

運動イメージ中の運動関連皮質間の機能的連結
：脳磁計による計測

名古屋大学大学院医学系研究科
リハビリテーション療法学専攻

大林陽太

平成 28 年度学位申請論文

運動イメージ中の運動関連皮質間の機能的連結
：脳磁計による計測

名古屋大学大学院医学系研究科
リハビリテーション療法学専攻

(指導：寶珠山 稔 教授)

大林 陽太

要旨

【背景】運動イメージとは運動の心的な表象であり、運動に関する感覚を長期記憶から再生し、ワーキングメモリ内で精査・操作する認知的処理である。また運動を想起しつつ実際には運動しないように運動を抑制する機能がある。運動イメージは運動の外観をイメージする視覚的運動イメージと、実際に自身が運動するイメージをする運動感覚性運動イメージに分類できるが、本研究では後者を扱った。近年、脳皮質各部位間の機能的連結性が測定可能となり、運動イメージに関する脳活動を新たな視点から捉えることが可能となりつつある。機能的連結性とは、空間的に離れた部位と部位の神経群が、連関を持って活動していることを示す指標で、脳ネットワークの機能的役割を示す。運動イメージ想起に関する神経活動の研究は数多く報告されているが、運動イメージの運動抑制に関連した脳の機能的連結性はまだよくわかっていない。

【目的】本研究の目的は、脳磁計を用いて、運動抑制処理を含めた運動イメージ中の皮質間連結性の特性を明らかにすることとした。

【方法】9人の右利き健常成人男性(平均年齢 24 ± 1.3 歳)を対象とした。本研究は名古屋大学医学部生命倫理委員会保健学部の承認を受け実施した(承認番号 14-604)。課題は運動実行 (Motor Execution: ME)、運動イメージ (Motor Imagery: MI)、画像注視 (Control: CON) の3条件とした。被験者は仰臥位で頭部を脳磁計内に置き、前方のスクリーンを注視して

課題を行った。「提示された数字に対応して（1→母指、2→示指、3→中指、4→環指、5→小指、0→動かさない）右手指を屈曲し、再度同じ数字が提示されたら伸展する」と教示し、ME 条件では実際の指運動を、MI 条件では実際の運動は行わず、自身が運動しているイメージをするように指示した。CON 条件では数字画像の注視だけを行わせた。1 試行につき 4 回の数字を無作為の順番で提示し、続いて数字を正しく、もしくは誤って反映した状態の手指の画像を示した。被験者には手指の画像が正しいか否かを口頭で答えさせた。各条件につき 10 試行を無作為な順序で行った。数字提示中の脳磁場記録について 7 箇所（運動関連皮質部位間）のコヒーレンス値を各周波数帯域（ θ : 5-7Hz, α : 8-12Hz, β : 15-29Hz, γ -1: 30-59Hz, γ -2: 60-90Hz）について算出し、3 条件の値について CON 条件で標準化した後、条件間で比較した。検定にはスティーラ・ドゥワス法を用い、有意水準は 5%未満とした。

【結果】二人の被験者がそれぞれ 1 回ずつ MI 条件の手の画像の正誤を誤答した。ME と MI 中の感覚運動野間の α と β 帯域のコヒーレンス値が CON 中と比べて低下し、 γ 2 帯域で増加した。また ME 条件と MI 条件で有意差のあった項目は、左前補足運動野と左前頭回間の θ 帯域のコヒーレンス値のみで MI 条件で小さくなった。

【考察】コヒーレンス値は部位間の連結性の指標であり、その低下は二つの部位が他の条件より独立して機能したことを示し、その増加はそれらの部位がより連関を持って機能したことを示す。先行研究は ME と MI 中の感覚運動野上で α と β 帯域の事象関連脱同期と

類似した連結性を報告した。また別の先行研究は ME と MI 中の運動野での高 γ (60-180Hz) パワーの増加を示した。コヒーレンス値の増減と活動の大小は一致するとは限らないことに注意が必要だが、本結果は先行研究の結果を支持し、MI 中の感覚運動野上の α 、 β 、 γ 2 帯域の神経活動が ME 中のものと類似することを示唆した。また本研究の MI 課題では、手の画像の正誤を回答するために指の運動感覚の記憶の保持が必要とされた。先行研究は θ と γ 帯域の神経振動が記憶処理に関与すると報告した。一方で MI 課題には実際の運動を抑制する必要性もある。運動の抑制機能については下前頭回と前補足運動野が関与するとされている。本結果における MI 条件特異の θ 値の減衰が、MI 中の運動感覚の記憶の制御と運動の抑制のどちらを、または両方を反映するのか結論付けることは難しい。しかし運動抑制に関するとされる部位の知見から、下前頭回と前補足運動野間の機能が MI 中の運動抑制処理に部分的に寄与する可能性を本結果は示唆したと考えた。

【結論】本研究は経時的な ME 課題と MI 課題実施中の主に左半球の運動関連皮質間のコヒーレンス値を解析した。MI 課題時の感覚運動野ネットワークは α 、 β 、 γ 2 帯域において ME 課題時と類似した機能を示す一方で、下前頭回と前補足運動野間の θ 帯域の連結性においては MI 課題に特異的に低下が見られ、それは運動イメージの運動抑制機能との関連が考えられた。

Key words: 運動制御、連結性、運動抑制、運動イメージ

Abstract

Neural connectivity was measured during motor imagery (MI) and motor execution (ME) using magnetoencephalography in nine healthy subjects, and at rest. Lower coherence values during ME and MI between sensorimotor areas than at rest, and lower value during MI between the left pre-supplementary motor area and inferior frontal gyrus than ME suggested the sensorimotor network of MI functioned with similar connectivity to ME and that the inhibitory activity functioned continuously during MI, respectively.

Key words: motor control, connectivity, motor inhibition, motor imagery

目次

1. 背景と目的	p.7
1.1. 運動イメージ	
1.2. 運動イメージによる介入	
1.3. 運動イメージと運動実行の脳神経活動	
1.4. 運動イメージと運動実行の機能的連結性	
1.5. 脳卒中患者における脳神経活動	
1.6. 運動の抑制機能	
1.7. 目的と仮説	
2. 方法	p.13
2.1. 被験者	
2.2. 実験手順	
2.3. MEG 記録方法	
2.4. 解析方法	
3. 結果	p.19
4. 考察	p.21
4.1. MI 条件に特異な皮質間連結性	
4.2. ME 条件と MI 条件の類似点	

4.3. IPL について

4.4. 研究の限界

5. 臨床応用と今後の課題・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ p.26

6. 結論・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ p.27

利益相反

謝辞

参考文献

図表

1. 背景と目的

1.1. 運動イメージ

運動イメージとは運動の心的な表象であり、運動に関する感覚を長期記憶から再生し、ワーキングメモリ内で精査・操作する認知的処理である(Munzert et al., 2009)。この精査・操作とは例えば心的な運動の反復、視覚イメージの回転、運動速度の調節などである。また運動イメージは運動実行の前に行われる心的な運動のシミュレーションであり、運動プログラム生成処理過程の一つと考えられている(Jeannerod and Decety, 1995; Decety, 1996b; Porro et al., 1996)。

運動イメージは一人称運動イメージと三人称運動イメージの二つに分けられる。一人称運動イメージは一人称視点で想起される自分自身の内的な運動に関するイメージであり、運動に関する知覚(体性感覚や視覚など)に基づいてあたかも自身が動いているかのように想起されるものである(Roberts et al., 2008)。一方、三人称運動イメージは自己の運動、または他者の運動を三人称視点から外的に想起される視覚イメージである(White and Hardy, 1995)。一人称運動イメージは実際の運動実行と強く関連し(Murphy, 1994; White and Hardy, 1995; Reed, 2002; Yao et al., 2013)、本研究ではこの一人称運動イメージを扱う。

1.2. 運動イメージによる介入

運動イメージの想起は、運動制御や運動学習に関わり、適切な運動遂行に不可欠な能力である。運動イメージを用いた介入は数多く報告されており、運動イメージの反復想起はスポーツや音楽やリハビリテーションの分野において、運動技能やパフォーマンスの向上に有効であると言われている(Wulf et al., 2010; Moran et al., 2012)。例えば、健常者に対する上腕二頭筋の筋力訓練では、身体訓練と運動イメージ介入の複合訓練が有効であった(Wright & Smith., 2009)。また脳損傷患者に対して、上肢の運動障害の治療や日常生活動作能力の向上に有効であると報告されている(Liu et al., 2004; Langhorne et al., 2009; Page et al., 2009)。例えば慢性期脳卒中患者に対して、日常生活動作訓練と運動イメージ介入を実施したところ、Action Research Arm Test と Fugl-Meyer Assessment が向上し、患側手の運動での運動野、運動前野などの活動の向上が見られた(Page et al., 2009)。また運動イメージの想起は運動計画の立案に関わり(Jeannerod and Decety, 1995; Decety, 1996b; Porro et al., 1996)、中枢性の疾患を持つ患者の運動障害を評価・分析するうえで、運動イメージの想起能力を考慮することは重要であると考えた。よって運動イメージ想起の神経機序を理解することは、患者へのより良い介入や病態の理解につながると思われた。

1.3. 運動イメージと運動実行の脳神経活動

運動イメージと運動実行中の脳活動部位は類似する。一次運動野(primary motor

cortex : M1)、運動前野(premotor cortex : PMC)、補足運動野(supplementary motor area : SMA)、上頭頂小葉(superior parietal lobule : SPL)、下頭頂小葉(inferior parietal lobule : IPL)、前頭前野(prefrontal cortex : PFC)、大脳基底核や小脳などが運動イメージと運動実行の両方で関与する(Decety and Ingvar 1990; Weiss et al., 1994; Bonda et al., 1995; Decety 1996a; Decety 1996b; Guillot et al., 2009; Burianová et al., 2013; Krautner et al., 2014)。両者の相違性としては、運動イメージでは運動の反対側の感覚運動野で活動が得られた一方で、運動実行では両側の活動が見られ、かつ運動の反対側では運動イメージより大きい活動が起こると報告された(Nakagawa et al., 2011; Burianová et al., 2013; Di Rienzo et al., 2014; Krautner et al., 2014)。また運動イメージでは PFC や頭頂葉尾部、後頭葉を含むより広範な部位が活動する(Jeannerod, 2001; Burianová et al., 2013)。

1.4. 運動イメージと運動実行の機能的連結性

近年、脳皮質各部位間の機能的連結性が測定可能となり、運動イメージに関する脳活動を新たな視点から捉えることが可能となりつつある。機能的連結性とは、空間的に離れた部位と部位の神経群が、連関を持って活動していることを示す指標で、脳ネットワークの機能的役割を示す。先行研究では主に機能的磁気共鳴画像法(functional magnetic resonance imaging : fMRI)が用いられ、これは条件間の神経活動に伴うエネルギー消費(代謝)の違いを測定するものである(Magistretti and Allaman, 2015)。一方、脳波

(electroencephalography : EEG)や脳磁計(magneto-encephalography : MEG)を用いた研究では、神経細胞の電氣的活動の経時変化から、コヒーレンス解析などの時間的・空間的周波数解析が用いられる(Bardouille, 2012; Hari and Salmelin, 2012; Keilholz, 2014)。

脳波を用いた皮質間の機能的連結性の研究は、運動実行と運動イメージ中の α と β 帯域の類似した連結性を感覚運動野上で得られたと報告した(Stavrinou et al., 2007; Athanasiou et al., 2012)。一方fMRIを用いた研究では、運動イメージよりも運動実行において皮質内の強い連結性が広く見られると言われており(Gao et al., 2011)、特に、運動イメージ中の連結性の減衰がPMCとM1、PFCとPMC(Sharma et al., 2009)、SMAとM1(Kasess et al., 2008; Gao et al., 2014)で見られる。

1.5. 脳卒中患者における脳神経活動

脳卒中患者における運動イメージ想起時の脳活動についていくつかの知見がある。fMRIを用いた先行研究は、健常群と類似した脳部位の活動を認め、運動イメージ時のM1とPMCの活動は運動実行時と比べて、健常群・患者群でともに小さくなったと報告した(Sharma et al., 2009)。また皮質間の連結性について、患者群は健常群に比べて、運動イメージ中は障害側のPFCとPMC間、PFCとSMA間の連結性が増加し、PMCとSMA間の連結性が減少した一方で、運動実行中は障害側のPMCとSMA間の連結性が減少した(Sharma et al., 2009)。さらに患者群において、運動実行時と比べて運動イメージ中は障害側のPMCと

M1 間の連結性と PMC と SMA 間の連結性の減少が見られた。そして運動機能の向上に伴い、運動イメージ時の連結性は PMC と M1 間、PFC と SMA 間、PMC と SMA 間で増加し SMA と M1 間で減少したことを報告した。また EEG を用いて皮質間のコヒーレンス解析を行った先行研究では、健側手の運動イメージでは患側半球の感覚運動領域で高い連結性が見られ、患側手の運動イメージでは健側半球の前頭部と頭頂部の連結性の増加が見られた(De Vico Fallani et al., 2013)。さらに Fugl-Meyer Assessment で測定された感覚運動機能は患側半球の連結性と強い相関関係があった。

1.6. 運動の抑制機能

運動イメージと運動実行の違いとして、実際の運動が行われるか否かという点が重要だが、そこには実際の運動を抑制する神経活動が内在すると考えられる(Jeannerod, 2001; Di Rienzo et al., 2014; Angelini et al., 2015)。つまり、運動イメージ中はあたかも自身が動いているかのように運動を想起しつつ、実際には運動が起こらない(筋活動が起こらない)ように運動実行システムを抑制することが必要とされる。先行研究では、下前頭回(inferior frontal gyrus : IFG)と前補足運動野(pre-SMA)がボタン押し抑制課題での運動抑制に寄与すると報告した(Curtis et al., 2005; Aron and Poldrack, 2006; Chambers et al., 2006; Xue et al., 2008)。また視床、前帯状回、頭頂葉も運動抑制に寄与すると報告されている(Sebastian et al., 2013; Dambacher et al., 2014)。運動イメージ中の運動抑制に関しては

pre-SMA、背側 PMC、IFG、側頭回が活動し(Angelini et al., 2015)、また SMA は運動イメージ中の運動抑制ネットワークの一部と言われている(Kasess et al., 2008; Di Rienzo et al., 2014)。このようにいくつか知見があるものの、運動イメージの運動抑制機能については未だ不明な点が多い。

1.7. 目的と仮説

MEG はその高い時間分解能と電流源推定の信頼性のために経時的な脳神経活動を明らかにすることにおいて fMRI よりも有利である(Hari and Salmelin, 2012)。MEG を用いた運動イメージ中の神経活動に関する研究はあるが(Nakagawa et al., 2011; Burianová et al., 2013; Kraeutner et al., 2014; Brinkman et al., 2014; Di Rienzo et al.2014)、運動イメージ中の運動抑制に関連した脳の機能的連結性はまだよくわかっていない。

本研究の目的は、抑制処理を含めた運動イメージ中の皮質間連結性の特性を明らかにすることである。MEG を用い運動イメージと運動実行中の皮質間連結性を解析した。運動イメージと運動実行中の神経活動の大小が運動の有無を反映するように、運動イメージ中の皮質間連結性は運動抑制の神経処理を反映して、運動実行中よりも小さく、または大きくなると考えた。よって、本研究では運動イメージと運動実行中の、運動実行と運動抑制に寄与すると報告された運動関連皮質間の連結性の変化を明らかにしようとした。

2. 方法

2.1. 被験者

9人の成人健常男性(平均年齢 24 ± 1.3 歳)を測定した。被験者は全てエジンバラ利き手テストにより右利きと判定された者であり(Oldfield, 1971)、神経学的、精神学的な疾患の既往はなかった。被験者には文章と口頭にて研究の説明を行ったうえで書面による同意を得た。本研究は名古屋大学医学部生命倫理委員会保健学部会の承認を受け実施した(承認番号 14-604)。

2.2. 実験手順

被験者は課題の説明を受けたのち、仰臥位でヘルメット型の MEG センサーの中に頭を入れ、30cm 前方のスクリーン(14 インチ、視角は縦 32 度、横 40 度)の中央を見つめた状態で課題を実施した。スクリーンの白色部分の輝度は 100 cd/m^2 であった。課題の教示はスクリーンに提示される形で行われた。

実験課題は被験者が課題に基づいて正確な運動イメージを実施したかを確認するために Burianová らの課題を改変したものを実施した(Burianová et al., 2013)。課題には運動実行(motor execution : ME)課題、運動イメージ(motor imagery : MI)課題、注視(control : CON)課題の3条件があった。一試行の最初に「3秒後に始まります」と予告され、その後行う条

件が 3 秒間教示される(図 1)。課題は一試行につき実施期とフィードバック期があり、実施期ではスクリーンに提示された数字に対応する右手指の屈伸を行った。数字は黒背景の中央に白色で提示され、大きさは視角で縦 4 度、横 5 度であった。

ME 課題では、数字に対応する右手指の屈伸を行う。数字と手指は 1→母指、2→示指、3→中指、4→環指、5→小指、0→なにもしない、と対応した。数字の画像は一度に一字ずつ 2.5 秒間提示し、1 試行につき 4 回提示される。また数字と数字の間にインターバルとして黒背景のみの画像が 0.5 秒間提示された。提示された数字に従い、対応する手指をゆっくりと屈曲させ、再度同じ数字が提示されたら元の位置まで伸展した。開始姿勢は仰臥位で肘伸展・前腕中間位とし、腕・体ともにリラックスした状態とした。手指は弛緩させたままできるだけ伸展させた。各試行の最後のフィードバック期では、スクリーンに手の画像(視角は縦 16 度、横 20 度)を 3 秒間映し、その手の形が実施期で提示された数字を正しく反映しているか否かについて口頭での回答を求めた。手の画像は数字を正しく反映している場合も誤っている場合もあり、正誤の順番は無作為とした。手の画像の正誤を問うことで、被験者が課題を適切に行えたかを確認した。回答後に 7 秒の休憩の後、次の試行を実施した。つまり、一試行につき教示が 6 秒、実施期が 12 秒、フィードバック期が 10 秒であった。

MI 課題では、ME 課題と同様の設定で、数字に対応する手指の屈曲、伸展の運動イメージを想起した。ただし実際には指を動かさないようにした。この際、映像を見ているよう

な視覚的運動イメージを想起するのではなく、実際に自身の指が動いているかのような運動感覚的運動イメージ(一人称運動イメージ)を想起するよう求めた。フィードバック期では手の画像の正誤の回答を求めた。

CON 課題は、提示される数字画像を見ているのみの課題であり、指の運動、イメージ想起は行わない。各試行の最後には手の画像が表示されるが回答する必要はなかった。

3 条件について、各 10 試行ずつ無作為の順番に行った。また 10 試行ごとに短い休憩をはさみ、測定時間は被験者一人につき 15 分程度であった。

MI 課題で被験者が適切に運動イメージを行っていることを確認するために、先行研究では質問紙がよく使われる(Malouin et al., 2007; Roberts et al., 2008; Gregg et al., 2010)。

しかしこれらの質問紙は課題となる運動をどれほど鮮明に想起できるかを問う主観的な評価であり、仮に質問紙が高得点であったとしても、被験者が MI 課題中に適切に運動イメージを想起していたことを保証するものではない。そのため、本研究ではフィードバック期を設定した。被験者が数字に従い適切に指の運動を想起していれば、手の画像が数字に従っているか否かを答えられるはずであると考えた。またこれは ME 課題でも同様で、フィードバック期に正答すれば適切に指の運動が実施できたことを意味する。

2.3. MEG 記録方法

MEG の計測は磁気シールドルーム内で行われた。計測機器は循環する液体ヘリウム

(HCS-MEG1, FTI, Japan)を利用した全頭型の MEG システムを用いた(PQ-1160C, Yokogawa Electric Co., Japan)。センサーは 5cm の基線検出コイルを持つ 160 チャンネルの axial 型のグラジオメーターで、ヘルメット型のデュワーに一様に配置されている。

被験者は計測の前に頭部座標軸測定のための位置センサーを前額部に設置し、3次元デジタルタイザー(SRsystem-R, Yokokawa Electric Co. Japan)を用いて各被験者の頭皮表面と、MEG 信号記録時の基準点となる鼻根点、左右の耳介前の位置を計測した。基準点の位置と頭皮の形状の情報は各被験者の Montreal Neurological Institute (MNI)座標を得るために用いられた。また解析ソフトである Brainstorm(Tadel et al., 2011)を利用して International Consortium for Brain Mapping(ICBM)で発表された標準脳の解剖情報と計測した基準点と頭皮の情報から疑似的に被験者個人の脳解剖情報を作成した(Fonov et al., 2009)。本研究における標準脳の皮質表面の頂点の数は 15002 個とした。作成された疑似個人脳において解剖学的解析と MEG 信号解析が行われた。

MEG 信号はサンプリング周波数 2500Hz、バンドパスフィルタは 0.3~500Hz として得られた。また心電図(electrocardiogram: ECG)とまばたき用のチャンネルから記録されたデータを信号空間投影法(signal-space projection: SSP)と独立成分分析(independent component analysis: ICA)を用いて、解析前に心拍とまばたきによるアーチファクトを除去した(Tesche et al., 1995; Uusitalo and Ilmoniemi, 1997)。

また ME 課題での指の運動と MI、CON 課題での指の静止をモニタリングするため、右

前腕に表面筋電図の電極を貼り付け、筋活動を記録した。電極は長母指伸筋の筋腹の上に 4cm の間隔をあけて二つ貼り付けられた。

2.4. 解析方法

計測は 10 試行ずつ課題開始から終了まで行われ、後に実施期の 12 秒間のデータが切り出され解析された。つまり一つ目の数字が提示された瞬間から手の画像が提示される直前までの 12 秒間である(図 1)。よって一人の被験者につき、各条件 10 試行分の 12 秒間のデータが解析された。

解析部位は運動実行と運動イメージに関与すると先行研究で報告された 7 つの皮質部位を MNI 座標に基づいて選択した(Ginter et al., 2005; Neuper et al., 2006; Krautner et al., 2014)。運動手と反対側の感覚運動野は ME、MI 条件で主に活動する(Ginter et al., 2005; Neuper et al., 2006; Krautner et al., 2014)。本実験と類似した実験課題を用いた先行研究は、右手の ME と MI 課題実施中の左 M1 における活動が最も大きくなり、ME 条件と比較して、MI 条件で左 IPL、背側 PMC、両側 IFG がより大きく活動することを報告した(Burianová et al., 2013)。また pre-SMA、SMA、PMC、IFG は MI 中の運動抑制メカニズムに寄与する(Kasess et al., 2008; Di Rienzo et al., 2014; Angelini et al., 2015)。左 IPL は MI の表象に関連する(Hétu et al., 2013)。以上のことから、本研究では主に手の運動の反対側半球から解析部位を 7 つ選択した。解析する運動関連皮質は左半球から M1、pre-SMA、

SMA、PMC、IFG、IPL、右半球から pre-SMA とした(表 1)。二つの皮質間のコヒーレンス値を 1 試行ずつ帯域ごと(θ : 5-7Hz, α : 8-12Hz, β : 15-29Hz, γ 1: 30-59Hz, γ 2, 60-90Hz)に求めた。

EEG と MEG の先行研究は ME と MI 課題中の感覚運動野上で α と β 帯域の事象関連脱同期(event-related desynchronization: ERD)を報告した(Neuper et al., 2006; Nakagawa et al., 2011; Krautner et al., 2014)。さらに、 θ と γ 帯域はワーキングメモリ課題に関連し、 α と γ 帯域は注意処理に関連する(Ward, 2003; Voytek et al., 2010)。そのため、ME と MI 課題に伴う機能的連結性の特性が各周波数帯域(θ : 5-7Hz, α : 8-12Hz, β : 15-29Hz, γ 1: 30-59Hz, γ 2, 60-90Hz)で得られるかもしれないと考えた。コヒーレンス値は各条件、各試行、各帯域、各部位間について計算された。

機能的連結性は皮質間の同期性として解析され、これは皮質間コヒーレンス(cortico-cortical coherence)と表現される。コヒーレンス値は解析ソフトである Brainstorm 内にあるコードを用いて計算された。このコードは最小ノルム推定法のアルゴリズムに基づいて作成されている(Hämäläinen and Ilmoniemi, 1984)。コヒーレンス解析は、二つの信号間のある周波数の振幅と位相の経時的な一致度を、周波数の機能として数値で表すものである。安定した位相関係がある場合は最大値 1 に近づき、高いランダムな位相関係の場合コヒーレンス値は 0 に近づく(Bardouille and Boe, 2012)。

コヒーレンス値は 7 部位中の各 2 部位間の各周波数帯域について各試行で算出される。

各条件につき 10 試行あるが、10 試行の平均コヒーレンス値をその条件の代表値とした。つまり、5 つの周波数帯域、3 つの条件、21 の皮質間の組み合わせがあるので、一人の被験者につき 315 個のコヒーレンス値が得られた。個人差を小さくするために、被験者ごとに CON 条件の生値で 3 条件の生値をそれぞれ除することでコヒーレンス値の標準化を行った。

二つの皮質間の各組み合わせについて、全被験者の各周波数帯域における 3 条件のコヒーレンス値に差があるかどうかスティール・ドゥワス法を用いて検定を行った。有意水準は 5%未満とした。

3. 結果

全被験者が全条件、全試行を実施した。二人の被験者がそれぞれ 1 回ずつ MI 条件のフィードバック期で誤答したが、他の被験者は全ての試行を正確に行った。このことは被験者が ME 課題と MI 課題を適切に行えたことを意味する。

標準化されたコヒーレンス値の統計結果について有意差のあった項目を表 2 に示す。感覚運動野間において α と β 帯域のコヒーレンス値で有意差のあった部位は、M1、両側 pre-SMA、SMA、PMC についてであった(図 2b)。R-pre-SMA と PMC、SMA と PMC 間での ME と MI 条件の β 値は CON 条件よりも有意に小さくなった。M1 と PMC 間の α 帯域、L-pre-SMA と SMA 間の β 帯域で ME 条件は CON 条件よりも有意に小さくなり、SMA

と PMC の α 帯域、M1 と PMC、M1 と SMA 間の β 帯域で MI 条件は CON 条件より有意に小さくなった。また条件間の有意差は IFG と感覚運動野間でも見られた(図 2a)。SMA と IFG 間の α 帯域、PMC と IFG 間の β 帯域の MI 条件のコヒーレンス値は CON 条件より小さくなった。さらに、MI 条件の L-pre-SMA と IFG 間の θ 値は ME 条件と CON 条件よりも小さくなった。また IPL についても感覚運動野との連結性に有意差が見られた(図 2c)。ME 条件の R-pre-SMA と IPL 間の β 値、MI 条件の L-pre-SMA と IPL 間の α 値、PMC と IPL 間の β 値は CON 条件よりも小さくなった。 γ 帯域については、ME 条件と MI 条件の両方で、L-pre-SMA と R-pre-SMA 間の $\gamma 2$ の値が CON より有意に大きくなった(図 2b)。さらに、ME 条件の L-pre-SMA と SMA 間の $\gamma 1$ 値、M1 と SMA 間の $\gamma 2$ 値は CON 条件より大きくなった。

有意差のあった項目のほとんどは低周波数帯域(θ 、 α 、 β)で、ME 条件と MI 条件のコヒーレンス値は CON 条件よりも小さくなった。一方で、いくつかの高周波数帯域($\gamma 1$ 、 $\gamma 2$)については逆に CON 条件よりも大きくなった。また、ME 条件と MI 条件で有意差のあった項目は、L-pre-SMA と IFG 間の θ 値のみだった。

4. 考察

4.1. MI 条件に特異な皮質間連結性

本研究は ME 条件、MI 条件、CON 条件の経時的な脳活動の違いを明らかにした。先行研究は運動イメージの想起には実際の運動時と類似した脳部位が関与し、運動実行時と同様の運動システムが用いられると報告した(Decety et al., 1990, 1996a, 1996b; Hanakawa et al., 2008)。しかし、運動イメージ課題は運動実行の抑制や運動感覚の記憶などの、運動実行課題とは異なる神経活動も必要とする(Jeannerod, 2001; Di Rienzo et al., 2014; Angelini et al., 2015)。図 2a が示すように、L-pre-SMA と IFG 間の θ 帯域のコヒーレンス値について ME 条件と MI 条件に有意差が見られた。本研究の MI 課題では、フィードバック期で手の画像の正誤を回答するために、実施期では指の動きと位置に関する運動感覚の記憶の保持が必要とされた。先行研究は、主に内側の前頭葉において θ と γ 帯域の神経振動が記憶処理の間に起こると報告した(Jensen and Tesche, 2002; Ward, 2003; Meltzer et al., 2008; Voytek et al., 2010)。一方で、MI 課題には運動を想起しつつ実際には運動しないように抑制する必要性もある。実際の運動の抑制機能については、IFG と pre-SMA が運動抑制に関与すると言われている(Curtis et al., 2005; Aron and Poldrack 2006; Chambers et al., 2006; Xue et al., 2008)。これらの研究は計画していた運動が実行される直前で抑制されるという課題での神経活動を調査した(Curtis et al., 2005; Aron and Poldrack, 2006;

Chambers et al., 2006; Xue et al., 2008)。また pre-SMA と右 IFG は MI 中の運動抑制システムにも関連する(Angelini et al., 2015)。以上のことから、 θ 帯域のコヒーレンス値の減衰が、MI 中の運動感覚の記憶の制御と運動の抑制のどちらを、または両方を反映するのか結論付けることは難しい。しかし運動の抑制に関して報告された部位と本研究で明らかにされた部位の類似性から、IFG と pre-SMA 間の機能が MI 中の運動抑制処理に部分的に寄与するかもしれないことを本結果は示唆したと考える。

さらに、MI 条件と CON 条件について、SMA と IFG 間の α 値と PMC と IFG 間の β 値に有意差が得られた(図 2a)。これらのコヒーレンス値について、MI 条件と ME 条件、ME 条件と CON 条件の間に有意差はなかったが、最も小さい値となったのは MI 条件で、次いで ME、CON 条件の順だった。ME と MI 中の皮質間の連結性を評価した EEG の先行研究は、感覚運動野上で α と β 帯域の類似した連結性を報告した(Stavrinou et al., 2007; Athanasiou et al., 2012)。一方で、SMA、PMC、IFG は MI 中の運動抑制メカニズムに関与する(Kasess et al., 2008; Di Rienzo et al., 2014; Angelini et al., 2015)。SMA と IFG、PMC と IFG 間の連結性が運動の出力にのみ関係するなら ME 条件でコヒーレンス値が最大・もしくは最小となり、MI 条件が次点となるはずである。また逆に運動の抑制にのみ関係するなら MI 条件でコヒーレンス値が最大か最小となり、ME 条件でその逆となるはずである。そうならず MI < ME < CON の順となったことは、IFG が運動を想起しつつ実際には運動しないという MI 中の運動の出力処理と抑制処理の両方に関連した機能を持つ可能

性を示唆した。

ただし、コヒーレンス値の低下はその部位の活動の低下を意味しないことに注意が必要である。コヒーレンス値が低下しても活動の低下・向上のどちらもありえる(Neuper et al., 2006)。コヒーレンス値は部位間の連結性の指標であり、その低下は二つの部位が他の条件より独立して機能したことを示し、その増加はそれらの部位がより連関を持って機能したことを示す。今回の結果について、IFG と pre-SMA 間の連結性が他二条件と比較して MI 条件で有意に低下したことは、これらの部位が MI 課題中に特異に独立して機能したことを意味する。そして MI 課題で特異に必要とされる神経処理は運動抑制機能に関わるかもしれないと考えた。

4.2. ME 条件と MI 条件の類似点

先行研究は ME と MI 中の感覚運動野上で α と β 帯域の ERD を報告した(Neuper et al., 2006; Nakagawa et al., 2011; Kraeutner et al., 2014)。また ME と MI 中の感覚運動野間で α と β 帯域の類似した連結性を報告した(Stavrinou et al., 2007; Athanasiou et al., 2012)。本研究では ME と MI 中の感覚運動野(M1、両側 pre-SMA、SMA、PMC)間の α と β 帯域のコヒーレンス値が CON 中と比べて低下することが示された(図 2b)。これは先行研究の結果を支持する(Stavrinou et al., 2007; Athanasiou et al., 2012)。 γ 帯域については、CON 条件と比較して ME 条件と MI 条件中のコヒーレンス値の増加が感覚運動野(M1、

SMA、両側 pre-SMA)間で見られた。特に両側の pre-SMA 間の $\gamma 2$ 帯域のコヒーレンス値は ME 条件と MI 条件で共通して増加があった。先行研究は ME と MI 中の感覚運動野上の β パワーの低下と同期した低 γ (32-41Hz) パワーの増加を示し(Ginter et al., 2005; Kus et al., 2006)、M1 での高 γ (60-180Hz) パワーの増加を示した(Smith et al., 2014; Fonken et al., 2016)。さらに、 γ (30-80Hz) 振動は注意や記憶などの認知機能に関連すると言われてい
る(Ray & Maunsell, 2015)。コヒーレンス値の増減と活動の大小は一致するとは限らないこ
とに注意が必要だが、ME と MI 中の感覚運動野上の γ 帯域における神経活動の増加した連
結性が、注意機能を必要とする運動課題中の脳活動を反映する可能性を本結果は示唆した。
また本結果は MI 中の感覚運動野上の α 、 β 、 $\gamma 2$ 帯域の連結性が ME 中のものと類似する
ことを示唆した。

4.3. IPL について

IPL は MI の表象に関連し(Héту et al., 2013)、メンタルローテーションなどの視覚イメ
ージ操作にも関連する(Mourao-Miranda et al., 2009; Gogos et al., 2010)。メンタルローテ
ーションとは対象物の視覚イメージを目的画像と一致するように回転させる心的な活動で
ある。メンタルローテーションは視空間能力を評価するための検査としてよく使われてい
る(Zacks, 2007; Gogos et al., 2010)。本研究では、CON 条件と比較して ME 課題における
R-pre-SMA と IPL 間の連結性の低下と、MI 課題における L-pre-SMA と IPL 間、PMC と

IPL 間の連結性の低下が得られた(図 2c)。ME 課題と MI 課題では、フィードバック期で提示される手の画像の指の形が、実施期で提示された数字を正確に反映しているか回答を求められた。つまり数字に合わせて変化させた自身の指の形が画像の手と一致するか答えるために、自身の指の視空間イメージの表象が必要とされた。ただし ME 課題では実際に指の形を変化させる一方、MI 課題では心的な指の運動であるため、厳密には二つの課題間の視空間イメージの表象に違いがあるかもしれない。fMRI を用いた先行研究はメンタルローテーション中の IPL、SPL、SMA、PMC 間の連結性が増加することを報告した(Mourao-Miranda et al., 2009)。この先行研究はこれらの部位間のネットワークが視空間イメージの想起に寄与するかもしれないことを示唆した。今回の結果は IPL と pre-SMA 間、IPL と PMC 間の α と β 帯域の連結性の減衰が手の形の視空間表象に関連するかもしれないことを示唆した。

4.4. 研究の限界

本研究にはいくつかの限界がある。今回、先行研究で運動に関連するとされた 7 つの皮質部位を解析したが、他の部位(運動手と同側半球など)が課題特異の働きをしている可能性がある。また、運動実行と運動イメージの神経活動は被験者の課題に対する戦略に依存する。MI 課題では、自身の指を動かしているような運動感覚性の運動イメージを想起するよう求めたが、指の位置変化を映像として想起するような、つまり運動感覚を含まない視覚

性の運動イメージを想起していた場合でもフィードバック期の中に正答できた可能性がある。被験者が運動感覚性の運動イメージを行っていた程度によって、本結果は影響を受けると思われる。よって本研究が示した皮質間の連結性の特徴は、被験者間の各条件における平均的な、または共通の神経活動であると言える。本研究は運動実行と運動イメージの脳活動の違いの一部を明らかにしたと考えた。

5. 臨床応用と今後の課題

運動イメージを用いた介入は健常者だけでなく、脳損傷患者に対しても運動技能の向上に有効であると言われている(Liu et al., 2004; Langhorne et al., 2009; Page et al., 2009)。また運動イメージの想起は運動計画の立案に関わり(Jeannerod and Decety, 1995; Decety, 1996b; Porro et al., 1996)、その神経活動機序を理解することは臨床上有益である。健常者と脳損傷患者では運動イメージ想起時と運動実行時の脳の機能的連結性が異なると fMRI を用いた研究は報告した(Sharma et al., 2009)。また脳卒中患者における運動イメージ想起時の脳連結性の報告もある(De Vico Fallani et al., 2013)が、その特性はまだよくわかっていない。本研究は健常者における運動イメージ想起時の脳の連結性の特性を一部明らかにした。本研究で明らかにされた運動の抑制に関わる神経活動や自身の身体の視空間表象に関わる神経活動が障害された場合、運動機能や運動学習の障害が起こると予測される。本研究は臨床における中枢性の疾患を持つ患者の運動障害の病態の理解や介入計画の立案の

一助となる、運動イメージの脳神経活動の基礎的知見を得ることができたと考えた。今後の課題としては、今回解析をしなかった皮質部位を含めた部位間の連結性の解析や、被験者が視覚性ではなく運動感覚性の運動イメージを適切に想起するようより統制された課題を用いた測定を考えている。具体的には視覚性と運動感覚性で同一の課題を実施し連結性を比較することで本結果の解釈がより確かなものになると考える。

6. 結論

本研究は経時的な ME 課題と MI 課題実施中の主に左半球の運動関連皮質間のコヒーレンス値を解析した。結果として左 pre-SMA と IFG 間の θ 帯域の値が MI 課題中に特異的に減衰し、それはこれらの部位が MI 課題に伴う運動抑制機能に関連していることを示唆した。また ME 課題と MI 課題中に感覚運動野(M1、両側 pre-SMA、SMA、PMC)間の α と β 帯域のコヒーレンス値が減衰し、両側 pre-SMA 間の $\gamma 2$ 帯域のコヒーレンス値が増加したことは、MI 課題実施中のこれらの部位間の連結性が ME 実施中のものと類似することを示唆した。IPL と両側の pre-SMA、IPL と PMC 間の α と β 帯域の値が安静時と比べて ME と MI 条件で低下したことは、手の形の視空間表象との関連を示唆した。また ME 条件における M1、両側 pre-SMA、SMA 間の $\gamma 1$ と $\gamma 2$ 帯域の値が安静時より増加したことは、注意機能を必要とする運動課題時の脳活動との関連を示唆した。本研究は MI 課題時の感覚運動

野ネットワークは α 、 β 、 γ 2 帯域において ME 課題時と類似した機能を示す一方で、IFG と pre-SMA 間の θ 帯域の連結性においては MI 課題に特異的に低下が見られ、それは運動イメージの運動抑制機能との関連が考えられた。

利益相反

本研究においては利益相反は一切存在しない。

謝辞

本実験にご協力いただきましたすべての被験者の方に、また本研究を進めるにあたりご指導くださいました名古屋大学大学院リハビリテーション療法学専攻作業療法学講座の實珠山稔教授と上村純一准教授に深く感謝申し上げます。

参考文献

Angelini M, Calbi M, Ferrari A, Sbriscia-Fioretto B, Franca M, Gallese V, Umiltà MA.

2015. Motor Inhibition during Overt and Covert Actions: An Electrical

Neuroimaging Study. PLOS ONE, 10(5), p.e0126800.

Aron AR, Poldrack RA. 2006. Cortical and subcortical contributions to Stop signal

response inhibition: role of the subthalamic nucleus. J Neurosci 26: 2424-33.

Athanasiou A, Lithari C, Kalogianni K, Manousos AK, Panagiotis DB. 2012. Source

detection and functional connectivity of the sensorimotor cortex during actual and

imaginary limb movement: A preliminary study on the implementation of

econnectome in motor imagery protocols. Advances in Human-Computer

Interaction, Article ID 127627, 10 pages.

Bardouille T, Boe S. 2012. State-related changes in MEG functional connectivity reveal

the task-positive sensorimotor network. PLoS One 7: e48682.

Bonda E, Petrides M, Frey S, Evans A. 1995. Neural correlates of mental

transformations of the body-in-space. Proc Natl Acad Sci U S A 92: 11180-4.

- Brinkman L, Stolk A, Dijkerman HC, de Lange FP, Toni I. 2014. Distinct roles for alpha- and beta-band oscillations during mental simulation of goal-directed actions. *J Neurosci* 34: 14783-92.
- Burianová H, Marstaller L, Sowman P, Tesan G, Rich AN, Williams M, Savage G, Johnson BW. 2013. Multimodal functional imaging of motor imagery using a novel paradigm. *Neuroimage* 71: 50-8.
- Chambers CD, Bellgrove MA, Stokes MG, Henderson TR, Garavan H, Robertson IH, Morris AP, Mattingley JB. 2006. Executive "brake failure" following deactivation of human frontal lobe. *J Cogn Neurosci* 18: 444-55.
- Curtis CE, Cole MW, Rao VY, D'Esposito M. 2005. Canceling planned action: an fMRI study of countermanding saccades. *Cereb Cortex* 15: 1281-9.
- Dambacher F, Sack AT, Lobbstaël J, Arntz A, Brugman S, Schuhmann T. 2014. A network approach to response inhibition: Dissociating functional connectivity of neural components involved in action restraint and action cancellation. *Eur J Neurosci*, 39: 821-31.

Decety J. 1996a. The neurophysiological basis of motor imagery. *Behav Brain Res* 77: 45-52.

Decety J. 1996b. Do imagined and executed actions share the same neural substrate? *Brain Res Cogn Brain Res* 3: 87-93.

Decety J, Ingvar DH. 1990. Brain structures participating in mental simulation of motor behavior: a neuropsychological interpretation. *Acta Psychol (Amst)*. 73: 13-34.

Di Rienzo F, Guillot A, Daligault S, Delpuech C, Rode G, Collet C. 2014. Motor inhibition during motor imagery: a MEG study with a quadriplegic patient. *Neurocase* 20: 524-39.

De Vico Fallani F, Pichiorri F, Morone G, Molinari M, Babiloni F, Cincotti F, Mattia D. 2013. Multiscale topological properties of functional brain networks during motor imagery after stroke. *Neuroimage* 83:438-49. doi: 10.1016/j.neuroimage.2013.06.039. Epub 2013 Jun 19.

Fonken YM, Rieger JW, Tzvi E, Crone NE, Chang E, Parvizi J, Knight RT, Krämer UM.

2016. Frontal and motor cortex contributions to response inhibition: evidence from electrocorticography. *J Neurophysiol* 115: 2224-2236. doi: 10.1152/jn.00708.2015.

Fonov VS, Evans AC, McKinstry RC, Almlí CR, Collins DL. 2009. Unbiased nonlinear average age-appropriate brain templates from birth to adulthood, *NeuroImage* 47 (Supp 1): S102.

Gao Q, Duan X, Chen H. 2011. Evaluation of effective connectivity of motor areas during motor imagery and execution using conditional Granger causality. *Neuroimage* 54: 1280-8.

Gao Q, Tao Z, Zhang M, Chen H. 2014. Differential contribution of bilateral supplementary motor area to the effective connectivity networks induced by task conditions using dynamic causal modeling. *Brain Connect* 4: 256-64.

Ginter J Jr, Blinowska KJ, Kamiński M, Durka PJ, Pfurtscheller G, Neuper C. 2005. Propagation of EEG activity in the beta and gamma band during movement imagery in humans. *Methods Inf Med*, 44: 106-13.

Gogos A, Gavrilescu M, Davison S, Searle K, Adams J, Rossell SL, Bell R, Davis SR,

Egan GF. 2010. Greater superior than inferior parietal lobule activation with increasing rotation angle during mental rotation: An fMRI study.

Neuropsychologia 48: 529-535.

Gregg M, Hall C, Butler A. 2010. The MIQ-RS: A suitable Option for examining

movement imagery ability. *Evid Based Complement Alternat Med*, 7: 249-57.

Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, Doyon J. 2009. Brain activity

during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Hum Brain Mapp* 30:

2157-72.

Hari R, Salmelin R. 2012. Magnetoencephalography: From SQUIDS to neuroscience.

Neuroimage 20th anniversary special edition. *Neuroimage* 61: 386-96.

Hämäläinen M, Ilmoniemi RJ. 1984. Interpreting measured magnetic fields of the

brain: estimates of current distributions. Technical Report TKK-F-A559, Helsinki

University of Technology.

Hanakawa T, Dimyan MA, Hallett M. 2008. Motor planning, imagery, and execution in the distributed motor network: a time-course study with functional MRI. *Cereb Cortex* 18: 2775-88.

Hétu S, Grégoire M, Saimpont A, Coll MP, Eugène F, Michon PE, Jackson PL. 2013. The neural network of motor imagery: An ALE meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev*, 37: 930-49.

Jeannerod M. 2001. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage* 14(1 Pt 2): S103-9.

Jeannerod M, Decety J. 1995. Mental motor imagery: a window into the representational stages of action. *Curr Opin Neurobiol* 5: 727-32.

Jensen O, Tesche CD. 2002. Frontal theta activity in humans increases with memory load in a working memory task. *Eur J Neurosci* 15: 1395-9.

Kasess CH, Windischberger C, Cunnington R, Lanzenberger R, Pezawas L, Moser E. 2008. The suppressive influence of SMA on M1 in motor imagery revealed by fMRI and dynamic causal modeling. *Neuroimage* 40: 828-37.

- Keilholz SD. 2014. The neural basis of time-varying resting-state functional connectivity. *Brain Connect* 4: 769-79.
- Kraeutner S, Gionfriddo A, Bardouille T, Boe S. 2014. Motor imagery-based brain activity parallels that of motor execution: evidence from magnetic source imaging of cortical oscillations. *Brain Res* 1588: 81-91.
- Kuś R, Ginter JS, Blinowska KJ. 2006. Propagation of EEG activity during finger movement and its imagination. *Acta Neurobiologiae Experimentalis* 66: 95-206.
- Langhorne P, Coupar F, Pollock A. 2009. Motor recovery after stroke: a systematic review. *Lancet Neurol* 8(8):741-54. doi: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4.
- Liu KP, Chan CC, Lee TM, Hui-Chan CW. 2004. Mental imagery for promoting relearning for people after stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 85(9):1403-8.
- Malouin F, Richards CL, Jackson PL, Lafleur MF, Durand A, Doyon J. 2007. The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities: a reliability and construct validity study. *J Neurol Phys Ther: JNPT*, 31: 20-29.

Magistretti PJ, Allaman I. 2015. A cellular perspective on brain energy metabolism and functional imaging. *Neuron* 86: 883-901.

Meltzer JA, Zaveri HP, Goncharova II, Distasio MM, Papademetris X, Spencer SS, Spencer DD, Constable RT. 2008. Effects of working memory load on oscillatory power in human intracranial EEG. *Cereb Cortex* 18: 1843-55.

Moran A, Guillot A, Macintyre T, Collet C. 2012. Re-imagining motor imagery: building bridges between cognitive neuroscience and sport psychology. *Br J Psychol* 103(2):224-47. doi: 10.1111/j.2044-8295.2011.02068.x. Epub 2011 Sep 7.

Mourao-Miranda J, Ecker C, Sato JR, Brammer M. 2009. Dynamic changes in the mental rotation network revealed by pattern recognition analysis of fMRI data. *J Cogn Neurosci* 21: 890-904.

Munzert J, Lorey B, Zentgraf K. 2009. Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Res Rev* 60: 306-26.

Murphy SM. 1994. Imagery interventions in sport. *Med Sci Sports Exerc* 26: 486-94.

Nakagawa K, Aokage Y, Fukuri T, Kawahara Y, Hashizume A, Kurisu K, Yuge L. 2011.

Neuromagnetic beta oscillation changes during motor imagery and motor execution of skilled movements. *Neuroreport* 22: 217-22.

Neuper C, Wörtz M, Pfurtscheller G. 2006. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Prog Brain Res* 159: 211-22.

Oldfield RC. 1971. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 9: 97-113.

Page SJ, Szaflarski JP, Eliassen JC, Pan H, Cramer SC. 2009. Cortical plasticity following motor skill learning during mental practice in stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 23(4):382-8. doi: 10.1177/1545968308326427. Epub 2009 Jan 20.

Porro CA, Francescato MP, Cettolo V, Diamond ME, Baraldi P, Zuiani C, Bazzocchi M, di Prampero PE. 1996. Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study. *J Neurosci* 16: 7688-98.

Ray S, Maunsell JH. 2015. Do gamma oscillations play a role in cerebral cortex? *Trend Cogni Sci* 19: 78-85.

- Reed CL. 2002. Chronometric comparisons of imagery to action: visualizing versus physically performing springboard dives. *Mem Cognit* 30: 1169-78.
- Roberts R, Callow N, Hardy L, Markland D, Bringer J. 2008. Movement imagery ability: development and assessment of a revised version of the vividness of movement imagery questionnaire. *J Sport Exerc Psychol* 30: 200-21.
- Sebastian A, Pohl MF, Klöppel S, Feige B, Lange T, Stahl C, Voss A, Klauer KC, Lieb K, Tüscher O. 2013. Disentangling common and specific neural subprocesses of response inhibition. *NeuroImage*, 64: 601-15.
- Sharma N, Baron JC, Rowe JB. 2009. Motor imagery after stroke: relating outcome to motor network connectivity. *Ann Neurol* 66: 604-16.
- Smith MM, Weaver KE, Grabowski TJ, Rao RP, Darvas F. 2014. Non-invasive detection of high gamma band activity during motor imagery. *Front Hum Neurosci* 16;8:817. doi: 10.3389/fnhum.2014.00817. eCollection 2014.
- Stavrinou ML, Moraru L, Cimponeriu L, Della Penna S, Bezerianos A. 2007. Evaluation of cortical connectivity during real and imagined rhythmic finger tapping. *Brain Topogr* 19: 137-145.

- Tadel F, Baillet S, Mosher JC, Pantazis D, Leahy RM. 2011. Brainstorm: A User-Friendly Application for MEG/EEG Analysis. *Comput Intellig Neurosci* ID 879716: 1-13.
- Tesche CD, Uusitalo MA, Ilmoniemi RJ, Huutilainen M, Kajola M, Salonen O. 1995. Signal-space projections of MEG data characterize both distributed and well-localized neuronal sources. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 95: 189-200.
- Uusitalo MA, Ilmoniemi RJ. 1997. Signal-space projection method for separating MEG or EEG into components. *Med Biol Eng Comput* 35: 135-140.
- Voytek B, Canolty RT, Shestyuk A, Crone NE, Parvizi J, Knight RT. 2010. Shifts in gamma phase-amplitude coupling frequency from theta to alpha over posterior cortex during visual tasks. *Front Hum Neurosci* 4: 191.
- Ward LM. 2003. Synchronous neural oscillations and cognitive processes. *Trends Cogn Sci* 7: 553-9.

Weiss T, Hansen E, Beyer L, Conradi ML, Merten F, Nichelmann C, Rost R, Zippel C.

1994. Activation processes during mental practice in stroke patients. *Int J Psychophysiol* 17: 91-100.

White A, Hardy L. 1995. Use of different imagery perspectives on the learning and performance of different motor skills. *Br J Psychol* 86 (Pt 2): 169-80.

Wright C, Smith D. 2009. The effect of PETTLEP imagery on strength performance. *International Journal of Sport and Exercise Psychology* 7(1): 18-31

Wulf G, Shea C, Lewthwaite R. 2010. Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Med Educ* 44(1):75-84. doi: 10.1111/j.1365-2923.2009.03421.x.

Xue G, Aron AR, Poldrack RA. 2008. Common neural substrates for inhibition of spoken and manual responses. *Cereb Cortex* 18: 1923-32.

Yao WX, Ranganathan VK, Allexandre D, Siemionow V, Yue GH. 2013. Kinesthetic imagery training of forceful muscle contractions increases brain signal and muscle strength. *Front Hum Neurosci* 7: 561.

Zacks JM. 2007. Neuroimaging Studies of Mental Rotation: A Meta-analysis and Review. *J Cogn Neurosci* 20: 1-19.

部位	半球	BA	面積 (cm ²)
M1	L	4	5.89
pre-SMA	L	6	5.38
pre-SMA	R	6	5.15
SMA	L	6	5.26
PMC	L	6	4.84
IPL	L	40	5.04
IFG	L	45	5.49

表 1: 解析された皮質部位

BA: Brodmann's area, L: left, R: right, M1: primary motor cortex 一次運動野. pre-SMA: pre-supplementary motor area 前補足運動野, SMA: supplementary motor area 補足運動野, PMC: premotor cortex 運動前野, IPL: inferior parietal lobule 下頭頂小葉, IFG: inferior frontal gyrus 下前頭回

周波数帯域	皮質間の組み合わせ	条件
θ	L-pre-SMA:IFG	MI<ME, MI<CON
α	M1:PMC	ME<CON
	L-pre-SMA:IPL	MI<CON
	SMA:PMC	MI<CON
	SMA:IFG	MI<CON
β	M1 - SMA	MI<CON
	M1:PMC	MI<CON
	L-pre-SMA:SMA	ME<CON
	R-pre-SMA:PMC	ME<CON, MI<CON
	R-pre-SMA:IPL	ME<CON
	SMA:PMC	ME<CON, MI<CON
	PMC:IPL	MI<CON
	PMC:IFG	MI<CON
$\gamma 1$	L-pre-SMA:SMA	CON<ME
$\gamma 2$	M1:SMA	CON<ME
	L-pre-SMA:R-pre-SMA	CON<MI, CON<ME

表 2: 条件間で有意差のあった項目

L: left, R: right, M1: primary motor cortex 一次運動野. pre-SMA: pre-supplementary motor area 前補足運動野, SMA: supplementary motor area 補足運動野, PMC: premotor cortex 運動前野, IPL: inferior parietal lobule 下頭頂小葉, IFG: inferior frontal gyrus 下前頭回, ME: motor execution 運動実行, MI: motor imagery 運動イメージ, CON: control 画像注視. ($p<0.01$, Steel-Dwass test)

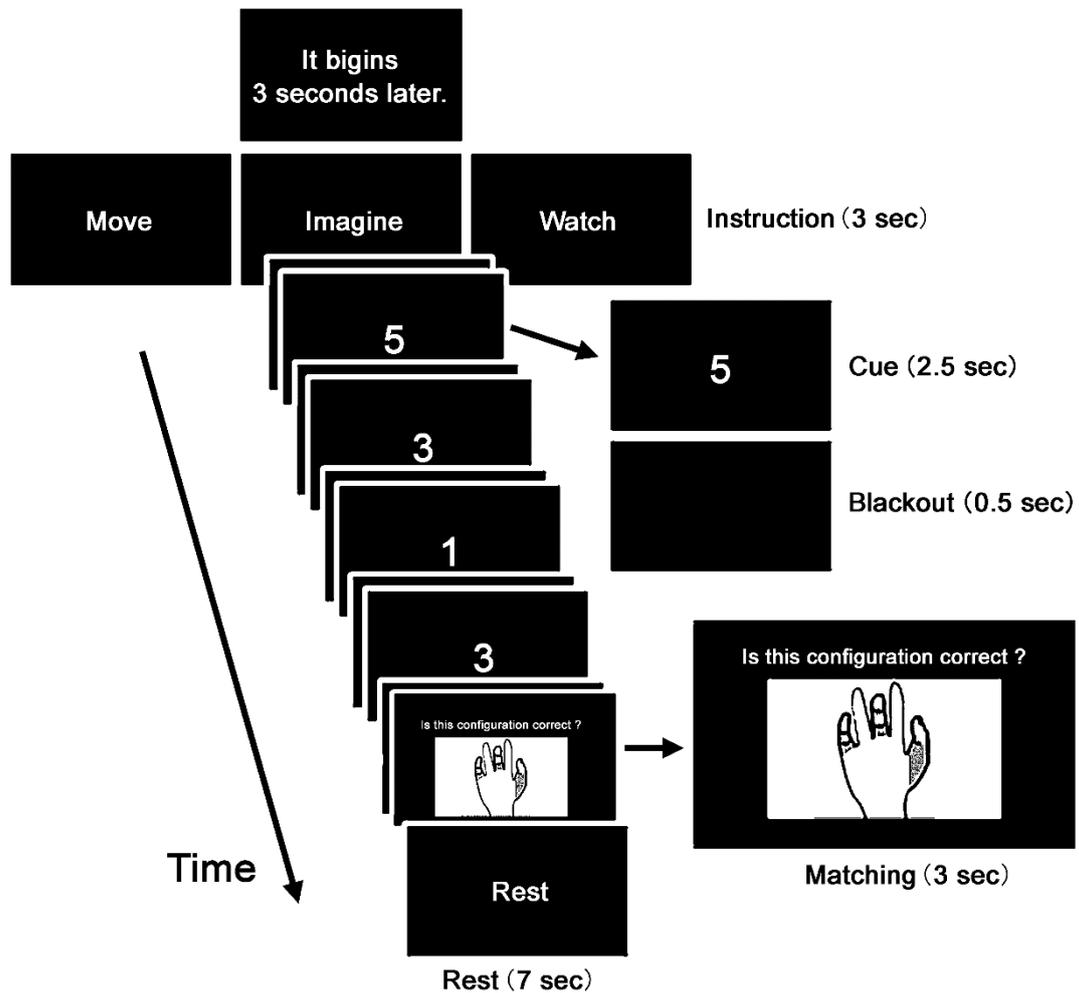


図 1: 実験デザイン

3 条件の内、実施する条件がスクリーンに提示される。その後実施期で、提示される数字に対応する指の屈伸運動を 4 回行う。弛緩しつつ指を伸展させた状態を開始姿勢とした。フィードバック期では手の画像が提示され、手の形が実施期で提示された数字を正しく反映しているか口頭での回答を求めた。

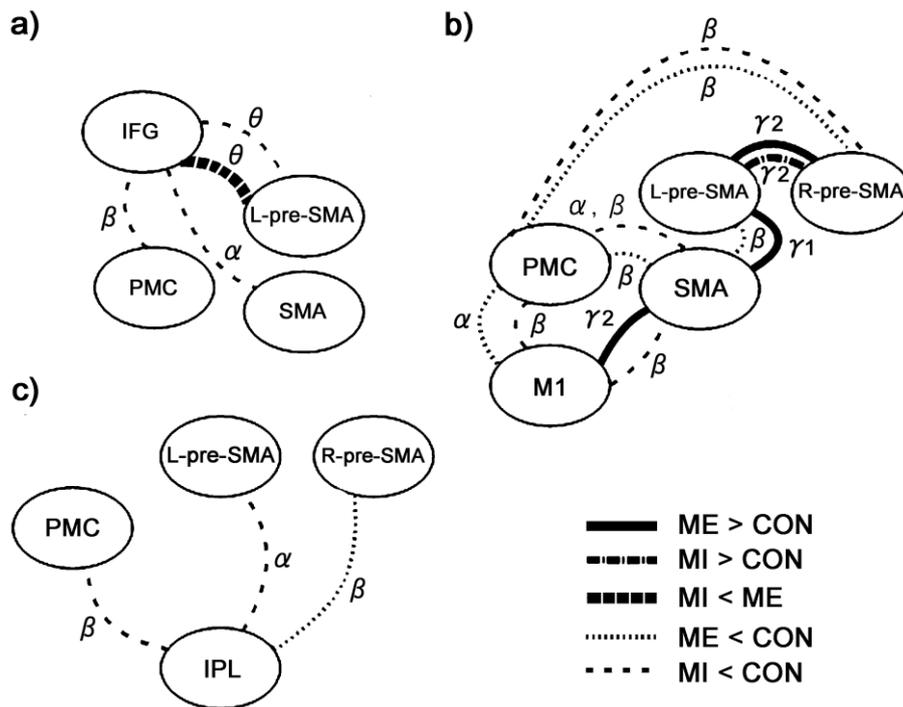


図 2: 有意差のあった部位と周波数帯域

a)IFG、b)感覚運動野、c)IPL について、各周波数帯域、部位間で有意差のあった組み合わせを示す。細い点線は ME もしくは MI 条件のコヒーレンス値が CON 条件よりも小さいことを示す。ME: motor execution 運動実行, MI: motor imagery 運動イメージ, CON: control 画像注視, θ : 5-7 Hz, α : 8-12 Hz, β : 15-29 Hz, γ_1 : 30-59 Hz, γ_2 : 60-90 Hz.