

筋力トレーニングの定量的評価手法の開発

Development of a Quantitative Evaluation Method for Resistance Training

服部託夢* 原 良昭 橋詰 努

HATTORI Takumu, HARA Yoshiaki, HASHIZUME Tsutomu

キーワード：

筋音図, 筋力増強訓練, 筋力トレーニング

Keywords:

Mechanomyogram and Resistance Training

Abstract:

Mechanomyogram (MMG) is sharply increased at certain % MVC. The sharp increase has been explained by varying the motor unit (MU) activation pattern, hence it has been considered that the % MVC depend on a ratio of force derived MU composed essentially of slow twitch fibers (ST-MU) and other type of MU in a muscle. The purpose of this study is to prove whether adaptation of the neuromuscular system in the early stage of resistance training causes the changes of the MU activation pattern. For two weeks, five subjects performed high-load and low-frequency resistance training for right biceps brachii muscle (BB). Before and after the training, MMG in BB were measured during isometric voluntary ramp contraction. As a result, muscular strengths of BB were strengthened significantly in four of five subjects. No significant differences in the % MVC of sharp increase of the MMG between before and after training were found, and this has been indicated that MU activation pattern did not change. Muscular strength derived ST-MU was strengthened significantly in two of four subjects.

1 はじめに

介護予防サービスの1つに運動器の機能向上がある。自立した生活を営むには、筋力訓練によって運動器を構成する各骨格筋（以下、筋）の機能を維持・増強させることが重要である。医療現場でも、リハ

ビリテーション訓練の一環としてレジスタンストレーニング（以下、筋力訓練）が行われている。

筋力訓練により、対象筋に神経系機能の適応と筋線維の肥大が生じる。その結果、最大随意収縮（以下、MVC: Maximum Voluntary Contraction）における筋の発揮張力が増強する。筋力訓練初期では神経系機能の適応が、後期では筋線維の肥大が主で生じる^{1,2)}。筋が発揮する張力は運動単位（MU: Motor Unit）によって調整されている。MUとは α 運動ニューロンとその α 運動ニューロンに支配されている筋線維群の総称であり、張力の調整における機能的最小単位である³⁻⁵⁾。

筋を構成する筋線維は、疲労しやすい速筋線維と疲労しにくい遅筋線維に大別でき、1つの筋に混在している。日常生活における活動性向上という観点から、介護・医療現場では、疲労しやすい速筋線維よりも疲労しにくい遅筋線維由来の筋力の増強が重要となる⁶⁾。

筋力訓練後期における筋力増強の主たる要因である筋線維の肥大は、遅筋線維よりも速筋線維で優位に生じることが明らかにされている。

しかし、筋力訓練初期の筋力増強の主たる要因である神経系機能の適応については、その生じやすさが筋線維の種類によって異なるのか、また、その生じやすさは筋力訓練の強度や頻度によって変化するのかは明らかではない。

筋力訓練初期に増強された筋力が疲労しにくい遅筋線維によるものかどうかは介護従事者や医療従事者にとって、介護・医療プランの作成を行うための重要な情報となる。そのため、筋線維の種類によって神経系機能の適応の生じやすさが異なるかどうかを明らかにすることが求められている。

近年、筋音図を用いて筋収縮時におけるMUの活動様式の非侵襲的評価がなされている。筋音図とは筋収縮時に皮膚表面上に生じる微細振動であり、筋収縮時における筋線維の幾何学的変化により生じていると考えられている⁷⁻¹²⁾。

Akataki等は上腕二頭筋の等尺性収縮において、その筋力をランプ状に増加させた場合、筋音図の実効値が特定の% MVCで急峻に増加すること、また、実効値の急峻な増加が生じる% MVCが被験者の年齢によって変化することを報告している¹³⁾。この結果について、Akataki等は、筋力の制御機構と筋音図の発生原理より、筋音図の実効値の急峻な増加は速筋線維群の動員が原因であり、実効値が急峻に増加する% MVCが年齢によって異なるのは、加齢により速筋線維群が萎縮し、筋力全体に占める速筋線維群由来の筋力の割合が減少したことが原因であると推察している¹³⁾。

Akataki等の考えに基づけば、筋力訓練により筋力全体に占める遅筋線維群由来の筋力が増加すれば筋音図が急峻に増加する% MVCは大きくなり、遅筋線維群由来の筋力が減少すれば% MVCは小さくなると考えられる。すなわち、筋音図の波形変化から筋力訓練による遅筋線維群由来の筋力の変化を推定できると考えられる。

本研究課題では、筋力増強において神経系機能の適応が筋線維の肥大より支配的である約2週間の短期的な高負荷低頻度の筋力訓練を行い、筋力訓練によって筋音図が急峻に変化する% MVCがどのように変化するかを明らかにする。また、この変化から、高負荷低頻度の筋力訓練において、遅筋線維群由来の筋力が最大随意張力に占める割合と遅筋線維群由来の筋力自体の変化を推定した。

2 実験および解析内容

2.1 被験者

被験者は健常成人男性5名（年齢の平均は25.6歳、標準偏差は2.2歳）である。

2.2 解析内容

本研究では、筋力訓練前後における肘関節の最大屈曲トルクと訓練前後におけるランプ状収縮時の上腕二頭筋の筋音図、肘関節の屈曲トルクおよび目標屈曲トルクを、サンプリング周波数4 kHz、A/D分解能16bitで計測した。

2.3 計測装置

本実験で用いた計測装置の概略を図1に示す。計測装置は机部と椅子部に大きく分けられる。机部には屈曲トルクの計測装置や発揮屈曲トルクのフィードバック様のモニタなどが設置されている。椅子部には身体を固定するためのベルトがある。

机と椅子はアルミフレームにより接続されてい

る。机と椅子の距離は調整可能である。また、椅子の座面の高さも調整可能である。

計測時、被験者の前腕部は机部上の台座に乗せられる。被験者の前腕部が乗った台座（以下、前腕保持部）と机部の間にはレールがあり、前腕保持部はレールの上を滑ることができるようになっている。また、レールの終端にはロードセル（共和電業、LMA-A-1KN）が組み込まれている。本研究では前腕保持部がロードセルを押す力を肘関節の屈曲トルクとした。肘関節の回転中心とロードセルまでの距離、すなわち、レバーアームの長さは0.21mになるようにした。

ランプ状収縮時における肘関節の屈曲トルクを被験者にフィードバックするために、被験者の眼前に肘関節の屈曲トルクと目標屈曲トルクを表示するモニタを設置した。

また、上腕二頭筋の筋腹中央に貼付したピエゾ抵抗型加速度センサ（メディセンス、MP101-10）の出力を筋音アンプ（メディセンス、MP101）で増幅したものを筋音図として計測した¹⁴⁾。

2.4 実験手順

まず始めに被験者の最大屈曲トルクを計測し、1日以上が経過してからランプ状収縮時の計測を行った。その後、ランプ状収縮時の計測から1週間以内に2週間の筋力訓練を開始した。筋力訓練の最終日から1日後以降に最大屈曲トルクを計測し、1日以上が経過してからランプ状収縮時の計測を行った。筋力訓練の最終日からランプ状収縮時の計測までは1週間以内に行った。

2.5 最大屈曲トルクの計測

被験者の腰および両肩は椅子にベルトを用いて固定、被験者の前腕部を前腕固定台に固定した後、肘関節が90度屈曲になるように上腕部を机部に固定する。その後、椅子の位置や座面の高さを調整する。

被験者には3秒間の最大努力屈曲を5分間の休憩を挟みながら5回行わせ、その最大値を最大屈曲トルクとした。

2.6 ランプ収縮時の計測

ランプ状収縮では上腕二頭筋の筋音図、上腕二頭筋と上腕三頭筋の筋電図、被験者の屈曲トルクおよび目標屈曲トルクの計測を行った。

計測が開始されると、被験者の目前に設置したモニタに表示される目標屈曲トルクは初めの2秒間は10%MVCを維持し、その後、5%MVC/secで60%MVCまで増加していく。被験者は眼前のモニタに示され

た目標屈曲トルクに追従するように屈曲トルクを増加するように指示されている。また、筋力訓練前のランプ状収縮では筋力訓練前の最大屈曲トルクを、筋力訓練後のランプ状収縮では筋力訓練後の最大屈曲トルクを用いた。

ランプ状収縮は5分間以上の休憩を挟みながら10回行った。

筋音図は全波整流処理を行い、その後、遮断周波数1 Hzのバターワース型1次ローパスフィルタを用いて平滑化処理を行う。平滑化処理時はフィルタ処理を順方向と逆方向から行う（ゼロ位相処理）ことでフィルタ処理による位相のずれを打ち消した。

全波整流平滑化処理をされた筋音図（以下、ARV: Averaged Rectified Value）の値が急峻に変化する% MVCは、目視にて特定した。

2.7 筋力訓練の内容

筋力訓練の1日当たりの内容は、最大屈曲トルクを計測した肢位で右肘関節に対して5秒間の最大努力収縮を5分間の休憩を挟みながら10回行うものであり、これを一日以上の間隔を開けながら、約2週間で6日行った。

2.8 統計的手法

本研究の有意水準は0.05とする。本研究では筋力訓練前後の最大屈曲トルク、ランプ状収縮時にARVが急峻に増加する% MVC、同じくランプ状収縮時にARVが急峻に増加する屈曲トルクの3項目について被験者毎に両側t検定を用いて検定した。

各検定の有意水準はボンフェローニ法とホルム法を用いて調整した¹⁵⁾。具体的には、検定を最大屈曲トルクの検定群とそれ以外の検定群に大別し、2つの各検定群に対する名義的有意水準はボンフェローニ法により各0.025とした。各被験者の最大屈曲トルクの検定の名義的有意水準は、ホルム法により求めた。

最大屈曲トルクの検定以外の検定については、最大屈曲力の検定で有意な差が得られた被験者に対してのみ行った。各検定の名義的有意水準は同様にホルム法により求めた。

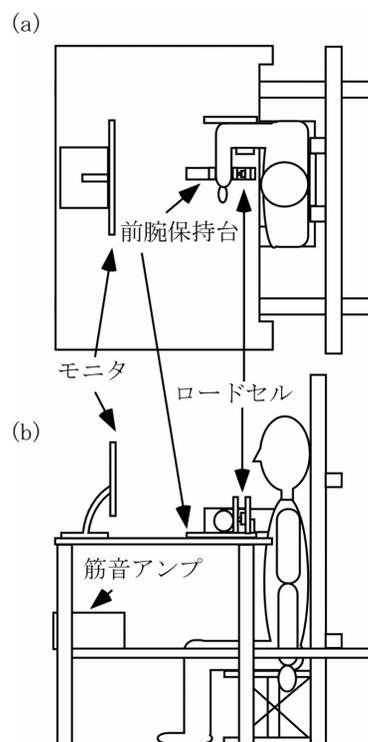


図1 計測システムの概略図
(a)俯瞰図, (b)側面図

Fig.1 Schematic view of measurement system
(a)Overhead view, (b)lateral view

3 結果

図2に筋力訓練前後の最大屈曲トルクを示す。図中の p は確率を、 α は名義的有意水準を、 n はサンプル数を示している。図2が示すようにSubject. 1以外の被験者について最大屈曲トルクは有意に増加した。

図3にランプ状収縮時の筋音図の計測例を示す。

図4にARVが急峻に増大した% MVCの筋力訓練前後の値を示す。筋力訓練前後のARVが急峻に増大した% MVCは全ての被験者において有意な差は得られず、帰無仮説である「筋力訓練前後においてARVが急峻に増大した% MVCは変化しない」は保留された。

図5にARVが急峻に増大した屈曲トルクの筋力訓練前後の値を示す。被験者2および被験者3については有意に増強されていたが、被験者4および被験者5については有意な差は得られず、帰無仮説である「筋力訓練前後においてARVが急峻に増大した屈曲トルクは変化しない」は保留された。

表1に最大屈曲トルクとARVが急峻に増大した屈曲トルクの変化分の平均値を示す。

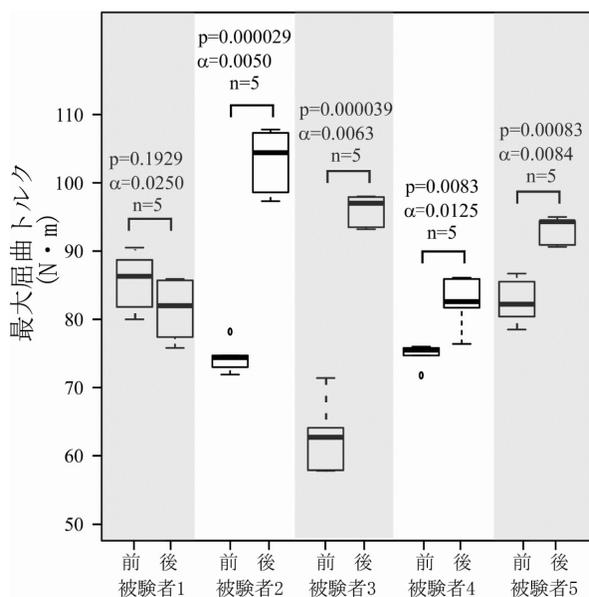


図2 筋力訓練による最大屈曲トルクの変化
Fig.2 Changes of 100% MVC by resistance training

4 考察

本研究で行った筋力訓練では、5名中4名の最大屈曲トルクは有意に増加していた。しかし、筋音図が急峻に増大する%MVCは、図4が示すように多重比較性を考慮すると統計的に有意な差はなかった。これは本研究で行った2週間の高負荷低頻度の筋力訓練では、最大屈曲トルクに占める遅筋線維群由来の屈曲力の割合に変化が生じなかったことを示している。これは、今回、筋力訓練により各被験者の最大屈曲トルクが増加していることから、遅筋線維群由来の屈曲トルクも増加していることを示している。実際、図5が示すように被験者2と3では遅筋線維群由来の屈曲トルクが有意に増加していた。しかし、被験者4と被験者5では有意な増加はなかった。これは、ARVが急峻に増加する屈曲トルクの変化は遅筋線維群由来の屈曲トルクの変化のみが影響するが、%MVCの変化には遅筋線維群由来の屈曲トルクの増加量に加えて速筋線維群由来の屈曲トルクの増加量が影響することから、統計的結果が異なると考えられる。また、本研究では多重比較により各検定が保守的になっていることも理由として考えられる。

多重比較を考慮しない場合、すなわち、各検定の有意水準を調整せずに0.05で固定したした場合、%MVCではSubject. 2とSubject. 5に有意差が見られる。しかし、Subject. 5では%MVCは減少している。これは図5が示すようにSubject. 5の遅筋線維群由来の屈曲トルクは有意な増加がなかったこ

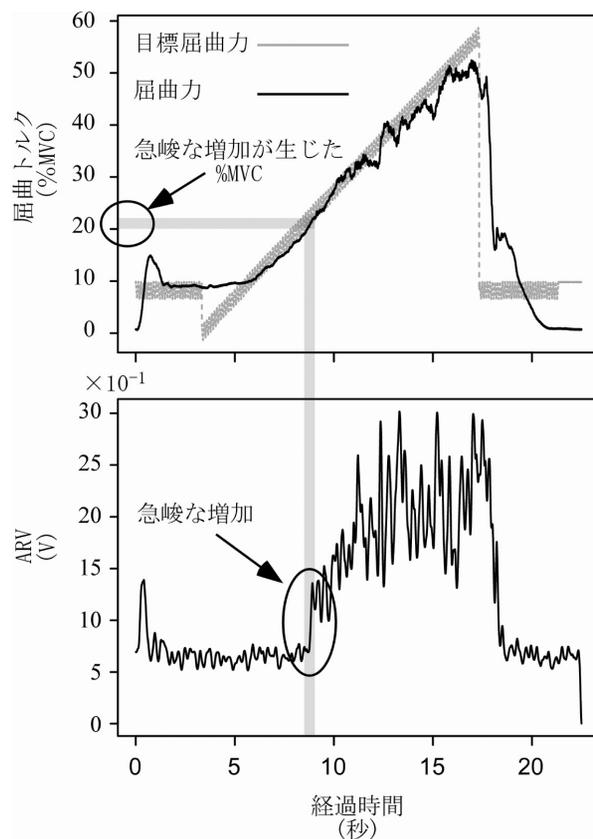


図3 計測結果の1例
Fig.3 A typical result of measurement

とが原因である。すなわち、Subject. 5は遅筋線維群由来の屈曲トルクは変化せず速筋線維群由来の屈曲トルクのみが増強され、その結果、%MVCの値が低下したと考えられる。これは、遅筋線維群由来の屈曲トルクは変化せずとも速筋線維群由来の屈曲トルク力の変化によって%MVCは変化するため、遅筋線維群由来の屈曲トルクの変化を知るためには%MVCではなく屈曲トルクを表示するほうが適していることを示している。

表1が示すように、最大屈曲トルクの増分に対して遅筋線維群由来の屈曲トルクは最大でも半分にも満たない。これは、神経系機能の適応も筋肥大と同じく速筋線維群で主に生じることを示している。

5 おわりに

本研究では、5名の被験者に対して上腕二頭筋を対象とした2週間の高負荷低頻度の筋力訓練を行い、筋力訓練前後におけるランプ状収縮時の筋音図を計測し、筋音図の変化から屈曲トルクの変化およびそれが最大屈曲トルクに占める割合の変化を推定した。筋力訓練前後の筋音図の変化は、2週間の高負荷低頻度の筋力訓練では、遅筋線維群由来の屈曲

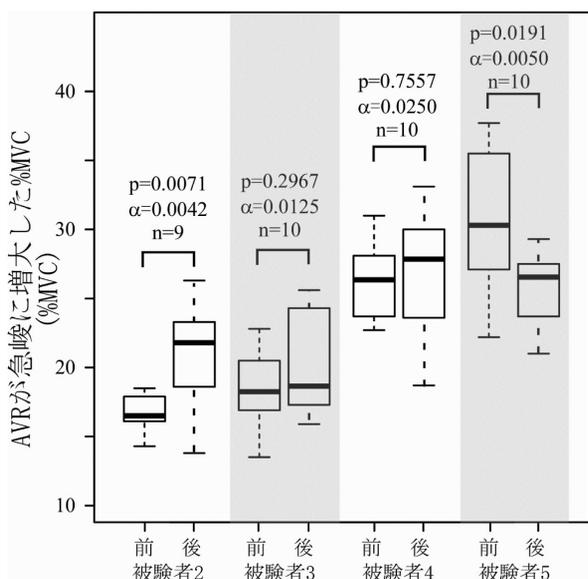


図4 筋力訓練によるARVの急峻な増加が生じた % MVCの変化

Fig.4 Change of the % MVC by resistance training

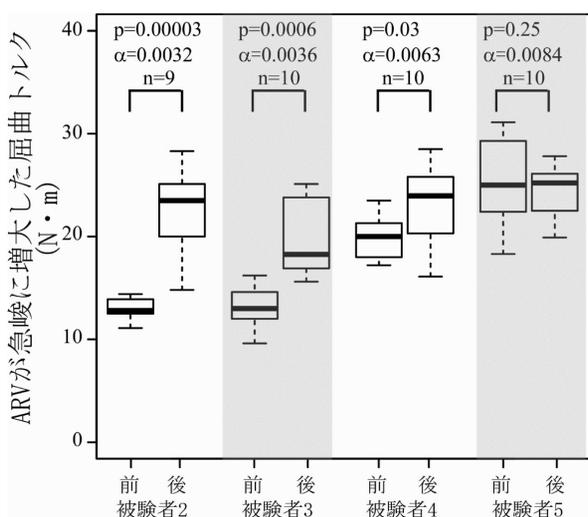


図5 筋力訓練によるARVの急峻な増加が生じた 屈曲力の変化

Fig.5 Changes of the flexion torque by resistance training

トルクも速筋線維群由来の屈曲トルクも増加することが、また、増加した屈曲トルクは遅筋線維群由来よりも速筋線維群由来のほうが大きいこと示していた。この結果より、神経系機能の適応も筋肥大と同じく遅筋線維群よりも速筋線維で主に生じることを明らかにした。

また、低負荷高頻度の筋力訓練を行った場合の筋音図の変化についても明らかにする必要があり、今後の課題と考えられる。

謝 辞

本研究の一部は科研費（若手(B) No.21700482）によった。

表1 筋力訓練による変化分の平均値
Table1 mean values of incremental value by resistance training

| | 最大屈曲トルクの増加分 [N・m] | 遅筋線維群由来の屈曲トルクの増加分 [N・m] |
|-------|-------------------|-------------------------|
| 被験者 1 | 28.7 | 10 |
| 被験者 2 | 33.2 | 6.4 |
| 被験者 3 | 7.8 | 3.1 |
| 被験者 4 | 10.4 | -1.1 |

参考文献

- 1) 森谷俊夫,スポーツ生理学,pp.53-55,朝倉書店, 2003.
- 2) 金子文成,筋力, pp.112-114,医歯薬出版株式会社, 2007.
- 3) 中野昭一,白石武昌, 栗原敏: 学生のための生理学.医学書院,1995.
- 4) 真島英信: 生理学.文光堂,1986.
- 5) 笠井達哉,道免和久: 運動神経生理学講義.大修館書店,2002.
- 6) 岡西哲夫,筋力, p.68,医歯薬出版株式会社, 2007.
- 7) Gordon G, Holboarn AHS: The sounds from single motor units in a contracting muscle. J Physiol. 107, pp. 456-464, 1948.
- 8) Barry DT, Cole NM: Acoustic signals from frog skeletal muscle. Biophys J, 51, pp. 769-773, 1987.
- 9) Frangioni JV, Kwan-Gett TS, Dobrunz LE and McMahon TA: The mechanism of low frequency sound production in muscle. Biophys J, 51, pp. 775-783, 1987.
- 10) Barry DT, Cole NM: Fluid mechanics of muscle vibrations. Biophys J, 53, pp. 899-905, 1988.
- 11) Dobrunz LE, Pelletier DG and McMahon TA: Muscle stiffness measured under conditions simulating natural sound production. Biophys J, 58, pp. 557-565, 1990.
- 12) Ouamer M, Boiteux M, Petitjean M, Travens L and Sales A: Acoustic myography during voluntary isometric contraction reveals non propagative lateral vibration. J Biomechanics, 32, pp. 1279-1285, 1999.
- 13) K. Akataki, K. Mita, M. Watakabe and K. Itoh, "Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle." Eur. J. Appl. Physiol, 84, pp. 19-25, 2001.
- 14) ㈱メディセンス 筋音計 MPS110, http://www.medisens.co.jp/sub1_1_4a.htm, [accessed 2012/3/15].
- 15) 永田靖, 吉田道広, 統計的多重比較法の基礎, pp. 81-103, 株式会社サイエンティスト社, 2004