

把持運動中の脳波解析による 事象関連脱同期の生成機序に関する研究

A study on generation mechanism of event-related desynchronization by EEG analysis
during grasping movement

中屋敷 弘晟

Kosei Nakayashiki

(2019年度入学 19834306)

東京農工大学 工学府 電子情報工学専攻

2021年度 博士論文

2022年3月22日提出

概要

脳卒中などの脳血管疾患により身体機能に麻痺などの障害を負った方のために、近年、脳活動で機器を操作することが可能なブレイン・コンピュータ・インタフェース (BCI) の研究が盛んにおこなわれている。なかでも事象関連脱同期 (ERD) は、運動や運動想起にともなって感覚運動野付近で生じる脳波特徴量であり、例えば麻痺した右手を動かしたいと考えたときに、ERD と同期させて外骨格型ロボットなどにより他動的に右手を動かすことで、効果的なりハビリテーションが可能になると期待されている。しかしながら、ERD には、その発現量に個人差が大きいことや、運動想起で発現させるには十分な訓練を要するなどの問題があり、ERD を利用した BCI システムの識別精度は必ずしも高くない。このため、計測機器や信号解析手法の改善、ならびに ERD の生成機序を解明使用するための基礎研究が取り組まれている。本論文では ERD の生成機序解明を目的とする、どのような条件で ERD が発生するのかを明らかにするため、様々な把持運動条件下で EEG 計測実験を行った。

まず、これまでの研究から、運動速度を増加させるほど ERD が強くなることや、筋力発揮量により脳深部の信号や脳の血流量が変化することが示されていた。そこで一つ目の実験では、手の姿勢の変化が ERD を生成すること、筋力発揮も ERD に影響するという仮説をたて、ハンドグリップなどを用いた 4 種類の運動負荷と、維持および 1/3 Hz・1 Hz のペースで握る 3 種類の運動速度を組み合わせた 12 の把持運動条件のもとで ERD の発現を調べた。その結果、運動負荷による ERD への影響は見られないこと、維持している間は ERD が減少することが確認された。把持の維持中は筋力発揮が継続して行われているにも関わらず ERD が弱まったことから、ERD は姿勢の変化により発生している可能性が示唆された。この結果は、一定の筋力発揮を行っている間には ERD が発生するという先行研究と矛盾するが、同実験では筋力発揮量を参加者に提示し、目標値に合わせるよう指示していたことが本実験との相違であった。

このことから二つ目の実験では、目標の変化に対して姿勢や力を調節する際に ERD が発生するという仮説をもとに、参加者ごとの最大発揮力を基準とした 3 段階の運動負荷と、筋力発揮量の視覚フィードバックの有無を組み合わせた 6 条件での把持を維持する運動を行い ERD への影響を調査した。その結果、負荷は運動野ではなく体性感覚野の ERD にのみ影響を与えること、運動の維持中においては視覚フィードバックがある時に ERD が発生する傾向が見られた。この視覚フィー

ドバックを与えることで参加者は力の調節が可能となることから、手の姿勢・目標の更新が ERD の発生に関与している可能性が示唆された。しかしながら、この実験条件では、フィードバックの有無により視覚刺激も異なる。脳波は視覚刺激により影響をうけるため、この結果は刺激の違いによる影響を否定できない。

そこで三つ目の実験では、視覚刺激ではなく視覚フィードバックの提示による力の調節により ERD が発生するという仮説を基に、視覚刺激と視覚フィードバックを比較可能な 4 条件での把持の維持中における ERD を調査した。その結果、視覚フィードバックと類似した、しかし無関係な視覚刺激を与えた場合と比べ、視覚フィードバックを与えた場合に ERD が強く発生することが確認された。この傾向は、 μ 波帯 (8-13 Hz) の中でも高い周波数帯域 (11-13 Hz) にみられた。

これらの筋力発揮量が ERD に影響しないこと、力の発揮ではなく調節時に ERD が強まるという結果から、筋肉の制御信号を生成している運動指令の生成ではなく、運動の目標を定める運動計画に関する脳活動が ERD の生成に深く関係していると考えられる。この知見は、ERD による運動分類の性能向上に加え、制御する際の ERD が発生しやすい運動手法を提示することにより ERD 型 BCI システムの操作性能の向上につながると期待される。

目次

| | |
|--|-----------|
| 第1章 序論 | 1 |
| 1.1 はじめに | 1 |
| 1.2 本論文の構成 | 3 |
| 第2章 リハビリテーションとブレインコンピュータインタフェース | 4 |
| 2.1 リハビリテーションと脳機能計測 | 4 |
| 2.1.1 脳卒中と麻痺 | 4 |
| 2.1.2 リハビリテーションの現状 | 4 |
| 2.1.3 脳活動の計測を用いた脳の可塑性の促進 | 5 |
| 2.2 脳機能計測とインタフェース | 6 |
| 2.2.1 背景 | 6 |
| 2.2.2 BMI | 7 |
| 2.2.3 BCI | 7 |
| 2.2.4 運動想起 | 13 |
| 2.2.5 筋力発揮量の評価指標 | 14 |
| 第3章 運動機能を実現する脳機能解明の現状 | 16 |
| 3.1 ERD を用いた BCI の課題 | 16 |
| 3.2 BCI による複数の運動の判定 | 16 |
| 3.3 BCI の実用化にむけた研究 | 17 |
| 3.4 ERD の発生条件の調査 | 18 |
| 3.5 筋力発揮と脳活動の関係 | 19 |
| 3.6 解析手法の改善 | 21 |
| 3.7 fMRI, NIRS, MEG を用いた研究 | 22 |
| 3.8 BMI を用いた研究 | 24 |

| | | |
|--------------|--|-----------|
| 3.9 | ERD の生成機序 | 25 |
| 第 4 章 | 実験 1：運動負荷と速度が事象関連脱同期に及ぼす影響に関する研究 | 26 |
| 4.1 | 目的 | 26 |
| 4.2 | 実験内容 | 26 |
| 4.2.1 | 実験参加者 | 26 |
| 4.2.2 | 実験環境 | 26 |
| 4.2.3 | 実験方法 | 27 |
| 4.2.4 | 脳波計測 | 29 |
| 4.2.5 | 信号処理 | 30 |
| 4.3 | 結果 | 31 |
| 4.3.1 | 握力の変化 | 31 |
| 4.3.2 | ERD/S の推移 | 32 |
| 4.3.3 | 運動負荷と速度の違いによる ERD | 32 |
| 4.4 | 考察 | 33 |
| 第 5 章 | 実験 2：運動負荷と視覚フィードバックが事象関連脱同期に及ぼす影響に関する研究 | 38 |
| 5.1 | 目的 | 38 |
| 5.2 | 実験内容 | 39 |
| 5.2.1 | 実験参加者 | 39 |
| 5.2.2 | 実験環境 | 39 |
| 5.2.3 | 実験方法 | 39 |
| 5.2.4 | 信号処理 | 41 |
| 5.2.5 | 統計解析 | 44 |
| 5.3 | 結果 | 45 |
| 5.3.1 | 把持運動の検証 | 45 |
| 5.3.2 | ERSP の時間周波数マップ | 46 |
| 5.3.3 | 右手一次運動野での ERD 分析 | 47 |
| 5.3.4 | 周辺チャンネルの ERD 分析 | 48 |
| 5.4 | 考察 | 49 |

| | | |
|--------------|--|-----------|
| 第 6 章 | 実験 3：視覚刺激と視覚フィードバックが事象関連脱同期に及ぼす影響に関する研究 | 51 |
| 6.1 | 目的 | 51 |
| 6.2 | 実験内容 | 51 |
| 6.2.1 | 実験参加者 | 51 |
| 6.2.2 | 実験環境 | 51 |
| 6.2.3 | 実験方法 | 52 |
| 6.2.4 | 信号処理 | 54 |
| 6.2.5 | 統計解析 | 54 |
| 6.3 | 結果 | 55 |
| 6.3.1 | 把持運動の検証 | 55 |
| 6.3.2 | ERSP の時間周波数マップ | 56 |
| 6.3.3 | ERD の統計解析結果 | 57 |
| 6.3.4 | μ 波帯の中での周波数帯の ERD の違い | 58 |
| 6.4 | 考察 | 60 |
| 第 7 章 | 考察 | 66 |
| 7.1 | 考察 | 66 |
| 7.1.1 | 把持力と ERD の関係 | 66 |
| 7.1.2 | 視覚フィードバックと ERD の関係 | 69 |
| 7.2 | 今後の課題 | 70 |
| 第 8 章 | 結論 | 73 |

目次

| | | |
|------|--|----|
| 2.1 | 脳機能計測手法の一例（侵襲型：ECoG・DBS，非侵襲型：EEG・NIRS） | 6 |
| 2.2 | 2種類の点滅刺激を注視した際の SSVEP | 11 |
| 2.3 | P300 を用いた文字入力 | 12 |
| 2.4 | タスク時における脳波の周波数成分のパワー低下（ERD） | 13 |
| 2.5 | 運動タスク時のパワー減少（ERD）およびタスク後の上昇（ERS） | 14 |
| 3.1 | 異なる運動速度による ERD（adapted from [81]） | 18 |
| 3.2 | 実験の代表的な眼の成分（adapted from [29]） | 22 |
| 3.3 | アーチファクト成分除去前後の EEG の波形とパワースペクトル（adapted from [28]） | 23 |
| 4.1 | 実験風景 | 27 |
| 4.2 | 運動速度の3条件 | 28 |
| 4.3 | 運動負荷で用いた器具 | 28 |
| 4.4 | 各実験条件の順番 | 28 |
| 4.5 | hold 条件のタスク時の視覚提示 | 29 |
| 4.6 | 脳波を計測する乾電極 | 30 |
| 4.7 | 電極配置図 | 30 |
| 4.8 | 握力の増加率 | 32 |
| 4.9 | C3 の時系列 ERD/S | 33 |
| 4.10 | タスク中盤の ERD の比較 | 34 |
| 5.1 | 実験環境 | 40 |
| 5.2 | 電極配置図 | 41 |
| 5.3 | 実験タスク | 42 |
| 5.4 | 算出された ICA の成分の一例 | 43 |
| 5.5 | 40 %MVF で算出した際に数多く見られた成分の一例 | 44 |

| | | |
|------|--|----|
| 5.6 | %MVF の推移 | 46 |
| 5.7 | 把持の維持中におけるゼロクロス回数 | 46 |
| 5.8 | VF 条件の前半及び後半のゼロクロス回数 | 47 |
| 5.9 | 一次運動野の ERSP (C3, Cz, C4) | 48 |
| 5.10 | 周辺チャンネルの ERSP (FC3, FCz, CP3) | 50 |
| 6.1 | 実験条件 | 53 |
| 6.2 | 1 試行の実験フロー | 53 |
| 6.3 | 実験全体のフロー | 54 |
| 6.4 | 相互相関係数 | 55 |
| 6.5 | ゼロクロス回数 | 56 |
| 6.6 | 各チャンネルの ERSP | 61 |
| 6.7 | 補足運動野・右手運動前野・右手一次運動野の ERD | 62 |
| 6.8 | 足および左手一次運動野・右手体性感覚野の ERD | 63 |
| 6.9 | 右手一次運動野および周辺 3 チャンネルの複合 ERD | 64 |
| 6.10 | μ -ERD の周波数帯の違い (C3) | 64 |
| 6.11 | C3 Low/High- μ -ERD の統計結果 | 65 |
| 6.12 | C3 および周辺 3 チャンネルの複合 Low/High- μ -ERD | 65 |
| 7.1 | 感覚運動プロセス | 67 |
| 7.2 | 負荷の強さにより影響をうける感覚運動プロセス | 69 |
| 7.3 | フィードフォワード制御中の感覚運動プロセス | 71 |
| 7.4 | 視覚フィードバック制御中の感覚運動プロセス | 71 |

表 目 次

| | | |
|-----|---|----|
| 1.1 | 三つの実験の条件および要素 | 2 |
| 4.1 | C3/C4 ごとの双極導出において使用したペアチャンネルおよび周波数帯 (1/2) | 36 |
| 4.2 | C3/C4 ごとの双極導出において使用したペアチャンネルおよび周波数帯 (2/2) | 37 |
| 6.1 | 条件間の ERD 検定結果 (p 値) | 58 |
| 6.2 | C3 周辺 4 チャンネルを複合した検定結果 (p 値) | 59 |
| 6.3 | C3 および周辺 4 チャンネル複合での低/高 μ 波 ERD(p 値) | 59 |

第1章 序論

1.1 はじめに

現在の日本では高齢化が進み、総務省統計局の調べでは総人口の2割以上が65歳以上、うち1割は75歳以上となっている。高齢者は今後も増え続けると言われており、世界的にも先進国を中心として高齢化が進んでいる。これに伴い、脳卒中などの脳血管疾患の患者が増加している[43]。脳卒中による直接的な死亡率は医学の発展によって減少傾向にあるが、後遺症による麻痺に苦しむ患者が増えている。

このような麻痺患者のために、四肢を動かさなくても使用できるシステムやリハビリテーションに使えるシステムが研究されている。その一つがブレイン・コンピュータ・インタフェース (Brain Computer Interface: BCI) であり、特定の脳活動の変化を計測することでシステムを制御するインタフェースである。様々な脳活動の変化を利用したBCIが研究されているが、なかでも運動や運動想起によって発生する事象関連脱同期 (event-related desynchronization: ERD) と呼ばれる脳波特徴量を利用した研究が盛んである。ERDは運動想起によって発生するため、例えば右足を動かしたいと思うことで電動車いすを右に動かすなどの直観的な操作が可能となる。また、足を動かしたいと思ったときに外骨格型ロボットや機能的電気刺激 (FES) などで他動的に足を動かすことが可能となる。これにより、運動企図と麻痺肢の運動による感覚フィードバックが同期し、閉ループが作られることで、従来に比べて効果的なリハビリテーションになると期待されている。しかし、このERDを利用したBCIシステムの識別精度は必ずしも高くない。精度が低い場合、車いすの制御等に使用することは事故に直結するため、使用用途が限られてしまう。また、リハビリテーションシステムなどのように危険性が少ないものでも、精度が高いほど意思と実際の運動のズレが減り効果的になると考えられる。そのため、計測方法や信号解析手法の改善、ならびにERDの生成機序を調べる研究が取り組まれている。

本研究ではERDの生成機序解明として、運動時の脳内プロセスである「運動意図」「運動計画」「運動コマンドの生成」「感覚フィードバック」の流れの中で、ERDの生成に関わるプロセスの特

定を目的とした。このうち、運動計画は視覚情報を主として運動の軌道を計算し、運動コマンドでは自己受容感覚の情報を合わせて筋肉の制御信号を生成すると考えられている。継続した運動においても ERD が発生すること、フィードバックが得られない運動想起においても ERD は発生することから、運動意図や感覚フィードバックではなく運動計画と運動コマンドに注目し、この二つのプロセスを切り分ける様々な把持運動条件中の ERD の発生傾向を調査した（表 1.1）。

表 1.1: 三つの実験の条件および要素

| 実験条件 | 把持運動 | 負荷 | 視覚刺激 | 視覚フィードバック情報 | |
|------|-----------------|------|------------|-------------|----------|
| 実験 1 | Hold | 維持 | 0-15 kgf | あり | 把持のタイミング |
| | Slow, Fast | 周期運動 | 0-15 kgf | あり | 把持のタイミング |
| 実験 2 | Feed-forward | 維持 | 10-40 %MVF | なし | なし |
| | Visual Feedback | 維持 | 10-40 %MVF | あり | 把持力 |
| 実験 3 | Visual Only | なし | 30 %MVF | あり | なし |
| | Fixed Visual | 維持 | 30 %MVF | なし | なし |
| | Playback | 維持 | 30 %MVF | あり | なし |
| | Feedback | 維持 | 30 %MVF | あり | 把持力 |

MVF: 最大随意筋収縮

一つ目の実験では、軌道計算に影響する手の姿勢の変化と、制御信号に関係する筋力発揮量が ERD に影響するという仮説を基に、運動速度（維持と二種類の周期運動）と運動負荷を組み合わせた把持運動時の ERD の比較を行った。

二つ目の実験では、把持状態の維持中において ERD が減少するケースと発生し続けるケースの違いに着目し、視覚フィードバックによる姿勢や力の再計算が ERD に影響するという仮説を基に、運動負荷と視覚フィードバックの有無による ERD の影響を調査した。

三つ目の実験では、視覚フィードバックにより運動計画が更新されることが ERD の発生に最も関わっていることを明確にするため、視覚フィードバックと類似した、しかし無関係な視覚刺激を比較対象として把持運動を行った。

これらの実験より得られた ERD の発生傾向から、ERD の生成機序に関わる脳内プロセスを考察した。

1.2 本論文の構成

本論文は以下のとおり8章で構成される。第1章では、すでに本研究の背景と目的について述べた。第2章では、BCIが必要とされる背景とBCIを行う脳機能計測手法についてその計測原理や特徴を述べる。第3章では、BCI開発の現状について、関連する研究を交えながら解説する。第4章では、運動負荷と速度の異なる把持運動時のERDを調査した実験1について説明する。第5章では、運動負荷と視覚フィードバックが異なる把持運動の維持中のERDを調査した実験2について説明する。第6章では、把持運動の維持中における視覚刺激と視覚フィードバックの影響を調査した実験3について説明する。第7章では各実験結果を元に考察と今後の課題について述べる。最後に、第8章で本論文の結論をまとめる。

第2章 リハビリテーションとブレインコンピュータインタフェース

2.1 リハビリテーションと脳機能計測

2.1.1 脳卒中と麻痺

現在の日本では高齢化が進み、総務省統計局の調べでは総人口の約3割が65歳以上となっている。高齢者は今後も増え続けると言われており、世界的にも先進国を中心として高齢化が進んでいる。これに伴い、脳卒中などの脳血管疾患の患者が増加している [43]。脳卒中による直接的な死亡率は医学の発展によって減少傾向にあるが、後遺症による麻痺に苦しむ患者が増えている。脳卒中は、脳血管障害、もしくは脳血管疾患の一つであり、脳血管疾患が急激に発症したものをいう。主要な病状としては、脳の血管がつまる脳梗塞や血管が破裂する脳出血がある。どちらの症状でも発症した血管以降の脳部位に血液が供給されず壊死してしまい、最悪の場合では死に至る。日本の死亡原因の第三位でもある。また死に至らない場合でも麻痺などの後遺症が残り、日常生活に大きな影響を与える場合も多い。脳卒中を発症し脳細胞の一部が壊死すると、壊死した部位の機能が損なわれることになる。例えば右手を制御する運動野が壊死すると右手が麻痺し、言語野が壊死すると言語障害になる。しかしながら、発症後できるだけ早く治療やリハビリテーションを行うことで、症状の抑制や回復が期待できる。

2.1.2 リハビリテーションの現状

脳卒中による麻痺などの後遺症は、適切なリハビリテーションによってある程度回復することが分かっている。例として、手の麻痺の場合、発症すぐに手が動かせるなら完全回復、1ヶ月以内に動くようならば不自由なく使えるようになり、3か月以内に動くようならば補助として使える程度まで回復が望める。しかし、もともとの症状が重いと完全回復になることは滅多になく、発症から既に数か月が経過しているというようなケースでは、リハビリテーションの効果も薄くなっ

てしまう。これらの理由から、麻痺を改善することを目的としたリハビリテーションは行われな
ないことが多い。多くの病院で一般的に行われているリハビリテーションは、麻痺肢の関節の硬化
を防ぎ、杖などの補助装置や他の四肢の使用により日常生活を送れるようにすること、重症の場
合には介護をしやすくすることが主な目的となっている。

2.1.3 脳活動の計測を用いた脳の可塑性の促進

前節で述べたように、様々な要因から麻痺の回復を断念するケースが多く見られる。この問題
を解決するため、より回復効果を高め、また慢性期の患者にも効果のあるリハビリテーションの
方法が研究されている。そこで近年注目されているのが、脳の可塑性である [27]。脳の可塑性と
は、脳細胞の再生ではなく脳細胞間のシナプス結合が再構成されることによって脳内ネットワー
クが変化することである。この変化によって、壊死した部位の機能を他の部位が補うことで、麻痺
が改善されると考えられている。この変化を強めるために有効と考えられているのが、運動と感
覚フィードバックのループである。このループは、手を動かしたいと考え、実際に手が動き、そ
して動いた感覚や視覚刺激がフィードバックされることで成立する。しかし、麻痺患者では四肢
を随意的に動かすことが困難であるため、フィードバックが得られない。また他動的に四肢を動
かす場合は、フィードバックはあるものの、動かそうとする運動企図との間にずれが生じやすく、
自身の運動であるという感覚、すなわち運動主体感 (Sense of Agency: SoA) が少ないという問題
点もある。この問題に対し、脳活動を計測して機器を操作する、ブレイン・コンピュータ・イン
タフェース (Brain Computer Interface: BCI) が注目されている [18, 38]。この BCI を用いたリハ
ビリテーションシステムは、脳波の特徴量から手を動かしたいといった運動企図を検出し、それ
に同期させるように外骨格型ロボットや機能的電気刺激 (FES: Functional Electrical Stimulation)
を用いて他動的に麻痺肢を動かすといったものである [23, 22, 64, 71, 2, 5]。このシステムであれ
ば、動かそうとする意思、運動、感覚フィードバックのループが成立し、また補助者がいなくて
も使用できることから、効率的で効果的なリハビリテーションができると期待されている。実際
に、高橋らが慢性的な脳卒中患者 1 名に対して、BCI を用いて麻痺した足首に FES を与えること
でリハビリ効果が高まるか調査を行ったところ、一定周期で FES を与えただけの条件に比べ、有
意に足首角度が高くなった [72]。また、ラモスらは重度の慢性脳卒中患者を対象に、脳の活動に合
わせて駆動装置により指が動くグループと、ランダムに指が動くグループに分けて実験を行った
[59]。その結果、前者のグループでは運動機能の改善が見られたが、後者では改善が見られなかつ

た. このように, BCI を用いた神経リハビリテーションを成功させるためには, 運動意図を正確かつ確実に検出することと, 運動意図の直後にフィードバック信号を提供できるような感覚運動ループを閉じることが重要である. ただし, 機材コストや高くはない運動意図の検出精度などの問題があるため, 一般には普及しておらず研究レベルにとどまっている.

2.2 脳機能計測とインタフェース

2.2.1 背景

本研究では, 参加者の運動企図を抽出するために, 脳機能計測が重要な位置づけとなっている. 脳機能計測は, これまで主に病巣の確認や機能異常の診察として, 研究や臨床現場で用いられてきた. しかし近年では, このような単なる計測としてだけではなく, 計測で得られた信号を用いて外部機器を操作することによる意思伝達手段としての利用が進められている. このように, 脳から計測される信号をインタフェースとして用いる研究は, 大きく次の二つに分類される. 一つがブレイン・マシン・インタフェース (Brain Machine Interface: BMI) であり, 脳に直接電極を取り付けて信号を取得する侵襲型である. もう一つがブレイン・コンピュータ・インタフェース (Brain Computer Interface: BCI) であり, 頭皮上に電極を取り付けることなどを行うことで信号を取得する非侵襲型である (図 2.1). 以下にそれぞれの特徴を述べる.

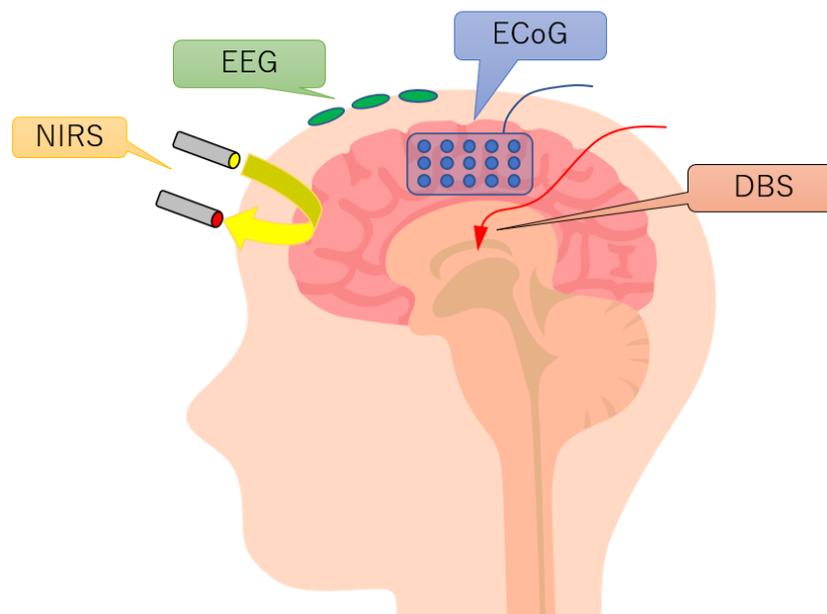


図 2.1: 脳機能計測手法の一例 (侵襲型: ECoG・DBS, 非侵襲型: EEG・NIRS)

2.2.2 BMI

BMIは頭蓋骨内に電極を直接埋め込み、直接神経細胞の活動を計測する手法である [24]。これには硬膜下など比較的安全な場所に電極を設置する方法と、脳に直接電極を埋め込む方式がある。この方式では、非侵襲型と比べて精度の高い計測が可能だが、手術に伴う負担や電極を埋め込むことによる感染症も起こりうる。主にラットや猿を対象にした動物実験が行われおり、脳活動と動作の関係を推定する研究などが行われている。日本や欧州では倫理的な観点から健常者を対象にして計測することはほとんど行われていないが、後述する脳障害の治療を受けている患者を対象とした研究はいくつか行われている。

BMIの計測にはいくつか種類があるが、代表的な計測として、皮質表面電位 (Electrocorticogram: ECoG) と、局所電場電位 (Local Field potentials: LFPs) がある。ECoGでは、硬膜下の脳に電極を貼り付けることで、主に大脳の神経細胞の活動によって発生する電気信号を検出する。初期の頃は剣山型の電極を用いていたが、脳へ与えるダメージが大きく、異物への免疫反応が出てしまい、検出精度が低下し長期利用ができないというデメリットが発生していた。近年では、慢性留置型 ECoG 電極というシート型の電極が開発され、数カ月を超える長期間の計測が可能となっている [7]。

LFPsは、目的とする脳部位に針状の電極を刺入し、その付近の神経細胞群の活動電位のことである。脳表面で計測する ECoG と比べより深い部位の測定も可能であり、脳深部である大脳基底核も計測が可能である。近年では、パーキンソン病の治療のために脳深部の特定の神経群を電気刺激する脳深部刺激療法 (Deep Brain Stimulation: DBS) が行われており、装置の電極から LFPs を計測することが可能となっている。そのため、人を対象とした LFPs の主な研究は患者が対象であり、健常者との比較ができないという問題点がある。

2.2.3 BCI

BCIは非侵襲的に脳の信号を抽出する手法である。BMIとは違い、非侵襲という大きな利点を持つため、ヒトを対象にした研究が世界各国で盛んに行われている。

計測手段

BCI研究で一般的に用いられている脳機能計測技術としては以下のような方法が挙げられる。

- 脳波 (electroencephalogram: EEG)

頭皮上に設置した電極で、脳から生じる電気神経活動を観察する手法である。1875年にイギリスの科学者であるリチャード・カートンが動物の生態脳に電気現象が見られることを報告し、1929年にドイツの精神科医であるハンス・ベルガーがヒトで検出されたことを初めて報告した。このように歴史が古いため、電極の配置を示した国際10-20法など、国際標準による計測方法が確立されている。主な利点としては、脳内の電気神経活動を計測しているため応答性が高いこと、頭皮上に電極を添付するだけなので装置が小型になり機器コストも高くないことが挙げられる。欠点としては、頭皮上から計測するため、個々の神経活動を正確に計測することは困難であること、空間分解能が低いこと、そして筋活動などがアーティファクトとして混入しやすいことが挙げられる。実際にLiaoらは右手のどの指を動かしたかをEEGとECoGのデータで分類できるか試したところ、平均精度はEEGが77.11%に対してECoGは91.28%と、精度に大きな差が見られている[40]。しかし、上述した利点から脳内の簡易検査法として現在でも盛んに研究が行われている。

脳波の計測に使用する電極には、電導性のジェルを用いて装着する湿電極と、頭皮に密着させるだけで使用できる乾電極の二種類がある。湿電極は装着ごとに全電極にジェルを注入しなくてはならないこと、計測後には頭皮を洗浄する必要があること、またジェルによって皮膚が摩耗することなどの問題点があるが、後述するように安定性が高いという利点がある。乾電極と湿電極を比較した研究では、Saabらは運動想起のタスクを用いて湿電極式のパッシブ電極とアクティブ乾電極の性能を比較している[62]。その結果、双方の電極は同程度の能力を発揮した。しかし、アクティブ乾電極は身体運動に関連したアーティファクトが多く混入する傾向にあった。また、Gugerらは後述するP300、ERD、SSVEPの3種類の脳波特徴について湿電極と乾電極の比較を行っている[19]。その結果、これらの脳波電極は、上記3種類すべての脳波特徴を検出できる周波数レンジで測定が可能であり、P300を用いたタスクでは両方とも成功率が100%を達成し、SSVEPを用いたタスクでも刺激注視開始から数秒後には100%に近い認識率となった。また、ERDを用いたタスクではエラー率が湿電極18%、乾電極15%と近い性能となった。しかし、乾電極の方はノイズが混在しやすいため、装着に注意が必要という結論に至っている。

- 脳磁図 (magnetoencephalography: MEG)

脳の電氣的活動によって生じる磁場を、超電導量子干渉計と呼ばれる非常に感度が高いデバイスを用いて計測する脳イメージング技術である。1968年にデビット・コーエンによって初めて計測された。特徴としては、電気神経活動に伴う微弱脳磁界を計測するため EEG と同様に応答性が高いことが挙げられる。加えて、頭皮や頭蓋骨の影響を受けにくいいため、空間分解能が EEG より優れている。この2つの大きなメリットから、後述する fMRI と同様に、脳機能を調査する研究に使われている [34]。しかし、脳から放出される磁場は非常に小さいため、地磁気を含めた外部の磁気に影響を受けてしまう。これを防止するために磁氣的にシールドされた専用の計測室が必要になるなど、機器コストが高くなるという問題点がある。

- 機能的磁気共鳴画像法 (functional magnetic resonance imaging: fMRI)

核磁気共鳴現象を利用して生体内部の情報を画像にする方法である。脳血流に伴う酸化の程度と神経活動には密接な関係があることが分かっており、この神経細胞の活動により脱酸化ヘモグロビンが増加する際の磁性変化をとらえることで計測する。この血中酸素濃度に依存する信号は BOLD (Blood Oxygenation Level Dependent) と呼ばれ、fMRI を用いた研究では主にこの BOLD を用いて評価を行う。fMRI は、空間分解能は高いが、脱酸化ヘモグロビンが変動するまでに数秒かかるため時間分解能は低くなっている。また MEG と同様に専用の計測室が必要になるという欠点がある。

- 近赤外分光法 (near-infrared spectroscopy: NIRS)

測定対象に数種類の波長が異なる近赤外光を照射し、吸収された度合い (吸光度) の変化によって成分を算出する方法である。脳血流中の酸化ヘモグロビンの濃度変化を計測している。利点として、装置が小型であることや、キャップをかぶるだけで計測ができる、多少動いても計測ができるという簡便さがある。欠点として、fMRI と同様に血流の濃度変化である以上時間分解能が悪く、fMRI と異なり空間分解能も悪い点が挙げられる。また、高橋らは皮膚血流に影響を受けることを示しており [73]、守口らは特に側頭付近の NIRS 信号に脳活動の成分が少ないことを示している [44]。以上のことからリアルタイム性が要求されるシステムへの使用は難しいが、まだ歴史が浅いため今後計測法が確立され高性能な NIRS が誕生することが期待されている。

BCI を開発・使用するにあたっては、装置が比較的小型かつ安価で、簡易に計測できることが

望まれる。また時間応答性が高いことも重要である。これらを考慮すると、現状でBCIに最も適しているのはEEGであると考えられる。したがって、本研究では運動企図の抽出にEEGを用いることとする。

脳波信号の特徴

脳波とは、神経細胞からなる大脳皮質の表面近くに位置する多数の樹状突起に生じたシナプス電位・後電位などの総和の電位変動である。脳波に最も影響を与えているニューロンは、大脳皮質V層の内錐体細胞であると考えられている。内錐体細胞は皮質表面に向かって垂直方向に、先端樹状突起を伸ばしている。脳波の発生は、視床から興奮または抑制入力到達し、樹状突起の限定部位にシナプス後電位が生じることに起因している。樹状突起の深層部に興奮性シナプス後電位が生じると、ニューロン内部に電流が発生し、ニューロン周囲には深層部陰性と浅層部陽性の電場が生じる。内錐体細胞は並列に配列しているため近似的に双極子が形成され、結果として大きな電場を作ることになる。

脳波の基礎律動は周波数帯で分類されており、主な律動として、 δ 波 (1-3 Hz)、 θ 波 (4-7 Hz)、 α 波 (8-13 Hz)、 β 波 (14-30 Hz) が挙げられる。これらはそれぞれ異なった生理学的意味を持つと考えられている。また、基礎律動は覚醒度や年齢、薬物、病気など様々な要因によって変化する [9, 26, 17, 60]。一般にBCIでは、基礎律動とは別の、感覚入力や運動企図に関連して特異的に発生する事象関連電位 (event-related potential: ERP) を抽出し、使用する。ERPは大きく分類すると、外部トリガを必要とする外因性脳波と、必要としない内因性脳波に分けられる。外因性脳波には、視線などの筋制御に依存するものと依存しないものに分類される。外因性脳波の依存型には視覚誘発電位 (visual evoked potentials: VEP/SSVEP)、独立型にはP300がある。内因性脳波には皮質緩電位 (slow cortical potential; SCP) や事象関連脱同期/同期 (event-related (de)-synchronization: ERD/ERS) がある。次にこれらの特徴を述べる。

- 視覚誘発電位 (visual evoked potentials: VEP / SSVEP)

視覚刺激を与えることで視覚野がある後頭葉に生じる電位である。視覚刺激方法には2種類あり、1つはフラッシュ視覚誘発電位法で、強い白色光の点滅を提示することにより電位を誘発させる方法である。もう1つがパターン視覚誘発電位法と言い、白黒の格子縞模様を反転させる図形反転刺激を用いる (図 2.2)。大脳視覚野ニューロンは網膜への均一な照射による

刺激には鈍感であり、輪郭やコントラストを有する図形による視覚刺激に対して高い感受性を持つ。そのため比較的弱い光で効果的に視覚野のニューロンを刺激できるために、パターン視覚誘発電位法が頻繁に用いられる。どちらの方式でも、後頭葉の EEG において点滅周期と同じ周波数帯の信号強度が増加する。この SSVEP は後述する ERD に比べて検出しやすく、SSVEP 型 BCI の精度は比較的高い。例として、Bakardjian らは 8 種類の周期の刺激を用いた 8 方向ロボット制御を行い、コマンド成功率 98 % という高いパフォーマンスを実現している [3].

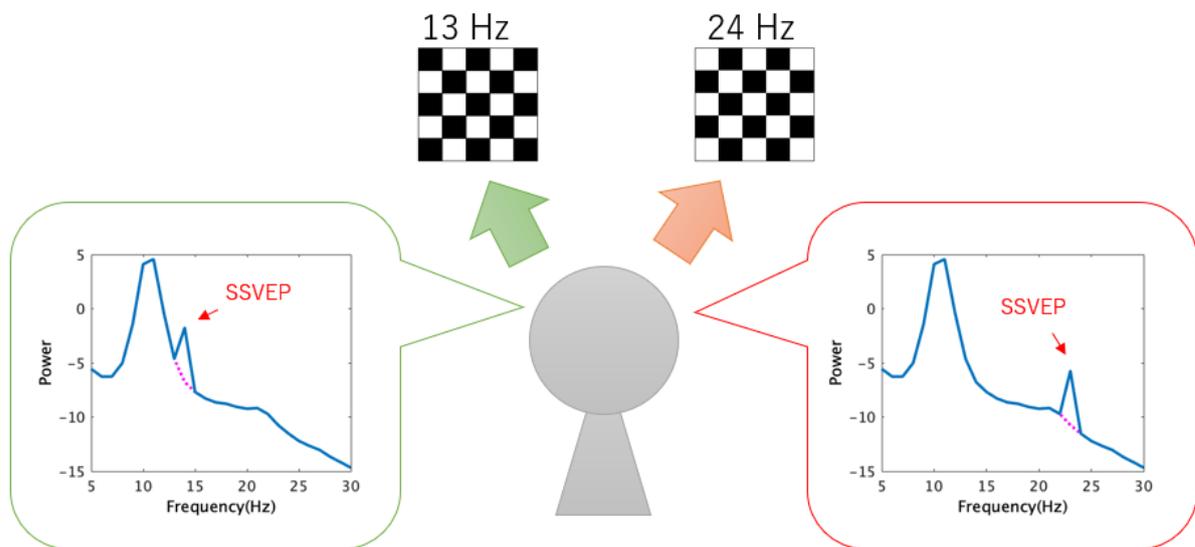


図 2.2: 2 種類の点滅刺激を注視した際の SSVEP

- P300

P300 とは互いに識別可能な 2 種類以上の感覚刺激 (聴覚, 視覚, 臭覚など) をランダムに提示し、低頻度の刺激を選択的に注意させることによって、刺激後約 300 msec で出現する電位である。刺激後 300 msec で出現する陽性 (positive) な電位であることから、この名前が付けられている。

この低頻度の刺激に反応する P300 を活用することで、P300 speller と呼ばれる入力システムが考案されている [37]。図 2.3 のように画面に文字等をグリッド上に表示し、縦一列、横一列とどんどん光らせていく。その際に使用者は入力したい文字を注視することで、その文字が光ったタイミングで P300 が発生し、そこから選択した文字を特定、結果として文字入力が可能となる。この P300 speller の原理は文字に限らないため、数十もの選択肢の中から

一つを数秒程度の時間で選ぶことができる実用性の高いものとなっている。

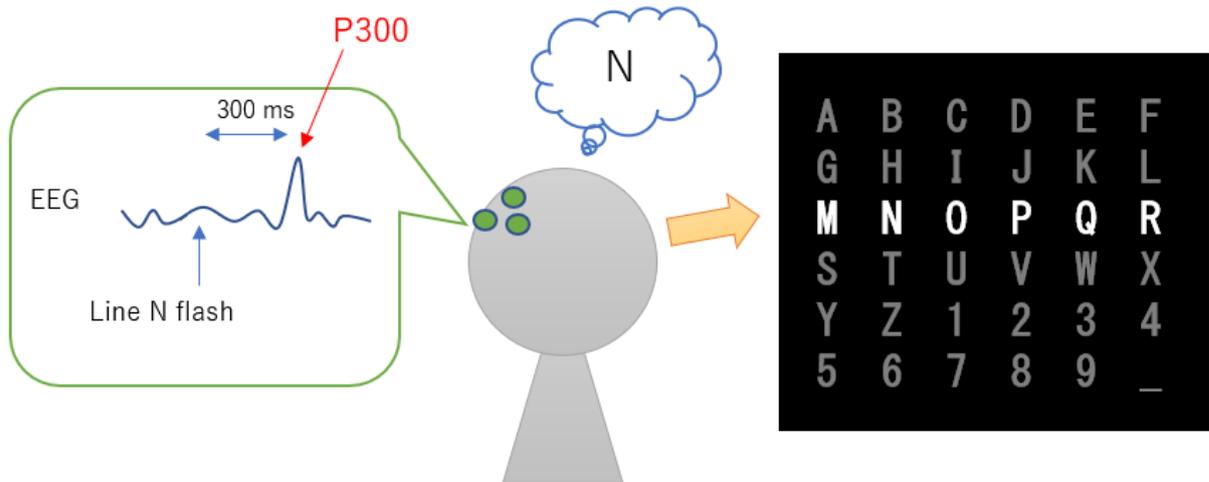


図 2.3: P300 を用いた文字入力

- 事象関連脱同期/同期 (event-related (de)-synchronization: ERD/ERS)

事象関連脱同期/同期とは、脳波のある特定の周波数帯域において、ある事象に引き続いて活動電位の低下 (ERD) や増加 (ERS) が生じる現象である [53, 54, 58, 25]. 例えば α 波帯 (8-12 Hz) において、閉眼や安静、覚醒した状態では ERS が生じ、開眼や視覚刺激、運動、暗算時には ERD が生じる (図 2.4) [14, 61]. また、運動実行後にリバウンドのように ERS が発生することも知られている (図 2.5) [46]. この現象は視床と皮質緩ループの活動によるものだと考えられている。

ERD/ERS は、運動や運動のイメージ (これを運動想起と呼ぶ) といった自発的側面を持つため、BCI の制御信号として広く使用される。ERD は運動開始時に、ERS は運動終了時に発生するため、ERD が使われることが多い。しかしながら、ERS の方が万人にとって発生しやすいため、ERS を使った BCI 研究も行われている。また、Thomas らのように、ERD と ERS を組み合わせることで識別精度を上げる研究もされている [77]. 運動やイメージに用いる身体部位によって出現する周波数帯が異なり、足の運動の場合 18-23 Hz、手の運動の場合は 9-13 Hz 程度であると言われている。しかしながら、ERD の周波数帯は、手の運動において α 波よりも弱くではあるが β 波でも確認されており [14], 覚醒度など他の要因によっても変化するため、一概に言うことはできない。

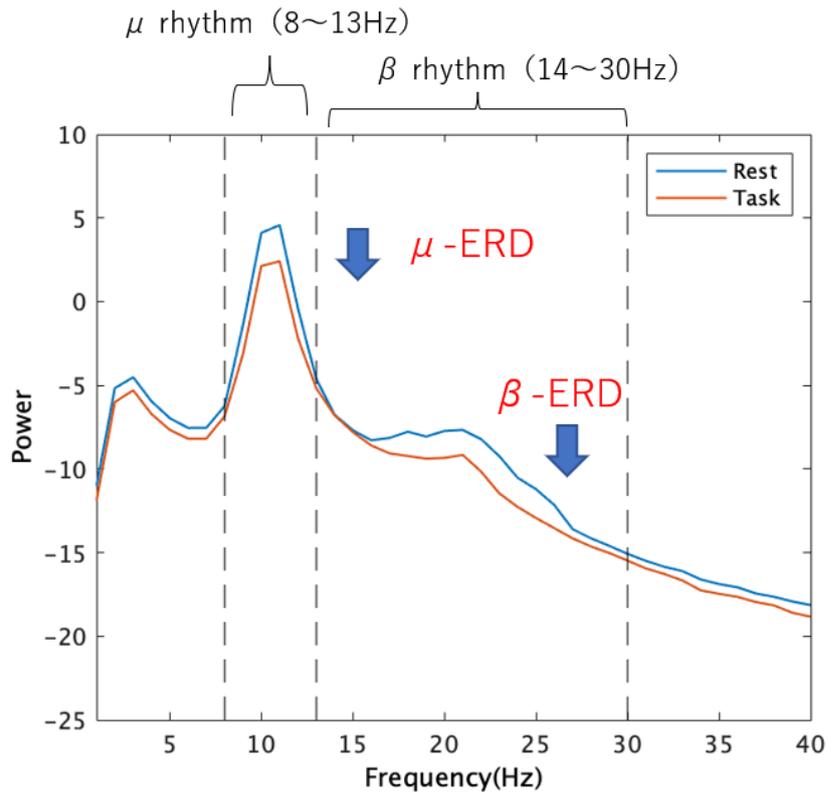


図 2.4: タスク時における脳波の周波数成分のパワー低下 (ERD)

2.2.4 運動想起

運動想起とは、実際に運動は行わずに動作を頭の中で想像することである。運動想起の方法は、視覚的な想起として身体部位が動いている光景を想像するやり方と、感覚的な想起として身体部位が動いている触覚・体性感覚を想像するやり方があると考えられる。これらの運動想起は異なる脳活動と考えられるが、具体的にどちらか、あるいは複合した想像を行うかは人によって異なり、また判定することは困難である。

この運動をイメージする運動想起においても、実運動のように ERD は発生することが知られている [69, 8, 21, 32]。運動想起による ERD の傾向として、実運動の ERD に比べ局所的かつ弱い傾向がある [41]。この運動想起を対象とした研究は多くみられるが、大きな理由としては、麻痺患者は四肢を動かさなため手が動いたという感覚フィードバックが無いが、これは健常者の運動想起においても同様のためである。一方で、麻痺患者は実際に手を動かそうとしているのに対し、健常者の場合は手を動かさないようにしながら動くイメージをしなくてはならないため、異なる運動とも考えられる。実際に Raffin らは、fMRI を用いて四肢切断部位における運動実行と運動想起時の脳活動を調査したところ、運動実行と運動想起とは異なる脳活動が見られた [57]。この結

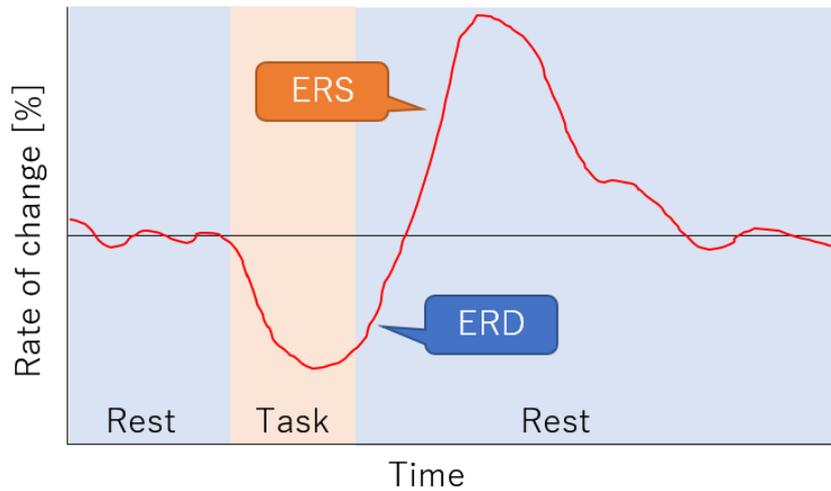


図 2.5: 運動タスク時のパワー減少 (ERD) およびタスク後の上昇 (ERS)

果は麻痺患者を対象にした実験ではないものの、動かさない四肢に対する運動という点は共通しているため、健常者の運動想起よりも実運動のほうがより麻痺患者の運動に近い脳活動になると推測される。

2.2.5 筋力発揮量の評価指標

脳機能とは異なるが、BCIの研究の際に運動の評価として筋力発揮量を用いるケースがある。目で判定可能な動きであればよいが、特に力の強さが異なる条件の場合はその発揮量を出していることを評価する必要がある。評価指標の一つとして、筋電図 (Electromyogram: EMG) が広く使われている。前節の Raffin らの実験でも運動の可否の判定に使われており [57], 参加者の筋力発揮の状態を調べることができる。EMG とは、筋活動によって生じた活動電位をとらえたものである。流れとしては、大脳の運動野から運動指令の信号が神経を通過して伝わっていき、その信号を受け取った筋繊維が収縮する際に活動電位が発生し、この活動電位が伝播して電極に届くことで EMG として計測される。収縮する筋繊維は複数あるため、EMG に記録された信号は、伝播してきた複数の活動電位が混ざり合った物である。収縮する筋繊維が多いほど活動電位が増加するため、より筋力発揮をしようとする程 EMG の振幅は大きくなる。このように、EMG は筋繊維の数に依存し 1 本の強さには影響しないため、個人の握力などに影響を受けず、筋力発揮量を標準化できるといふ強みがある。そのため、足の背屈状態を EMG によって判定する [13], 運動想起時に体を動かしていないかを判定する [81] など、用途は少なくない。EMG は最も力を発生させた最大随

意収縮 (Maximum Voluntary Contraction: MVC) のときの振幅が最大となるため、この MVC が標準化のために広く使われている [82]。この MVC を使用することにより、標準化された筋力発揮量の指標を作ることができる。使用する際には、MVC を 100 % として振幅の比率を求め、%MVC と表記する。例えば 20 %MVC などである。

EMG 以外の筋力発揮の基準としては、握力などの参加者が発揮した最大の力を基準とする MVF (Maximum Voluntary Force) を用いることもある。こちらも最大値を 100 %MVF と表現する。こちらは機器に伝わった力をそのまま指標にできるため、等尺性などの力の維持や、目的をもった運動タスクの評価に使われることが多い。

第3章 運動機能を実現する脳機能解明の現状

3.1 ERD を用いた BCI の課題

SSVEP や P300 による BCI とは異なり、ERD を用いる場合には視覚を使用する必要がないため、より広範囲な用途が期待できる。また、四肢を動かそうという運動企図に合わせて義手義足やリハビリテーション用装置を制御できる ERD は、BCI の主となる目的により適していると考えられる。一例として、ERD を利用した BCI に、Do らによる足首運動のための FES 制御がある [13]。彼らは参加者の足の運動野から利き足の背屈運動時の ERD を検出し、対側の足を FES によって動かし同期させた。これにより、下肢の脳制御を管理する BCI と足の運動を誘発する FES を統合したシステムが可能となることが示唆されている。しかし、判定は背屈の有無の 2 状態のみであり、複雑な制御は困難である。また、リハビリテーション以外にも車いすの制御などの研究もおこなわれているが、その場合、より多くの状態を分類する必要がある。

3.2 BCI による複数の運動の判定

BCI において、複数の運動の分類ができることは実用化において重要であるが、Kronegg らによれば、数種類のコマンドを制御するために複数の状態を区分すると精度が大幅に低下すると報告している [36]。Kronegg らは、指の運動や立方体の回転、音楽を思い出すなど、複数のメンタルタスクを行わせ、EEG からどのメンタルタスクを行っているかを推定した。その結果、手法にもよるが、タスク数を 1 増やすほど分類精度は 10 % 程度落ちており、実用性に欠けるという結論となった。

Liao らは、侵襲型である ECoG で可能と報告された右手のどの指を動かしたかの分類を、EEG においても可能か試みた [40]。分類は親指 vs 人差し指という 2 分類の検定を、各指の組み合わせで行った。その結果、平均精度は 77.11 % となり、EEG においても指の動きを分類することができた。しかしながら、あくまでも 2 分類での精度であり、5 分類を行った場合は大幅に精度が落ちる可能性が高い。

一方 Gwin らは、264 チャンネルの高密度な電極を用いることで、下肢の4種の動きを91%の精度で分類できた [20]。運動は、足首/膝、等尺性/等張性、屈曲/伸展、低負荷/高負荷を組み合わせた7種を行った。等張性では、低負荷は自重のみ、高負荷は重りをつけて行い、等尺性は低負荷を高負荷の25%程度になるように定めた。その結果、等尺性/等張性、膝/足首の4種の運動はそれぞれ分類ができた(補足運動野のみ:61%, 全体:91%)。特に、等尺性は運動の開始と終了時に、等張性は運動中ずっと ERD が発生する傾向が見られ、またこの傾向は運動野だけでなく脳の広い範囲に見られた。また、膝/足首、屈曲/伸展をあわせて ERD を検定すると、負荷で有意差が見られた。一方で、屈曲・伸展の動きは分類ができなかった。

3.3 BCIの実用化にむけた研究

信号解析により分類数を増やすのではなく、制御プロセスによって性能をカバーする研究も行われている。

Angevin らは、一つの運動想起タスクのみを用いて四方向移動ロボット制御を試みた [61]。彼らは前進、右旋回、左旋回、後退、待機の五種類の制御コマンドを時間的に切り替えていき、選択したい制御コマンド時に右手の運動想起を行うことでロボットを行動させる方法をとった。実験は迷路上に配置されているロボットをゴールまで制御させた。実験の結果、右手の運動想起のみで五種類の制御を行うことができたことから、この手法により ERD の応用範囲が広がると結論している。しかし、迷路の壁に衝突する回数は少なくなく、またコマンドの切り替えに時間が掛かり、ゴールまでの時間はロボット本来の性能の5倍以上かかるという問題点もみられた。

Frisoli らは、通常の BCI に視線を加えた上肢外骨格ロボットのアーキテクチャを提案した [15]。この装置は、視線で対象を選択後に運動想起を行うと、ロボットが対象に届くよう参加者の腕を動かす機能がある。参加者は健常者3名と慢性脳卒中患者4名を対象とした。運動意図は、 μ/β -ERD を用いて2つを分類する分類器を事前に作成した。その結果、健常者慢性患者共に、Rest と Movement を約9割の精度で分類でき、到達運動を行わせることができた。

以上ように制御プロセスによる多機能化はいくつか見られるものの、ON/OFF の2状態の切り替えでも1割のエラー率による弊害は大きく、機器操作インタフェースとして用いるためにはまだまだ識別精度が低いという問題がある。そのため、多チャンネル化や EEG 解析方法の改善に加えて、検出精度を上げるために ERD がどのような条件で発生するかについても基礎研究が行われている。

3.4 ERD の発生条件の調査

Yuan らは、手の運動速度の違いに対する ERD の変化について研究を行っている [81]。彼らは男女 10 人の参加者に、運動及び運動想起を右手と左手で行う計 4 パターンを 2 回ずつ行わせた。それぞれの運動につき、0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5 Hz の 7 パターンを行って実験した結果、速度と ERD 強度はほぼ線形関係を示した (図 3.1)。運動想起ではあまりみられないが、運動時には対側の運動野でも ERD が発生し、線形関係を示している。

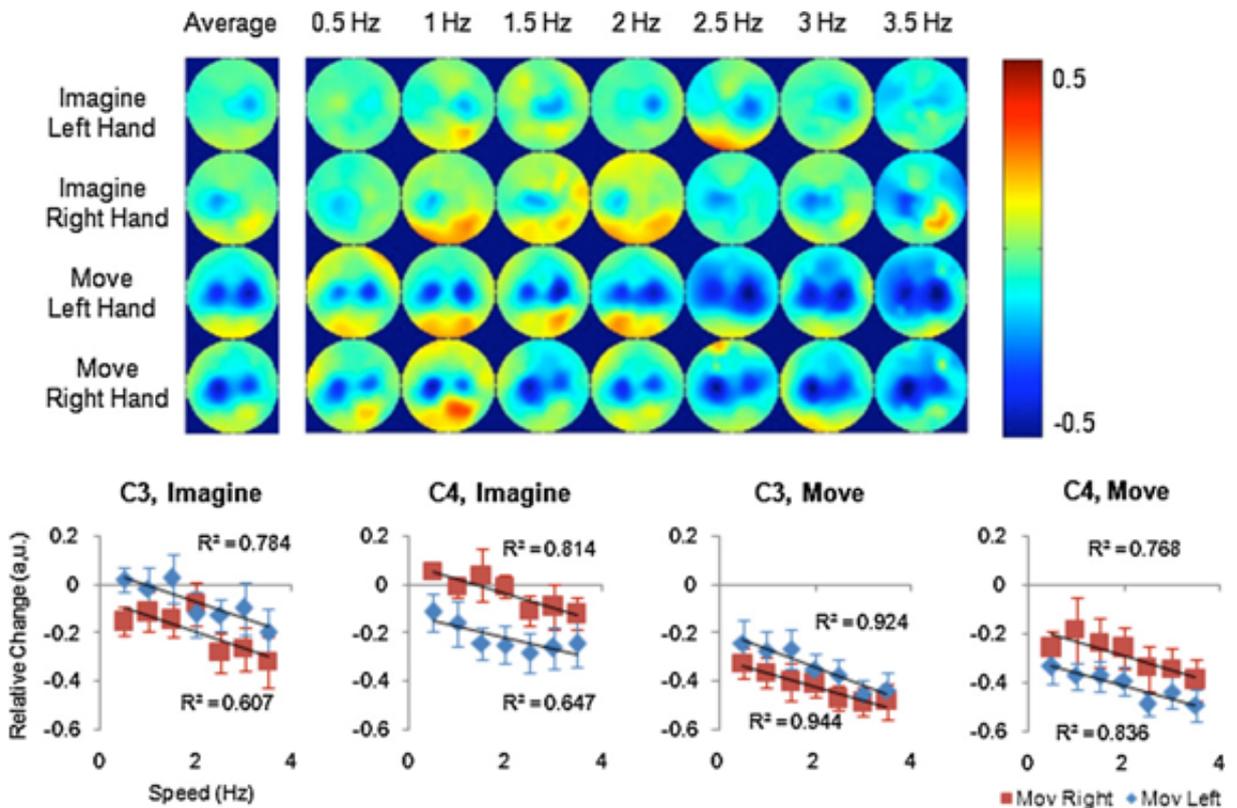


図 3.1: 異なる運動速度による ERD (adapted from [81])

Norman らは、ロボットアシストによる ERD の影響を調査した [49]。参加者は、中指と人差し指のタップ動作により音楽ゲームを行うが、この際に参加者の指を動かせるロボットが装着されている。実験条件として、人/ロボットがそれぞれ active か passive を定めており、組み合わせにより active/passive(手動)・passive/active(自動)・active/active(弱い力が加わるアシストあり)・passive/passive(タッピングを行わない)の 4 条件を行った。その結果、passive/passive 以外は運動時に ERD がみられた。Passive/active においても ERD は見られたことから、主体的な運動だけでなく、体性感覚の予想でも ERD は発生すると考えられる。一方で passive/passive では ERD/S

ともに見られなかったため、視覚や音の刺激のみでは影響しないことが確認された。

Mykland らは、片頭痛患者の発作の各フェーズにおいて、運動や感覚運動時の β ERD/S の反応が異なるかを調査した [45]。フェーズは発作時を基準として、発作前、発作時、発作後、発作間に分類した。課題は、手首の屈曲運動の運動タスクと、運動タスクに加えて屈曲時に指先に触れるボールの材質を木か金属かを判定する感覚運動タスクの 2 種類を行った。その結果、タスク間では、運動タスクよりも感覚運動タスクにおいて β ERD が有意に強い傾向が見られた。フェーズ感では、発作前は発作間に比べ β のベースパワーが増加しており、発作前は発作間と比べ β ERD が有意に増加した。以上のことから、感覚運動の皮質処理は偏頭痛の発作前の変化することが分かった。また、発作前にベータパワーが増加しているのは、感覚運動皮質の運動前の活性化が低下していると考えられる。感覚運動タスクのほうが運動タスクよりも ERD が強く見られたのは、ERD は固有受容感覚の変化を反映している可能性がある。

3.5 筋力発揮と脳活動の関係

Wang らは、手の把持運動において、運動想起から筋力発揮量の違いをリアルタイムに分類できるか調査した [79]。分類対象は、Relax, Low(10 %MVC), High(30 %MVC) の 3 条件とした。実験の結果、最終的な分類成功率は 70.9 % (基本成功率 33.3 %) であり、筋力発揮の強さによる分類が可能であった。また、実験が進むほど成功率が上がっており、フィードバックを与えることで皮質電位に影響を与えられると考えられる。一方で、 μ -ERD は Low と High で有意な差が見られず、 β -ERD は Relax と Low に有意な差が見られなかったため、周波数帯域は脳機能上の差があると推測される。

Kristeva らは、定常状態の運動パフォーマンスと EEG-EMG コヒーレンスの相関関係を調査した [35]。実験中、参加者の右手人差し指に 15 秒間 4 %MVC の負荷をかけ、参加者は指の位置を維持するよう指示された。その結果、上手く維持できたタスクはそうでないタスクに比べ、 $\alpha \cdot \beta$ 帯のコヒーレンス・スペクトルパワー (SP) が有意に高くなった。また、 β の SP が高いタスクは、コヒーレンスも有意に高い傾向が見られた。これらのことから、 $\alpha \cdot \beta$ の SP を反映した皮質運動活動はパフォーマンスに相関すること、 β 帯のコヒーレンスと SP は独立する事象ではないこと、高い運動注意を行うタスクは β 帯皮質活動を高め、脊髄運動ニューロンを効果的に動かし、パフォーマンスを向上させる可能性が示唆された。

Chakarov らは、Kristeva の実験を元に、筋力発揮量が異なる等尺性の運動における、 $\beta \cdot \gamma$ 帯

の EEG-EMG とのコヒーレンスを調査した [6]. 参加者は指にマニピュランダムをつけ、指にかかる力に対し指の位置を一定に保つようなタスクを行う。このとき、指には 8, 16, 24 %MVC の 3 種類の負荷をかける。また、負荷は一定ではなく、4 %MVC の振れ幅のあるサイン波を用いている。実験の結果、15-45 Hz にて負荷の違いによるコヒーレンスの有意な差が見られたが (特に運動野の C3, C1)。 γ 帯ではその傾向は見られなかった。一方で、SP の有意差は見られなかった。

Tatti らは、インパルス力の運動計画の違いが β ERD/S および変調度 (ERD/S の差) に影響するかを調査した [76]. 運動の内容は、運動距離 3 種類 \times 8 方向にランダムに表示されるターゲットに対してリーチングタスクを行った。その結果、運動は運動開始時間、ピーク速度は 3 距離で有意に異なっていたが、 β ERD/S、変調度、ERD/S ピーク時間は距離による有意差は見られなかった。そのため、 β ERD/S は力の影響を受けない可能性が示唆された。

Leocani らは、多発性硬化症 (MS: Multiple Sclerosis) に生じる疲労感の強さが、運動時の EEG に与える影響を調査した [39]. 参加者は、健常者と、運動障害の無い MS 患者を疲労重症度から非疲労 MS と疲労 MS に分けた、3 つのグループで比較した。運動は、右手の親指の伸展を、自己ペース (7-10 秒に 1 回) で行った。比較した EEG は、運動開始直前の ERD と運動後の ERS とした。その結果、疲労 MS は他 2 グループと比べ有意にパワーが低くなった (ERD が大きく、ERS は小さい)。また、ERD と ERS は疲労度の強さに相関傾向が見られたことから、MS の疲労は皮質の運動系の機能障害に関連する可能性が示唆された。Leocani らの実験の疲労は病気由来のものであるが、一般的な疲労と関連するのであれば、疲労により ERD/S は変化するため、特に負荷のある実験は順番に影響を受ける可能性が高いと考えられる。

Kristeva らの実験及び Chakarov らの実験では、運動中の SP 同士の比較であり、Rest 時との変動をみる ERD の評価は行っていないが、SP が低いということはパワーの減少を示す ERD が強いと考えられる。そのため、上手く運動ができていないタスク時に ERD が発生していると推測すると、力を合わせようと調節しているときほど ERD が強くなる可能性がある。また、力の強さでベータ帯のパワースペクトルの強さが変わらないことから、力は β -ERD に影響しないと考えられる。これは Tatti らの結果と同様である。一方で Wang らは運動想起において筋力発揮量の違いを検出できたと報告し、3.2 章での Gwin らの実験では足の実運動において負荷による ERD の差が見られている。

3.6 解析手法の改善

EEG には脳と電極との間に頭蓋骨や皮膚があるため、非侵襲の ECoG などと比べてノイズが混入しやすく、BCI の分類精度の低下など影響がある。そのため、ノイズの多いタスクを除外するなどの基本的な処理以外にも、解析精度を上げるための手法がいくつか提案されている。

主に実験後のオフライン解析において、広く使われている手法の一つに独立成分分析 (Independent Component Analysis: ICA) を用いたアーティファクト除去がある [1, 29, 28]。この手法の流れとしては、多数のチャンネルから計測した EEG に ICA をかけ、独立成分を算出する。その成分の波形や各チャンネルへの活動量の分布 (頭皮マップ) などから、体動によるアーティファクトといった EEG ではないと判断した成分を除外する。残った成分から逆関数を用いて各チャンネルの EEG 信号に復元することで、アーティファクトを除去した綺麗な EEG を解析に用いることができる。しかしながら、どの成分が EEG かの判定は難しく、望んだ実験結果になるよう成分を恣意的に選ぶということもできてしまうため、判断基準を決める必要がある。一例として、Jung らは目の動きである眼電位の成分を EEG から除外する方法を提案している [29]。参加者は、画面上の指示された箇所には円が表示された際にボタンを押す視覚的選択注意課題を行った。実験中、目の周りの 2 箇所から計測した眼電位の強さから、EEG の汚染度を 3 段階に分類し、ICA による成分除去の影響を調査した。その結果、成分除去前は円の表示位置により EEG の ERP が異なる結果となっていたが、図 3.2A の瞬きや図 3.2B の目の横の運動と思われる成分を除去後、ほぼ同一の結果となった。また、汚染度による比較結果も、成分除去後には類似した傾向が見られたことから、瞬きと眼球運動のアーティファクトを頭皮マップから判定することができると考えられる。目以外にも、体動や EMG による成分は大きなアーティファクトであり、外側に集中するような典型的な分布となっている。また、図 3.3 の右図で示すように、体動・EMG のアーチファクトを除去する前 (実線) と後 (点線) では、パワースペクトルが大きく変化している。除去前は成分の強さが全周波数帯で一定傾向であるのにたいして、除去後は典型的な EEG のパワースペクトル (10 Hz 付近が強く、高周波になるほど小さくなる) となっている。これは EMG・体動によるパワーは、周波数帯で成分の強さは大きく変わらない、むしろ EEG との差分から高周波成分が強い傾向があるといえる。

オンラインでの分類精度を上げる手法も提案されている。Szczuko らは、ラフ集合ベースの EEG 解析を行い、アーティファクトの除去といった複雑な前処理をなくし、シンプルな運動の分類と必要なパラメータの選択方法を提案した [70]。この手法では、EEG から下記を組み合わせた 615

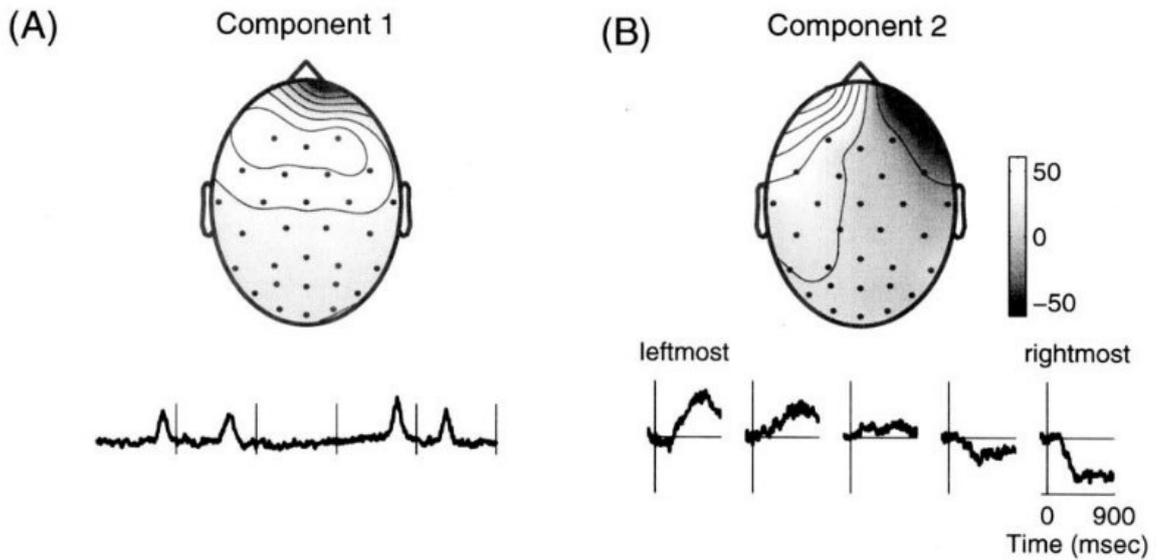


図 3.2: 実験の代表的な眼の成分 (adapted from [29])

の特徴量を算出し、いくつかの運動の分類を試みた。特徴量は、「チャンネル、周波数帯域、信号の平方和／平均／分散／最小／最大値、チャンネル間の差」を組み合わせて算出している。分類する運動は、「A：レスト／右手／左手の開閉、B：Aの運動想起、C：レスト／手の開閉／両足の動き、D：Cの運動想起」の4セットあり、セットごとに3条件に分類を試みた。その結果、特徴量の組み合わせによる精度は、全て (615)>>C3,C4 関連 (120)> 上位 50 となった。分類は、3条件の分類と、レストか運動、左か右、手か足の2条件の分類を試みており、3条件の分類は6割程度と低精度にとどまったが、レストか運動かであれば実運動で 0.87、運動想起 0.88 と悪くない精度となった。一方で、分類に有用なパラメータ自体は人によってバラバラであり、全体の分類精度の貢献度の上位 50 についても、一人の参加者にマッチするのは 3-5 % の数しか一致しなかった。

3.7 fMRI, NIRS, MEG を用いた研究

脳機能の解明を目的とした研究では、EEG 以外の計測手法も使われている。EEG は神経活動により発生する電気信号を計測するものであるが、その神経活動により血流量の増減や磁気が発生するため、関連性がある可能性が高い。特に fMRI や MEG は空間分解能が高く脳部位の活動を細かく検出できるため、EEG の関連性の判明により、EEG の機能的役割の解明がより進むと推測される。以下にいくつかの先研究を記載する。

Parkes らは、EEG の運動後ベータリバウンド (β -ERS) と fMRI の BOLD(酸素濃度依存信号)

(B)

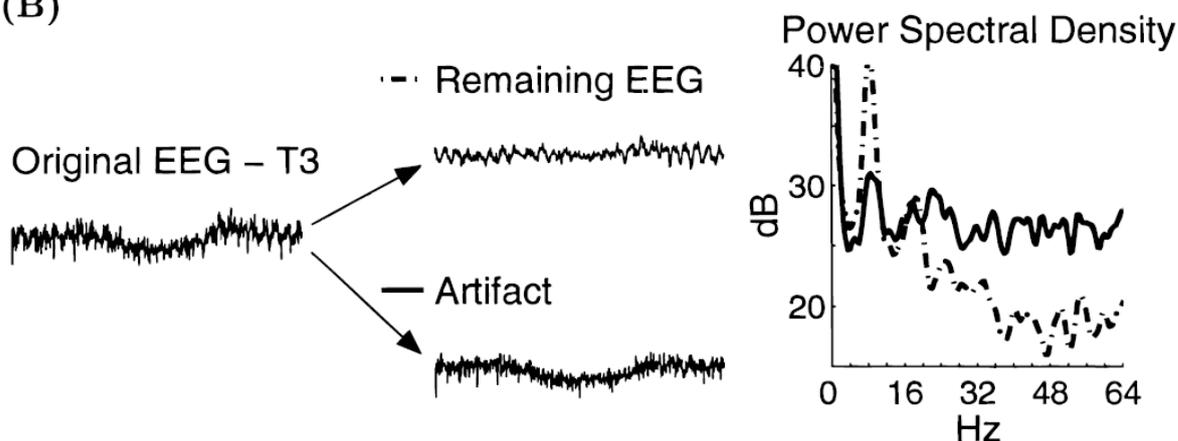


図 3.3: アーチファクト成分除去前後の EEG の波形とパワースペクトル (adapted from [28])

の関係を調査した [52]. 実験は, EEG と fMRI の同時計測と, EEG のみ計測の 2 ケースを行い, 計測毎に, 右手人差し指の伸展を異なる速度条件で実施した. 速度は 1, 2 Hz と 1 回のみの 3 種類を行った. EEG は fMRI の同時計測ではノイズが大きいが, 単独と傾向は似ていたため, fMRI との比較は単独の EEG で行っている. また, EEG は信号源推定を用いて, 活動脳部位を算出している. その結果, EEG の ERS と fMRI の BOLD はどちらも右手の運動皮質・体性感覚皮質の近い領域で見られ, また信号の変化も相関傾向がみられた.

Wang らは, FES を用いた運動想起型 (MI) の BCI-FES トレーニング時の EEG と NIRS の反応を調査した [80]. 参加者は健常者で, 対象は右手の把持運動とした. 運動は, FES により勝手に右手が動く FES 条件, 運動想起を行う MI 条件, 運動想起時にランダムで FES が作動する MI-FES 条件, 運動想起を分類器で検出した際に FES が作動する MI-BCI-FES 条件の 4 条件を行った. その結果, MI-BCI-FES が特に ERD が強く発生した. また, NIRS 信号のピーク振幅および積分面積と, EEG の $\alpha \cdot \beta$ -ERD の強さに相関が見られた. このことから, MI-BCI と FES の組み合わせが, より大きな皮質活性化を生じさせる可能性が示唆され, 運動リハビリの評価方法に使える可能性が見られた.

しかしながら, Wang らの実験では, MI-FES に比べ MI-BCI-FES の ERD の平均値は高いものの, 有意な差は見られていない. ただ, FES の動作はランダムではあるが, MI を実施しているタスク中に限定されていることから, 参加者の主体としては MI-FES は BCI があるときと大差がない可能性はある.

小野らは, ERD-BCI を用いて脳卒中患者の麻痺した指の運動のトレーニングを行い, 加えて

BOLD を調査した [51]. 参加者は一ヶ月間、毎日 1 時間の BCI トレーニングを実施した. 内容は、麻痺した指を動かそうと試みてもらい、ERD が観測できたら視覚アラート (画面上の手が動く) もしくは運動駆動装置 (麻痺した指が曲がる) が動作した. 参加者は 9 人で、それぞれ視覚アラート 4 人、運動駆動装置 5 人に分かれて実験を行った. その結果、損傷した脳半球で検出する ERD が全参加者で増加し、両半球で BOLD の活性領域の拡大が見られた. また、ERD と BOLD の強さに相関が見られた. 一方で、指の動きを評価する臨床評価スケールや、指の EMG の改善は見られなかった. 身体的な改善は見られなかったが、運動野の BOLD の活性化は他の研究で見られた軽度の麻痺患者の回復中パターンと類似しているため、ERD-BCI は機能回復に役立つ可能性が示唆された.

Fry らは、MEG の等尺性の手首屈曲中の運動関連ベータ減少 (β -ERD) と運動後ベータリバウンド (β -ERS) を調査した [16]. 参加者には動力計を手首の力で引っ張ってもらい、視覚フィードバックを用いて目標の力を発揮してもらった. 力は、5, 15, 35, 60 %MVF で 3 秒間の維持と、線形で力を 65 %MVF まで増加させるがその時間幅を変えた 3 種類の力発達率 (Rate of Force Development: RFD) を条件とした. β -ERD は %MVF や RFD で有意な変化は見られなかった. β -ERS は、%MVF で有意に増加し、RFD では発生期間が短くなり、かつ瞬間値が高くなった.

3.8 BMI を用いた研究

BMI は侵襲型のため主な対象は患者であり健常者との比較ができないことや、治療を目的としているため計測部位が参加者ごとに異なるなどの問題点がある. しかしながら、脳部位に直接電極が触れていることから、より正確に脳機能を計測できている可能性が高い. また、神経の電気信号を計測しているため信号の種類としては EEG と同様であり、EEG の高精度版として参考になりうる. 以下に、いくつかの研究を示す.

Tinkhauser らは、DBS を埋め込んであるパーキンソン病患者の上肢と下肢の自発的運動において、視床下核での β/γ 帯の ERD/S を調査し、周波数帯の機能的関係を調査した [78]. その結果、下肢運動時の高 β 帯の ERD が有意に強く、上肢下肢の運動は視床下核において部位だけでなく周波数領域においても役割が異なることが判明した.

Tan らは、パーキンソン病患者の把持力を視床下核で計測した LFPs から判別できるか調査した [75]. 実験中、11 レベルで分けた把持力から、参加者はやりたいレベルを選んでその把持力を 3 秒間維持してもらった. 結果としては、 γ 帯と β 帯で有意な変化が見られた. また、把持力の予

測モデルを $\alpha \cdot \beta \cdot \gamma$ 帯の組み合わせで作成して比較したところ、 α を加えない $\beta \cdot \gamma$ のモデルが最も高精度となった。一方で、 β 単独での精度は高いとはいえないことや、半数の参加者では力の予測ができなかった。ただ、力の予測については、電極の位置が参加者によって異なるため、電極位置の問題であると推察された。

Pistohl らは、ECoG を用いて把握運動の分類が可能かを調査した [56]。参加者は難治性てんかん患者 3 人を対象とした。実験はコップを異なる条件で移動させることを繰り返すもので、条件は、重さを変えた 2 種類のコップ、取っ手か全体を掴むかの 2 種類の把握運動とした。また、コップの置き場は 4 つあり、参加者はコップを残り 3 つの位置へ好きな場所へ移動させた。判定は ECoG 信号を周波数帯に分類し、その組み合わせで分類器を作成した。その結果、分類精度は、把握運動の 2 種類では 8, 9 割と高く、重さの 2 種類は 7 割程度と低いものの、判定は可能であった。また周波数帯域の組み合わせによる精度としては、14-46 Hz の信号は単独で特に低く、5 Hz 以下の信号が最も精度に貢献していた。

3.9 ERD の生成機序

これまで紹介したように ERD が発生する傾向を調べることで、この ERD の生成がどのような神経プロセスで行われているかを明らかにすることができれば、ERD の知見が大幅に深まると予想される。その解明に向けて、人の運動時の脳内ではどのようなプロセスが行われているかを考えてみる。人が運動を行う際の脳内プロセスはいくつかモデルがあるが、主に「運動意図」「運動計画」「運動コマンドの生成」「感覚フィードバック」の流れで行われていると考えられている [12, 33, 66, 67]。まず手を動かしたいという「運動意図」から始まり、手の目標軌道を計算する「運動計画」、実行するために筋肉の制御信号を生成する「運動コマンドの生成」、生成された信号が神経を伝わり筋肉が動き、動いた結果が触覚や視覚などの情報が「感覚フィードバック」として戻ってくる。この一連の流れの中で、ERD はどのフェーズで生成されるのかは明らかになっていない。

そこで本研究では、把持運動の運動方法の違いによる ERD の発現傾向の変化を調べることで、この脳内プロセスのうちどれが ERD 生成に関わっているかを調査した。

第4章 実験1：運動負荷と速度が事象関連脱同期に及ぼす影響に関する研究

4.1 目的

本研究の最終的な目的は、ERDの生成機序解明に向けてERDの発生条件を特定することである。まず、前章で述べたように、運動速度を増加させるほどERDが強くなることや、筋力発揮量により脳深部の信号や脳の血流量が変わることなどが示されている。この速度によるERDの増加が手の姿勢の変化量によるものならば、手を動かさない等尺性の運動ではERDが発現しないと考えられる。一方、速度を速めるための筋繊維の動員数（筋力発揮量）によるものであれば、等尺性の運動でもERDは発生し、fMRI信号と同様に発揮量に応じて強くなると推測される。

そこで一つ目の実験では、手の姿勢の変化がERDを生成するのか、筋力発揮量もERDに影響するのかを検証するため、運動負荷と運動速度を変えた手の反復把持運動を行った [47]。

4.2 実験内容

4.2.1 実験参加者

19-23歳の健康な若者11名（平均年齢21.1歳）が以下の実験に参加した。全員が右利きで、神経系の疾患の記録はなかった。実験参加者の募集および実験手順については、東京農工大学の倫理委員会の承認を得た。参加者全員に実験の目的と手順を説明し、監督下で一連の実験に参加する前に書面によるインフォームド・コンセントを得た。

4.2.2 実験環境

実験中、参加者は図4.1に示すように、電極付きの脳波キャップをかぶり、ゆったりとしたハイバックチェアに座り、右腕をアームレストに置いて、上肢の筋肉群が重力に逆らってリラックス

するようにした。目の前には液晶モニターが設置されており、ディスプレイに表示された視覚的な手がかりを見ることができる。



図 4.1: 実験風景

4.2.3 実験方法

手の把持動作における運動学的・力学的変化が、結果として得られる ERD 強度にどのように影響するかを調べるために実験を行った。実験では、3 種類の運動速度と 4 種類の運動負荷を組み合わせた 12 種類で、右手を開閉する動作を繰り返してもらった。運動速度は把持状態の 4 秒間の維持 (Hold)、1/3 Hz の把持運動 (Slow)、1 Hz の把持運動 (Fast) の把持動作を行った (図 4.2)。運動負荷は、何も持たない無負荷、2, 3 kg 程度で潰れるスポンジ、10 kg のハンドグリップ、15 kg のハンドグリップを用いた (図 4.3)。ハンドグリップは、それぞれ AUSSIE 製クリアカバーハンドグリップの 5F-4175 と 5F-4174 である。

実験は全部で運動条件の組み合わせである 12 セッションを行った。実験は、疲労の影響を最小限にするため、負荷 0 kgf かつ速度 Hold 条件から始め、Slow, Fast の順に速度条件を変えた。その後、負荷条件を 1 ランク重くしてまた速度条件を Hold から始めた。全参加者共通して同じ順序で行った (図 4.4)。

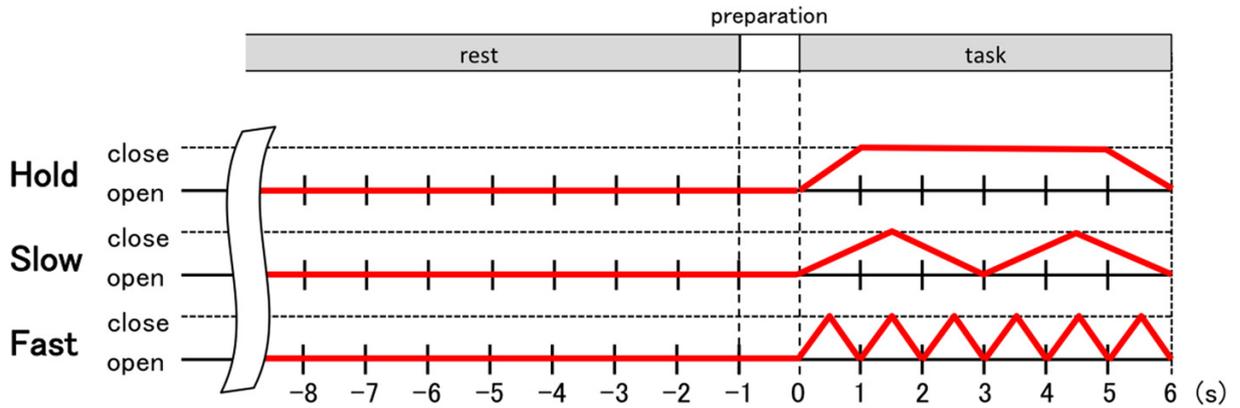


図 4.2: 運動速度の3条件



図 4.3: 運動負荷で用いた器具

| Speed \ Power | Free | Sponge | 10 kg | 15 kg |
|---------------|-----------|-----------|-----------|------------|
| hold | Session 1 | Session 4 | Session 7 | Session 10 |
| slow (1/3 Hz) | Session 2 | Session 5 | Session 8 | Session 11 |
| fast (1 Hz) | Session 3 | Session 6 | Session 9 | Session 12 |

図 4.4: 各実験条件の順番

各実験条件において、参加者は20回の試行を連続して行った。1試行は、図4.2に示すように、レスト期間、準備期間、タスク時間で構成された。レスト期間は、予期応答を避けるため、8-10秒のランダムな時間を設定した。レスト期間の後には、準備期間（1秒間）に入ることを知らせる視覚的な手がかり（色のついた円）がLCDモニターに表示された（4.5）。タスク期間の6秒間、この円は上下方向に動くことで、手を閉じる／開くタイミングを参加者に視覚的な手がかりを提示しており、参加者はこの円の上下移動に合わせて把持運動を行うよう指示された。なお、Hold

条件では、参加者は手を握り続ける必要があった（4 秒間）。

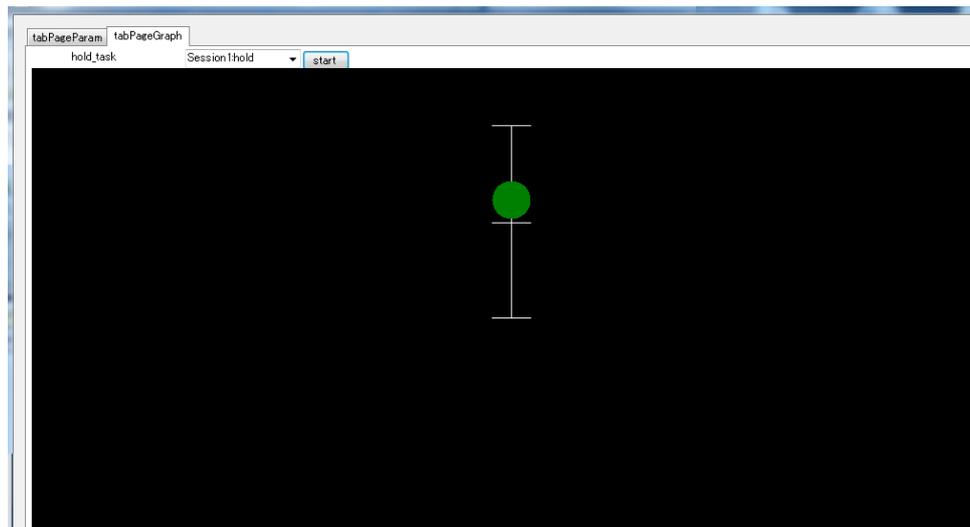


図 4.5: hold 条件のタスク時の視覚提示

4.2.4 脳波計測

一次運動野の振動活動に注目するために、国際 10-20 法の C3（左半球の右手一次運動野）と C4（右半球の左手一次運動野）の周囲に設置した 8 つのアクティブな乾式電極（g.SAHARA electrode, g.tec, Vienna, Austria）から脳波信号を記録した（図 4.6）。これらの領域は、1) 主に対側の手の動き／イメージを反映し、2) 実際の手の動きの場合には両側で活性化することがよく知られている [81]。8 個の電極の構成を図 4.7 に示す。C3 を中心とした十字型に 5 つの電極を配置し、C4 を中心とした線上に 3 つの電極を配置し、その他の 2 つの電極は前後に配置した。それぞれの電極間の距離は 35mm とした。基準電極と接地電極は、それぞれ A1 と A2（すなわち、左右の乳様突起部）に配置した。

脳波信号は 512 Hz でサンプリングし、電極ボックス（g.SAHARAbox, g.tec）で前置増幅した後、デジタルマルチテレメータシステム（WEB5000, NIHON KOHDEN, 東京）を用いて増幅した。脳波データは、増幅器で 0.3-100 Hz のバンドパスをかけた。アナログ信号は AD 変換ボード（LPC-321416, Interface, Japan）によってデジタルデータに変換され、パーソナルコンピュータ（Windows 7, Core i5-760, 2.8 GHz）に保存された。



図 4.6: 脳波を計測する乾電極

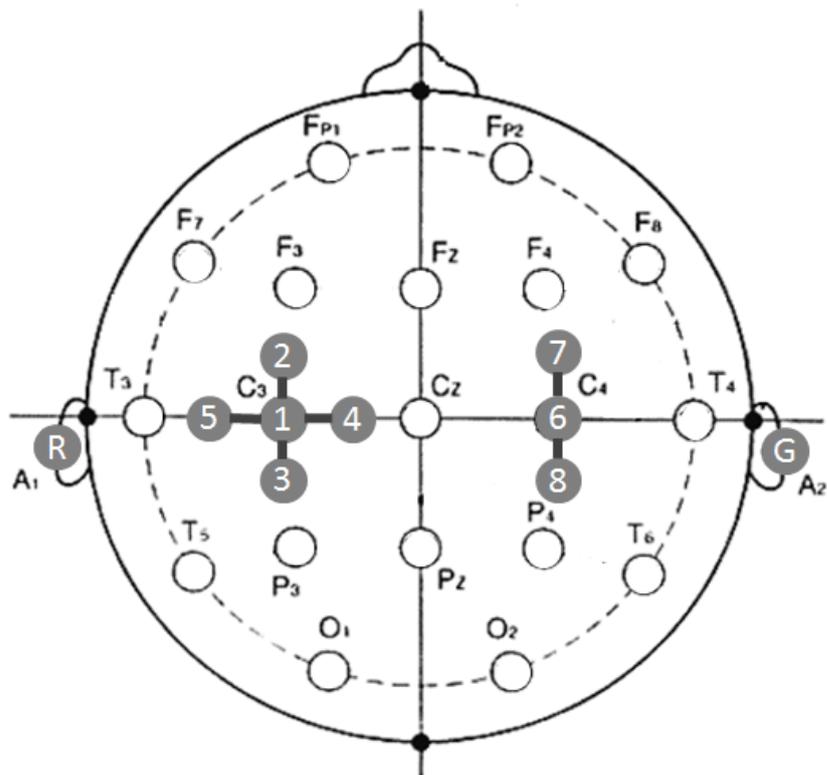


図 4.7: 電極配置図

4.2.5 信号処理

オフライン解析では、C3（チャンネル1）と周辺の電極（チャンネル2-5）との間の双極導出によって EEG データが再処理され、Ch1-2、Ch1-3、Ch1-4、Ch1-5 のデータに変換した。同様に、C4（チャンネル6）に関して双極導出による信号を Ch6-7 と Ch6-8 と識別した（図 4.7）。

ERD を時間の関数として計算するために、1 秒の時間窓（512 サンプル）を用いて短時間フーリエ変換（STFT）を行い、時間窓を 1 / 16 秒ずつずらして、時間窓ごとの瞬時的なパワースペクトル（ P_n ）を得た。ERD は、ベースライン期間（休息期間）に対する特定の周波数帯のパワー減少の割合として定義した。瞬時のパワースペクトル（ P_n ）を用いて、相対パワー（RP）を算出した。

$$P_{rest} = \frac{1}{|T_{rest}|} \sum_{n \in T_{rest}} P_n \quad (4.1)$$

$$P_{task} = \frac{1}{|T_{task}|} \sum_{n \in T_{task}} P_n \quad (4.2)$$

$$RP(n) = \frac{P_n - P_{rest}}{P_{rest}} \times 100 \quad (4.3)$$

$$RP = \frac{P_{task} - P_{rest}}{P_{rest}} \times 100 \quad (4.4)$$

ここで、 P_{rest} と P_{task} は、それぞれレスト期間（ T_{rest} ）とタスク期間（ T_{task} ）の平均パワースペクトルである。RP は、一人の参加者の中での試行の平均値とした。顕著な μ と β -ERD を個別に取得するために、実験条件ごとに、最も顕著な周波数ビン（3 Hz のバンド幅）と派生チャンネル（C3 と C4 の両方）を評価した。顕著な μ と β -ERD を探索する周波数範囲は、それぞれ 8-13 Hz, 14-30 Hz とした。

4.3 結果

4.3.1 握力の変化

初めに、実験による疲労度を調べるため、グラフ 7-1 に参加者ごとの握力の増加率を示す。横軸が実験前の握力、縦軸が握力の増加率である。増加率は、実験前の握力を G_1 、実験後の握力を G_2 として以下の式で求めた。

$$IncreasingRate = \frac{G_2 - G_1}{G_1} \times 100 \quad (4.5)$$

その結果、握力が弱い参加者は減少する傾向がみられたが、逆に握力が増加した参加者もいた（図 4.8）。実験前後の握力変化について対応のある t 検定を行った結果、片側の p 値が 0.058 となった。これより、参加者全体について実験前後の握力に有意な変動はないといえる。

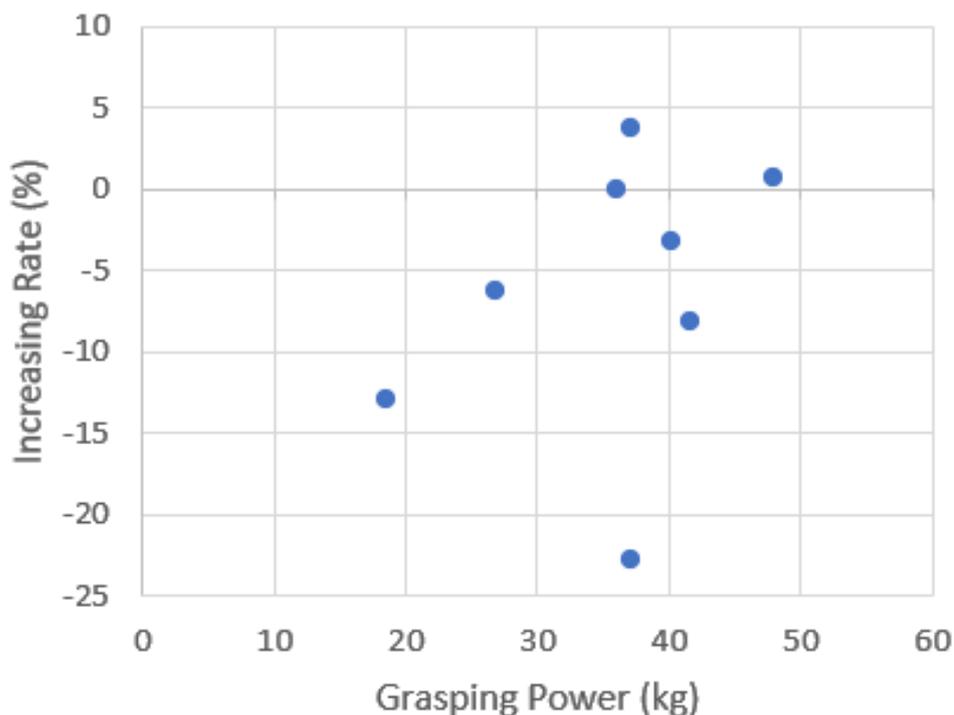


図 4.8: 握力の増加率

4.3.2 ERD/S の推移

図 4.9 は、典型的な参加者（参加者 G）の C3 の相対パワーの変化率（ $RP(n)$ ）の時間経過を、速度と把持荷重の条件ごとに示したものである。この図では、視覚的手がかりの開始直後（横方向の時間スケールで-1 秒）に、顕著な μ -ERD（8-13 Hz）とやや弱い β -ERD（14-30 Hz）が観察される。

さらに、Hold 条件では、運動負荷（等尺性収縮）の条件にかかわらず、手を閉じた直後に μ -ERS が発生した。この傾向は、他の参加者にも共通して見られた。

4.3.3 運動負荷と速度の違いによる ERD

表 4.10 は、全参加者（ $n=11$ ）の C3 / C4 および μ / β の周波数帯における相対パワー（RP）の平均値と標準誤差を、把持速度と荷重が異なる条件で示したものである。統計評価に用いた参加者ごとの双極性チャンネル（C3 / C4）と周波数帯域（ μ / β バンド）を表 4.1, 4.2 に示す。

各半球（C3 / C4）および周波数帯（ μ / β ）について、 3×4 反復測定 ANOVA（速度 \times 運動負荷）を適用した。C3 の μ -ERD/S の場合、把持速度に有意な主効果（ $F(2, 120) = 11.214, p < 0.001$ ）が

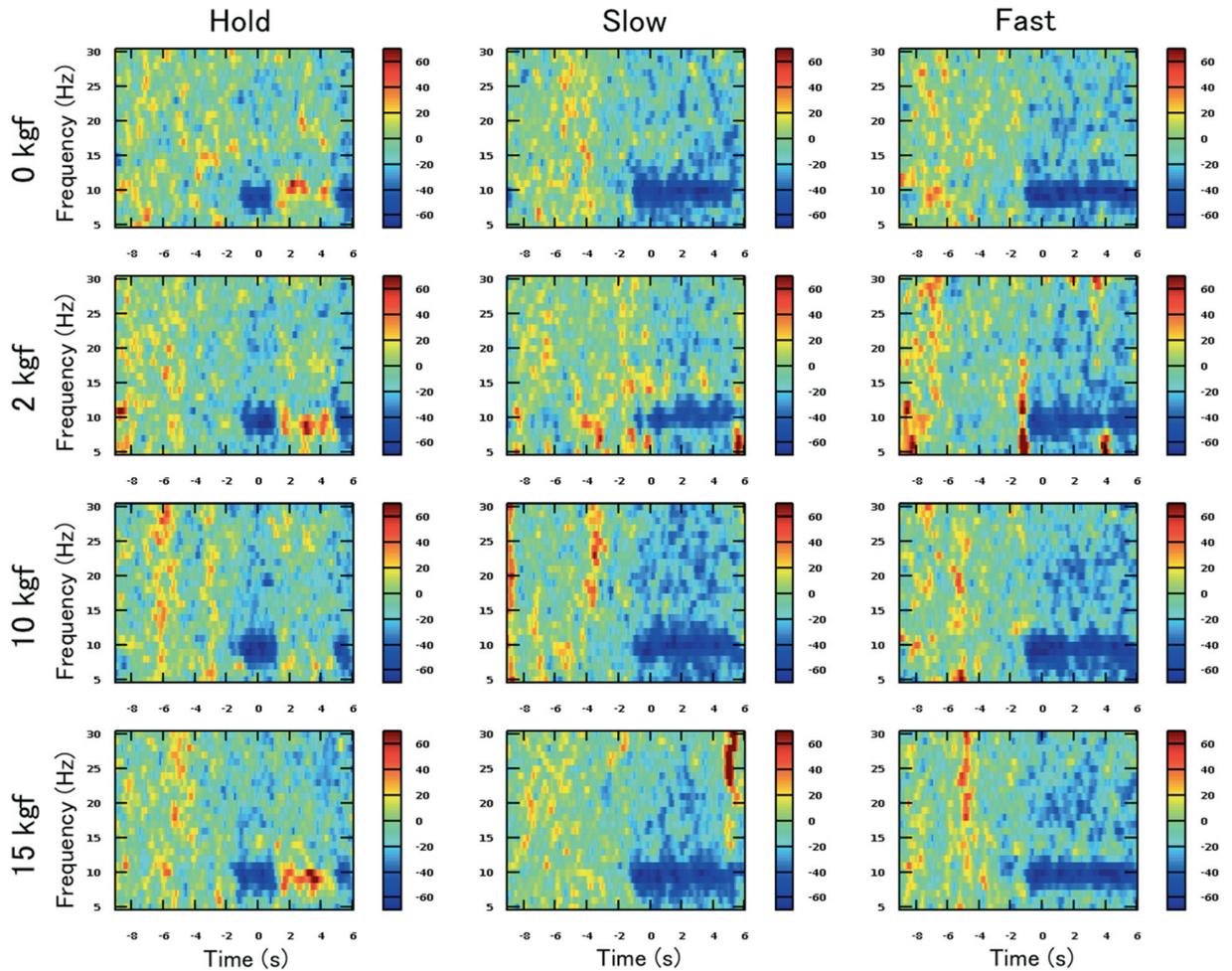


図 4.9: C3 の時系列 ERD/S

見られたが、運動負荷の効果 ($F(3, 120) = 0.250, p = 0.862$) も交互効果 ($F(6, 120) = 0.259, p = 0.955$) も確認されなかった。さらに、Tukey's HSD による多重比較を行ったところ、Hold と他の速度条件の間に有意な差が見られた (Hold-Low: $p < 0.001$, Hold-Fast: $p < 0.001$)。いずれの場合も、統計解析の傾向は図のように同じであった。

4.4 考察

実験1では、様々なキネマティクス条件（三つの異なる速度パターン）とキネティクス条件（四つの異なる運動負荷）の下で、実際の手の把持運動によって誘発される μ / β -ERD / S の変調について調べた。その結果、(1) タスク中盤の μ および β -ERD は Hold 条件で有意に弱くなり、(2) キネティクス条件の違いによる ERD の有意な差はない、ということがわかった。Slow, Fast 条件と Hold 条件での手の把持動作の大きな違いとして、タスクの開始及び終了時での動作はどれも等

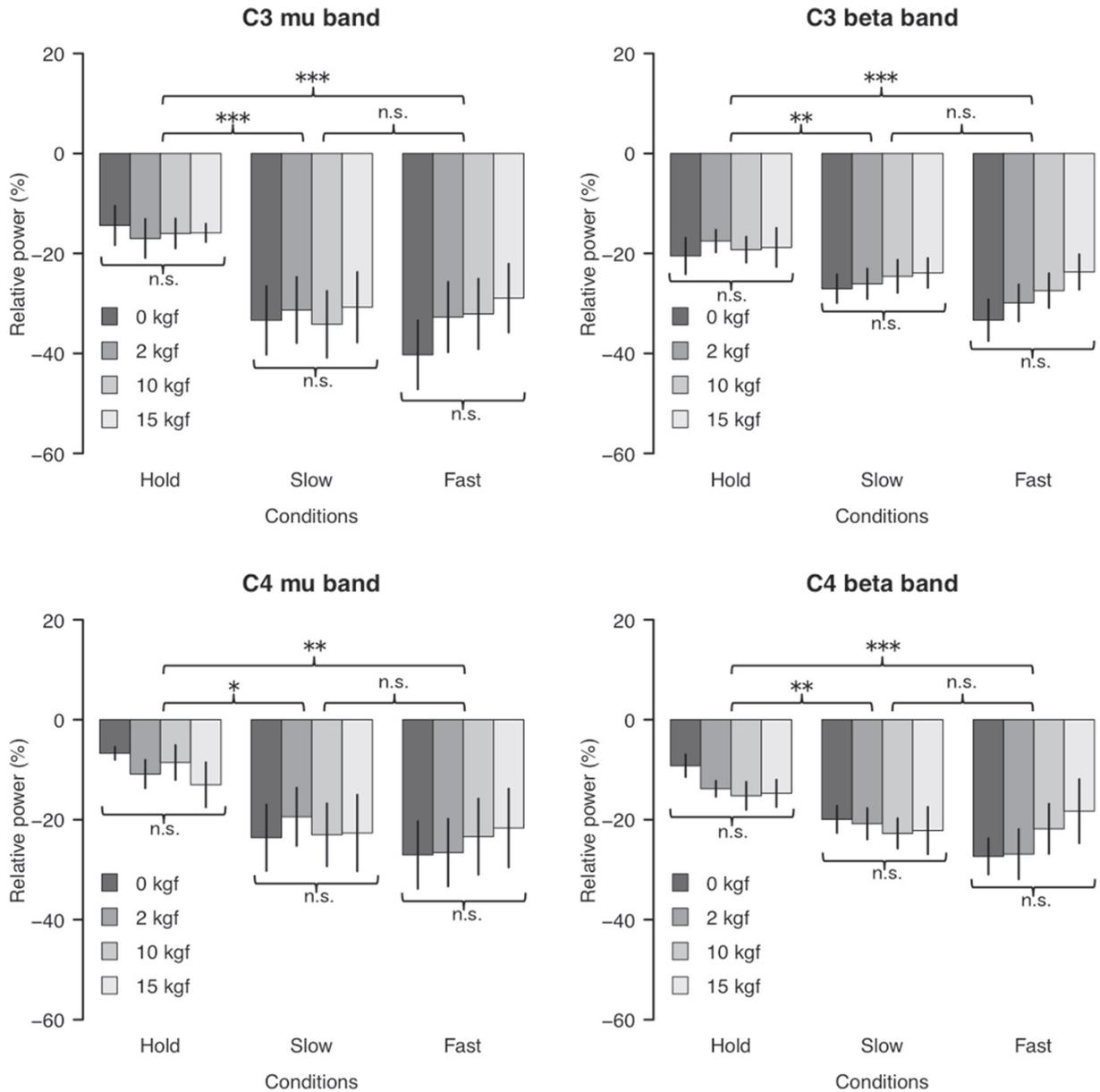


図 4.10: タスク中盤の ERD の比較

張性収縮だが、タスク期間の中盤（1-5 秒）は Hold のみ等尺性収縮である。この等尺性収縮の運動中は手の姿勢が変化しておらず、姿勢の変化が ERD に関係していると考えられる。ただ姿勢の変化速度が異なる Slow と Fast での有意な差は見られなかったが、運動速度について Yuan らの研究では速度が速まるほど ERD がより強くなることが報告されている [81]。Yuan らの実験では 0.5 Hz から 3.5 Hz までの速度幅に対し、実験 1 では 1/3 Hz と 1 Hz であったことから、ERD に有意な差が見られなかったのは速度差が小さかったことが要因と考えられる。この結果から、運動の時間微分（手の姿勢の変化）は μ/β -ERD の強さと相関しているが、感覚運動状態の維持

(Hold 条件での手の姿勢の維持) は μ/β -ERS と関係がないことが示唆された。

また二つ目の結果から、ERD / S は運動負荷に抵抗するための筋活動に依存していない可能性が示唆された。この負荷に関する考察は、実験 2 の結果と合わせて 7 章にて行う。

これらの結果をもとに、ERD の生成機序がどの脳内プロセスに関連するかを推察した。脳内プロセスのうち、目標軌道を計算する「運動計画」、筋肉の制御信号を生成する「運動コマンドの生成」が候補としてあげられる。今回の結果の一つ目として姿勢の変化量により ERD が発生しているが、変化量に着目すると、軌道計算の運動計画とそのために必要な筋肉の制御として運動コマンドどちらも関連している。だが、Hold 条件のように力を発揮し続けているにも関わらず ERD が減少しており、この間は筋肉の制御信号を出し続けているはずである。この点を踏まえると、運動コマンドの生成は ERD に関連していないと考えられる。また、二つ目の結果として運動負荷により ERD の発生量に違いはないことが判明した。運動負荷が強くなるほど必要とされる筋繊維が多くなり、筋肉の制御信号はより多くなると考えられるため、一つ目の結果と同様に、運動コマンドの生成は ERD に関連していないと考えられる。以上の結果から、運動の脳内プロセスのうち、運動計画が ERD の発生に関与している可能性が示唆された。

表 4.1: C3/C4 ごとの双極導出において使用したペアチャンネルおよび周波数帯 (1/2)

| mu | | | | | | | | | | |
|------|-----|-----|-------|-------|-------|-------|--------|-------|--------|-------|
| C3 | Age | Sex | 0 kgf | | 2 kgf | | 10 kgf | | 15 kgf | |
| | | | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. |
| A | 19 | M | 1-2 | 11-13 | 1-2 | 11-13 | 1-2 | 11-13 | 1-2 | 11-13 |
| B | 20 | M | 1-3 | 8-10 | 1-3 | 9-11 | 1-3 | 10-12 | 1-5 | 8-10 |
| C | 22 | F | 1-2 | 11-13 | 1-4 | 11-13 | 1-4 | 11-13 | 1-3 | 8-10 |
| D | 23 | M | 1-3 | 10-12 | 1-3 | 9-11 | 1-3 | 11-13 | 1-4 | 9-11 |
| E | 20 | F | 1-3 | 11-13 | 1-3 | 11-13 | 1-2 | 11-13 | 1-3 | 11-13 |
| F | 21 | M | 1-3 | 9-11 | 1-3 | 8-10 | 1-3 | 11-13 | 1-2 | 8-10 |
| G | 22 | M | 1-3 | 10-12 | 1-3 | 11-13 | 1-3 | 10-12 | 1-3 | 10-12 |
| H | 19 | M | 1-2 | 11-13 | 1-2 | 11-13 | 1-3 | 11-13 | 1-3 | 11-13 |
| I | 23 | M | 1-2 | 11-13 | 1-2 | 11-13 | 1-3 | 11-13 | 1-3 | 11-13 |
| J | 21 | M | 1-2 | 11-13 | 1-3 | 11-13 | 1-3 | 11-13 | 1-5 | 11-13 |
| K | 22 | M | 1-4 | 11-13 | 1-4 | 8-10 | 1-3 | 11-13 | 1-3 | 8-10 |
| C4 | Age | Sex | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. |
| A | 19 | M | 6-8 | 9-11 | 6-7 | 11-13 | 6-7 | 8-10 | 6-7 | 11-13 |
| B | 20 | M | 6-8 | 9-11 | 6-7 | 8-10 | 6-7 | 8-10 | 6-8 | 9-11 |
| C | 22 | F | 6-8 | 11-13 | 6-7 | 11-13 | 6-8 | 11-13 | 6-8 | 8-10 |
| D | 23 | M | 6-8 | 11-13 | 6-7 | 11-13 | 6-8 | 11-13 | 6-7 | 10-12 |
| E | 20 | F | 6-8 | 11-13 | 6-7 | 11-13 | 6-7 | 11-13 | 6-7 | 11-13 |
| F | 21 | M | 6-8 | 9-11 | 6-7 | 9-11 | 6-8 | 10-12 | 6-7 | 11-13 |
| G | 22 | M | 6-8 | 10-12 | 6-8 | 10-12 | 6-8 | 10-12 | 6-8 | 10-12 |
| H | 19 | M | 6-8 | 9-11 | 6-7 | 11-13 | 6-7 | 11-13 | 6-8 | 11-13 |
| I | 23 | M | 6-7 | 11-13 | 6-7 | 10-12 | 6-8 | 11-13 | 6-8 | 11-13 |
| J | 21 | M | 6-8 | 10-12 | 6-7 | 11-13 | 6-8 | 11-13 | 6-8 | 11-13 |
| K | 22 | M | 6-8 | 8-10 | 6-8 | 10-12 | 6-7 | 11-13 | 6-7 | 9-11 |
| beta | | | | | | | | | | |
| C3 | Age | Sex | 0 kgf | | 2 kgf | | 10 kgf | | 15 kgf | |
| | | | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. |
| A | 19 | M | 1-2 | 14-16 | 1-2 | 16-18 | 1-2 | 16-18 | 1-3 | 23-25 |
| B | 20 | M | 1-2 | 23-25 | 1-4 | 16-18 | 1-3 | 16-18 | 1-3 | 15-17 |
| C | 22 | F | 1-2 | 14-16 | 1-2 | 14-16 | 1-4 | 14-16 | 1-3 | 14-16 |
| D | 23 | M | 1-3 | 20-22 | 1-2 | 24-26 | 1-3 | 24-26 | 1-2 | 25-27 |
| E | 20 | F | 1-2 | 14-16 | 1-2 | 14-16 | 1-2 | 14-16 | 1-3 | 14-16 |
| F | 21 | M | 1-3 | 14-16 | 1-2 | 15-17 | 1-4 | 20-22 | 1-2 | 22-24 |
| G | 22 | M | 1-3 | 14-16 | 1-5 | 19-21 | 1-4 | 14-16 | 1-3 | 14-16 |
| H | 19 | M | 1-2 | 14-16 | 1-2 | 16-18 | 1-2 | 14-16 | 1-2 | 18-20 |
| I | 23 | M | 1-2 | 21-23 | 1-3 | 23-25 | 1-3 | 22-24 | 1-3 | 20-22 |
| J | 21 | M | 1-4 | 14-16 | 1-4 | 17-19 | 1-2 | 23-15 | 1-5 | 14-16 |
| K | 22 | M | 1-4 | 26-28 | 1-4 | 26-28 | 1-5 | 15-17 | 1-2 | 27-29 |
| C4 | Age | Sex | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. | Ch | Freq. |
| A | 19 | M | 6-8 | 14-16 | 6-7 | 14-16 | 6-7 | 14-16 | 6-7 | 14-16 |
| B | 20 | M | 6-8 | 16-18 | 6-8 | 16-18 | 6-8 | 19-21 | 6-7 | 14-16 |
| C | 22 | F | 6-8 | 14-16 | 6-8 | 14-16 | 6-8 | 14-16 | 6-7 | 14-16 |

表 4.2: C3/C4 ごとの双極導出において使用したペアチャネルおよび周波数帯 (2/2)

| | | | | | | | | | | |
|---|----|---|-----|-------|-----|-------|-----|-------|-----|-------|
| D | 23 | M | 6-8 | 17-19 | 6-7 | 28-30 | 6-8 | 21-23 | 6-7 | 23-25 |
| E | 20 | F | 6-8 | 14-16 | 6-7 | 14-16 | 6-7 | 14-16 | 6-7 | 14-16 |
| F | 21 | M | 6-8 | 27-29 | 6-8 | 22-24 | 6-7 | 21-23 | 6-7 | 14-16 |
| G | 22 | M | 6-7 | 24-26 | 6-7 | 19-21 | 6-7 | 24-26 | 6-7 | 14-16 |
| H | 19 | M | 6-8 | 28-30 | 6-7 | 14-16 | 6-8 | 14-16 | 6-8 | 17-19 |
| I | 23 | M | 6-7 | 20-22 | 6-7 | 21-23 | 6-7 | 23-25 | 6-7 | 15-17 |
| J | 21 | M | 6-7 | 18-20 | 6-8 | 19-21 | 6-7 | 14-16 | 6-7 | 15-17 |
| K | 22 | M | 6-8 | 26-28 | 6-7 | 17-19 | 6-7 | 20-22 | 6-7 | 28-30 |

第5章 実験2：運動負荷と視覚フィードバックが 事象関連脱同期に及ぼす影響に関する研究

5.1 目的

前章での実験1では、運動速度と運動負荷による ERD の影響を調査し、運動速度の違いによる結果から ERD は周期的に実行しているときには継続的に発生するが、等尺性収縮の運動では減少する傾向があることがわかった。このことから、ERD は姿勢の変化により発生し、脳内プロセスにおいて運動計画に関連して発生している可能性が示唆された。一方で、Fry は等尺性運動でも ERD が発生し続けることを報告しており [16]、姿勢の変化量以外にも ERD の発生に影響する要因があると考えられる。これら二つの実験には様々な違いがあるが、本実験1はフィードフォワード制御の運動であるのに対し、Fry の実験はフィードバック制御の運動であるという違いに着目した。フィードバック制御では、筋力発揮の度合いや手の位置が目標値に対して視覚的にフィードバック表示される。つまり、脳内でクローズドループの視覚的運動制御が行われ、目標値との誤差が常に参加者にフィードバックされ、修正される。フィードフォワード制御では、参加者は触覚や体性感覚のフィードバックだけで課題を遂行しなければならない。しかし、視覚的なフィードバックがないと、参加者が力の出力を微調整することは難しいため、参加者はタスクの事前の練習に基づいて力を調整している。

このことから実験2では、把持力のリアルタイムな視覚的フィードバックの有無（フィードバック・フィードフォワード制御）による ERD/S を比較し、僅かな目標誤差からの脳内のエラー修正プロセスが ERD に与える影響を調べた [48]。

また、もう一つ実験1の運動負荷の違いによる結果として、把持力と ERD には相関がないことが示唆された。しかし、実験方法にはいくつかの曖昧な点が残っていた。例えば、負荷が一定であるため参加者間の負担の差があったことや、ハンドグリップを用いたため参加者が実際に発生させた把持力を確認することができなかった。そこで実験2では、電子式グリップダイナモメーターを用いて実際の把持力を測定し、把持力のレベルをリアルタイムに参加者にフィードバック

した。また、各参加者の最大握力をもとに、運動負荷を個別に調整した。

5.2 実験内容

5.2.1 実験参加者

実験に参加したのは、健康な男性 10 名（年齢 22-25 歳，平均年齢 23.1 歳）である。全員が Edinburgh Handedness Inventory[50] で評価される右利きで，神経疾患の記録はなかった。参加者の募集および実験手順は，東京農工大学の倫理委員会の承認を得た。参加者は，実験の目的と手順を説明され，実験に参加する前に書面によるインフォームド・コンセントを得た。

5.2.2 実験環境

参加者は，座り心地のよい椅子に座り，右腕をテーブルの上に置き，前腕の筋肉が重力に対してリラックスした状態になるようにした（図 5.1）。参加者は右手でデジタルグリップダイナモメーター（T.K.K.5710b，武井科学器械製作所，日本）を握るように指示された。把持力のデータは，ひずみ測定器（DMP-911B，協和電子工業株式会社）を用いて測定し，パーソナルコンピュータに保存した。把持力データは，MATLAB および Simulink（MathWorks, MA）のオリジナルスクリプトを用いてオンラインで解析し，オンラインでの視覚的な力のフィードバックを可能にした。また，液晶モニターを参加者の目の前に設置し，実験条件に応じて視覚的な手がかりと把持力のレベルをディスプレイに表示するようにした。実験中，参加者は 64 チャンネルの能動型脳波電極（g.SCARABEO, g.tec, Vienna, Austria）を備えた脳波キャップを装着し，接地電極と参照電極をそれぞれ額（AFz）と左乳様突起部に配置した（図 5.2）。脳波信号は，デジタル生体信号増幅器（g.HIamp, g.tec, Austria）を用いて増幅し，増幅器内で 0.1-100 Hz のバンドパスフィルターをかけた。実験期間中，EEG 信号は 512 Hz でサンプリングし，オフラインで解析した。

5.2.3 実験方法

把持動作中の運動特性と感覚フィードバック条件が，結果として得られる ERD にどのような影響を与えるかを調べるために，実験パラダイムを設計した。実験では，参加者は，2つの視覚フィードバック条件の下で，3つの異なる力レベル（10，25，40 %MVF：最大随意力）のうちの

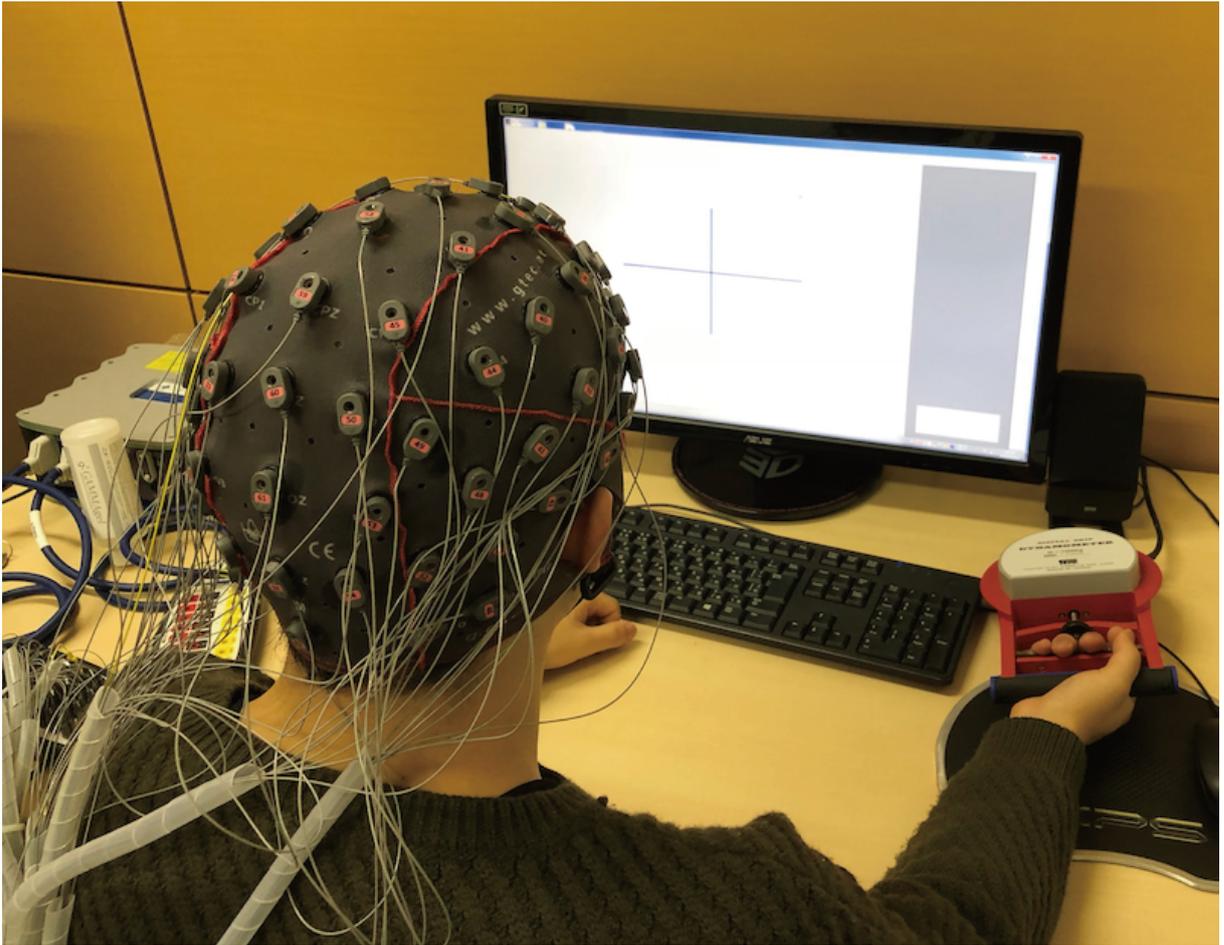


図 5.1: 実験環境

1つで右手を把持するよう指示された。VF（把持力の大きさを赤い棒の長さで表示）とFF（視覚的フィードバックなし、フィードフォワード制御）の2つの条件で、右手を3種類の力（10, 25, 40 %MVF：最大随意力）で把持するよう指示した。6つの実験条件は、すべての参加者に対して一定の順序で実施した。一つ目の理由として、筋疲労の影響を避けるために、負荷の弱い順から実施した。二つ目の理由として、先にVF条件を行うことで、その後のFF条件での把持力レベルの自己調整能力を得るための十分な訓練機会とし、実験全体の時間を軽減させた。すなわち、VF条件・10 %MVF から始めて、FF条件・10 %MVF, VF条件・25 %MVF, ... という順序で実施した。それぞれの条件において、参加者は実験課題を30回繰り返すように指示された。

各課題は、レスト期間（10.0秒）、準備期間（1.0秒）、タスク期間（4.0秒）で構成された（図5.3）。レスト期間には、画面上の青色の十字を見ながらリラックスするように指示された。タスク期間の1.0秒前に、課題の開始を示すビープ音を鳴らした。タスク期間には、十字が赤色に変わり、参加者は右手を握って把持力を規定の範囲内に維持するよう指示された。なお、参加者は、

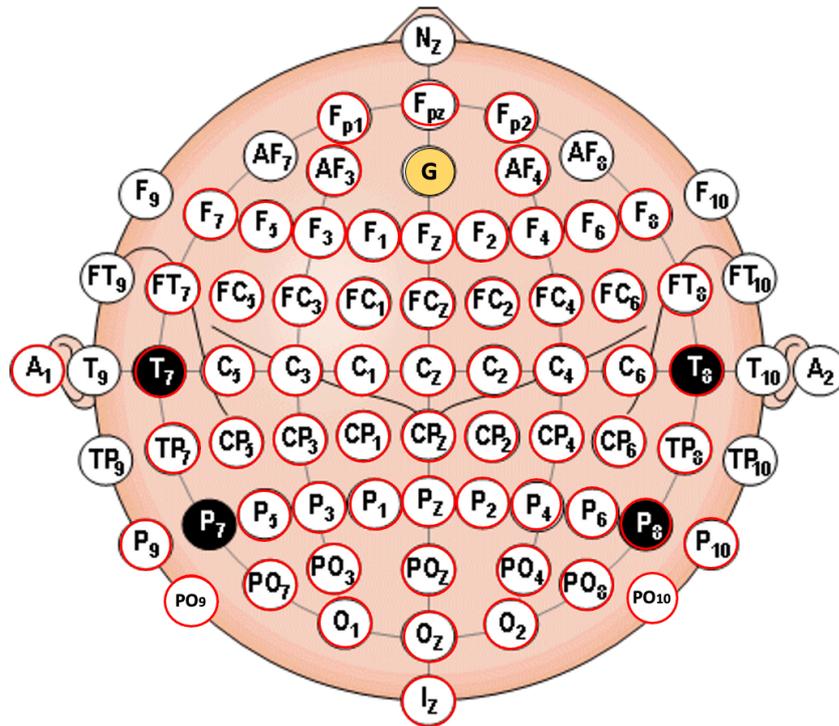


図 5.2: 電極配置図

タスク期間が終了する（すなわち、固定十字が青色になる）まで、4.0 秒間、手を握り続ける必要があった。FF 条件（視覚的な力のフィードバックを行わない条件）では、運動実行時間の直後に 2.0 秒間、画面上に言葉によるフィードバックが表示された。例えば、“Good” と表示された場合には、把持力があらかじめ設定された目標力の ± 10 % の範囲内にあることを示した（図 5.3）。また、範囲外出会った場合、それぞれ “Too Strong”（20 % 以上），“Strong”（10 % 以上），“Too Weak”（-20 % 以下），“Weak”（-10 % 以下）の文言を表示した。

5.2.4 信号処理

実験条件に応じて、事象関連スペクトルの時間変化を評価し、ERD/S の変調を調べた。EEG データは、EEGLAB ソフトウェア [11] を用いて前処理を行った。取得した脳波データには、1 Hz のハイパスフィルタ、40 Hz のローパスフィルタ、50 Hz のノッチフィルタを適用した。脳波データは、0.0 秒に合わせた把持力の開始を基準に、11.0 秒のエポック（-4.0～7.0 秒）にビン分けした。エポックは目視で確認し、ノイズが多いと推定されるエポックを削除した。なお、40 %MVF 条件では、多くのエポックでノイズが確認され、参加者によっては大部分のエポックが削除されてしまった。また、後述する ICA による成分除去を用いてもアーチファクトを除外しきれなかつ

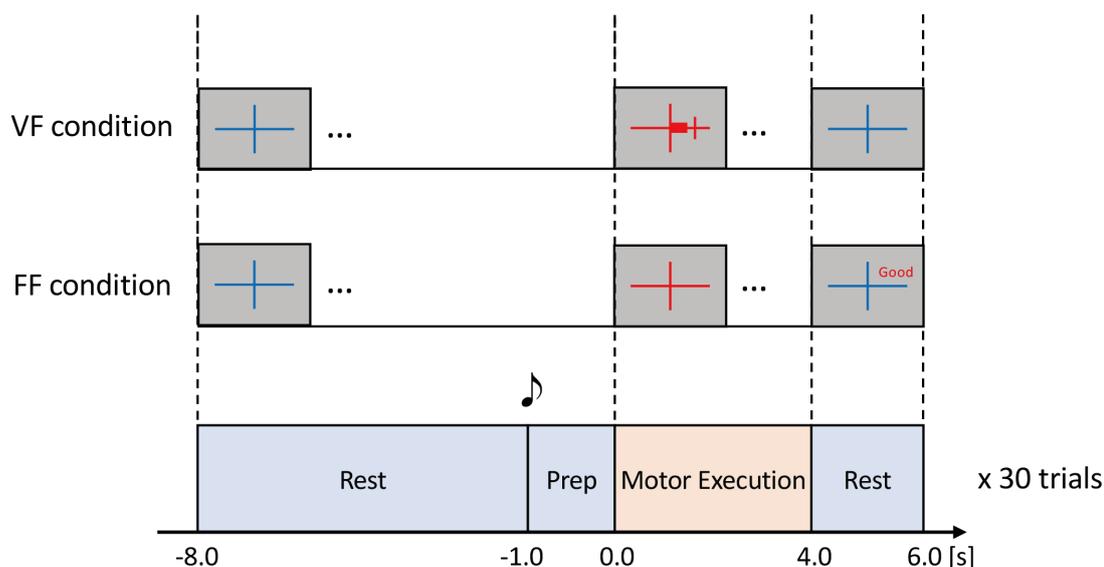


図 5.3: 実験タスク

た. そのため, 40 %MVF 条件のデータは脳波データとして不適切であると判断し, EEG 解析から除外した.

眼電図, 筋電図, 体動などの脳波のアーチファクトを除去する方法として, 独立成分分析 (Independent Component Analysis : ICA) を用いた [1]. ICA は, 多変量の信号を複数の独立した成分に分離する計算手法である. ICA を頭皮電極データに適用することで, 信号源での活動を推定し, 瞬きなどのアーチファクトを各信号源での推定活動 (独立成分) から分離することができる. 本研究では, 次のような方法でノイズ除去を適応した. 各参加者について, 40 %MVF 条件を除く 4 条件の脳波信号を 1 つのデータセットに統合した. これらのデータを infomax ICA アルゴリズム [4] を用いて EEGLAB の *runica* 関数に適用した. 各独立成分のトポグラフィー, タイムコース, 周波数スペクトルが, 筋電, 体動, 眼球運動のアーチファクトを反映していると推測される場合は, その成分を除外し [29, 28], 残りの成分で各チャンネルの脳波信号を再構成した. 図 5.4 は EEGLAB により算出された ICA 成分の一例であり, それぞれ, A と B が脳波, C がまばたき/眼電図, D が体動/EMG とと思われる成分である. 各成分の中で, 左上が成分の分布, 右上が試行ごとの成分の強さの時系列データ, 下が成分のパワースペクトルとなっている. 脳波成分は主に 10 Hz 付近で信号強度が強くなっており, そこから高周波になるほど弱まる傾向がみられる. まばたき/眼電の成分は, 主に目の付近に分布しており, また波形は単発で瞬間的に強くなる傾向がみられる. この眼電と思われる成分は, ほぼ同じような成分がどの参加者にも算出される. 体動/EMG

成分は、主に外側に分布しており、またパワースペクトルは高周波になるほど強くなる傾向がみられる。今回の解析では、CやDのように、EEG成分ではないと明確に推定できる成分のみを除外した。恣意的な分類や必要な成分まで除外してしまう可能性を考慮し、分布やスペクトルの傾向などで僅かでも悩む成分については残すようにした。

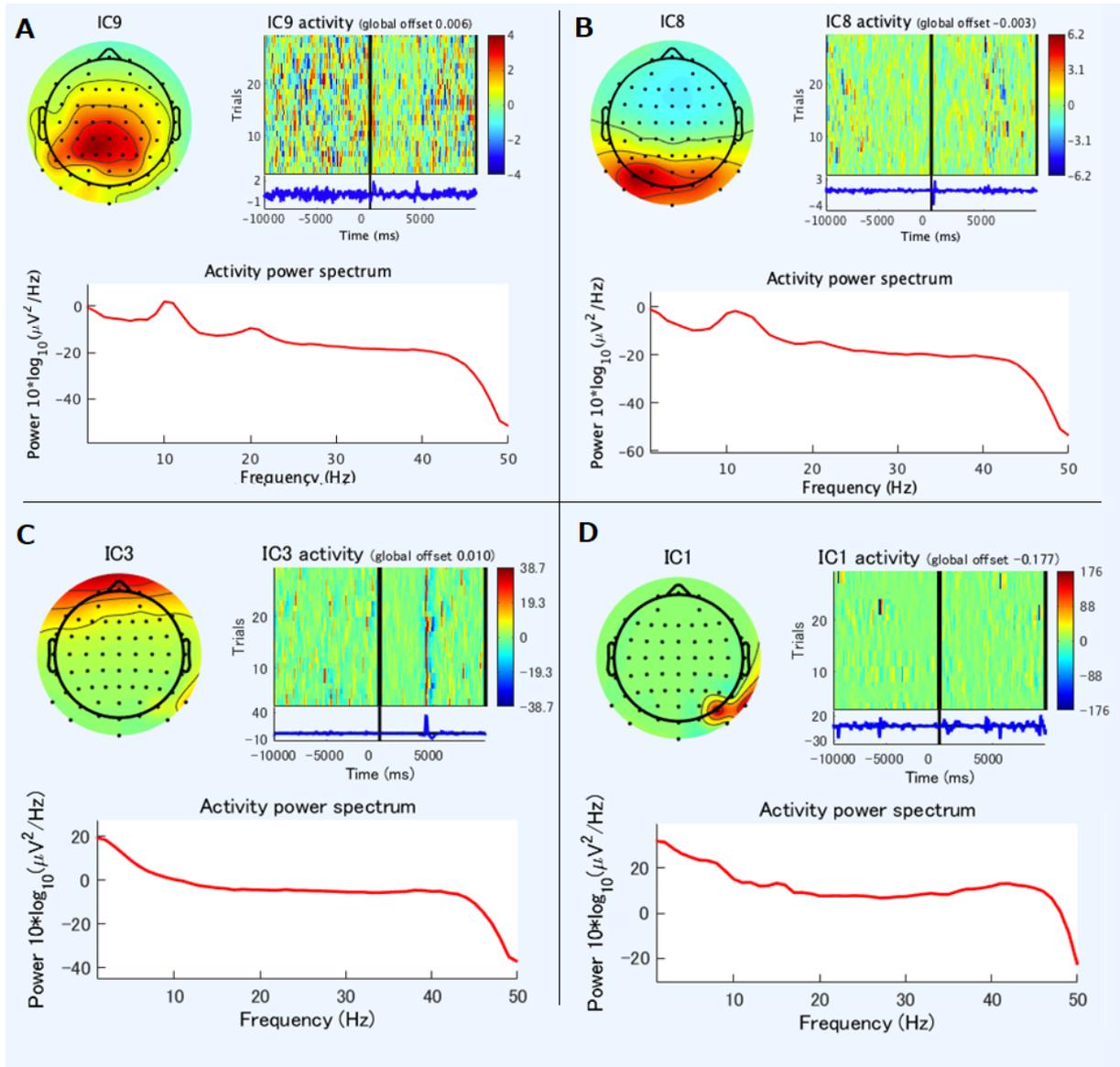


図 5.4: 算出された ICA の成分の一例

なお、図 5.5 は今回除外することとなった 40 %MVF を含めた際に多くみられた成分の一つである。分布は EEG のような分布ではあるが、タスク中に非常に強く活性化しており、パワースペクトルも高周波が明確に強くなっている。この成分が混ざっている状態で ERSP を算出すると、タスク中の μ 、 β 全体で非常に強い ERS で埋まっており、把持開始時の ERD すら確認できない程と

なった。また、体動による信号が非常に強いためか、参加者によっては大半の成分がこのような傾向となっており、除外しても見つけられない程 EEG 信号が埋もれてしまっていた。結果として 40 %MVF は ICA によるアーチファクト除去でも対処できなかったため、EEG 解析から除外した。

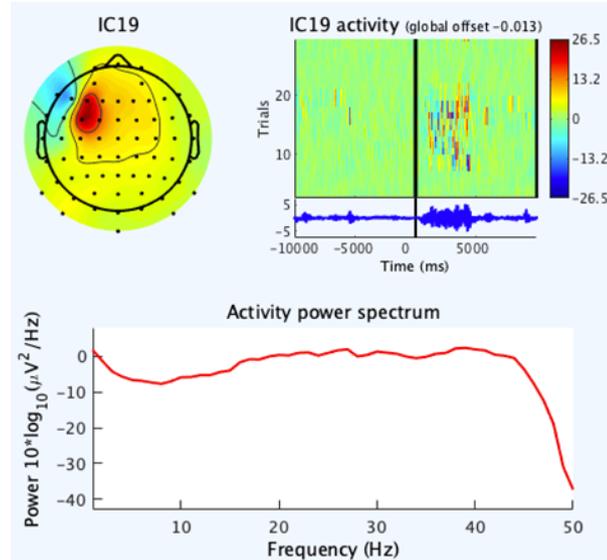


図 5.5: 40 %MVF で算出した際に数多く見られた成分の一例

時間-周波数マップは、ウェーブレット変換を用いて計算した。ERD は、直近の Rest 期間（すなわち、-4.0~-2.0 秒）の時間平均パワーを基準にして正規化して算出した。

5.2.5 統計解析

把持力の行動計測値を、3つの%MVFレベルと2つのフィードバック条件（VFとFF）で比較するために、有意水準を0.01に設定した3×2 two-way repeated measures ANOVAを実施した。EEG信号処理の項で述べたように、40%MVFの条件では、体動によるノイズが多く含まれていたため、記録された信号からアーティファクトを除外した。ただし、実験全体での把持力発揮の成否を確認するために、40%MVF条件での把持力データを統計解析の対象とした。脳波データの解析では、ERDが発生する周波数帯が参加者によって異なることから、各参加者・条件で最も強いERDが発生する特定の周波数帯を使用した。ミューバンド（8-13 Hz）とベータバンド（14-30 Hz）の周波数帯ごとに、把持開始時（0.0-1.0 秒）に最も強いERDが発生する周波数帯を算出、その周波数帯における把持中（2.0-3.0 秒）のERDを μ -ERD/ β -ERDとして算出した。算出されたERDの値は、フィードバックと力の大きさの条件でまとめられ、統計的に検定された。Shapiro-Wilk

検定を用いて、全参加者の ERD（チャンネルと条件ごとに平均化したもの）が正規分布となりうるかどうかを確認し、0.01 の閾値でいくつか棄却されたため、Wilcoxon の符号順位検定を用いて統計的検定を行った。

5.3 結果

5.3.1 把持運動の検証

把持力と脳波特徴の関係を明らかにするために、まず、参加者が実験で実際に発揮した把持力を分析した。図 5.6A は、典型的な参加者（参加者 B）の FF と FB の実験条件における把持力の時系列を %MVF の値で示したものである。それぞれのグラフには、30 回の試行における結果としての把持力の軌跡が含まれている。図 5.6A に示すように、FF 条件では、視覚的な力のフィードバックがないために比較的大きな変動が観察されたが、運動実行期間中、把持力は多かれ少なかれ正確に維持されていた。図 5.6B は、各条件の参加者における、運動実行期間の 1.0-4.0 秒の間の把持力の平均値と標準誤差を示したものである。参加者が指示された通りの力を出すことができたかどうかを確認するために、結果として得られた把持力を統計的に分析した。3 times 2 two-way repeated measures ANOVA では、力レベルに対する有意な主効果 ($F(2, 18) = 8076.9, p < 0.01$) が認められたが、交互作用 ($F(2, 18) = 0.4567, p = 0.54588$) やフィードバック条件の有意な主効果 ($F(1, 18) = 2.3941, p = 0.1562$) は認められなかった。これらの結果から、FF 条件、FB 条件のいずれにおいても、参加者は確かに指示された力の大きさに応じて正確な運動出力を行っていることがわかった。

さらに、視覚的な力覚フィードバックによって、把持力調整の頻度が増加するかどうかを調べた。タスク期間中の 2.0-4.0 秒の間の %MVF を抽出し、平均値に対してゼロクロスした回数をカウントした。また、視覚や触覚による力のフィードバックではなく、手の震えや脊髄反射による変動を排除するために、16 点（約 0.03 秒幅）の移動平均をとった。各参加者について、各セッションの全試行におけるゼロクロス回数の中央値を算出し、VF 条件と FF 条件で Wilcoxon の符号順位検定を行った。その結果、VF 条件では FF 条件に比べてゼロクロス数が有意に多いことがわかった ($p = 0.0312$)。これらの結果から、参加者は視覚的なフィードバックを介して、比較的多くの把持力の調整を行っていることが示唆された。また、VF 条件の前半（15 試行）と後半（15 試行）のゼロクロス数を比較したところ、有意な差はなく ($p = 0.4161$)、把持力の制御には学習

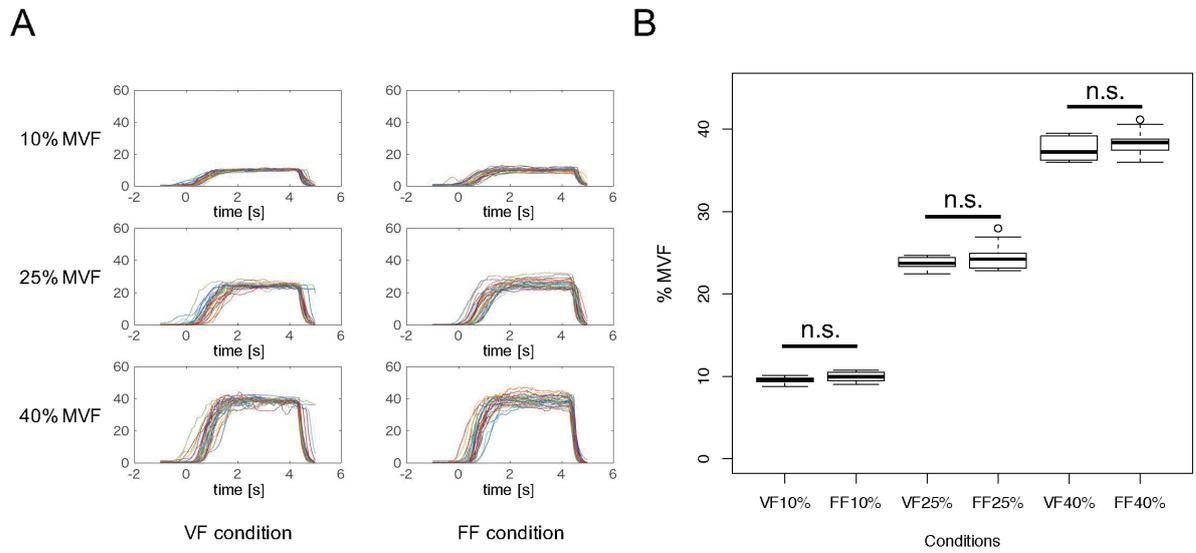


図 5.6: %MVF の推移

効果がないと結論づけた。

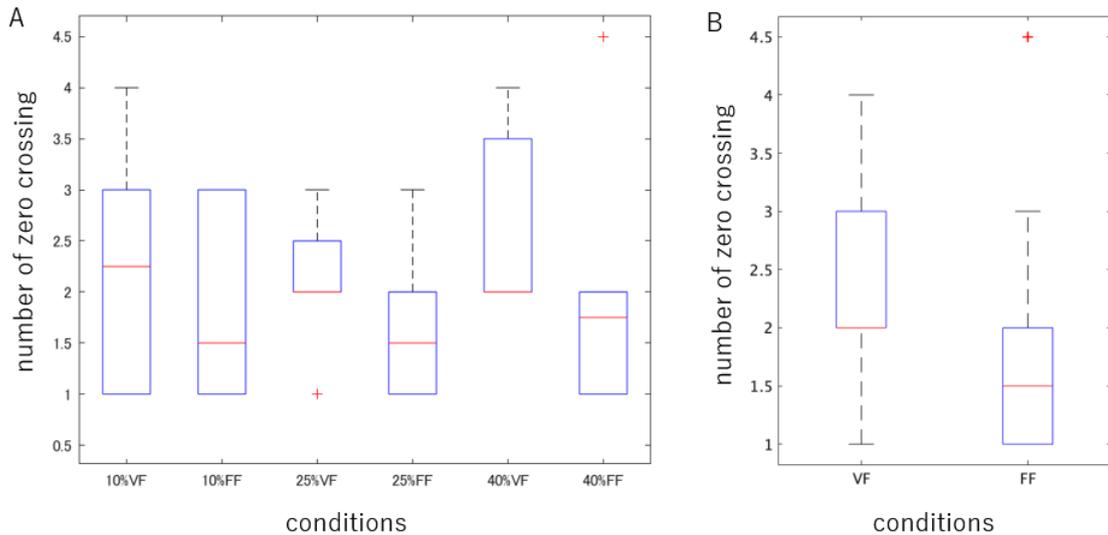


図 5.7: 把持の維持中におけるゼロクロス回数

5.3.2 ERSP の時間周波数マップ

図 5.9 の左 2 列に、視覚フィードバックと把持力レベルの条件ごとに、一次運動野 (C3, Cz, C4) における相対的なパワーの減少 (ERD) と増加 (ERS) の時間経過を示した。横軸はタスク期間開始時 (0.0 秒) に合わせた時間、縦軸は周波数を表す。カラーバーは相対的なパワーを示す。

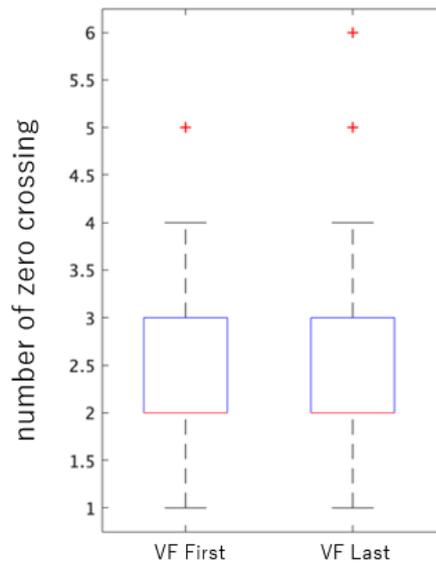


図 5.8: VF 条件の前半及び後半のゼロクロス回数

右手の動きを反映する対側半球 (C3) の結果に見られるように, FF 条件 (視覚的フォースフィードバックなし) ではタスク期間の中盤 (1.0-3.0 秒) に見かけ上のミュー・リバウンド (8-13 Hz の ERD の消失) が見られたのに対し, VF 条件では継続的にミュー ERD が確認された。

5.3.3 右手一次運動野での ERD 分析

C3 チャンネルの ERD に及ぼす力の大きさとフィードバックの条件の影響を確認するために, 各条件における μ と β の ERD を統計的に比較した (図 5.9 の右 2 列目)。これらの箱ひげ図は, 統計解析の項で述べた方法で, 把持維持期間 (2.0-3.0 秒) の ERD を因子ごとに検定した結果を表している (**: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$)。例えば, 「 μ -ERD FF-VF」のグラフは, 把持力のレベルを区別せずに, FF 条件と VF 条件における μ -ERD の比較を表している (つまり, 10 %MVF と 25 %MVF のデータをすべて使用している)。その結果, VF 条件では, FF 条件に比べて μ -ERD が有意に強いことがわかった ($p = 0.0003$)。一方, 「フォース条件」では, μ -ERD に有意な差は見られなかった ($p = 0.65$)。この傾向は β -ERD についても同様で, 「フィードバック条件」では有意な差があり ($p = 0.010$), 「力の大きさ」では差がなかった ($p = 0.062$)。また, 2つの因子間の交互作用は確認されなかった ($\mu : p = 0.872$, $\beta : p = 0.773$)。以上の結果から, FF 条件においてのみ, 運動実行期間中に ERD が低下することがわかった。

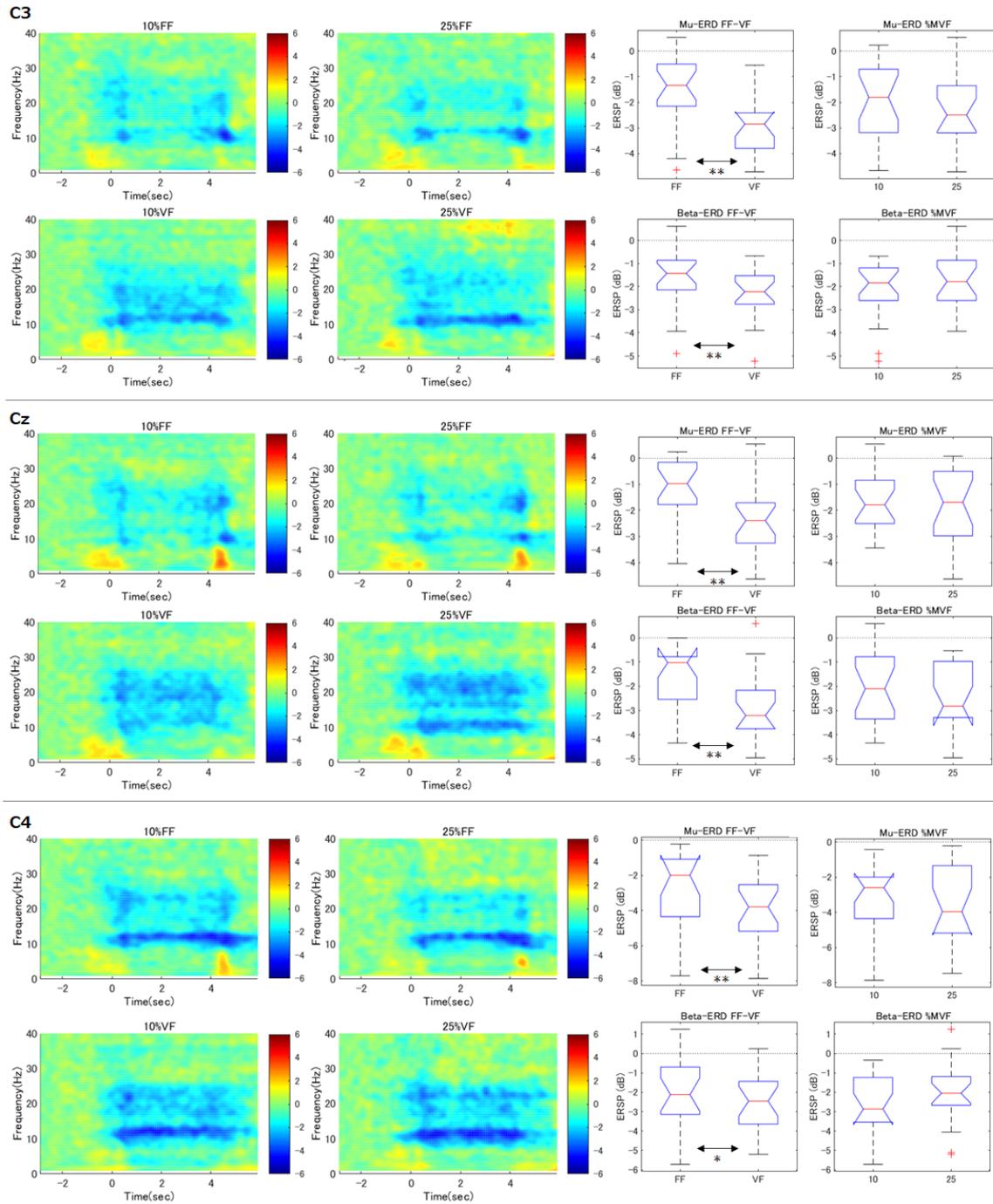


図 5.9: 一次運動野の ERSP (C3, Cz, C4)

5.3.4 周辺チャンネルの ERD 分析

右手一次運動野 (C3) と同様に、さらにその周辺のチャンネルを解析した。Fz (補足運動野), FC3 (前運動野), C4 (左手一次運動野), Cz (足一次運動野), CP3 (右手体性感覚運動野) の各チャンネルをさらに分析した (図 5.10)。時間-周波数マップに示すように、FF 条件では、各チャ

ネルの μ -ERD は、タスク期間の中盤（1.0-3.0 秒）に減少する傾向があった。統計的には、FCz, Fz, C4, Cz では C3 と同様の結果が得られた（ μ -ERD, β -ERD とともに、VF 条件では FF 条件よりも有意に強かった）。FC3 では、C3 と同様に VF 条件で μ -ERD が有意に強くなる傾向があり、 β -ERD も同様の傾向を示したが有意差はなかった。CP3 では、FF 条件と VF 条件では μ -ERD に有意な差はなかったが、25 %MVF 条件では 10 %MVF 条件よりも μ -ERD が有意に強かった。 β -ERD は C3 と同様に VF 条件で有意に強い傾向が見られた。いずれのチャンネルにおいても、2つの要因（力とフィードバック）の相互作用は認められなかった。

5.4 考察

実験2では、把持状態の維持という類似の筋力発揮パターンでありながら、発揮力を被験者に視覚的にフィードバックさせた研究 [16] としてない研究（実験1）で ERD の発現傾向が異なることに着目し、視覚フィードバックの有無（フィードバック・フィードフォワード条件）による ERD の発現傾向を調査した。また、被験者ごとの握力を基準として、3段階の運動負荷を設定した。その結果、(1) 把持力のオンラインフィードバックは ERD を継続的に誘発すること、(2) 運動負荷の強さは運動野の ERD には影響しないが体性感覚野の ERD に影響すること、が判明した。

この結果をもとに ERD の生成機序を考察してみる。結果の一つ目としてフィードバックがある場合 ERD が発現していることから、変化量ではなく僅かな誤差を把握して調整、つまり運動の目標値を更新する際に ERD が発生していると考えられる。この目標値の更新、つまり目標軌道を再計算していることから、運動計画が ERD に関係していると推測される。

結果の二つ目は実験1と同様に、運動負荷の強さは運動野の ERD に影響しないことから、運動コマンドは ERD の生成に関与していないと考えられる。一方で、右手の体性感覚野においては負荷が強いときに μ -ERD が強くなる傾向が見られたことから、ERD は脳部位により異なる傾向を持っていると考えられる。負荷が強くなるほど皮膚に伝わる圧力・触覚が強くなることから、体性感覚野の ERD は運動した結果の感覚的なフィードバックを処理する際に発生している可能性がある。

結論として、運動野の ERD は運動計画の更新により発生していると考えられる。

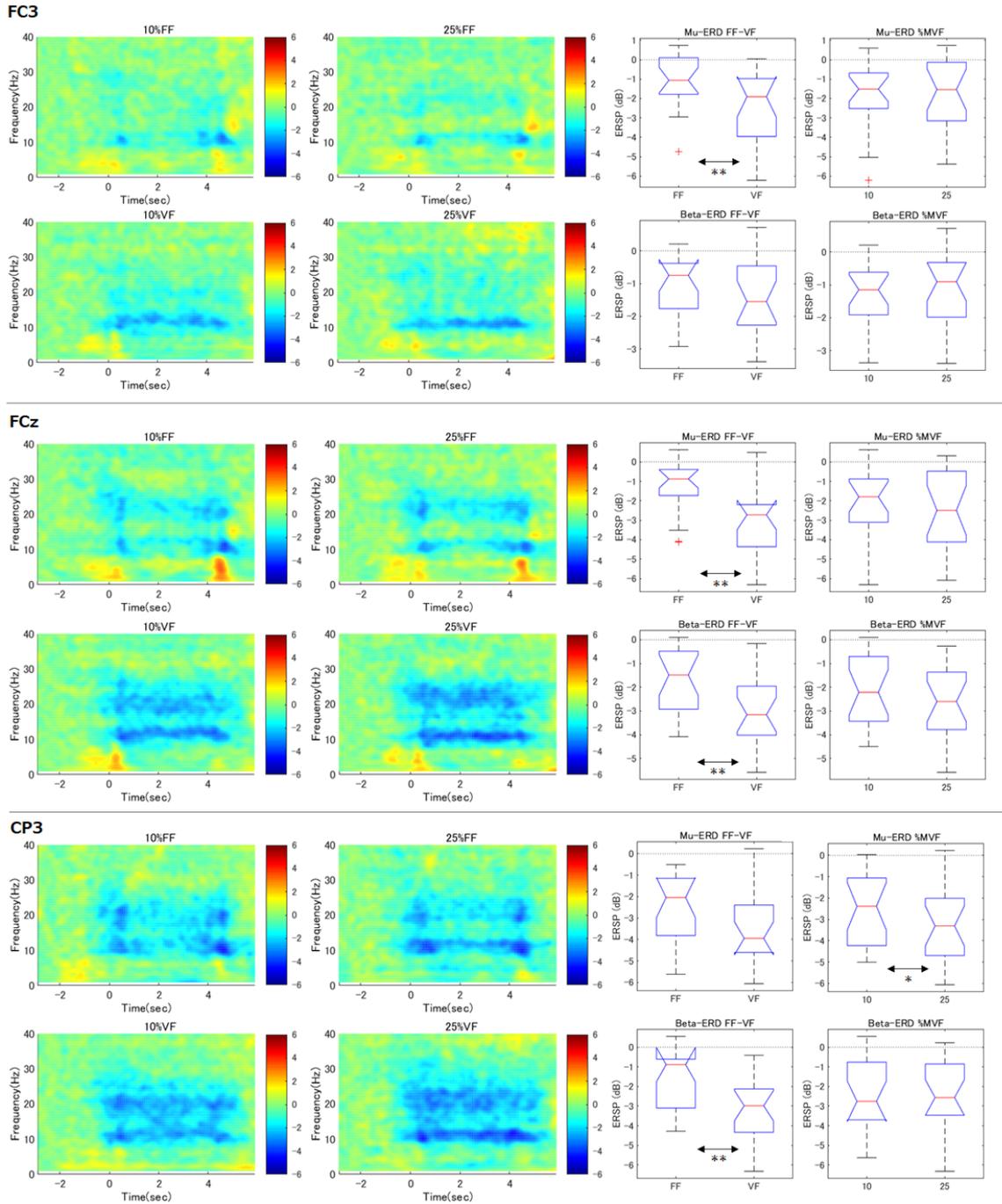


図 5.10: 周辺チャンネルの ERSP (FC3, FCz, CP3)

第6章 実験3：視覚刺激と視覚フィードバックが 事象関連脱同期に及ぼす影響に関する研究

6.1 目的

実験2では、把持の維持中での運動負荷と視覚フィードバックの有無によるERDの影響を調査した。その結果、視覚的なフィードバックがある場合はERDが発現し続ける傾向が見られたため、筋力発揮ではなく目標値の更新がERDの生成に影響している可能性が示唆された。この実験の懸念点として、視覚フィードバックの有無の実験条件では、フィードバックという情報だけでなく、目に入る映像・視覚刺激が異なっている点あげられる。第二章で紹介したSSVEPのように、視覚刺激により脳波は影響をうけてしまう。そのため実験2の結果は、把持力のフィードバックではなく視覚刺激による影響という可能性を否定できない。そのため実験3では、フィードバックを与えたことによる目標値の更新によってERDが生じるという仮説に基づき、視覚刺激と視覚フィードバックを比較できる条件下での把持動作の維持中のERDを調査した。

6.2 実験内容

6.2.1 実験参加者

実験には、20代の健康な10名（男性7名、女性3名、平均年齢23.5歳）に参加してもらった。全員が右利きで、神経系の疾病歴がない健常者であることを確認した。実験参加の募集および実験手順については、東京農工大学の倫理委員会の承認を得た。参加者は、実験前に目的と手順を説明され、書面によるインフォームド・コンセントを得た。

6.2.2 実験環境

参加者は、座り心地のよい椅子に座り、右腕をテーブルの上に置き、前腕の筋肉が重力に対してリラックスした状態になるようにした。参加者は右手でデジタルグリップダイナモメーター

(T.K.K.5710b, 武井科学器械製作所, 日本) を握るように指示された。把持力のデータは, ひずみ測定器 (DMP-911B, 協和電子工業株式会社) を用いて測定し, パーソナルコンピュータに保存した。把持力データは, MATLAB および Simulink (MathWorks, MA) のオリジナルスクリプトを用いてオンラインで解析し, オンラインでの視覚的な力のフィードバックを可能にした。また, 液晶モニターを参加者の目の前に設置し, 実験条件に応じて視覚的な手がかりと把持力のレベルをディスプレイに表示するようにした。実験中, 参加者は 64 チャンネルの能動型脳波電極 (g.SCARABEO, g.tec, Vienna, Austria) を備えた脳波キャップを装着し, 接地電極と参照電極をそれぞれ額 (AFz) と左乳様突起部に配置した。脳波信号は, デジタル生体信号増幅器 (g.HIamp, g.tec, オーストリア) を用いて増幅し, 増幅器内で 0.1-100 Hz のバンドパスフィルターをかけた。実験期間中, EEG 信号は 256 Hz でサンプリングし, オフラインで解析した。

6.2.3 実験方法

参加者には 30 %MVF を目標値として, 5 秒間の把持運動の維持を行ってもらった。ディスプレイには十字と %MVF の大きさを反映して長さが変わる赤いバーが表示されていた。実験では, 参加者は把持運動と視覚刺激/視覚フィードバックを組み合わせた以下の 4 つ条件で把持運動を行ってもらった (図 6.1)。

- Visual Only (VO) 把持運動は行わず, 事前に計測した把持運動のパターンにあわせて動くバーを表示。
- Fixed Visual (FV) 把持運動を行い, 固定されたバーを表示。
- Playback (PB) 把持動作を行い, 事前に計測した把持運動のパターンにあわせて動くバーを表示。
- Feedback (FB) 把持動作を行い, 参加者の %MVF を反映したバーを表示。

各試行は, レスト前半 (8.0-12.0 秒), 準備期間 (1.0 秒), タスク (6.0 秒), レスト後半 (2.0 秒) で構成された (図 6.2)。前半のレスト中は青の十字が画面に表示され, 十字の右上には実験条件に応じたメッセージが表示された (VO: 'Don't Move Hand', FV: 'No Visual', PB: 'Sample Replay', FB: 'Feedback')。レスト期間の長さはランダムに変化させることで, 運動の開始タイミングの予測ができないようにした。タスク開始の 1.0 秒前に音になり, 開始時にもう一度音が

| Conditions | Hand | Bar | Pre-recorded data |
|-------------------|-------|-----|-------------------|
| Visual Only (VO) | Relax | | |
| Fixed Visual (FV) | | | |
| Playback (PB) | | | |
| Feedback (FB) | | | |

図 6.1: 実験条件

なると、画面の十字が赤色に変わり、合わせて赤いバーと目標値の 30 %MVF を表すターゲット線が表示された。参加者はレスト期間中に表示された条件に従い、タスクを実行した。タスク開始から 5 秒経過後に 3 度目の音になると、参加者は力を抜いてもらった。その後、2 秒間のレスト後半では、青色の十字のみが表示された。この一連の流れを一試行として、全 4 条件の試行をランダムな順番で一通り行うセットを連続で 10 セット行った (図 6.3)。この 10 セットを 1 セッションとして、4 セッション行った。疲労による影響を減らすため、セッションごとに 5 分程度の休憩をはさんだ。実験は各条件 40 試行、全条件で 160 試行行った。

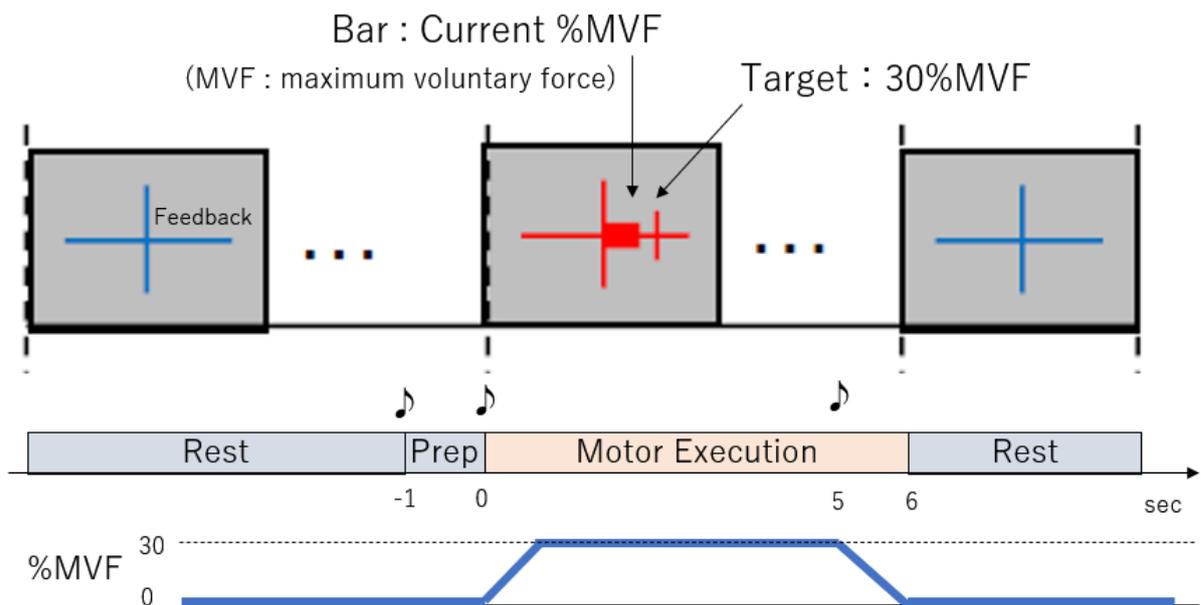


図 6.2: 1 試行の実験フロー

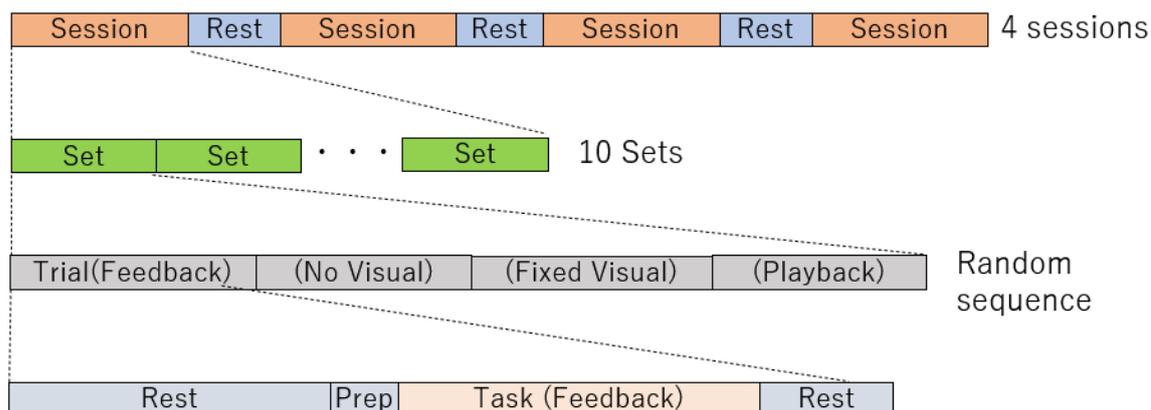


図 6.3: 実験全体のフロー

6.2.4 信号処理

本実験で計測した EEG データについて、実験 2 とほぼ同様の解析を行った。EEG データは、EEGLAB ソフトウェア [11] を用いて前処理を行った。取得した脳波データには、1 Hz のハイパスフィルタ、40 Hz のローパスフィルタ、50 Hz のノッチフィルタを適用した。脳波データは、0.0 秒に合わせた把持力の開始を基準に、12.0 秒のエポック (-4.0~8.0 秒) にビン分けした。エポックは目視で確認し、ノイズが多いと推定されるエポックを削除した。この実験でも、ICA を用いたアーチファクト除去を行った [1]。時間-周波数マップは、ウェーブレット変換を用いて計算した。ERD は、直近の Rest 期間 (すなわち、-4.0~-2.0 秒) の時間平均パワーを基準にして正規化して算出した。

6.2.5 統計解析

脳波データの解析では、ERD が発生する周波数帯が参加者によって異なることから、各参加者・条件で最も強い ERD が発生する特定の周波数帯を使用した。把持開始時 (0.0-1.0 秒) に最も強い ERD が発生する周波数帯 (3 Hz 幅) を算出し、その周波数帯における維持中 (2.0-4.0 秒) の平均 ERD を分析対象とした。ミューバンド (8-13 Hz) とベータバンド (14-30 Hz) の各周波数帯について、 μ -ERD と β -ERD を算出した。算出された ERD の値は、各条件でまとめられ、以下の方法で統計的に検定された。Shapiro-Wilk 検定を用いて、全参加者の ERD (チャンネルと条件ごとに平均化したもの) が正規分布となりうるかどうかを確認し、0.01 の閾値で棄却される場合もあったため、Wilcoxon の符号順位検定を用いて統計的検定を行った。

6.3 結果

6.3.1 把持運動の検証

把持力と脳波特徴の関係を明らかにするために、まず、参加者が実験で実際に発揮した把持力を分析した。

参加者はPlayback中のバーの動きは把持力と無関係だと認識していることは実験後に口頭で確認しているが、無意識にその動きに引っ張られている可能性がある。それを調査するため、Playbackのバーの動きとタスク中の把持力の変動の相互相関を算出した。もしバーの動きを実際の動きとご認識していた場合、バーの動きと把持力は連動する筈であり、Playback条件の相互相関係数は他の条件よりも高くなると推測される。まず各試行ごとに、Task期間の1-5sのPlayback用の動きと%MVFの相互相関係数を計算した。その後、相互相関係数の中央値を参加者ごとに算出し、条件間で差があるかをWilcoxon signed-rank testを用いて統計的検定を行った。その結果、図6.4に示すように、FV条件がFB条件に比べ有意に小さい値がみられたが($p = 0.0098$)、FV-PB間($p = 0.0645$)およびPB-FB間($p = 0.1055$)には有意な差は見られなかった。FB条件中に表示されるバーの動きはリアルタイムのものであり、Playbackの動きとは関係ない。そのFB条件に比べPB条件の相互相関係数は有意な差はなく、僅かながら少ない傾向を示しているため、参加者はPlaybackのバーの動きに影響を受けていないと考えられる。

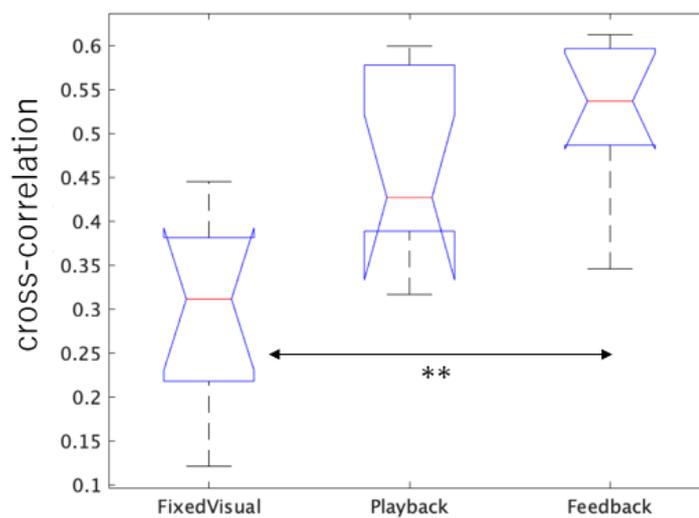


図 6.4: 相互相関係数

さらに、視覚的な力覚フィードバックによって、把持力調整の頻度が増加するかどうかを調べ

た. タスク期間中の 2.0-4.0 秒の間の%MVF を抽出し, 平均値に対してゼロクロスした回数をカウントした. また, 視覚や触覚による力のフィードバックではなく, 手の震えや脊髄反射による変動を排除するために, 8 点 (約 0.03 秒幅) の移動平均をとった. その結果, 図 6.5 に示すように, FB 条件は他の条件に比べ有意にゼロクロス回数が多くみられた (FV: $p = 0.0156$, PB: $p = 0.0156$). 一方, FV 条件と PB 条件では差がほとんど見られなかった ($p = 0.5313$). この結果から, 視覚フィードバックにより力の調整が頻繁に起きており, それが無い場合は皮膚感覚による低頻度の調整のみ行っていると考えられる.

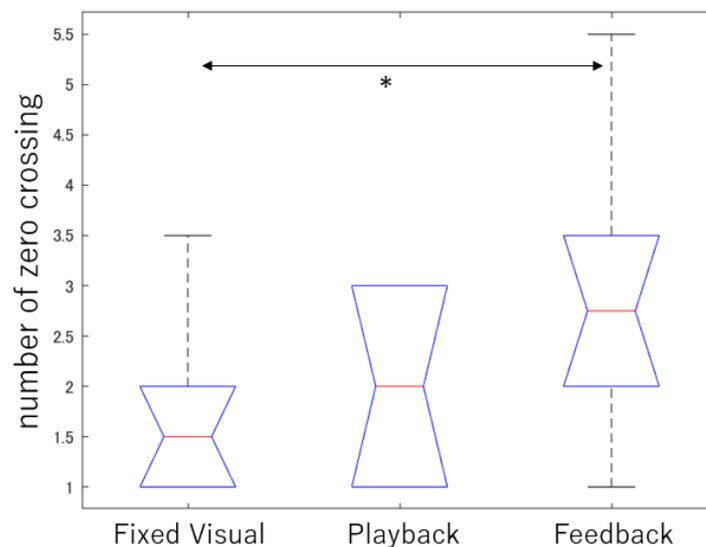


図 6.5: ゼロクロス回数

6.3.2 ERSP の時間周波数マップ

図 6.6 に, 各条件各チャンネルにおける相対的なパワーの減少 (ERD) と増加 (ERS) の時間経過を示した. 横軸はタスク期間開始時 (0.0 秒) に合わせた時間, 縦軸は周波数を表す. カラーバーは相対的なパワーを示し, パワー低下である青色が ERD が出ているとみられる. 運動野および体性感覚野のチャンネルでは, VO 条件で ERD がほぼみられなくなっている. FV 条件では, 把持の開始時及び終了時に ERD が発生し, 把持を維持している間は ERD が弱まる傾向が見られた. PB 条件および FB 条件では, μ -ERD が継続して発生しており, また β -ERD も μ -ERD に比べ弱めではあるが同様の傾向が見られた.

一方で, Oz (視覚野) の ERD/S の傾向をみると, VO 条件ではタスク中も ERD が見られているのに対し, FV ではタスク中盤に ERD が消失する傾向が見られた. 運動野では把持運動を行っ

ている条件で ERD が観測され、視覚野では視覚刺激がある場合に ERD が発生していることから、本実験の解析処理により、脳部位ごとの特徴を検出できていると考えられる。

6.3.3 ERD の統計解析結果

把持運動の維持中における ERD が各条件によりどのような影響をもたらすか調査するため、各条件における μ および β -ERD を統計的に比較した (図 6.7, 6.8)。これらの箱ひげ図は、統計解析の項で述べた方法で、把持維持期間 (2.0-4.0 秒) の ERD を因子ごとに検定した結果を表している (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$)。また、各検定結果を表 6.1 にまとめた。

全体的な傾向としては、VO・FV での ERD は弱く、PB よりやや FB の方が強い ERD が見られている。各チャンネルごとの結果では、右手の一次運動野 (C3) および運動前野 (FC3) では VO-FB 間でのみ μ -ERD で有意な差がみられた。補足運動野 (Fz) ではどの条件間でも有意な差は見られなかった。左手の一次運動野 (C4) では、VO-FB だけでなく VO-PB 間にも μ -ERD で有意な差が見られた。足の一次運動野 (Cz) では、VO よりも FV で ERD が弱くなる傾向が見られた。運動野のどのチャンネルでも、PB 条件と FB 条件では有意な差は見られなかった。一方で、体性感覚野の CP3 においてのみ、PB 条件に比べ FB 条件の β -ERD が有意に強い傾向が見られた。

これらの結果は、実験 2 と異なる傾向が多く見られている。実験 2 の Feedforward 条件 (FF) と Feedback 条件 (FB) はそれぞれ、本実験 3 の FV 条件と FB 条件と対比している。そして実験 2 では、ほとんどの運動野において有意な差がみられたのに対し、実験 3 では図やグラフからは傾向はみられるものの、いくつかのチャンネル、C3 において有意な差があるとは言えない差となっている。この原因としては、実験データ数および検定の補正の差によるものと考えられる。実験 2 では、10, 25 %MVF の 2 条件をまとめており、各 FF・FB 条件で 2×10 人の計 20 個のデータで検定を行っている。それに対し、実験 3 では各条件で 10 人のデータとなっており、検定数が少ない。また、実験 3 では複数の条件を組み合わせで比較しているため、ボンフェローニ補正をかけており、実験 2 に比べ差が出にくいものとなっている。

そこで、C3 の周辺チャンネルと合わせて検定をする方法を試した。C3 および周辺の C1, C5, FC3 を含めた 4 チャンネルを合わせ、各条件で 40 データを用いて上記と同様の検定を行った。C3 の前後左右としては CP3 も含まれるが、実験 2 では CP3 が他と異なる傾向を見せたことと、運動野という範囲で診断させるため、この 4 チャンネルを選択した。この解析においてもボンフェローニ補正をかけている (図 6.9, 表 6.2)。その結果、VO, FV が有意に PB, FB と比べて ERD が弱い傾

表 6.1: 条件間の ERD 検定結果 (p 値)

| μ -ERD (8-13 Hz) | | | | | | |
|-------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Channel | VO-NV | VO-PB | VO-FB | NV-PB | NV-FB | PB-FB |
| FZ | 1.934 | -1.395 | -0.504 | -0.164 | -0.387 | -2.590 |
| FC3 | 2.953 | -0.785 | -0.012 | -0.504 | -0.117 | -0.223 |
| C3 | -6.000 | -0.082 | -0.012 | -0.633 | -0.387 | -0.293 |
| Cz | 0.164 | 6.000 | -0.293 | -0.059 | -0.012 | -0.785 |
| C4 | -1.934 | -0.023 | -0.012 | -0.082 | -0.117 | -0.164 |
| CP3 | -6.000 | -0.117 | -0.023 | -0.504 | -0.504 | -1.934 |
| β -ERD (14-30 Hz) | | | | | | |
| Channel | VO-NV | VO-PB | VO-FB | NV-PB | NV-FB | PB-FB |
| FZ | -2.590 | -0.082 | -0.293 | -0.164 | -0.164 | -5.531 |
| FC3 | -0.504 | -0.223 | -0.223 | -5.531 | -6.000 | -2.590 |
| C3 | 4.617 | -0.785 | -0.059 | -0.293 | -0.164 | -2.953 |
| Cz | 0.223 | -2.590 | -0.059 | -0.059 | -0.023 | -0.387 |
| C4 | -6.000 | -0.293 | -0.023 | -0.117 | -0.012 | -1.934 |
| CP3 | 2.590 | -0.633 | -0.023 | -0.117 | -0.012 | -0.023 |

ボンフェローニ補正込み (6 倍) 正: 左条件 < 右条件, 負: 左条件 > 右条件

向が見られた。また, FB では PB に比べ ERD が有意に強くみられた。 μ と β の違いとしては, μ -ERD は FV 条件が最も弱い傾向が見られたのに対し, β -ERD では VO より僅かに強い傾向となっており, FV-PB で有意差が見られなくなっている。

6.3.4 μ 波帯の中での周波数帯の ERD の違い

C3 の ERSP (図 6.7) の μ 帯域に注目すると, VO 条件ではやや低めの周波数帯で ERD が見られ, FV 条件ではやや高めの周波数帯で ERD が発生しているように見える。 PB 条件ではそれらを合わせたような結果に感じられる。特にこの傾向がみられた参加者 A と J の VO・FV 条件の

表 6.2: C3 周辺 4 チャンネルを複合した検定結果 (p 値)

| Frequency | VO-NV | VO-PB | VO-FB | NV-PB | NV-FB | PB-FB |
|-----------|--------|--------|-----------|--------|---------|--------|
| μ | 1.804 | -0.010 | -7.64E-07 | -0.002 | -0.0003 | -0.032 |
| β | -5.295 | -0.041 | -0.0001 | -0.083 | -0.003 | -0.037 |

ボンフェローニ補正込み (6 倍) 正: 左条件<右条件, 負: 左条件>右条件

ERSP を図 6.11 に示す. 図の赤線は, μ 帯域を 8-10 Hz と 11-13 Hz に切り分けている. VO 条件では 8-10 Hz の範囲で ERD が見られる一方, 11-13 Hz では被験者 J は ERD が見られず, 被験者 A は ERS が発生している. FV 条件では, 8-10 Hz は 2-4 秒に ERD がほぼ見られないのに対し, 11-13 Hz では ERD が生じている. これまで ERD の生じる周波数帯は個人差があるためとタスク開始時に最も ERD が観測された周波数帯を使用していたが, この周波数帯の差による影響を調べるため, 低 μ 波帯 (8-10 Hz) と高 μ 波帯 (11-13 Hz) でそれぞれ ERD を算出し比較を行った (図 6.11, 表 6.3). この周波数帯の違いにより, ERD の傾向の違いが見られた. 低周波数帯である Low- μ -ERD では, 条件間での差が見られず, 特に PB・FB で平均や分布としても差がみられない. それに対し, 高周波数帯である High- μ -ERD では, VO, FV と比べ FB で有意に強い ERD が見られた.

また, 前セクションと同様に有意差が出にくい条件のままであるため, この周波数帯域で改めて周辺チャンネルとの複合した ERD で検定を行った (図 6.12). その結果, 低 μ 波帯では, FV が最も小さく, 続いて VO も FB との有意差が見られるようになり, また FV が最も小さく, PB と FB との有意差が見られた. 高 μ 波帯では, $VO \cong FV \ll PB \ll FB$ の結果となった.

表 6.3: C3 および周辺 4 チャンネル複合での低/高 μ 波 ERD(p 値)

| | VO-NV | VO-PB | VO-FB | NV-PB | NV-FB | PB-FB |
|---------------|--------|---------|-----------|---------|-----------|---------|
| C3 low | 2.953 | -1.160 | -0.117 | -0.633 | -0.633 | -2.590 |
| C3 high | -0.785 | -0.059 | -0.012 | -0.164 | -0.035 | -0.059 |
| C3around low | 0.202 | -0.308 | -0.002 | -0.002 | -0.002 | -0.773 |
| C3around high | -2.662 | -0.0004 | -2.31E-07 | -0.0003 | -5.28E-07 | -0.0001 |

ボンフェローニ補正込み (6 倍) 正: 左条件<右条件, 負: 左条件>右条件

6.4 考察

実験3では、フィードバックを与えたことによる目標値の更新によってERDが生じるという仮説に基づき、視覚刺激と視覚フィードバックを比較できる条件下での把持動作の維持中のERDを調査した。その結果、(1)C3を含めた周辺チャンネルによるERDは視覚フィードバックにより強く発生すること、(2)フィードバックの有無による違いは、mu波帯の中でも高周波数帯域のERDにより生じていること、が分かった。この結果は、視覚刺激ではなく、視覚フィードバックがあることで可能となる目標値の更新によりERDが強く発生していることを示しており、仮説が立証されたといえる。

これらの結果と実験1,2の結果を踏まえ、ERDの生成機序についての考察を次章に記述する。

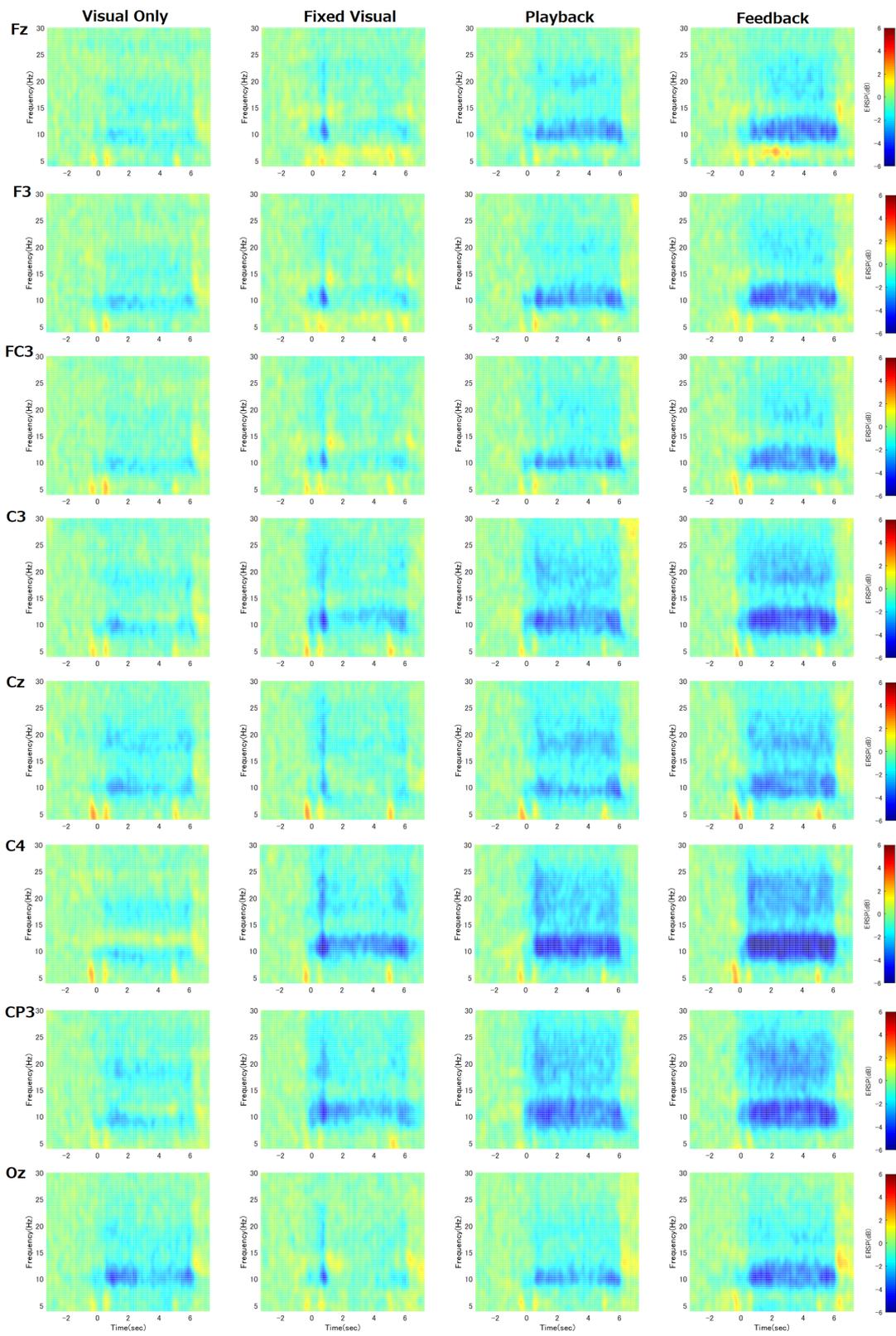


図 6.6: 各チャネルの ERSP

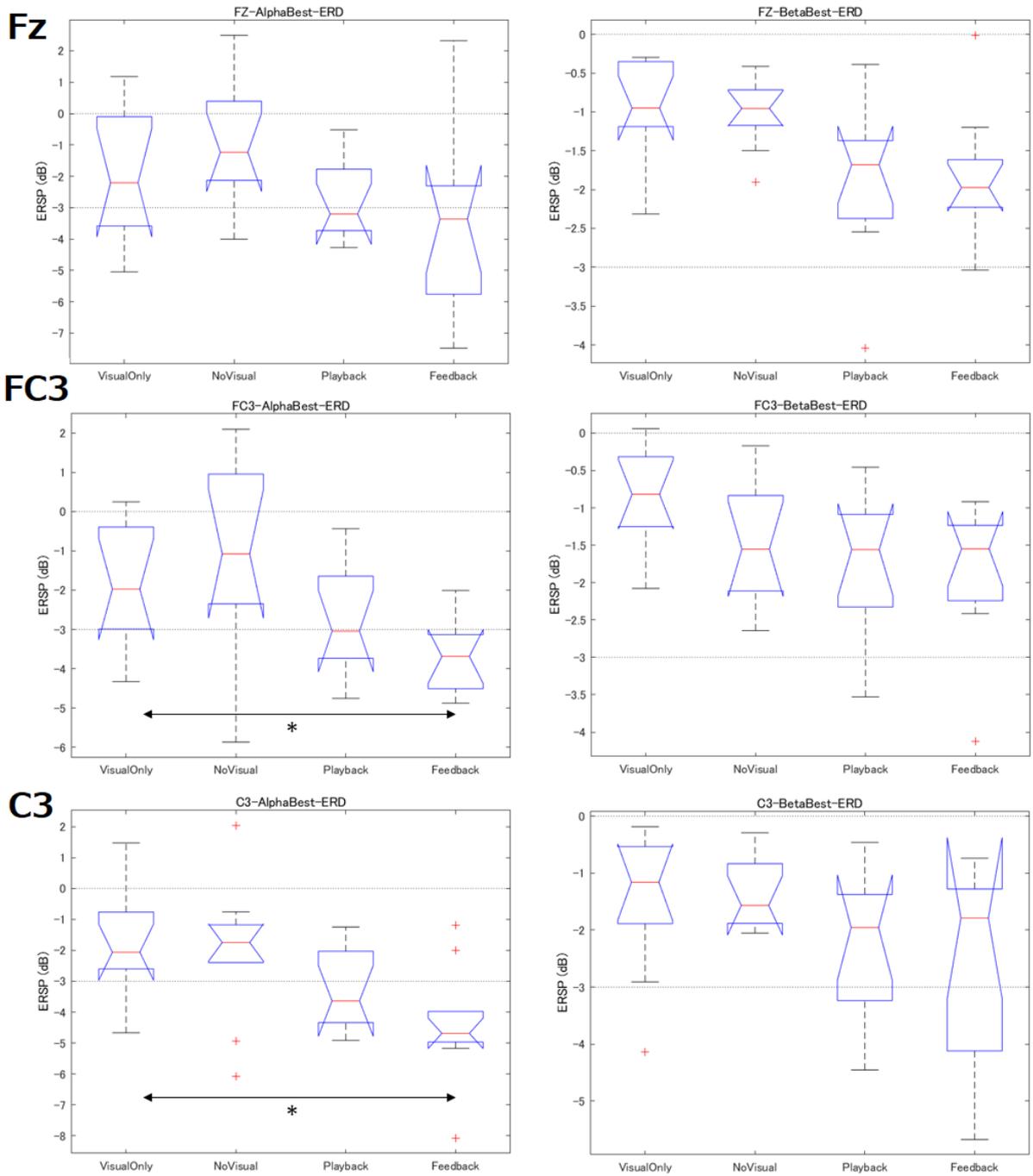


図 6.7: 補足運動野・右手運動前野・右手一次運動野の ERD

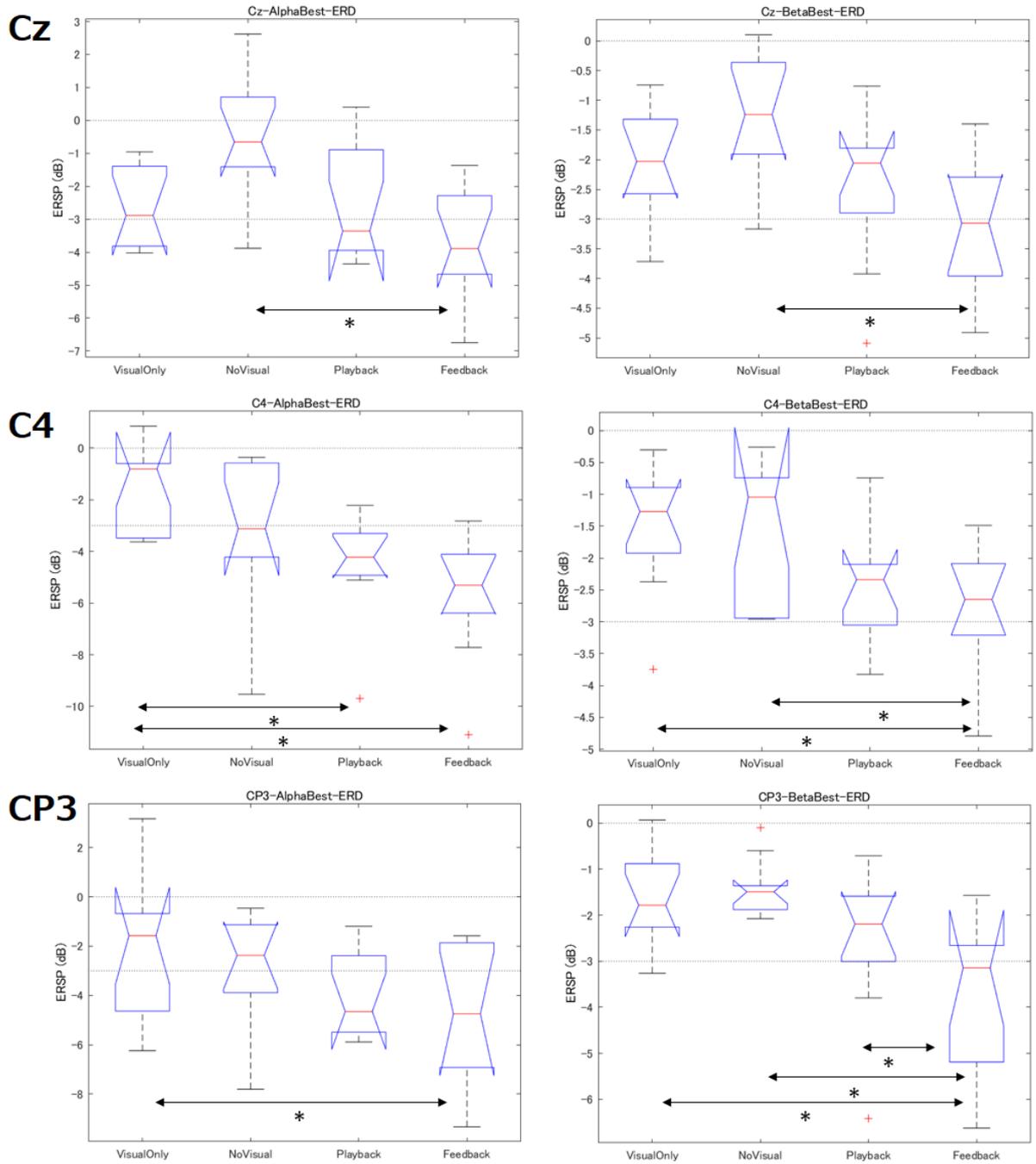


図 6.8: 足および左手一次運動野・右手体性感覚野の ERD

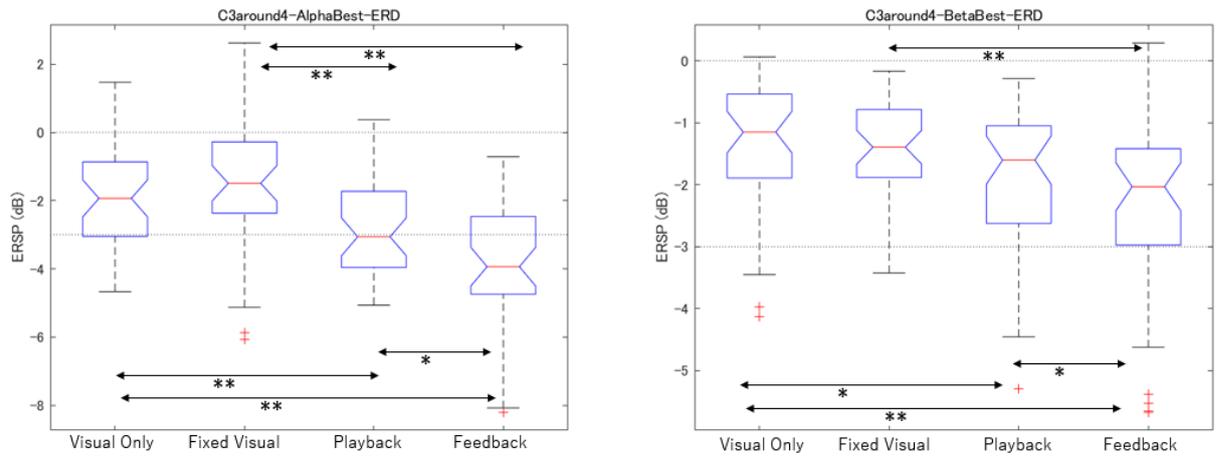


図 6.9: 右手一次運動野および周辺 3 チャンネルの複合 ERD

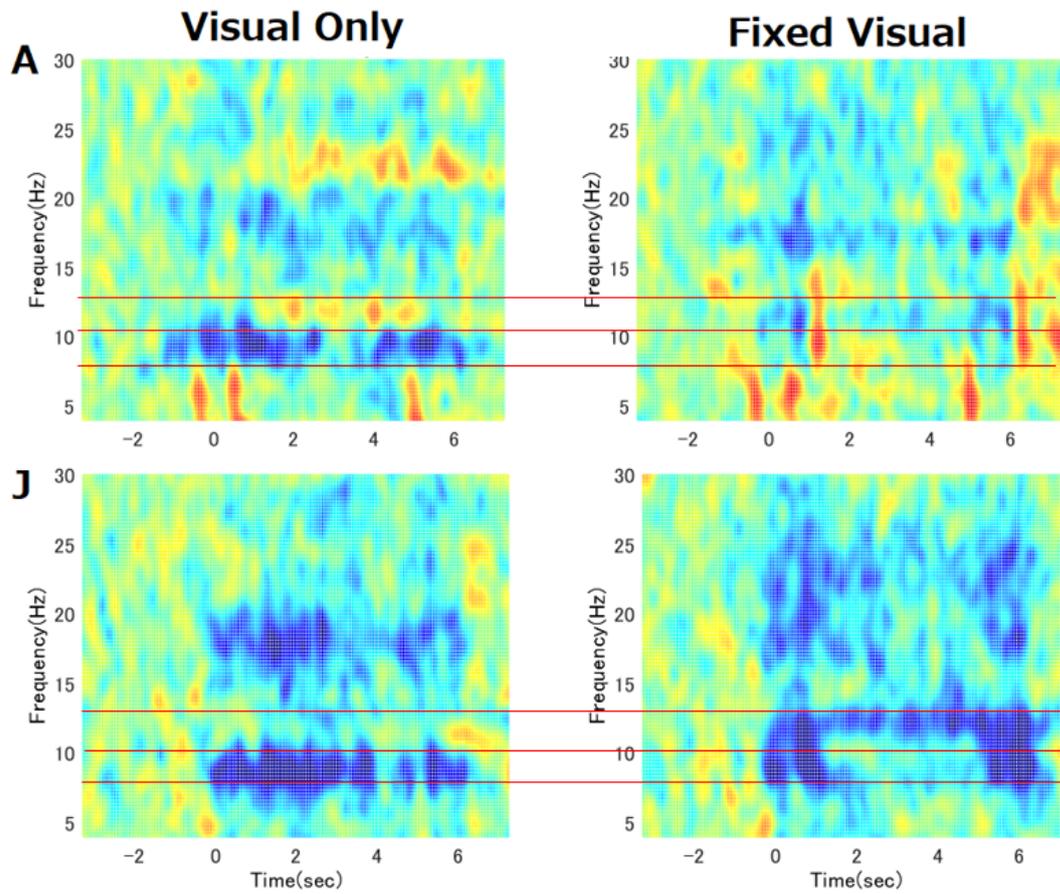


図 6.10: μ -ERD の周波数帯の違い (C3)

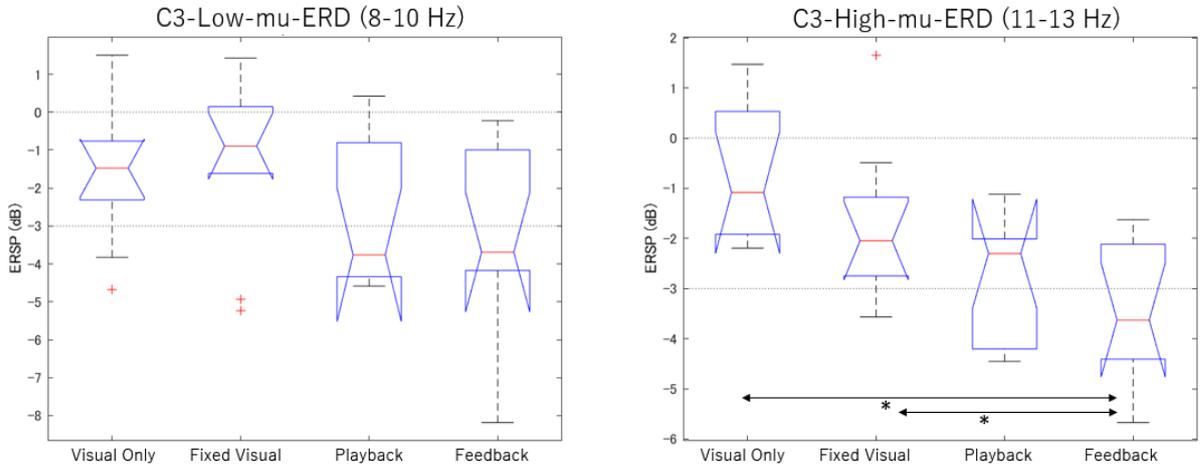


図 6.11: C3 Low/High- μ -ERD の統計結果

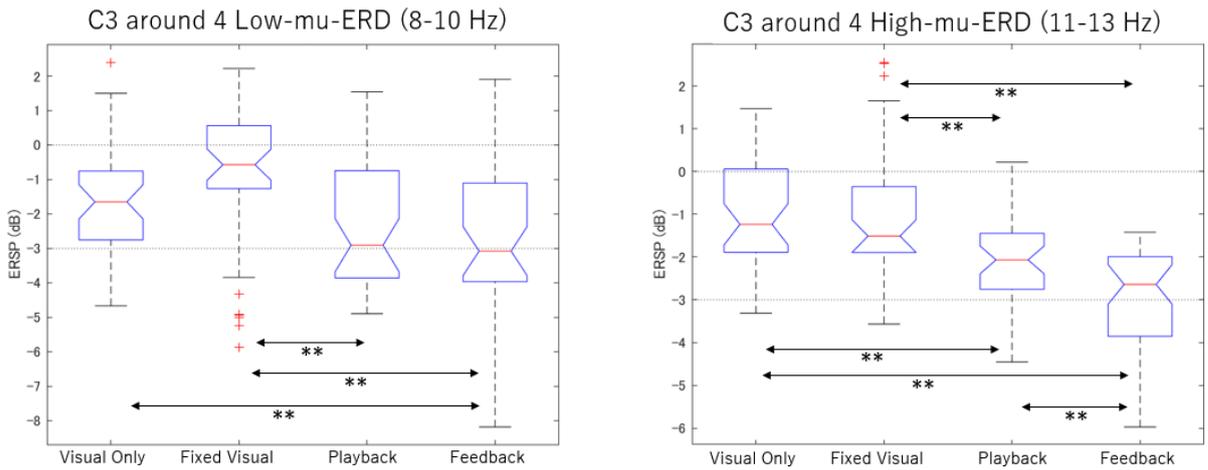


図 6.12: C3 および周辺 3 チャンネルの複合 Low/High- μ -ERD

第7章 考察

7.1 考察

本論文では、ERDの生成機序解明を目的として、ERDと運動負荷および視覚フィードバックの関連を調べるため、様々な把持運動条件中のEEG計測実験を行った。3つの実験により、発揮する力の強さは運動野のERDに影響しないこと、視覚フィードバックにより力の調節を行うことでERDが強くなること、という2つの大きな結論が得られた。本章ではこの二つの結論を基に、先行研究と比較をしながらERDの生成機序について考察を行った。

まず先に、3.9章でも述べたように、人間の感覚運動処理は、運動を行おうとする運動企図、運動軌道を計算する運動計画、筋肉の制御信号を生成する運動コマンド、そして触覚や視覚による感覚フィードバックが戻ってくる流れがあると考えられる。この運動計画と運動コマンドは、Soberらにより視覚情報と固有受容感覚による重みづけがそれぞれされていることが示されている [65]。この感覚運動処理の概略図を図7.1に示す。運動意図・運動計画・運動コマンドと流れていき、その筋肉の制御信号が筋繊維へ伝わり、運動が行われる。その後、筋肉などの固有受容感覚や手の平の皮膚感覚が体性感覚野に送られ、その情報をもとに運動コマンドが再制御される。この時、大きく目標と異なる感覚が得られた場合は軌道の再計算も行われるため、運動計画にも少し影響があると考えられる。また、視覚フィードバックがある場合、その情報が視覚野を通じて運動野へ送られ、目標との差異があれば運動計画が再更新されると考えられる。この流れと実験結果を踏まえ、運動野のERDが運動計画と運動コマンドどちらで生じているかを考察する。

7.1.1 把持力とERDの関係

把持力の強さとERDの関係は、実験1と2で調査した。実験1では、3つの異なる速度パターンと4つの異なる運動負荷のもとで把持運動を行った結果、負荷の大きさは右手一次運動野の μ および β -ERDに有意な影響を及ぼさないことが分かった。実験2では、視覚フィードバックの有無と3つの筋力発揮量（うち一つは除外）のもとで把持状態の維持を行った。その結果、把持力

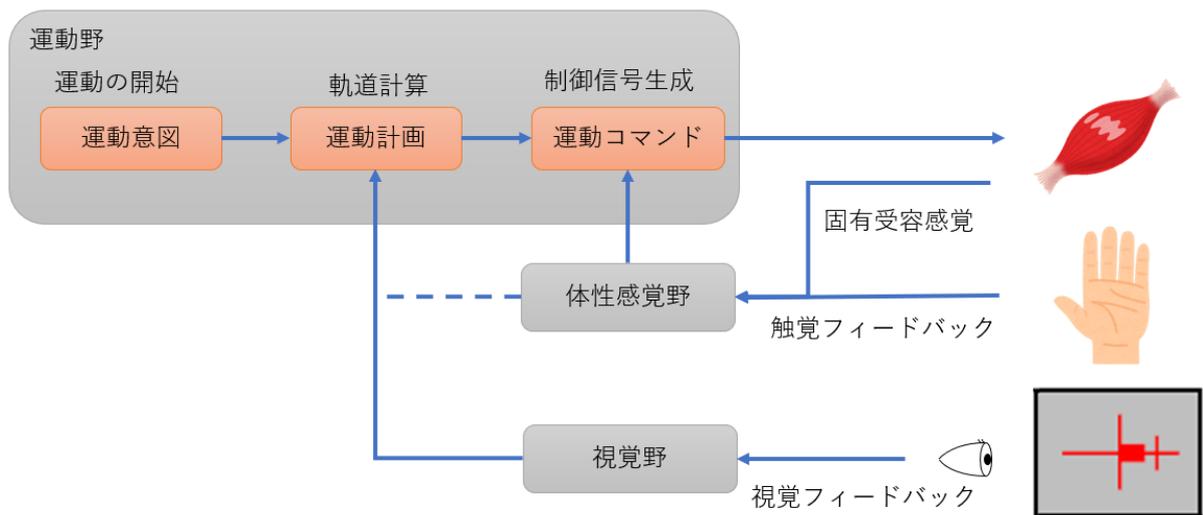


図 7.1: 感覚運動プロセス

の強さは、運動野に生じる μ -ERD および β -ERD の強度に有意な影響を及ぼさないが、体性感覚野に生じる β -ERD の強度には影響を及ぼすことが分かった。このことから、ERD / ERS の変調は、運動負荷に抵抗するための筋活動に依存していない可能性が示唆された。

ERD/ERS の変調と運動努力との関係は、いくつかの先行研究で調べられている。

Kilavik らは、物体を安定して保持している間、 β 律動のパワーが相対的に増加し、緊張性収縮筋の EMG と位相同期していることを報告した [31]。Stancak らは、運動課題として複数の運動負荷に対する指の持ち上げ動作を用い、最も重い負荷条件では μ -ERD の持続時間（時間平均 μ -ERD レベルではない）が有意に長く、運動後の β 同期も無負荷条件に比べて最も重い負荷で長くなることを報告し、ERD / ERS は外部負荷の影響を受けると結論づけている [68]。Chakarov らは、EEG と EMG のスペクトル・パワーは 3 つの力の条件の間で有意な差を示さなかったが、 β レンジの EEG-EMG コヒーレンスは負荷の増加とともに増加したと報告している [6]。Wang らは、異なる筋力の運動イメージは、 β -ERD によってリアルタイムで分類できるが、 μ -ERD では分類できないことを報告した [79]。Tatti らは、異なる距離にある標的に到達するためのインパルス力は異なるが、到達課題中に発生する力は β -ERD と相関しないことを報告した [76]。Gwin らは、足の等張運動と等尺運動において、高負荷時に補足運動野の ERD がやや強くなることを報告した [20]。Tan らは、パーキンソン病患者の脳深部の視床下核において、把持の強さに応じて β パワーが抑制され (β -ERD)、ガンマパワーが増加した (gamma-ERS) ことを報告している [74]。さらに、fMRI 研究では、皮質の BOLD 信号が把持力レベルと相関している可能性が指摘されている

[10, 30]. Pistoohl らは、6 Hz 以下と 14 Hz 以上の ECoG 信号を組み合わせることで、てんかん患者が行った 2 種類の重さのコップを移動させる運動を、低い精度ではあるが分類できることを報告している [55]。一方、このデータを用いて把持の開始時間や動作予測を試みた研究では、その検出精度には 6 Hz 以下の信号が最も貢献し、続いて γ 帯の広範囲の信号、そして β 帯が僅かに貢献することが見られた。ただ、把持力が運動関連パワー減少の振幅に影響しないことを示唆している [56]。

要約すると、先行研究では、fMRI や ECoG は負荷の重さに関連する脳活動を区別できるという知見があるが、EEG の ERD を用いた研究では、条件によって傾向が異なる。運動負荷による脳活動の違いを見出した Wang, Gwin, Pistoohl の結果とは、見つかったチャンネルの周波数帯や位置が異なっている [79, 20, 55]。これは、運動の種類によって、負荷の処理が異なる可能性を示していると考えられる。Wang の実験では運動イメージを用いたのに対し、私たちの実験では運動実行を用いたため、両者の脳内プロセスが互いに異なっている可能性がある [79]。また、運動イメージによって異なる把持力を想像できたかどうかを証明することは難しい。Gwin は ERD の程度が力の大きさと相関することを報告しているが、彼らは等尺性と等張性の両方の条件で、筋力発揮直後の ERD を比較しただけである [20]。したがって、瞬間的な力の発揮と連続的な力の発揮では、脳のプロセスが異なる可能性がある。また、Pistoohl は ECoG を用いて動作分類の実験を行っているが、分析したチャンネル範囲は運動野だけでなく体性感覚野も含まれている [55]。もし、分類結果がこの領域の情報に由来するのであれば、彼らの発見は、負荷の強さが運動野ではなく体性感覚野の μ -ERD に関係するという我々の結果と一致する。しかし、5 Hz 以下と 54 Hz 以上の信号が主に分類精度に寄与していることから、これらは、 μ -ERD や β -ERD とは異なる神経プロセスであると考えられる。

感覚運動処理では、運動負荷が強くなるほど必要となる筋繊維が増え、運動ニューロン群を制御する運動コマンドに影響を及ぼすと考えられる (図 7.2)。本研究の結果は運動皮質の ERD が運動負荷の強さを反映していない可能性を示していることから、 μ および β -ERD の強さは、運動コマンド生成よりも運動計画プロセスを反映している可能性を示唆している。また、把持の維持による筋力発揮中では ERD が減少する傾向がみられているが、その筋力発揮のために運動コマンドが生成され続けていると考えられるため、運動コマンドは ERD への影響は薄いと考えられる。

一方、体性感覚野の μ -ERD は、運動負荷の強さを反映している可能性も示唆された。圧力ではないが Seo らは皮膚への振動刺激が運動時の感覚運動皮質の EEG に影響を及ぼすことを明らかに

しており [63], 体性感覚野の μ -ERD も負荷の強さに応じて変化する皮膚感覚の強さを反映している可能性がある。

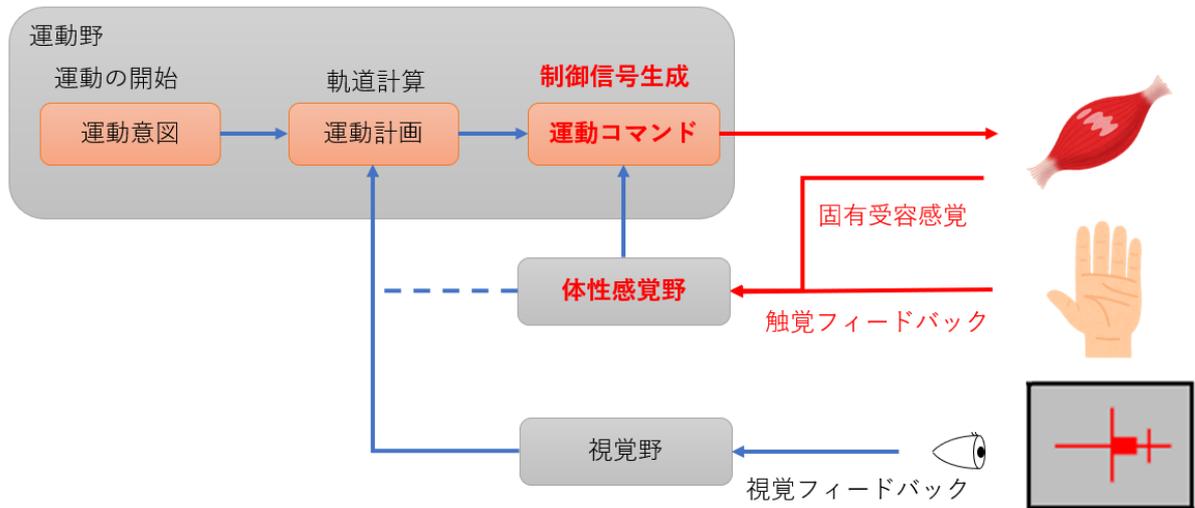


図 7.2: 負荷の強さにより影響をうける感覚運動プロセス

7.1.2 視覚フィードバックと ERD の関係

把持の維持中における、視覚フィードバックの有無が ERD に与える影響について、3つの実験で調査を行った。実験 1 では、握る・開くを繰り返した場合 (Slow, Fast) は ERD が継続して発生していたのに対し、把持を維持している条件 (Hold) で有意に弱くなった。この実験ではハンドグリップなどの器具を握っており、また視点は把持のタイミングを指示するモニタを注視しているため、発揮力の視覚フィードバックはない状態となっている。

実験 2 では、%MVF をリアルタイムで参加者に表示することで、把持力維持時の ERD に対するフィードバック制御やフィードフォワード制御の効果を調べた。その結果、把持力の視覚フィードバックを与えた時に連続的な ERD が発生し、逆に感覚フィードバックのみの場合は ERD が減少する傾向が見られた。

そして実験 3 では、視覚刺激と視覚フィードバックを区別可能な実験条件での ERD を調査した。その結果、右手の体性感覚野のベータ ERD においてフィードバックがあるときに特に ERD が強く発生したこと、右手一次運動野周辺の ERD はフィードバックがあるとより強く発生すること、また μ 波帯の中でも高周波数帯域の ERD により生じていること、が分かった。

実験全体の結果として、把持動作中のオンラインの視覚的な力のフィードバックは、 μ および β -ERDの誘発にプラスの効果があることが明らかになった。

本実験と同様の結果は、先行研究でも報告されている。Gwinらは、高密度脳波のICAが下肢の運動課題を分類できるかどうかを検討し、運動課題の等尺性運動中にERDが減少することを報告した[20]。この時足の位置を微調整できるような視覚的フィードバックはなかったため、本実験のフィードバックなし条件と似ている。Fryらは、力の強さと力の展開率がMEGの β -ERD/ERSに影響するかどうかを調査した[16]。この実験では、等尺性の手首屈伸運動を行い、その発揮量をリアルタイムで視覚的にフィードバックした。その結果、運動中にも β -ERDが発生し続けていたことが報告されている。当実験条件と結果は、本研究のフィードバックあり条件と類似している。Mayhewらは、視覚的フィードバックのある把持運動とない把持運動の生理的な脳活動を、fMRIのBOLD信号を用いて調べた[42]。彼らは、把持の維持中に視覚的フィードバックがない場合に比べて、視覚的フィードバックによって前運動皮質と頭頂葉のBOLDが活性化されることを報告している。脳波はfMRIに比べて空間分解能が低いいため、今回の研究の脳領域とは一致しないものの、Mayhewらの生理学的知見は今回の結果と類似していると考えられる。

これらの結果を感覚運動処理に当てはめてみる。把持力の制御中に視覚的なフィードバックがないフィードフォワード制御の場合、得られる情報は固有受容感覚や触覚によるフィードバックのみであり、運動コマンドが主に処理として関わっている(図7.3)。一方リアルタイムでリアルタイムで視覚的な力のフィードバックがある場合、参加者は現在の把持力と目標値の力の差を確認することができ、運動計画を頻繁に更新して把持力を調整し続けることができる(図7.4)。フィードバック制御の方がERDが有意に強く発生していることから、運動計画における脳処理がERDに最も影響していると考えられる。仮想平衡点の継続的な計画が、継続的な μ -ERDの発生につながったと考えられる。なお、フィードフォワード制御中においてもERDはやや弱くはあるが発生しているが、これはゼロクロス回数からみられるようにフィードバック制御と比べ少ないものの目標値の変更は行われており、皮膚感覚情報等を基に何度か運動計画は更新されていたからと考えられる。

7.2 今後の課題

ここで、BCIを用いたニューロリハビリテーションの応用の可能性について述べる。

「はじめに」で述べたように、健常者の運動遂行の神経経路は、片麻痺患者が実際に体の一部を

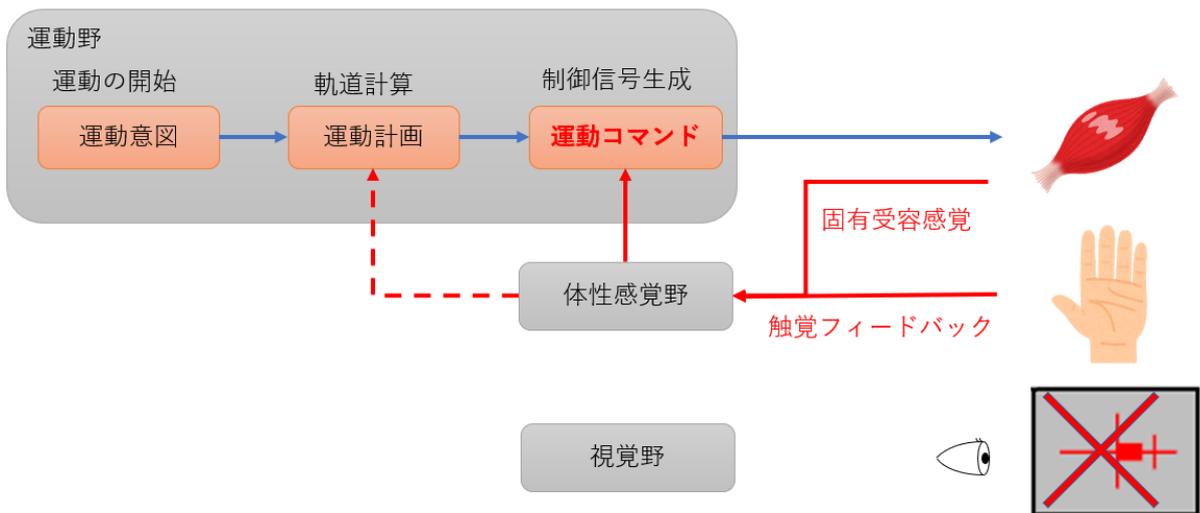


図 7.3: フィードフォワード制御中の感覚運動プロセス

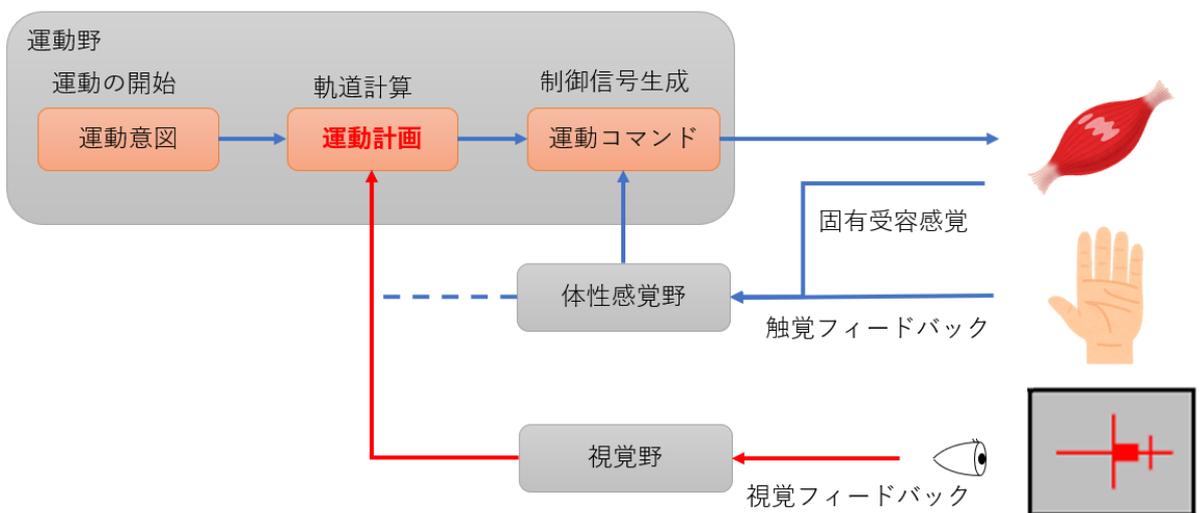


図 7.4: 視覚フィードバック制御中の感覚運動プロセス

動かそうとすることで運動意図や運動計画を生み出していることから、患者の運動訓練と類似していると推測される。そのため、運動実行に焦点を当てた本研究は、患者のトレーニングのためのBCIアプリケーションの開発に貢献する可能性がある。ただ、本当に麻痺患者の運動想起（実運動の試み）によっても同様の結果となるか、調べる必要がある。

もう一つ気になる点として、実験3では μ -ERDの中でも、高 μ 波帯でフィードバックによる差が見られ、一方で低 μ 波帯では差がみられ内ないという傾向が見られた。ただ、この傾向は全ての参加者に見られるものではなかった。現在多く使われるERD解析では、 μ 、 β の区分で帯域

を分け各帯域の中で特に ERD が強く出る周波数帯を参加者ごとに使用する方式となっている。だが、この μ 波帯などの区分の中でもさらに帯域の違いで ERD の発生傾向が異なる、つまり機能が異なることが明確になれば、ERD 型 BCI の分類精度の向上につながると期待される。そのため、今回の参加者群で偶然見られた傾向なのか、それとも帯域により機能が異なるのか、調査する必要があると考えている。

第8章 結論

本論文では、特定の脳活動の変化を計測することでシステムを制御するブレイン・コンピュータ・インタフェース (Brain Computer Interface: BCI) のなかでも、運動や運動想起によって発生する事象関連脱同期 (event-related desynchronization: ERD) と呼ばれる脳波特徴量を利用した ERD 型 BCI の精度向上のため、ERD の生成機序の解明を試みた。運動時の脳内プロセスである「運動意図」「運動計画」「運動コマンドの生成」「感覚フィードバック」の流れの中で、視覚情報を主として運動の軌道を計算する運動計画と、自己受容感覚の情報を合わせて筋肉の制御信号を生成する運動コマンドのいずれかが ERD に強く関係していると推測される。そこで運動計画と運動コマンドに関連した様々な把持運動中の EEG 計測実験を行い、ERD の発生傾向の違いから関連する脳内プロセスの推測を行った。

一つ目の実験では、手の姿勢の変化と筋力発揮量が ERD に影響するという仮説を基に、ハンドグリップなどを用いた4種類の運動負荷と、維持および $1/3$ Hz・1 Hz で握る3種類の運動速度を組み合わせた12条件の把持運動を行った。その結果、負荷による ERD の影響は見られないこと、維持している間は ERD が減少することが確認された。把持の維持中は筋力発揮が継続して行われているにも関わらず ERD が弱まったことから、ERD は単純に筋力・運動制御により発生するものではないと考えられる。なお、器具を握る動作のため、負荷以上の筋力発揮をしていた可能性は否定できていなかった。

そのため二つ目の実験では、視覚フィードバックによる姿勢や力の再計算が ERD に影響すると仮説を基に、参加者ごとの最大発揮力を基準とした3段階の負荷と、視覚フィードバックの有無を組み合わせた6条件での把持を維持する運動を行った。その結果、負荷は体性感覚野の ERD への影響を与えること、運動の維持中においては視覚フィードバックがある時に ERD が発生する傾向が見られた。視覚フィードバックを与えることで参加者は力の調節が可能となることから、手の姿勢・目標の更新が ERD の発生に関与している可能性が示唆された。ただこの実験条件では、フィードバックの有無だけでなく、視覚刺激も異なっており、この刺激の違いによる影響を否定できない。

そこで三つ目の実験では、先の仮説を明確に証明するため、視覚刺激と視覚フィードバックを比較可能な4条件での把持の維持中におけるERDを調査した。その結果、視覚フィードバックと類似した、しかし無関係な視覚刺激を与えた場合と比べ、視覚フィードバックを与えた場合にERDが強く発生することが確認された。この傾向は、 μ 波帯(8-13 Hz)の中でも高い周波数帯域(11-13 Hz)にみられた。

これらの結果から運動野のERD生成機序の推察として、まず筋力発揮量がERDに影響しないことから、筋肉の制御信号を生成している運動指令の生成は影響しないと考えられる。そして、視覚フィードバックにより力の調節が可能な場合にERDが強く発生することから、運動の目標(仮想平衡点)を更新することがERDを生じさせる、つまり運動計画こそがERDの生成に最も関連していると考えられる。運動計画の更新がERDに最も重要であるならば、ERD型BCIを制御する場合は、力を込めるようなことはせず、速く手を動かす、手を小刻みに動かすことが有効であると推測される。しかし、麻痺患者は随意的な運動を行うことが困難なため、麻痺患者の運動想起(実運動の試み)によっても同様の結果となるか調べる必要がある。また、実験3ではERDの中でも、高 μ 波帯においてフィードバックの影響が見られたが、いくつかの参加者ではこの傾向は見られなかった。もしこの帯域の違いが明確になれば運動種類の分類精度の向上につながるため、これが今回の参加者群で偶然見られた傾向なのか、それとも帯域により機能が異なるのか、調査する必要があると考えている。

謝辞

本研究を進めるにあたり、ご多忙の中、全般的なご指導をして下さった近藤敏之教授に深く感謝申し上げます。日本学術振興会様からご支援いただいた特別研究員奨励費（研究課題：20J10024）は、研究機材や学会発表、論文投稿等に活用させていただきました。また、株式会社ミュキ技研の瀧内規人様、立原結衣様には計測機器の扱い方や計測方法のアドバイスをいただき、深く感謝致します。本博士論文を審査して下さった田中聡久教授、清水郁子准教授、中條拓伯准教授、藤田桂英准教授、並びに実験結果や国際論文のレビューをして下さった Reading 大学の林叔克准教授、須藤珠水特任助教に深く感謝申し上げます。虎見佳子様には研究室の設備や実験機材の発注など様々な事務手続きを対応して頂き、厚くお礼申し上げます。そして、脳波研究の後輩であり、研究の相談や実験の手伝いなどをして下さった、服部学氏、戸敷創氏、虎渡大地氏に深く感謝いたします。また、同じ博士課程として宮下恵氏、吉田伊織氏には、研究のやり方や手続きなど、様々な相談に載って頂きました。並びに研究室の皆様には、日頃よりゼミなどを通じて数々の有益なご議論やご助言を頂きました。最後に、本論文を作成するにあたり、実験に協力して下さった実験参加者の皆様に、厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] Brendan Z. Allison, Stephen Dunne, Robert Leeb, José Del R. Millán, and Anton Nijholt. *Towards Practical Brain-Computer Interfaces: Bridging the Gap from Research to Real-World Applications*. Springer Science & Business Media, August 2012. ISBN 978-3-642-29746-5.
- [2] Zhongfei Bai, Kenneth N. K. Fong, Jack Jiaqi Zhang, Josephine Chan, and K. H. Ting. Immediate and long-term effects of BCI-based rehabilitation of the upper extremity after stroke: A systematic review and meta-analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1):57, December 2020. ISSN 1743-0003.
- [3] Hovagim Bakardjian, Toshihisa Tanaka, and Andrzej Cichocki. Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface. *Neuroscience Letters*, 469(1):34–38, January 2010. ISSN 03043940.
- [4] Anthony J Bell and Terrence J Sejnowski. An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution. *Neural Computation*, 7(6):1129–1159, November 1995.
- [5] Rocco Salvatore Calabrò, Maria Accorinti, Bruno Porcari, Luigi Carioti, Laura Ciatto, Luana Billeri, Veronica Agata Andronaco, Franco Galletti, Serena Filoni, and Antonino Naro. Does hand robotic rehabilitation improve motor function by rebalancing interhemispheric connectivity after chronic stroke? encouraging data from a randomised-clinical-trial. *Clinical Neurophysiology*, 130(5):767–780, May 2019. ISSN 13882457.
- [6] V. Chakarov, J. R. Naranjo, J. Schulte-Monting, W. Omlor, F. Huehe, and R. Kristeva. Beta-range EEG-EMG coherence with isometric compensation for increasing modulated low-level forces. *J. Neurophysiol.*, 102(2):1115–1120, Aug 2009.
- [7] Zenas C. Chao, Yasuo Nagasaka, and Naotaka Fujii. Long-term asynchronous decoding of arm motion using electrocorticographic signals in monkeys. *Frontiers in Neuroengineering*, 2010. ISSN 16626443.
- [8] Jin Woo Choi, Sejoon Huh, and Sungho Jo. Improving performance in motor imagery

- BCI-based control applications via virtually embodied feedback. *Computers in Biology and Medicine*, 127:104079, December 2020. ISSN 00104825.
- [9] Jae Woo Chung, Roxana G. Burciu, Edward Ofori, Stephen A. Coombes, Evangelos A. Christou, Michael S. Okun, Christopher W. Hess, and David E. Vaillancourt. Beta-band oscillations in the supplementary motor cortex are modulated by levodopa and associated with functional activity in the basal ganglia. *NeuroImage: Clinical*, 19:559–571, 2018. ISSN 22131582.
- [10] Steven C Cramer, Robert M Weisskoff, Judith D Schaechter, Gereon Nelles, Mary Foley, Seth P Finklestein, and Bruce R Rosen. Motor cortex activation is related to force of squeezing. *Human brain mapping*, 16(4):197–205, August 2002. ISSN 1065-9471.
- [11] A. Delorme and S. Makeig. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J. Neurosci. Methods*, 134(1): 9–21, Mar 2004.
- [12] Michel Desmurget and Angela Sirigu. Conscious motor intention emerges in the inferior parietal lobule. *Current Opinion in Neurobiology*, 22(6):1004–1011, December 2012. ISSN 09594388.
- [13] An H Do, Po T Wang, Christine E King, Ahmad Abiri, and Zoran Nenadic. Brain-Computer Interface Controlled Functional Electrical Stimulation System for Ankle Movement. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8:49, 2011.
- [14] Emanuela Formaggio, Silvia Francesca Storti, Ilaria Boscolo Galazzo, Marialuisa Gandolfi, Christian Geroin, Nicola Smania, Laura Spezia, Andreas Waldner, Antonio Fiaschi, and Paolo Manganotti. Modulation of event-related desynchronization in robot-assisted hand performance: brain oscillatory changes in active, passive and imagined movements. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1):24, 2013.
- [15] Antonio Frisoli, Claudio Loconsole, Daniele Leonardis, Filippo Banno, Michele Barsotti, Carmelo Chisari, and Massimo Bergamasco. A New Gaze-BCI-Driven Control of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation in Real-World Tasks. *IEEE Transactions on Systems*,

Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews), 42(6):1169–1179, November 2012. ISSN 1094-6977, 1558-2442.

- [16] Adam Fry, Karen J. Mullinger, George C. O’Neill, Eleanor L. Barratt, Peter G. Morris, Markus Bauer, Jonathan P. Folland, and Matthew J. Brookes. Modulation of post-movement beta rebound by contraction force and rate of force development: Modulation of PMBR by force & RFD. *Human Brain Mapping*, 37(7):2493–2511, July 2016. ISSN 10659471.
- [17] Kostas Georgiadis, Nikos Laskaris, Spiros Nikolopoulos, and Ioannis Kompatsiaris. Exploiting the heightened phase synchrony in patients with neuromuscular disease for the establishment of efficient motor imagery BCIs. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1):90, December 2018. ISSN 1743-0003.
- [18] Bernhard Graimann, Brendan Allison, and Gert Pfurtscheller. Brain–computer interfaces: A gentle introduction. In Bernhard Graimann, Gert Pfurtscheller, and Brendan Allison, editors, *Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction*, pages 1–27. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2010. ISBN 978-3-642-02091-9. doi: 10.1007/978-3-642-02091-9_1. URL https://doi.org/10.1007/978-3-642-02091-9_1.
- [19] C Guger, G Krausz, and G Edlinger. Brain-computer interface control with dry eeg electrodes. In *Proceedings of the 5th International Brain-Computer Interface Conference*, pages 316–319, 2011.
- [20] J. T. Gwin and D. P. Ferris. An EEG-based study of discrete isometric and isotonic human lower limb muscle contractions. *J Neuroeng Rehabil*, 9:35, Jun 2012.
- [21] Masaaki Hayashi, Nobuaki Mizuguchi, Shohei Tsuchimoto, and Junichi Ushiba. Neurofeedback of scalp bi-hemispheric EEG sensorimotor rhythm guides hemispheric activation of sensorimotor cortex in the targeted hemisphere. *NeuroImage*, 223:117298, December 2020. ISSN 10538119.
- [22] Y Hayashi, K Nagai, K Ito, S J Nasuto, R C V Loureiro, and W S Harwin. A feasible study of eeg-driven assistive robotic system for stroke rehabilitation. In *Biomedical Robotics and*

- Biomechatronics (BioRob)*, 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on, pages 1733–1739, 2012.
- [23] Yoshikatsu Hayashi, Kiyoshi Nagai, Koji Ito, Slawomir J. Nasuto, Rui C. V. Loureiro, and William S. Harwin. Analysis of EEG Signal to Detect Motor Command Generation towards Stroke Rehabilitation. In José L Pons, Diego Torricelli, and Marta Pajaro, editors, *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, volume 1, pages 569–573. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2013. ISBN 978-3-642-34545-6 978-3-642-34546-3.
- [24] Leigh R. Hochberg, Mijail D. Serruya, Gerhard M. Friehs, Jon A. Mukand, Maryam Saleh, Abraham H. Caplan, Almut Branner, David Chen, Richard D. Penn, and John P. Donoghue. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature*, 442 (7099):164–171, July 2006. ISSN 1476-4687.
- [25] Alex J Horowitz, Christoph Guger, and Milena Korostenskaja. What External Variables Affect Sensorimotor Rhythm Brain-Computer Interface (SMR-BCI) Performance? *HCA Healthcare Journal of Medicine*, 2(3), June 2021. ISSN 2689-0216.
- [26] David Jenson, Kevin J. Reilly, Ashley W. Harkrider, David Thornton, and Tim Saltuklaroglu. Trait related sensorimotor deficits in people who stutter: An EEG investigation of μ rhythm dynamics during spontaneous fluency. *NeuroImage: Clinical*, 19:690–702, 2018. ISSN 22131582.
- [27] B B Johansson. Brain plasticity and stroke rehabilitation: The willis lecture. *Stroke*, 31: 223–230, 2000.
- [28] Tzyy-Ping Jung, Scott Makeig, Colin Humphries, Te-Won Lee, Martin J. McKeown, Vicente Iragui, and Terrence J. Sejnowski. Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation. *Psychophysiology*, 37(2):163–178, March 2000. ISSN 0048-5772, 1469-8986.
- [29] Tzyy-Ping Jung, Scott Makeig, Marissa Westerfield, Jeanne Townsend, Eric Courchesne, and Terrence J. Sejnowski. Removal of eye activity artifacts from visual event-related

- potentials in normal and clinical subjects. *Clinical Neurophysiology*, 111(10):1745–1758, October 2000. ISSN 13882457.
- [30] Birgit Keisker, Marie-Claude Hepp-Reymond, Armin Blickenstorfer, Martin Meyer, and Spyros S Kollias. Differential force scaling of fine-graded power grip force in the sensorimotor network. *Human brain mapping*, 30(8):2453–65, August 2009. ISSN 1097-0193.
- [31] Bjørg Elisabeth Kilavik, Manuel Zaepffel, Andrea Brovelli, William a MacKay, and Alexa Riehle. The ups and downs of β oscillations in sensorimotor cortex. *Experimental neurology*, 245:15–26, July 2013. ISSN 1090-2430.
- [32] Kosuke Kitahara, Yoshikatsu Hayashi, Shiro Yano, and Toshiyuki Kondo. Target-directed motor imagery of the lower limb enhances event-related desynchronization. *PLOS ONE*, 12(9):e0184245, September 2017. ISSN 1932-6203.
- [33] Shigeru Kitazawa, Tatsuya Kimura, and Takanori Uka. Prism Adaptation of Reaching Movements: Specificity for the Velocity of Reaching. *The Journal of Neuroscience*, 17(4):1481–1492, February 1997. ISSN 0270-6474, 1529-2401.
- [34] James Kolasinski, Diana C Dima, David M A Mehler, Alice Stephenson, Sara Valadan, Slawomir Kusmia, and Holly E Rossiter. Spatially and Temporally Distinct Encoding of Muscle and Kinematic Information in Rostral and Caudal Primary Motor Cortex. *Cerebral Cortex Communications*, 1(1):tgaa009, August 2020. ISSN 2632-7376.
- [35] Romyana Kristeva, Luis Patino, and Wolfgang Omlor. Beta-range cortical motor spectral power and corticomuscular coherence as a mechanism for effective corticospinal interaction during steady-state motor output. *NeuroImage*, 36(3):785–792, July 2007. ISSN 10538119.
- [36] J. Kronegg, G. Chanel, S. Voloshynovskiy, and T. Pun. EEG-Based Synchronized Brain-Computer Interfaces: A Model for Optimizing the Number of Mental Tasks. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1):50–58, March 2007. ISSN 1558-0210.
- [37] D.J. Krusienski, E.W. Sellers, D.J. McFarland, T.M. Vaughan, and J.R. Wolpaw. To-

- ward enhanced P300 speller performance. *Journal of Neuroscience Methods*, 167(1):15–21, January 2008. ISSN 01650270.
- [38] Mikhail A. Lebedev and Miguel A. L. Nicolelis. Brain-Machine Interfaces: From Basic Science to Neuroprostheses and Neurorehabilitation. *Physiological Reviews*, 97(2):767–837, April 2017. ISSN 0031-9333, 1522-1210.
- [39] Letizia Leocani, Bruno Colombo, Giuseppe Magnani, Filippo Martinelli-Boneschi, Marco Corsi, Paolo Rossi, Vittorio Martinelli, and Giancarlo Comi. Fatigue in Multiple Sclerosis Is Associated with Abnormal Cortical Activation to Voluntary Movement—EEG Evidence. *NeuroImage*, 13(6):1186–1192, June 2001. ISSN 10538119.
- [40] Ke Liao, Ran Xiao, Jania Gonzalez, and Lei Ding. Decoding Individual Finger Movements from One Hand Using Human EEG Signals. *PLoS ONE*, 9(1):e85192, January 2014. ISSN 1932-6203.
- [41] Jonathan A. Martinez, Matthew W. Wittstein, Stephen F. Folger, and Stephen P. Bailey. Brain Activity During Unilateral Physical and Imagined Isometric Contractions. *Frontiers in Human Neuroscience*, 13:413, November 2019. ISSN 1662-5161.
- [42] Stephen D. Mayhew, Camillo Porcaro, Franca Tecchio, and Andrew P. Bagshaw. fMRI characterisation of widespread brain networks relevant for behavioural variability in fine hand motor control with and without visual feedback. *NeuroImage*, 148:330–342, March 2017. ISSN 10538119.
- [43] M. McCall, S. McEwen, a. Colantonio, D. Streiner, and D. R. Dawson. Modified Constraint-Induced Movement Therapy for Elderly Clients With Subacute Stroke. *American Journal of Occupational Therapy*, 65(4):409–418, June 2011. ISSN 0272-9490.
- [44] Yoshiya Moriguchi, Takamasa Noda, Kosei Nakayashiki, Yohei Takata, Shiori Setoyama, Shingo Kawasaki, Yoshihiko Kunisato, Kazuo Mishima, Kazuyuki Nakagome, and Takashi Hanakawa. Validation of brain-derived signals in near-infrared spectroscopy through multi-voxel analysis of concurrent functional magnetic resonance imaging. *Human Brain Mapping*, 38(10):5274–5291, October 2017. ISSN 1065-9471, 1097-0193.

- [45] Martin Syvertsen Mykland, Marte Helene Bjørk, Marit Stjern, Petter Moe Omland, Martin Uglem, and Trond Sand. Fluctuations of sensorimotor processing in migraine: A controlled longitudinal study of beta event related desynchronization. *The Journal of Headache and Pain*, 20(1):77, December 2019. ISSN 1129-2369, 1129-2377.
- [46] Akihiro Nakamura, Yasuyuki Suzuki, Matija Milosevic, and Taishin Nomura. Long-lasting event-related beta synchronizations of electroencephalographic activity in response to support-surface perturbations during upright stance: A pilot study associating beta rebound and active monitoring in the intermittent postural control. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 15:660434, May 2021. ISSN 1662-5137.
- [47] Kosei Nakayashiki, Midori Saeki, Yohei Takata, Yoshikatsu Hayashi, and Toshiyuki Kondo. Modulation of event-related desynchronization during kinematic and kinetic hand movements. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1):90, May 2014. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-11-90. URL <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-90>.
- [48] Kosei Nakayashiki, Hajime Tojiki, Yoshikatsu Hayashi, Shiro Yano, and Toshiyuki Kondo. Brain Processes Involved in Motor Planning Are a Dominant Factor for Inducing Event-Related Desynchronization. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15:764281, November 2021. ISSN 1662-5161.
- [49] Sumner L. Norman, Mark Dennison, Eric Wolbrecht, Steven C. Cramer, Ramesh Srinivasan, and David J. Reinkensmeyer. Movement Anticipation and EEG: Implications for BCI-Contingent Robot Therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(8):911–919, August 2016. ISSN 1534-4320, 1558-0210.
- [50] R. C. Oldfield. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1):97–113, Mar 1971.
- [51] Takashi Ono, Yutaka Tomita, Manabu Inose, Tetsuo Ota, Akio Kimura, Meigen Liu, and Junichi Ushiba. Multimodal Sensory Feedback Associated with Motor Attempts Alters BOLD Responses to Paralyzed Hand Movement in Chronic Stroke Patients. *Brain Topography*, 28(2):340–351, March 2015. ISSN 0896-0267, 1573-6792.

- [52] Laura M. Parkes, Marcel C.M. Bastiaansen, and David G. Norris. Combining EEG and fMRI to investigate the post-movement beta rebound. *NeuroImage*, 29(3):685–696, February 2006. ISSN 10538119.
- [53] G Pfurtscheller. Functional brain imaging based on erd/ers. *Vision Research*, 4:1257–1260, 2001.
- [54] G Pfurtscheller and F H Lopes da Silva. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 110(11):1842–57, November 1999. ISSN 1388-2457.
- [55] Tobias Pistohl, Andreas Schulze-Bonhage, Ad Aertsen, Carsten Mehring, and Tonio Ball. Decoding natural grasp types from human ECoG. *NeuroImage*, 59(1):248–260, January 2012. ISSN 10538119.
- [56] Tobias Pistohl, Thomas Sebastian Benedikt Schmidt, Tonio Ball, Andreas Schulze-Bonhage, Ad Aertsen, and Carsten Mehring. Grasp detection from human ECoG during natural reach-to-grasp movements. *PloS one*, 8(1):e54658, January 2013. ISSN 1932-6203.
- [57] Estelle Raffin, Jérémie Mattout, Karen T. Reilly, and Pascal Giraux. Disentangling motor execution from motor imagery with the phantom limb. *Brain*, 135(2):582–595, February 2012. ISSN 1460-2156, 0006-8950.
- [58] Mahjabeen Rahman, Waldemar Karwowski, Magdalena Fafrowicz, and Peter A. Hancock. Neuroergonomics Applications of Electroencephalography in Physical Activities: A Systematic Review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 13:182, June 2019. ISSN 1662-5161.
- [59] Ander Ramos-Murguialday, Doris Broetz, Massimiliano Rea, Leonhard Lärer, Özge Yilmaz, Fabricio L. Brasil, Giulia Liberati, Marco R. Curado, Eliana Garcia-Cossio, Alexandros Vyziotis, Woosang Cho, Manuel Agostini, Ernesto Soares, Surjo Soekadar, Andrea Caria, Leonardo G. Cohen, and Niels Birbaumer. Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: A controlled study: BMI in Chronic Stroke. *Annals of Neurology*, 74(1):100–108, July 2013. ISSN 03645134.

- [60] Sébastien Rimbart, Manuel Zaepffel, Pierre Riff, Perrine Adam, and Laurent Bougrain. Hypnotic State Modulates Sensorimotor Beta Rhythms During Real Movement and Motor Imagery. *Frontiers in Psychology*, 10:2341, October 2019. ISSN 1664-1078.
- [61] R Ron-Angevin, F Velasco-Alvarez, S Sancha-Ros, and L da Silva-Sauer. A two-class self-paced bci to control a robot in four directions. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 977–982, 2011.
- [62] J Saab, B Battes, and M Grosse-Wentrup. Simultaneous eeg recordings with dry and wet electrodes in motor-imagery. In *Proceedings of the 5th International Brain-Computer Interface Conference*, pages 312–315, 2011.
- [63] Na Jin Seo, Kishor Lakshminarayanan, Abigail W. Lauer, Viswanathan Ramakrishnan, Brian D. Schmit, Colleen A. Hanlon, Mark S. George, Leonardo Bonilha, Ryan J. Downey, Will DeVries, and Tibor Nagy. Use of imperceptible wrist vibration to modulate sensorimotor cortical activity. *Experimental Brain Research*, 237(3):805–816, March 2019. ISSN 0014-4819, 1432-1106.
- [64] K Shindo, K Kawashima, J Ushiba, N Ota, M Ito, T Ota, A Kimura, and M Liu. Effects of neurofeedback training with an electroencephalogram-based brain-computer interface for hand paralysis in patients with chronic stroke: A preliminary case series study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43(10):951–957, 2011.
- [65] Samuel J. Sober and Philip N. Sabes. Multisensory Integration during Motor Planning. *The Journal of Neuroscience*, 23(18):6982–6992, August 2003. ISSN 0270-6474, 1529-2401.
- [66] Samuel J. Sober and Philip N. Sabes. Multisensory Integration during Motor Planning. *The Journal of Neuroscience*, 23(18):6982–6992, August 2003. ISSN 0270-6474, 1529-2401.
- [67] Samuel J Sober and Philip N Sabes. Flexible strategies for sensory integration during motor planning. *Nature Neuroscience*, 8(4):490–497, April 2005. ISSN 1097-6256, 1546-1726.
- [68] a Stancák, a Riml, and G Pfurtscheller. The effects of external load on movement-related changes of the sensorimotor EEG rhythms. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 102(6):495–504, June 1997. ISSN 0013-4694.

- [69] Urszula Stańczyk, Beata Zielosko, and Lakhmi C. Jain, editors. *Advances in Feature Selection for Data and Pattern Recognition*, volume 138 of *Intelligent Systems Reference Library*. Springer International Publishing, Cham, 2018. ISBN 978-3-319-67587-9 978-3-319-67588-6.
- [70] Piotr Szczuko. Real and imaginary motion classification based on rough set analysis of EEG signals for multimedia applications. *Multimedia Tools and Applications*, 76(24):25697–25711, December 2017. ISSN 1380-7501, 1573-7721.
- [71] Giulia Tacchino, Marta Gandolla, Stefania Coelli, Riccardo Barbieri, Alessandra Pedrocchi, and Anna M. Bianchi. EEG Analysis During Active and Assisted Repetitive Movements: Evidence for Differences in Neural Engagement. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(6):761–771, June 2017. ISSN 1534-4320, 1558-0210.
- [72] Mitsuru Takahashi, Kotaro Takeda, Yohei Otaka, Rieko Osu, Takashi Hanakawa, Manabu Gouko, and Koji Ito. Event related desynchronization-modulated functional electrical stimulation system for stroke rehabilitation: a feasibility study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1):56, 2012.
- [73] Toshimitsu Takahashi, Yoriko Takikawa, Reiko Kawagoe, Satoshi Shibuya, Takayuki Iwano, and Shigeru Kitazawa. Influence of skin blood flow on near-infrared spectroscopy signals measured on the forehead during a verbal fluency task. *NeuroImage*, 57(3):991–1002, August 2011. ISSN 10538119.
- [74] Huiling Tan, Alek Pogosyan, Anam Anzak, Keyoumars Ashkan, Marko Bogdanovic, Alexander L Green, Tipu Aziz, Thomas Foltynie, Patricia Limousin, Ludvic Zrinzo, and Peter Brown. Complementary roles of different oscillatory activities in the subthalamic nucleus in coding motor effort in Parkinsonism. *Experimental neurology*, 248:187–95, October 2013. ISSN 1090-2430.
- [75] Huiling Tan, Alek Pogosyan, Keyoumars Ashkan, Alexander L Green, Tipu Aziz, Thomas Foltynie, Patricia Limousin, Ludvic Zrinzo, Marwan Hariz, and Peter Brown. Decoding gripping force based on local field potentials recorded from subthalamic nucleus in humans. *eLife*, 5:e19089, November 2016. ISSN 2050-084X.

- [76] E. Tatti, S. Ricci, R. Mehraram, N. Lin, S. George, A. B. Nelson, and M. F. Ghilardi. Beta Modulation Depth Is Not Linked to Movement Features. *Front Behav Neurosci*, 13:49, 2019.
- [77] E. Thomas, J. Fruitet, and M. Clerc. Investigating brief motor imagery for an ERD/ERS based BCI. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2929–2932, San Diego, CA, August 2012. IEEE. ISBN 978-1-4577-1787-1 978-1-4244-4119-8.
- [78] Gerd Tinkhauser, Syed Ahmar Shah, Petra Fischer, Katrin Peterman, Ines Debove, Khoa Nygyuen, Andreas Nowacki, Flavie Torrecillos, Saed Khawaldeh, Huiling Tan, Alek Pogosyan, Michael Schuepbach, Claudio Pollo, and Peter Brown. Electrophysiological differences between upper and lower limb movements in the human subthalamic nucleus. *Clinical Neurophysiology*, 130(5):727–738, May 2019. ISSN 13882457.
- [79] K. Wang, Z. Wang, Y. Guo, F. He, H. Qi, M. Xu, and D. Ming. A brain-computer interface driven by imagining different force loads on a single hand: an online feasibility study. *J Neuroeng Rehabil*, 14(1):93, 09 2017.
- [80] Z. Wang, Y. Zhou, L. Chen, B. Gu, W. Yi, S. Liu, M. Xu, H. Qi, F. He, and D. Ming. BCI Monitor Enhances Electroencephalographic and Cerebral Hemodynamic Activations During Motor Training. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 27(4):780–787, Apr 2019.
- [81] H Yuan, C Perdoni, and B He. Relationship between speed and eeg activity during imagined and executed hand movements. *Journal of Neural Engineering*, 7(2):26001, 2010.
- [82] 篠崎 淳, 牛場 潤一, and 富田 豊. 拮抗筋の共収縮パターンとその発生機序. **電子情報通信学会技術研究報告**. *MBE, ME とバイオサイバネティクス*, 109(50):51–56, May 2009. ISSN 09135685.