

## 97. 予測不能な運動環境変化に伴う感覚運動系の再校正過程

牛山 潤一

慶應義塾大学 環境情報学部

Key words : 脳波, 筋電図, コヒーレンス, 運動誤差

### 緒 言

我々人間は、日々の生活における運動行動のなかで、想定外の環境の変化に対して、当初計画していた運動を柔軟に調整しなければならない局面に数多く立たされる。例えば、目の前にあるコップを持ち上げようという場面を考えると、たとえその重量が同じ（言い換えると、要求される力のレベルが同じ）でも、それが想定よりも重かったか軽かったかによって、運動初期に生じる目標と実際の運動出力との誤差、それに伴う違和感が大きく異なることは想像に難くない。このように、さまざまな予測不能な運動環境の変化に直面した場合、我々の身体内部では、どのような処理過程を経て、それぞれの環境に即した巧みな運動制御が実現されるのであろうか？

等尺性随意筋収縮中、大脳皮質一次体性感覚運動野（以降、運動皮質と記す）近傍の頭皮脳波と収縮筋の筋電図には、よく似たパターンの律動的な神経活動が観察される。この両波形に対し、コヒーレンス解析という数理的解析手法を施すと、両者は約 20Hz のリズムで有意に相関（同期）していることを見いだすことができる<sup>1-3)</sup>。さらに、この「皮質-筋コヒーレンス」の生成メカニズムを調べた一連の先行研究の結果から、この現象は、遠心性の運動神経と求心性の体性感覚神経との相互作用によって生み出され、感覚フィードバック情報を運動指令に効率的に統合する過程を反映していると考えられている<sup>4,5)</sup>。

こうした背景を鑑みると、上述のような予測不能な環境の変化によって、運動初期にフィードフォワード的に出力された運動指令が新規な環境に見合わないものであった場合、皮質-筋コヒーレンスの強度は高まるものと予想される。なぜならば、特にこのような局面では、目標行動と実運動との間の誤差が非常に大きなものとなるため、これを修正するために、末梢の感覚受容器から中枢神経系へとフィードバックされる感覚情報と運動指令との間の対応関係の再校正（リキャリブレーション）を促進し、環境により適した形に運動指令を調整する必要があるからである。

本研究は、運動皮質と収縮筋の活動同調性の指標である皮質-筋コヒーレンスという神経生理学的な評価指標を用い、感覚系と運動系の再校正という観点から、予測不能な運動環境の変化によって生じる運動誤差を、神経系はいかに修正して巧みな運動制御を実現しているのか、その生理学的なメカニズムを解明することを目的としてとりおこなわれた。

### 方 法

#### 1. 実験

被験者は健常成人 10 名（22-28 歳）であった。課題は間欠的な足関節背屈運動とした。6 秒収縮-6 秒弛緩を 1 セットにつき 60 試行、これを計 6 セット行わせた。課題実行中、一次体性感覚運動野近傍の頭皮脳波を、前脛骨筋の表面筋電図、および足関節背屈張力を記録した（図 1）。

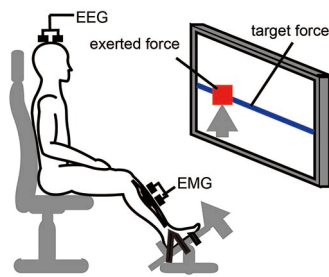


図1. 実験セットアップ

視覚フィードバックシステムを用いた足関節背屈運動中、頭皮脳波（EEG）・表面筋電図（EMG）・発揮張力（force）を計測した。

収縮強度は通常は最大努力（MVC）の15%とした（control条件）。課題中ランダムな試行で視覚フィードバックゲインに係数をかけ、画面上のターゲット位置の変化は伴わず、目標張力レベルを変化させた。ひとつは視覚フィードバックゲインを増大させることにより、目標張力レベルを10%MVCにする high-gain 条件、もうひとつは視覚フィードバックゲインを減少させることにより、目標張力レベルを20%MVCへと増加させる low-gain 条件であった。high-gain 条件では、control 条件に合わせて被験者は当初15%MVCを発揮しようとするが、ゲインが増大しているために、画面上の自身の発揮張力を示すカーソルは想定よりも高い位置に来てしまい、これを目標の位置に戻すために、発揮張力を下方修正するという制御がなされるものと予想された。一方、low-gain 条件では、ゲインが減少しているために、発揮張力のカーソルは想定よりも低く表示されてしまい、これを目標の位置に届かせるために、発揮張力を上方修正するという制御がなされるものと予想された。

## 2. 解析

各試行につき力が安定している4秒間の脳波・筋電図データを切りだし、条件ごとに40試行のデータを連結させ、計160秒分のデータを作成した。control 条件については、他の2条件に比してデータ数が多かったため、control 試行が連続して4回以上続いた場合の、最後の試行のデータを解析対象とした。各条件の脳波・筋電図データ間のコヒーレンス解析を行い、ベータ帯（15 - 35 Hz）のコヒーレンス面積を算出した（図2）。

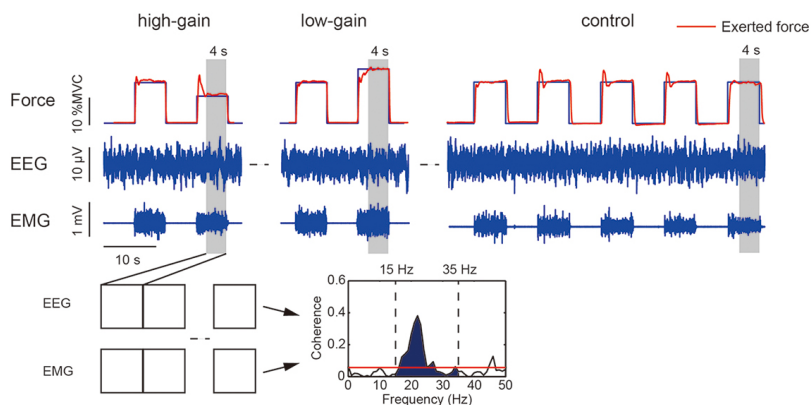


図2. 解析方法

条件ごとに、各試行の力の安定している4秒間のデータを連結させて160秒データを作成し、脳波（EEG）－筋電図（EMG）間のコヒーレンス解析をおこなった。ベータ帯（15 - 35 Hz）の面積を算出し、各条件における皮質－筋コヒーレンス強度の指標とした。

## 結果

### 1. 視覚フィードバックゲインの異なる課題間での発揮張力および皮質-筋コヒーレンスの差異

仮説通り、high-gain 条件時には、力が初期にオーバーシュートのちにこれを下方修正する挙動がみられた。一方、low-gain 条件時には、初期張力ではターゲットに届かず、二段階的に力を上方修正する挙動がみられた。3条件間の皮質-筋コヒーレンス強度を比較したところ、control 条件・low-gain 条件に比べて、high-gain 条件において有意に高値を示した ( $P < 0.05$ ) (図3)。

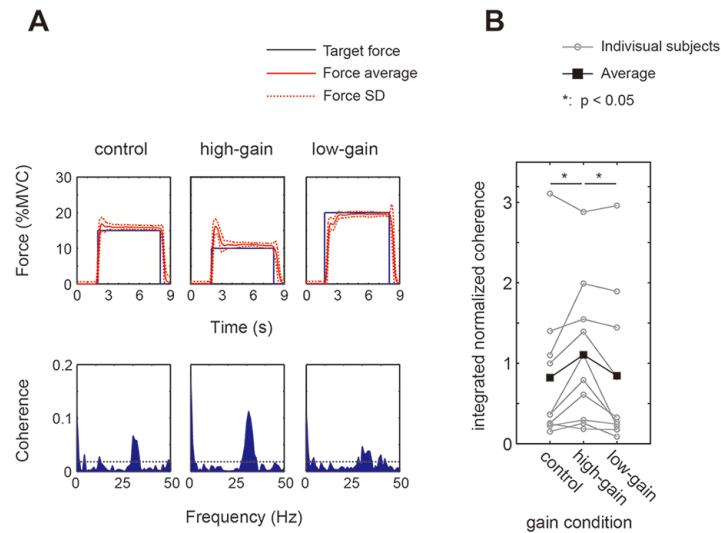


図3. 視覚フィードバック条件間の皮質-筋コヒーレンスの差異

A) 各課題実施中の発揮張力・皮質-筋コヒーレンス (1例)。B) 条件間の皮質-筋コヒーレンス強度の差異 (グループデータ)。統計には tukey の多重比較検定を用いた。

### 2. high-gain 条件時の初期運動誤差と皮質-筋コヒーレンスの関係性

上記の結果より、運動誤差の下方修正時に皮質-筋コヒーレンスが上昇したことから、運動誤差の大きさの影響をより詳細に検討するために、high-gain 条件における初期運動誤差 (力の極大値とターゲットとの差) の大きさを試行を3段階に分類し、皮質-筋コヒーレンス強度の比較を行った。その結果、初期の運動誤差が大きくなほど、皮質-筋コヒーレンス強度が強いことが示された (図4)。

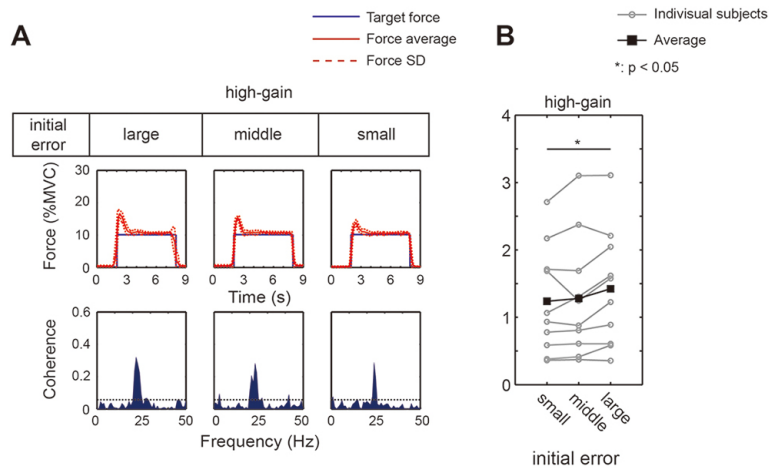


図4. high-gain 条件における初期運動誤差と皮質-筋コヒーレンスの関係性

A) エラー大・中・小の各グループの力ならびに皮質-筋コヒーレンス (1例)。B) 初期運動誤差と皮質-筋コヒーレンスの関係性 (グループデータ)。統計には tukey の多重比較検定を用いた。

## 考 察

本研究の結果、とくに high-gain 条件において、皮質-筋コヒーレンスの顕著な増強が観察された。皮質-筋コヒーレンスと感覚運動統合の関係について、先行研究では、運動皮質-筋間の同期的な律動は適切な運動を探るテスト信号のような働きをするのではないかと示唆されている<sup>6)</sup>。図3に示すとおり、high-gain 条件においては、発揮張力は初期のオーバーシュートののち、減衰振動的な挙動を示した。これと皮質-筋コヒーレンスのデータをあわせて考えると、予測不能な環境の変化によって、フィードフォワード的に計画・出力された運動は、新規環境に合致せず、その結果生じる張力の情報をもとに、感覚システムは運動と目標との誤差を検出するものと思われる。このとき、運動皮質と筋の間の同期的な律動が高まることで、感覚と運動の再校正が促され、結果として適切な発揮張力の修正が実現されたと考えられる。また、図4に示されるとおり、修正すべき誤差が大きくなほど、より皮質-筋コヒーレンスが高まったことから、運動皮質と筋の間の同期的な律動は、とくに運動誤差の下方修正に大きく貢献する神経メカニズムであることが示唆される。

一方で、low-gain 条件においては、皮質-筋コヒーレンスの顕著な変化は観察されなかった。このことから、運動誤差の上方修正には、感覚と運動の再校正が必ずしも必要ないことが示唆される。むしろ、このような場合には、感覚情報を運動指令の対応関係は保持したまま、単に出力レベルを変化させることで、中枢神経系は環境変化に対応しえるのかもしれない。

以上より、予測不能な環境変化、とくに発揮張力の下方修正が必要とされる場面において、脳-身体システムは、運動皮質と筋の同期的律動性を高め、適切な運動誤差の修正を図ることが示唆された。

## 共同研究者

本研究の共同研究者は、慶應義塾大学理工学部生命情報学科の牛場潤一准教授と、慶應義塾大学医学部リハビリテーション医学教室の春日翔子特任助教である。

## 文 献

- 1) Conway BA, Halliday DM, Farmer SF, Shahani U, Maas P, Weir AI, et al. Synchronization between motor cortex and spinal motoneuronal pool during the performance of a maintained motor task in man. *J Physiol.* 1995;489(3):917-24. Epub 1995/12/15. PubMed PMID: 8788955.
- 2) Mima T, Steger J, Schulman AE, Gerloff C, Hallett M. Electroencephalographic measurement of motor cortex control of muscle activity in humans. *Clin Neurophysiol.* 2000;111(2):326-37. Epub 2000/02/19. doi: S1388-2457(99)00229-1 [pii]. PubMed PMID: 10680569.

- 3) Ushiyama J, Suzuki T, Masakado Y, Hase K, Kimura A, Liu M, et al. Between-subject variance in the magnitude of corticomuscular coherence during tonic isometric contraction of the tibialis anterior muscle in healthy young adults. *J Neurophysiol.* 2011;106(3):1379-88. Epub 2011/06/10. doi: jn.00193.2011 [pii]. PubMed PMID: 21653712.
- 4) Pohja M, Salenius S. Modulation of cortex-muscle oscillatory interaction by ischaemia-induced deafferentation. *Neuroreport.* 2003;14(3):321-4. Epub 2003/03/14. doi: 10.1097/01.wnr.0000058518.74643.96. PubMed PMID: 12634476.
- 5) Witham CL, Riddle CN, Baker MR, Baker SN. Contributions of descending and ascending pathways to corticomuscular coherence in humans. *J Physiol.* 2011;589: 3789-800. Epub 2011/06/01. doi: jphysiol.2011.211045 [pii]. PubMed PMID: 21624970.
- 6) Baker SN. Oscillatory interactions between sensorimotor cortex and the periphery. *Curr Opin Neurobiol.* 2007;17(6):649-55. Epub 2008/03/15. doi: S0959-4388(08)00009-3 [pii]10.1016/j.conb.2008.01.007. PubMed PMID: 18339546.