

導電性衣服のシールド効果と電源供給機能を用いた 高精度多点表面筋電位測定システム

新 村 達[†] 秋 田 純 一[†]
櫻 沢 繁^{††} 戸 田 真 志^{††}

筋電位などの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。微弱な筋電位信号の測定には外来ノイズの除去が重要であるが、一般に用いられる人体アースではノイズを完全に除去することは困難であり、たとえば指が数 mm 動く動作のような微弱な筋電位の測定は困難である。また筋電位信号の多点同時計測は、ユーザインタフェースへの応用の観点から有用であると考えられるが、従来の筋電位計測システムでは測定信号を伝達するための煩雑なケーブル、あるいは無線通信装置におけるバッテリーメンテナンスの問題によって利用場面が制限されるという問題がある。著者らは従来より、導電性を持つ布を用いた衣服（導電性衣服）を用い、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を解決することができるシステム TextileNet を提案してきた。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を持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。

Precise Multi-channel Electromyography Measurement System Using Shield and Power Supply Function of Conductive Wear

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

Monitoring of biomedical signals, such as electromyography (EMG) is one of the most promising applications of wearable computing systems. Noise rejection technique is necessary for accurate EMG measurement, however, it is hard to completely eliminate noise using conventional noise rejection technique of body earth. On the other hand, simultaneous measurement for multi-channel EMGs is expected to be useful for user interface applications. Conventional EMG measurement systems have the problems of complicated wires in wired system or battery maintenance in wireless system, which restricts application areas of EMG measurement systems. The authors have been proposed a network infrastructure for wearable computing systems using conductive wear, which is named as TextileNet system, which solves both problems of complicated wires and battery maintenance. In addition, conductive fabric has the noise rejection efficacy for its low surface resistance. In this paper, we describe the precise and multi-channel EMG measurement system using conductive wear, as well as its evaluations on noise rejection efficacy and multi-channel measurement ability.

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⁾。生体情報の中でも、特に皮膚表面にとりつける電極によって測定される表面筋電位信号（以下、

筋電位信号と記す）は、ユーザの動作と密接に関連することから、ユーザインタフェース²⁾⁻⁵⁾、運動の解析⁶⁾⁻¹¹⁾、福祉機器¹²⁾⁻¹⁴⁾ などへの幅広い応用が期待されている。一般に筋電位信号は微弱であるため、その測定では、特にハムノイズなどの外来ノイズの除去がきわめて重要である。このノイズ除去には、通常は人体を回路の基準電位（GND）に接続する人体アース法が用いられるが、この方法ではノイズを完全に除去することは困難であり、たとえば「ユーザが動こうとする」瞬間をとらえるために必要な、指が数 mm 動

[†] 金沢大学

Kanazawa University

^{††} 公立はこだて未来大学

Future University-Hakodate

とり、両面の導電布には裏面の人体側を GND として 5 V 程度の直流電圧が印加され、これが後述の筋電位取得装置 EAQ への供給電力となる。

筋電位取得装置 EAQ は筋電位アンプ EAMP と無線通信部 COMM からなり、導電布から電力供給を受けて動作する。導電性衣服の裏面に位置する筋電位アンプ EAMP 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 4,000 倍に増幅する。無線通信部 COMM は筋電位アンプからの信号を 1 [ksample/s] で取得し、無線機 (2.4 GHz 帯・最大伝送速度 1 Mbps) を用いて送信する。

データ取得装置 DAQ は、各筋電位取得装置 EAQ からの信号を記録・処理する。

以上のような構成により、筋電位取得に必要な各装置への電源供給は導電性衣服を通して行うことができるため、各装置は個別にバッテリーを持つ必要がなく、また身体上にはケーブルをおく必要がないため、運動時にも有効な筋電位測定システムとなる。

なお従来の TextileNet システムを用いることで、原理的には筋電位信号の送受信を導電性衣服上の通信によって行うことが可能である。しかし現行の TextileNet システムが試作段階であるためにデータ通信速度が 9,600 [bps] と低速であり、多点の筋電位信号を収集する通信速度を確保できない。また TextileNet システムにおける導電性衣服上での通信は、導電性衣服表面の電位変化によって行われるが、これが筋電位計測の際の新たにノイズ源となる可能性がある。以上の 2 点の理由から、本システムでは導電性衣服を電力供給とノイズ除去シールドにのみ用い、筋電位信号の送受信を無線で行う方式を採用した。なお筋電位信号の送受信を導電性衣服上で行う方式に関する議論は 4 章で行う。

2.3 導電性衣服

導電布による静電シールド効果を高めるためには、導電布の皮膚への密着度は高い方が望ましいと考えられる。そこで導電布を構成する導電糸を筒状に編むことで、図 2 のような、伸縮性のあるサポータ状の袖部分の導電性衣服を試作した。この導電性衣服が人体側 (裏面) の電極となり、この上に絶縁布、および表面の導電布を重ねて装着することで、本システムで用いる袖部分の導電性衣服が完成する。ユーザの装着時の圧迫感を低減するため、絶縁布と表面の導電布は、伸縮性のない布を面ファスナによって固定する構造とした。

2.4 筋電位取得装置 EAQ

筋電位取得装置 EAQ は、筋電位アンプ EAMP と無線



図 2 試作した袖部分の導電性衣服の裏側
Fig. 2 Inner wear of fabricated conductive sleeve.

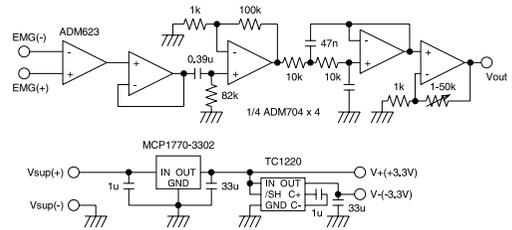


図 3 筋電位アンプ EAMP の回路図
Fig. 3 Circuit of EMG amplifier, EAMP.

通信部 COMM からなる。

試作した筋電位アンプ EAMP の回路を図 3 に示す。安全性の点から筋電極を装着する皮膚表面との電気的絶縁を確保するため、入力段は入力インピーダンスの高い計装アンプ回路構成とした。これに続いて、人体の動作などに由来するきわめて高周波のノイズを除去する低域通過フィルタ (LPF, 1 次・遮断周波数 5 Hz)、低周波ノイズ成分を除去する高域通過フィルタ (HPF, 2 次ベッセル・遮断周波数 300 Hz)、および非反転増幅回路が接続される。2 つのフィルタの遮断周波数は、筋電位信号に一般に含まれる周波数成分から決定した。入力インピーダンスは 2 [GΩ]、全体の増幅率は 4,000 倍である。この筋電位アンプには、導電性衣服から供給される正の電圧から、アンプ・フィルタ回路が必要とする ± 3.3 [V] の電源電圧を生成する電源回路も含まれる。なお筋電位アンプ EAMP に接続する筋電極には、日本光電 (株) の脳波用皿電極 NE-155A を用いた。なお近年は筋電位計測の際に、電極の直近に増幅率が低く出力インピーダンスが小さいヘッドアンプを持つ、いわゆるアクティブ電極を用いる方法が一般的である。上述の筋電位アンプ EAMP は、電極と増幅回路との距離が十分短く、アクティブ電極に差動増幅回路を組み合わせたものと同等の特性を持つと考えられる。

また、試作した無線通信部 COMM の回路を図 4 に示す。コントローラ (MCU) には Silicon Laboratories

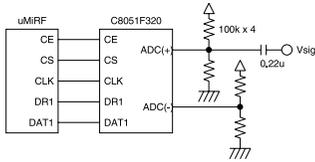


図 4 無線通信部 COMM の回路図

Fig. 4 Circuit of wireless communicator, COMM.

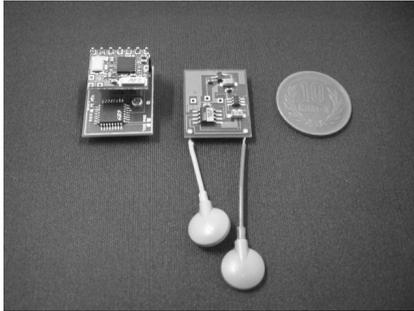


図 5 試作した筋電位取得装置．筋電位アンプ EAMP (中)と、無線通信部 COMM (左)

Fig. 5 Developed EMG measurement device. EMG amplifier, EAMP (center) and wireless communicator, COMM (left).

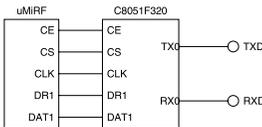


図 6 データ収集装置 DAQ の回路図

Fig. 6 Circuit of data collector, DAQ.

社の C8051F320 を用いた．動作周波数は 24 MHz であり，内蔵の 8 ビット A/D 変換機によって筋電位アンプ EAMP の出力を $1[\text{ksample/s}]$ で取得し，それを無線通信機を制御して送信する．

無線通信機には，SparkFun Electronics 社の uMiRF を用いた．主な仕様は，キャリア周波数 2.4 GHz，通信速度 250 kbps (direct mode) または 1 Mbps (shock-burst mode)，電源電圧 3.3 V，消費電流 13 mA (送信時)~ 18 mA (受信時)である．この 2 つの通信モードのうち shock-burst モードは，データ送信バイト数の制限があるものの，短時間に大量のデータを送信する場合に有用である．

実際に試作した筋電位取得装置 EAQ を図 5 に示す．外形寸法は筋電位アンプ EAMP，無線通信部 COMM とともに $19[\text{mm}] \times 23[\text{mm}]$ である．

2.5 データ収集装置 DAQ

試作したデータ収集装置 DAQ の回路を図 6 に示す．筋電位取得装置 EAQ の無線通信部 COMM で用いたも

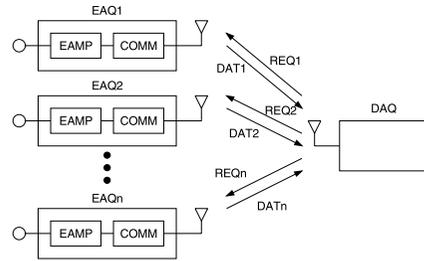


図 7 筋電位データの取得手順

Fig. 7 EMG acquisition procedure.

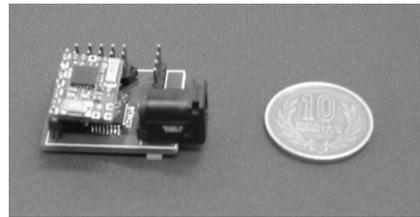


図 8 試作したデータ収集装置 DAQ の PC 接続モジュール

Fig. 8 Developed PC interface of data collector, DAQ.

のと同じ MCU C8051F320 と無線通信機 uMiRF を用いる．用いた無線通信機 uMiRF による通信は，単一チャンネル・半二重通信方式であることから，データ取得装置 DAQ と筋電位取得装置 EAQ との通信手順を図 7 のように時分割のマスター・スレーブ方式として設計した．まずデータ取得装置 DAQ が，1 点目の筋電位取得装置 EAQ1 へデータ要求 REQ1 を出し，それを受けて 1 点目の筋電位取得装置 EAQ がデータ DAT1 を返す．次に，2 点目の筋電位取得装置 EAQ2 へのデータ要求 REQ2 を出し，データ DAT2 を受ける．以下，最後の n 番目の筋電位取得装置 EAQn まで，この手順を繰り返す．

無線通信機 uMiRF の動作タイミングと shock-burst モードのデータ送信量の制約から，データ取得装置 DAQ からの送信要求に対する筋電位取得装置 EAQ からの筋電位信号の送信は 24 サンプル単位で行うこととした．筋電位取得装置 EAQ の筋電位信号の取得周期は $1[\text{ksample/s}]$ であることから，データ取得装置 DAQ は，1 点の筋電位取得装置 EAQ あたり， $24[\text{ms}]$ ごとに送信要求を発生する必要があることになる．このデータ収集装置で取得した筋電位信号は，シリアル通信 (115.2kbps) を通じて PC へ送られ，記録される．

実際に試作したデータ収集装置 (PC 以外の部分) を図 8 に示す．外形寸法は $27[\text{mm}] \times 23[\text{mm}]$ である．

3. 筋電位の測定結果

3.1 筋電位の単点測定

まず導電性衣服が用いる本システムが持つ外来ノイズ除去性能を評価するため、筋電位信号の単点測定を行った。試作した筋電位アンプ EAMP に対してケーブルを用いて電源を供給し、それを用いて筋電位測定を行う際のノイズ除去方法として、図 9(a) のような従来の人体アースと、本システムのノイズ除去方法である、図 9(b) のような腕全体を覆う導電布シールド(以下、これを導電性衣服と呼ぶ)の両者の比較を行った。それに加えて、導電布の面積による静電シールド効果を評価するため、筋電位アンプ EAMP 部と電極部を 10×10 cm、および 15×15 cm の 2 種類の面積の導電布(GND 接続あり)で覆った状態も、安静時の筋電位測定の比較対象とした。また導電布が持つ静電シールド効果を評価するため、図 9(b) において、導電布を筋電位アンプ EAMP の GND(基準電位)に接続しない条件でも同様に筋電位計測を行った。筋電位信号の測定は、筋電位アンプ EAMP の出力をオシロスコープ(Tektronix 社・TDS2024)で観測・記録することで行った。

まずハムノイズ除去効果を評価するため、安静時に観測される筋電位信号のスペクトルを計測した。ハムノイズ対策として、人体アース、導電性衣服(GND 接続あり)、2 種類の面積の導電布(GND 接続あり)、導電性衣服(GND 接続なし)の 5 つの条件のそれぞれに対して、左腕の同一の箇所(肘)に電極と筋電位アンプ EAMP を装着し、机の上に左腕を脱力して置いた状態での筋電位アンプ EAMP の出力のスペクトルを図 10 に示す。なお 2 種類の面積の導電布を用いる条件では、導電布を、ほぼ全体が皮膚に密着するように装着した。

人体アースをとった場合の安静時の筋電位信号のスペクトルである図 10(a) では、-25 [dBV] のハムノ

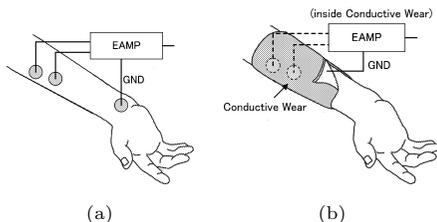


図 9 筋電位の単点測定の方法。(a) 従来の人体アース法、(b) 導電布を用いる方法(図中の筋電位アンプ EAMP は導電性衣服内に置く)

Fig.9 Single EMG measurement. (a) conventional body earth, (b) using conductive sleeve (note that EAMP is located inside the conductive sleeve).

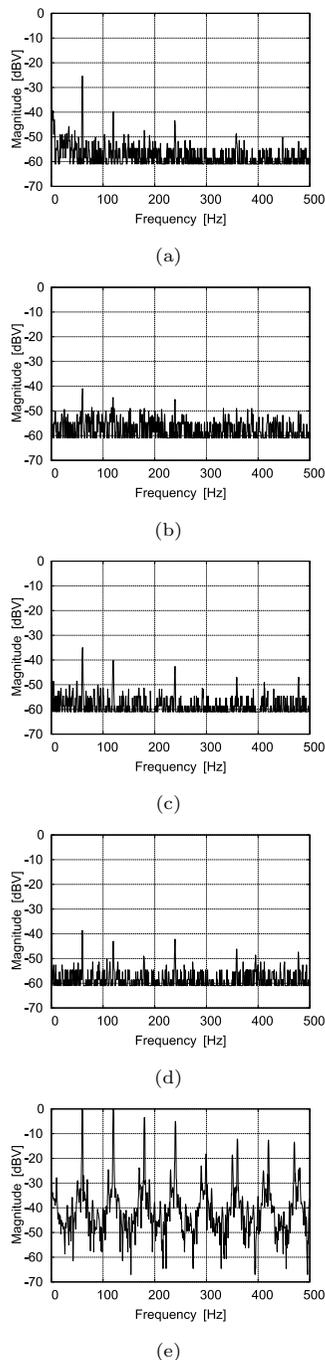


図 10 計測された安静時の筋電位信号のスペクトル。(a) 人体アースの場合、(b) 導電性衣服を回路の GND に接続する場合、(c) 10×10 cm の導電布で覆った場合、(d) 15×15 cm の導電布で覆った場合、(e) 導電性衣服を回路の GND に接続しない場合

Fig.10 Measured EMG spectrum. (a) body earth, (b) using conductive sleeve connected to GND, (c) covered with 10×10 cm conductive cloth, (d) covered with 15×15 cm conductive cloth, and (e) conductive sleeve without connection to GND.

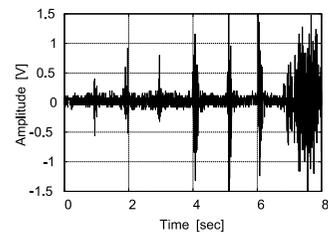
表 1 計測時に行った動作
Table 1 Action performed during measurement.

時刻 [sec]	動作
1.0	指先を 5 mm 動かす
2.0	指先を 5 mm 動かす
3.0	指先を 5 mm 動かす
4.0	指先を 50 mm 動かす
5.0	指先を 50 mm 動かす
6.0	指先を 50 mm 動かす
7.0	軽く握る

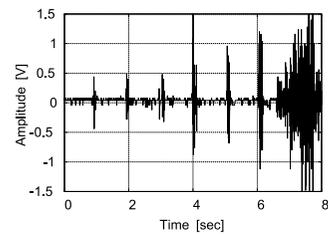
イズ (60 Hz), およびその高調波成分がみられる。一方, GND に接続された導電性衣服を着用した場合の安静時の筋電位信号のスペクトルである図 10 (b) では, ハムノイズ成分が -41 [dBV] であり, 人体アースの場合と比較して -16 [dB] (約 $1/6$ 倍) 低減されていることが分かる。また図 10 (c) から, 筋電位アンプ EAMP と電極を GND に接続した 10×10 [cm] の導電布で覆った状態でのハムノイズ成分は -35 [dBV] であり, 導電性衣服を着用した場合と比較して 6 [dB] (約 2 倍) のハムノイズ成分が見られる。一方, 図 10 (d) から, 筋電位アンプ EAMP と電極を GND に接続した 15×15 [cm] の導電布で覆った状態でのハムノイズ成分は -39 [dBV] であり, 導電性衣服を着用した場合と同程度の効果を得ることができていることが分かる。なお導電性衣服を着用した場合でも, それを GND に接続しない場合には図 10 (e) のようにハムノイズの振幅は 0 [dBV] 以上の電源電圧 (3.3 V) 程度に振り切れ, 筋電位計測は不可能であることが分かる。

続いて, 指の動作にともなう筋電位信号の計測を行った。左手中指の屈伸運動に対応する筋繊維上に 25 [mm] 間隔で電極を配置し, またハムノイズ対策として, 人体アース, 導電性衣服 (GND 接続あり), 導電性衣服 (GND なし) の 3 つの条件のそれぞれに対して, それぞれ表 1 に示す動作を行った際に測定された筋電位信号を図 11 に示す。なお表 1 に示す動作のうち, 指の運動は手のひらを下に向けた自然の状態から, 中指を上指先が 5 mm あるいは 50 mm 程度動かす屈伸動作を表し, また握る動作は, すべての指を曲げて握る動作を表す。

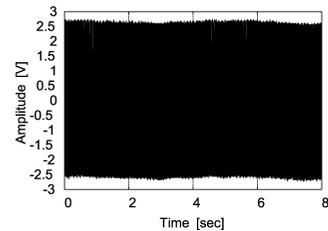
人体アースをとった場合の図 11 (a) では, ハムノイズに由来するノイズ成分が 0.1 [V_{p-p}] 程度あり, 5 mm 程度の微小な指の運動に対する筋電位信号を分離・判別・認識することは困難であると考えられ, また動作の直前に発生する筋電位信号などのさらに微弱な筋電位信号を計測することは不可能であると考えられる。一方, GND に接続された導電性衣服を着用した場合の図 11 (b) ではハムノイズ成分が大幅に低減さ



(a)



(b)



(c)

図 11 計測された筋電位信号。(a) 人体アースの場合, (b) 導電性衣服を回路の GND に接続する場合, (c) 導電性衣服を回路の GND に接続しない場合

Fig. 11 Measured EMG waveform. (a) body earth, (b) conductive sleeve connected to GND, and (c) conductive sleeve without connection to GND.

れ, 5 mm 程度の微小な指の運動に対する筋電位信号も明確に現れているため, これを分離・判別・認識することは可能であると考えられる。なお導電性衣服を回路の GND に接続しない場合の図 11 (c) では, ハムノイズが増幅されて筋電位アンプ EAMP の出力は電源電圧近くまで振り切れており, 筋電位計測は不可能であることが分かる。

以上から, 導電性衣服を回路の GND に接続する本システムにより, 指先が 5 mm 動く程度の微小な運動の筋電位信号の計測が可能であることが示された。また十分なハムノイズ除去のためには, 筋電位アンプと電極部分を 15×15 cm 程度以上の面積の導電布で覆うことが必要であることが示されたが, これは皮膚との接触抵抗を小さく保ちつつ, 筋電位アンプや電極と GND との距離を短くする効果によるところが大きいと考えられる。

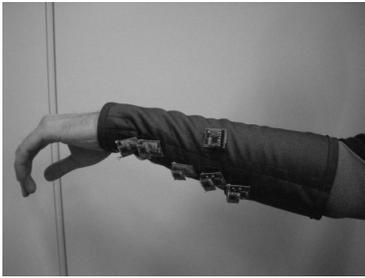
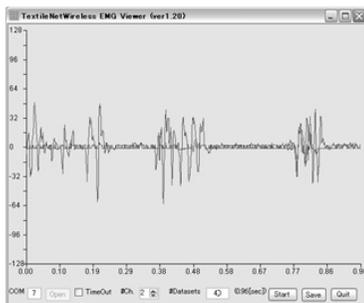
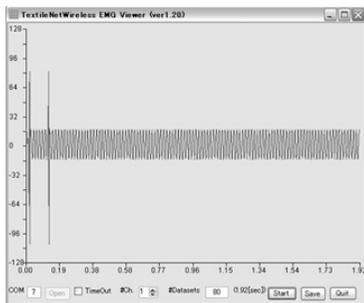


図 12 導電性衣服に装着した筋電位取得装置 EAQ

Fig. 12 EMG collectors attached on conductive sleeve.



(a)



(b)

図 13 本システムを用いて無線通信により取得された 2 点の筋電位 (a) と、人体アースのみの条件で無線通信により取得された筋電位 (b)

Fig. 13 (a) Measured EMG waveforms of two points using this system with wireless communication (c), and those with body earth only (b).

3.2 筋電位の多点測定：無線による計測

続いて、試作した無線通信部、データ収集装置を含む本システム全体の動作を実証するため、試作したシステムを用いて筋電位の多点計測を行った。図 12 のように、袖部分の導電性衣服に 5 個の筋電位取得装置 EAQ を装着し、またデータ収集装置 DAQ はユーザの腰部分に装着して PC と接続した。

今回試作した無線通信装部 COMM は、無線データ通

信の誤り検出・再送機構が不十分であったため、5 点に対する安定な筋電位計測は困難であった。そこで 2 点に対してのみ筋電位計測を行った結果を、PC 上のデータ表示プログラムの画面として図 13 (a) に示す。この測定においては、2 点の筋電位アンプの筋電極を、異なる指に対応する筋繊維上に装着し、それぞれの指を交互に動かす動作を行った。この結果から、安静時のハムノイズは $0.03 [V_{p-p}]$ 程度であることが分かる。

比較対象として、導電性衣服を装着せずに人体アースのみをとった状態で、同一部位に対して筋電位取得装置 EAQ を用いて無線通信により筋電位を測定した結果を図 13 (b) に示す。なおこの測定では、筋電位取得装置 EAQ への電源供給はケーブルによって行った。この結果から、無線通信部 COMM を用いる場合での安静時のハムノイズは $0.2 [V_{p-p}]$ 程度と、3.1 節の有線測定の場合よりもやや大きくなる事が分かる。

以上の結果から、無線通信や導電性衣服を通した電力供給によってハムノイズ除去効果は多少低下するものの、本システムにより高精度・多チャンネルの筋電位計測が可能であることが示された。

4. 議 論

本稿で述べたシステム構成・測定結果に関する考察を、以下の 2 点に関して述べる。

4.1 導電性衣服上での通信方式とノイズ耐性

本システムでは、筋電位取得装置 EAQ で取得した各点の筋電位信号を無線通信によって収集する構成をとった。筆者らがすでに提案・実装・検討している、導電性衣服上での電圧変化を用いて通信を行う TextileNet システム方式では、原理的には $1 [Mbps]$ 程度の通信が可能であることが見積もられている¹⁶⁾ ので、TextileNet システムの改良によって十分な通信速度を確保することができれば、導電性衣服上の通信によって各点の筋電位信号を収集することも可能である。

しかしこの場合、導電性衣服の表面に、通信にともなう電圧変化を生じるため、これが筋電位計測の際の新たなノイズ源となる可能性がある。ただし最も外来ノイズの影響を受けやすい筋電位アンプ EAMP とこの電圧変化をともなう導電性衣服の表面の間には、基準電位 (GND) に接続されている人体側の導電布があるため、この人体側の導電布が持つ静電シールド効果により、電圧変化の筋電位信号の計測に対する影響は非常に小さくなると考えられる。またこの導電性衣服の表面のノイズ源の問題は、導電性衣服上での通信のための電圧変化を小振幅化する方法により、ある程度解消することが可能であると考えられる。100 mV 程

度の小振幅電圧変化によって導電性衣服上の通信を行う方式は現在検討中²⁰⁾であるが、その筋電位測定に対するノイズ源としての影響の定量的な評価は今後の課題である。

本稿で述べたような、筋電位信号の送信を無線通信で行う方式には、伝送路である空間の電気的特性が安定であるために、原理的には通信速度を高速化しやすいという利点がある。一方、ここで述べたような導電性衣服上の通信を用いる方式には、原理的には伝送に要する消費電力の低減が可能であり、また信号が導電性衣服上で閉じるために秘匿性に優れ、ユーザ間の干渉が起りにくいという利点がある。すなわち測定した筋電位信号の送信を、無線通信で行う方式、導電性衣服を用いて行う方式は、それぞれに特長があり、アプリケーションに応じて使い分けの現実的であると考えられる。

4.2 無線通信による多チャンネル計測の安定化

本稿で述べたシステムで用いた無線通信機は、キャリア周波数である 2.4 GHz 帯が IEEE802.11b/g 規格の無線 LAN や Bluetooth などと同一であるため、無線 LAN などが利用されている実験室内では無線通信時のエラーが多く、実効的な通信速度が低くなっていた。またエラー時の再送制御の実装が不十分であったことから、3 点以上に対する筋電位測定を安定に継続して行うことは困難であった。

しかし筋電位アンプの設置数を制限する要因は導電性衣服の電源供給能力と、電極や筋電位アンプの物理的寸法のみであり、多くのアプリケーションにおいて十分な数の筋電位アンプを設置することが可能であると考えられる。また計測した筋電位信号の伝送の点からは、計測点数を制限する要因は通信路の帯域のみであると考えられる。今回は多点の筋電位信号の収集を、時分割多重 (TDMA) により行う方式をとったが、符号分割多重 (CDMA) 周波数分割多重 (FDMA) などの多重通信機能を持つ無線通信機を用い、かつエラー時の再送制御を厳密に実装することにより、安定な通信システムを構築することは十分可能であると考えられる。また高速通信が可能な無線通信機を用いたり、あるいは取得した筋電位信号を送信前に圧縮して通信データ量を削減したりすることで、計測点数を増加させることが可能であると考えられる。

5. 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、筋電位信号を低ノイズ・高精度に多点で同時に計測することができるシステム

を提案した。また本システムの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.: Predicting the Potential of Wearable Technology, *IEEE Eng. in Med. and Bio. Mag.*, Vol.22, No.3, pp.23-27 (2003).
- 2) 西川大亮, 兪 文偉, 横井浩史, 嘉数侑昇: 表面筋電位からの動作識別システムにおけるオンライン型学習データ管理機構, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J84-D-II, No.12, pp.2634-2643 (2001).
- 3) 小谷賢太郎, 堀井 健: ペン入力システム使用時の習熟過程における生理的特性と作業効率, 日本生理人類学会誌, Vol.6, No.4, pp.19-25 (2001).
- 4) 吉川雅博, 児島宏明, 三河正彦, 田中和世: サポートベクターマシンを用いた筋電位信号からの日本語母音の識別, 電子情報通信学会技術研究報告 SP2006-69, Vol.106, No.332, pp.1-6 (2006).
- 5) 永井秀利, 中村貞吾, 野村浩郷: 自然言語インターフェースのための無発声音認識への活用を目的とした表面筋電波形の分析, 電子情報通信学会技術研究報告 TL2002-52, Vol.102, No.688, pp.25-32 (2002).
- 6) 稲葉 洋, 瀧 剛志, 宮崎慎也, 長谷川純一, 肥田満裕, 北川 薫: トレーニングのための人体センシング情報の可視化, 電子情報通信学会技術研究報告 MVE2005-52, Vol.105, No.433, pp.37-42 (2005).
- 7) 為井智也, 柴田智広, 石井 信: 筋電位に基づいた示指によるピアノ打鍵時の脱力度評価, 情報処理学会研究報告 2005-MUS-61-(8), Vol.205, No.82, pp.47-52 (2005).
- 8) 伊東明彦, 丸山剛生: 筋電位のオンライン解析によるランニング中の下肢筋疲労の評価, 日本機械学会ジョイントシンポジウム (スポーツ工学シンポジウム) 講演論文集, pp.143-146 (2003).
- 9) Hakkinen, K., Komi, P. and Alen, M.: Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles, *Acta. Physiol. Scand.*, Vol.125, No.4, pp.587-600 (1985).
- 10) 盛田明子, 中沢文子: ゼラチン・寒天・カラギナンゼリーの摂食時における口蓋圧と筋電位の同時測定, 日本家政学会誌, Vol.53, No.1, pp.7-14 (2002).
- 11) 関根紀夫, 伊藤彰義: 摂食嚥下障害の診断・評価支援システムの構築, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J84-D-II, No.6, pp.1231-1239 (2001).
- 12) 廣瀬真哉, 阿波啓造, 岩壺卓三: パワーアシス

トロポットの開発：表面筋電位を用いた負荷トルクの推定，日本機械学会 2005 年度年次大会講演論文集，pp.493-494 (2005).

- 13) 森田 聡，柴田 克成，鄭 心知，伊藤 宏司：ニューラルネットワークを用いた人間一筋電義手インタフェース，電子情報通信学会技術研究報 MBE-99-167，Vol.99，No.688，pp.37-42 (2000).
- 14) 河野 貴弘，平塚 雅人，門林 豊和，堀越 謙伸，阿波 啓造，白木 万博：初動負荷理論による筋電位を用いたトレーニング機器の開発，日本機械学会関西支部講演会講演論文集，pp.43-44 (2002).
- 15) 前川 聡，有本 隆彦，小谷 学：多チャンネル表面筋電図からのブラインドデコンポリューションによる運動単位分離，電子情報通信学会論文誌 D-II，Vol.J88-D-II，No.9，pp.1963-1970 (2005).
- 16) 秋田 純一，戸田 真志：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，Vol.47，No.12，pp.3402-3413 (2006).
- 17) 木塚 朝博，木竜 徹，増田 正，佐渡山 亜兵：表面筋電図，東京電機大学出版局 (2006).
- 18) 福元 剛智，神口 達也，大庭 茂男，二見 亮弘，田中 治雄，星宮 望：経穴ととの周辺における皮膚インピーダンス軌跡の多点同時測定，生体医工学，Vol.41，No.4，pp.262-272 (2003).
- 19) Tanaka, J., Kimura, M., Hosaka, N., Sawaji, H., Sakakura, K. and Magatani, K.: Development of the EEG measurement technique under exercising, *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Vol.6, pp.5971-4 (2005).
- 20) 村上 知倫：導電性衣服を用いた給電機能を持つネットワークシステム向け送受信回路の設計と評価，修士論文，金沢大学 (2006).
- (平成 19 年 3 月 27 日受付)
(平成 19 年 9 月 3 日採録)



新村 達

平成 17 年金沢大学工学部電気・電子システム工学科卒業。平成 19 年金沢大学大学院自然科学研究科電子情報工学専攻修了。同年 (株) ナナオ入社。在学中は、ウェアラブルコ

ンピューティングに関する研究に従事。修士 (工学)。



秋田 純一 (正会員)

平成 5 年東京大学工学部電子工学科卒業。平成 10 年同大学大学院工学系研究科電子情報工学専攻博士課程修了。同年金沢大工学部電気・情報工学科助手。平成 12 年公立はこだて未来大学講師。平成 16 年金沢大学大学院自然科学研究科電子情報科学専攻講師。集積回路工学とその応用システム (特にインタラクティブシステム) に関する研究に従事。博士 (工学)。電子情報通信学会，映像情報メディア学会各会員。



櫻沢 繁 (正会員)

平成 4 年長岡技術科学大学工学部生物機能工学課程卒業。平成 9 年長岡技術科学大学大学院工学研究科博士後期課程情報・制御工学専攻修了。同年工業技術院生命工学工業技術研究所科学技術特別研究員。平成 12 年公立はこだて未来大学システム情報科学部講師。平成 18 年同大学助教授。平成 19 年同大学准教授。筋タンパク質，物質進化，エンタテインメントコンピューティングに関する研究に従事。博士 (工学)。日本生物物理学会，生命の起源及び進化学会，日本化学会各会員。



戸田 真志 (正会員)

平成 5 年東京大学工学部計数工学科卒業。平成 10 年北海道大学大学院工学研究科電子情報工学専攻博士後期課程修了。同年セコム (株) 入社。平成 13 年公立はこだて未来大学講師。平成 17 年同大学助教授。平成 19 年同大学准教授。コンピュータビジョン，センサフュージョン，ユビキタスコンピューティング，ウェアラブルコンピューティング，教育情報システムに関する研究に従事。博士 (工学)。電子情報通信学会会員。