義手の運動制御のための生体信号からの手指関節角度推定 —表面筋電信号と針筋電信号を中心とした 信号源の違いによる処理方法の検討—

Finger Joint Angle Estimation Using Biosignal For a Mioelectric Hand Motion Control -A Study of Signal Processing Method for Surface EMG Signal and Needle EMG Signal-

○正 荒木 望 (兵庫県立大) 非 帆足 勇希 (兵庫県立大) 正 小西 康夫 (兵庫県立大)
正 満瀬 邦彦 (東京大学) 正 石垣 博行 (兵庫県立大)

Nozomu ARAKI, University of Hyogo, araki@eng.u-hyogo.ac.jp

Yuki HOASHI, University of Hyogo

Yasuo KONISHI, University of Hyogo

Kunihiko MABUCHI, University of Tokyo

Hiroyuki ISHIGAKI, University of Hyogo

This study aims to control a mioelectric hand motion using neural signal. Consequently, we consider to establish a method estimated finger joint angle from biosignal. We have previously proposed a finger joint angle estimation method based on surface Electromyography (EMG) signal and a linear model. This method is based on the histogram of signals, it may have applicability to not only surface EMG signals but also neural signals. Therefore, this paper carried out finger joint angle estimation experiment using both surface EMG signals and needle EMG signals that are similar to neural signals. Here, we report on the difference of estimation results using both signals.

Key Words: Biosignal, Electromyography (EMG) Signal, Joint Angle Estimation

1. 緒言

近年, 事故や疾病により手を失った患者のために, 失われた手の運動機能を補う能動義手の研究が盛んに行われている。義手の運動制御のために必要となる手指や関節角度を推定する手法については, その多くが皮膚表面で非侵襲的に計測する表面筋電信号を対象として提案されている。しかしながら, 表面筋電信号は電極周辺にある筋群の活動を統合的に計測した信号であり, また深部の筋肉の活動情報を得ることが困難であることから, 対象とする筋肉のみの活動を抽出・評価するためには種々の信号処理手法を必要とする。これに対して筋電信号にはもう一つ, 測定対象の筋肉内に針電極を刺入することで, 運動神経活動に伴った筋線維の収縮活動を直接記録した針筋電信号がある。針筋電信号には, 測定対象となる筋肉の純粋な活動情報を計測できるという大きな長所がある。一方で, 針筋電信号は侵襲的手法であり, 安定した筋電信号の計測が困難であることから, 現在のところ義手制御には用いられていない。

義手の動きを制御する際に用いうる可能性のあるもう一つの生体情報に, 上記の筋肉の収縮を指令する運動神経信号がある。筋電信号を用いる場合には測定対象となる筋が残存している必要があり, すべての上肢切断者に適用できるわけではない。これに対して神経信号は, 対象となる筋肉が失われていても筋肉の収縮を指令する信号を出力していると考えられる。このため我々は神経信号を用いた義手の運動制御を最終目標としている。しかしながら, 神経信号の測定は容易ではなく, また, 処理手法も未だ確立されていないため, 現在はその代替信号として筋電信号を用いた手指関節角度推定法の検討を行っており, このなかで, 測定した表面筋電信号のピーク値の分布であるヒストグラムを算出し, 得られたヒストグラムと指関節角度の関係を線形モデルとして推定する手法を既に提案している[1, 2, 3]。この手法は, 針電極によって測定した針筋電信号を用いた関節角度推定手法[4, 5]を表面筋電信号に応用したものであり, 表面筋電信号を針筋電信号と同様のパルス信号の集合とみなしてデジタル的に処理する手

法である。このため本手法はアルゴリズムを変更することなく, 針筋電信号や本研究の最終目標である神経信号へ適用できる可能性がある。以上の背景から本稿では, 同時測定を行った表面筋電信号と針筋電信号から, 各信号が有する情報の差異を検証すると共に, 我々の提案した角度推定手法が針筋電信号に対しても適用可能であるかどうかの検証を試みた。

2. 筋電信号測定条件

はじめに, 本稿で使用した筋電信号の測定条件について述べる。本稿における実験では被験者の左手第3指のMP関節およびPIP関節についての推定を行うため, 図1に示すように表面筋電信号および針筋電信号はともに第2, 3指の動作に動員される浅指屈筋および総指伸筋の2箇所測定するものとした。このうち, 表面筋電信号測定用の電極は, ディスポーザブル電極(日本光電製M-150)の電極部(直径10mm)のみを2個1組として使用するものとし, 測定時には電極間距離が中心間距離で20mmとなるように貼り付けた。また, 針筋電信号測定用の電極は直径125 μ mのマイクロニューログラム用針電極を使用するものとした。これらの筋電位の計測には日本光電製生体アンプを使用し, 表面筋電信号についてはゲインを0.1mV/V, 測定周波数帯域を15~1kHzとし, 針筋電信号についてはゲインを50 μ V/V, 測定周波数帯域を150~10kHzと設定した。なお, これらの信号のサンプリングは2500Hzで行うものとした。さらに今回の実験では, 被験者の手指の角度に

(a) Flexor muscle side (b) Extensor muscle side
Fig.1 Electrode positions for surface and needle EMG signal.

についてはデータグローブ (CyberGlove) を使用し、指を伸展した状態を 0 度として各関節の屈曲角度を測定するものとした。

3. 表面筋電信号および針筋電信号の同時測定結果

本実験では前章で述べた測定条件で、表面筋電信号、針筋電信号、および左手第 3 指の MP, PIP 関節角度の同時測定を行った。実際に測定した筋電信号の一例を図 2 に示す。図 2 中・下段に示す針筋電信号および表面筋電信号はそれぞれ図 1(b) に示した総指伸筋の筋腹付近で、第 3 指の屈曲・伸展動作を繰り返し行った際の信号を測定したものである。これらの信号は振幅の大きさが異なるものの、互いに似通ったパルス (スパイク) 状の波形をもつことが分かる。図 2 中段に示す針筋電信号を見ると、指を伸展させた際にパルス状の波形が現れており、屈曲時にはパルス状の波形を全く出力していないことが分かる。一方、図 2 下段の表面筋電信号では、屈曲・伸展どちらの場合にもパルス状の波形が現れており、伸展時により大きな振幅の波形が現れていることが分かる。これは、総指伸筋の深層部の信号を測定している針筋電信号では、伸筋の動作時のみにパルス状の波形が現れるが、表面筋電信号は皮膚表面から深層部の筋の信号が減衰・積分された信号を捉えているために、伸筋の信号だけでなく周囲の屈筋で発生した信号が重畳しているためであると考えられる。

本稿では、図 2 のように同時測定した表面筋電および針筋電信号を用いて指関節角度推定を試みた。次章では、本稿で使用する指関節角度推定手法について簡単に述べる。

Fig.2 Example of finger joint angles and simultaneously measured EMG signals. (top: MP joint and PIP joint angles which measured by data glove, middle: needle EMG signal, bottom: surface EMG signal)

4. 筋電信号ヒストグラムによる関節角度推定法

ここでは文献[1, 2, 3]において著者らが提案した表面筋電信号のヒストグラムを用いた指関節角度推定法について述べる。本手法の特徴は、表面筋電信号の振幅や周波数特性といったアナログ情報を使用せずに、筋が活動した際に表面筋電信号

Fig.3 Extremal value of surface EMG signal shown in figure 2.

に現れるパルス状の波形の頻度とピーク値の大きさに着目する点である。

本手法では角度推定を行うために、図 2 下段のような表面筋電信号からピーク値のヒストグラムを算出する。ヒストグラムを算出する際には、取得した筋電信号に定常的に存在するノイズを閾値処理により消去し、残ったパルス状の信号のピーク値 (極値) のみを取り出す処理を行う。図 3 は、図 2 下段の表面筋電信号から極値のみを取り出した信号である。本手法では図 3 に示すような極値のみの信号からヒストグラムを得るために、信号の振幅の絶対値によって信号強度を 6 つの領域に分割し、0.5 秒分の取得データからそれぞれの領域での頻度 $X_1, \dots, X_6$ を算出するものとした。

いま、時刻 t において屈筋側の筋電信号から求めたヒストグラムを $\{X_1^f(t), \dots, X_6^f(t)\}$ 、伸筋側から求めたヒストグラムを $\{X_1^e(t), \dots, X_6^e(t)\}$ とする。指関節角度は屈筋と伸筋のバランスにより決定されると考えられるため、ある指の関節角度 $\theta(t)$ はこれらのヒストグラムから以下の式により与えられると仮定する。

$$\hat{\theta}(t) = \theta_0 + \sum_i^6 \{a_i X_i^f(t) + b_i X_i^e(t)\} \quad (1)$$

ここで a_i, b_i は屈筋および伸筋側の筋電信号ヒストグラムに対する重み係数であり、 θ_0 はバイアス成分である。これらのパラメータについては、学習用にデータグローブで測定した指関節角度と、同時に計測した筋電信号から計算されたヒストグラムを用いて最小二乗法により得られる。したがって、本手法における指関節角度の推定値 $\hat{\theta}(t)$ は、測定した筋電信号のヒストグラムから式(1)を用いて計算される。

以上が本稿で用いる指関節角度推定手法である。この手法については、リアルタイムで関節角度を推定する実験を行い、表面筋電信号を用いた場合については有効性を既に確認している[2, 3]。また、上記のアルゴリズムからも分かるように、本手法は信号のピーク値 (極値) の振幅と頻度のみを特徴量として扱っている。これは、先行研究である文献[4, 5]において、針筋電信号のパルス波形の発火頻度が筋張力と線形の相関をもつことが示されていることに起因している。このため本手法による指関節角度推定は、表面筋電信号だけではなく、針筋電信号や神経信号といった異なる信号源に対してもアルゴリズムを変更することなく適用できる可能性がある。そこで本稿では、第 3 章で述べた表面筋電および針筋電信号の同時測定結果に本手法を適用し、異なる信号源からの筋電信号を用いた指関節角度推定実験を行うこととした。

5. 指関節角度推定実験

ここでは前章で述べた我々の提案法による、表面筋電と針筋電信号からの指関節角度推定実験について述べる。実験では、第 2 章で述べた測定条件で被験者の表面筋電信号、針筋電信号および手指の関節角度の計測を行った。また今回は、

Fig.4 Joint angle estimation results for 3rd finger MP and PIP joint and its measured values. (top: MP joint angle results, bottom: PIP joint angle result, solid-line: measured angle, dashed-line: estimation result using surface EMG signals, dotted-line: estimation result using needle EMG signals.)

これらの計測信号と第4章で述べた角度推定法を実装した筋電義手シミュレータを用いて、第3指のMP、PIP関節角度をリアルタイムで推定することとした。本実験では、被験者の左手第3指の屈曲・伸展動作を連続的に60秒間繰り返した際の表面筋電信号および針筋電信号を計測し、この計測結果から(1)のパラメータ a_i , b_i および θ_0 を最小二乗法で計算した。次に、得られたパラメータと計測した筋電信号からリアルタイムで角度推定を行い、表面筋電信号と針筋電信号による推定結果の違いについて検証を行った。

図4に表面筋電信号および針筋電信号から推定した第3指のMP関節角度およびPIP関節角度と、データグループにより測定した実際の角度との比較結果を示す。図4から、表面筋電信号および針筋電信号どちらの推定結果も実測値から誤差があるものの、実測結果に追従する傾向を示していることが判る。なお、表面筋電信号については、今回の実験では表面筋電と針筋電を極力同じ位置で測定することを主眼においており、通常、表面筋電信号が良好に測定できる位置とは異なる場所に電極を貼り付けたために推定精度が悪化したものと考えられる。また、針筋電信号による推定結果については、今回の実験では屈筋側の信号が良好に計測できていなかったことが指の屈曲時の推定精度を悪化させる一因になっていると考えられる。しかしながら、図4の3~4秒付近のように、表面筋電信号および針筋電信号のどちらの推定結果も実測結果によく追従している部分も見受けられる。以上の結果より、推定精度に関しては問題が残るものの、我々の提案手法を用いることで、アルゴリズムを変更することなしに表面筋電信号および針筋電信号のどちらからでも指関節角度の推定が行える可能性を示唆した。

6. 考察

今回の表面筋電信号と針筋電信号の同時測定、および、これらの信号を用いて同一アルゴリズムで指の角度推定実験を

行った結果、以下のような点が明らかとなった。

- ・同一部位で表面筋電信号および針筋電信号を同時に計測した結果、針筋電信号では電極を刺入した筋に関連する信号のみが観測されたが、表面筋電信号では周囲の筋の情報も重畳した信号が観測された。
 - ・筋電信号のヒストグラムと線形モデルを使用することにより、表面筋電信号および針筋電信号のどちらを用いても指関節角度推定が行える可能性が示された。
- 一方、今回の実験から、信号測定方法およびアルゴリズムについていくつかの問題点が明らかとなった。まず、信号測定方法については以下のような問題点を確認した。
- ・針筋電信号を用いて角度推定を行う場合、今回用いた針電極を経皮的に筋肉に刺入する方法では、筋の動作により刺入された電極位置が変化し、信号の形状が変化する。
 - ・表面筋電と針筋電を比較すると表面筋電信号の方が安定した計測が容易であり、針筋電信号の方が周囲のノイズの影響を受け易い。

これらの問題については、針筋電の電極の固定方法、および、ノイズ対策について検討を行う必要がある。また、角度推定アルゴリズムに関しては、ヒストグラムを作成するための信号強度の分割数、および、分割領域について、針筋電に対しての最適値を検討する必要がある。なお、指の屈曲を保持した際に、角度の推定結果が振動的になるという問題については表面筋電信号を用いた実験でも確認していたが、針筋電信号を使用した場合にはより顕著になる事も確認した。特に推定結果の振動の問題については、実際に義手を動かす際には大きな問題となるので、この振動を抑制することが本研究の今後の重要な課題である。

7. 結言

本稿では、義手制御のための生体信号からの手指関節角度推定手法の確立を目的として、表面筋電信号と針筋電信号の同時測定を行い、各信号が有する情報の差異を明らかにした。また、既に提案した角度推定手法が針筋電信号に対しても適用可能であるかどうかの検証を行うため、同一部位で計測した表面筋電信号と針筋電信号を用いて被験者の第3指MP関節およびPIP関節の角度推定実験を行った。実験の結果、我々の提案手法を用いることで、アルゴリズムを変更することなしに表面筋電信号および針筋電信号のどちらからでも指関節角度の推定が行える可能性を示唆した。

文 献

- [1] 山水康隆, 荒木望, 小西康夫, 満洲邦彦, 石垣博行, “表面筋電信号のヒストグラムを用いた指関節角度推定法”, 第23回生体・生理工学シンポジウム, pp.183-184, 2008.
- [2] Y. Hoashi, Y. Yamamizu, N. Araki, Y. Konishi, K. Mabuchi and H. Ishigaki, “Estimation of Finger Joint Angle Based on Surface EMG Signals and its Signal Source Recognition”, ICIC Express Letters, Vol.4, No.6(A), pp.2183-2188, 2010.
- [3] 荒木望, 帆足勇希, 小西康夫, 満洲邦彦, 石垣博行, “表面筋電信号ヒストグラムによる複数指関節角度推定 -ベイズアンフィラタによる動作指識別を用いた手法-”, 第25回生体・生理工学シンポジウム, pp.151-154, 2010.
- [4] 古川浩太郎, 鈴木隆文, 満洲邦彦, “末梢運動神経信号による義手制御のための基礎的研究 -針筋電信号による握力及び関節角度の推定-”, 第36回日本臨床神経生理学学会予稿集, pp.413-414, 2006.
- [5] 高橋玄顕, 満洲邦彦, 鈴木隆文, “針筋電信号を用いた指の運動の推定 -神経回路モデルの有効性と適用方法の検討-”, 生体医学, 第46巻 CD-ROM, 2008.