自由運動時の多チャンネル脳電位計測と解析による身体動作検出の試み

電気・化学専攻 医用工学領域 生体計測工学研究室　2281256　髙田 麻衣
（主査：京相 雅樹 教授　　副査：桐生 雅哉 教授，　小林 千尋 講師）

1. はじめに

BCI(brain computer interface)は、脳から発生する電気的な生体信号を利用して感覚器官などの肉体を介することなく外部との情報の入出力を行うことができるインターフェース・技術である[1]。BCI には入力型と出力型という種類があり、それぞれ脳を介した情報の入力および出力のものを指す。特に出力型 BCI はその性質上、脳機能が健常・正常であれば筋肉などの感覚器官に依存しないため直接脳によってのコンピュータなどの外部機器の操作も可能であり、四肢の麻痺や切断を経た患者や筋萎縮性側索硬化症(ALS)患者など、手足を自由に動かすことが難しく生活に不自由を強いられる方の助けになることが期待される。

さらに、平成 28 年度の調査[2]では我が国で障害者手帳を持つ人のうち 45%と最も割合の多いのが肢体の不自由な障害を持っている人であり、身体を動かすことに不自由を抱える人の多いことが窺えることから、BCI 技術とその進歩は多くの人々の QOL(quality of life)向上のための重要な課題の一つと言える。

非侵襲型 BCI で主に用いられている生体情報である脳波には様々な種類がありそれぞれの脳活動や脳の機能局在地により異なるが、なかでもμ波は運動の前後にその振幅が変化することが明らかになっており、運動前に発生する事象関連脱同期(Event-Related Desynchronization)という振幅減少の特徴を用いた BCI 技術が存在する[1]。

これは運動を実際に行う場合だけでなくイメージする場合でも事象関連脱同期が発生するため、体を動かすことが困難な方でも使用できるという利点があるものの、計測した信号にノイズが多く混入してしまい除去や複数項目における運動思考の抽出が困難であるという欠点もあり、正確に信号情報を検出すること、それぞれの運動・動作における脳波の識別が課題点であると言える[1]。

本研究は運動時脳波による BCI システムの製作とそれによる QOL 向上を最終目標としており、研究過程において先行研究[3]などで示される事象関連脱同期による身体動作の検出ができた。また、先行研究では画一されてなかった運動における負荷・強度を定める試みを行い、解析としてコヒーレンスを用いた周波数解析を行ったところ、試行によって事象関連脱同期が見られる周波数が異なる結果が得られたことから、事象関連脱同期による身体動作検出に加えて強度の異なる運動を行った際の脳波についてコヒーレント解析を用いることで脳波からの運動強度識別可能性を検討した。

2. 理論

2.1 μ波[1,3,4]

脳の中心溝付近で見られる 7~12Hz の周波数帯域の内因性事象関連脳波であり、運動実

行時および運動想起時の前後にその振幅が変化する。運動実行や運動想起の少し前から脳波の振幅が減少し、運動終了後に振幅が回復するこの特徴は、それぞれ事象関連脱同期（ERD：Event-Related Desynchronization）、事象関連同期（ERS：Event-Related Synchronization）と呼ばれる。運動を実際に行わずにイメージのみをする場合においても脳波に現れる特徴のため、四肢の麻痺など実際に身体を動かすことのできない患者においても計測が可能という利点がある。

2.2 コヒーレンス関数[5]

コヒーレンス関数（関連度関数）は、入力信号と出力信号の因果関係の度合を示すものであり、0 から 1 の値を取る。入力信号$x(t)$を、出力信号を$y(t)$とした時のコヒーレンス関数をr^2とし、式(1)に示す。r^2は平均スペクトルの絶対値の二乗を入力および出力の各々の平均パワースペクトルで割ったものになる。W_{xy}は$x(t)$, $y(t)$のクロススペクトル、W_{xx}, W_{yy}はそれぞれ$x(t)$, $y(t)$のパワースペクトルである。

この値が 1 に近い程その周波数における二信号の関連が高いことが示され、また 0 に近い程関連が低い。本研究では、各運動強度における試行時の運動時と安静時間での脳波のコヒーレンスを算出した。事象関連脱同期の振幅減少現象により安静時比べ運動時では 0 に近く低い値を取ると考えられる。

$$r^2 = \frac{W_{xy} \cdot \overline{W_{xy}}}{W_{xx} \cdot W_{yy}} = \frac{|W_{xy}|^2}{W_{xx} \cdot W_{yy}} \tag{1}$$

3. 研究方法

3.1 実験・計測方法

計測は暗室・座位とし、定期的に目薬を点眼した。計測における諸条件を Table 1 に示す。頭皮上電極の位置は、脳の機能局在および拡張 10-20 法によって運動に関連する[4]C3,C4,FC3,FC4,Cz を選定した（Fig. 1）。

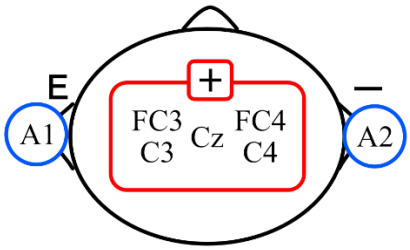

Fig. 1 電極位置

Table 1 計測条件

	EEG	EMG	Blink
Sampling frequency[Hz]	200		
Resolution[bit]	16		
AD conversion input range	±5		
Gain[dB]	86	74	74
High-pass Filter[Hz]	0.5		1.5
Low-pass Filter[Hz]	30		

実験における運動動作は右手の掌握運動を指示し、10kg・15kg・20kg・25kg・30kg と強度の異なるハンドグリップを 5 種類用いてそれぞれの場合での脳波ならびの筋電、眼電を計測した。なお、筋電は右手運動時の確認、眼電は瞬きの確認および影響除去のため計測しており、それぞれ右手上腕、左目の上下に電極を配置した。実験プロトコルを Fig. 2 に示す。動作の指示は画面上にスライドを提示し、安静・運動・安静・瞬きの順番で一連の

流れを 1 サイクルとし、グリップ 1 種類につき 1 試行で 10 サイクル分行った。

被験者は健常男女 4 名（平均年齢 23.5 歳）であり、被験者 A に対して 5 日分（実験日 A,B,C,D,E）計測および解析を行った後、個人差の有無について確認するため被験者 B,C,D に対してそれぞれ 1 日分（実験日 F,G,H）の計測を行った（Table 2）。

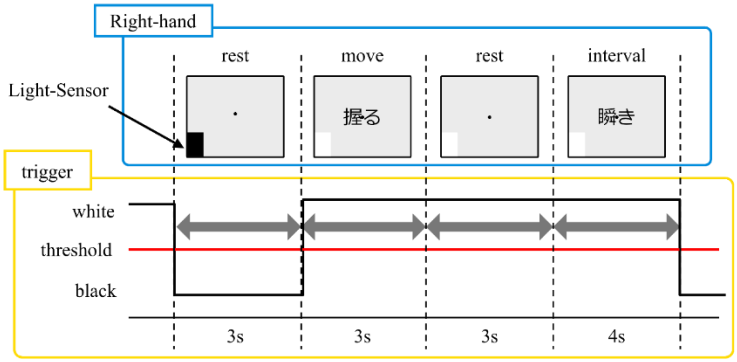

Fig. 2 計測プロトコル

Table 2 被験者と実験日

実験日	A B C D E	F	G	H
被験者	A（男性）	B（女性）	C（女性）	D（男性）

3.2 データ前処理

解析前の処理として計測データ全体に対し、商用電源周波数による影響を防ぐため 50Hz のノッチフィルタ（次数＝12，Q=10）および 7~12Hz のバンドパスフィルタ（12 次）をかけた。また、Fig. 2 における光トリガの情報から運動指示時と安静時をそれぞれ 1 秒間隔で切り出した。1 試行において、各チャンネルで安静時・運動時でそれぞれ 10 サイクル分のデータが切り出され、これをもって解析対象とした。

3.3 コヒーレント解析

本研究では、複数チャンネル間において 2 信号の関連を表すコヒーレンスを運動時と安静時の脳波からそれぞれ求めることにより、運動時脳波における事象関連脱同期（ERD）の検出を試みた。運動時は ERD の影響によりコヒーレンスの値が低くなると予想されることから、運動時コヒーレンスの値が安静時コヒーレンスと比べ低くなることで ERD が検出されたと言える。解析に際し、1 試行内において得られた安静時 1 秒・運動時 1 秒間のコヒーレンスを求め、これを 10 サイクル分加算平均したものを用い、C3-C4 間を例にフローを Fig. 3 に示す。

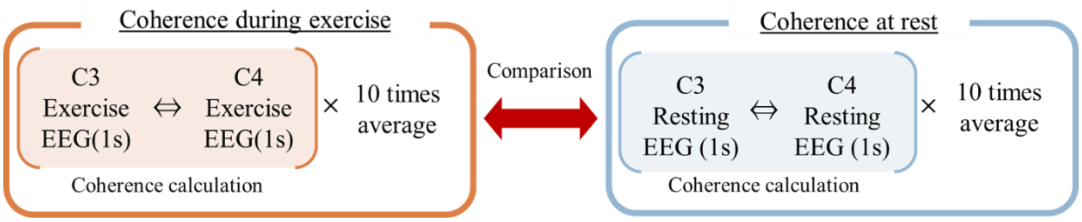

Fig. 3 解析フロー（C3-C4 間）

3.3.1 左右対チャンネル間

神経の交叉により脳と身体の運動支配が反対になっていること[4]から、右手運動時では C4,FC4（右側）に比べて C3,FC3（左側）において優位に ERD の変化が表れると予想される。そのため、左右で対になるチャンネル間（C3-C4,FC3-FC4）での運動時コヒーレンスを求め、比較することで優位な特徴や傾向が見られるか検討した。

3.3.2 C3 近接チャンネル間

3.3.1 より、右手運動時により優位に ERD の変化が表れると予想される C3 について、C3-C4 間では電極位置が物理的に離れているため同期関係に薄い可能性が挙げられた。そのため、C3 により近く、手の運動に関連の低い電極位置である Cz を選定し、C3-Cz 間で安静時コヒーレンスを算出することで安静時脳波の安定性について比較した。

3.3.3 C3-Cz 間 ERD 検出

3.3.2 より、右手運動時により優位に ERD の変化が表れると予想される C3 について、C3-C4 間では電極位置が物理的に離れているため同期関係に薄い可能性が挙げられた。そのため、C3 により近く、手の運動に関連の低い電極位置である Cz を選定し、C3-Cz 間で安静時コヒーレンスを算出することで安静時脳波の安定性について比較した。

3.4 安静時切り出し区間変更の影響検討

安静時のデータについて、Fig. 2 の計測プロトコルのおける光トリガの切り替わりの直前 1 秒を用いているところを、Fig. 4 に示すように安静指示時 3 秒を 1 秒×3 区間に区切った。計測プロトコルから、区間 A では瞬きが、区間 C では直前の運動が影響している可能性が挙げられる。各区間でそれぞれ 3.3 のようにコヒーレント解析を行い、切り出し区間の違いによる影響有無について比較した。

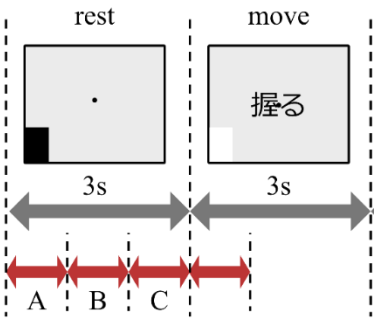

Fig. 4 安静時切り出し区間

3.5 複数被験者での計測

被験者 A に対しての計測より、5kg 間隔という細かい強度の違いについて運動時脳波における ERD 検出周波数に変化や比例関係などは見られなかったものの大まかな強弱という運動強度の違いが運動時脳波ならびに ERD 検出周波数に影響している可能性がわずかに見られた。また、被験者からのフィードバックとして、ある一定以上の負荷の場合は体感として違いがないとされた。

これらのことから、複数の被験者（被験者 B～D）において、10kg 試行（弱運動）と 30kg 試行（強運動）に絞って計測を行い、3.3.3 同様の解析を行った。

3.6 評価方法

ウィルコクソンの符号順位検定[6]は、対象となるデータにおける分布を仮定しないノンパラメトリック検定の一つであり、対応のある 2 つのデータにおいてその有意差を評価する検定方法である。算出される P 値が 0.05 より小さい場合に有意差があるとされ、本研究では異なる電極の組み合わせでのコヒーレンスについて電極の違いによる値の有意差を評価するため用いている。C3-C4 間，FC3-FC4 間，C3-Cz 間の 3 つの電極の組み合わせでそれぞれ 5 日分・5 段階の強度パターンでのコヒーレンスを算出し、さらにμ波周波数帯域 7～12Hz における平均値を求めたのち、ウィルコクソンの符号順位検定を用いることで計 25 項目のうち何項目で有意差（P<0.05）が確認できたか割合を算出し、評価指標とした。

4. 結果・考察

4.1 左右対チャンネル間におけるコヒーレント解析

Fig. 5 より実験日 B において、運動時コヒーレンスの平均値は C3-C4 間では 0.61、FC3-FC4 間では 0.76 と、FC3-FC4 間に比較して C3-C4 間では値が低くなり、これはまた実験日 C を除くその他の実験日データの解析結果においても同様の傾向が見られた。運動時コヒーレンスの低下は運動時の事象関連脱同期の影響によるものと考えられることから、このように C3-C4 間での運動時コヒーレンスが FC3-FC4 間よりも低い値となったのは右手掌握運動における事象関連脱同期の影響をより強く受けたためと考えられる。

3.6 における評価方法により、上記の運動時コヒーレンス値について C3-C4 と FC3-FC4 の間で 68%の割合で有意差が見られたことからも、本研究における手の掌握運動について脳波変化の影響をより反映している可能性がある電極位置は C3,C4 であると言える。

Fig. 5 から、C3-C4 間および FC3-FC4 間における運動時コヒーレンスについて、運動強度による周波数特性の違いなど共通して見られる傾向等はなかった。

また、安静時コヒーレンスについて低い値を推移する試行が見られたことから、C3-C4 間では電極位置として物理的距離があるために同期関係に薄いため安静時においても値が低下している可能性があると考えた。

これらのことから、右手の掌握運動について C3 に注目し、より位置関係の近い C3-Cz で同様の解析を行うこととした。

（a） C3-C4 間　　（b）FC3-FC4 間

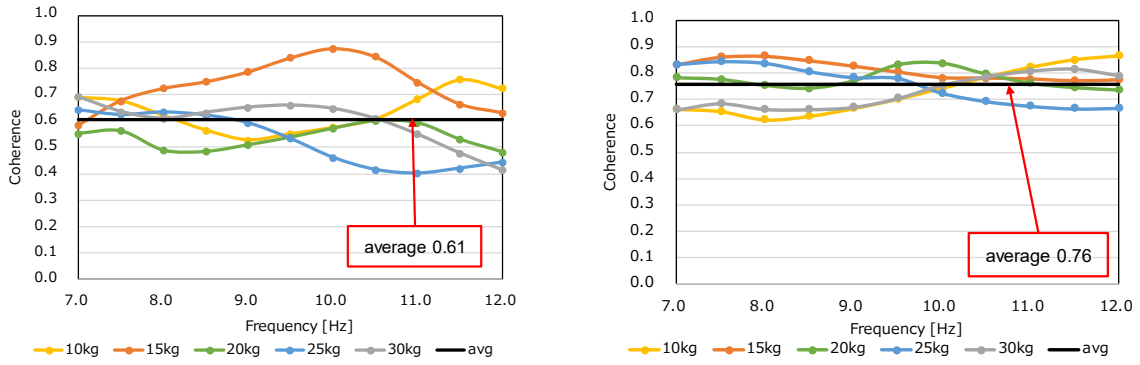

Fig. 5 実験日 B の運動時コヒーレンス

4.2 C3 近接チャンネル間おけるコヒーレント解析

右手掌握運動に際して電極位置 C3 に着目し、C3-C4 間と C3-Cz 間での安静時コヒーレンスを算出した。Fig. 6 より、実験日 C において安静時コヒーレンスの平均値は C3-C4 間では 0.50、 C3-Cz 間では 0.65 と、C3-Cz 間では C3-C4 間に比べ高くなった。また、グラフ概形からも各運動強度での値のブレが小さく安定した値となっているのが見て取れ、別実験日のデータでもそのような傾向が見られた。安静時は運動を行っていないため事象関連脱同期およびその影響はなく、電極間における安静時コヒーレンスは高くなると予想され、より高い値の電極において安静時の脳波状況が反映されると考えられる。C3-Cz 間は C3-C4 間に比べてこの安静時コヒーレンス値が高く、電極配置が近接しており物理的距離が近いことからも、より 2 電極間の同期関係が強いことが窺えた。

3.6 における評価方法により、上記の安静時コヒーレンス値については C3-C4 間と C3-Cz の間で 84%の割合で有意差が見られたことからも、右手掌握運動について電極位置 C3 において得られた脳波をコヒーレント解析するにあたり、C3-Cz が適していると考えられる。

(a) C3-C4 間　　(b) C3-Cz 間

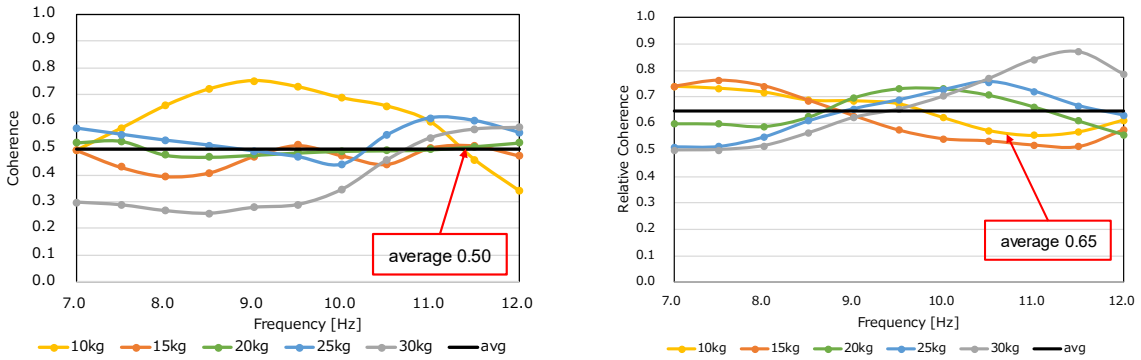

Fig. 6 実験日 C の安静時コヒーレンス

4.3 4C3-Cz 間 ERD 検出

全実験日でのデータ全体を通して試行毎に ERD が検出される周波数が異なる結果が得られたが、運動強度と ERD 検出周波数が比例するような明確な傾向は見られなかった。しかしながら、Fig. 7 より実験日 C では 15kg 試行時と 20～30kg 試行時において 8.5～9.5Hz 付近で、実験日 D では 10kg 試行時と 25kg 試行時において 9～10.5Hz 付近で、それぞれ ERD 検出周波数帯域や算出コヒーレンス曲線の傾きといった ERD 検出傾向の違いがわずかに見られた。また、被験者からのフィードバックとして、ある一定以上の負荷の場合や 5kg 間隔の差異は、体感として違いがないとされた。

これらのことから、5kg 間隔という 5 段階での運動強度においてそれぞれの識別は現時点で困難であるものの、弱運動と強運動という大まかな括りでの識別については可能性が考えられた。

（a） 実験日 C　　（b） 実験日 D

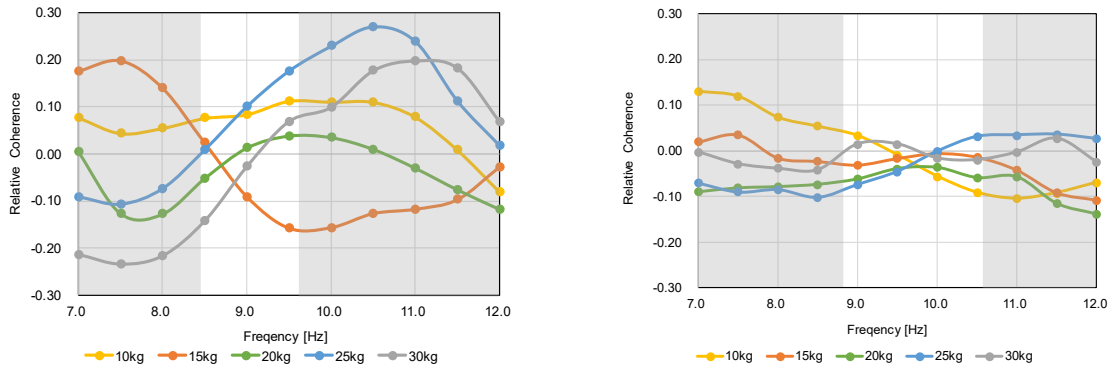

Fig. 7 被験者 A における算出コヒーレンスによる ERD 検出

4.4 安静時切り出し区間変更

安静時切り出し区間を変更した際の安静時コヒーレンスをそれぞれ求めた結果を Fig. 8 に示す。区間 A～区間 C において明確な差は見られず、切り出し区間の変更による影響についてはないものと考えられた。したがって、以降の解析においては従来通り運動指示前 1 秒の安静時脳波を解析対象とすることとした。

（a） 区間 A　　（b） 区間 B　　（c） 区間 C

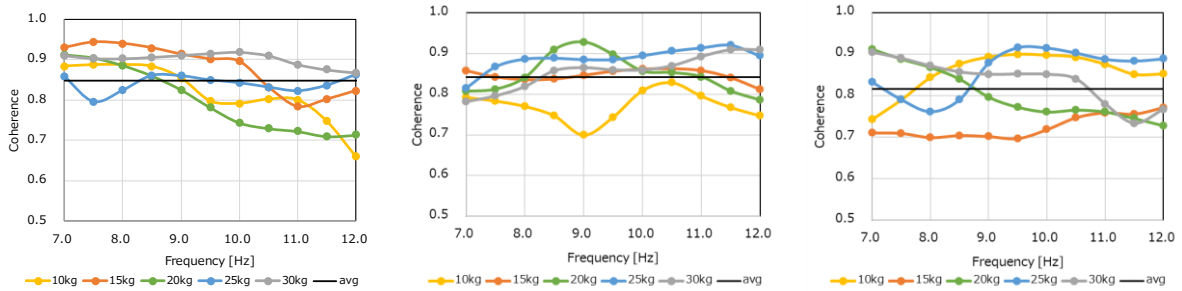

Fig. 8 安静時切り出し区間変更結果

4.5 複数被験者での計測・解析

Fig. 9 より、被験者 A による ERD 検出周波数結果同様に、10kg 試行時と 30kg 試行時での試行毎に ERD 検出周波数帯域が異なったものの、ERD 検出周波数帯域および算出コヒーレンスの傾きは被験者によってそれぞれ異なっており、現時点での計測・解析手法から同一強度での試行によって異なる被験者間で共通する傾向や特徴は見られなかった。

また、30kg 試行時と比較して 10kg 試行時は顕著に ERD の検出が見られる傾向にあり、これは被験者 A による実験日 C（Fig. 7（a））の結果からも同様の傾向が見られた。これは、10kg 試行時に比べて 30kg 試行時では強い負荷に対して相応の力を要するために運動指示に対して身構えてしまい、運動に対する予期や慣れが発生してしまった可能性が挙げられる。

なお、被験者からのフィードバックより被験者によって運動強度に対する容易度合や感じ方が異なることがわかっており、被験者によって ERD 検出に際して適する設定運動強度が異なる可能性がある。

これらのことから、現時点で普遍的な運動時脳波による運動強度の識別・推定は困難で

あるものの、ERD 検出傾向には個人差があり、被験者一人ひとりに焦点をあてることで個人としての傾向や特徴を得られる可能性があると考えられる。特に強い運動強度・負荷での運動動作において被験者によって運動実施前の意識の違いがある場合は脳波にも影響が現れることも考えられる。

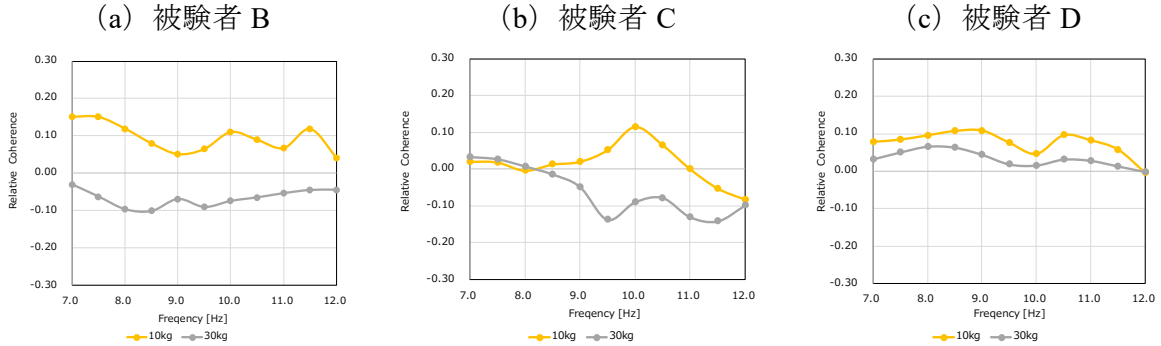

Fig. 9 被験者 B,C,D における算出コヒーレンス

5. 終わりに

本研究では、運動時脳波の特徴である事象関連脱同期（ERD）による運動および運動強度の識別を目的とし、先行研究では具体的に定められていなかった運動の強度・負荷を 5 段階（10kg・15kg・20kg・25kg・30kg）で定め、複数の強度条件で同一運動を行った際の脳波を計測し、コヒーレント解析によって識別可能性を検討した。

その結果、本実験においてより優位に運動状態が反映され安定的に脳波を計測できる脳波電極位置の組み合わせとして C3-Cz が挙げられ、運動強度条件毎に ERD 検出周波数帯域が異なることがわかった。複数被験者において共通する ERD 検出周波数と運動強度との明確な関係や傾向は見られず、個人差のある結果となったものの、被験者によって運動の感じ方が異なることから、個人一人ひとりに焦点をあてることで個人での傾向や特徴を捉えることができる可能性については示唆された。

そのため、同一被験者に対しての定期・継続的計測や、計測時に適宜フィードバックを行うことで適した強度条件を設定する必要がある。また、機械学習などを用いることでより効率的・効果的に個人の特徴を捉えることができると考えられる。

参考文献

[1] 有住なな,ブレイン･コンピュータ･インターフェース概説,オペレーションズ･リサーチ,2015 年 4 月号,pp.227-233,2015

[2] 厚生労働省,平成 28 年 生活のしづらさなどに関する調査(全国在宅障害児・者実態調査)，統計情報白書

[3] 草尾啓寛，機械学習を用いた運動時脳波の識別，東京都市大学 修士論文，2021

[4] 人見健文・池田昭夫，脳波の基礎知識，臨床神経生理学 42(6)，pp.365-377，2014

[5] 小野測器，「FFT 解析に関する基礎用語集」，閲覧日 2024/01/04, https://www.onosokki.co.jp/HP-WK/c_support/tech_term/cf_fft/cf3_2.htm#mark12

[6] 有斐閣，現代心理学辞典 "ウィルコクソン符号順位検定"，閲覧日 2023/12/29, JapanKnowledge, https://japanknowledge.com