

# 導電布上の電力重畳通信を用いた 多点表面筋電位計測システム

殿畑 美也子<sup>1,a)</sup> 秋田 純一<sup>1,b)</sup> 戸田 真志<sup>2</sup> 櫻沢 繁<sup>3</sup> 近藤 一晃<sup>4</sup> 中村 裕一<sup>4</sup>

**概要:** 従来のウェアラブルコンピューティングのシステムでは、有線式では煩雑なケーブルの問題、無線式では各デバイスへの電源供給問題がそれぞれ存在する。著者らはこれまでに導電性の布を通して、電源供給とデータの送受信の両方を行うことで、双方の問題を解決出来るウェアラブルコンピューティング向けネットワークシステム TextileNet を提案してきた。また導電布は、その高い導電率から人体表面を一定電位に保つ効果があり、表面筋電位計測時におけるハムノイズ等の外来ノイズの除去に有効である。本稿では、導電布上の電力重畳通信を用いる、多点表面筋電位計測システムの実装について述べる。

## Multi-channel Electromyography Measurement System Using Power Line Communication on Conductive Cloth

TONOHATA MIYAKO<sup>1,a)</sup> AKITA JUNICHI<sup>1,b)</sup> TODA MASASHI<sup>2</sup> SAKURAZAWA SHIGERU<sup>3</sup>  
KONDO KAZUAKI<sup>4</sup> NAKAMURA YUICHI<sup>4</sup>

**Abstract:** Conventional wearable computing systems have the problems of complicated cable for wired systems and power supply problems to devices for wireless systems. The authors have been developing the wearable computing system with conductive cloth for to solve these problems to supply power and data communication through the conductive cloth. The conductive cloth also has the electrostatic shield effect for its high conductivity, that reduces the external noise. In this paper, we describe the development of the multi-channel electromyography(EMG) measurement system using conductive cloth.

### 1. はじめに

今日の情報機器の小型化・低コスト化・低消費電力化などにより、情報端末を体に纏うウェアラブルコンピューティングの応用が行われてきている。具体的には、音楽プレーヤーや携帯電話などの情報機器の持ち歩きが挙げられる。

しかし、今後ユーザが日常的に使用する情報機器が増えることにより、それぞれのバッテリーのメンテナンス、デバ

イス間のケーブルが煩雑になるといった問題が浮上すると考えられる。

筆者らは、導電性の布を用いた衣服を用いることにより、ウェアラブルコンピューティングの本質の問題である、有線での煩雑なケーブル、無線での電源供給の両方の問題を解決することのできるシステム TextileNet を考案、試作してきた [1]。

一方、生体信号の一つである、筋肉を動かす際に発生する筋電位信号を皮膚表面で計測する表面筋電位 (Electromyography; EMG) は、複数の筋の使い方を調べる [2] ことができるなど、ユーザインターフェース [3] や健康管理 [4] などで有用性が高い。しかし、特に多チャンネルでの表面筋電位の計測には、有線式ではケーブルがとて煩雑になってしまうため、これが表面筋電位の応用場面を大きく制限する要因となっていた。

<sup>1</sup> 金沢大学  
Kanazawa University

<sup>2</sup> 熊本大学  
Kumamoto University

<sup>3</sup> はこだて未来大学  
Future University Hakodate

<sup>4</sup> 京都大学  
Kyoto University

a) tonohata@ifdl.jp

b) akita@is.t.kanazawa-u.ac.jp

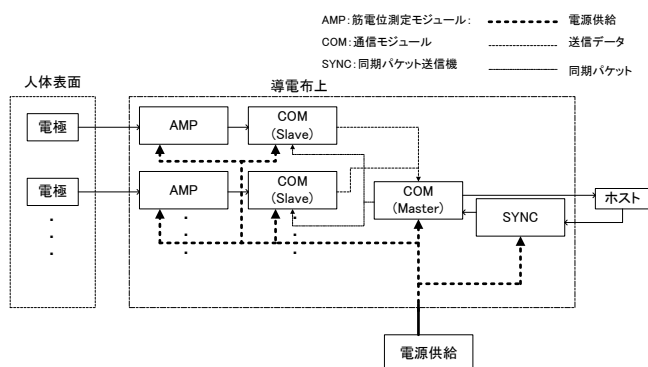


図 1 システム構成図

Fig. 1 System Architecture

著者らはこれまでに、データの送受信に無線通信を利用し、電力供給のみ導電布を通して行うシステム [5] を試作したが、無線通信による信号漏洩や消費電力などの問題があった。

そこで、本稿では電力供給・通信の両方に導電性の布を用いることでこれらの問題を解決する、筋電位信号の多チャンネルの測定システムについて述べる。

## 2. 電力重畳通信を用いた筋電位測定システム

### 2.1 システムの概要

本稿で述べる表面筋電位測定システムの構成図を、図 1 に示す。システムは、以下の要素から構成される。

- 電極
- 筋電位測定モジュール (AMP)
- 通信モジュール (COM)
- 同期パケット送信機 (SYNC)
- ホスト

SYNC から同期パケットが送られると、AMP が電極より誘導した筋電位信号を AD 変換し、COM がそのデジタルデータを導電布を通してホストに送信する。

COM は、図 1 に示すように役割によって Master と Slave の 2 つに分けられる。

- Master
  - Slave に導電布上にデータを送信させる同期パケットを送り、Slave が送信してきたデータを UART 経由でホストに送信する。
- Slave
  - Master から同期パケットを受けとる度に、筋電位計測モジュールに筋電位信号を量子化させ、受け取ったデータを導電布上に送信する。

多点計測を行う際は、予め各 Slave に ID を割り当てておく。Slave は Master から同期パケットを受け取ると、ID 順に時間差でデータを送信する (図 2)。これは、TextileNet が導電布上のバス型アーキテクチャであるために全デバイスが送信データを受信するため、各 Slave のデータ送信を

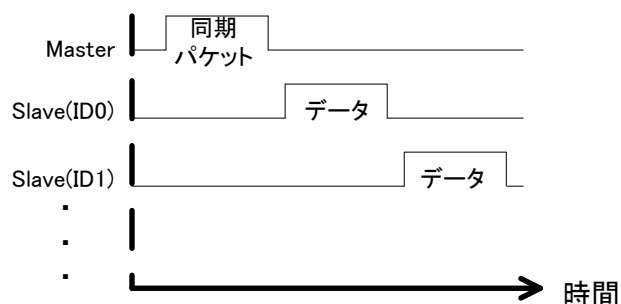


図 2 Master-Slave 間の通信プロトコル

Fig. 2 Communication Protocol of Master-Slaves



図 3 開発した三層構造導電布サポーター

Fig. 3 Developed three layer conductive cloth supporter

時分割で行うためである。

同期パケットを送信する SYNC は、ホストから UART 経由 (シリアル通信) で操作する。ホストからの Start 命令を受け取ると、Master の COM を介して一定時間ごとに同期パケットを送信する。Stop 命令を受け取ると、同期パケットの送信を停止する。

2.3 節、2.4 節で、AMP、COM について詳しく述べる。

### 2.2 導電布

導電布を通した電源の供給と、データの送受信を実現するため、本システムでは導電布二枚の間に絶縁層を挟む三層構造のサポーターを利用する。人体に触れる裏面をマイナス極 (GND)、表面をプラス極 (VDD) として用いる事により、各モジュールへの電源供給を実現する。導電布に流れる電流値が少なければ少ないほど、導電布の表面抵抗による電圧降下が少なくなる。そのため、供給効率から考えると印加する電圧は高ければ高いほどよい。しかし、人体への感電の危険性を考慮し、供給電圧を 12V とする。また、データの送受信は表面の導電布を通して行う。

試作した三層構造の導電布サポーターを、図 3 に示す。

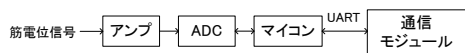


図 4 筋電位測定モジュール AMP の構成

Fig. 4 Architecture of EMG measurement module, AMP

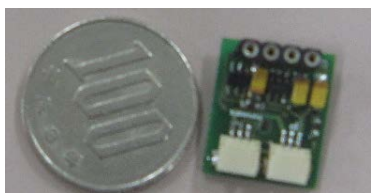


図 5 開発した筋電位測定モジュール AMP

Fig. 5 Developed EMG measurement module, AMP

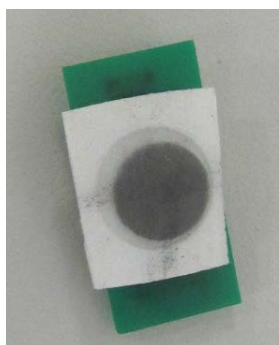


図 6 開発した湿式アクティブ電極

Fig. 6 Developed wet active electrode

### 2.3 筋電位測定モジュール

筋電位測定モジュール (AMP) の構成を図 4 に、試作したモジュールの写真を図 5 に示す。

筋内で発生した筋電位は、皮下組織を通った後、皮膚表面では土数十  $\mu\text{V}$  から数  $\text{mV}$  程度に減衰されてしまう。このため、皮膚表面に貼りつけた電極から誘導した表面筋電位を、オペアンプ (Analog Devices: OP727) を用いた作動増幅回路 (倍率: 5000 倍) によって増幅する。

表面筋電位を計測するための電極には、計測中電極のズレや、皮膚表面と電極との接触状態の変化によるノイズに強い湿式電極にインピーダンス変換用のボルテージフォロアを備えたアクティブ電極を利用する (図 6)。

マイコン (Cypress: CY8C21123-24SXI) は同期パケットを受信するたびに、増幅された筋電位信号を AD 変換し、それを COM による導電布上通信でホストへ送る。

### 2.4 通信モジュール

通信モジュール (COM) の構成を図 7 に、試作したモジュールの写真を図 8 に示す。

導電布上では電源から供給される電力に加え、COM が送信する信号が重畳される。しかし、電源供給部及び COM の電源被供給部では直流電圧のみが、通信モジュールの信号伝送部では交流成分のみが必要となる。そこで、直流電圧が必要な所にはインダクタ ( $L_0$ ,  $L_P$ ) による LPF を、交

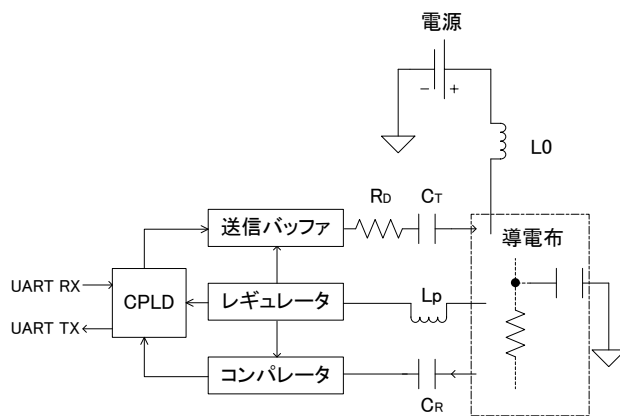


図 7 通信モジュール COM の構成

Fig. 7 Architecture of communication module, COM

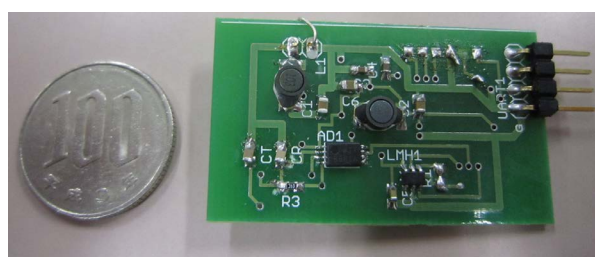


図 8 開発した通信モジュール COM

Fig. 8 Developed communication module, COM

流信号が必要な所にはキャパシタ ( $C_T$ ,  $C_R$ ) による HPF を用いる事により、必要な信号のみを通すことができる [6]. また、 $R_D$  はリングングノイズを抑えるためのダンピング抵抗である。

図 7 に示すように、COM はホストや AMP・SYNC との UART 通信、データの符号化・復号化を行う CPLD (Xilinx: XC2C32A), CPLD が符号化したパルスを送電布へ送信する送信バッファ (Texas Instruments: LMH6639), 布から受信した信号を元のパルスに整形するためのコンパレータ (Analog Devices: AD8561), 導電布から供給される電圧から IC が必要とする 3.3V と 1.8V の電源電圧を生成するレギュレータからなる。

図 9 に、導電布上での通信の流れを示す。CPLD による送信データの符号化には RZ 符号を利用し、データ "0" の時にパルスが発生させ、"1" の時には何も発生させないという方法をとる。RZ 符号を利用する理由は、デューティ比によらず復号が可能であるためである。

送信したパルスは導電布が持つ抵抗成分・容量成分によって形成される HPF によって変形してしまうが、受信側でコンパレータを通すことで波形整形している。

## 3. 試作した COM モジュールの通信特性の評価

### 3.1 信号振幅-BER

2.4 節で述べたように、COM はコンパレータを用いて

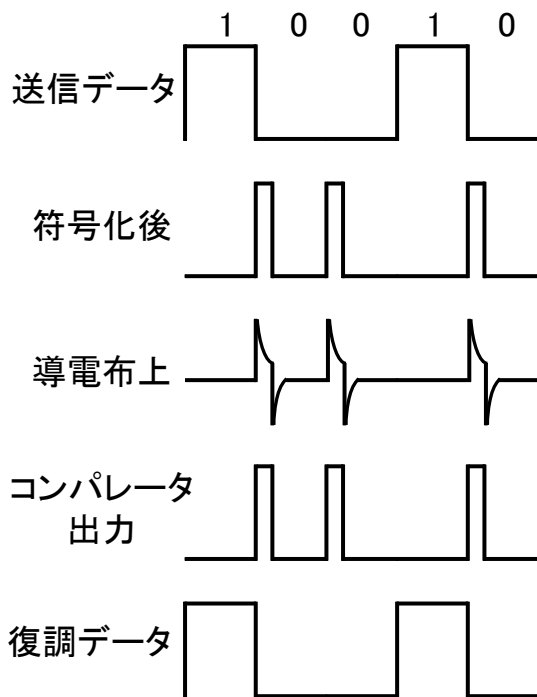


図 9 データ送受信の各段階の波形  
Fig. 9 Waveforms of communication signal

服から受信した信号を元のパルスに整形する。そのため、導電布上の信号振幅が小さくなりすぎると信号をコンパレータが正しく復調できず、誤り率である BER(Bit Error Ratio) が上昇する。

また本システムでは、電源と信号との分離のために挿入したインダクタの影響で、パルス信号に対してリングングノイズ (図 10) が発生する。リングングノイズとは、伝送路中のインダクタ・容量・抵抗が形成する二次系の影響で発生する振動波形である。リングングノイズは BER に影響を与えるため、ノイズを抑えるためにダンピング抵抗を挿入する。しかし、ダンピング抵抗の挿入により信号の振幅も低下する。そのため、リングングノイズの影響も、振幅の低下による影響も受けたくないようダンピング抵抗の値を適切に決める必要がある。

また、COM の増加によっても信号振幅は低下する。これは、コンパレータに入力される信号の電圧が適切な範囲に収まるよう信号にバイアスを与えるために利用している抵抗によるものである。この抵抗は伝送路である導電布に対して並列に接続されるため、モジュール数の増加に対する振幅の低下は反比例のグラフとなる (図 11)。

ダンピング抵抗・COM モジュール数の変化による振幅の低下が、BER にどのように影響を及ぼすか調べるため実験を行った。実験の結果を図 12 に示す。

ダンピング抵抗が低いところでは、COM の数に関わらず BER が高くなっている。これは、ダンピング抵抗が小さすぎるために、リングングノイズが BER に影響するためである。

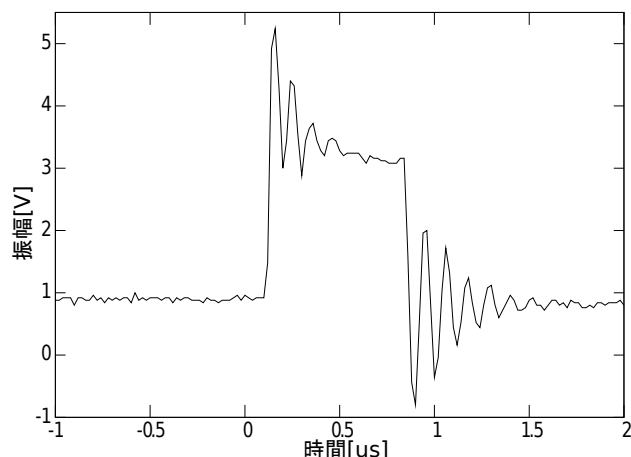


図 10 リングングノイズ  
Fig. 10 Ringing noise

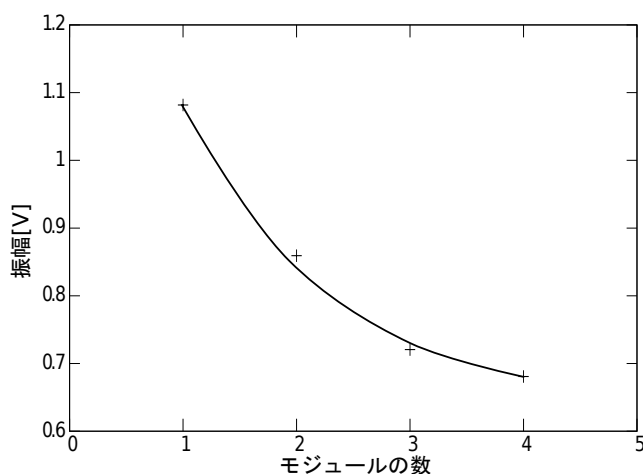


図 11 モジュール数と信号振幅の関係  
Fig. 11 Relation between Number of module and amplitude

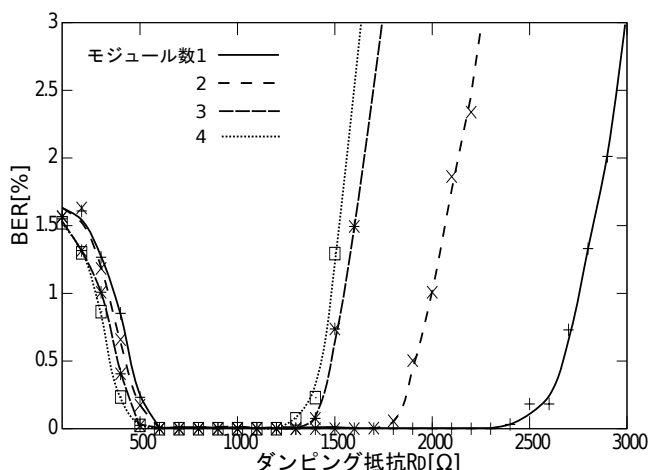


図 12 測定した BER とダンピング抵抗、接続モジュール数の関係  
Fig. 12 Measured BER against damping resistance for various number of communication modules

ダンピング抵抗を大きくしていくと、急激に BER が上昇するが、COM の数を増やしていくと、COM モジュールの数の増加に伴う振幅の低下によって、この立ち上がり



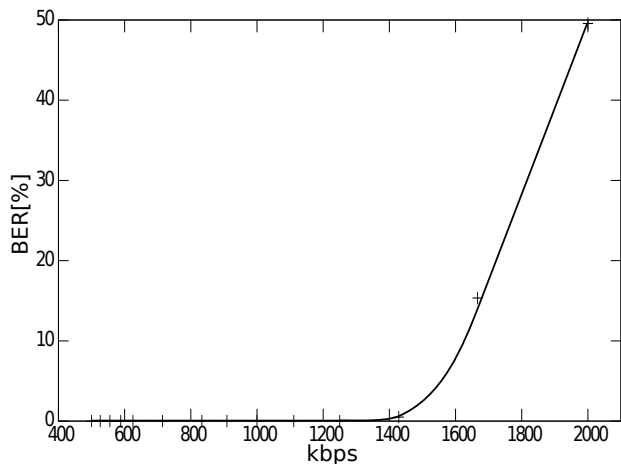


図 13 bps と BER の関係

Fig. 13 Relation between bps and BER

の点が左側に移動する。

しかし、図 11 に示したように、モジュールの数に対する振幅の低下は反比例のグラフとなるため、モジュール数の増加に伴う立ち上がりの点は収束していくと思われる。

よって、ダンピング抵抗を適切に設定すれば、測定点を増やしても BER の増加は抑えることができる。

### 3.2 通信速度-BER

図 13 は、通信速度 (bps:bit per second) を変化させた時の BER の変化のグラフである。

通信速度を上げていくと、1400kbps を超えたあたりで急激に BER が増加しはじめる。これは、導電布が持つ容量成分・抵抗成分により形成されるハイパスフィルタの時定数が、信号の変化に追いつかなくなるためだと思われる。

この結果から、1Mbps 程度までは問題なく通信速度を上げることが出来ると確認された。

## 4. 表面筋電位計測システム

導電布を用いた三層構造のサポータに AMP, COM を組み合わせて装着した状態を図 14 に示す。図 14 の左が COM, 右が AMP で、AMP と COM は UART 経由で接続されている。

COM から伸びている白い線がサポータ表面のプラス極 (VDD) に、茶の線が裏面マイナス極 (GND) に接続されており、各モジュールへの電源供給、COM から導電布上へのデータ送信が可能である。

また、Master となる COM に接続する SYNC は、AMP と同じ基板に、ファームウェアを書き換えたマイコンを載せることで実現したため、図 14 と同様に COM と組み合わせてサポータに装着することができる。

AD 変換を 10bit で行うため、一つのデータを表すために 2byte 必要となる。サンプリング速度を筋電位を計測する際一般的に利用される 2ksps と仮定し、SYNC パケット

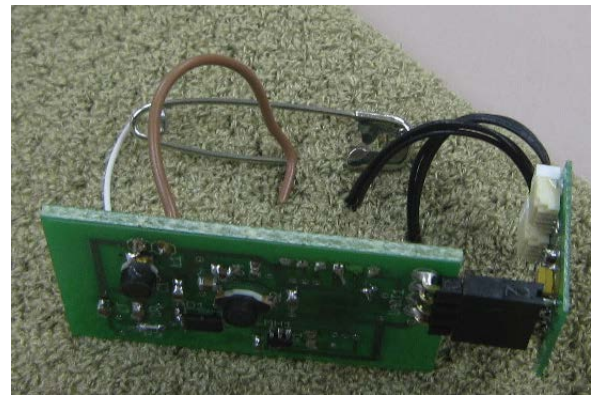


図 14 導電布上に装着したモジュール

Fig. 14 Modules on conductive cloth

の送信間隔を 500us とする。また、3.2 節の実験結果から通信速度を 1Mbps とすると、UART のスタート・ストップビットを含め Slave が 2byte のデータを送信するためにかかる時間は 20us となる。現在、Slave は余裕をみて 50us 間隔でデータを送信するようにしているため、10 点の表面筋電位を 2ksps で同時に測定することが可能である。余裕を詰めて Slave のデータ送信間隔を 20us とすれば、2ksps で 25 点の同時計測が可能となる。

## 5. まとめと今後の課題

本稿では、導電布上の電力重畳通信を利用した多チャンネル筋電位測定システムの提案・実装について述べ、システムの実現のために必要なモジュールの試作を行った。

今後はホストとなるアプリケーションを PC で作成し、このシステムを用いたいろいろな場面での筋電計測の特性・精度について評価を進める予定である。

### 参考文献

- [1] 秋田純一, 新村 達, 村上知倫, 戸田真志: 自由度が高いウェアラブルコンピュータ向けネットワークシステム, 情報処理学会論文誌, Vol.47, No.12, pp.3402-3413 (2006).
- [2] 笠原敏史, 鳥井勇輔, 高橋光彦, 宮本頭二: 段差昇降の大腿四頭筋の活動と床反力の関係, 理学療法科学誌, 24(4), pp.523-528, (2009).
- [3] T. Scott Saponas et al.: *Enabling Always- Available Input with Muscle-Computer Interfaces*, Proceedings of the 22nd annual ACM symposium on User interface software and technology, pp.167-176, (2009).
- [4] Adalgiso Coscrato Cardozo et al.: *Back extensor muscle fatigue at submaximal workloads assessed using frequency banding of the electromyographic signal*, ELSEVIER, Clinical Biomechanics 26, pp.971-976, (2011).
- [5] 小松原宏識・秋田純一・北川章夫・戸田真志・櫻沢繁・近藤一晃・中村裕一, 電源供給に導電性衣服を用いた高精度多チャンネルの無線筋電位測定システム, インタラクシオン 2011 論文集, pp.491-494, (2011).
- [6] 飴山剛史・秋田純一・北川章夫・中村裕一・近藤一晃・戸田真志・櫻沢繁, 導電性衣服上の小信号振幅電力重畳通信トランシーバの基礎的検討, LSI とシステムのワークショップ 2010 予稿集, pp.288-290, (2010).