# 視覚情報を活用した筋活動状態の評価に関する基礎的研究

## 遠藤 厚志\*

# Fundamental research on the evaluation of muscle activity state that utilize visual information

Atsushi Endo\*

This paper describes the fundamental research results obtained by adding the sensory information to the activity state evaluation of muscle movement. The purpose of this study is to show the engineering evaluation results of the activity state of the muscle by sEMG(surface ElectroMyoGraphy) using the visual information that biofeedback is made. No evaluation method has the visual information, from being affected by the auxiliary cooperative muscles, not efficient. How to sEMG and biofeedback that information that indicates the active state of muscles, it is effective for the intended activation of designated muscle. Integration of visual information and the biofeedback of muscle activity recognition lead to more effective activation of muscle activity, and for a short time exercise at a low load time.

キーワード: 筋活動, 筋電図, 視覚情報

Keywords: Muscle Activity, EMG, Visual Information

#### 1. 諸言

#### 1.1 研究の背景

近年,筋カトレーニングはスポーツ選手の運動能力向上に限らず,健康状態を維持する体力づくりを目的として一般にも広く普及している。しかし,その影響や効果に関しては筋肉痛や筋疲労を始め,未だ主観的な評価に頼っている部分が大きい。また,筋カトレーニングは高齢者等に対してリハビリテーションの一環として適用される場合がある $^{(1)}$ .この場合,高負荷または長時間に及ぶ筋カトレーニングは,身体への負担が大きく筋断裂や肉離れなどが懸念される(図1).

このような中、筋活動を客観的に評価することができる手法の 1 つに表面筋電図(surface ElectroMyoGram:以下 sEMG と記す)がある。sEMG は、活動電位を測定することで筋の機能などを評価するために有効である。吉田は著書『医用計測技術』 $^{(2)}$ の中で、筋肉運動を制御する神経系はサーボ機構系に似ていると表現している。また、市橋による報告 $^{(3)}$ から、神経系の働きは、筋力トレーニングにおける筋力に関係することが知られている。



図1 従来の筋力トレーニングの評価手法

制御情報システム工学科 〒861-1102 熊本県合志市須屋 2659-2 Dept. of Control and Information Systems Engineering, 2659-2 Suya, Koshi-shi, Kumamoto, 861-1102, Japan

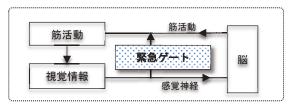


図2 筋肉運動系のブロックダイヤグラム

#### 1.2 研究の目的

上記を参考にし、図2のブロックダイヤグラムを作成し 本研究を進めた.

従来の視覚情報では、筋の隆起や動きで確認するが、本研究での視覚情報は、sEMG 波形をリアルタイムに表示することで筋活動を確認する。sEMG 波形のフィードバックによる刺激が脳を介して筋を刺激し、筋活動を活性化させることが実際に確認できれば、視覚情報を用いた客観的な評価により、低負荷または短時間で行う筋力トレーニングへの適用も期待される。これを実現するため、時系列的な変位を取り込むバイオフィードバックループを行い、筋肉運動の制御による意図的な筋活動を作り出し、sEMG の評価を実施する。すなわち、視覚情報を用いた sEMG による筋活動状態を工学的に評価・検証することを本研究の目的とする。

前述のように、理論的には視覚情報による刺激で筋活動の活性化が行えることが予想されるが、実際に活性化するかは不明であるため、これを検証することが求められる. 従来、図3に示すように、筋活動の効果向上を目指す時にはいくつか方法が存在する.しかし、負荷や実施時間を増加させればオーバートレーニングの危険性が高まる.また、主働筋を意識する方法もあるが、実施者の主観的な意  (従来の評価方法
(筋肉痛 筋疲労 筋肥大 筋力向上
(食荷の増加 実施時間の増加 筋の意識
(本研究の目標
(低負荷での筋活動の活性化 協同筋の影響の低減 筋の意識方法の改善

図3 筋活動の評価方法と効果向上方法 および本研究の目標

識だけでは実際には効率的に行えていない場合が多い.

以上の点から、本研究では、筋への意識の有無に着目して、視覚情報による筋活動の活性化状態の変化を検証する。同時に、低負荷時での筋の活性化、協同筋の補助の影響についても検討する。適切な意識が行えた場合、測定筋およびその周囲の筋の活性化状態の変化が確認されるものと予測する。すなわち、バイオフィードバックをしない従来の意識方法とバイオフィードバックをした状態での今回の意識方法の有効性・効率性を検証し、工学的な解析を行うことを目標とする。

#### 2. 筋活動状態の測定原理

#### 2.1 筋収縮の分類

筋収縮は、表1、表2に示されるように運動要素による 分類と収縮要素による分類に分けられる.

まず、表1の運動要素による分類から述べる.ここで、関節運動を伴わないものを静的な筋収縮といい、関節運動を伴うものを動的な筋収縮という.等尺性収縮はこの静的な筋収縮であり、握力測定などを行う筋の収縮がこれにあたる.動的な筋収縮に関しては、等張性収縮と等速性収縮に分けられる.等張性収縮は、筋の張力が一定となる収縮である.拳上可能な負荷を測定する場合の筋の収縮がこれにあたる.また、等速性収縮は、筋の収縮速度を一定にした場合の収縮である.

次に、表2の収縮要素による分類を述べる。等尺性収縮 はこの収縮要素にも含まれる。その他、短縮性収縮と伸張 性収縮に分けられる。短縮性収縮は、筋が短縮しながら筋 力を発揮する場合の収縮である。肘を屈曲させながらダン

表1 運動要素による分類

筋収縮の名称	特徴
等尺性収縮	関節の角度または筋長が一定
等張性収縮	筋の発生させる張力が一定
等速性収縮	筋の収縮速度が一定

表2 収縮要素による分類

筋収縮の名称	特徴
等尺性収縮	関節の角度または筋長が一定
短縮性収縮	筋が短縮しながら収縮
伸張性収縮	筋が伸張しながら収縮

ベルを持ち上げる上腕二頭筋の収縮がこれにあたる.これに対して、肘を伸展させながら降ろす場合の上腕二頭筋の収縮が伸張性収縮である.

本研究では、ダンベルを用いた3種類の試行を実施したが、表1、表2より、短縮性収縮から伸張性収縮を行うまでを1回の動作とする.

## 2.2 活動電位について

細胞は、活動中以外では細胞外との間に静止電位-90mVを生じている(分極状態).細胞の活動中には、約20mVまで変化をする(脱分極状態).

脳や脊髄からの刺激(脱分極波)が伝わると、神経細胞から構成される運動神経が運動終板の脱分極を起こさせる. さらに、この運動終板が筋肉線維の脱分極を起こさせることで筋肉線維を収縮させる. また、脱分極の後には再分極を起こす. この様子を図4に示す. 脱分極期間および再分極期間に生じる活動電位を電極により測定したものが筋電図である. このため、筋電図は正負の値を持ったスパイク波形として表される. ここで、多くの運動終板に枝分かれする運動神経から構成されるものを運動単位(motor unit)といい、それぞれの運動終板は一つの筋肉線維の収縮に関与している. すなわち、一つの運動単位から測定できるのは、複数の筋肉線維の収縮からそれぞれ発生する活動電位を合わせたものである.

一つの運動単位から生じる活動電位の測定には、針電極を用いる.しかし、針電極を用いた測定は、体に針を挿入するため医師でなければ行うことができない.通常は、非侵襲に測定することが可能な表面電極を用いる.表面電極では一つの運動単位の測定はできないため、複数の運動単位の総合電位が測定できる.表面電極で測定した電位をsEMGという.

#### 2.3 sEMGの測定原理

本研究では、生体信号測定装置であるマルチメータシステム(日本光電工業株式会社製)を用いてsEMGの測定を行った。図5に測定原理図を示す。

被験者から得られる入力信号(活動電位)の処理の流れは、 次のようになる.

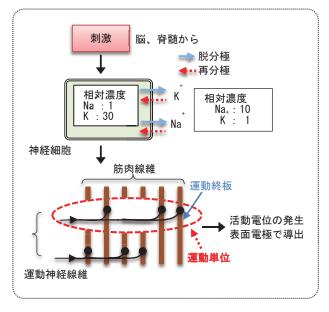


図4 筋収縮の流れ

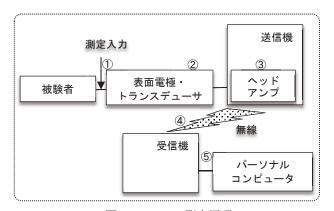


図5 sEMGの測定原理

- ① アナログ信号として表面電極で導出
- ② ディジタル信号に変換
- ③ ヘッドアンプにより増幅
- ④ 無線で送信機から受信機へと伝達
- ⑤ 受信機からパーソナルコンピュータに送り, sEMG データを取得

本装置の特徴は、送信機と受信機により無線で測定信号の伝達が行えることにある。これにより、動的な筋活動状態の測定を動作の制約を与えずに行うことが可能となる。また、パーソナルコンピュータPCは、sEMGの記録だけでなくsEMG波形の表示も行うことができる。このため、視覚情報によるバイオフィードバックのために表示装置としても活用する。本来は解析装置として用いるが、本研究の解析はオフラインで別のPCを用いるため、記録・表示装置とする。

ここで、本研究において活動電位を測定するための表面電極には、ペースト、Ag/AgCI電極およびリード線を通じて測定する皿電極を用いる. 皿電極は電極間距離が可変なだけでなく、ある程度の動的な筋活動に対応することが可能である. 本研究では、全て動的な筋活動を測定するためこの皿電極を用いる.

#### 2.4 使用機器

表3 本研究で使用した機器

器の 名称	型番	製造会社	仕様
マルチメータシステム	WEB -5500	日本光電社	Low-cut: 0.03s Hi-cut: 500Hz 感度: 0.5mV/DIV サンプリング: 1kHz
送信機	ZB-581G	日本光電 社	送信可能範囲: 200m
受信機	ZR-550H	日本光電 社	
表面皿電極	NT-511G	日本光電 社	直径 1.5cm
パーソナル コンピュータ	СС-500Н	日本光電 社	波形表示可能
MATLAB R2008b	Version 7.7.0.471	MathWorks 社	
クロームダン ベル		マイノリ ティ社	2kg, 3kg

表3に本研究で使用した機器を示す.

#### 3. 測定実験

#### 3.1 測定環境・被験者

- ・室内温度:22-25℃暖房機により温度調節
- 被験者とモニタとの距離:1-2m(波形の大小が確認できる距離)
- 負荷の選定: 30 回程度の筋活動でも負担が少ない, 低負荷な 3kg と 2kg のダンベル採用
- ・皮膚表面の抵抗,汚れの考慮:測定実験前にアルコール 綿で対象部分を拭き,影響を低減
- ・電極間距離:1.5cm(定規で電極の中心間距離を測定)
- ・被験者:熊本高専(熊本)19~20歳の学生で7名(実験1:運動経験者3名),12名(実験2:運動経験者7名).. 在学中の運動部所属者を運動経験者とした.本研究では,sample A, sample B,...と表記する

#### 3.2 測定実験1 (筋への意識の有無)

測定実験1では、従来の方法で筋を意識させた場合に効果が得られるのかを検証するため、同じ動作で指定筋の意識をしない場合(通常時)と、意識をする場合(意識時)の筋活動状態を測定する. 試行は4つ選定し、それぞれ通常時と意識時の計8回の測定をする. 測定チャンネル数は4つとする. 表4に各チャンネルと被験筋の対応を示し、表5に各試行との対応関係を示す. 本実験における被験筋は、上腕二頭本研究における被験筋は、上腕二頭筋、上腕三頭筋、前腕橈側手根屈筋、前腕腕橈骨筋の計4筋である.

各試行において2つの指定筋を設けて被験者に意識させる.ダンベルを拳上してから降ろすまでを1回とカウントし,各試行10回ずつ行う.

表4 チャンネルと被験筋

チャンネル	被験筋
ch1	上腕二頭筋
ch2	上腕三頭筋
ch3	前腕橈側手根屈筋
ch4	前腕腕橈骨筋

表5 測定実験1の試行内容

試行番 号	試行の名称	指定筋 (意識筋)	姿勢
試行 1	肘関節屈曲伸展位前腕回外位	ch1, ch3	座位
試行 2	肘関節屈曲伸展位前腕回内位	ch2, ch4	座位
試行 3	肘関節伸展位前腕回外位	ch1, ch3	座位
試行 4	肘関節伸展位前腕回内位	ch2, ch4	座位

表 6 IEMGの比較(単位[ µ V])

試行	1	1	2	2	3	3	4	4
筋意識	無	有	無	有	無	有	無	有
ch1	1035	1128	688	946	944	942	1035	873
ch2	191	200	319	489	354	393	592	553
ch3	1171	848	908	1230	251	233	272	273
ch4	883	758	684	1060	451	384	980	964

実験 1 で得られた sEMG データは、MATLAB のプログラムで読み込み解析を行う。拳上から降下までを 10 回行った全体の筋活動量を、通常時と意識時で試行ごとに比較する。比較のため、読み込んだデータはバントパスフィルタ (0-250Hz) で処理し全波整流した後、筋活動中 (10 回の拳上全体) の積分筋電位 (Integrated ElectroMyoGram:以下 IEMG) を算出する。解析に関しては、FIR フィルタ作成に関する資料 $^{(4)}$  ( $^{(5)}$ 等を参考にした $^{(6)}$ .

ある被験者における IEMG の比較結果を表 6 に示す.表 6 より,意識無時と意識有時には IEMG の値に違いが見られるものがある.しかし,試行 3 や試行 4 では指定筋の IEMG が低下していることが分かり,主観的な評価による意識での筋活動の活性化が実際に起きているとは限らない.また,試行 1 や試行 2 では意識有時に IEMG が増加している場合が多い.しかし,試行 1 の ch3 では増加せず低下していることや,指定筋以外の IEMG も同様に増加していることから,被験者が単純に力んだだけと考える.他の被験者についても同様の傾向が確認されている.

これより、従来手法では、意識により効率的に筋活動は 行えないことが分かった.

次に、測定実験2によりバイオフィードバックを用いて 筋を意識させた場合の効果について検証する.

#### 3.3 測定実験2(視覚情報バイオフィードバックの有無)

測定実験 2 では、視覚情報によるバイオフィードバックを行った場合の筋の意識に対する効果を検証するため、バイフィードバックを行わない場合 (no BioFeedBack:以下 nBFB) と、バイオフィードバックを行わない場合 (no BioFeedBack:以下 nBFB) と、バイオフィードバックを行う場合 (BioFeedBack:以下 BFB) の筋活動状態を測定した。ここで、被験者には各試行に対応した指定筋を常に意識するように指示する。nBFB 時は単に意識するように指示するが、BFB 時はモニタに表示される指定筋の sEMG 波形のみを増加させるように指示し、意識の統一を図る。他の 2 筋は波形の大きさを保つように指示する。 3 秒間でダンベルの拳上から降下まで行い、これを 1 回の動作とカウントしてそれぞれ 30 回の動作を行う。また、動作の間には 2 秒間の安静状態を作り、動作と安静状態を交互に行う。

測定実験2で被験筋として選択したのは、上腕二頭筋, 前腕腕橈骨筋,前腕橈側手根屈筋の3筋である.上腕三頭 筋は,協同筋となる試行が無いため選定しない.また,GND

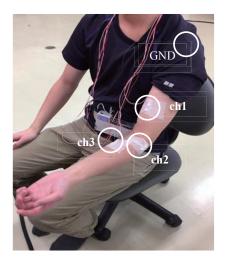


図6 被験筋およびGND

は鎖骨(肩側)とする。実際に電極を貼付したときの様子を図 6 に示す。また、表 7 に各チャンネルと被験筋の対応を示し、表 8 に各試行との対応関係を示す。

また、測定実験 2 については、新たに随意最大筋力 (Maximum Voluntary Contraction:以下 MVC と示す)を発揮したときの sEMG を測定する。3 筋それぞれが MVC を発揮できるように、徒手筋力検査の手法を参考にして測定する。表 9 に各筋に対応した MVC 測定法を示す。

測定した sEMG データは、測定実験 1 の時と同様に MATLAB のプログラムで読み込み解析を行う.この実験では動作時間を 3 秒間と固定したため、1 回ごとの筋活動時の IEMG を求める.ここで、30 回の筋活動のうち、ノイズの影響が少ない 25 回分の IEMG を選択し算出する.1 つの試行につき nBFB、BFB を行うため 50 回、さらに試行が 3 つあるため 150 回、これを被験者 12 名分行い計 1800 回分の IEMG を算出する.筋活動の推移が分かりやすくなるように、5 つの区間に分け(1 区間につき 5 つの IEMG)、IEMG の総和を算出する(以下 IEMG<sub>N</sub> と示す、N は区間数).図 7 にこの様子を示す.

各試行について、各チャンネルの nBFB 時と BFB 時の  $IEMG_N$  の推移を示す.ここでは、ある被験者についてのみ示すことにする.図8から図11には、試行1における結果を示す.

表7 チャンネルと被験筋

チャンネル	被験筋
ch1	上腕二頭筋
ch2	前腕腕橈骨筋
ch3	前腕橈側手根屈筋
GND	鎖骨

表8 測定実験2の試行内容

試行	試行の名称	指定筋	次埶
h- 411		1 L VC 11/1	<u> </u>
試行1	ダンベル ・カール	ch1	座位
試行 2	ハンマー ・カール	ch2	座位
試行 3	ラジアル ・フレクション	ch3	座位

表 9 測定実験 2 の試行内容

チャンネル	関節角度・姿勢 (検者の支え位置)	課題(指示)	
ch1	肘関節 90° 前腕回外位 (手首上,前腕屈側表面)	「肘を曲げ,下げよ うと負荷を加えて も抵抗してくださ い」	
ch2	肘関節 90° 前腕中間位 (手首上,前腕屈側表面)	「肘を曲げ,下げよ うと負荷を加えて も抵抗してくださ い」	
ch3	肘関節伸展位 前腕回外位 (前腕を手首の下から)	「指の力を抜き,手 首を手の平の方に 曲げ,引き下ろそう としても抵抗して ください」	

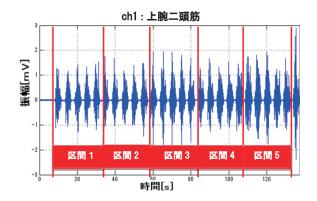


図7 sEMGデータ例(試行1, 指定筋ch1)

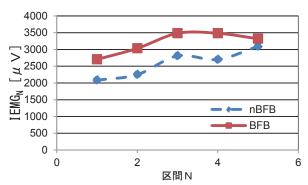


図8 試行1: IEMGNの推移(指定筋ch1)

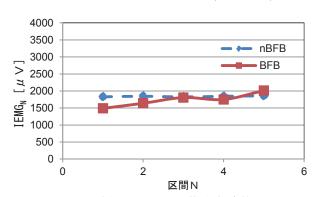


図 9 試行1: IEMGNの推移(指定筋ch1)

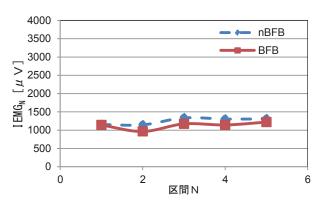


図10 試行1: IEMGNの推移(指定筋ch1)

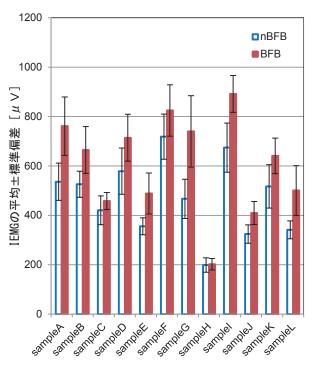


図11 試行1:被験者によるIEMGの平均±標準偏差 の違い(指定筋ch1)

試行1における被験者全体の結果としては、図11のように示される.ここでは、縦軸を25回抽出したIEMGの平均生標準偏差とする.例外はあるが、全体としてIEMGの平均値が上昇している.この試行では運動経験の有無での相違点は確認できない.理由としては、試行1の動作および指定筋の意識が比較的容易であるためと考える.

次に、試行 2 における結果を示す。図 1 2 より、試行 2 においても BFB 時の指定筋には筋活動の活性化が見られた。傾向として、区間始めには変化は少ないが、徐々に IEMGN の増加が見られる。また、試行 1 の結果と同様に筋活動の回数が増える(区間数 N > 3)と筋活動の活性化は見られず、逆に減少することが分かる。

他 2 筋(ch1, ch3)に関しては、図 1 3 および図 1 4 から推移が分かる。どちらも筋活動の活性化は確認できない。さらに、ch1 においては nBFB 時より BFB 時の方が明らかな IEMG<sub>N</sub> の低下を示している。これより、BFB 時には指

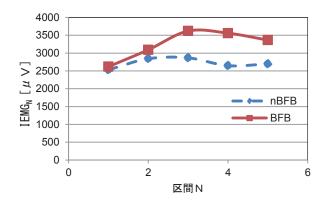


図 1 2 試行2: IEMGNの推移(指定筋ch2)

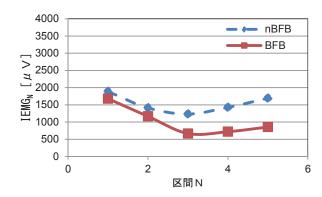


図13 試行2: IEMG<sub>N</sub>の推移(ch1))

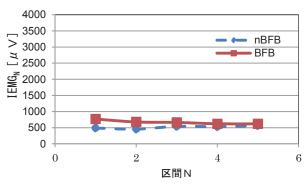


図14 試行2: IEMGNの推移(ch1))

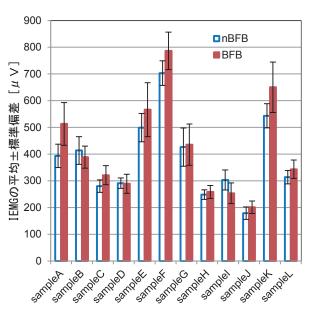


図15 試行2:被験者による IEMG の 平均±標準偏差の違い(指定筋 ch2)

定筋の筋活動の活性化とともに、協同筋による影響を低下させることが確認できる。また、全体として指定筋の%MVC値には約16%の上昇が確認される.他2筋では、ch1で約6%の減少、ch3で約9%の上昇が確認できる.

試行2における被験者全体の結果を、図15に示す.こ

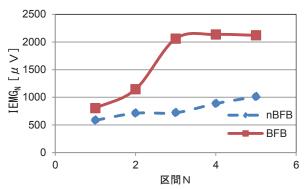


図 1 6 試行3: IEMG<sub>N</sub>の推移(指定筋ch3)

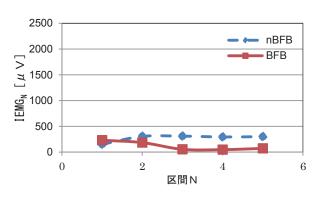


図17 試行3: IEMG<sub>N</sub>の推移(ch1)

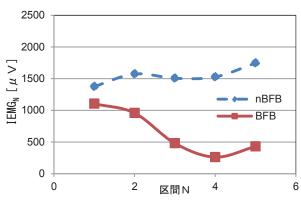


図18 試行3: IEMG<sub>N</sub>の推移(ch2)

こでは、縦軸を 25 回抽出した IEMG の平均±標準偏差とする. 試行2では、明らかに IEMG 平均値の上昇が見られるのは 12 名中 4 名である. その他の被験者については、変化が少ない場合や逆に IEMG 平均値は低下する. この理由としては、試行2では ch1 による協同筋の影響を受けやすく、その影響を抑えることに意識が向いてしまい指定筋である ch2 の活性化まで結び付かなったためと考える.

図16から図19には、試行3における結果を示す。図16より、指定筋におけるBFB 時の IEMGN は、最終的に nBFB 時よりも2 倍程度の活性化量として確認できる。また、活性化の傾向としては他の試行と同様に、区間3までは上昇し、それ以降で安定もしくは低下することが確認できる。

他2筋(ch1, ch2)に関しては、図17および図18から

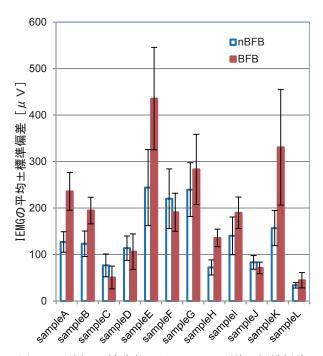


図19 試行3:被験者によるIEMGの平均±標準偏差 の違い(指定筋ch3)

推移が分かり、どちらも筋活動の低下が見られる.特に、協同筋である ch2 には明らかな低下傾向が確認できる.これより、BFB 時には指定筋を意識して効率的に筋活動が行えることが分かる.

また,全体として指定筋のMVC 値には約50%の上昇が確認される.他2筋では,ch1で約2%の減少,ch2で約28%の減少が確認される.

試行 3 における被験者全体の結果としては、図 1 9 のように示される。ここでは、縦軸を 25 回抽出した IEMG の平均士標準偏差とする。

試行3においては、指定筋の筋活動の活性化が見られるのは12名中7名である。また、筋活動の活性化が見られない結果に注目すると、5名のうち4名は運動経験無しの被験者である。すなわち、試行3に関しては運動経験の有無でBFB時の効果に違いがあることが示されている。

- 3 つの試行について、指定筋の筋活動が活性化する理由として次の要因を考える.
- 1) BFB 時には、遅筋だけでなく速筋も筋活動に寄与.
- 2) 協同筋の影響が少なくなったことによる指定筋の負荷の増加.
- 3) 筋活動状態を視覚情報として確認したことによる筋への刺激の増加.

## 4. 結論

本研究における筋活動状態の評価実験およびデータ解析から、以下に示す結論が導かれる.

- 1) 視覚情報を持ちない通常の主観的な評価による意識では、協同筋による補助の影響があったことから、効率的とはいえない
- 2)協同筋の補助が生じているということは、すなわち実施

者が考えている以上に協同筋の負担が多くなっており、オーバートレーニングを誘引する.

- 3) 運動経験の有無で、バイオフィードバックによる筋活動の活性化の程度には違いが見られる.
- 4) 視覚情報を用いたバイオフィードバックが, 意図的な筋 活動の活性化(指定筋の活性化)に有効である.
- 5) 低負荷 (2kg・3kg) かつ短時間でも筋活動の活性化が可能である.

本研究により、筋活動への意識の捉え方を視覚情報によるバイオフィードバックにより統一することで、より効率的に筋活動の活性化が行えるだけでなく、低負荷・短時間でも効果があることが示された.

なお、今後の課題は次の通りである.

- 1)被験者を多くすること(性別,職業,年齢幅など)による本研究手法の妥当性の検証.本研究手法の幅広い適用が見込まれる.
- 2) 中間周波数の推移から疲労による筋活動状態評価への 影響等の詳細な評価. 疲労の影響等の実験精度向上が期 待できる.
- 3) 視覚情報によるバイオフィードバック以外, 例えば聴覚情報や嗅覚情報等とこれらの複合化による筋活動への影響・効果の確認. 筋活動の活性状態検知が容易になると共に精度向上につながる.

最後に、本研究は平成27年3月に卒業した制御情報システム工学科森山拓哉君の卒業研究による。多くの時間を割いて課題に真剣・真摯に取り組んだ姿勢に敬意を表し、改めてお礼申し上げます。

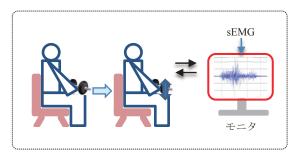
(平成 27 年 9 月 18 日受付) (平成 27 年 11 月 25 日受理)

## 参考文献

- (1) 浅川康吉:高齢者の筋力と筋力トレーニング,理学療 法科学,18(1):pp35-40(2003)
- (2) 吉田徹: 『臨床工学技士のための医用計測技術』, コロナ社, (1979)
- (3) 市橋則明:筋力トレーニングの基礎知識-筋力に影響する要因と筋力増加のメカニズム,京都大学医療技術短期大学部紀要,別冊,健康人間学,9:pp33-39(1997)
- (4) 川又政征: MATLAB で学ぶディジタル信号処理の基礎 -第4回 FIR フィルタの設計, Journal of Signal Processing, 5, 4, pp255-266(Jul,2001)
- (5) 樋口龍雄,川又政征共著: MATLAB 対応ディジタル信号処理、昭晃堂(2000)
- (6) MathWorks 社: MATLAB/Simulink を使ってみませんか? ~信号処理編~(2009)

## 【補足資料】

## A1 測定実験の概念図



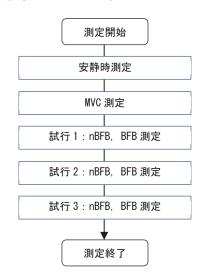
## A2 測定実験1被験者の運動経験の有無

被験者	運動経験
Sample A	有
Sample B	有
Sample C	無
Sample D	無
Sample E	有
Sample F	有
Sample G	有

## A3 測定実験2被験者の運動経験の有無

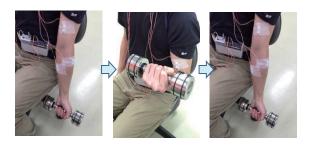
被験者	運動経験
Sample A	有
Sample B	有
Sample C	無
Sample D	無
Sample E	有
Sample F	有
Sample G	有
Sample H	有
Sample I	有
Sample J	無
Sample K	有
Sample L	無

## A4 測定実験2のフローチャート



## A5 測定実験2の試行態勢

A5-1 試行 1: ダンベルカール (負荷 3kg)



A5-2 試行 2: ハンマーカール (負荷 3kg)



A5-3 試行 3: ラジアルフレクション (負荷 2kg)

