

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

小松原 宏識^{†1} 秋田 純一^{†2} 北川 章夫^{†2}
戸田 真志^{†3} 櫻沢 繁^{†3}
近藤 一晃^{†4} 中村 祐一^{†4}

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用いた衣服により、電源供給を導電性衣服から行って無線通信を行うことで、双方の問題を解決することができる方法を提案してきた。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、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、この導電性衣服を用いて、ユーザが筋肉を動かす際に発生する表面筋電位信号を高精度かつ多チャンネルで無線測定するシステムの実装について述べる。また実際に前腕の筋電位を 10kHz で 4 点測定した結果についても述べる。

Precise and Multi-channel Wireless Electromyography Measurement System Using Conductive Fabric for Power Supply

HIROSHI KOMATSUBARA,^{†1} JUNCHI AKITA,^{†2} AKIO KITAGAWA,^{†2}
MASASHI TODA,^{†3} SHIGERU SAKURAZAWA,^{†3} KAZUAKI KONDO^{†4}
and YUICHI NAKAMURA^{†4}

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 fabric for clothing to solve these problems to supply power through the conductive fabric with wireless communication methodology. 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 precise and multi-channel wireless electromyography (EMG) measurement system using this conductive clothing, as well as the EMG measurement results in upper arm muscle at four points.

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、音楽プレーヤや携帯電話などの情報機器の持ち歩き、コンピュータやゲーム機などへのユーザインターフェース¹⁾、生体信号をモニタリングすることによる健康管理²⁾³⁾、などがある。

生体信号の取得は病院などの限られた場所、条件だけで行われてきたが、端末のウェアラブル化によって、日常の中でも生体信号を取得できるようになってきた。日常的に生体信号を取得することで、普段の生活の中から健康状態を把握し、管理することができる。

しかし、今後、使用する情報量の増加によって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でできるシステム TextileNet を考案、試作してきた⁴⁾。この TextileNet で用いる導電性布は高い導電率から静電シールドの効果を持つことが期待されるので、ハムノイズなどの外来ノ

†1 金沢大学 大学院
Kanazawa University

†2 金沢大学
Kanazawa University

†3 はこだて未来大学
Future University-Hakodate

†4 京都大学
Kyoto University

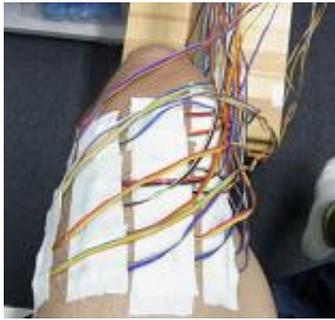


図 1 有線式での下肢の筋電の測定の様子
Fig. 1 EMG measurement of lower limb using wired system

イズの影響を少なくすることができる⁵⁾。
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は、複数の筋の使われ方の解析など、しばしば多チャンネルで測定される(図1)。そのため有線式ではケーブルがとても煩雑になってしまう。したがって、本稿では、導電性衣服を用いて、電力供給を導電性衣服から行い、通信を無線にすることで双方の問題を解決しつつ、ノイズが少ない中での筋電位信号の高精度多チャンネルの測定システムの実装を行う。また、そのシステムを用いて実際に前腕の表面筋電位を測定した。

2. 高精度多チャンネルの無線筋電位測定システム

2.1 システムの概要

実装した表面筋電位測定システムの構成図を図2に示す。被験者は導電性衣服を着用してもらい、その衣服上に送信機とリセット信号生成機をピンで留める。受信機側はUSBでPCに接続されている。送信機側で表面筋電位を測定し、無線を用いてデータ転送を行う。今回の測定システムの仕様を表1に示す。測定点1か所あたりに無線機を1つ置き、多点での表面筋電位測定を行う。

2.2 導電性衣服

TextileNet で用いられている導電性衣服に使われている生地は、導電布、絶縁布、導電布の3枚の布を重ね合わせて作られている。この生地を用いて服状に縫い上げる。この導電性衣服の、表面をプラス極

表 1 筋電位測定システムの仕様
Table 1 Specification of EMG measurement system

測定チャンネル数	4
サンプリング周波数 [kHz]	10
AD変換器分解能 [bit]	12
電源電圧 [V]	3.3

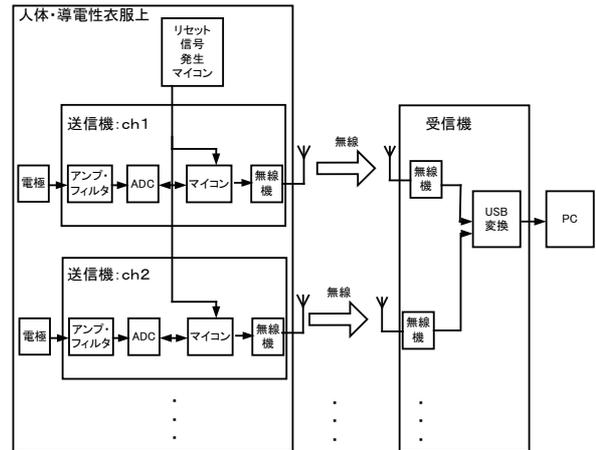


図 2 多チャンネル筋電位測定システムの全体構成図
Fig. 2 Block diagram of multi-channel EMG measurement system



図 3 導電性衣服に使われている生地
Fig. 3 Fabric for conductive clothe

(VDD),裏面をマイナス極(GND)として用いることにより、電源供給を実現している(図3)。送信機にはここから電源供給を受ける。

2.3 送信機

試作した送信機の写真を図4に示す。基板は3段構造になっている。

これを導電性衣服に表面に装着する際、ワッシャを服の表面に押し当て、ピンを服の裏側から押し当てる。これによって、電源を供給すると同時に、服に基板を固定することが可能である(図5)。また、ピンの針の中間部分は絶縁になっており、表面とショートせずに基板と電気的にも接続することができる。

この送信機で、電極を用いての表面筋電位の取得から無線データの送信までを行う。

まず、表面電極を用いて皮膚表面から筋電位を測定する。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±数十μV~数mV程度に減衰してしまう。このため測定器で測定できるようにアンプで増幅を行う。今回は5100倍とした。

一方、電極と皮膚の接触圧が変化する、リード線が動く、といった動作によってモーションアーティファク

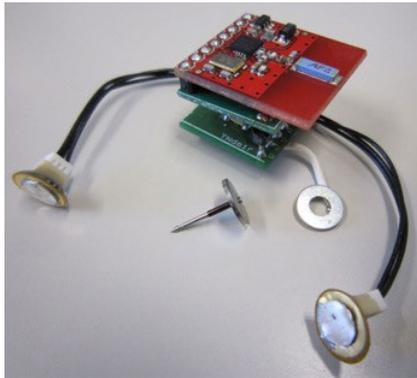


図 4 送信機の外観
Fig. 4 Over view of transmitter

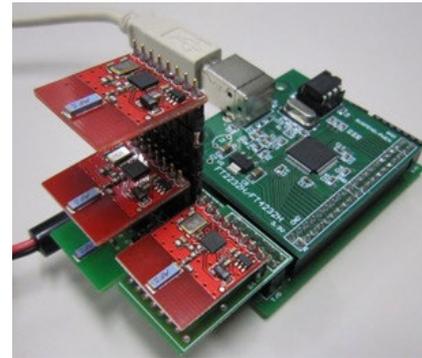


図 6 受信機の外観
Fig. 6 Over view of receiver

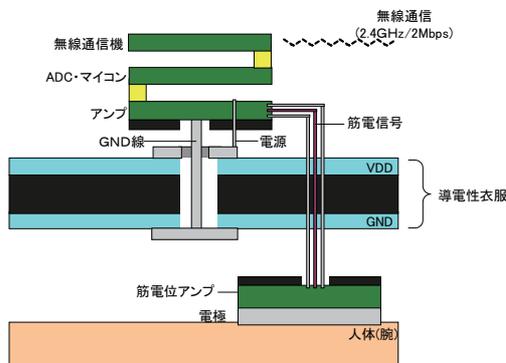


図 5 導電性衣服を用いた電源供給
Fig. 5 Power supply using the conductive clothing

トというノイズが発生してしまう。これらは数 Hz 程度以下に分布しており、これを除去するために、カットオフ周波数が 5Hz のハイパスフィルタを用いる。さらに、サンプリングの際のエリアシングを低減するために、5kHz のローパスフィルタを用いた。

最後に、AD 変換器を用いて量子化を行い、マイコンを通して、無線機に転送を行う。今回、サンプリング周波数を 10kHz としているので、マイコン (Cypress:CY8C24223A-24PVXI) が 0.1m 秒ごとに AD 変換器 (ANALOG DEVICES:AD7466) をスタートさせる。

量子化されたデータは、マイコンを通して無線機 (Sparkfun:Transceiver nRF24L01+ module with chip antenna) に転送され、15 サンプルごとに無線機から無線パケットとして送信される。

2.4 リセット信号発生器

測定器が複数ある場合、それぞれのクロックの周波数のばらつきにより測定点ごとに測定タイミングがずれてしまい、同時サンプリングを行うことが困難になってくる。そのため、今回はリセット信号発生器というものを用意し、各測定器のクロックのずれが一

定以上になる前にリセット信号を送信し、測定器のクロックの同期を行う。

今回試作した回路の水晶振動子の周波数安定度は $32.768\text{kHz} \pm 20 \times 10^{-6}\text{Hz}$ と高精度である。しかし、基板レイアウトやパターンなどによって発振周波数の精度が下がってしまうので、今回は実測により 30 秒ごとにリセット信号を送信した。

2.5 受信機

受信機側は、無線機、FPGA (Xilinx:XC3S200)、USB マイコン (FTDI:FT2232H) から構成されている。受信機の写真を図 6 に示す。送信機から無線で送信された信号は受信機で受信され、そのデータを FPGA を通して読み込み、USB マイコンを通して PC へ転送される。PC 上のプログラムを Visual C # を用いて作成した。

3. 実験結果

表面筋電位測定の様子を図 7 に示す。前腕の内側の 4 か所に、電極を 1.5cm 間隔で配置した。この状態で、薬指を曲げる・伸ばすという行動を連続して行い、その時の表面筋電位の測定結果を図 8 に示す。

薬指を動かす筋の近い順に、ch4, ch3, ch2, ch1、と電極を配置した。したがって、ch4 の信号が最も大きく、筋から遠ざかるに従って、信号が減衰して値が小さくなっていることが確認できた。

4. まとめと今後の課題

本稿では、高精度多チャンネル無線式筋電位測定システムの提案、実装を行った。また、このシステムを用いて、実際に 4 点の表面筋電位を測定することができた。

しかし現状では、導電性衣服でリセット信号の通信の部分はまだ行っていないので、これを実装していく予定である (図 9)。

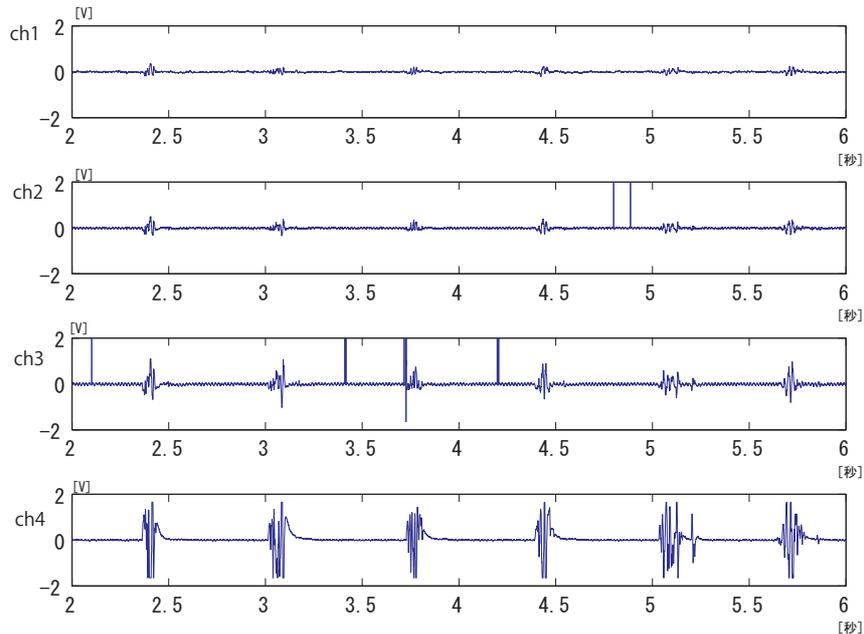


図 8 4点での筋電位測定結果

Fig. 8 Result of EMG measurement at four points

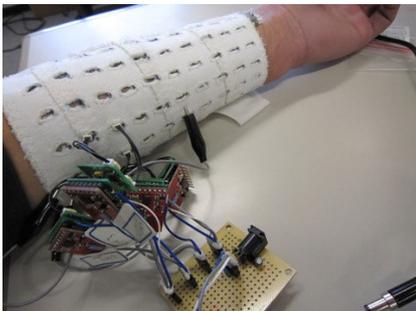


図 7 4点での筋電位測定の様子

Fig. 7 EMG measurement at four points

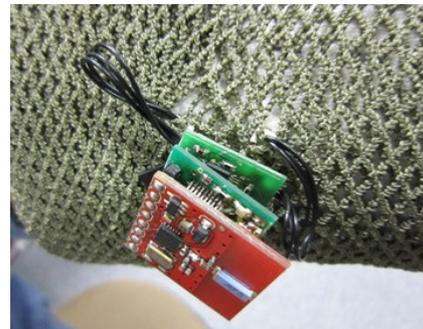


図 9 導電性衣服に装着されている送信機の様子

Fig. 9 Transmitter attached to a conductive clothe

これらを用いることにより，簡易装着で長時間安定測定などが可能になり，日常の動作の中での動作の表面筋電位を測定することが可能になると考えられる．

謝辞 本研究は科研費(19200008)の助成を受けたものである．

参 考 文 献

- 1) 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)
- 2) Young-Dong Leea, Wan-Young Chung, "Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring,"

Sensors and actuators. B: Chemical, Volume 140, Issue 2, pp. 390-395 (2008)

- 3) 杉本 千佳：行動・生活支援のためのウェアラブルセンサシステム, 精密工学会誌, Vol.73, No.11, pp.1182-1185 (2007)
- 4) 秋田純一, 新村 達, 村上知倫, 戸田真志：空間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)
- 5) 新村 達, 秋田純一, 櫻沢 繁, 戸田真志：導電性衣服を用いた高精度・多チャンネルの筋電位測定システム, 情報処理学会論文誌, Vol.48, No.12, pp.3784-3792 (2007)