

1119 電動義手の筋電制御に関する基礎研究

Fundamental study of myoelectric signal control of prosthetic hand

○ 佐々木 祐輔 (宇都宮大学院) 正 酒井 直隆 (宇都宮大学院) 正 嶋脇 聡 (宇都宮大学院)

福田 晴行 (㈱三和電機) 山田 昇 (佐野短大)

Yusuke SASAKI, Utsunomiya Univ., 7-1-2 Yoto, Utsunomiya, Tochigi, 321-8585
Naotaka SAKAI, Utsunomiya Univ., Satoshi SHIMAWAKI, Utsunomiya Univ.,
Haruyuki FUKUDA, SANWADENKI Corporation, Noboru YAMADA, Sano College

Key words : prosthetic hand, electromyogram

1. 緒言

労働災害や交通事故などにより、上肢を失った人たちの大多数は失った機能の回復のために義手を装着する。一般的に、装飾義手、能動義手、作業義手、電動義手の4種類が装着される。電動義手の普及率は他の3種類の義手には及ばないが、電動義手の装着希望者が多数を占める⁽¹⁾。その中でも、筋肉を収縮させるために発生している筋電位によって制御する電動義手が筋電義手である。これまでに開発された筋電義手は筋電図 (Electromyogram:EMG) の情報から動作を推定するものなどが報告されている⁽²⁾。しかし、ある動作の状態を維持し続けると筋電位の低下すなわち筋疲労の影響により、筋電位に変化が生じ、義手の誤作動の原因となる恐れがあるため、使用者の運動の意図を精度良く読み取る必要がある。そこで本研究では、筋電位の情報源である電極の貼付位置による筋疲労の影響について調査を行った。

2. 実験方法

2.1 電極

電極には、アンプ一体型の表面電極 (TYE-EMG1000M: 司機工エンジニアリング) を用いた。電極は差動入力方式 (電極間距離 20mm) で信号増幅帯域が 10Hz~1000Hz, 増幅率は 1000 倍であり、50Hz 付近のノイズ除去フィルタ回路が組み込まれている。最大出力は±9V となっている。

2.2 表面筋電図

表面筋電図は、無侵襲に、かつ比較的簡便に計測できるという特徴がある。また、表面筋電図は運動単位活動電位 (Motor Unit Action Potential:MUAP) 波形が発生している場所から離れた部分で観察することになり、無数の MUAP 波形が時間的に加算された、筋全体の総合的な活動状態を観察していることになる。

2.3 筋電図の記録

電極から出力された筋電位はデジタルオシロスコープ (ASB-3000: アドテックシステムサイエンス) により 1kHz のサンプリング周波数で記録された。

2.4 被験者と計測部位

既往歴のない 21~24 歳の男性健康者 10 名に対して実験を行った。

測定部位は図 1 に示すように、前腕の屈筋群においては尺側手根屈筋 (Flexor carpi ulnaris muscle:FCU), 橈側手根屈筋 (Flexor carpi radialis muscle:FCR) に対して、伸筋群においては尺側手根伸筋 (Extensor carpi ulnaris muscle:ECU), 橈側手根伸筋 (Extensor carpi radialis muscle:ECR) に対して電極を貼付した。

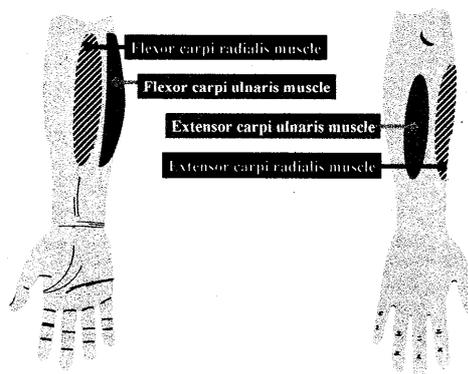


Fig.1 Schematic of electrode pasting position in forearm

2.5 計測

実験内容は、立位にて最大随意収縮時の筋出力をデジタル握力計 (T.K.K.5401: 竹井機器工業) により測定を行い、その姿勢のまま手指屈曲状態を保った。被験者における最大随意筋力は 40.0 (±6.0) Kg であった。また、手指伸展状態を保った状態についての計測をそれぞれ行った。

実験手順は始め 10s の静止状態、その後 60s の筋活動、そして 10s の静止状態の筋電位を記録した。

3. 結果

3.1 筋電図

図 2 に実験時の筋電図の例を示す。

図 3 には得られた筋電図に対して全波整流した例を示す。全波整流された筋電図を積分して積分筋電図 (Integrated Electromyogram:iEMG) を求めた。

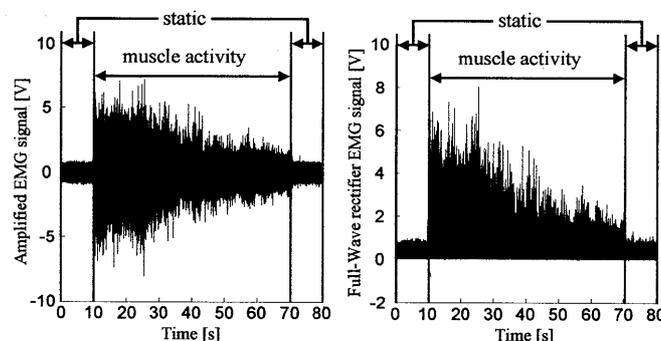


Fig.2 EMG signal

Fig.3 Full-Wave rectifier EMG signal

3.2 手指屈曲の結果

図4に手指屈曲実験時80s間の尺側手根屈筋、橈側手根屈筋、尺側手根伸筋、橈側手根伸筋において計測されたそれぞれのiEMGの和を示す。最も高いiEMGの和を得られたのは橈側手根伸筋であった。また、最も低い結果となったのは、橈側手根屈筋であった。尺側手根屈筋と尺側手根伸筋はほぼ同じ値となった。

また、図5に尺側手根屈筋のiEMGの5s間毎に和を求めた結果を示す。他の貼付場所においても、尺側手根屈筋の結果同様にiEMGの値が減少していく傾向が見られた。

図6には、筋活動開始時と終了時におけるiEMGの差を求めた結果を示す。橈側手根屈筋が最も差が小さい結果となり、その他の貼付場所についてはほぼ同じ値を示した。

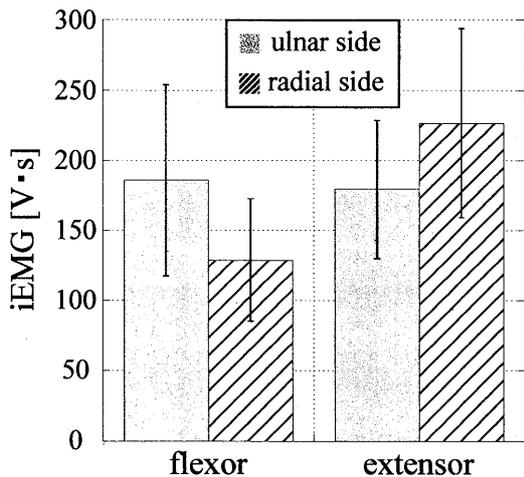


Fig.4 Sum of iEMG during digital flexion

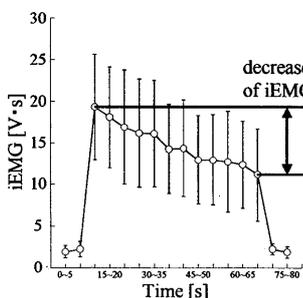


Fig.5 iEMG of Digital flexion in FCU

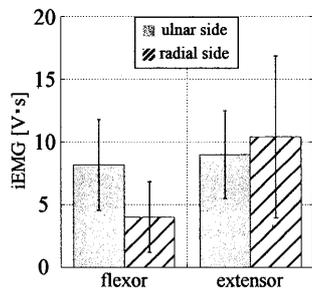


Fig.6 Decrease of iEMG in digital flexion

3.3 手指伸展の結果

図7に手指伸展実験時80s間の尺側手根屈筋、橈側手根屈筋、尺側手根伸筋、橈側手根伸筋において計測されたそれぞれのiEMGの和を示す。最も高いiEMGの和を得られたのは尺側手根伸筋であった。また、最も低い結果となったのは、橈側手根屈筋であった。橈側手根屈筋と橈側手根伸筋はほぼ同じ値となったが、手指伸展状態では全体的に伸筋から高い筋電位が得られた。

また、図8に尺側手根伸筋のiEMGの5s間毎に和を求めた結果を示す。他の貼付場所においても、尺側手根伸筋の結果同様にiEMGの値が減少していく傾向が見られた。

図9には、筋活動開始時と終了時におけるiEMGの差を求めた結果を示す。尺側手根屈筋が最も差が大きい結果となり、その他の貼付場所についてはほぼ同じ値を示した。

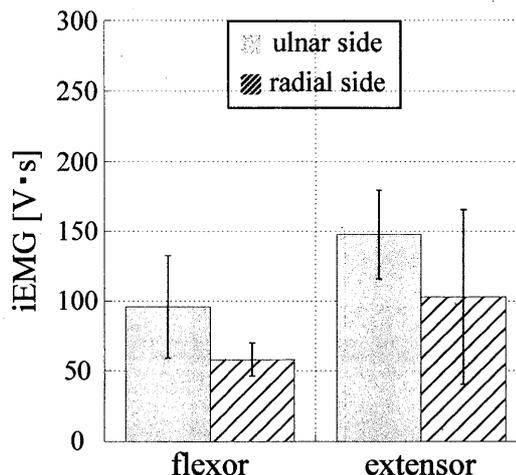


Fig.7 Sum of iEMG during digital extension

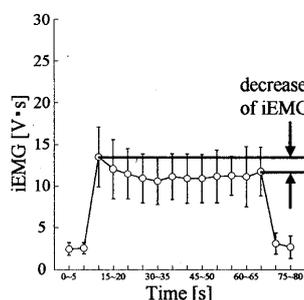


Fig.8 iEMG of Digital extension in ECU

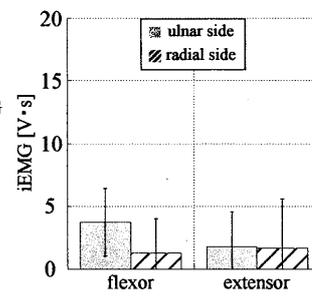


Fig.9 Decrease of iEMG in digital extension

4. 考察

手指屈曲時には屈筋が主に活動するが、80s間のiEMGの和による結果では伸筋の尺・橈側でも高い値が得られた。これは姿勢を保つために伸筋も活動することで、屈筋を効率良く活動させることを可能にするためだと考えられる。

筋活動の開始時と終了時におけるiEMGの差を求めた結果から、手指屈曲時において、最もiEMGの減少が低かったのは橈側手根屈筋であったが、実験におけるiEMGの和から出力筋電位は他の筋肉に比べ低い結果が得られた。このことから橈側手根屈筋を筋電義手の電極貼付場所とする場合には、筋電位の変化は小さいが、出力があまり望めないことを考慮し、貼付場所として検討する必要があると考えられる。

全体的な傾向として、伸筋が筋電位の減少が小さいという結果が得られた。このことは屈筋が把持動作など短時間の収縮が多く、伸筋は姿勢を保つために持久性が必要とされるためであると考えられる。遅筋繊維は疲労しにくい持久的な筋繊維であり、速筋は高い力を発揮できるが疲労しやすいという特徴がある。今回の結果より伸筋は屈筋に比べ遅筋繊維の比率が大きいと考えられる。

今回得られた結果から、より少ない電極数で筋電義手を制御する場合、疲労の影響が少なく、安定した出力が得られた伸筋群に対して、電極を貼付することで安定した筋電義手の操作が可能になると考えられる。

5. 参考文献

- (1) 川村次郎, 福井信佳, 中川正巳: 上肢切断者の現状と動向, リハビリテーション医学, vol136, 384-389, 1999
- (2) Toshio Tsuji, et al.: Pattern classification of time-series EMG signals using neural networks, Int. J. Adapt. Control Signal Process, vol14, 829-848, 2000