

筋力の規定因子である筋収縮特性の評価と適応変化

廣野哲也^{1,2}, 功刀峻³, 吉村茜⁴, 渡邊航平¹

1. 中京大学

2. 日本学術振興会特別研究員 PD

3. 愛知工業大学

4. 早稲田大学

1. 緒言

ヒトが発揮できる筋力の大きさは、筋の大きさや形状などの形態学的要因と脳や脊髄の興奮性などの神経学的要因の2つが主な規定因子として考えられる。これに加え、筋の収縮特性もまた筋力増強に貢献する要因として挙げられる¹。筋の収縮特性には、筋線維タイプが大きく関わる²。筋線維タイプは、持久性に優れるが比較的張力の小さい遅筋線維と、比較的強い張力を発揮でき、収縮弛緩速度の速い速筋線維に大別される³。

筋の収縮特性を評価する方法として骨格筋電気刺激法がある^{4,5}。随意収縮で発揮される筋力には脳や脊髄などの中枢神経系の活動が介在するため、筋自体の収縮特性を評価することは難しい。身体外部から骨格筋に電気刺激を付加することで、中枢神経系の影響を最小限にし、筋の収縮特性に由来する発揮筋力を評価することが可能である。筋に電気刺激が付加されると、脱分極が生じ、筋線維を収縮させる。そして後過分極を経て元の電位へと戻り筋が弛緩する⁶。電

気刺激を複数回連続で行うと、張力が加重され、短い刺激間隔（高い周波数）で刺激することで筋が強縮する。筋線維タイプによって収縮および弛緩速度が異なるため^{6,7}、連続刺激による加重の比率や、強縮する刺激間隔（周波数）が異なる。つまり、強縮しはじめる刺激周波数が筋線維タイプや対象者によって異なる。例えば、高齢者では後過分極時間が延長していることや速筋線維の萎縮が生じるため、健常成人若年者よりも低い周波数での刺激でも強縮しはじめる⁸。

筋力を向上、改善するためには筋力トレーニングが一般的に用いられており、筋力トレーニングは筋を肥大させるなど形態学的適応を引き起こし、さらに運動単位活動や脳脊髄興奮性の変化など、神経学的な適応も生じさせる⁹。これらに加え、筋の収縮特性も変化することが報告されている^{2,10}。しかしながら、筋の収縮特性評価は高周波数での電気刺激による評価が多く、様々な周波数を用いた検討は少ない。電気刺激による筋の収縮特性評価手法は、筋線維全体の収縮を誘発するため、異なるタイプの筋線維がどのようにトレーニングに適応していくかは十分明らかではない。アスリートや高齢者、患者など様々な対象者における種々のトレーニングやリハビリテーション処方によって、どのようなタイプの筋線維がその影響を受けているのかを明らかにすることは、トレーニングやリハビリテーションの効果を理解する上で非常に重要である。

筋線維のタイプによって1回の刺激後に生じる弛緩速度の違いが生じることに着目すると、様々な刺激間隔での2連刺激を加えた時、筋線維のタイプや組成割合に依存して加重の比率が異なる可能性がある。2連刺激で評価した収縮特性が筋力の大きさを決定しているのか、またトレーニングによって適応変化が生じるのかを明らかにすることで、収縮特性が筋力の規定因子としてど

の程度貢献しているのかを検討することは意義が高い。例えば、Dons et al.¹¹は速筋の肥大率と最大挙上重量で評価した動的筋力の間に関係を認め、Thorstensson et al.¹²は遅筋の割合が大きいと最大等尺性筋力で評価した静的筋力が大きくなることを報告しており、筋力評価によって関わる収縮特性が異なることが示唆される。

本研究の目的は、1) 最大筋力に収縮特性が貢献するかを明らかにすること、2) 筋力トレーニングによって生じる筋力増強および筋肥大に付随して、収縮特性が縦断的に変化するかを明らかにし、さらに収縮特性の変化が筋力増強に影響するかを明らかにすることである。

2. 方法

2.1. 対象者

健常若年男性 21 名 (21.3 ± 1.9 歳, 1.70 ± 0.05 m, 63.6 ± 6.5 kg) が本研究に参加した。すべての対象者は右利きであり、整形外科および神経学的疾患の既往を持たなかった。対象者には本研究の目的、測定内容、実験の安全性およびいつでも実験を中止できることを書面で説明した上で、実験に参加する同意を書面にて得た。なお、本研究は中京大学研究倫理委員会によって承認された。

2.2. 実験手順

対象者は事前に測定項目の練習を実施した。3 日以上後に、ベースライン測定 (PRE) を実施した。2 週間毎に最大筋力の測定を実施し、負荷量を調整し、8 週間のダンベルを用いた肘関節屈曲筋力トレーニングを実施した。筋力トレーニングの頻度は奇数週に 3 回、偶数週に 2 回の頻度

で実施し、8週間で20回の筋力トレーニングを実施した。20回目のトレーニングから3日以上の間隔を空けて、最終測定（POST）を実施した。PRE および POST 測定では、最大挙上重量、最大随意等尺性肘屈曲筋力、筋厚、電気刺激を用いた収縮特性評価を実施した。トレーニング側は無作為に決定し、反対側はトレーニングを実施しなかった。各評価測定は両側で実施した。

2.3. 最大随意等尺性肘屈曲筋力

トルクダイナモメータ（竹井機器社製）を用いて、肘関節屈曲 60 度位で等尺性肘屈曲筋力を計測した。十分な練習を経て、2回計測を行い、大きい値を最大等尺性筋力として採用した。

2.4. 筋厚

超音波診断装置（MicrUS EXT-1H, TELEMED）を用いて、肩峰と上腕骨外側上顆を結ぶ 50%、60%、70%位置の 3ヶ所で横断画像を計測した。浅層筋膜から上腕骨までの距離を計測し、3ヶ所平均を筋厚として算出した。

2.5. 筋収縮特性

定電流刺激装置（DS7R, Digitimer）を用いて、上腕二頭筋に電気刺激を行うことで誘発張力をトルクメータ（竹井機器社製）とアナログデジタル変換器（PowerLab, AD Instruments）にてサンプリング周波数 100,000Hz で記録した。記録されたトルクは、50Hz のローパスフィルターで処理した。上腕二頭筋の外側縁に粘着性電極（6 × 7.5 cm）を貼付し、神経筋支配域に陰極（3 × 6 cm）を貼付した。神経筋支配域は、ペン型電極を用いて、最も筋収縮が誘発できる点とした。対象者は肘関節屈曲 60 度位で固定され、脱力した状態で誘発張力測定を行った。最初に 100mA から

10mA ずつ刺激強度を増強し，誘発張力が最大値を示す刺激強度を決定した．最大刺激強度の120%を用いて，その後の電気刺激による誘発張力測定を行った．すべての刺激は50 μ sの刺激時間で実施した．単刺激，2連刺激，10連刺激による誘発張力を記録した．2連刺激の刺激間隔は0.200s（5Hz），0.100s（10Hz），0.050s（20Hz），0.020s（50Hz）の4条件で実施した．10連刺激の刺激間隔は0.010s（100Hz）で実施した．図1に示すように，単刺激による誘発張力を基準とし，各連続刺激の誘発張力を正規化した（%Singlet）．

2.6. 最大挙上重量

ダンベル（IVANKO）を用いて，最大挙上重量を測定した．対象者は椅子座位で，肘関節を大腿に固定した状態で，肘関節の運動のみで一回挙上できるダンベル重量を測定した．測定間隔は2分設け，0.5kg刻みで計測した．

2.7. トレーニング

最大挙上重量の75%負荷にて最大挙上重量と同様の肢位で実施した．屈曲相（求心性収縮相）3秒，伸展相（遠心性収縮相）3秒を1往復とし，10往復を1セットとした．負荷を漸増させるために，1週目は1セット，2週目は2セット，3週目以降は3セットを実施した．トレーニング頻度は，奇数週（1，3，5，7週目）は3回，偶数週（2，4，6，8週目）は2回実施した．偶数週には最大挙上重量測定を実施するため，頻度を少なくし，測定時に筋疲労の影響が出ないようにした．2週ごとの最大挙上重量測定は直前のトレーニングから72時間以上の時間を空けて実施した．2週間毎に負荷を調整し，絶対的な負荷量を漸増させた．

2.8. 統計解析

すべての統計解析は SPSS ver.25 を用いた。

PRE時の最大挙上重量および最大随意等尺性筋力に関わる因子を調べるため、それぞれを従属変数とし、筋厚、収縮特性変数を独立変数としたステップワイズ法による重回帰分析を実施した。各変数の変化を調べるために、分割プロットデザインによる二元配置分散分析（PRE vs POST x トレーニング側 vs 反対側）を実施した。有意な交互作用を認めた場合、事後検定を実施した。また、すべての変数は PRE 時の値を基準として変化率を算出し、最大挙上重量および最大随意等尺性筋力の変化率、筋厚変化率、収縮特性変化率との関係を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。有意確率は 0.05 とした。

3. 結果

8 週間の筋力トレーニングを完遂できたのは 18 名 (21.3 ± 2.1 歳, $1.71 \pm 0.05\text{m}$, $64.4 \pm 6.5\text{kg}$) であった。脱落した 3 名はそれぞれ私的な理由、トレーニングとは関係のない疾病による入院のためトレーニングの継続が不可能となった。

PRE時の最大筋力に関連する因子を調べるために実施した重回帰分析の結果、最大挙上重量には筋厚（標準化係数 0.580, $p < 0.001$ ）と 50Hz での誘発張力（標準化係数 0.325, $p = 0.016$ ）が有意な変数として選ばれた（決定係数 $R^2 = 0.421$ ）。最大随意等尺性筋力には筋厚（標準化係数 0.586, $p < 0.001$ ）と 5Hz での誘発張力（標準化係数 -0.263, $p = 0.049$ ）が有意な変数として選ばれた（決定係数 $R^2 = 0.449$ ）。

最大挙上重量および最大随意等尺性筋力は分散分析の結果、有意な交互作用を認め、トレーニング側で筋力増加が大きかった（図 2A, B）。筋厚の分散分析の結果、有意な交互作用を認め、トレーニング側で大きな筋肥大を認めた（図 2C）。収縮特性の分散分析の結果、いずれの刺激間隔の条件であっても有意な交互作用は認めなかったが、5Hz は時間変化の主効果を認め、PRE よりも POST で減少した。20Hz、50Hz の 2 連刺激および 100Hz の 10 連刺激は時間変化の主効果を認め、PRE よりも POST で増加した（図 3）。

筋力の増加率と各指標の変化率との相関分析の結果、最大挙上重量も最大随意等尺性筋力も筋厚変化率とのみ有意な相関関係を示した（表 1）。

4. 考察

本研究は、1) 電気刺激によって評価した収縮特性が最大筋力に寄与するのか、2) 収縮特性が 8 週間の筋力トレーニングによって適応するかを検討した。筋厚に加え、2 連刺激による誘発張力として評価した収縮特性もまた最大筋力に寄与することが明らかとなった。さらに、8 週間の肘関節屈曲筋力トレーニングを経て筋力が増強し、筋肥大が生じる他にも収縮特性が変化することが明らかとなった。

筋力トレーニング前において、最大筋力には形態学的要因である筋厚に加えて、収縮特性も寄与することが重回帰分析より明らかとなった。同じ筋量を有する対象者であっても、50Hz の高周波での 2 連刺激での誘発張力が高く生じる者は、大きな筋力発揮が可能であり、5Hz の低周波での 2 連刺激で誘発張力が低い、つまり収縮速度が速く加重されにくい者は、大きな等尺性筋力を

発揮することが可能であることが示唆された。最大筋力には、筋の量とは独立して、電気刺激で評価した収縮特性も寄与することが示された。

本研究では最大挙上重量の 75% 負荷にて肘関節屈曲トレーニングを片側で実施した。筋力増強は変化率にして最大挙上重量が 27% 増加、最大随意等尺性筋力が 13% 増加し (図 2)、この変化は肘関節屈曲筋力トレーニングを実施した先行研究と類似した結果であった¹³。さらに上腕の筋厚は平均で 9% 増加し (図 2)、筋肥大を誘発できる筋力トレーニングを実施できた。さらに、相関分析の結果、筋肥大が大きく生じるほどに筋力増強も大きく生じており (表 1)、筋力増強には筋肥大が貢献しているという多くの研究で報告されてきた結果^{14,15}を支持する結果が得られた。

筋肥大が生じる筋力トレーニングを経て、電気刺激による誘発張力で評価した収縮特性が変化することが明らかとなった (図 3)。本研究結果は、筋力トレーニング後に、電気刺激で評価した誘発張力値が向上することを報告する先行研究¹⁰を支持した。本研究では、100Hz で 10 連刺激した条件でも有意な誘発張力の向上を認め、同様に 20 または 50Hz での 2 連刺激でも有意な張力向上を示すことができた。従来の研究では複数回の電気刺激を実施して収縮特性を評価していた^{5,10}が、2 連刺激でも十分な変化を検出できる可能性を示唆した。しかしながら、反対側の収縮特性もでも同じ縦断変化を示し、これがトレーニングによって生じる変化かは明らかではない。本研究では、トレーニングを実施していない反対側でも筋力の向上を認め、クロスエデュケーション効果¹⁶が生じていた。形態面においても、わずかではあるが、非トレーニング側でも筋厚の有意な増加を認めた。片側を固定し廃用性筋萎縮を促進する条件において、反対側でトレーニングを実施すると、固定側の筋萎縮を予防できることが報告されており¹⁷、本研究でも反

対側に形態や収縮特性の変化を波及させた可能性も考えられる。今後、非トレーニング群である対照群を設定した研究での検討が必要である。

本研究では異なる刺激間隔を用いた 2 連刺激によって収縮特性を評価した。収縮特性が変化し、収縮速度が向上すると、強縮を誘発する周波数が高くなり、低周波数での刺激では、加重による張力の増加が起こりにくくなる。例えば、高齢者と若年者を比較した研究では、速筋線維が萎縮する高齢者¹⁸では、後過分極時間が短く、強縮を誘発する周波数が低くなり¹⁹、随意筋力発揮中でも運動単位の発火頻度が低い²⁰。つまり、筋の組成の変化が連続刺激時の加重や強縮による張力発揮に大きく影響することが分かる。実際、本研究の 5Hz の結果では、筋力トレーニングを経て誘発張力が低下した。一方で、20Hz 以上の高周波数での 2 連刺激では誘発張力が向上した。20Hz 以上の刺激での誘発張力が向上したのは、強縮による張力が増大したことが原因のひとつと考えられる。高強度の筋力トレーニングによって速筋線維は肥大し、遅筋線維は肥大しにくいことが先行研究で報告されており^{21,22}、本研究においても筋力トレーニングによって収縮弛緩速度の速い速筋線維径が増加したことが考えられる。それゆえ、低周波数の 5Hz での 2 連刺激では、弛緩速度が速く、加重による張力増加が生じにくくなり、反対に 20Hz 以上の高周波数での 2 連刺激では強縮による張力増強が強くなったことが考えられる。興味深いことに、10Hz での刺激では有意な増加も減少も認めなかった。10Hz では弛緩速度の向上による加重率の減少と後過分極時間の短縮による加重率の増加が相殺され、有意な変化が生じなかったのかもしれない。

縦断変化の相関分析の結果、筋力増加率と収縮特性の変化に有意な関連は認められなかった

(表 1). 最近の研究においても、筋線維タイプの違いがトレーニングによる筋力増強とは関連しないことが報告されている¹⁾. 本研究においても、収縮特性が変化したことが筋力増強に影響するかは否定的な結果となった.

本研究の限界としてまずトレーニングを実施しない対照群を設けていない点が挙げられる. さらに、筋生検などの筋線維タイプの詳細な検証ができていないため、実際に速筋線維が増加したことで収縮速度が変化したかは明らかではない. また普段からトレーニングの経験のない若年者を対象としたため、スポーツ応用やリハビリテーション応用を考慮した際、アスリートや高齢者など幅広い世代や対象者での検討が今後さらに必要である.

5. 結論

筋力トレーニングによって筋力増強、筋肥大が生じるとともに、収縮特性も適応変化が生じることが明らかとなった. 最大筋力には筋量とは独立して収縮特性も貢献していることが明らかとなった. しかしながら、8週間の筋力トレーニングを経て、収縮特性の変化が直接的に筋力増大とは関連しなかった. 今後、収縮特性のトレーニング適応が運動パフォーマンスなどに影響するか、さらなる検討が必要である.

6. 謝辞

本研究を遂行するにあたって、公益財団法人ミズノスポーツ振興財団の皆様には多大なご支援をいただきました. ここに感謝申し上げます.

7. 参考文献

1. Van Vossel K, Hardeel J, de Castele FV, Van der Stede T, Weyns A, Boone J, Blemker S, Lievens E, Derave W. Can muscle typology explain the inter-individual variability in resistance training adaptations? *J Physiol*. Apr 11 2023;doi:10.1113/JP284442
2. Christie A, Kamen G. Short-term training adaptations in maximal motor unit firing rates and afterhyperpolarization duration. *Muscle Nerve*. May 2010;41(5):651-60. doi:10.1002/mus.21539
3. He ZH, Bottinelli R, Pellegrino MA, Ferenczi MA, Reggiani C. ATP consumption and efficiency of human single muscle fibers with different myosin isoform composition. *Biophys J*. Aug 2000;79(2):945-61. doi:10.1016/S0006-3495(00)76349-1
4. Kernell D, Sjöholm H. Repetitive impulse firing: comparisons between neurone models based on 'voltage clamp equations' and spinal motoneurons. *Acta Physiol Scand*. Jan 1973;87(1):40-56. doi:10.1111/j.1748-1716.1973.tb05364.x
5. Verges S, Maffiuletti NA, Kerherve H, Decorte N, Wuyam B, Millet GY. Comparison of electrical and magnetic stimulations to assess quadriceps muscle function. *J Appl Physiol (1985)*. Feb 2009;106(2):701-10. doi:10.1152/jappphysiol.01051.2007
6. Kuno M. A hypothesis for neural control of the speed of muscle contraction in the mammal. *Adv Biophys*. 1984;17:69-95. doi:10.1016/0065-227x(84)90025-x
7. Zwaagstra B, Kernell D. The duration of after-hyperpolarization in hindlimb alpha motoneurons of different sizes in the cat. *Neurosci Lett*. Oct 2 1980;19(3):303-7. doi:10.1016/0304-3940(80)90278-5
8. Piotrkiewicz M, Kudina L, Mierzejewska J, Jakubiec M, Hausmanowa-Petrusewicz I. Age-related change in duration of afterhyperpolarization of human motoneurons. *J Physiol*. Dec 1 2007;585(Pt 2):483-90. doi:10.1113/jphysiol.2007.142356
9. Del Vecchio A, Casolo A, Negro F, Scorcelletti M, Bazzucchi I, Enoka R, Felici F, Farina D. The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *J Physiol*. Apr 2019;597(7):1873-1887. doi:10.1113/JP277250
10. Duchateau J, Hainaut K. Isometric or dynamic training: differential effects on mechanical properties of a human muscle. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. Feb 1984;56(2):296-301. doi:10.1152/jappl.1984.56.2.296
11. Dons B, Bollerup K, Bonde-Petersen F, Hancke S. The effect of weight-lifting exercise related to muscle fiber composition and muscle cross-sectional area in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. Jan 10 1979;40(2):95-106. doi:10.1007/BF00421155
12. Thorstensson A, Hultén B, von Döbeln W, Karlsson J. Effect of strength training on enzyme activities and fibre characteristics in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*. Mar 1976;96(3):392-8. doi:10.1111/j.1748-1716.1976.tb10207.x
13. Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T. Spatial EMG potential distribution of biceps brachii muscle during resistance training and detraining. *Eur J Appl Physiol*. Dec 2015;115(12):2661-70. doi:10.1007/s00421-015-3237-2
14. Balshaw TG, Massey GJ, Maden-Wilkinson TM, Morales-Artacho AJ, McKeown A, Appleby CL,

Folland JP. Changes in agonist neural drive, hypertrophy and pre-training strength all contribute to the individual strength gains after resistance training. *Eur J Appl Physiol*. Apr 2017;117(4):631-640. doi:10.1007/s00421-017-3560-x

15. Erskine RM, Fletcher G, Folland JP. The contribution of muscle hypertrophy to strength changes following resistance training. *Eur J Appl Physiol*. Jun 2014;114(6):1239-49. doi:10.1007/s00421-014-2855-4

16. Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, Lee M, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *J Appl Physiol (1985)*. Nov 2006;101(5):1514-22. doi:10.1152/jappphysiol.00531.2006

17. Andrushko JW, Gould LA, Farthing JP. Contralateral effects of unilateral training: sparing of muscle strength and size after immobilization. *Appl Physiol Nutr Metab*. Nov 2018;43(11):1131-1139. doi:10.1139/apnm-2018-0073

18. Jones EJ, Chiou SY, Atherton PJ, Phillips BE, Piasecki M. Ageing and exercise-induced motor unit remodelling. *J Physiol*. Apr 2022;600(8):1839-1849. doi:10.1113/JP281726

19. Allman BL, Rice CL. An age-related shift in the force-frequency relationship affects quadriceps fatigability in old adults. *J Appl Physiol (1985)*. Mar 2004;96(3):1026-32. doi:10.1152/jappphysiol.00991.2003

20. Watanabe K, Holobar A, Kouzaki M, Ogawa M, Akima H, Moritani T. Age-related changes in motor unit firing pattern of vastus lateralis muscle during low-moderate contraction. *Age (Dordr)*. Jun 2016;38(3):48. doi:10.1007/s11357-016-9915-0

21. Houston ME, Froese EA, Valeriote SP, Green HJ, Ranney DA. Muscle performance, morphology and metabolic capacity during strength training and detraining: a one leg model. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1983;51(1):25-35. doi:10.1007/BF00952534

22. Adams GR, Bamman MM. Characterization and regulation of mechanical loading-induced compensatory muscle hypertrophy. *Compr Physiol*. Oct 2012;2(4):2829-70. doi:10.1002/cphy.c110066

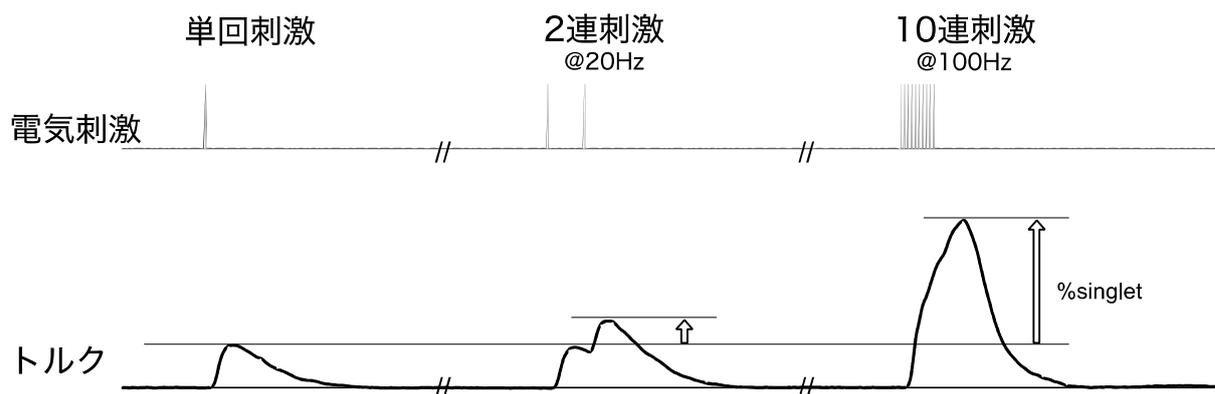


図 1

収縮特性の評価

電気刺激による誘発されるトルクを計測する。単回刺激によって誘発されるトルクを基準とし、2連刺激および10連刺激の最大値を正規化し解析に使用した。

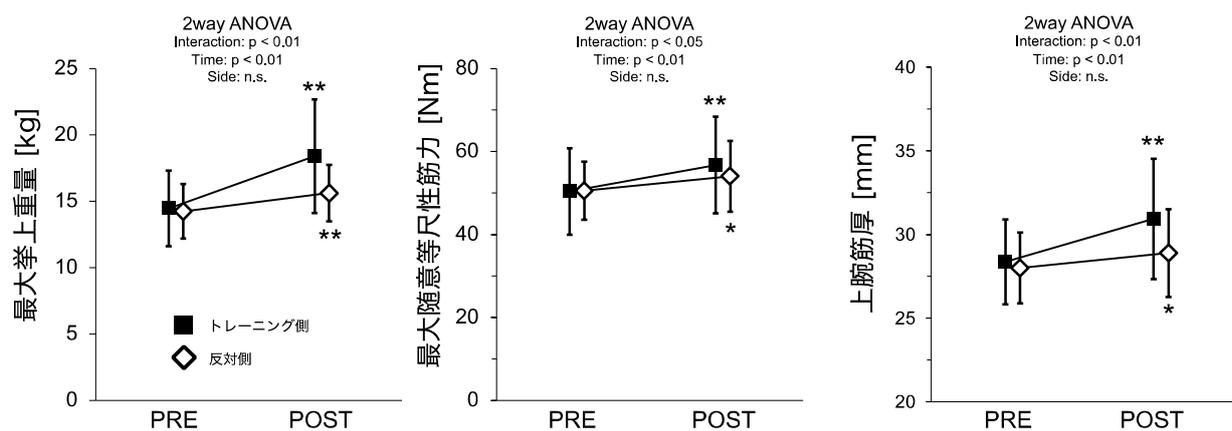


図 2

最大挙上重量，最大随意等尺性筋力，筋力の適応変化

分割プロットデザインによる二元配置分散分析の結果，すべてにおいて有意な交互作用を認め，

時期の主効果を認めた．事後検定の結果，いずれもトレーニング介入前（PRE）よりトレーニング

介入後（POST）で有意に増加した．*： $p < 0.05$ ，**： $p < 0.01$. 2way ANOVA: 二元配置分散分

析，Interaction: 交互作用，Time: 介入前後の比較，Side: トレーニング側と反対側との比較

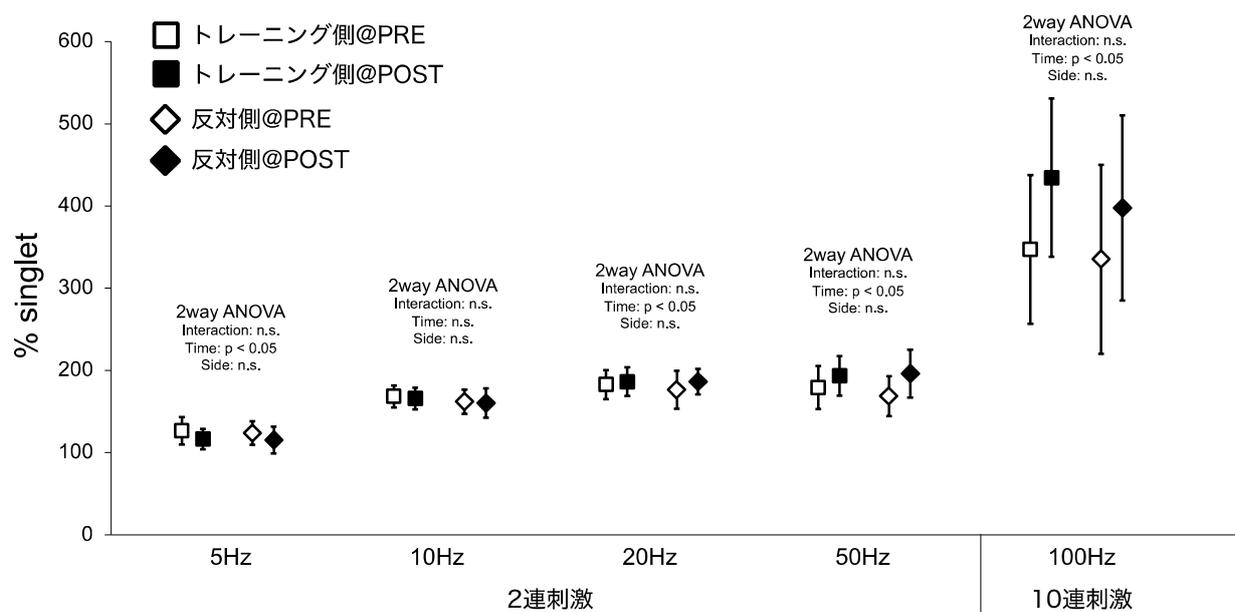


図 3

収縮特性の適応変化

分割プロットデザインによる二元配置分散分析の結果、いずれも交互作用を認めなかった。5Hzでの2連刺激では、時期の主効果を認め、トレーニング介入前（PRE）よりもトレーニング介入後（POST）で有意に減少した。20Hz, 50Hz, 100Hzでの連続刺激においても時期の主効果を認め、有意に増加した。2way ANOVA: 二元配置分散分析, Interaction: 交互作用, Time: 介入前後の比較, Side: トレーニング側と反対側との比較

表 1. 最大挙上重量および最大随意等尺性筋力の変化率と筋厚, 収縮特性の変化率の関係

	筋厚	収縮特性				
		5Hz	10Hz	20Hz	50Hz	100Hz
最大挙上重量	r = .471 p = .048	r = -.048 p = .850	r = .178 p = .479	r = -.012 p = .962	r = .044 p = .861	r = -.078 p = .759
最大随意等尺性筋力	r = .575 p = .025	r = .219 p = .383	r = .255 p = .307	r = -.077 p = .761	r = -.044 p = .862	r = .099 p = .697

Pearson の積率相関係数および有意確率