

## 様式 C-19

### 科学研究費補助金研究成果報告書

平成 23 年 6 月 16 日現在

機関番号 : 32612

研究種目 : 若手研究(B)

研究期間 : 2009 ~ 2010

課題番号 : 21700594

研究課題名(和文)

脳波筋電図コヒーレンス解析法を用いて四肢の運動制御機構を解明する

研究課題名(英文)

Examination of neural control mechanism behind voluntary contraction of upper and lower limb muscles by using corticomuscular coherence analysis

研究代表者

牛山 潤一 (USHIYAMA JUNICHI)

慶應義塾大学・医学部・助教

研究者番号 : 60407137

研究成果の概要(和文) : 本研究は、運動中の運動皮質と筋の活動の同調性を評価する手法である脳波筋電図コヒーレンス解析法を用い、静的収縮中の四肢筋群の筋活動制御機構を解明すべく執り行われた。結果、(1) 脳波筋電図コヒーレンスには筋間差が存在し、下肢の遠位筋でもっともコヒーレンス値が大きいこと、(2) 運動競技選手では、上記筋間差は消失し、すべての筋でコヒーレンスは低値に収束すること、(3) 強収縮中には、コヒーレンスの帯域シフトが報告されているが、この現象がみられる筋とみられない筋とが存在すること、が示された。

研究成果の概要(英文) : To know how our brain controls our voluntary movements, I have examined the functional corticomuscular coupling by measuring coherence between electroencephalogram (EEG) signals over the sensorimotor cortex and electromyogram (EMG) signals of contralateral limb muscles during tonic isometric voluntary contraction. Obtained results were that: (1) there existed muscle dependency of the magnitude of EEG-EMG coherence; i.e., the distal lower limb muscles showed largest coherence; (2) the magnitude of EEG-EMG coherence was smaller in well-trained athletes, such as ballet-dancers and weightlifters, than in untrained subjects; (3) Modulation patterns of EEG-EMG coherence by increasing contraction levels were different between muscles.

#### 交付決定額

(金額単位: 円)

	直接経費	間接経費	合計
2009 年度	2,500,000	750,000	3,250,000
2010 年度	900,000	270,000	1,170,000
総計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野 : 総合領域

科研費の分科・細目 : 健康・スポーツ科学, 身体教育学

キーワード : 運動制御, 運動皮質, 群化放電, 筋

#### 1. 研究開始当初の背景

静的筋収縮中、運動皮質近傍の脳波と主働筋の筋電図とは  $2\pi \cdot z$  のよく似たパターンの波形を示すことが報告され、Halliday et al. (Prog Biophys Mol Biol 1995) によって考案されたコヒーレンス解析法は、両波形の相

関性を評価することで、運動皮質が筋活動をいかにコントロールしているかを定量的に計測し得る手法として注目を集めている。

近年、申請者らはこの手法を用いて、静的筋収縮におけるヒトの運動制御機構の解明に取り組んできた。結果、脳波筋電図コヒーレンスには大きな個人差があること、コヒー

レンス値の高い被検者ほど、筋電図が 20Hz サイクルで律動的な群化放電を示す傾向があること、が示された。しかし、これらの成果は、いずれも前脛骨筋のみについての検討であった。いうまでもなく、ヒトの全身には、精密な制御が必要とされる手指の筋、大きな力発揮が要求される下肢筋群など、特徴の違う様々な筋が存在し、解剖学的特徴（筋のサイズや形状、単関節筋か二関節筋かなど）や生理学的特性（筋線維組成など）の差が存在するため、筋活動制御ストラテジーもまた筋間で異なることは想像に難くない。脳波筋電図コヒーレンスの筋間差を検討することは、上記疑問の解明につながる意義ある課題と思われるが、コヒーレンス研究の歴史を鑑みても、こうした検討は不十分であった。

また、実際のスポーツの現場では、競技者は大きな力を発揮しつつも巧緻性の高いパフォーマンスが要求されることがしばしばあり、高強度の力発揮中の運動制御機構を解明することも、意義ある課題である。高強度収縮中には有意なコヒーレンスが出現する周波数帯域が 2 - 4 Hz からより高周波帯域（35 - 60 Hz）にシフトすることが報告されている（Brown et al. J Neurophysiol 1998; Mima et al. Neurosci Lett 1999），これについても、筋間で差がある現象か否かは検討が不十分であった。

さらに、運動競技依存した運動制御能を獲得してきたと思われる、運動競技選手に対して同様の解析を行い、一般健常者のデータと比較すれば、長年の運動競技歴がヒトの運動制御にどのように影響を与えるか、という観点から、運動制御・運動学習研究の発展の一助となりえる、貴重な成果となることが期待された。

## 2. 研究の目的

本研究は、運動中の運動皮質と筋の活動の同調性の指標である「脳波筋電図コヒーレンス解析法」を用い、(1) 脳波筋電図コヒーレンスはサイズや筋線維組成の異なる四肢の様々な筋間で異なるか、(2) 長年の運動競技歴をもつアスリート群では、脳波筋電図コヒーレンスはどう変化するか、(3) 収縮強度を変化させることによって生じるコヒーレンスのピーク周波数のシフトは、異なる筋間で共通の現象か否か、の 3 つの視点から、四肢筋群の筋活動制御機構を解明することを目的とした。

## 3. 研究の方法

本研究では、以下の実験をおこなった。

### (1) 脳波筋電図コヒーレンスの筋間差

運動競技歴のない一般健常者 24 名（男子 12 名、女子 12 名）を対象に、指の筋（第一背側骨間筋）、前腕の筋（橈側手根屈筋、橈側手根伸筋）、上腕の筋（上腕二頭筋、上腕三頭筋）、大腿の筋（大腿四頭筋、ハムストリングス）、下腿の筋（ヒラメ筋、前脛骨筋）などさまざまな四肢の筋について、随意最大筋力の 30% 程度の静的筋力発揮（1 分間）中の脳波・筋電図を計測した。計測には、慶應義塾大学理工学部富田牛場研究室との共同研究において開発したポータブルコヒーレンス計測計を用いて、簡便かつ迅速に実験を進めた。得られたデータより、プログラミング言語 Matlab を用いて独自に開発した解析プログラムを用いて、各筋の脳波筋電図コヒーレンスを算出した。

### (2) 脳波筋電図コヒーレンスのスポーツ競技歴による影響

上記(1)と同様の実験を長年の運動競技歴をもつアスリート群に対して行った。巧緻性の高い運動制御を要するとと思われるバレーライナ（12 名）、爆発的なパワー発揮能に長けていると思われるウェイトリフター（10 名）をそれぞれ被検者として採用した。得られた脳波筋電図コヒーレンスデータを実験(1)における一般健常者群と統計的に比較した。

### (3) 脳波筋電図コヒーレンスの収縮強度依存的变化

第一背側骨間筋、上腕二頭筋、前脛骨筋、ヒラメ筋の四筋を対象に、随意最大筋力の随意最大筋力の 10% - 70%（10% 刻み）の異なる力強度の静的筋収縮をそれぞれ 1 分間行わせる。いうまでもなく、高強度の収縮の場合、時間経過とともに疲労が蓄積し、相対的な力強度が変化してしまうため、1 分間の持続的収縮は不可能である。それぞれの力強度に合わせて、疲労を伴わない程度に収縮時間を適宜分割し、それらのデータを同一強度の課題ごとにつなぎあわせ、最終的にすべての力強度について 1 分間の筋力発揮データを作成する。得られた 1 分間データから、各筋・各強度における脳波筋電図コヒーレンスを算出し、収縮強度に依存した、コヒーレンスピーク値およびその周波数帯域のシフトの様子を検討した。

## 4. 研究結果

### (1) 脳波筋電図コヒーレンスの筋間差

実験(1)において、上肢下肢の様々な筋群で脳波筋電図コヒーレンスを比較した結果、上肢筋群に比して下肢筋群においてコヒーレンス値が高いこと、近位筋群に比して遠位筋群においてコヒーレンス値が高いことが示された。また、コヒーレンスが有意に高い前脛骨筋、ヒラメ筋においても、脳波筋電図コ

ヒーレンスの強さには大きな個人差があり、コヒーレンスの高い被検者ほど 20Hz サイクルでの律動的な群化放電が筋電図上で顕著に観察されることが分かった。いうまでもなく、筋活動はダイレクトに運動出力に影響を及ぼすものであり、群化放電が顕著なほど、発揮張力の安定性も損なわれるものと思われる。下肢に比して上肢の筋、遠位に比して近位の筋でコヒーレンスが低値を示したという本研究の結果は、すなわち、本研究で用いた一定張力保持課題のような姿勢安定課題にこれらの筋が長けていることを示唆するものである。こうした結果は、静的収縮のような単純な運動課題でさえ、運動皮質による筋活動の制御則には筋間で差異があることを示しており、これらの差異が運動出力（筋活動パターン）に影響するという知見は国内外でも報告されていなかったものである。本知見は神経科学・運動生理学領域の今後の発展のための基礎的知見としては非常に有意義なものといえるであろう。

こうした脳波筋電図コヒーレンスの筋間差が、皮質脊髄路の密度、筋紡錘の密度など、脳波筋電図コヒーレンスに影響を及ぼすと思われる解剖学的な特徴の差異によるものか、あるいは日常生活を通じて安定した力発揮を実現するために中枢神経系が適応した結果を反映しているのか、は明らかではない。むしろ様々な要因が交絡しあった結果、どちらえるほうがスムーズであろう。実験(2)では、後者の疑問、「運動皮質-筋間の活動の同調性は後天的要因によって変化しそるか？」という疑問に対し、一般健常者とアスリートでの被検者群間に着目した横断的な実験手法を用いて検討した。

## (2) 脳波筋電図コヒーレンスのスポーツ競技歴による影響

実験(1)と同様の計測をバレリーナ、ウェイトリフター各群に対して行った結果、両群ともに一般健常者でみられた脳波筋電図コヒーレンスの筋依存性は消失し、すべての筋においてコヒーレンスは低値に収束した。とりわけ、下肢の筋群においては、一般健常者のコヒーレンス値との間に有意差が検出された。また、すべての筋の筋電図において、実験(1)において高い脳波筋電図コヒーレンスを呈した被検者に顕著であった 20Hz サイクルの律動的な群化放電は観察されなかった。以上の結果は、上述の「運動皮質-筋間の活動の同調性は後天的要因によって変化する」という仮説を支持するものである。

当初、異なる運動制御能を獲得している群間の比較をすべく、バレリーナ、ウェイトリフターをそれぞれ被検者群として採用したが、予想に反し、両群ともにコヒーレンスは低値に収束した。このことは、一般的なイメ

ージほど両競技のトレーニングの質に差がないことに起因するものと思われる。バレーダンサー・有酸素系アスリート・一般健常者間の H 反射の振幅の差異を検討した Nielsen et al. (Eur J Physiol 1993) の論文内には、バレーダンスは “anaerobic exercise” と位置づけられており、とりわけ下肢においては高強度の筋活動が要求されるものと思われる。また、ウェイトリフティングにおけるクリーン・ジャークといった代表的な動作には、バレーダンス同様、多くの筋群の活動を細かく制御しつつ、安定した姿勢調整が必要とされる (Enoka. Exp Brain Res 1983; Enoka. Med Sci Sports Exerc 1988)。すべての筋で脳波筋電図コヒーレンスが低値へ収束するという結果は、こうしたトレーニング類似性に起因するものと思われる。

以上、実験(1)(2)の成果は、神経科学の基礎分野でした用いられていなかった脳波筋電図コヒーレンス解析法を運動生理学・健康スポーツ科学領域の応用した、という点で大変意義深く、得られた成果は、学会発表ののち（学会発表）、当該領域において評価の高い、Journal of Applied Physiology に投稿、掲載に至った（雑誌論文）。

## (3) 脳波筋電図コヒーレンスの収縮強度依存的变化

実験(3)において、4つの被検筋において、最大随意収縮の 10-70%の各強度における脳波筋電図コヒーレンスを検討した結果、実験(1)において、コヒーレンスが有意に高い筋として検出された前脛骨筋においては、先行研究 (Brown et al. J Neurophysiol 1998; Mima et al. Neurosci Lett 1999) 同様、高強度になるに伴い、20Hz 帯域のコヒーレンスのピークが消失し、35-60Hz 帯域に有意なコヒーレンスのピークが出現した。一方、前脛骨筋同様、強い脳波筋電図コヒーレンスを呈したヒラメ筋においては、前脛骨筋のような収縮強度依存的な変化は観察されず、いずれの強度においても、20Hz 帯域に同程度の有意なコヒーレンスのピークがみられた。第一背側骨間筋では、弱収縮時にわずかにみられた 20Hz 帯域のコヒーレンスが収縮強度の増加とともに小さくなる傾向にあり、35-60Hz 帯域の成分はすべての強度でほとんどみられなかった。上腕二頭筋のコヒーレンスは四筋中もっとも低値を示したが、強収縮時には 35-60Hz 帯域にコヒーレンスのピークが出現する被検者が数名みられた。

以上より、脳波筋電図コヒーレンスの収縮強度依存的变化には筋間差が存在することが明らかとなり、高強度収縮を実現するため中枢神経系がとる筋の活動ストラテジーには、筋間差があることが示唆された。

以上，実験(3)の成果は，10年以上前にすでに報告されている高強度収縮中の脳波筋電図コヒーレンス研究において見落とされたいた価値ある基礎データといえる。得られた知見についてはいくつかの学会において当該分野の研究者たちと議論を重ね（学会発表），投稿論文を執筆，現在投稿中である。

#### (4)脳波筋電図コヒーレンスの筋疲労による変化

実験(3)の予備実験において，各収縮強度において，1トライアルの時間を何秒程度に設定すれば筋疲労が誘発されないか，といったことを検討していた際に，持続的筋収縮にともなう筋疲労によって，脳波筋電図コヒーレンスが劇的に変化すること，またこのコヒーレンスの変化に付随して発揮張力の安定性が失われることを見いだした。本研究は，当初の研究計画には含まれていなかったが，実験(3)を遂行する上で必要な情報である上，運動皮質と筋間の同調的活動がもつ機能的意義の解明につながる重要な知見と判断し，別途実験を実施し，データをまとめ，論文を投稿，*Journal of Applied Physiology* に掲載される運びとなった（雑誌論文）。

### 5. 主な発表論文等

（研究代表者，研究分担者及び連携研究者には下線）

#### 〔雑誌論文〕（計2件）

- Ushiyama J, Katsu M, Masakado Y, Kimura A, Liu M, Ushiba J. Muscle fatigue-induced enhancement of the corticomuscular coherence following sustained submaximal isometric contraction of the tibialis anterior muscle. *J Appl Physiol* 110; 1233 -1240, 2011. (査読有)
- Ushiyama J, Takahashi Y, Ushiba J. Muscle dependency of corticomuscular coherence in upper and lower limb muscles and training-related alterations in ballet dancers and weightlifters. *J Appl Physiol* 109: 1086 -1095, 2010. (査読有)

#### 〔学会発表〕（計4件）

- Ushiyama J, Ushiba J, Kimura A, Liu M. Difference in modulation of corticomuscular coherence by changing exerted force levels among several upper and lower limb muscles. The 40<sup>th</sup> Annual Meeting Society for Neuroscience, San Diego, USA,

2010.11.15.

· Ushiyama J, Ushiba J, Kimura A, Liu M. Muscle dependency of corticomuscular coherence in upper and lower extremity muscles. *Neuro2010*, Hyogo, Japan, 2010.9.3.

· 牛山潤一，高橋裕司，牛場潤一。運動競技歴が四肢筋群の脳波筋電図コヒーレンスに及ぼす影響～バレリーナとウェイトリフターを対象に～。第11回日本電気生理運動学会大会，京都，2009.11.8.

· 牛山潤一，牛場潤一。四肢筋群にみられる脳波筋電図コヒーレンスの収縮強度依存的变化。第64回日本体力医学会大会，新潟，2009.9.19.

### 6. 研究組織

#### (1)研究代表者

牛山 潤一 (USHIYAMA JUNICHI)

慶應義塾大学・医学部・助教

研究者番号 : 60407137

#### (2)研究分担者

なし

#### (3)連携研究者

なし

#### (4)研究協力者

牛場 潤一 (USHIBA JUNICHI)

慶應義塾大学・理工学部・講師

研究者番号 : 00383985