

筋電分布を計測するリストバンド型インターフェース

○牧野泰才, 牧瀬壮四郎, 篠田裕之 (東京大学)

A Wristband-Shaped Interface Measuring Myoelectric Potential Patterns

Y. Makino, S. Makise and H. Shinoda (The Univ. of Tokyo)

Abstract: In this paper, we propose a new man-machine interface which measures two-dimensional patterns of myoelectric potentials from a surface of a forearm. High density 2D patterns of the myoelectric signals can even predict the movements of one's fingers and forearm before the real motion. However, one of the most difficulties for covering whole area of the forearm with high density electrode arrays is a wiring of the each electrode. A lot of electrodes require a lot of wires which constrains the motion of the forearm. To solve this problem, we adopt a Two Dimensional Communication (TDC) sheet as a substitution for the wires. The TDC technology enables us to connect a large number of elements on the sheet without wiring. Since the sheet can be composed of soft and stretchable materials such like a conductive fabric, a wristband-shaped electrode arrays are feasible. This paper shows the results of the basic feasibility studies. This system is considered to be useful for inputting users' intention to the machine as well as for conventional purposes of electromyograph.

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

1. はじめに

携帯電話をはじめとする小型情報機器やパソコンの普及に伴い、人間と機械とが情報のやり取りをする機会は増えている。しかしその入力手段はキー入力によるものが大半であり、携帯電話のように機器が小型になるほど、その扱い難さが問題となる。

この問題に対する一つの解決策として、筋電信号を用いた情報の入力が考えられる。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、経皮的にあるいは刺入された針電極により計測される。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、手腕の動作により情報を入力するというインターフェースを考えた場合、その応答性の速さが期待できる。また、キーボードのような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あるため、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。

このような筋電のインターフェース利用に関する先行研究としては、山海らのパワーアシストスーツが挙げられる[1]。四肢の筋電信号を観測し、その出力をキーとして人間の動作を予測し、マシンがその動作をアシストする。[2],[3]などでも同様に、筋電のインター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配置された少数の電極により筋電信号を観測し、四肢の挙動を推測するという手法をとっている。このようにして得られた少数点からの情報を元に、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[4]。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[5],[6]。BioSemi社によるActive High-Density EMG electrode array [5]では、130chの電極が5mmピッチで配置された筋電計測装置が開発されている。この場合、筋電の計測される領域は45mm×60mmであり、上腕に電極アレイを固定した状態で計測が行なわれる。

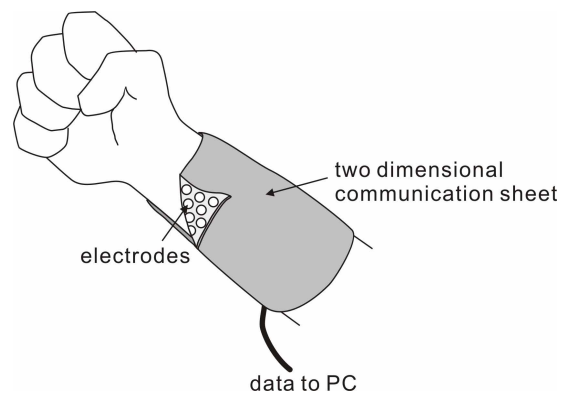


図1 リストバンド型の2次元筋電パターン計測システム概略図

これに対し、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する。図1にその模式図を示す。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を考えたときに問題となるのは、配線の煩雑さである。計測点数が増加するほど配線も増加し、それに伴い手腕の可動範囲も制限される。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いため、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は困難である。

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。通信用チップをシート上に配置するだけで、それぞれ個別に配線することなく、各チップ間の通信ができる[7]。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。また、2次元通信シートは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は必要なくなる。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ーフェース
- ・ 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）

2. リストバンド型筋電計測システム

2.1 2次元通信

はじめに、本研究のキーデバイスである2次元通信技術について概説する。図2に2次元通信を行なうシートの模式図を示す。2枚の導電層が誘電体を挟む構造を持ち、上部に通信用チップを接続するための開口を有する。この開口より、上下の導電層間に高周波の電界を印加した場合、2次元通信シート内を等方的に伝搬する電磁波解が存在することが示されている。この電磁波を用いて、シートに接続された素子間で通信を行なう。

導電性の層は、十分大きな導電率を持っていればその材質を選ばないため、導電性を有する布やゴムなど、柔軟な素材で通信シートを実現することが可能になる。図3は導電性の布を用いて試作された2次元通信シートである。(a)に示すように、十分な伸縮性、柔軟性を持つ。(b)は写真外の別のPCとの間で動画転送を行なった様子を示す。無線LANの規格であるIEEE802.11bプロトコルにより、11Mbpsの通信が実現されることが確認されている。

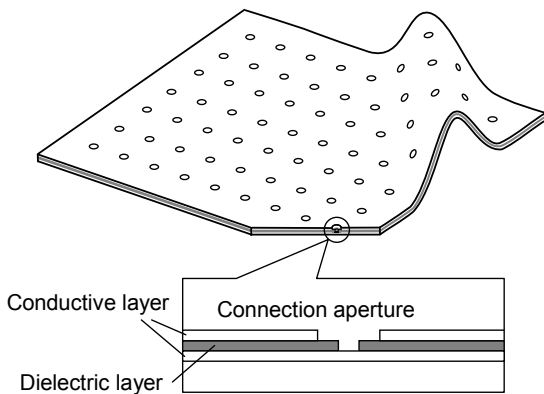


図2 2次元通信シート模式図[7]

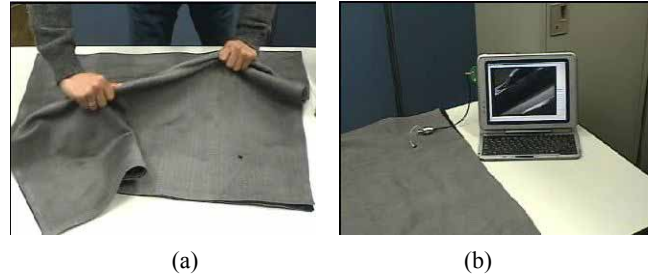


図3 (a)導電性の布を用いた2次元通信シート (b)写真外に存在する別のPCとの間で、11Mbpsの動画伝送が実現されている[7]

2.2 システム構成

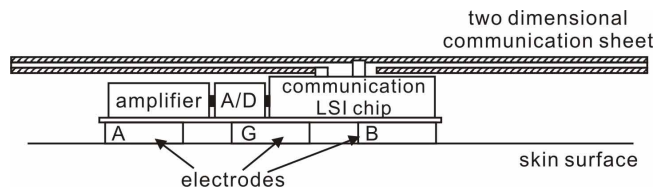


図4 電極と通信用チップからなる計測用ユニット断面図

図4に筋電計測用電極、及び通信用のチップで構成される計測用の1ユニットの断面図を示す。一般的に筋電信号は微弱であるため、隣接する電極間の電位差を差動増幅回路で検出し、ハムノイズなどの同相ノイズ成分を除去する方法が取られる。本研究においても、微小信号を差動増幅回路で増幅して筋電を計測する。具体的には、A,B,Gの3つの電極をユニットとし、中央の電極Gを基準電位として、A-G間、B-G間の電位差の差を増幅し検出する。このようにして得られた信号は、A/Dコンバータでデジタル信号に変換され、隣接する通信用チップにより2次元通信シートを介してホストのPCへと伝送される。

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。しかし、インターフェースとしての利用しやすさを考えた場合これは避けた方が良く、電解ペーストを用いない乾式電極が望ましい。この場合、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。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。

ここで、2次元通信を用い10Mbpsで通信が行なわれた際に、どの程度の計測点数で筋電信号を取得できるかを見積もる。筋電信号は、数10Hz～数kHzの信号として検出されるため、サンプリング周波数は10kHz程度が望ましい。A/Dコンバータにより10bitのデジタル信号に符号化されたと仮定すると、100点からのデータを取得可能である。理論的には100Mbps程度までその通信速度を上げられることが示されているため、十分な点数での計測が可能となることが分かる。

3. 筋電計測による手腕の動作推定

3.1 予備実験

前腕部における筋電波形を2次元パターンとして計測することにより、手腕の動作推定が容易になることを確認するため、市販の湿式電極（湿式電極）を用いた筋電計測を行なった。

実際の実験系を図5に示す。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する。よって、縦方向には3つの計測データが得られる。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。この4つの電極の組を周方向に6列並べて計測を行なった。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。

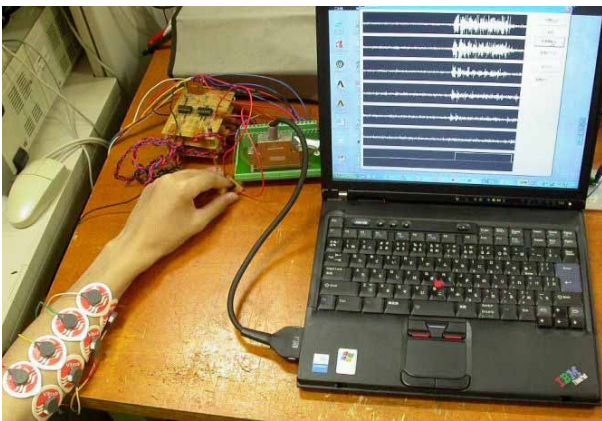


図5 湿式電極による筋電信号計測システム

3.2 結果

図6に測定された筋電波形の1つを示す。測定時間は2秒であり、測定開始約1秒後にボタンを押すというタスクを課した。上から3chが縦方向の1つの列のデータ、その下3chが隣接する別の列のデータを示す。最下行は実際にボタンが押されている状態を測定したものであり、“on”から“off”の間ボタンが押されていたことを示す。この結果より明らかなのは、ボタンが押される約0.1秒前に筋電波形が観測される点である。また、ボタンを離す0.15秒前には筋電波形が観測されなくなる様子も分かる。測定箇所により筋電波形が大きく異なることも確認された。

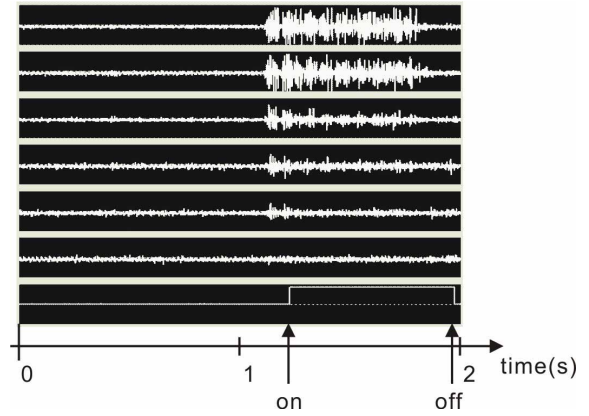


図6 人差し指によるボタン押し課題における筋電波形

次にボタンを押す指の違いで、その空間的な筋電信号分布がどのように異なるかを確認した。図7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。400Hz以上の周波数は外来ノイズの影響を受けにくく、筋肉が動いているかどうかを検出するのに適していたため採用した。

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列目が外側（背側）を表す。ここで示した図は、親指と人差し指の結果である。赤いほど信号強度が大きいことを示す。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。このように、動作している指によって得られる信号強度分布が大きく異なることが他の三本の指でも確認された。これら分布は、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。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示された。

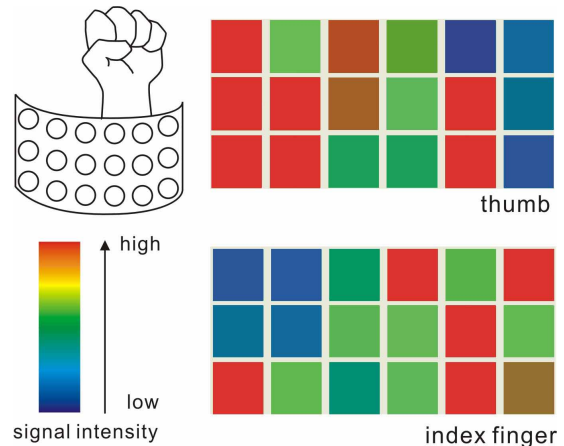


図7 ボタンを押す0.05秒前の400Hz以上の信号強度分布

4. 試作システム

4.1 乾式電極による筋電計測システム

乾式電極による筋電計測システムを試作した(図8)。図4に示した基本構成のように3つの電極を配置し、中央の電極を基準電位として計測を行なうシステムである。乾式電極

の場合、皮膚との接触インピーダンスの大きさが問題となるために、十分大きな入力インピーダンスを持つ計装アンプを用いた。電極の直上にそのアンプを配置し、1000倍に増幅した後にPCに取り込んだ。このシステムにより、乾式電極の場合にも、皮膚と電極とが密着している場合に十分な振幅の筋電波形が観測されることを確認した。

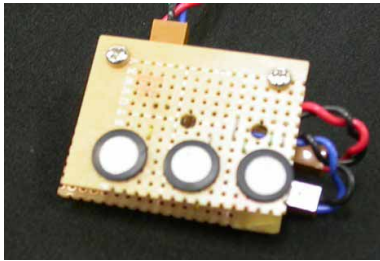


図8 乾式電極による試作システム

4.2 フレキシブル基板による電極アレイ

フレキシブル基板を用い、乾式電極の計測ユニットを2×4の8ch分アレイ状に配置したシステムを試作した。図9の上側が皮膚に接触させるアレイ部分である。電極の直径は10mm、縦方向の3つの電極の配置間隔はそれぞれ11mm、横方向の4chのそれぞれの配置間隔は30mmとなっている。下側は電極の上方に配された増幅回路部、及び配線を示す。表面実装用の計装アンプや抵抗、コンデンサを用いることで、18mm角程度の範囲に増幅回路とハイパスフィルタを配置することが可能になっている。

これを実際に前腕に巻きつけて信号を測定した結果、個別の筋電信号は十分検出されたものの、各電極の接触状態が安定せず、2次元パターンとしては再現性のあるデータの取得は困難であった。これは、フレキシブル基板の柔軟性の低さによるものと考えられる。前腕のような自由曲面に対し、全ての電極で十分な接触状態を保つためには、柔軟なサポータタイプの電極アレイが必要であることが確認された。

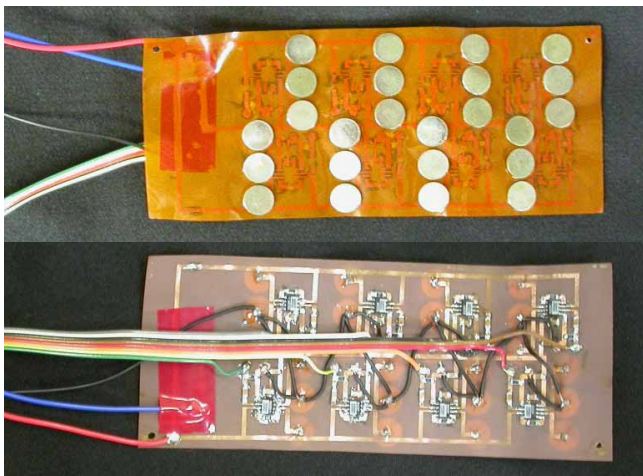


図9 フレキシブル基板による電極アレイ試作システム

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た。伸縮可能な導電性の素材で、リストバンド状の2次元通信シートを構成することで、各電極に個別に配線することなく筋電計測を行なうことが可能になる。これにより、手腕の拘束が少ない状態で筋電信号観測が実現されるため、人間の動作入力によるインターフェースとしての利用が期待される。

このように、筋電を高密度な2次元パターンとして計測することの有用性を確認するために、市販の湿式電極を前腕部に配置して、筋電計測分布を観測した。その結果、400Hz以上の信号強度分布を比較することで、支配的に反応している指を容易に特定できることが確認された。また、実際にボタンが押される約0.1秒前に、その筋電信号が得られることも確かめられた。

乾式電極による計測システムを実現し、乾式電極でも十分な波形が得られることを確認した。また、それをフレキシブル基板上で2×4のアレイ状に配置し、前腕に巻きつけて計測を試みた結果、基板のフィルム部の伸縮性が低いため、全ての電極での安定した計測が困難であることを確認した。これにより、柔軟な素材で形成することが出来る2次元通信を用いた筋電計測の必要性が確かめられた。

以上の基礎実験を踏まえ、柔軟素材によるリストバンド型計測装置を現在開発中であるが、小型情報機器への情報入力インターフェースとして、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、遠隔操作システムに利用するなど、これまでにない筋電の利用方法が期待できる。

参考文献

- [1] H. Kawamoto, S. Kanbe, 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.