

上肢装具制御への応用を目的とした筋電計測システムの開発

－ エルブ麻痺患者による筋電計測の再現性の検証 －

Development of EMG measuring system aimed to control upper limb orthosis

- Verification of reproducibility of EMG measurement by the subject with Erb's palsy -

○ 石井晴己（芝工大） 花房昭彦（芝工大） 大西謙吾（電機大） 柴田芳幸（都立産技高専）

Haruki ISHII, Shibaura Institute of Technology  
Akihiko HANAFUSA, Shibaura Institute of Technology

Kengo OHNISHI, Tokyo Denki University  
Yoshiyuki SHIBATA, Tokyo Metropolitan College of Industrial Technology

**Abstract:** An electromyography (EMG) measuring system has been developed for controlling active upper limb orthoses for patients with Erb's palsy. Patients with Erb's palsy can move neither their shoulder nor elbow, but they can move their wrist. Therefore, their activities of daily living (ADL) can be improved dramatically if they can move their shoulder and elbow by an orthosis. This system distinguish the wrist movements using EMG data and machine learning to utilize the result for controlling the orthosis. We measured EMG of one subject with Erb's palsy by eight channels three times on different day. And the results of discriminant rate of eight wrist movements using Euclidean distance (euc), Mahalanobis distance (mh) and a support vector machine (svm) were described. Voltage value of the EMG of Erb's palsy subject is lower than healthy subject in flexion movement. The svm method achieved the highest discriminant rate of 90 % in average.

**Key Words:** Erbes paralysis, EMG, Upper limb orthosis, Activities of daily living, Machine learning

1. 序論

上肢機能障害者の中でもエルブ麻痺患者は手首の動作は可能だが、肩と肘の動作が麻痺しており、上腕を上げることができない患者である。このため、日常生活動作 (ADL) に支障をきたす恐れがある<sup>(1)</sup>。エルブ麻痺患者の意見を伺った際に、立位で右手 (患側) に物を持ちながら左手 (健側) で作業を行いたいという要望があった。このときに、患側の上肢の動作を補助できれば ADL を向上させることが期待できる。上肢欠損者を対象とした義手に関する先行研究は数多いが<sup>(2-4)</sup>が、上肢を有する機能障害のための能動的でウェアラブルな上肢装具に関する研究は限られている。本研究では、エルブ麻痺患者を対象として、手首の動作に合わせた能動的な動作が行なえる上肢装具を制御可能な筋電計測システムの開発を目的とする。本報告では、1 人のエルブ麻痺被験者を対象とし、作製した計測回路による 3 日間にわたる筋電計測結果と、筋電と機械学習を用いた手首の動作判別結果を示す。

2. システム構成

上肢装具を含めた全体のシステム構成を Fig. 1 に示す。手首が動作した際に発生する前腕の表面筋電位を取得し、その筋電に基づいて手首の動作判別を行った。Fig. 2 に示すように、手首の橈屈・尺屈・屈曲・伸展・屈曲の動作に対応して、上肢装具の屈曲・伸展・内旋・外旋動作を行う。手首の動作方向と装具の動作方向が一致するため、より直感的に操作することが可能である。筋電の取得には Fig. 3 に示す処理を行うアナログ回路を製作し使用した。筋電の源波形を 1 Hz のハイパスフィルタにかけ、2000 倍増幅した。電源ノイズの除去のため、50 Hz のハイパスフィルタをかけた後、オペアンプによる 10 倍増幅と半波整流化、1 Hz のローパスフィルタによる平滑化を行った。

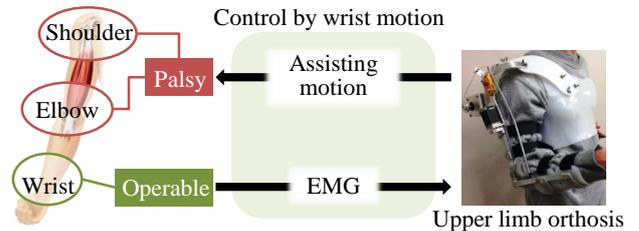


Fig. 1 Total system configuration of upper limb orthosis

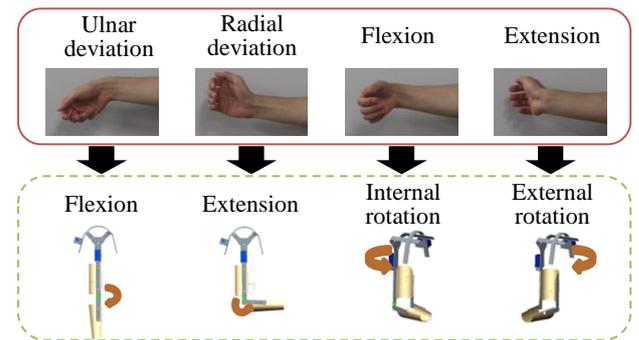


Fig. 2 Correspondence of movement between wrist and upper limb orthosis



Fig. 3 The filter and amplifier procees of EMG measurement circuit

3. 実験方法

3.1 筋電計測方法

ディスプレイ電極 8 ch を用いて計測した。8 ch の各電極位置を Table 1 に示す。電極は筋走行に対して平行に、電極間距離約 30mm で取り付けた。アナログ回路によってフィルタ処理，増幅をした電圧値を NI USB-6216（National Instruments 社）を用いて，サンプリング周波数 100 Hz で取得した。

Table 1 Name and action of muscle for each channel

ch	Name	Function
1	Extensor pollicis brevis muscle	Extention(Thumb)
2	Flexor pollicis longus muscle	Flexion(Thumb)
3	Extensor digitorum muscle	Extention(2-5 finger)
4	Flexor digitorum superficialis muscle	Flexion(2-5 finger)
5	Extensor carpi ulnaris muscle	Extention and Ulnar deviation(Wrist)
6	Flexor carpi ulnaris muscle	Flexion and Ulnar deviation(Wrist)
7	Extensor carpi radialis longus muscle	Extention and Radial deviation(Wrist)
8	Flexor carpi radialis muscle	Flexion and Radial deviation(Wrist)

肩関節と肘関節は力を抜いた状態で，手首の伸展・屈曲・尺屈・橈屈・指伸展・指屈曲の 6 つの動作を計測した。手首動作と指動作の状態を Fig. 4 に示す。各動作時間は 5 秒間とし，動作と動作の間に力を抜いた休息状態（フリー）を 5 秒間取った。以上を手の甲の向きが力を抜いた状態の中立位のととき，その状態から手の甲の向きを 90°回外した状態（以降，回外状態）の 2 種類，各 4 試行ずつ計測した。4 試行目の中立位のとときは回内・回外動作の筋電も計測した。実験は 1 名のエルブ麻痺患者に異なる実験日に来ていただき，合計 3 回実施した。その実験の様子を Fig. 5 に示す。

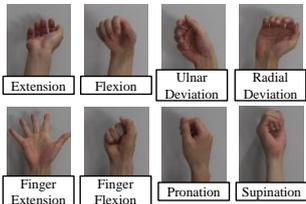


Fig. 4 Wrist and finger movement



Fig. 5 The condition of the experiment

3.2 動作判別方法

教師付き機械学習を用いた判別を行った。手の甲の向きが中立位と回外状態での各 4 試行のうち，1～3 試行目を機械学習の学習データとして使用し，4 試行目を判別対象データとして解析した。学習データには伸展・屈曲・尺屈・橈屈・指伸展・指屈曲の 6 動作を用いた。判別対象データは，学習データの動作に回内・回外を加えた 8 動作を用いた。これらの動作のうち，上肢装具の操作に必要な動作は伸展・屈曲・尺屈・橈屈の 4 動作であり，指伸展・指屈曲・回内・回外は上肢装具の操作に影響を与えないよう，脱力状態のフリーと判別した場合を正答とした。機械学習にはユークリッド距離 (euc)，マハラノビス距離 (mh)，サポートベクターマシン (svm) の 3 種類の判別手法を用いた。

また，誤判別を除去するために電圧値と類似度に閾値を設けた。類似度は教師データで読み込んだ各動作との距離の標準偏差とした。また 1 秒間に 100 サンプル判別された動作の中で 2/3 以上のサンプルで判別された動作をその 1 秒間の判別結果とする最頻値出力を行った。

4. 実験結果

4.1 筋電計測結果

計測した筋電波形の一例を Fig. 6 に示す。下段が中立位，上段が回外状態の結果である。伸展側（奇数の ch）で約 6V の筋電が発生していたが，屈曲側（偶数の ch）では 6 ch だけ約 4V の筋電が発生した。一方，他の偶数 ch ではほとんど筋電が発生しなかった。

4.2 動作判別結果

エルブ麻痺被験者による，中立位と回外状態の判別率の平均値を Fig. 7 に示す。3 回の計測結果とその平均結果である。すべての判別手法で 100% の判別率を示した動作は橈屈 (RD) であった。回外状態では euc<mh<svm の傾向が見られ，svm では屈曲 (FL) 以外は 100% の判別率となった。また，中立位では全動作の平均値は euc=mh=svm であったが，各判別手法によって判別率が低い動作が異なった。尺屈 (UD)・橈屈 (RD)・指伸展 (FE)・指屈曲 (FF) は，どの判別手法も 100% を示した。euc は伸展で約 33% と判別率が低い結果となった。

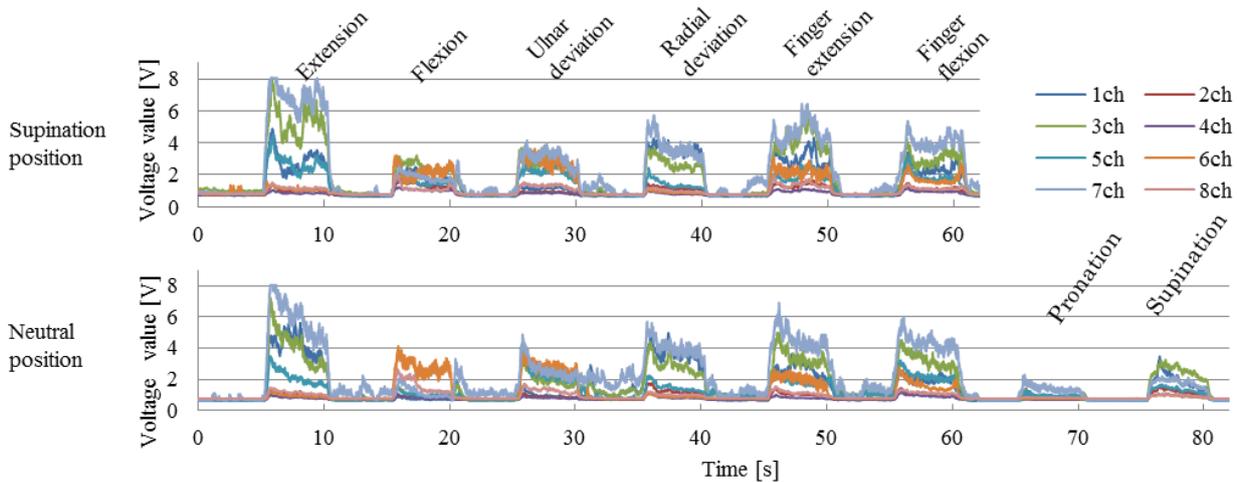


Fig 6 EMG data of each movement by the subject with Erb's palsy

5. 考察

今回被験者となっていたいただいたエルブ麻痺患者は健常者に比べて屈曲側の筋電の電圧値が小さかった。これは健常者よりも屈曲側（偶数側の ch）の筋収縮が弱くなっているためだと考えられる。

全体の平均値の結果では、回外状態での屈曲（FL）、中立位の回内（PR）・回外（SP）の判別率が他の動作よりも低い結果となった。屈曲の判別率が低い理由は 6ch 以外の屈曲側の筋電が伸展側の筋電よりも電圧値が小さく、伸展側の筋から発生した筋電に影響を受けて、伸展と誤判別されたためである。さらに、屈曲は学習データとの類似度が低い場合があり、誤判別除去手法によって誤判別と判定された。回内・回外については、筋電パターンが橈屈動作に似ていたため、誤判別除去手法を用いても除去しきれずに他の動作として判別された。

平均値と各回の比較を行なうと、1 回目の実験では、中立位の伸展(EX)、屈曲(FL)、回内(PR)、回外(SP)で低い判別率となった。一方、2 回目の中立位の実験では、伸展(EX)の euc を除いてすべて 100%の判別率であった。ただし回外状態の屈曲(FL)は低い判別率となった。3 回目の実験結果はほぼ平均値と同傾向を示した。svm を利用した判別率は中立位の回外(SP)以外は全て 100%であった。

全体では svm が最も判別率の高い結果となった。svm の中立位の尺屈(UD)・橈屈(RD)・指伸展(FE)・指屈曲(FF)は全実験で 100%の判別率であった。また、2 回目の実験では学習させた伸展(EX)・屈曲(FL)・尺屈(UD)・橈屈(RD)・指伸展(FE)・指屈曲(FF)の動作で、svm は 100%の判別率であった。

1 回目の実験では回外状態の時、2 回目は中立位の時、3 回目はどちらの状態でも判別率が高い結果となった。手首の向きを回転させると、筋肉の走行に対する電極位置が変化することがその原因として考えられる。個人の筋走行位置や、その変化にも合った電極位置を探して配置できる電極設置手法や、電極位置変化の影響を受けにくい判別手法を検討していく必要がある。

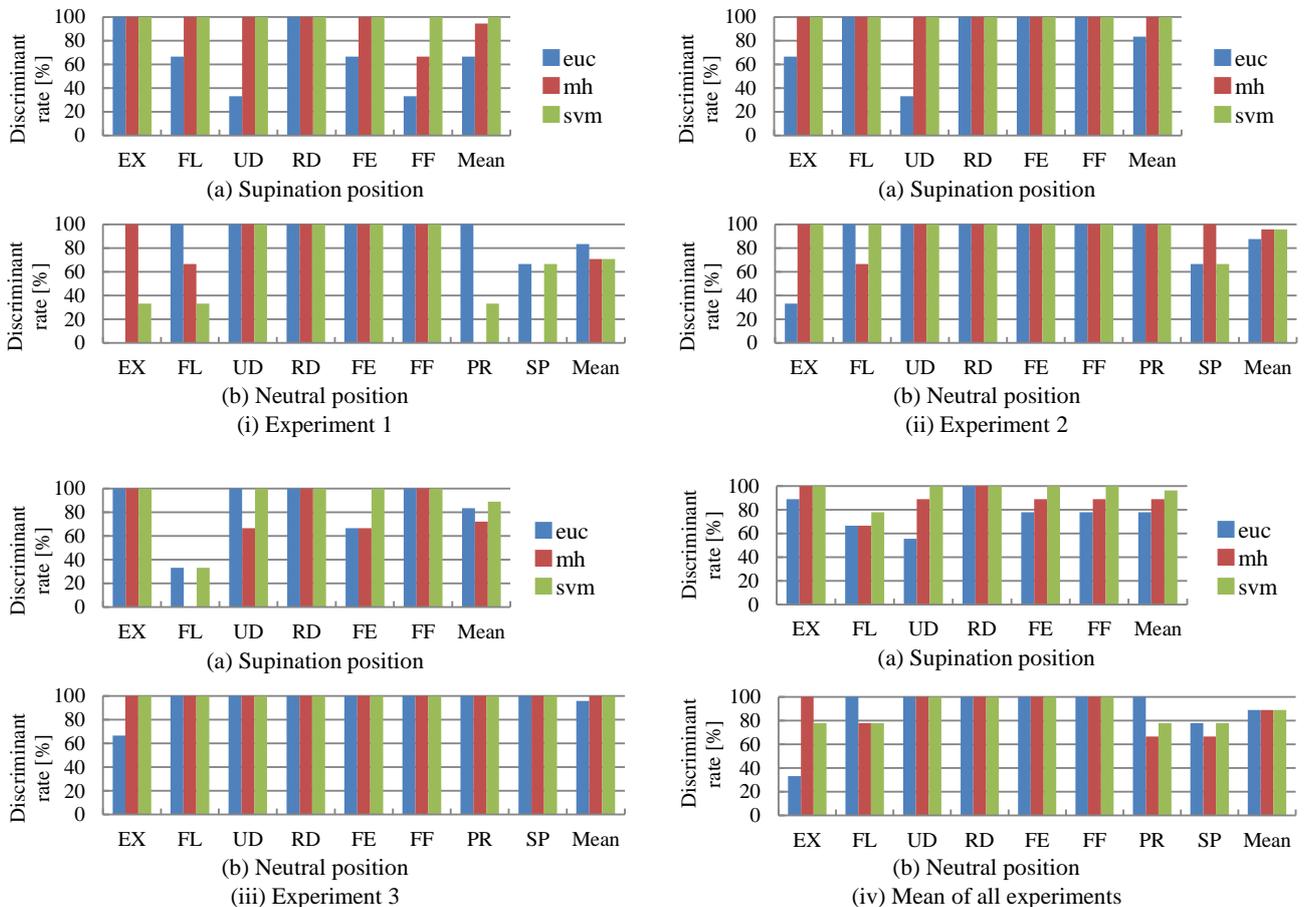
6. まとめ

エルブ麻痺被験者による筋電計測と手首の動作判別の実験を日を変えて 3 回行った。エルブ麻痺被験者は屈曲側の筋電が発生しにくいため、屈曲動作での判別率が低い傾向にあった。判別手法の中では svm が最も高い判別率となる傾向があった。しかし、手首の向きが変わると、判別率が変化する場合があります。このような影響の受けにくい電極配置手法、あるいは判別手法を検討していく必要がある。

今後は、動作判定結果によって上肢装具を動かす全体システムの開発、全体システムによる評価実験を進めていく必要がある。

参考文献

- (1) Langer JS, Sueoka SS, Wang AA, The importance of shoulder external rotation in activities of daily living: improving outcomes in traumatic brachial plexus palsy, J Hand Surg Am, 37(7), pp. 1430-1436, 2012.
- (2) 吉川雅博, 三河正彦, 田中和世, 筋電位を利用したサポートベクターマシンによる手のリアルタイム動作識別, 電子情報通信学会論文誌(D), J92(1), pp. 93-103,



EX : Extension, FL : Flexion, UD : Ulnar deviation, RD : Radial deviation  
FE : Finger extension, FF : Finger flexion, PR : Pronation, SP : Supination

Fig. 7 Discriminant rate in (a) Supination position and (b) Neutral position of each experiment

2009.

- (3) Ameri A, Kamavuako EN, Scheme EJ, Englehart KB, Parker PA, Support vector regression for improved realtime, simultaneous myoelectric control, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 22(6), pp. 1198-1209, 2014.
- (4) 八幡済彦, オットーボック社の筋電電動義手マイオボックについて, *リハビリテーションエンジニアリング*, 29(1), pp. 30-32, 2014.