

筋力回復の定量的評価を目指した EMG の変動調査

Investigation of EMG for Quantitative Evaluation of Muscular Power Recovery

○永富裕美 (鳥取大) 櫛田大輔 (鳥取大) 北村章 (鳥取大)

Yumi NAGATOMI, Tottori University

Daisuke KUSHIDA, Tottori University

Akira KITAMURA, Tottori University

Abstract: In the rehabilitation for the motor function recovery, medical workers decide a program for rehabilitation based on their subjectivity. The decision based on subjectivity, however, has the possibility of inviting the different result among other medical workers. Therefore, the quantitative evaluation of the muscular power recovery is required. On the other hands, authors defined “the muscular power coefficient” as the relation of EMG (ElectroMyoGraphy) and muscular load. As a result, we could evaluate a muscular condition according to EMG. The change of the muscular power coefficient is expected with a change of bodily features because it is known that EMG is influenced by the balance of the muscle and fat. This paper reports investigation of a change of the muscular power coefficient based on muscle training by experimental works and suggests muscular power coefficient is used as an indicator of the muscle evaluation.

Key Words: Muscle evaluation, EMG, Bodily features, Muscle training, Rehabilitation

1. まえがき

現在、運動機能回復のためのリハビリテーションの現場では、専門家が自身の経験や患者との会話に基づいて筋状態を把握し、一人一人に適したリハビリテーションプログラムを提案している。しかしながら、プログラムの構築は専門家各々の主観に基づいているため、同じ患者であっても施術方針が異なる可能性が指摘されており、定量的かつ客観的な評価手法が求められている。また、臨床現場では、徒手筋力検査方法 (MMT: Manual Muscle Test)⁽¹⁾ を用いることで筋状態を把握することがなされているが、これは特定の基準に対して物事の善し悪しを判断する順序尺度を用いているため、定量的な評価とはいえない。

一方、著者らは筋活動電位 (EMG: ElectroMyoGraphy)⁽²⁾ と筋負荷の関係を表現する筋力係数を導入することで、筋の状態を数値として表すことを試みていた。また、EMG には筋肉量・脂肪量に影響されるという特徴を持っているため、測定部位に関わりの深い身体的特徴と関連付けることにより、被験者が健常時に発揮できると考えられる筋力係数の値を自身の身体的特徴のみを用いることで推定を試みていた⁽³⁾。これにより、リハビリテーションや筋力トレーニングのための目標値を設定することが可能であると考えられる。しかしながら、筋力の変化に伴って筋力係数の値も変動するの点について不明瞭であった。

そこで本研究では、上腕二頭筋を対象部位として被験者に筋力トレーニングを課し、数日間 EMG データの取得を行い、導出した筋力係数の変動を調査する。そして、「筋力の増減に伴って筋力係数も変化する」という仮説が成り立つかを確認し、成り立つならば、筋状態を定量的に評価する指標になりうると考える。

2. EMG の変動に関する評価基準

2-1 EMG について

筋活動電位 (EMG: ElectroMyoGraphy) とは、筋を収縮させる際に筋繊維に生じる電気信号のことであり、これを測定することによって、どの程度の筋繊維を使用しているかを発揮しているのかということを知ることができる⁽²⁾。

EMG 取得時に使用する電極には、針電極と表面電極の 2 種類がある。前者は神経筋疾患の診断などで用いられており、筋に刺入して使用するため人体に侵襲性がある。また、後者はスポーツやリハビリテーションなどで用いられており、皮膚表面に取り付けて使用するため皮下組織の影響を受けやすいが人体に対する侵襲性はない。本研究では、リハビリテーションや筋力トレーニングへの適用を目指していることから、表面電極により EMG を取得する。

2-2 評価基準について

本研究では、EMG に関する筋力係数と中央周波数に基づいて評価する。

まず、筋力係数とは、身体のある力点に与えられた負荷とその負荷を主に負担する筋に生じる EMG の関係を表したものである。取得した EMG データ $E(t)$ に対し、

$$E_{rms}(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{\tau=0}^T E(t-\tau)^2} \quad (1)$$

を用いて時刻 $t-T$ から T [s] 間における実効値 $E_{rms}(t)$ を導出する。 $T = 0.5$ [s] と設定し、手先に負荷 L [kgf] をかけた際の上腕二頭筋の $E_{rms}(t)$ を Fig. 1 に示す。この図では縦軸を $E_{rms}(t)$ 、横軸を測定時間 t としており、負荷量が多くなる程、実効値の値も大きくなっていることがわかる。また、各負荷の値 L を縦軸、各負荷毎の $E_{rms}(t)$ の平均値 \bar{E}_{rms} の値を横軸とすると、近似式は

$$L = k(\bar{E}_{rms} - \bar{E}_{rms0}) \quad (2)$$

と表すことができ、このときの k を筋力係数と定義していた。ただし、 \bar{E}_{rms0} は、無負荷時における \bar{E}_{rms} である。筋力係数は、被験者毎に異なるという性質を持っていることから (Fig. 2 参照)、筋力係数を求めることで、被験者毎の EMG と筋負荷の関係を求めることが可能であり、筋状態の評価に筋力係数を用いることとした。つぎに、中央周波数 (MDF: Median power Frequency) とは、時系列信号である EMG データを窓関数と高速フーリエ変換によって周波数分析した後、(3) 式を用いて導出した f_c の値である。

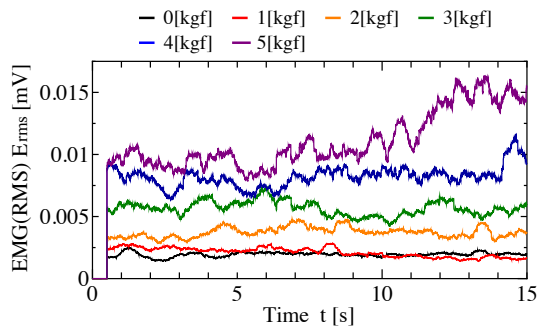


Fig. 1 EMG(RMS) time series signal each load

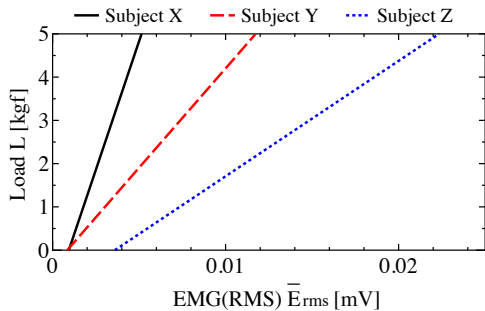


Fig. 2 Load and mean value of EMG(RMS)

$$\frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(f) df = \int_0^{f_c} P(f) df \quad (3)$$

一般的に、筋疲労が蓄積されるとパワースペクトル $P(f)$ が全体的に低周波帯域に遷移するといわれている⁽²⁾。つまり、 f_c が小さくなるほど筋疲労が蓄積されていると評価することができる。今回は測定時間 (40[s]) を前半部と後半部に二分し、それぞれの MDF 値 f_{c1} , f_{c2} を用いて

$$D = \frac{f_{c2} - f_{c1}}{f_{c1}} \times 100 [\%] \quad (4)$$

により、時間変化に伴う MDF 値の減少率 D を求めた。この値が小さいほど筋疲労が蓄積されにくいことを示すため、筋持久力があると判断する。また、窓関数処理を施す際にはハンギング窓を使用した。

3. 検証と考察

3-1 測定条件

本検証における EMG の取得には乾式電極 (DELSYS 社製 Bagnoli-2) を使用した。EMG の測定時には、Fig. 3 に示すように

- 被験者は水平な場所に閉眼状態で直立
- 脇をしめて利き腕の肘を 90[deg] に曲げて固定
- 掌から吊すベルトのフックに錘をかけることで、上腕二頭筋に負荷を印加
- 手首への負担軽減と負荷を手首や指の力で支えないようにするために掌にはスポンジを設置

とした。その他の条件は Table 1 に示す。

また、測定時に「与えた錘に対して苦痛を感じるか」、「測定開始日と比較して負荷に対する感じ方にどのような変化が生じたか」という点に対し、被験者の主観的な意見を記録する。

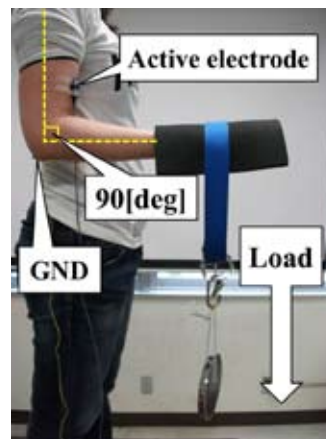


Fig. 3 State of the experiment for EMG measurement

Table 1 Experimental conditions for EMG measurement

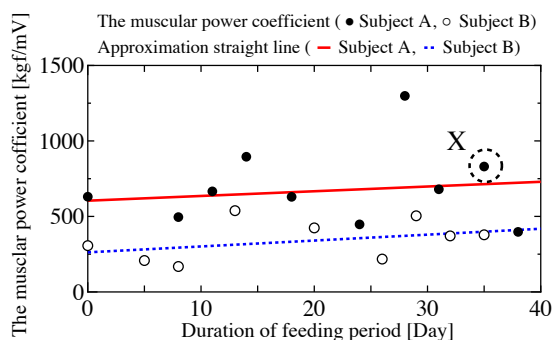
Measurement position	Biceps brachii muscle
Movement type	Isometric contraction
Subject	One's twenties
Duration	40[s]
Sampling frequency	1000[Hz]
Load	1, 3, 5[kgf]
Cutoff frequency (LPF)	20[Hz]
Cutoff frequency (HPF)	350[Hz]

なお、被験者は健康な 20 歳代男性、対象部位は上腕二頭筋とし、対象部位の筋力増強を図る筋力トレーニングを約 1 ヶ月間行ってもらった。この期間はトレーニングによる筋肥大が行われる直前の期間であり、筋力が著しく向上することで知られている⁽⁴⁾。筋力の衰えが始まっている高齢者の場合は、リハビリテーションやトレーニングを行っても筋が肥大することはほとんどないため、1 ヶ月というトレーニング期間は本研究の目的に適した期間であると考えられる。トレーニングの内容は、上腕二頭筋に負荷を与えるため、肘を内腿につけた状態で 5[kg] の錘を上下させるというものであり、1 セット 10 回の上下動作を 1 日 3 セット行うこととした。トレーニングが進むにあたり、上腕二頭筋に負担を感じにくくなった場合には、1 セット内の上下動作回数を負担を感じるまで増やすこととした。なお、以後のトレーニングでは 1 度増やした上下回数は減らさないこととした。

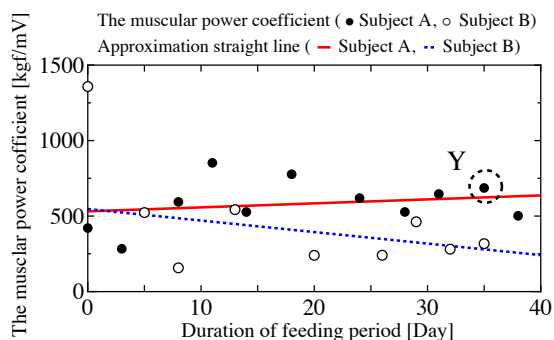
3-2 測定結果

筋力トレーニングの有無による違いを確認するために、前章のトレーニングを課した被験者 A と課さなかった被験者 B の結果を比較する。

まず、筋力係数の変動を Fig. 4 に示す。縦軸は筋力係数、横軸はトレーニングの経過日数を示しており、図中の ● 点と ○ 点はそれぞれ被験者 A と B の結果である。実線は、被験者 A (● 点) の最大および最小値を除いた筋力係数を基に導出した一次近似直線、破線は、被験者 B (○ 点) に対して同様にして得た近似直線である。両者を見比べると、右腕 (利き腕) の傾きはともに右肩上がりになっており、測定日が経過するほど筋力係数の値が高くなっていく。しかしながら、左腕 (非利き腕) に着目すると被験者 A は利き腕と同じく右肩上がりになっているが被験者 B では右肩下がりになっており、測定日が経過するほど筋力係数の値が低下する傾向がある。



(a) Right arm (One's dominant arm)



(b) Left arm (One's nondominant arm)

Fig. 4 Change detection of EMG (Was imposed on Subject A training, wasn't imposed on Subject B)

つぎに、測定開始日と測定終了日における負荷量 5[kgf]を与えた際の時間変化に伴う MDF 値の減少率を Table 2,3 に示す。被験者 A は測定開始日に比べて終了日の方が減少率が低くなっているが、被験者 B では顕著な差が見られなかった。

また、測定時に得た被験者の感想は、両者とも測定日が経過するほど負担感が軽減されたというものであったが、終了日付近でも、前回の測定時よりも負担感が増す日もあるというものだった。

3-3 考察

Fig. 4 の近似直線より、右腕(利き腕)に関しては、両者とも筋力係数が増加傾向にあり差は見られなかったが、左腕(非利き腕)に関しては、被験者 A は増加傾向、被験者 B は減少傾向という結果となり、トレーニングを行うことにより筋力が増強されたといえる。このことから、日常的に駆使している利き腕では筋力が維持されているためトレーニングの効果が表れにくい、使用頻度が低い非利き腕では効果が表れやすいと考えられる。リハビリテーションを必要としている患者は、日常的に対象部位を駆使できる状態ではないため、非利き腕の結果はこのようなケースにおけるリハビリテーション効果を示すものと考えられる。

つぎに、Table 2, 3 の MDF 値の減少率より、被験者 A に関しては、両腕とも測定開始日に比べて終了日の値が低くなっているが、被験者 B に関してはあまり値が変動していない。これは、今回のトレーニングにより被験者 A の筋持久力が高まったためと考えられる。

また、測定日毎の筋力係数のばらつきについて被験者の感想と照らし合わせると、前回の測定日に比べて負担感があると感じた際には筋力係数の値が減少し、負担感が軽減したと感じた際には増加することが多かった。筋力係数と

Table 2 Median power frequency value of subject A

Arm	Day period	MDF value [Hz]		Decreasing rate [%]
		f_{c1}	f_{c2}	
Right	0	68.176	65.796	3.491
	38	65.491	64.942	0.838
Left	0	74.463	69.031	7.295
	38	73.792	69.824	5.337

Table 3 Median power frequency value of subject B

Arm	Day period	MDF value [Hz]		Decreasing rate [%]
		f_{c1}	f_{c2}	
Right	0	67.871	67.871	0.000
	35	72.998	72.388	0.836
Left	0	76.111	72.449	5.055
	35	73.181	68.542	6.339

MDF 値の減少率の変動における関係を確認するために、被験者 A の測定終了日とその前回の測定日 (Fig. 4 の X, Y 部) の結果について比較を行う。測定終了日の筋力係数はいずれも前回より低く、被験者からも測定終了日の方が負担感があったと意見をj得ている。このことから、測定終了日の方が MDF 値の減少率が高いことが予想される。そこで、負荷量 5[kgf] 時の MDF 値の減少率を導出したところ X: 3.477[%], Y: 5.166[%] となり、利き腕に関しては予想に反した結果を得たが、非利き腕に関しては Y 部よりも終了日の方が減少率の方が高く、予想通りの結果を得た。Fig. 4 の近似直線の結果と同様に非利き腕は利き腕に比べて使用頻度が低いため、トレーニングの効果がより表れたものと考えられる。

これらより、日常生活において使用頻度が低い非利き腕に着目したとき、筋力係数の変動を指標として扱うことで筋の状態を定量的に評価することができる可能性が見出せたと考える。非利き腕の状態はリハビリテーションを必要とする患者の状態と似通っているため、リハビリテーションへの応用も期待できる。

4. おわりに

本研究では筋力トレーニングによる筋力増強を対象とし、数日間 EMG 取得を行い、筋力係数の変動が筋状態を表す指標として用いることができるか検証を行った。その結果、トレーニングを行った被験者の筋力係数の増減を長期的に見た場合には増加傾向であることが確認でき、また、短期的に見た場合でも筋力係数と MDF 値の減少率の変動には関係性があることを確認できた。今後は、被験者数を増やして統計的にその傾向を確認していく。

参考文献

- (1) H.J.Hislop, J.Montgomery, 「新・徒手筋力検査法 原著第 8 版」, 株式会社共同医書出版社, 2008.
- (2) 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵, 「バイオメカニズム・ライブラリー 表面筋電図」, 東京電機大学出版局, 2006.
- (3) 櫛田大輔, 金澤智宏, 北村章, 「身体的特徴と EMG に基づく下肢リハビリシステムの構築」, 電気学会論文誌 C, Vol.130, No.7, pp.1132-1138, 2010.
- (4) 石井直方, 「筋肉学入門—ヒトはなぜトレーニングが必要なのか?」, 株式会社講談社, 2009.