

## 二次元筋電パターンを計測する柔軟体インタフェース

牧野 泰才\* 篠田 裕之 (東京大学)

岡田 明正 (JR 東日本)

### Elastic Interface Device Measuring Two-Dimensional Myoelectric Signal Pattern

Yasutoshi Makino\* and Hiroyuki Shinoda (The University of Tokyo)

Akimasa Okada (East Japan Railway Company)

In this paper, we propose a new man-machine interface which measures two-dimensional patterns of myoelectric potentials from a surface of a forearm. With high density 2D patterns of the myoelectric signals, it is possible to predict the movements of one's fingers and forearm before the real motion. The key issue for realizing such a device that covers whole area of the forearm with high density electrode arrays is the wiring to each electrode. The wires also constrain the motion of the forearm. To solve this problem, we adopt a Two Dimensional Communication (TDC) sheet as a substitution for the wires. Since the sheet can be composed of soft and stretchable materials such as a conductive fabric, a wristband-shaped electrode array is feasible. This paper shows the results of the basic feasibility studies. This system is considered to be useful for inputting users' intention to a machine as well as conventional electromyography.

キーワード: マン・マシンインタフェース, ヒューマンインタフェース, 筋電計測, 二次元通信,

(Man-Machine Interface, Human Interface, Electromyography (EMG), Two Dimensional Communication.)

#### 1. はじめに

近年、人間と機械とが情報のやり取りをする機会が増えている。携帯電話をはじめとする小型情報機器や、パソコン、カーナビゲーションシステムなど、周囲に多くの情報機器があふれ、それらにストレス無く情報を入力することが要求される。現在、その入力手段はキー入力によるものが大半である。携帯電話のように、対象とする機器が小型になるほどキーも小さくなり、その扱い難さが問題となる。

本稿で我々は、筋電信号を用いたマン・マシンインタフェースを提案する。筋電信号とは、人間が動作を起こそうとする際に生じる筋肉への神経パルスであり、経皮的に電極を介して計測される。各指の動作を司る筋肉は、前腕部において空間的に独立して配置されているため、十分な解像度で前腕部の筋電分布を計測できれば、各指の動作を独立に推定可能になると考えられる。筋電信号により手指の動作を計測し、その動作を入力とするインタフェースを提案する。

筋電信号の最も大きな特徴は、実際に四肢が動作を開始する前に観測できる点である。そのため、提案するインタフェースでは、その応答性の速さが期待できる。また、キーボードのように物理的な構造物を必要とせず、皮膚表面

に電極を配置するだけですむため、小型で簡潔な入力デバイスの実現も可能であると考えられる。

いくつかの先行研究において、筋電をインタフェースとして利用する手法が提案されている。山海らは筋電信号をパワーアシストスーツの入力として利用している<sup>(1)</sup>。四肢の筋電信号を観測し、その出力データから動作開始のタイミングを予測し、それを基にマシンがその動作をアシストする。文献<sup>(2)</sup><sup>(3)</sup>などでも同様に、筋電のインタフェースとしての利用が検討されている。これら研究においては、主要な筋肉に沿って少数の電極を配置し、それらの出力から四肢の挙動を推測するという手法をとっている。主要な筋肉に沿って配置された少数の計測データからの情報を基に、いかに正確に動作を推測するかという、パターンマッチングの研究もまた多くなされている<sup>(4)</sup>。

一方、2次元的に筋電分布を計測する手法も研究されている<sup>(5)</sup><sup>(6)</sup>。BioSemi社による Active High-Density EMG electrode array<sup>(5)</sup>では、45mm×60mmの領域内に、130chの電極を5mmピッチで配置した筋電計測装置が開発されている。この場合、上腕に電極アレイを固定した状態で計測が行なわれる。

これら先行手法に対し、我々は前腕の全周を覆うリストバンド型の2次元筋電パターン計測システムを提案してき

た<sup>(8)</sup>。図1にその概略図を示す。前腕を覆うためにリストバンドの内側に電極をアレイ状に配置し、筋電信号を高密度な2次元パターンとして計測する。

このようなシステムにおける問題は、配線の煩雑さである。計測点数の増加に伴い配線数が増加し、システムが複雑になってしまう。また、その配線によりリストバンドの柔軟性が損なわれ、前腕のような自由曲面に沿って電極を密着させるように巻きつけることが困難になる。配線により手腕の可動範囲も制限されてしまうため、簡便なインタフェースとしての利用は見込めない。フレキシブル基板を用いて配線をプリントした場合にも、基板の伸縮性が低いため、電極の密着性に問題が多い。

本手法では、リストバンドを2次元通信シートにより実現することで、これら問題点の解消を考える。2次元通信とは、情報を2次元状のシート内に閉じ込めて伝送する技術である。2次元的に伝搬する電磁波を用いて、通信シート上に配置されたセンサノード間で通信を行なう。各ノードは通信シートに接触しているだけでよく、それぞれを個別配線することなく、各チップ間の通信が行なえる<sup>(7)</sup>。そのため、必要な配線はデータ取得用PCに接続する1本だけで十分になり、手腕の自由な運動が可能になる。その配線部分でさえも、既存の無線通信を利用することで、リストバンドを配線で接続する必要なく、筋電信号を取得することも可能になる。

2次元通信シートは、導電性の布といった柔軟な材料で実現できるため、皮膚と電極との間に十分な接触圧を保つようなリストバンドを製作でき、計測の安定化が見込まれる。筋電信号は円筒状の循環的な2次元パターンとして計測されるため、リストバンドの回転に依存しない認識も期待でき、従来手法のような位置合わせも必要なくなる。筋電信号は、電極の直上に配したアンプにより増幅され、デジタル化された状態で2次元通信層内を伝送されるため、外来ノイズに対して頑健な計測システムが構築される。

これら利点を持つ提案手法は、以下のようなアプリケーションが期待される。

- ・ 携帯電話やPDAなど、小型情報機器への情報入力インタフェース
- ・ 義手、義足等、人間の動作をサポートする機器を操作する際の入力デバイス
- ・ ゲームなどにおける、人間の動作による情報入力端末
- ・ スポーツ選手の動作解析などにおける、人間の動作履歴を筋電信号波形として記録するデバイス。またそれを用いた指導の補助。
- ・ 遠隔操作システムにおける、操作遅延の解消（筋電は指が動く前に生じることを利用）

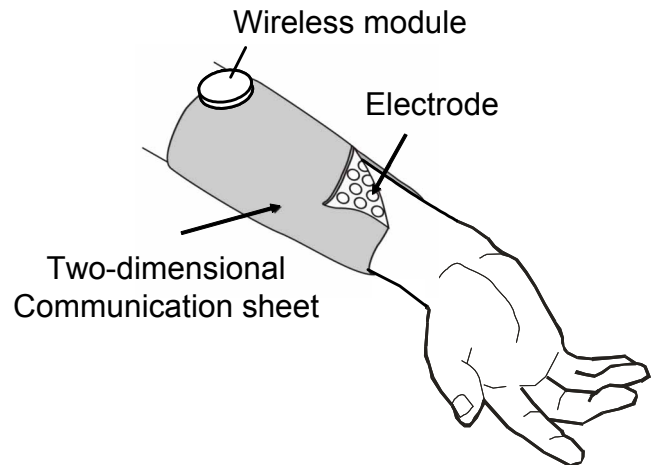


図1 リストバンド型、柔軟2次元筋電パターン計測システム概略図

Fig. 1. Schematic diagram of the wristband-shaped electrode array for EMG.

## 2. リストバンド型筋電計測システム

我々が提案してきたリストバンド型筋電計測システムは、大きく以下の2つの要素からなる。すなわち、筋電信号を取得し、増幅した後にデジタル信号に変換するセンサ部分と、その信号をホストへ送るための通信路である2次元通信部分である。以下、各要素について簡潔に説明する。

### 〈2・1〉筋電計測センサ部

筋電信号は、筋肉が収縮する際に発生する電気パルスであり、一般的には3つの電極を用いて経皮的に検出される。図2にその概略を示す。3つの電極のうち1つはグラウンド電極であり、筋肉の動きに対して、電氣的に安定した箇所に配置するのが普通である。残りの2つは計測用電極であり、筋繊維の方向に沿って配置されるのが望ましい。筋電信号は微弱なため、ハムノイズなどの外来ノイズの影響を受けやすい。そこで、同相ノイズ成分を除去するために、A-G間の電位差と、B-G間の電位差との差を増幅する回路を用いる差動計測法が良く知られている。

安定した計測を行なう上で問題となるのは、皮膚と電極との間の分極電位、及び電極の接触状態変化による接触インピーダンスの変化である。分極電位に関しては、分極電位の小さなAg/AgCl電極を用いる方法が一般的である。一方、接触インピーダンスについては、これを安定させるために、電解ペーストを塗布する湿式電極が良く知られる。インタフェースとしての利用しやすさを考えた場合、電解ペーストを用いない乾式電極が望ましい。しかし、乾式電極の場合、皮膚と電極との間の微妙な接触状態の変化により、インピーダンスが大きく変動し計測結果に影響を与える。接触インピーダンスの変動に依存しない計測を行なうためには、アンプの入力インピーダンスを十分大きくする

必要がある。市販されている計装アンプは、この条件を満たし、十分な精度で差動増幅を行なうことが出来るものであり、今回はこれを使用した。また、十分な接触圧を保つことにより、変動を抑制した状況下で計測を行なうことも重要となる。2次元通信シートは、十分な弾性を持った素材で製作可能なため、安定した接触圧を保った状態での計測が見込まれる。

このようにして増幅された筋電信号は、電極の直上でA/D変換され、2値化されたデータとして通信用LSIチップを介して2次元通信シート内に伝送される。電極からの配線が短いため、ノイズの影響を受けにくい段階でデジタル化でき、安定した筋電計測の実現が期待される。

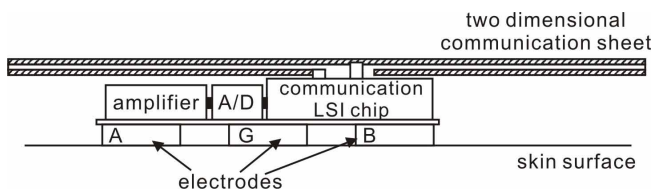


図2 筋電計測用センサユニット

Fig.2. A cross section of a measurement unit.

### 〈2・2〉 二次元通信

提案手法を実現するための要素2つめが“2次元通信”である<sup>(7)</sup>。これは、通信の新しい物理層を提案するものである。模式図を図3に示す。通信シートは2枚の導電層で誘電体を挟んだ3層構造により構成される。この上下2枚の導電層間に高周波の電界を印加すると、シート内を2次元的に伝搬する波動が形成される。この電磁波を利用し通信が実現される。実際には、通信シート表面に設けられた開口により通信ノードが接続され、通信が行なわれる。

この通信シートを構成する導電層の部分は、導電性をもちさえすれば、その材質は問わない。すなわち、伸縮可能な導電性の布を用いた、柔軟で軽く皮膚表面の形状にフィットするような2次元通信シートも容易に実現される。

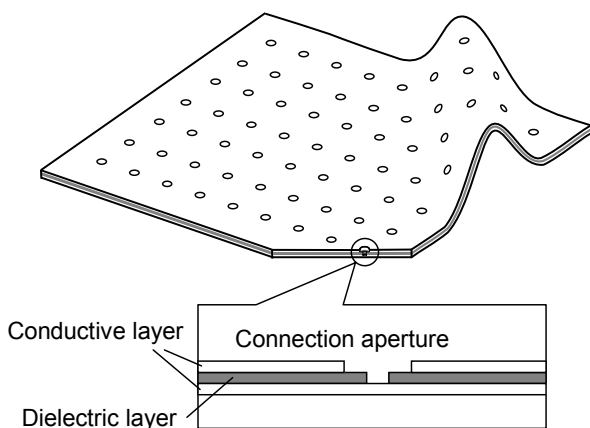


図3 二次元通信シート概略図

Fig. 3. Schematic illustration of Two Dimensional Communication.

先行研究においては、無線LANのプロトコル(IEEE802.11b)を使用してこの通信シートを介して通信することで、プロトコルの限界である11Mbpsのスループットが得られることが確認されている。

### 3. 筋電による手指の動作予測

本節では、筋電信号の計測により、どのような情報が得られるのかを確認した結果を示す。

#### 〈3・1〉 湿式電極による各指の動作推定

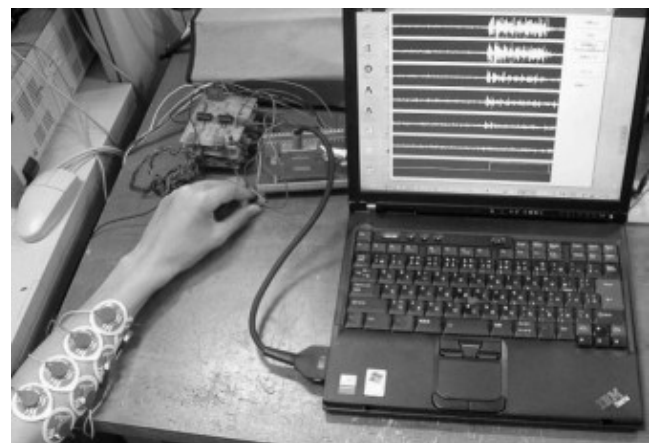


図4 湿式電極による筋電計測システム

Fig. 4. ElectroMyography system using wet electrodes.

まず、先行研究<sup>(8)</sup>においてなされた、2次元的に筋電を計測することにより手指の動作推定が容易になるという実験を簡便に示す。

図4は市販の湿式電極を用いて筋電信号を取得するシステムである。縦方向に4cm間隔で4つの電極を配置し、隣接する電極間の差を増幅し筋電信号を取得した。よって、縦方向には3箇所からの計測データが得られた。それを2列同時に測定し、1回の測定で6ch分のデータを得た。基準電位としては、筋肉が少なく電位の安定している肘に貼付した別の電極を用いている。各列のデータは独立に取得されるため、3×6の計18データが得られた

タスクとして、左手の各指でボタンを押すという作業を課した。このとき使用される指の違いにより、筋電波形の2次元的な分布が時間的にどのように変化するのかを観察した。各チャンネルの筋電波形は、増幅回路で10,000倍に増幅され、100Hzのカットオフ周波数を持つハイパスフィルタを通った後に、10kHzでサンプリング、12bitで符号化されてPCに取りこまれる。PC側でサンプリング可能な測定点数が8chであったため、1回に縦方向のデータを2列ずつ6点測定し、それを周方向に2列ずつずらして3回計測を行なった。

図5はボタンを押す0.05秒前の400Hz以上の筋電信号

強度の分布を示す。6ch ずつ測定された計 18ch のデータを、ボタンを押したタイミングをもとに同期させた。図中、左上に示す模式図が各電極と上腕部との位置関係である。右から 2 列目と 3 列目が内側（腹側）、1 列目と 4 列目が側面を表し、左から 2 列分が外側（背側）を表す。親指と人差し指でそれぞれボタンを押した際の結果を示したものであるが、親指と人差し指で、特に外側の筋電分布に大きな違いが見られる。このような違いは他の三本の指でも確認され、またこの分布が、各指を支配する筋肉の配置によく対応することも確認した。このように、2 次元的なパターンとして筋電情報を取得することで、単に信号強度を観測するだけでも、容易に手腕の動作推定が行なえることが確認されている。

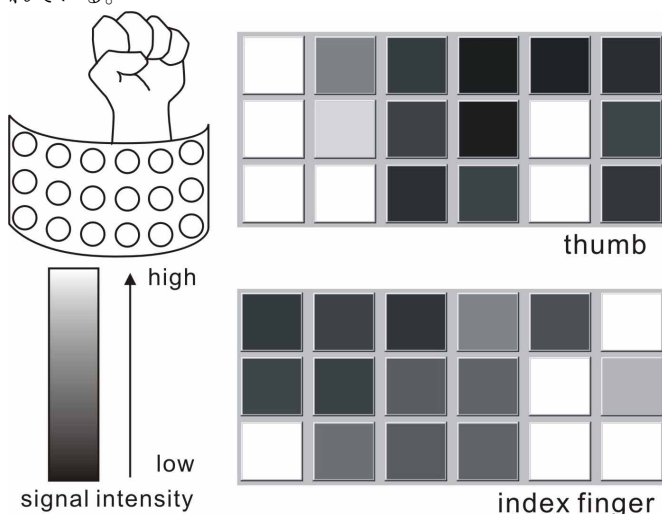


図 5 親指と人差し指でそれぞれボタンを押した際の筋電の強度分布。ボタンを押す 0.05 秒前の 400Hz 以上の信号強度  
Fig. 5. Two dimensional distributions of the myoelectric signal intensities. The picture shows the results 0.05 second before the button was pushed.

### 〈3・2〉 乾式電極を用いた指先への荷重推定

筋電のインタフェースとしての利用を考えた場合、電界ペーストを塗布する湿式電極よりも、それを必要としない乾式電極の方が望ましい。本稿では、乾式電極を用いた筋電計測システムを試作し、その性能の評価を行なった。その手法として、指先に与えられた荷重の変化に対して、筋電信号の強度がどのように変化するかを確認した。一般的に、与えられた負荷に比例して、筋電信号の強度が増加するという特性が知られている。

図 6 に試作した乾式電極の電極部を示す。図 2 で示したように、3 つの電極を配置し、中央の電極をグラウンドとして、隣接する 2 電極間の電位差の差を増幅している。

図 7 に負荷推定用の実験系を示す。100g から 1000g までの 11 種類の負荷を用意した。各負荷は、ガイドにより左手薬指に対し鉛直方向に与えられた。この際、被験者には指を出来る限り水平に保つようという課題が課せられた。この際、残りの 4 本の指は開いたままで行なった。

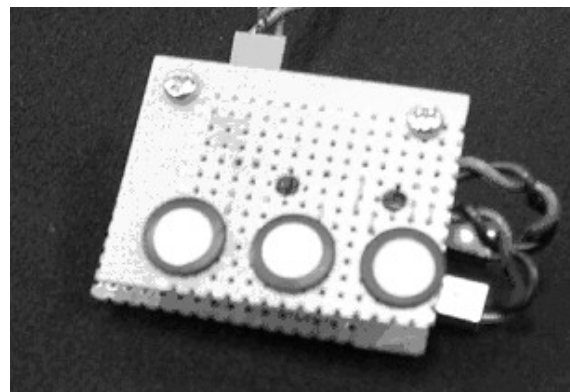


図 6 乾式電極による筋電計測システム試作機  
Fig. 6. A prototype system using the dry electrodes.

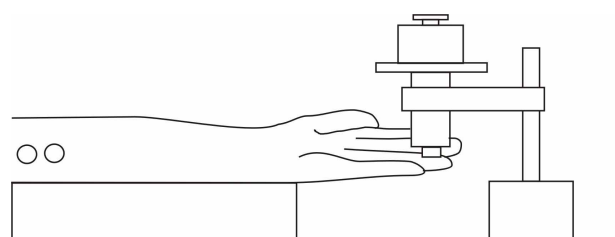


図 7 負荷推定実験系概略図  
Fig. 7. Experimental settings for load estimation.

このように、水平状態に保っている際の筋電信号を前腕分内側の肘との付け根部分に配置した電極により計測した。薬指の曲げに対して最も感度良く筋電信号が観察される部位を選択して電極を配置してある。

1 人の被験者に対してこの実験を行なった結果を、図 8 に示す。横軸が与えられた負荷を、縦軸が測定した 2 秒間の、平均信号強度を dB 表示したものである。ここで、0dB は無負荷時の信号強度を示しており、実効的なノイズレベルを表す。実線は湿式電極を使用した際の結果を、点線は乾式電極による負荷推定結果を表す。湿式電極を利用した際には、ほぼ線形に信号強度が変化しているのが確認された。この際の傾きは 18dB/kg である。一方乾式電極の方でも、同様の結果が確認されており、乾式電極でも湿式電極と同程度の性能が得られることが確かめられた。

本実験において、乾式電極を使用した場合、その接触圧を十分高く保っておくことが、安定した測定に欠かせないということも確認された。今回は、簡易的に電極をテープで皮膚に直接貼り付けて計測を行なったが、提案手法ではサポータ状の 2 次元通信シートにより、皮膚と電極とを密着させることが可能なため、安定した計測の実現が見込まれる。

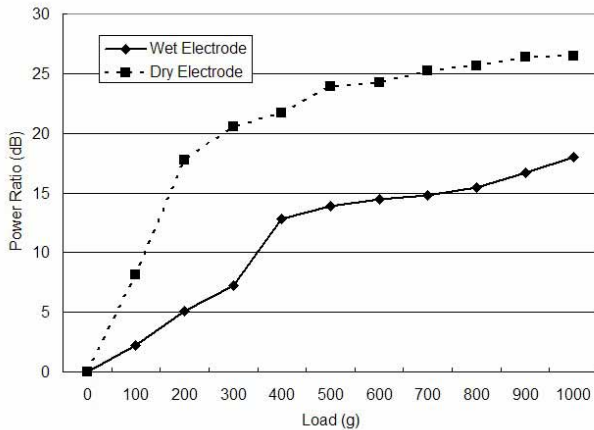


図 8 乾式・湿式電極を用いた、負荷推定実験結果  
 Fig. 8. Relationship between the given loads and the signal intensity using wet and dry electrodes.

#### 4. 試作システム

前節までの基礎実験データを基に、今回試作したリストバンド型電極アレイの写真を図 9, 10 に示す。図 9 が皮膚に接触する電極側を示す。図 10 は電極の直上に配置された増幅回路と A/D コンバータ、通信用 LSI チップを搭載したセンサノード側である。16 個の個別電極と、1 つのグラウンド電極により、8ch 分の筋電データを取得できるシステムになっている。このアレイ状のシートを前腕に巻きつけた状態で筋電を計測する。

これまで、グラウンド電極は計測する 2 つの電極の中間に配置して測定していたが、今回は図 9 の下側に示すような、前腕の肘付近の全周をカバーするような大きな電極を用いることにした。この場合、グラウンド電位は前腕表面の平均値となり、筋肉の動きに対して変動が小さく変動が小さく期待される。また、サポータの回転に対して不変であり、装着の際に方向等を気にする必要も無い。

電極には、通信シートを構成したのと同じ材料である、導電性の布を使用した。サイズは 2cm×2cm であり、配置の中心間の距離は 3cm となっている。電極部に導電性の布を用いることで、サポータ全体の柔らかさを保ったままに筋電の計測が可能になる。電極自体が変形するために、前腕の曲面に沿って電極がしっかりと密着し、安定した計測が可能になると考えられる。また軽さも保たれ、装着時の疲労を軽減する効果が期待される。

センサノードの構成は、図 2 に示したものとほとんど同じものになっている。計装アンプとオペアンプを使い、2 段階でトータル 50,000 倍増幅するように増幅回路を構成している。A/D コンバータは 660mV のレンジを 8bit で変換するものを試作し使用した。通信用の LSI チップは、独自のプロトコルを搭載したものを試作し、通信層に接続した 8ch のデータが混信しないような制御を行なっている。通信に使用する周波数帯域は、2 次元通信の原理の部分では

2.4GHz といった高周波帯を想定していたが、今回は 50MHz とやや低周波の帯域を使用している。また、原理的には 2 次元通信シートを介して各センサノードへの給電も可能となるが、今回は電源用の層を別途用意し、給電を行っている。

このシステムを用い、現在までのところ 1ch を動かした際に、筋電信号が計測されることを確認した。また、8ch 同時に駆動した際に、混信することなく各チャンネルからデータが出力されているのも確認した。

これら出力データを基に、皮膚表面で観測される筋電の 2 次元的な分布を再構成し、手指の動作との対応関係を取り、その動作を予測するというのが、これからの課題である。また、通信に用いる周波数帯域を上げ、より高速で効率的なセンサアレイの構築を目指す。

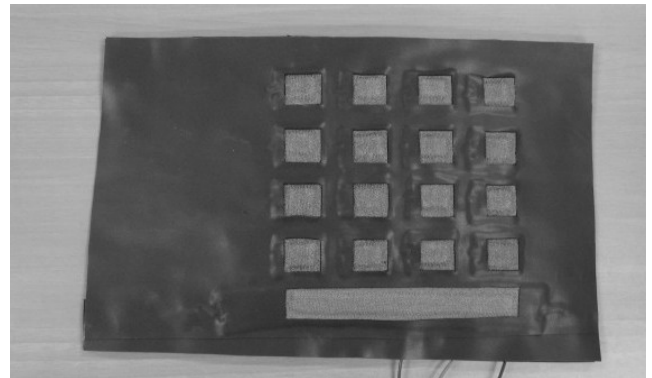


図 9 2次元電極アレイ試作システム（電極側）  
 Fig. 9. A prototype system of a two dimensional electrode array (electrodes side).



図 10 2次元電極アレイ試作システム（センサノード側）  
 Fig. 10. A prototype system of a two dimensional electrode array (sensor nodes side).

#### 5. まとめ

本稿では、前腕の全周を覆うリストバンド型の筋電計測システムを提案し、その有用性を示した。市販の湿式電極を前腕部に配置して筋電分布を観測した結果、信号強度の

---

みの分布を比較することで、ボタンを押している指を容易に特定できることが確認された。また乾式電極による計測システムを実現し、指先に与えられた負荷に対して、筋電の強度が比例関係を示すことを確かめ、乾式電極でも十分な波形が得られることを確認した。

導電性の布を用いた通信シートと電極アレイのシステムを試作し、筋電計測が実現できることを確認した。現在、8ch分のデータを取得する部分まで実現されている。これらデータを基に、皮膚表面で観測される筋電の2次元的な分布を再構成し、手指の動作との対応関係を取り、その動作を予測するというのが、これからの課題である。

これが実現されると、小型情報機器への情報入力インタフェースとして、あるいは、義手、義足等への操作入力デバイスとしての応用が期待される。また、人間の動作履歴を筋電信号波形として記録したり、遅延の少ない入力インタフェースが実現できたりと、これまでにない筋電の利用方法が期待できる。

## 文 献

- (1) H. Kawamoto, S. Kanbe, and Y. Sankai: "Power Assist Method for HAL-3 Estimating Operator's Intention Based on Motion Information," *Proc. 2003 IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp.67-72 (2003)
- (2) L.J. Trejo, K.R. Wheeler, C.C. Jorgensen, R.Rosipal, S.T. Clanton, B. Matthews, A.D. Hibbs, R. Matthews and M. Krupka: "Multimodal Neuroelectric Interface Development," *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, pp.199-204 (2003)
- (3) K. Coleman: "Electromyography Based Human-Computer Interface to Induce Movement in Elderly Persons with Movement Impairments," *Proc. 2001 EC/NSF workshop on Universal accessibility of ubiquitous computing*, pp. 75-79 (2001)
- (4) L. Pelland and P. Mckinley: "A pattern recognition technique to characterize the differential modulation of co-activating muscles at the performer/environment interface," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 14, pp.539-554 (2004)
- (5) J. H. Blok, J. P. van Dijk, G. Drost, M. J. Zwarts, and D. F. Stegeman: "A high-density multichannel surface electromyography system for the characterization of single motor units," *Review of Scientific Instruments*, Vol. 73, No. 4, pp. 1887-1897 (2002)
- (6) B. G. Lapatki, J. P. van Dijk, I. E. Jonas, M. J. Zwarts and D. F. Stegeman: "A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG," *Journal of Applied Physiology*, Vol. 96, pp.327-336 (2004)
- (7) Y. Makino, K. Minamizawa and H. Shinoda: "Two Dimensional Communication Technology for Networked Sensing System," *Proc. International Workshop on Networked Sensing Systems (INSS) 2005*, pp. 168-173 (2005)
- (8) Y. Makino, S. Makise and H. Shinoda: 「筋電分布を計測するリストバンド型インターフェース」, 第22回センシングフォーラム講演論文集, pp.81-84 (2005)