

導電性衣服を用いた高精度・多チャンネル筋電位測定システム

新村 達[†] 秋田 純一[†]
櫻沢 繁^{††} 戸田 真志^{††}

Precise Multi-channel Electromyography Measurement System using Conductive Wear

TORU SHINMURA,[†] JUNICHI AKITA,[†] SHIGERU SAKURAZAWA^{††}
and MASASHI TODA^{††}

1. はじめに

生体情報の継続的な取得は、ウェアラブルコンピュータシステムの有効な応用分野の1つであると期待されている¹⁾。著者らは従来より、導電性をもつ布を用いた衣服(導電性衣服)を用いることで、ウェアラブルコンピュータシステムの本質的な問題点である煩雑なケーブルと装着するデバイスへの電力供給方法の両者の問題を解決することができるシステム TextileNet を提案してきた^{2),3)}。しかし TextileNet システムで用いる導電布は、その高い導電率から静電シールドの効果ももつことが期待される。本稿では、導電性衣服を用いることでケーブルと電力供給の問題を解消しつつ、そのノイズ除去効果によって、筋電位を低ノイズ・高精度に、同時に多点で計測することができるシステムを提案する。またそのノイズ除去効果と多点計測に関して評価を行った結果を述べる。

2. システム構成

本システムは図1のように、利用者が着用する導電性衣服と、導電性衣服上に装着された複数の小型筋電位取得装置、および1つのデータ収集装置からなる。導電性衣服は2枚の導電布で絶縁布を挟んだ構造をとり、両面の導電布には裏面の人体側をGNDとして7V程度の直流電圧が印加される。筋電位取得装置は

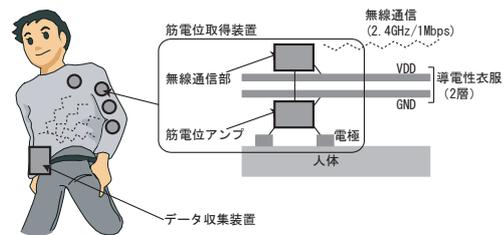


図1 システム構成

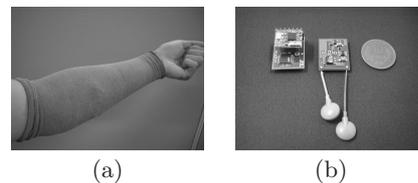


図2 試作した袖部分の導電性衣服 (a) と、筋電位取得装置 (b)(筋電位アンプ(中)と、データ通信部(左))

筋電位アンプと無線通信部からなり、導電布から電力供給を受ける。導電性衣服の裏面に位置する筋電位アンプは人体表面に接する2つの電極から取得する筋電位の差分を約4000倍に増幅する。無線通信部は筋電位アンプからの信号を約1k[sample/s]で取得し、無線機(2.4GHz帯・最大伝送速度1Mbps)を用いて送信する。データ取得装置は、各筋電位取得装置からの信号を記録・処理する。伸縮性のある導電布を用いて試作した袖部分の導電性衣服、および筋電位取得装置を図2に示す。

[†] 金沢大学
Kanazawa University

^{††} 公立はこだて未来大学
Future University-Hakodate



図 3 筋電位計測の様子 (導電性衣服を装着していない状態)

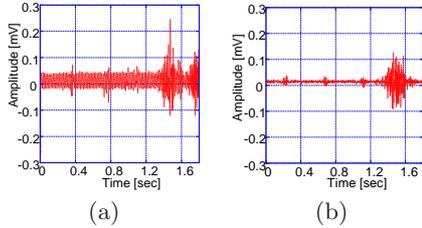


図 4 計測された筋電位信号 . (a) 人体アースの場合 , (b) 導電性衣服にアースをとる場合 .

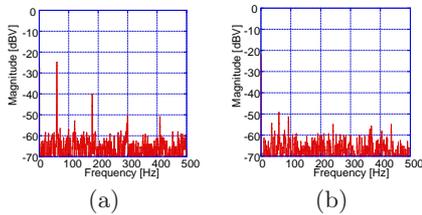


図 5 計測された筋電位信号のスペクトル . (a) 人体アースの場合 , (b) 導電性衣服にアースをとる場合 .

3. 実験結果

現時点では、無線通信部による無線データ送信と、データ取得装置による筋電位データの記録が未実装であるが、本システムの特徴である、導電性衣服によるノイズ除去効果と筋電位の多点計測の両者の評価を行った。筋電位の計測は、図 3 のように筋電位アンプと電極を腕に装着した状態でを行った。

3.1 筋電位の単点測定

筋電位計測では、商用電源由来のハムノイズ除去のために一般に人体に GND(アース) を接続する。そこで導電性衣服のノイズ除去効果を評価するため、導電性衣服を用いずに人体の手首部分にアースをとる場合と、導電性衣服にアースをとる場合の両者で、試作した筋電位アンプを用いて筋電位の計測を行った。筋電位アンプの増幅率から換算した、観測された人体表面での筋電位を図 4 に示す。両者ともに 1.4[s] 程度のところで指の運動を行っており、それに伴う筋電位が観測されているが、導電性衣服にアースをとる場合では、ハムノイズが大きく低減されることが示されており、指をわずか (5mm 程度) に動かした場合でも明確な筋電位波形を観測することができた。また両者で計測した安静時の筋電位信号のスペクトルを図 5 に

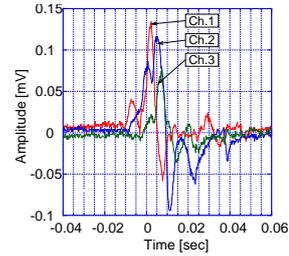


図 6 3 点で同時に計測した筋電位信号

示す。人体アースの場合はハムノイズ (60Hz) とその高調波が大きくみられるが、導電性衣服にアースをとる場合はハムノイズが $-23[\text{dBV}]$ から $-49[\text{dBV}]$ に $-26[\text{dBV}]$ (約 $1/20$) 低減されていることがわかる。

3.2 筋電位の 3 点測定

腕の同一筋繊維上に約 3cm 間隔で Ch.1~3 の 3 つの電極を装着し、それらの信号を筋電位アンプによって増幅した信号を、人体表面での筋電位に換算したものを図 6 に示す。実験では導電性衣服にアースをとった状態で着用し、腕に力を加える動作を行った。図 6 ではピークが約 3[ms] ずつずれた波形が確認でき、これから筋電位信号の伝播速度は約 $10[\text{m/s}]$ と見積もられる。一般の筋電位信号の伝播速度は $3 \sim 6[\text{m/s}]$ ⁴⁾ であるが、電極の装着位置の精度などから、これは許容範囲の数値と考えられる。

4. ま と め

本稿では、導電性衣服を用いることでケーブルと電力供給の問題を解消しつつ、筋電位を低ノイズ・高精度に同時に多点で計測することができるシステムを提案し、ノイズ除去効果と多点計測に関して実験と評価を行い、有効性が示された。今後は、筋電位の高精度・多チャンネル計測を活用したアプリケーションシステムの構築と評価を進める。

参 考 文 献

- 1) Binkley, P.F.: Predicting the Potential of Wearable Technology, *IEEE Eng. in Med. and Bio. Mag.* 2003, Vol.22, No.3, pp.23-27(2003).
- 2) 秋田純一ほか: 空間配置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, Vo.47, No.12, pp.3402-3413 (2006).
- 3) Toda, M. et al.: Wearable Biomedical Monitoring System Using TextileNet, *Proc. of ISWC2006*, pp.119-120 (2006).
- 4) 木塚朝博ほか: 表面筋電図, 東京電機大学出版局 (2006).