉による筋電位変化を、早くかつ大きな値で受けている点とする。従来の筋電測定では人手で経験的に少数の適当な計測位置を決め手利用することが多いが、多数の電極から少数の適当な電極を自動取得できれば、その手間をなくしたり計測の失敗を減らすことが可能になる。

このような簡単な方法をとったのは、筋電位の発生のメカニズムにまだ未知の部分が多く、従来の信号解

*1: 京都大学 学術情報メディアセンター
*2: 公立はこだて未来大学 システム情報科学部
*3: 金沢大学 工学部情報システム工学科
*1: Kyoto University
*2: Future University-Hakodate
*3: Kanazawa University

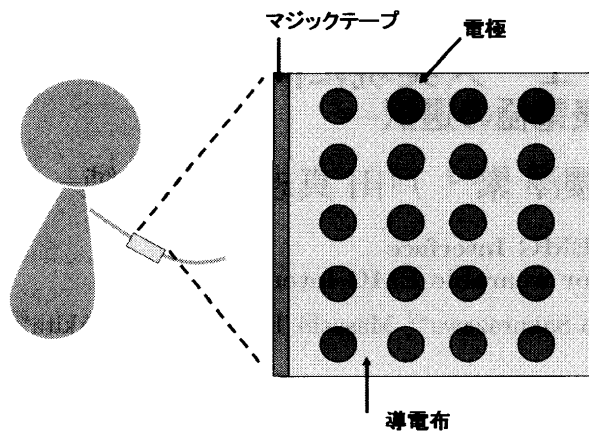


図1 簡易装着型の筋電インタフェースの概念図
Fig.1 Example of an easy wearing EMG interface.

析手法を適用することの有効性が十分に検証できていないという理由も大きい。例えば、筋電の信号源を分離するために独立成分分析 (ICA) を用いることが考えられるが、筋肉の構成が複雑であるため信号源の数や信号の伝わり方が十分にわかっておらず、その妥当性を十分に吟味することが難しい¹。ニューラルネットワークなどを用いて利用ごとに学習することも考えられるが、装着不良によって雑音となる電極がある場合には、性能が悪くなったり学習に時間がかかることが想定される。このようなことから、あらかじめ代表的な電極を選ぶことの意義は大きい。

本稿では、筋電発生のメカニズムを元に、複雑な信号解析をせずに代表的な測定位置を決定するアイデアを述べる。更に、9個の電極を前腕に装着して指の背屈動作（指を反らせる動作）を行い、そのデータを用いて提案手法の有効性を確認する。以下、まず2.で、筋電の概要を説明し、簡易装着型筋電インタフェースに従来の代表的な筋電データ処理を適用することの問題点について述べる。次に、3.で、簡単な信号処理によって、多数の電極の中から少数の代表的な電極を選択する手法を提案する。最後に4.で、指の背屈動作データに提案手法を適用した結果とその考察を述べる。

2. 筋電データの処理

2.1 筋電について

筋電の発生のメカニズムについて考えてみよう。人間の筋肉は複数の筋繊維の束であり、個々の筋繊維は筋細胞で構成されている。人間が筋肉を動かそうとすると、脳から脊髄に電気信号が伝わって α 運動ニュー

ロンを興奮させ、支配下の筋繊維群に電気信号を送る²。その電気信号は筋繊維の一部に伝えられ、そこを中心に繊維の両端に向かって筋細胞中のイオンが移動しながら筋繊維を収縮させることで筋肉が動く。ここで、一つの α 運動ニューロンに支配される筋繊維群（“運動単位 (Motor Unit: MU)” と呼ぶ）には同じ信号が α 運動ニューロンから伝えられるため、同期して運動すると考えてよい。この筋細胞で起こる化学的な電位変化による電気信号が筋電であり、これを体表面の皿電極で測定したものが表面筋電位である^{[5][6]}。ただし、体表面の電極では、複数のMUから発生した電気信号が混合して計測される。

筋電インタフェースとは、このような時空間混合信号を各種の機器やアプリケーションの入力として利用するものである。現時点では、筋電信号の定石といえる処理は確立されておらず、用途に応じて様々なアプローチが試みられている。次節ではいくつかの代表的なアプローチについて議論し、簡易装着型インタフェースへの適用する際の問題点を挙げる。

2.2 様々な筋電処理アプローチ

本章では、代表的な筋電処理アプローチとして以下の三つに触れる。

- 経験的選択によるアプローチ
- 信号源分離によるアプローチ
- 学習によるアプローチ

従来からよく使われてきた方法は、目的に応じて選んだ部位に対して少数の電極を使うという方法である。例えば、人間工学の分野では、電極の装着場所に関する大まかな指針が与えられている。多くの場合は、計測したい筋肉の支配的な信号源を捉えるために、筋肉の中央付近（太くなっている部分）にできるだけ近い体表面に電極を配する。例えば、我々は、前腕の適切な位置に配した四つの電極の信号の閾値処理によって、5本の指の背屈運動が識別できることを予備実験で確認している。ただし、電極の位置を正しく決めることや、正確にはかれるようにしっかりと装着することは素人には難しい。実際に、我々の実験でも、装着位置が不適切であったり、装着不良のために筋電位が計測されないことが頻繁に起こっている。その対策として、ウェアラブルな簡易装着型インタフェース上にうまく電極を配しておくことも考えられるが、筋肉の付き方に個人差が大きく、また、扱う動作によって適切な電極の配置が変わる、電極を密着させることが簡単ではない等の問題もある。

1: 神経と筋肉の接合部 (NMU) 付近から起こった信号が伝搬していく時間差を考えると、単純にICAを適用するには問題が多い。原理的にはブラインドデコンボリューションの能力に期待できるが、局所解の回避などの問題があり、現時点では得られた結果の正当性を評価するのが困難である。

2: 反射運動の場合には、反射の原因となる刺激が脳に伝わる前に脊髄の α 運動ニューロンが発火して、脳からの命令無しに筋肉を動かす。本研究では反射運動は扱わない。

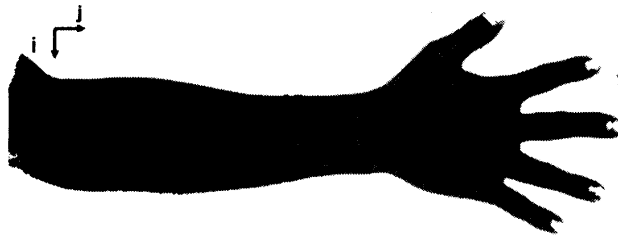


図2 電極の配置
Fig. 2 Position of electrodes.

信号源分離によるアプローチとは、時空間混合信号を解析することによって、理想的にはMU単位、現実的には動作単位の原信号にまで分解しようとするアプローチである。原信号に分解することができれば、電極の装着位置が変わっても取得できるデータは振幅しか変化しない。その代表的な手法である独立成分分析(ICA)は、原信号が統計的に独立であるという条件の下で、瞬時混合信号から原信号の復元を行う方法である。ICAを筋電信号の処理に用いたアプローチがあるも^[7]、筋電は時間遅延のある混合信号であるため、ICAの前提条件を厳密には満たしていないことに注意しなくてはならない。

時間遅延のある混合信号を扱う方法に、ブラインド・デコンボリューション(BD)がある^[8]。BDを用いることによってMU単位の原信号を抽出できる可能性があり、それを示唆する報告もされている。しかし、相当数のMUが存在することから、局所解に陥る危険性が高い。また、MUが複数存在し、個人差があることを考えると、得られた結果の正当性を検証することが困難である³。更に、本質的な問題として、MUから発生する信号が本当に独立であるかの検証も十分に行われていないため、独立性を根拠とした信号解析アプローチは未だ手探りの状態といっよい^[9]。我々もICA及びBDを用いて実際の筋電信号を分離しようと試みたが、非常に限られた条件下でしかうまく分離することができていない。

信号源の分離にこだわらないアプローチとして、筋電信号とアプリケーションの動作の関係を直接学習によって求める方法がある。この場合には、電極位置の違いも筋電の個人差もまとめて学習で調整される。学習にはニューラルネットワークやサポートベクタマシンなどが用いられており、古くから研究されて実用性も示されている。一方、簡易装着型インタフェースを考えたとき、装着することによって頻りに電極の位置が変わってしまうことは避けられない。また、電極が比較的高い密度で並んでいなければ汎用的に使える

3: より正確にMU単位の信号を計測するには例えば針電極を刺す等の必要があり、専門的な知識と機器が必要となる。

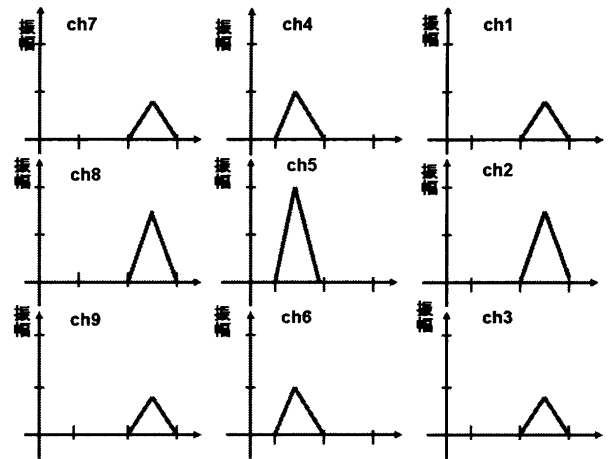


図3 理想的な筋電の振幅と位相ずれ
Fig. 3 Graphs of amplitude and phase shifting of Ideal EMS.

いため、識別器への入力が高次元になってしまう。装着の不具合などにより正しく信号を計測できていない電極を用いることも性能の劣化につながる。このような問題を考慮すると、全電極からの入力をそのまま使い、装着の度に学習しなおすことには無駄が多い。

3. 提案手法

これまでの議論より、簡易装着型筋電インタフェースに求められるデータ処理には、装着された電極の一部が不良でもそれに対処できること、装着した後の調整(学習)に時間がかからないことなどが求められる。

本研究では、その簡単な方法として、装着型インタフェース上の多数の電極から特定の動作に関する代表的な電極を自動選択する手法を提案する。簡易装着型インタフェース上には、汎用性を考慮し、規則的に配した多数の電極が配されているものと想定する。格子状の電極群を筋繊維に沿わせて装着することで、その電極群の筋電信号の位相ずれと振幅から代表的な電極を選定する。ただし、現時点では、観測できるデータの簡単な性質だけを用い、信号源分離などの手法の利用は今後の課題としている。

以下、まずMUが一つしか存在しないと考えた場合について、例を上げながら本手法の仕組みを説明する。まず図2のように、格子状の電極群を筋繊維方向に沿って配置する。ほとんどの筋繊維は腕や脚の長軸方向に伸びているため、袖型や腕に巻き付けるタイプのインタフェースによって無理なくこのような状態が実現できる。この状態で指の背屈動作を行うと、各指に対応する筋肉が収縮する。^[10]筋細胞から発生した信号は筋繊維上をほとんど減衰することなく伝搬していくため、筋繊維方向には位相のずれた信号が観測され

る⁴。一方、筋繊維と垂直の方向には、減衰した信号が観測される。これは、周囲の筋肉や脂肪などが抵抗の役割を果たすためである。

図3にその模式図を示す。以上の条件から、位相遅延が最も小さく、振幅が最も大きな電極が、その運動におけるその電極群での代表電極とする(図3では5番が選ばれる)。

実際の筋電計測では、多数のMUからの信号が時間的・空間的に混ざり合っているため、図3のような単純な波形とはならない。そこで本手法では、電極間の相関を求めることによって、上述のアイデアを実現する。以下に電極格子 3×3 としたときの計算手順を示す。

$$P_{ij} = \sum_{t=-T}^T |S_{ij}(t)| \quad (i = 0, 1, 2, j = 0, 1, 2) \quad (1)$$

$$P_i = \sum_{j=0}^2 P_{ij} \quad (i = 0, 1, 2) \quad (2)$$

$$M = \operatorname{argmax}_i P_i \quad (i = 0, 1, 2) \quad (3)$$

$$D_{0j} = \operatorname{argmax}_{\tau} C_{M(0,j)}(\tau) \quad (j = 1, 2) \quad (4)$$

$$N = \operatorname{argmax}_j D_{0j} \quad (j = 0, 1, 2) \quad (5)$$

ここで、 $S_{ij}(t)$ は*i*行*j*列の電極(図2参照)の時刻*t*における筋電信号、 $C_{M(0,j)}(\tau)$ は $S_{M0}(t)$ と $S_{Mj}(t+\tau)$ の相関値($-T < \tau < T$ の範囲で計算)、 $D_{00} = 0$ とする。まず、式(1)~(3)の計算で、筋繊維方向に沿った電極の中で、一定時間($-T < t < T$)における絶対和 P_i が最大の行を*M*とする。次に、式(4)~(5)の計算で、相関 $C_{M(0,j)}(\tau)$ が最大になる時の位相ずれ $\tau (= D_j)$ を求め、位相が最も早い(D_j が最大となる)列を*N*とする。以上の計算より、この電極群における代表電極は(*M*, *N*)の位置の電極と決定される。

なお、著しく装着不良の電極がある場合には、他の電極との相関値が極端に小さくなるため、簡単に検出できる。それにより、このような電極を除外した計算を行うことにより、上記の計算と同様の処理が行える。また、装着が不十分なために、電位差が小さくなったり、雑音が載るような電極がある場合には、周囲の電極と比べることにより、その電極の信頼性をある程度評価できる。つまり、上記の計算に信頼度を導入することにより、精度を上げることができる。これらは比較的単純な処理で実現可能であると考えられるが、時間的な問題から今後の課題としている。

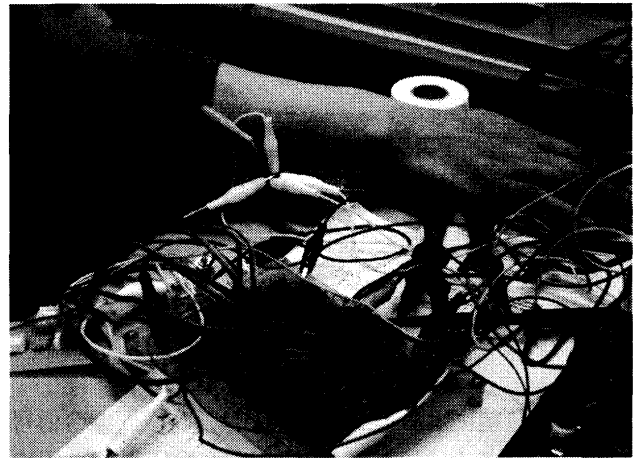


図4 計測の様子
Fig. 4 Measurement scene.

4. 実験

4.1 目的と方法

前章で述べた提案手法が実際の筋電信号でも有効であることを確認するため、指の背屈運動を測定対象として実験を行った。本実験で明らかにしたい点を以下に挙げる

- 実際の筋電信号でも、図3のような傾向がみられるか否かをグラフから確認する
- 前章の式(1)~(5)の計算によって、代表電極を正しく決定できることを確認する

実験方法を以下に示す。なお、今回の実験は筆者の一人が被験者となった。

1. 図2の様に、2cm間隔で9個の電極を配置する。
2. 前腕を机の上に置き、各指毎に1cmくらい背屈させてから元に戻す動作を行う。
3. 各電極から得られたデータをグラフにして、図3のような傾向がみられることを目視で確認する。
4. 式(1)~(5)を計算して代表電極を自動選択し、目視で判断した代表電極と一致することを確認する。

実験に使用したシステムの概要は次のとおり。皿電極で測定した被験者の筋電位を単極誘導増幅回路(5000倍)によって増幅し、データロガー(DATA TRANSLATION社DT9836)によってデジタル・サンプリングする。図4に示すように、ノイズを抑えるために導電布で電極を覆い、その導電布を接地している。本実験では、データロガーのサンプリングは1kHzとした。デジタル化されたデータはデータロガーを通してリアルタイムにディスプレイ表示されると同時に、信号処理PCに入力される。

4: 筋繊維上では減衰しないが、実際に計測される筋電の振幅はその筋繊維と体表面の距離に応じて減衰する。

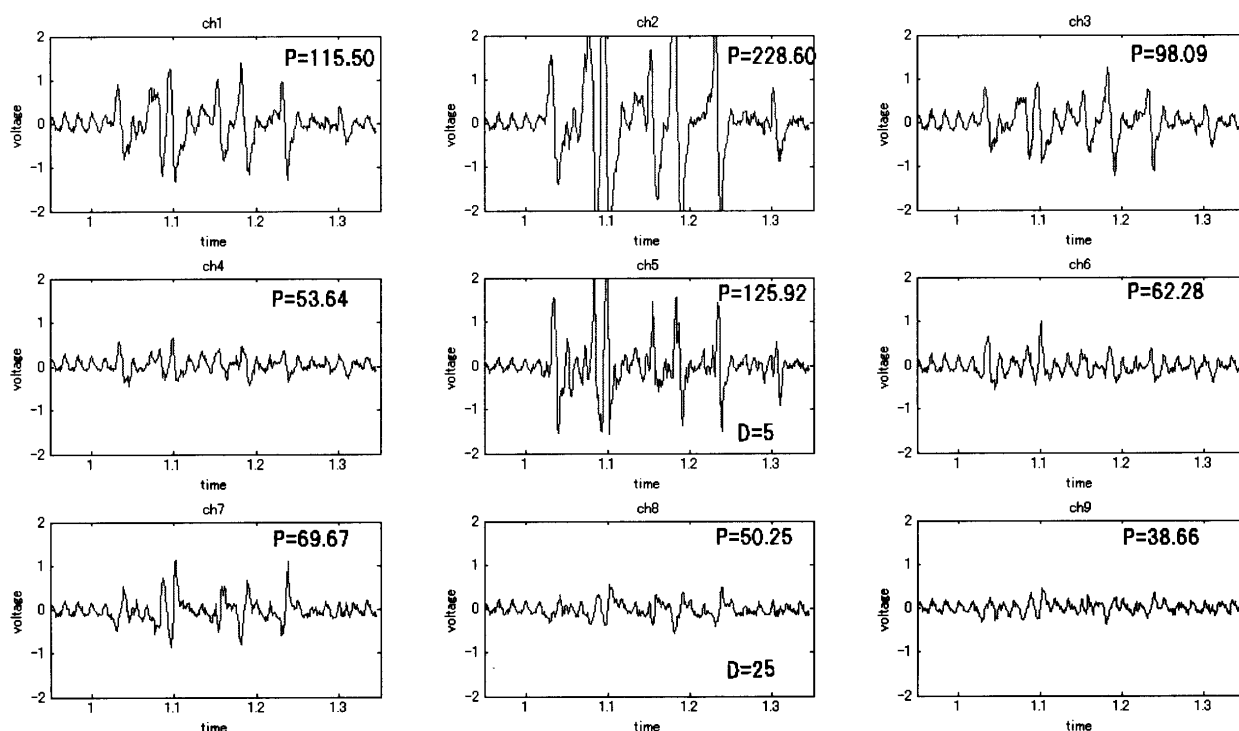


図5 中指の背屈運動の筋電グラフ (9点分)
Fig. 5 Graphs of the middle finger's motions.

4.2 結果と考察

計測した筋電データのうち、中指の背屈動作の結果を図5に示す。波形は複雑だが図3と同様の傾向がみられ、目視で(1,0)若しくは(1,1)の電極が好ましい計測点であることが読み取れる。振幅が全体的に大きい中央の電極から得られた信号を重ね合わせて図6に示す。電極(1,0)の位相遅延が一番少なく、この領域の支配的な信号源に近いことが推測される。

式(1)~(5)の計算の結果、目視で選んだものと同じ電極(1,0)が選択された。図5に、各電極の振幅 P_{ij} (式(1), $T=395\text{msec}$)、及び、中央の電極の位相ずれ D_{0j} を示す。電極(1,0)が電極(1,1)より5msec早く、電極(0,1)が電極(1,2)より25msec早いことから、信号源は電極(1,0)と電極(1,1)の中心から少し電極(1,0)寄りに位置していることが推測できる。このことは、他の筋電の振幅からも予想される。

しかし、中指以外に関しては、信号源と思われる範囲が広い(9個の電極間で位相差がほとんどない)ため、電極数が足りないことがわかった。背屈運動において経験的に発見した各指の適切な計測部位を図7に示す。すべての指をカバーするには、前腕部を広く測定しなくていけないことが分かる。皿電極を一つずつ装着する方法では9点でも手間がかかるため、まずは簡易装着型筋電インタフェースのモックアップを作成したい。その後、すべての指に関して提案手法が有効

であることを確認すると共に、装着位置が若干異なるときに結果がどのように変化するかを調査したい。

5. まとめ

本稿では、筋電の簡易装着型インタフェースの実現に向けて、多数の電極から少数の代表的な電極を自動選択する手法を提案した。筋電信号が筋肉繊維に沿って伝搬し、筋肉繊維と垂直な方向には減衰するという性質を利用し、筋電の振幅と位相遅延の比較によって代表的な電極を算出する。提案手法の有効性を確認するために、9個の電極を前腕に装着し、指の背屈運動を測定したデータで検証した。その結果、中指の運動に関しては想定どおりの筋電信号のグラフが得られ、提案した計算手法で正しく代表電極を選択することができた。

今後は、4.2に挙げた課題をはじめ、動作や被験者、計測部位などを変えながら提案手法を検証していきたい。簡易装着型筋電インタフェースに実際に適用するには、更に多くの課題が残っている。例えば、本稿では、計測範囲全体から式(1)~(4)を適用する範囲($3 \times 3 \sim 4 \times 6$ 程度)を自動選択する方法について述べていない。これについては、特定の動作を行った際の振幅などで決定することを検討している。また、不良電極の対処法について、基本的なアイデアについては本稿で述べたが、実際にそれらを自動的に判別して除外する処理を実装することは今後の課題となって

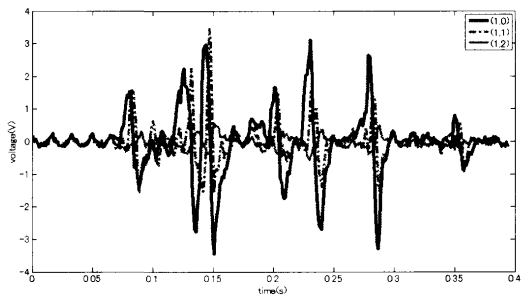


図 6 電極 (1,0),(1,1),(1,2) の重ね合わせ
Fig.6 Graph of electrode (1,0), (1,1), and (1,2).

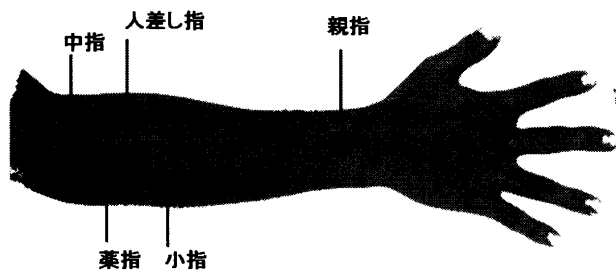


図 7 中指以外の代表位置（経験的に発見したもの）
Fig.7 Typical measurement positions of the finger motions.

いる。

参考文献

- [1] <http://www.cyberdyne.jp/>
- [2] Sebastian Bitzer, Patrick van der Samgt, "Learning emg control of robotic hand:towards active prosthese", Proc. of the IEEE Int'l Conf. on Robotics and Automtation, pp.2819-2823, 2006.
- [3] 牧野泰才, 篠田裕之, 岡田明正, "二次元筋電パターンを計測する柔軟体インタフェース", 電気学会センサ・マイクロマシン部門総合研究会, 2006.
- [4] M.Toda, J.Akita, K.Iwata, "Flexible Network System for Ubiquitous Computing Using Fabric Material", Proc.of Korea-Japan joint Workshop on Ubiquitous Computing System, pp.173, 2005.
- [5] 木塚朝博, 木竜徹, 増田正, 佐渡山亜兵, バイオメカニズム学会 (編集) "表面筋電図", 東京電気大学出版局, 2006.
- [6] 米国保険福祉省公衆衛生局疾病予防センター, 国立産業安全保健研究所 "表面筋電図の人間工学応用", 労働科学研究所出版部, 2004.
- [7] 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", 電子情報通信学会信学技報, pp.41-46, 1995.
- [8] Mitsuru Kawamoto, Kiyotoshi Matsuoka, Noboru Ohnishi, "A method of blind separation for convolved non-stationary signals", Neurocomputing 22, pp.157-171, 1998.
- [9] 前川聡, 有元隆彦, 小谷学, 藤原義久, "多チャネル表面筋電図からの運動単位の分離", 日本電気生理運動学会大会抄録集, 11, pp10-15, 2002.

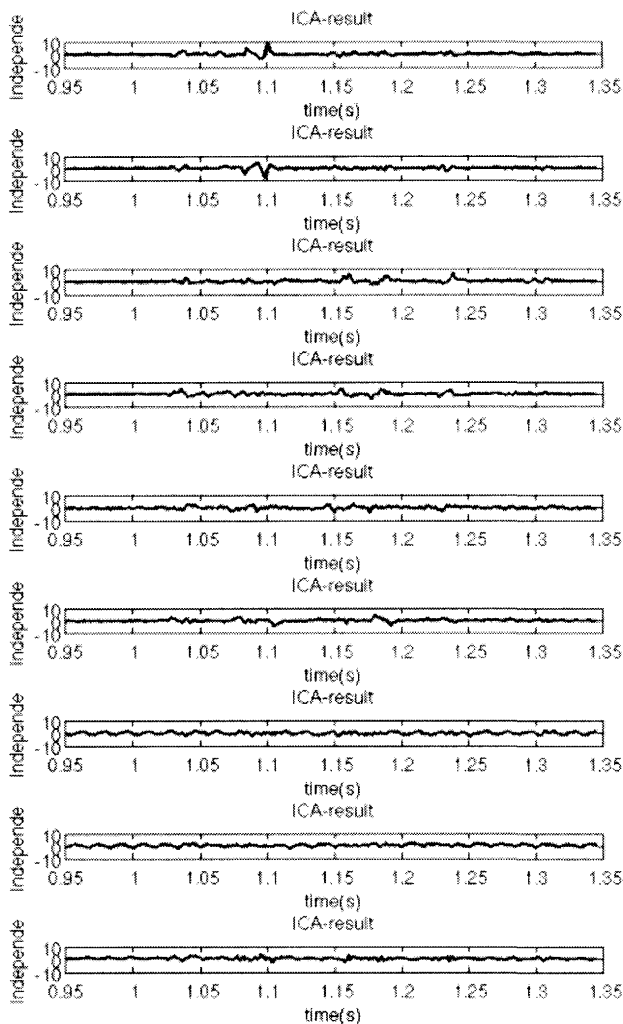


図 A.1 独立成分分析の結果
Fig. A.1 Result of ICA.

[10] "解剖学アトラス 1", 文光堂, 1995.

付録

A. 信号解析による筋電データ処理アプローチ

参考のため、独立成分分析 (ICA) を筋電データに適用した結果を図 A.1 に示す。ICA で独立した信号に分離することはできているが、Motor Unit (MU) からの信号に分離できたわけではない。しかし、個々の MU からの信号に分離するというのではなく、扱いやすくするために独立した信号に分離するという意図で用いれば十分に有効な手法となりうる。従来研究において ICA や BD によって運動部位に対応した信号に分離できたという報告があるが、これらはそうなるような電極位置を適切に選んだからではないかと我々は考えている。つまり、本手法によって代表電極を選択した後で BD などの信号解析を用いれば、人手を介さずに運動単位の信号に分離できる可能性も考えられる。今後、検討していきたい。