

## 二次元筋電分布を計測する リストバンド型マン・マシンインタフェース

○牧野泰才, 篠田裕之 (東京大学)

### A Wristband-Shaped Man-Machine Interface Measuring Two-Dimensional Myoelectric Potential Patterns

Y. Makino and H. Shinoda (The University of Tokyo)

**Abstract:** In this paper, we propose a man-machine interface based on myoelectric potentials which measures two-dimensional patterns of them on a surface of a forearm. Measuring high density 2D patterns of the myoelectric signals makes it possible to predict the movements of one's fingers and forearm before a limb actually moves. The wiring to each electrode is one important issue for realizing a stretchable wristband-shaped electrode array that covers whole area of the forearm. To solve this problem, we adopt a Two Dimensional Communication (TDC) sheet as a substitution for the individual wires. Electrical power is also supplied through the TDC sheet to each sensor by microwave as well as the signal. Based on this technology, we show that small sensing units without electrical contacts to the TDC sheet can measure the EMG signal free from the common mode noise.

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

#### 1. はじめに

これまで我々は、快適に着脱可能な、リストバンド型のマン・マシンインタフェースを提案してきた[10]。柔軟な通信シートによりリストバンドを形成し、その内壁に筋電を計測するためのセンサ素子を多数配置する。これを前腕部に装着することで、前腕部における筋電の高密度な2次元分布を計測できる(図1)。

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、皮膚表面に配置された電極により経皮的に計測される。この神経パルスは、実際に四肢が動作を開始する前に観測されるため、手腕の動作予測が可能になる。また筋電信号の強度は、筋肉の活動度に対応することが知られており[12]、物体を把持している際に、どの程度の力で対象を把持しているかを推定することも可能になる。このような特性から、触力覚情報を取得するセンサとして、また手腕の動作による情報入力インタフェースとしての利用が期待される。

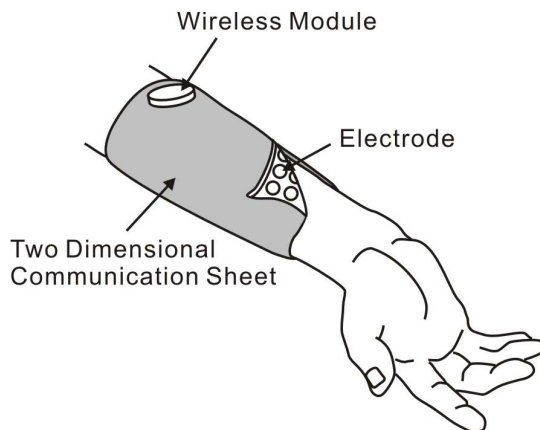


図1 リストバンド型2次元筋電パターン計測システム[10]

我々の提案するシステムは、少ない配線で多数のセンサ素子を接続することが可能であるため、手指の動作を拘束することなく筋電の計測が可能になる。また、2次的に高密度な筋電パターンを取得可能なため、位置合わせの必要なく、手指の動作推定が行なわれると期待される。これら利点により、以下のアプリケーションが考えられる。

- 対象物の把持力、把持状態の推定
- 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、人間の動作記録デバイス。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

筋電信号のインタ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]。これら手法の場合、電極配置の位置精度が手腕の動作推定精度に大きく影響する。

一方、2次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。これら先行研究では、複雑な装置を取り付けたり、手腕を固定したりなど、特定条件下での利用が想定されている。我々の提案する手法では、配線を必要としないため、使用環境を制限することなく、手腕を自由に動かせる状況下での計測が可能となる。

本稿で我々は、2次元筋電計測装置の実現可能性について検証する。本システムの実現に際して、解決しなければならない課題は大きく2つ考えられる。1つは配線の問題である。筋電計測用のセンサ素子を、柔軟シート上に多数配置する場合、各センサを配線で接続すると、シートの柔軟性が失われてしまう。これは計測時の快適さを損なうのみならず、電極と皮膚表面との安定した接触も妨げてしまう。また、手腕の動作が制限されてしまうことも考えられる。従来の配線技術では、このような柔軟体の上に多数のセンサ素子を配置するのは困難であった。

我々は、2次元通信(Two Dimensional Communication: TDC)技術の利用により、この問題を解決できると考えている。2次元通信とは、我々が提案する通信の物理層のことである。2次元状の通信媒体内を伝搬する電磁波を利用し、通信シート上に配置された各センサ素子に個別配線することなく通信が実現される[7] (詳細は付録Aを参照)。2次元通信技術においては、各センサ素子を駆動するための電力もまた、通信シートを介して供給可能である。シート内を伝搬するマイクロ波を利用することにより、通信シートを介して各センサ素子に給電できる。

図2に本稿で我々が提案するシステムの概略図を示す。筋電計測用のセンサ素子は2次元通信シート内に埋め込まれている。特徴的な点は、通信シートと素子の間に電気的な接点を必要としない点である。我々は先行研究[8]において、キャリア周波数の4分の1波長の長さを持つ螺旋状の電極(近接共鳴コネクタ)を、シートとセンサ素子間の接続に用いることで、安定して通信、給電が行なえることを示した(詳細は付録Bを参照)。これにより、シートの柔軟性を保ったまま、センサを多数配置することが可能になる。2.4GHzのマイクロ波を想定した場合、電極サイズは直径5mm以下に抑えることが出来るため、高密度のセンサ素子アレイを実現可能となる。

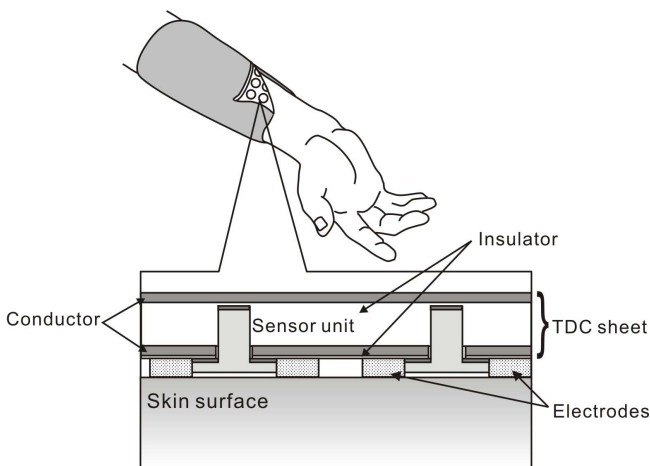


図2 2次元通信シート(TDC Sheet)内に配されたセンサ素子。電気的な接点を必要とせず、安定に通信・給電が実現される。

解決すべき課題の2つめは、いかにして筋電信号を微小センサユニットにより取得するかである。我々の提案手法では、電気的に非接触状態で給電可能なため、センサ素子を電気的にフロートな状態で筋電計測が可能となる。その結果、コモンモードノイズに強い計測が可能になると考えている。本稿では、2つの電極を用いて安定に筋電信号を取得する手法を提案し、その有効性を示す。

## 2. 孤立型ユニットによる筋電計測

図3に提案する筋電計測手法の等価回路を示す。本手法の特徴は、電気的に孤立した2つの電極により安定な計測が実現される点である。筋電信号は電圧源 $V_1$ ,  $V_2$ としてモデル化され、電極と皮膚との間の接触抵抗を含む出力インピーダンス $R_1$ ,  $R_2$ を介して計装アンプに接続される。ここで出力インピーダンス $R_1$ ,  $R_2$ は文献[11]において、100k $\Omega$ としてモデル化されている。本提案手法の特徴は、計測回路の共通電位 $V_a$ が、グラウンド電位に対してフロートの状態になっている点である。外来ノイズ $V_n$ と計測回路とは、容量 $C$ を介した静電結合により接続されるため、この容量を小さくすることで、コモンモードノイズの影響を低減できる。

以下、本手法におけるノイズの影響について定量的に評価する。まず初めに考えられるノイズ源は、信号伝送のために用いられる、2次元通信層内のキャリア信号によるものである。しかし、2次元通信において我々が想定する通信の周波数帯域は数GHzであり、筋電信号の帯域1kHzとは大きく異なる。よって、単純に低域通過フィルタを利用するだけで、容易にこのノイズは除去できる。

次に考慮すべきノイズ源は掌で握られた、情報機器などによるノイズである。このときの等価回路を図4に示す。ノイズ源は主に静電容量 $C_1$ ,  $C_2$ を介して、計測回路に接続されることが分かる。ここで、 $C_1$ はノイズ源と2次元通信シート間の静電容量、 $C_2$ は通信シートとセンサ素子間の静電容量を表す。このとき2つの電極間で観測される電位差は、次の式で与えられる。

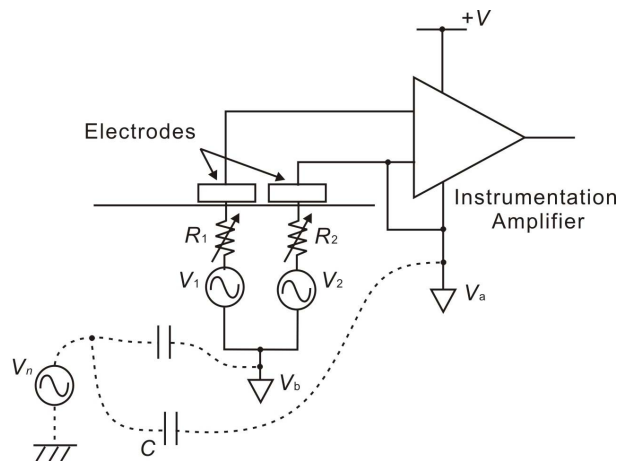


図3 提案手法の等価回路。計測回路はグラウンド電位に対してフロートの状態で動作する。

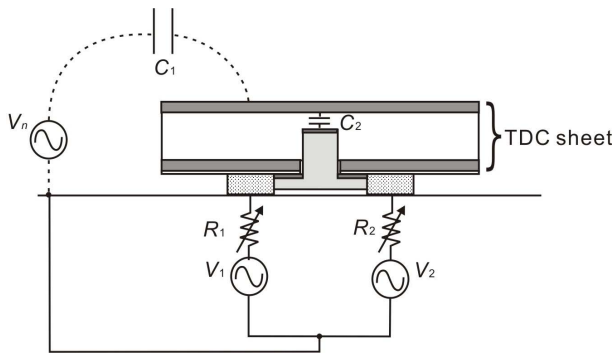


図4 ノイズ源を手にと接触させた際の等価回路。

$$|v| = \frac{R_2}{\left| \frac{1}{j\omega C_1} + \frac{1}{j\omega C_2} + R_2 \right|} V_n < \frac{R_2}{\left| \frac{1}{j\omega C_2} + R_2 \right|} V_n$$

我々のシステムにおいては、近接共鳴コネクタ(Resonant Proximity Connector: RPC)を用いることで、シートと計測回路間の容量 $C_2$ は、1pF程度まで小さくすることができる。このとき1 kHzにおけるインピーダンス $1/\omega C_2$ は100M $\Omega$ 程度である。一方、出力インピーダンス $R_2$ は100k $\Omega$ 程度と考えられるから、例えばノイズ源の電圧 $V_n$ が10mVのとき、回路において観測される電圧は10 $\mu$ Vとなる。これは筋電信号として観測される電圧よりも十分小さく、本提案手法では共通モードノイズを十分低減できると考えられる。

本手法と比較するため、一般的な計測手法を以下に述べる。2つの電極を用い、安定化電源を接続した場合の等価回路を図5に示す。計測回路の共通電位 $V_a$ がグラウンド電位に接続された状態である。このとき、外来ノイズ源 $V_n$ は静電結合 $C'$ を介して皮膚上の安定電位 $V_b$ に接続される。2つの出力インピーダンス $R_1, R_2$ が完全に同じ場合には、計装アンプを用いて差動増幅することにより、このノイズを除去することが可能となる。しかし、出力インピーダンスは皮膚と電極との接触状態に大きく影響されるため、同じ値をとることは無く、2つの電極間に電位差が生じ、これが共通モードノイズとして観測される。

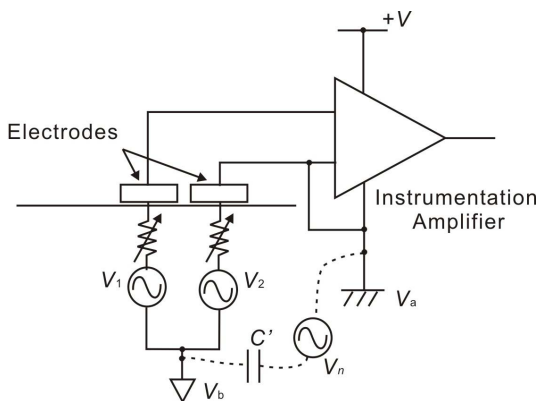


図5 回路の共通電位が接地された際の共通モードノイズ

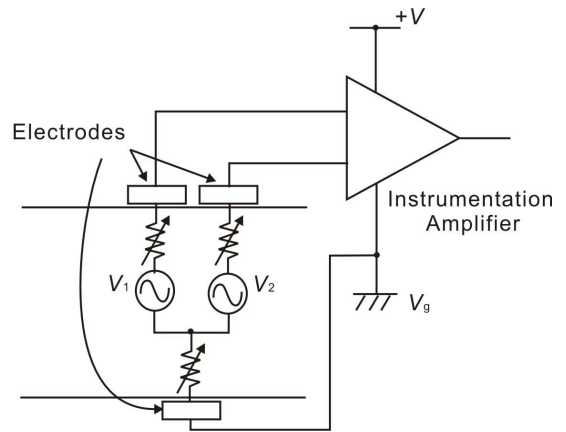


図6 3つの電極による、一般的な共通モードノイズ除去回路。

この影響を除去するために一般的に用いられるのが、新たに3つ目の電極を、肘などの電位的に安定な点に貼付して計測する手法である。このときの等価回路を図6に示す。この場合には図5における $V_a$ と $V_b$ が等電位となるため、共通モードノイズが観測されることはない。今回我々の提案する手法では、電極を増やすことなく、この3つの電極を用いた手法と同等の性能を実現することが可能となる。高密度の電極アレイを実現する場合には、提案手法は有効であると考えられる。

最後に、2つの電極間の距離をどの程度に設定するかという点について考察する。筋電信号の伝搬速度は3~6 m/sであることが知られている。一方、周波数帯域は5~500 Hzであり、そのピークは50~100 Hzに検出される。ゆえに、主要な筋電信号は波長にして50~100 mmの空間分布を形成している。空間的なナイキスト周波数を考慮に入れると、正確な筋電計測のためには数mmの電極間距離で計測するのが望ましい。また差動計測において十分なSN比を確保するためには、これより極端に電極間距離を小さくしない方がよい。文献[5]においては、2次元電極アレイを5 mm間隔で実現している。本稿においても、電極間距離は5~10 mm程度を考える。

### 3. 試作システム

提案計測手法の実現可能性を検証するため、以下のようなシステムを試作し実験を行なった。図7に試作システムのブロック図を示す。通信シートにセンサ素子を配置し、2.4 GHz, 10Wのパワーアンプにより給電を行なった。今回はセンサ素子への近接共鳴コネクタを用いた給電と、それによる共通モードノイズの低減を確認するため、シートを介した通信は行っていない。

図8に試作システムの写真を示す。計測回路のサイズは20 mm x 30 mmであり、電極サイズは直径10 mm、電極間距離は15 mmである。電極には銅を使用し、表面を金でメッキした。近接共鳴コネクタはシート内に埋め込み、シート上部に設けた開口より配線を外に出し、センサ素子に接続した。2次元通信シートはアルミのシートにより導電層を実現し、厚さ2 mmの発泡ウレタンを絶縁層として間に挟むことで実現した。通信シート的一端にSMAコネクタを接続し、パワーアンプよりマイクロ波を印加した。通信シートは、

給電点における反射を軽減するために、指数関数的な形状となっている。

最終的には、センサ出力は通信シートを介してマイクロ波により伝送することを考えているが、今回は配線によりオシロスコープに接続されている。なお、計測結果を観察する際に、オシロスコープのプロブ経由でグラウンドに接地することが無いよう、オシロスコープもバッテリー駆動し、フロートの状態で計測を行なった。

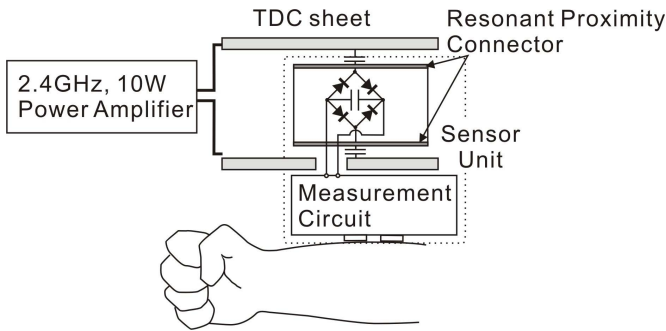


図7 試作システムブロック図

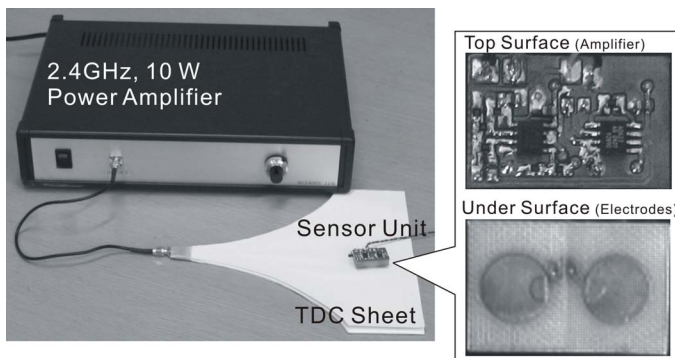


図8 試作システム写真

#### 4. 実験

2つの電極を前腕内側に接触させ、手首を内側に曲げた際の筋電を計測した。筋電信号の計測結果を図9に示す。横軸が時間、縦軸が電圧を示す。今回の計測回路においては、5.5Vを基準に電圧が変動するようになっており、増幅率は1000倍となっている。この結果より、無信号時(0 ms ~ 100msの間)の電圧振幅の標準偏差が0.05Vであったのに対し、筋電信号観測時(120 ms ~ 220msの間)には0.28Vであった。また、最大振幅の絶対値は1.2Vであり、本システムを利用し、十分なS/N比で筋電信号が検出できることが確認された。

観測中に掌にノイズ源(DCモータ)を乗せて同様の実験を行い、コモンモードノイズ除去の性能を確認した。その結果、本提案手法を用いることで、図5の回路構成に比べてノイズを低減できることを確認したものの、十分なS/N比は得られなかった。これは出力観測用の配線部にノイズが重畳されたものと考えられる。提案手法で目標とする最終的な計測システムにおいては、計測された信号は、センサ素子上でデジタル化され、通信シートを介して観測されるため、この影響は小さくできると考えられる。今後解決しなければならない課題である。

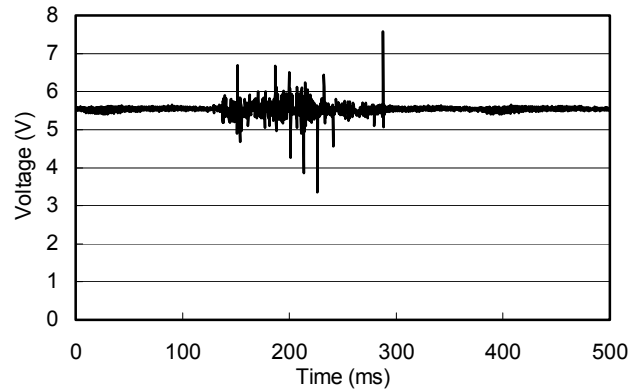


図9 試作システムにより観測された筋電信号

#### 4. 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。前腕部における高密度な筋電信号分布の取得を可能とするため、人間の手指の動作を高精細に予測することが可能になると期待される。新しい情報入力インタフェースとして、また触力覚情報を取得するセンサとしての利用が考えられる。

このようなシステムを実現するために重要な点は、各電極への柔軟な配線技術である。この問題を解決するため、配線の代わりに2次元通信技術を用いるシステムを提案した。2次元通信を利用することで、電気的な接点を必要とすること無く各センサ素子を接続できるため、柔軟なシステムの実現が可能になる。またその結果、各センサ素子をフロートの状態で駆動することが可能になるため、コモンモードノイズの影響を軽減でき、ロバストな計測システムが実現される。

1つのセンサ素子を埋め込んだ通信シートを試作し、実際に計測を行なった。従来、コモンモードの除去に対して3つの電極が必要とされるのに対し、2つの電極のみを用いたシステムでも十分なS/N比で筋電信号が観測されることを確認した。今回の試作システムでは、センサ出力を測定する部分に配線を利用しており、そこからノイズが乗ってしまうため、まだコモンモードの除去が完全とは言えない。これは今後の課題である。

### 付録

#### A. 2次元通信

“2次元通信(Two Dimensional Communication: TDC)”とは、我々の提案する新しい通信の物理層のことである。図10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、上部に信号送受信の開口を有する。この開口より、上下の導体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、シート上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。先行研究においては、導電性の布を用いて通信シートが試作され、IEEE802.11bプロトコルにより、11Mbpsでの通信が実現されている。理論的考察、及び実験による検証は[7]に詳しい。

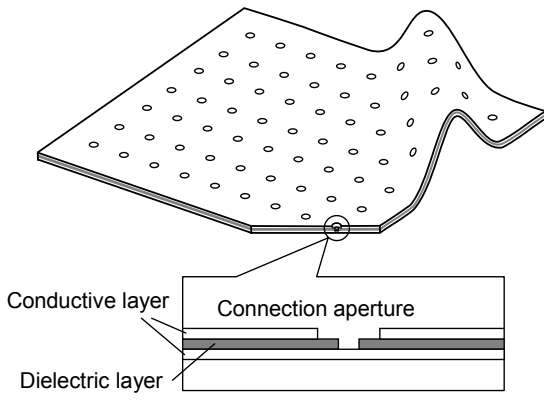


図10 2次元通信シート模式図[7]

## B. 近接共鳴コネクタによる電力伝送

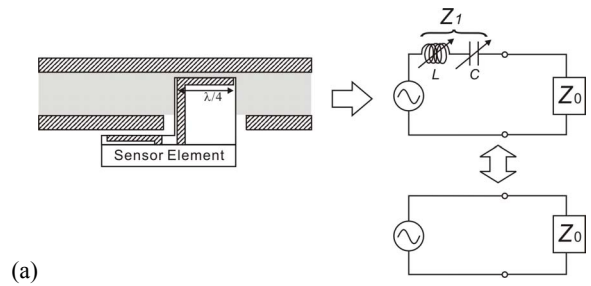
センサ素子を通信シート内に配置する場合、最も簡単に両者を接続する方法として、半田などにより物理的に接続する方法が考えられる。しかし、硬い構造物が柔軟なシート内に存在する場合、その部分に応力が集中し壊れやすくなってしまふ。また製造自体も複雑になる。電気的な接点を持たない状態で、センサを2次元通信シート内に接続する方法が必要と考えられる。

先行研究[8]において、この問題に対する解決法として、我々は“近接共鳴コネクタ(Resonant Proximity Connector: RPC)”を提案した。このコネクタを用いることで、電気的な接触を持たない状態で、安定した接続が実現される。図11(a)に近接共鳴コネクタの概略図を示す。コネクタは矩形の電極で実現される。特徴は、シートに近接させる電極の長さを、通信に用いるキャリア信号の波長に対して4分の1の長さにする点である。この状態で、高周波電圧を図11(b)のA-B間に印加した場合、シート表面に対して垂直に電界が生じる。この電界は、給電点である左端で最小となるような共振モードでの共振を生じる。一方、電流に着目すると左端において最大となる。すなわち、電気的な接点を持たずとも、A-B間のインピーダンス $Z_1$ は理想的には0とみなすことができる。

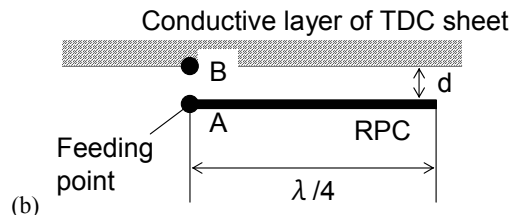
近接共鳴コネクタにおいて重要なことは、共振条件は電極の長さのみ依存するという点である。電極とシート間のギャップ $d$ にはほとんど依存しない。したがって、電極をカーブさせることで、電極サイズを小さくすることが可能になる。先行研究[9]においては、2.4GHzの搬送波を仮定し、シート内の比誘電率を4.9とした場合に、螺旋状の電極を用いることで、電極のサイズを直径2.8mmまで小さくできることを確認している。このサイズは、筋電計測用の電極を高密度に配置する際に、十分に小さいと考えられる。

近接共鳴コネクタを用い、後段に整流回路を置くことで、マイクロ波により給電が可能なることも確認されている。先行研究において、2.4GHz、110mWのマイクロ波を印

加した場合に、20mWの電力が取得可能であることを確認した。



(a)



(b)

図11 近接共鳴コネクタ概略図[8]

## 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.
- [8] Y. Makino, H. Chigusa and H. Shinoda, “Two-Dimension

al Sensor Integration Using Resonant Proximity Connector – Basic Technology and Application to Elastic Interface Device –,” *International Workshop on Networked Sensing Systems (INSS) 2006*, pp. 196-202, 2006.

- [9] H. Chigusa, Y. Makino and H. Shinoda, “Large Area Tactile Sensor based on Proximity Connection of Tactile Sensing Elements,” *Proc. IEEJ 23rd Sensor Symposium (in press)*, 2006.
- [10] 牧野泰才, 牧瀬壯四郎, 篠田裕之: “筋電分布を計測するリストバンド型インタフェース,” 第22回センシングフォーラム講演論文集, pp.81-84, 2005.
- [11] B. B. Winter and J. G. Webster, “Driven-Right-Leg Circuit Design,” *IEEE trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 30, No. 1, pp. 62-66, 1983.
- [12] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵: “表面筋電図,” 東京電機大学出版局, 2006.