

## 筋の弛緩が同肢内他筋の持続収縮力に及ぼす影響

The Effect of Muscle Relaxation on Sustained Contraction Force of Other Muscle in the Limb

堤 幸治 (早稲田大学大学院)

加藤 孝基 (早稲田大学 スポーツ科学学術院)

彼末 一之 (早稲田大学 スポーツ科学学術院)

### 抄録

これまでに、我々は最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction: MVC) の50%の等尺性収縮からの筋弛緩が同肢内の他筋の活動を減少させることを明らかにした。本研究では弱い強度 (5%MVC) からの筋弛緩が同肢内の他筋の活動に及ぼす影響について検討した。健康な成人男性10名は右上肢の指関節屈曲筋あるいは肘関節屈曲筋を持続収縮した状態で、音合図に反応し他の部位を素早く収縮もしくは弛緩させる課題を行った。タスクは①指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を持続収縮した状態で音合図に反応し、肘関節屈曲筋のみを弛緩させる課題 (指keep肘relax) ②指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を持続収縮した状態で音合図に反応し、指関節屈曲筋のみを弛緩させる課題 (指relax肘keep) とした。指関節屈曲筋は5%MVC、肘関節屈曲筋は50%MVCの収縮強度でそれぞれ行った。5%MVCからの指関節屈曲筋の弛緩により、肘関節屈曲力は減少した ( $p<0.05$ )。このことから筋の弛緩は、弛緩前の強度に関わらず同肢内他筋の活動を低下させる可能性が示唆された。

### 緒言

スポーツ動作や楽器の演奏は、複数の筋を同時に制御することで成り立っている。例えば右打ちのゴルフ選手の筋活動を測定した研究では、プロ選手はアマチュア選手と比較してインパクト時に右腕の円回内筋で有意に高い値が認められ、反対に左腕の円回内筋では有意に低い値が認められた (Farber, Adam J et al., 2009)。ピアノの打鍵動作時の筋活動を熟練者と未熟練者で比較した研究では、熟練者は大きな音を出すときに手関節筋の収縮と上腕筋群の弛緩を同時に行っているのに対し、未熟練者は手関節筋と上腕筋群が収縮していることが明らかとなっ

ている (Furuya and Kinoshita, 2008)。またバドミントンのスマッシュ時の筋活動を測定した研究においては、未熟練者が一定期間練習を行うと的中率が向上し、筋活動も熟練者に近づくことが報告されている (Sakurai and Ohtsuki., 2000)。このように複雑な動作では、複数の筋の様々な強度 (高強度～低強度) の収縮や弛緩を適切に制御する必要がある。しかしながら、未熟練者と熟練者で筋活動が異なることが示すように、適切に複数の筋を制御することは容易なことではない。

随意的な収縮時にはその筋を支配する皮質脊髄路が賦活することが知られている。また、解剖学的な繋がりのない他筋に影響を及ぼす間接的な効果 (Remote effect) も現れる。例えば、下肢の筋収縮は同側上肢の筋を支配する皮質脊髄路の興奮性を促進する (Tazoe et al., 2007)。また筋収縮は同側だけではなく対側の筋を支配する皮質脊髄路の興奮性を高める (Hortobagyi et al., 2003)。このようにある筋の収縮は他肢の筋活動に促進性の影響を及ぼす。

一方、「筋弛緩」が他の筋に及ぼす影響についてはあまり知られていない。機能的磁気共鳴画像 (functional magnetic resonance imaging: fMRI) を用いた研究において、ある筋の随意的な弛緩は筋収縮と同様に一次運動野および補足運動野が賦活することが報告された (Toma et al., 1999)。つまり筋弛緩は単なる収縮の終わりではなく、脳活動を伴うアクティブなプロセスであると考えられる。我々のグループは前腕の筋を持続収縮している際に下腿の筋を弛緩させると、前腕の収縮力が一時的に減少することを明らかにした (Kato et al., 2015)。さらに下腿の筋弛緩による前腕の筋の持続収縮力の低下には、手関節筋を支配する皮質脊髄路の興奮性の低下および皮質内抑制の上昇が関与することも報告された (Kato et al., 2016)。このように筋収縮だけではなく、筋弛緩も他筋の活動に間接的な影響を及ぼすと考えられる。これらの筋の間接的

Koji TSUTSUMI (Graduate School of Sport Sciences, Waseda university)

Kouki KATO (Faculty of Sport Sciences, Waseda university)

Kazuyuki KANOSUE (Faculty of Sport Sciences, Waseda university)

受付日：2018/7/27 受理日：2018/12/19

な影響について検討した研究の多くが他肢を対象としており、同肢内を対象とした研究はまだあまり報告されていない。近年、筋シナジー解析を用いた研究により、様々な動作で同肢内の複数筋が協調的に活動していることが報告されており (Xiang et al., 2017 et al; Matsunaga et al., 2018), このことから同肢内の複数筋は、相互的な繋がりが強いと考えられる。我々は50%MVCからの筋弛緩が「同肢内」の他筋に抑制性的の影響を及ぼす事を明らかにした (国分ら, 2017)。このことから筋弛緩は他肢だけではなく同肢内の他筋にも抑制性的の影響を及ぼす可能性が示唆された。先行研究において筋収縮が他の筋に及ぼす影響は、収縮強度により変化することが報告されている (Tazoe et al., 2009)。しかし、弱い強度からの筋弛緩が同肢内他筋の活動に及ぼす影響については明らかとなっていない。スポーツ動作は複数の筋を低強度から高強度の様々な収縮強度の組み合わせで同時に収縮および弛緩させることで成り立っている。複数筋を適切に制御するために、筋弛緩の影響が筋弛緩前の収縮強度に依存するか検討する必要がある。そこで本研究の目的は指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を対象とし、弱い強度からの筋弛緩が同肢内の他筋に及ぼす影響を明らかにする事とした。本研究で用いた指関節屈曲動作では前回行った50%MVCといった強い力発揮が行われることは日常生活ではほとんどない。そのため指関節屈曲動作の収縮強度は5%MVCに設定した。

## 方法

### (1) 被験者

被験者は神経学的疾患のない健康成人男性10名とした。利き腕は全員右利きであった。実験に先立ち、被験者には本研究の趣旨および考えられるリスクを十分に説明した後、同意を得た。この実験は、早稲田大学の人を対象とした倫理委員会の承認を得て行われた。

### (2) 課題

被験者は椅子に座り、右上肢を対象に、快適に腕が机に置けるように肩の高さと椅子の高さが合うように調節した。肘を90度に曲げ、上腕は地面に対して水平に、前腕が垂直になるように固定した (図1)。第一背側骨間筋 (first dorsal interosseus: FDI)、総指伸筋 (extensor digitorum: ED)、上腕二頭筋 (biceps brachii: BB)、上腕三頭筋 (triceps brachii: TB) の表面筋電図 (EMG) を筋電計 (MEB-2216 Neuropack, NIHON KOHDEN) により測定した。指関節屈曲動作の主働筋をFDI、拮抗筋をEDとし、肘関節屈曲動作の主働筋をBB、拮抗筋をTBとした。紙やすりで表面皮膚を削り、アルコール綿でふき取ることで皮膚抵抗を軽減した。その後、電極を各筋の筋腹に貼付した。電極はAg-AgCl電極 (BlueSensor N, Ambu) を用いた。電極間距離は2cmであった。実

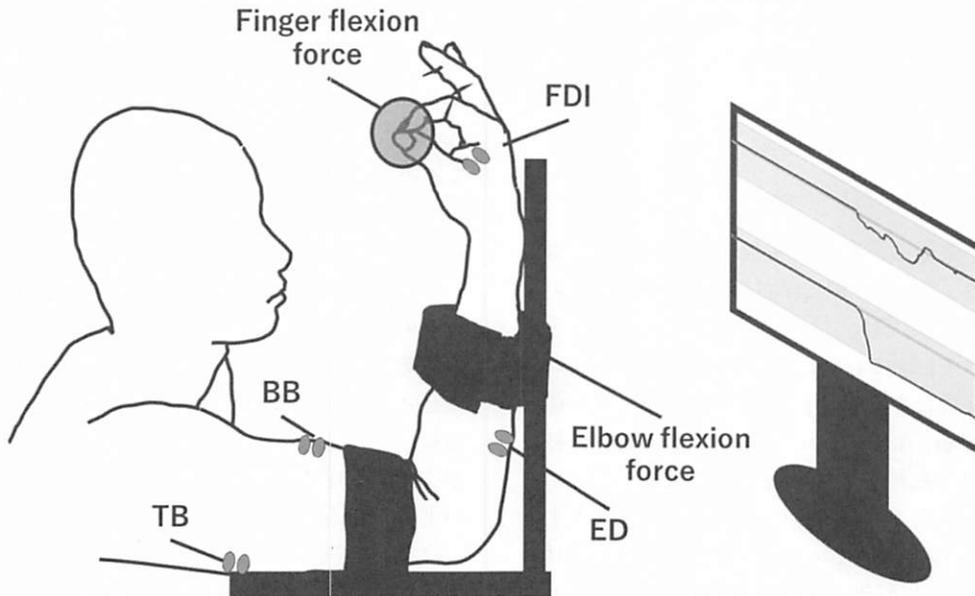


図1 実験風景

第一背側骨間筋 (first dorsal interosseus: FDI)、総指伸筋 (extensor digitorum: ED)、上腕二頭筋 (biceps brachii: BB)、上腕三頭筋 (triceps brachii: TB) のEMG変化を測定。指関節屈曲力および肘関節屈曲力のForce level変化を測定。

験を始める前にインピーダンスレベルを確認し、抵抗が大きい箇所は新たに電極を貼付し直した。導出したEMGの信号はA/D変換装置(ML880 powerlab 16/10, ADInstruments)を介してサンプリング周波数は1kHzで取得した。

被験者はまず、指関節屈曲力・肘関節屈曲力の最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)をそれぞれ測定した。指関節屈曲力は、フォースセンサー(PH-462, DKH)を用いて導出した。肘関節屈曲力は動ひずみ測定器(DPM-611A STRAIN AMPLIFIER, KYOWA)を用いて導出した。Force levelの信号は、EMGと同様にA/D変換装置を介してサンプリング周波数は1kHzで取得した。得られたForce levelの信号は移動平均法を用いてスムージング処理を行った。移動平均窓は20msに設定した。指関節屈曲力は母指と示指の指先を用いてフォースセンサーを把持する動作(つまみ動作)により測定した。フォースセンサーはテープで指先に固定した。

3秒以上のMVCを行い、Forceの最大値を含む1秒間の平均値をその被験者のForce levelと主働筋EMGの最大値とした。その後十分に練習を行った後に課題を行った。指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を対象に、片方の筋を持続収縮した状態で音合図に反応し、もう片方の筋をできるだけ素早く弛緩させる課題を行った。被験者には、リアルタイムでモニターを通じてそれぞれのForce level変化の視覚的なフィードバックを与えた。被験者は視覚的フィードバックを頼りに、指関節屈曲力と肘関節屈曲力のForceの力発揮を調整した。収縮強度は、指関節屈曲筋は5%MVC、肘関節屈曲筋は50%MVCでそれぞれ行った。行った課題は、以下の2つであった(図2-A, B)。  
① A. 指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を持続収縮した状態で音合図に反応し、肘関節屈曲筋のみを弛緩させる課題(指keep肘relax)。② B. 指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を持続収縮した状態で音合図に反応し、指関節屈曲筋のみを弛緩させる課題(指relax肘keep)。

以上の2課題を各15回ずつランダムに計30回行った。被験者には持続収縮(keep)する筋を一定の強度に保つように教示した。被験者は、「行きます。」の掛け声を聞いた後に必要な強度の持続収縮を行い、出力が安定してから2~5秒間の間にランダムに鳴らされた音合図に反応し出来るだけ素早くRelax筋を弛緩した。音合図前の500msから音合図後の2499msまでの計3000ms間の指関節屈曲筋および肘関節屈曲筋のForce level変化とEMG変化を記録した。また弛緩時には拮抗筋の活動を出来る限り用いないように教示した。試技ごとに拮抗筋の活動を確認し、過度に筋活動が認められた場合は統計から除外した。先行研究により、筋張力を正確に発揮する時、主働筋と拮抗筋が同時収縮することが明らかとなっている(Smith, A., 1981)。本研究においても持続収縮する際に同時収縮が認められた。そのため本研究では弛緩課題において、音合図前(-500ms)~音合図(-1ms)までの500ms間の拮抗筋EMG値の平均値+3SDより大きな値が音合図後に認められた場合、解析から除外した。また疲労の影響を考慮し、10試行ごとに3分以上、さらに被験者から申し入れがあった場合は随時休憩をとった。

### (3) 解析

各被験者の音合図前(-500ms)~音合図(1ms)までの500ms間のForce level値およびEMG値の平均値をBaseline(=1)として標準化した。得られたEMG値はRMS処理を20ms幅で行った。

### (4) 統計処理

bin区間を国分ら(2017)で用いた500msと同一とし、音合図を0msとした時の、-500ms~2499msまでの3000ms間を500ms毎の平均値を算出し、Baseline(=1)と比較した。統計処理は、Wilcoxonの符号付順位検定を用いた。Bonferroni補正を行い、有意水準は $p < 0.05$ とした。

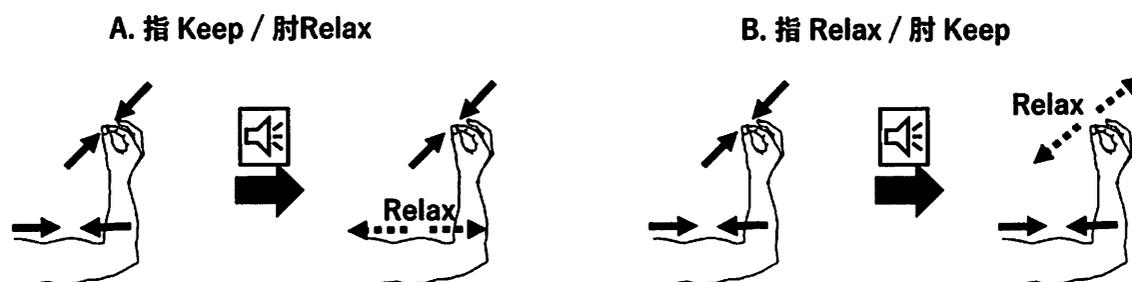


図2 実験課題

- A. 指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を持続収縮した状態で音合図に反応し、肘関節屈曲筋のみを弛緩させる課題(指keep肘relax)  
B. 指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を持続収縮した状態で音合図に反応し、指関節屈曲筋のみを弛緩させる課題(指relax肘keep)

結果

1人の被験者から得られた整流化したEMG変化とForce level変化を図3-Aおよび図3-Bに示した。また音合図を0msとした際の-500ms～2499msまで、500ms毎にキープしている力の平均値を2課題それぞれに算出し、Baselineを1として比較した。EMG変化もForce level変化と同様にBaselineを1として比較した。指の力を一定にして肘の力を弛緩した場合のForce levelおよび主働筋EMG変化を表1-A、肘の力を一定にして指の力を弛緩した場合のForce levelおよび主働筋EMG変化を表1-Bに示した。完全に弛緩している時のノイズレベルは指関節屈曲力0.025 ± 0.001%MVC、肘関節屈曲力0.924 ± 0.042%MVC、FDI EMG 0.012 ± 0.005mV、BB EMG

0.011 ± 0.007mVだった。また5%MVCで指関節屈曲力を持続収縮している時、Forceの揺らぎの大きさ(標準偏差)は、0.048 (1=Baseline)であった。

指Keep肘Relax課題(図2-A)では、キープしている力は500ms～999ms、2000ms～2499msでBaselineより有意に減少した(p<0.05)(表1-A)。また1000ms～1499ms、1500ms～1999ms、で減少傾向が認められた(p<0.1)(表1-A)。EMG活動はどの区間においてもBaselineと比較して有意な差が認められなかった。指Relaxation肘Keep課題では、キープしている力は、0ms～499ms、500ms～999ms、1000ms～1499ms、1500ms～1999msでBaselineより有意に減少し(p<0.05)(表1-B)。EMG活動は0ms～499ms、500～999msでBaselineより有意に減少した(p<0.05)(表1-B)。

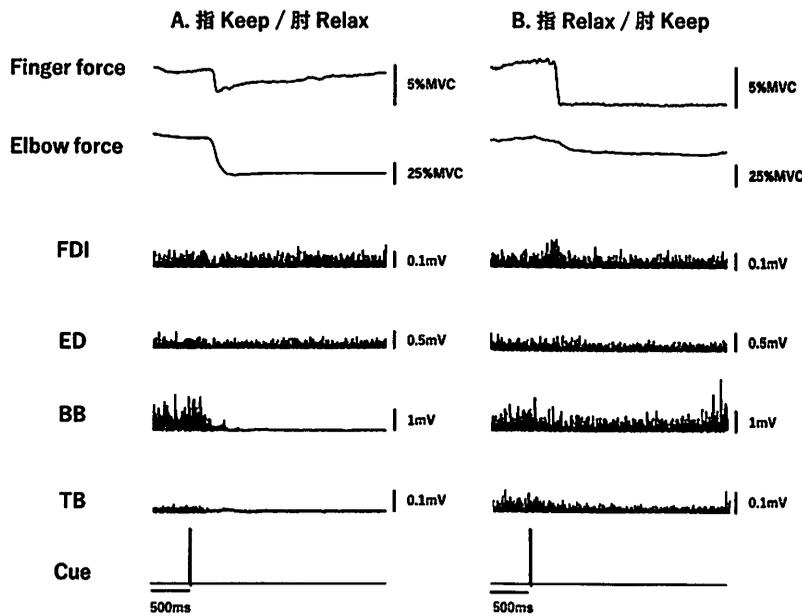


図3 反応の代表例 A. 指keep肘relax課題時の力および筋電図(整流波形)の変化 B. 指relax肘keep課題時の力および筋電図(整流波形)の変化

表1-A. 肘関節屈曲筋(BB)を弛緩した際の指関節屈曲力及び主働筋EMG(FDI)の500ms毎の変化

	Time (ms)					
	-500~-1	0~499	500~999	1000~1499	1500~1999	2000~2499
力	1	0.843 ± 0.154	0.647 ± 0.256*	0.737 ± 0.244	0.781 ± 0.205	0.824 ± 0.134*
EMG	1	0.964 ± 0.054	0.940 ± 0.143	0.922 ± 0.154	0.934 ± 0.176	0.909 ± 0.176

\*: compared to the Baseline (p < 0.05)

表1-B. 指関節屈曲筋(FDI)を弛緩した際の肘関節屈曲力及び主働筋EMG(BB)の500ms毎の変化

	Time (ms)					
	-500~-1	0~499	500~999	1000~1499	1500~1999	2000~2499
力	1	0.915 ± 0.021*	0.738 ± 0.049*	0.795 ± 0.092*	0.834 ± 0.140*	0.855 ± 0.175
EMG	1	0.877 ± 0.101*	0.734 ± 0.178*	0.844 ± 0.203	0.897 ± 0.250	0.921 ± 0.272

\*: compared to the Baseline (p < 0.05)

## 考察

本研究の目的は弱い強度からの筋弛緩が同肢内他筋の持続収縮力に及ぼす影響について明らかにすることである。50%MVCで肘関節屈曲筋(BB)を持続収縮している時に、指関節屈曲筋(FDI)を比較的弱い強度(5%MVC)から筋弛緩することにより、肘関節屈曲筋(BB)の持続収縮力および筋活動はBaselineと比較して有意に減少した( $p<0.05$ ) (表1-A)。また5%MVCで指関節屈曲筋(FDI)を持続収縮している時に、肘関節屈曲筋を50%MVCから筋弛緩することにより、指関節屈曲筋(FDI)の持続収縮力はBaselineと比較して有意に減少した( $p<0.05$ ) (表1-B)。

このように、5%MVCからの筋弛緩により同肢内他筋の持続収縮力および筋活動が抑制された。近年我々は50%MVCからの筋弛緩が同肢内他筋の筋活動および持続収縮力を抑制することを明らかにした(国分ら, 2017)。これらの結果から、ある筋の弛緩は、弛緩前の収縮強度に関わらず同肢内の筋活動および持続収縮力に抑制性的影響を及ぼすことが明らかとなった。二連発磁気刺激法により、下腿の筋弛緩による前腕の筋の持続収縮力の低下は、手関節筋を支配する皮質脊髄路の興奮性を低下させ、それは皮質内抑制の促進が由来している事が報告された(Kato et al., 2016)。本研究でみられた5%MVCからの筋弛緩による同肢内他筋の持続収縮力の低下も皮質脊髄路興奮性の低下および皮質内抑制の上昇が要因の一つとして考えられる。

随意的な筋弛緩をイメージすることにより、その筋を支配する皮質脊髄路興奮性が低下する(Kato K et al., 2015)。このことから促進性や抑制性といった影響はその収縮強度ではなく、指令の有無によって変化すると考えられる。先行研究において筋収縮が他の筋に及ぼす影響の大きさは収縮強度により変化することが明らかとなっている(Tazoe et al., 2009; Kamen 2004)。このことから筋弛緩においても筋弛緩前の収縮強度により影響の大きさが変化する可能性が予想された。本研究において弱い強度からの筋弛緩であっても、同肢内他筋の活動は抑制されることが明らかとなった。今後、筋弛緩前の収縮強度が同肢内他筋へ及ぼす抑制性的影響の大きさを明らかにするには、ある筋を持続収縮しているときに他筋を様々な強度から弛緩させる等の検討が必要である。

本研究において肘関節屈曲筋の筋弛緩による、指関節屈曲筋の持続収縮力の減少は2000ms~2499ms時点でも確認された。また指関節屈曲筋の筋弛緩による、肘関節屈曲筋の持続収縮力の減少は1500ms~1999ms時点でも確認された。抑制性的影響が長期にわたった要因として筋弛緩前の強度、持続収縮力の強度、異なる強度の組み合わせ、本研究で用いた動作(指関節屈曲動作)および筋の組み合

わせ(FDI&BB)などが挙げられる。しかし本研究ではそれらが抑制性的持続時間の要因であるかを明らかにすることは出来ない。これらの要因を明らかにするには様々な収縮強度からの筋弛緩や他の動作との比較等が必要である。

また本研究において、肘関節屈曲筋(50%MVC)の弛緩により、指関節屈曲筋の持続収縮力(5%MVC)がBaselineと比較して有意に減少した。このことから、ある筋の弛緩が同肢内他筋の持続収縮力に及ぼす影響は他筋の持続収縮力が低い場合にも現れることが明らかとなった。筋の収縮や弛緩が他筋の持続収縮力に及ぼす影響を検討した研究は様々な強度で行われている。本研究で用いた5%MVCはそれらの研究で用いられた強度と比較して、小さな強度であった。これらの結果から、筋の収縮や弛緩が他筋の持続収縮力に及ぼす影響は持続収縮する筋の強度に依存せず現れると考えられる。

本研究で用いた指関節屈曲動作(つまむ動作)はペンを用いて文字を書く、箸を用いて食事をするなどヒトにとって日常的に用いられる動作である。また本研究で用いた5%MVCはつまむ動作の精密さを要求される機能的意義の側面から、頻繁に用いられる強度に近い。このことから熟練した動作であっても、弛緩の影響は現れると考えられる。そのためスポーツ動作の習得には、主働筋で観察されるような大きな筋活動だけではなく、補助筋に観察されるような比較的小さな筋活動も同時に制御する協調的な運動制御が必要であると考えられる。

指Keep肘Relaxation課題において、Force level変化で認められた有意差が、EMG変化では認められなかった。本研究で用いた指関節屈曲動作と肘関節屈曲動作を担う筋はそれぞれFDIとBB以外にも存在する。そのためForce level変化で認められた有意差が、EMG変化に認められなかった可能性がある。つまり、今回測定した筋以外の筋活動も指関節屈曲動作と肘関節屈曲動作の持続収縮力の減少に関係していると考えられる。

また先行研究において運動学習により筋活動や皮質脊髄路興奮性が変化する研究が数多く報告されている(Karni et al., 1995; Pascual-Leone et al., 1995; Lotze et al., 2003)。本研究では課題前に実験課題を練習することや、2つの課題をランダムに行うことで運動学習の影響を排除するようにした。しかしながら、運動学習の影響を完全に排除できたか検証することは難しい。そのため実験試技中に運動学習によるForce levelおよびEMGの変化が生じた可能性が懸念される。

## 結論

本研究では指関節屈曲筋と肘関節屈曲筋を対象とし、比較的弱い強度(5%MVC)からの筋弛緩が同肢内他筋の

活動に及ぼす影響について検討した。その結果、肘関節屈曲筋を50%MVCで持続収縮しているときに指関節屈曲筋を5%MVCから筋弛緩することで肘関節屈曲筋の持続収縮力および筋活動はBaselineと比較して有意に減少した。以前我々は、指関節屈曲筋を50%MVCから筋弛緩することで同肢内他筋の持続収縮力および筋活動を有意に減少させることを明らかにした。つまり、筋の弛緩が同肢内他筋の活動に及ぼす抑制性の影響は収縮強度に関係に依存しない可能性が示唆された。

#### 参考文献

- Begum, T., Mima, T., Oga, T., Hara, H., Satow, T., Ikeda, A., & Shibasaki, H. (2005). Cortical mechanism of unilateral voluntary motor inhibition in humans. *Neuroscience research*, 53(4), 428-435.
- Chen, X., Niu, X., Wu, D., Yu, Y., & Zhang, X. (2017). Investigation of the intra-and inter-limb muscle coordination of hands-and-knees crawling in human adults by means of muscle synergy analysis. *Entropy*, 19(5), 229.
- Furuya, S., & Kinoshita, H. (2008). Organization of the upper limb movement for piano key-depression differs between expert pianists and novice players. *Experimental Brain Research*, 185(4), 581-593.
- Farber, A. J., Smith, J. S., Kvitne, R. S., Mohr, K. J., & Shin, S. S. (2009). Electromyographic analysis of forearm muscles in professional and amateur golfers. *The American journal of sports medicine*, 37(2), 396-401.
- Ehrsson, H. H., Fagergren, A., Jonsson, T., Westling, G., Johansson, R. S., & Forssberg, H. (2000). Cortical activity in precision-versus power-grip tasks: an fMRI study. *Journal of neurophysiology*, 83(1), 528-536.
- Hortobágyi, T., Taylor, J. L., Petersen, N. T., Russell, G., & Gandevia, S. C. (2003). Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of Neurophysiology*, 90(4), 2451-2459.
- Sakurai, Shizuka, and Tatsuyuki Ohtsuki. "Muscle activity and accuracy of performance of the smash stroke in badminton with reference to skill and practice." *Journal of sports sciences* 18.11 (2000): 901-914.
- Kato, K., Watanabe, T., Kanosue, K. (2015) Effects of muscle relaxation on sustained contraction of ipsilateral remote muscle. *Physiol. Rep.* 3 (11): e12620.
- Kato, K., Muraoka, T., Mizuguchi, N., Nakagawa, K., Nakata, H., & Kanosue, K. (2016). Muscle relaxation of the foot reduces corticospinal excitability of hand muscles and enhances intracortical inhibition. *Frontiers in human neuroscience*, 10, 218.
- Kamen, G. (2004). Reliability of motor-evoked potentials during resting and active contraction conditions. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(9), 1574-1579.
- Kami, A., Meyer, G., Jezzard, P., Adams, M. M., Turner, R., & Ungerleider, L. G. (1995). Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. *Nature*, 377(6545), 155.
- Matsunaga, N., & Kaneoka, K. (2018). Comparison of Modular Control during Smash Shot between Advanced and Beginner Badminton Players. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018.
- Pascual-Leone, A., Nguyet, D., Cohen, L. G., Brasil-Neto, J. P., Cammarota, A., & Hallett, M. (1995). Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of neurophysiology*, 74(3), 1037-1045.
- Smith, A. M. (1981). The coactivation of antagonist muscles. *Canadian journal of physiology and pharmacology*, 59(7), 733-747.
- Toma, K., Honda, M., Hanakawa, T., Okada, T., Fukuyama, H., Ikeda, A., ... & Shibasaki, H. (1999). Activities of the primary and supplementary motor areas increase in preparation and execution of voluntary muscle relaxation: an event-related fMRI study. *Journal of Neuroscience*, 19(9), 3527-3534.
- Tazoe, T., Endoh, T., Nakajima, T., Sakamoto, M., & Komiyama, T. (2007). Disinhibition of upper limb motor area by voluntary contraction of the lower limb muscle. *Experimental brain research*, 177(3), 419-430.
- Tazoe, T., Sakamoto, M., Nakajima, T., Endoh, T., Shiozawa, S., & Komiyama, T. (2009). Remote facilitation of supraspinal motor excitability depends on the level of effort. *European Journal of Neuroscience*, 30(7), 1297-1305.
- 国分 真秀, 加藤 孝基, 彼末 一之 (2017) 「筋の弛緩および収縮が同肢内他筋の活動に及ぼす影響」 *東京体育学研究* 第八巻.

---

#### 連絡責任者

住所：〒359-1165 埼玉県所沢市駒ノ内135-1-108

早稲田大学スポーツ科学研究科

氏名：堤 幸治

Tel & Fax : 04-2947-6826

E-mail : ttmkoji@akane.waseda.jp