

周波数を疑似再現した4ストローク運動錯視に対する SSVEP ベース BCI の識別精度

振原 知希^{1,a)} 宮下 芳明^{1,b)}

概要: フリッカ刺激をディスプレイ上で提示する際、リフレッシュレートの制約により、提示可能な周波数が制限されてしまう。そのため多くの研究では何フレームごとに輝度を反転させるかを重視した周波数のみを用いている。しかし、提示できる周波数の数には限界があり、なおかつ一般的なフリッカ刺激の倍の描画更新を要する4ストローク運動錯視においては致命的な制約になりうる。本研究ではこの問題を解決するため、描画の切替時にアルファブレンドを用い、擬似的な周波数の再現を試みた。この手法が成功すれば、リフレッシュレートの制約によらず、任意の周波数での効果を再現できることが期待される。そこで、疑似的に再現した周波数をもつ4ストローク運動錯視を複数提示し、さらにフレームレートを独立変数に加えて正しく識別できるのか調査を行った。その結果、周波数を疑似再現しても識別が可能であることが示された。特に IT-CCA を識別手法に用いることで、識別可能な周波数帯が拡張され、なおかつ識別精度がリフレッシュレートの低下による影響を受けないことが示唆された。

1. はじめに

一定の速さで明滅を繰り返すフリッカ刺激を注視すると、定常状態視覚誘発電位 (Steady-State Visual Evoked Potential: SSVEP) と呼ばれる、注視するフリッカ刺激の周波数に等しい周波数成分の振幅増強が、視覚野の脳波で観測される。この特性を UI に応用し、異なる周波数を持つフリッカ刺激を異なる UI 要素として用いることで、SSVEP ベース BCI 向けの UI が設計可能になる。

ところが、ディスプレイのリフレッシュレートを考慮しなければならないため、描画可能な周波数に制約が発生してしまう。実際に多くの研究では正確な周波数で描画を行うために、描画が切り替わるフレーム間隔を元に周波数を設定している。SSVEP 振幅の増強は 10 Hz や 15 Hz でピークになると言われているため、ほとんどの研究では 8.57, 10, 12, 15 Hz の 4 条件が用いられている。これらの条件では、120 Hz のリフレッシュレートに対し、7, 6, 5, 4 フレームごとに輝度が反転するようになっている。

この方法で周波数を設定していくと、提示できる周波数に制限があるため、複数の UI 要素を配置することを想定した際、配置できる数に上限が発生してしまう。この問題を解決するため、Wang らによって疑似的に周波数を再現する方法が提案された [1-3]。この提案手法によって、9.00

- 12.75 Hz の周波数において、0.25 Hz 間隔での識別に成功したことが報告されている。

さて、輝度を変化させた静止画の連続によって、一方向に無限に移動しているように知覚させる4ストローク運動錯視と呼ばれる錯視が存在する。我々の研究によって、4ストローク運動錯視を注視することで SSVEP が誘発されることが明らかとなり、4ストローク運動錯視を SSVEP ベース BCI 向けにデザインされた UI の要素として用いることが可能であることが示された [4]。この際、正確な周波数で描画を行うために連続して描画されるフレーム数を元に周波数の条件を定義したが、この方法では既存のフリッカ刺激と同様に提示できる周波数が制限されてしまう。そこで本研究では、Wang らの手法によって疑似的な周波数をもつ4ストローク運動錯視を再現することで、提示可能な周波数帯を拡張させることができると考えた。

本研究の目的は、4ストローク運動錯視の明滅頻度を自由に設定できるようになるか明らかにすることである。Wang らの手法に倣い、アルファブレンドの割合を変化させ、徐々にフレームが切り替わる4ストローク運動錯視を作成した。本稿では、任意の周波数を疑似再現した4ストローク運動錯視を用いた場合でも識別可能か調査を行った。その結果、正確な周波数を用いて行われた以前の実験 [5] と同様の結果となり、本手法が有用であることが示された。また、本手法を用いることでリフレッシュレートを下げた場合にも対応できるか調査を行い、IT-CCA を識別手法に

¹ 明治大学

^{a)} cs222033@meiji.ac.jp

^{b)} homei@homei.com

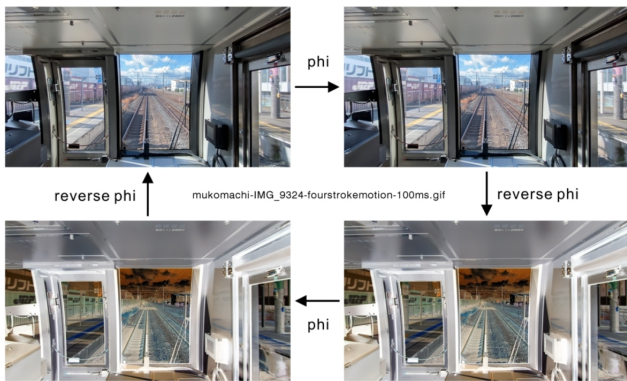


図 1 4 ストローク運動錯視を引き起こすフレーム遷移の様子 ([9]より引用). ファイ現象とリバースファイを交互に知覚させることで, 4 ストローク運動錯視が生起される.

用いることでいずれの条件においても 60%以上の識別精度が保たれることが明らかとなった. したがって本手法は描画可能な周波数帯を拡張するだけでなく, リフレッシュレートの制約をなくすことに貢献できることが示唆された.

2. 関連研究

本章ではまず, 4 ストローク運動錯視が生起されるメカニズムについての解説を 2.1 節で行う. 2.2 節では, SSVEP の特徴について述べ, 次の 2.3 節では, SSVEP の振幅増強した周波数を識別するための手法として用いられる正準相関分析について説明する. 2.4 節では, これまでに行った 4 ストローク運動錯視と SSVEP を組み合わせた研究事例について紹介しており, 最後の 2.5 節では, 本研究で提案する 4 ストローク運動錯視の疑似提案手法に関する関連研究を紹介する.

2.1 4 ストローク運動錯視のメカニズム

静止画の連続によって引き起こされる仮想の運動を知覚する現象をファイ現象といい, これは Wetheimer によって発見された [6]. また, Anstis は, 輝度が反転した上でわずかにずれた 2 つの画像を連続して提示した際, 知覚される運動が画像のずれとは反対方向になることを報告した [7]. この知覚現象は, ファイ現象と逆の効果があり, リバースファイと呼ばれている.

Anstis らは, 2 枚の連続する画像と, それらの輝度を反転させた 2 枚の画像を用いて, ファイ現象とリバースファイを交互に知覚させる 4 ストローク運動錯視の存在を示した [8]. 4 ストローク運動錯視は, 図 1 のような 4 コマの静止画を繰り返すことによって一方に無限に移動するように知覚させる運動錯視である. 北岡は, 4 ストローク運動錯視を用いて直線運動や回転運動, 膨張・縮小などの動きを知覚させる作例を数多く示している [9].

2.2 SSVEP の特性

定常状態視覚誘発電位 (Steady-State Visual Evoked Potentials: SSVEP) は, 視覚刺激の提示によって誘発される視覚誘発電位 (Visual Evoked Potential: VEP) の 1 つであり, 特定の周波数で明滅する視覚刺激 (フリッカ刺激) によって誘発される自然な周期的反応である.

SSVEP は, 1–90 Hz の周波数を持つフリッカ刺激によって誘発される [10, 11]. 誘発される SSVEP の振幅は, 刺激の周波数に等しい周波数成分で最大となり, 高調波成分でも増幅が見られる [10]. 実験で用いられる刺激周波数は主に, 1–12 Hz の低周波数帯, 12–30 Hz の中周波数帯, 30–60 Hz の高周波数帯の 3 つの周波数帯に区分されている [12]. 多くの BCI 研究では, より大きな反応を得やすい低周波数帯と中周波数帯を使用しているが, 10, 15 Hz 付近で振幅増強がピークになることが明らかになっており [10, 11], 10–15 Hz 付近が刺激周波数として用いられる事が多い.

2.3 SSVEP の識別手法

2.3.1 正準相関分析 (CCA)

Lin らは, 多チャンネルの脳波データにおける SSVEP を検出するために正準相関分析 (Canonical correlation analysis: CCA) を導入した [13]. CCA は 2 つのデータセット間の基礎的な相関を見つけるために用いられる多変数統計的手法である.

Y と X をそれぞれ, 多チャンネルの脳波信号と参照信号を表す 2 つの多次元変数とする. CCA では, 2 つの正準変量 Y と X の相関が最大となるような線形結合 $y = Y^T W_y$, $x = X^T W_x$ を求める. ここで, 重みベクトル W_y と W_x は, 以下の最適化問題 (式 1) を解くことにより求めることができる.

$$\begin{aligned} \max_{W_y, W_x} \rho(y, x) &= \frac{E[y^T x]}{E[y^T y] E[x^T x]} \\ &= \frac{E[W_y^T Y X^T W_x]}{E[W_y^T Y Y^T W_y] E[W_x^T X X^T W_x]} \end{aligned} \quad (1)$$

W_y および W_x における ρ の最大値は最大正準相関であり, W_y および W_x への射影は正準変量である. SSVEP における CCA では, C 個のチャンネルの脳波信号 $Y \in \mathbf{R}^{C \times P}$ (C チャンネル \times P プロット) と m 番目の刺激周波数の信号 $X_m \in \mathbf{R}^{2H \times P}$ (式 2) が, それぞれ式 1 の Y と X に代入され, すべての刺激周波数について正準相関係数 ρ_m が求められる.

$$X_m = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f_m t) \\ \cos(2\pi f_m t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi H f_m t) \\ \cos(2\pi H f_m t) \end{pmatrix}, \quad t = \frac{1}{F}, \frac{2}{F}, \dots, \frac{P}{F} \quad (2)$$

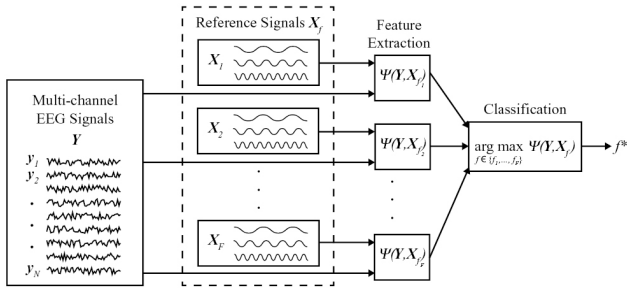


図 2 訓練データが不要の識別手法における、SSVEP の検出過程を表す図 ([14] Figure 1 より引用)。

ここで、 H は高調波の数、 F はサンプリングレートである。最終的に出力される周波数 \hat{f} は、以下の式によって求められる。

$$\hat{f} = \arg \max_{f_m} \rho_m, \quad m = 1, 2, \dots, M \quad (3)$$

CCA は訓練データが不要な識別手法の 1 つである。訓練データが不要な識別手法は、いずれも SSVEP の検出を図 2 に示された過程で行う。1 回の試行における多チャンネルの脳波信号と、各刺激周波数の正弦・余弦参照信号を入力することで、ターゲットごとの特徴量 $\Psi(Y, X_f)$ が抽出される [14]。なお、CCA では最大正準相関が特徴量 Ψ にあたる。

2.3.2 IT-CCA

Individual template-based CCA (IT-CCA) は、Bin によって開発された CCA 法である [15]。参照信号として、CCA では各刺激周波数の正弦・余弦参照信号を用いたのに対し、IT-CCA では各個人で複数試行分の脳波データを平均化したテンプレートを参照信号として用いている。

各ターゲットについて、参照信号として用いられる個々のテンプレート $\bar{\chi}_m \in \mathbf{R}^{C \times P}$ (C チャンネル \times P プロット) は、 N 回分のトレーニング試行のデータ χ_{mn} ($n = 1, 2, \dots, N$) を平均化することで得られる (式 4)。式 1 の X に $\bar{\chi}$ を代入することで、以降は CCA と同様の手順で識別を行うことが可能になる。

$$\bar{\chi}_m = \begin{pmatrix} \text{Mean EEG data at channel 1} \\ \vdots \\ \text{Mean EEG data at channel } n \end{pmatrix} \quad (4)$$

訓練データを用いた CCA 法は複数存在するが、その中でも IT-CCA が高い精度を示したことが Nakanishi らによって報告されている [16]。

2.4 4 ストローク運動錯視による SSVEP 誘発

我々は、以前の調査で 4 ストローク運動錯視を注視した際にも、輝度反転の頻度に対応した周波数の SSVEP 増強が起ることを示した [4]。しかし、この実験では輝度反

転の頻度を 8.57–15.0 Hz としていたため、動きが早すぎたことにより錯視の生起が十分に保証されていなかった。そこで、フリッカ周波数帯を半分の 4.29–7.50 Hz とし、錯視の生起が保証される周波数帯でも SSVEP によるターゲット識別が可能か調査した [5]。その結果、CCA による識別精度は 10% ほど低下したものの、IT-CCA による識別では精度の低下が見られなかったため、錯視の生起とターゲット識別が両立可能であると結論づけた。

2.5 フリッカ刺激の疑似提示手法

ディスプレイ上にフリッカ刺激を提示する際、リフレッシュレートの制約により正確に提示できるフリッカ刺激の周波数に制限が生じてしまう。この問題を解決する手法として、周波数を擬似的に再現する手法が提案されてきた。

Wang らは、描画が切り替わるまでのフレーム数が周期ごとに変化する矩形波を生成し、周波数を近似させる手法を提案した [1, 2]。近似された矩形波は次式によって求められる。ここで、 f はフリッカの周波数、 i はフレーム数である。また、square は矩形波を生成する関数である。

$$\text{Stim}(f, i) = \text{square} \left[2\pi f \left(\frac{i}{\text{RefreshRate}} \right) \right] \quad (5)$$

また、この手法を応用して Chen らは位相のずれの影響も考慮した手法を提案している [3]。こちらは次式によって求められる。ただし、 ϕ は位相を表す。

$$c(f, \phi, i) = \frac{1}{2} \left\{ 1 + \sin \left[2\pi f \left(\frac{i}{\text{RefreshRate}} \right) + \phi \right] \right\} \quad (6)$$

本研究では、式 6 に倣って 4 ストローク運動錯視の周波数の疑似再現を試みる。

3. 4 ストローク運動錯視の生成手法

4 ストローク運動錯視の描画が切り替わる頻度がより擬似的に再現されるアプローチとして、アルファブレンドを採用した。アルファブレンドとは、2 枚の画像を α 値 (透過度) の割合に応じて合成する手法である (図 3)。各フレームにおける 2 枚の画像の合成は以下の式で行われた。

$$\text{dst} = \alpha \cdot \text{src}_A + (1 - \alpha) \cdot \text{src}_B \quad (7)$$

本手法では、 α 値を正弦関数によって変化させることで連続的な変化の再現を試みた。各フレームにおける α の値は、式 6 を元に作成した次式によって求められた。

$$\alpha(f, i) = \frac{1}{2} \left\{ 1 + \cos \left[2\pi f \left(\frac{i}{\text{RefreshRate}} \right) \right] \right\} \quad (8)$$

この式は、式 6 において $\phi = \pi/2$ としたものと同等である。初期位相を $\pi/2$ ずらしたのは、初期の α 値を極値点にするためである。次のプロットが極大点または極小点を超えるか、あるいはちょうどその点に到達した場合に、ア

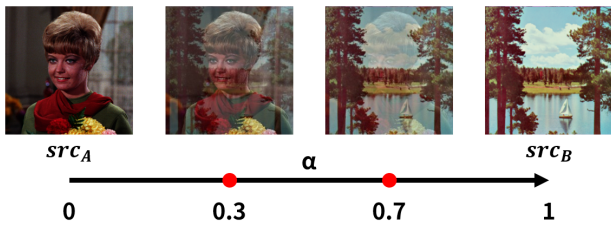


図 3 2 枚の入力画像 (src_A , src_B) をアルファブレンドによって合成させた様子. α 値を変えることで 2 枚の画像の透過比率が変化する.

ルファブレンドされる画像が切り替わるようにしている. ($i + 1$) 番目のフレームに対応する α 値が極地点に到達, あるいは超えたことの判別は, 次の条件式によって行った.

$$\alpha'(f, i) \times \alpha'(f, i + 1) \leq 0 \wedge \alpha'(f, i) \neq 0 \quad (9)$$

4. 実験

本章では, 疑似的な周波数をもつ 4 ストローク運動錯視を用いても正しく識別できるか調査するために行った実験について記す.

4.1 機材と実験環境

実験では, 脳波計 (EpoC X [17]) と, デスクトップ PC (Intel Core i9-12900KF, GeForce RTX 3070 Ti, 32.00 GB RAM) を使用した. ディスプレイの解像度は 2560×1440 pixels (24.5 inches, 586.7 mm \times 330.0 mm, 0.2292 mm/pixel) で, 最大リフレッシュレートは 240 Hz, 応答速度は 0.03 ms であった. 実験システムは Unity で実装し, ディスプレイに垂直同期させ, フルスクリーンで実行された.

環境音による脳波のノイズを避けるため, 実験は防音環境が整った部屋で, 無音の状態で行った. 参加者の眼精疲労を低減するために蛍光灯を点けたままにしたが, 過度な外光を避けるため, 太陽光が遮断された状態を保った.

4.2 計測

電極装着部位は 10%法に従って, P₇, P₈, O₁, O₂ を用いた. 脳波データは EPOC X によって 2048 Hz でサンプリングされ, 256 Hz にダウンサンプリングされた後に, Bluetooth を介して PC に送信された. PC 側では, Emotiv Pro を用いてデータを受け取り, Lab Streaming Layer を介して Unity に送信された.

4.3 刺激

フリッカ刺激は以前行った実験 [4] と同様のものを用いた. なお, 3 節で示した提案手法に基づいて, 本実験で用いる 4 ストローク運動錯視を生成した (図 4).

今回の実験では, リフレッシュレートによる影響を調査するため, ブロックごとにリフレッシュレートの設定を検

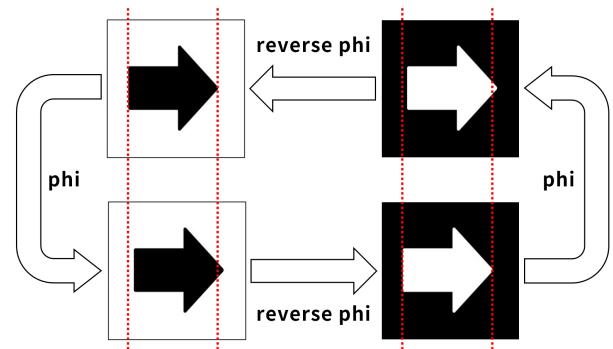


図 4 実験で用いた 4 ストローク運動錯視のフレーム遷移の様子. 赤い点線は矢印がわずかに移動していることを示している. 4 サイクルでファイ現象とリバースファイが交互に発生する.

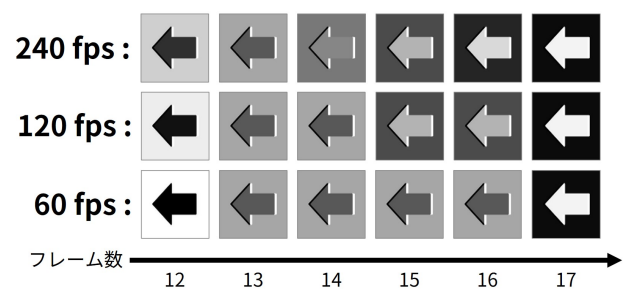


図 5 240 Hz のリフレッシュレートにおける, 各フレームレートに対する輝度反転時の画像遷移の様子 (7 Hz で輝度反転する 4 ストローク運動錯視を例として挙げている). フレームレートが高いほど, なめらかに輝度変化していることが見て取れる.

討していた. しかし, 実験後のアンケートへのバイアスの影響を考慮し, 参加者の前でリフレッシュレートの変更ができなかった. そこで, 代わりにそれぞれのフリッカ刺激を 3 種類のフレームレートでエンコードすることによって再現を行った. 具体的には, リフレッシュレートを 240 Hz に固定し, 60, 120 Hz のリフレッシュレートは, 同じフレームレートの動画を作成することで再現した. 実際のフレーム更新の様子を図 5 に示す.

4.4 タスク

タスクの概要図を図 6 に示す. 画面の中心に注視すべきターゲットを指し示す矢印が表示され, 四方にターゲットが配置された. なお, 配置されたそれぞれのターゲットの輝度変化の頻度は固定されていた.

参加者には, 任意のタイミングで Space キーを押下させた. Space キーが押下されると, 中央の矢印が次のターゲットを指し示し, 参加者は指定されたターゲットを注視するように促した. フリッカ刺激はキーを押下した 4 秒後に開始され, 6 秒間提示された. よって参加者は, 試行ごとに 1 つのターゲットを 10 秒間注視した. 参加者には, 必要に応じて任意の試行間で休憩を取るよう指示し, また実験中に体調不良が起こった際は直ちに実験を中止するよう

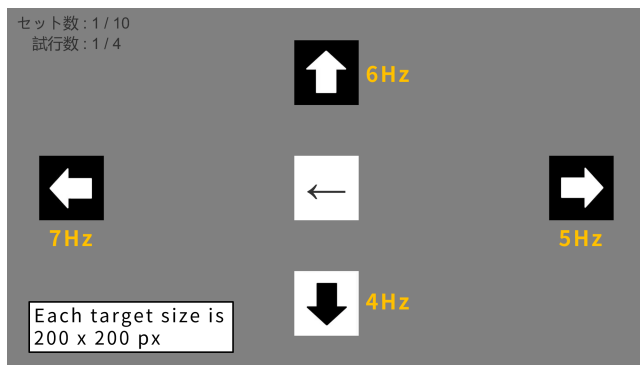


図 6 タスクの概要図. 4つの4ストローク運動錯視が図のように配置され、それぞれの輝度変化の頻度は固定されていた。図中の周波数は、それぞれの輝度変化の頻度を示している。

指示した。

4つのターゲットそれぞれに対して1試行ずつ、合計4試行を行うまでを1セットとし、参加者は各ブロックごとに10セットを続けて行った。各ブロックで刺激のフレームレートを変更し、合計3ブロックのタスクを行った。

4.5 実験デザインと手順

独立変数としてフリッカ周波数 (F) を用いた。 F は4条件 ($F = 4, 5, 6, 7$ Hz) とし、4ストローク運動錯視が輝度反転を起こす周波数をフリッカ周波数とした。また、リフレッシュレートが高いほど再現する周波数に近似されたフリッカ刺激を提示できると考え、4.3節で述べたように、リフレッシュレートの代わりにフレームレート (R) を独立変数に加えた。 R は3条件 ($R = 60, 120, 240$ Hz) とした。

まず参加者に対し全体の実験概要の説明を行った。なお、実験後のアンケート結果への影響を考慮し、実験の目的と、ブロックごとの条件の違いについては説明を行わなかった。その後、参加者はBCIを装着し、電極の接触状態の調整を行った。そして、練習用タスクを2セット行い、続けて本番を3ブロック行った。実験終了後、参加者は簡単なアンケートに回答してもらった。1人当たり合計で3ブロックを行うため、1人当たりの全試行は120試行 (= 4試行 × 10セット × 3ブロック) であった。また、練習用タスクの条件には、1ブロック目の条件を用いた。

F の提示順はセットごとにランダムとした。 R の提示順は順序効果を考慮し、ラテン方格法に基づいて、参加者ごとに異なる順序で提示した。

4.6 アンケート

全てのタスク終了後、口頭でアンケートを行った。質問項目は「3ブロックのすべての錯視に対して錯覚は生じたか。」、「各ブロックで条件の違いに気づいたか。具体的にどう違ったか。」、「フレームレートが異なることを知った上で、改めて気づいたことがあったか。」の3つであった。

2つ目の質問を終えた後に、実験の目的と各ブロック間

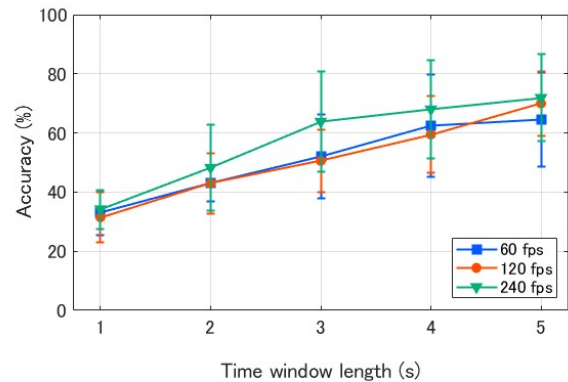


図 7 CCA による R に対する平均識別精度の参加者内比較。

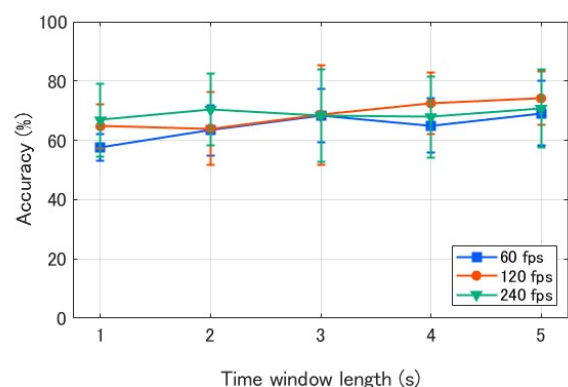


図 8 IT-CCA による R に対する平均識別精度の参加者内比較。

の条件の違いについて説明を行った。説明をアンケートの途中で行ったのは、それまでのアンケート結果に対するバイアスを取り除くためである。

4.7 参加者

参加者は6名(平均22.3歳, $SD = 1.37$)であった。参加者のうち、4人は裸眼であり、2人は眼鏡を着用していた。参加者には予め、眼精疲労の発生などのリスクを伝えており、合意を得た上で実験を行った。

5. 結果

全部で720試行 (= 4試行 × 10セット × 3ブロック × 6名) のデータが得られた。これらのデータを元に、5つの時間窓長 ($T = 1, 2, 3, 4, 5$ s) に対し、 Y を全チャンネルから得られたデータ、 X_m を m 番目の刺激周波数に対する参照信号として、CCAとIT-CCAの2通りで分析を行った。それぞれの方法で各試行ごとに \hat{f} を算出し、 \hat{f} の値がターゲット周波数に等しければ、その試行を成功とした。

CCAでは、 m 番目の刺激周波数に対応する第2高調波までの正弦波を参照信号とした。IT-CCAでは参加者ごとに、各電極の m 番目の刺激を注視した試行における平均の脳波データを算出し、それらを参照データとした。

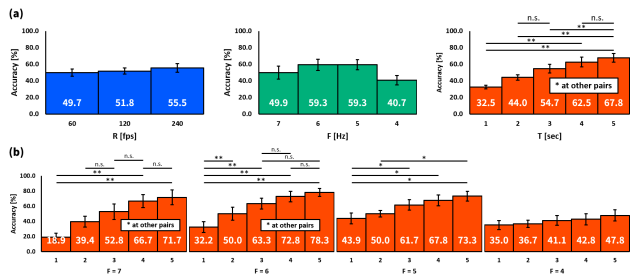


図 9 CCA による識別結果. (a) 識別精度 Acc に対する R , F , T . (b) Acc に対する $F \times T$.

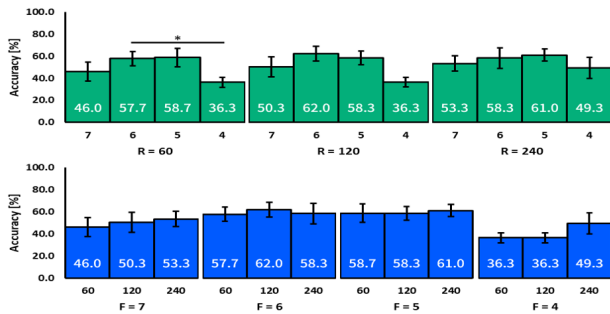


図 10 (上) Acc に対する $R \times F$. (下) Acc に対する $F \times R$.

5.1 全体の精度比較

本節では、多くの SSVEP ベース BCI に関する研究で使用される方法に則って、識別精度を求めた。この方法によって求められた精度は、情報伝達率 (Information Transfer Rate: ITR) と呼ばれる、BCI システムのために考案された一般的な評価指標を求めるときにも用いられる [18]。

各条件における識別精度は $Acc = \frac{N_c}{N} \times 100$ [%] で求められた。 N_c は識別に成功した試行回数、 N は全試行回数である。独立変数を R , T の 2 つ、従属変数を Acc として、二元配置反復測定分散分析を行った。なお、分散分析は IBM SPSS を用いて行い、多重比較には Bonferroni 法を用いた。グラフ中のエラーバーは標準偏差を示している。

CCA によって算出された参加者内の平均識別精度を 7 に示す。 T で主効果が見られ ($F_{4,20} = 50.6$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .910$)、多重比較の結果、 T が大きくなるほど、 Acc が増加する傾向が見られた。一方、 R では主効果が見られなかった ($F_{2,10} = 5.64$, $p = .023$, $\eta_p^2 = .530$)。また、交互作用は見られなかった ($F_{8,40} = 1.00$, $p = .449$, $\eta_p^2 = .167$)。

IT-CCA によって算出された参加者内の平均識別精度を図 8 に示す。 T ($F_{4,20} = 2.90$, $p = .048$, $\eta_p^2 = .367$)、 R ($F_{2,10} = 0.978$, $p = .409$, $\eta_p^2 = .164$) のいずれも主効果が見られず、交互作用も見られなかった ($F_{8,40} = 1.22$, $p = .311$, $\eta_p^2 = .196$)。

5.2 各要素ごとの比較

各刺激に対する精度の差を調べるために、 F を独立変数として加え、各条件における識別精度を、ターゲットごと

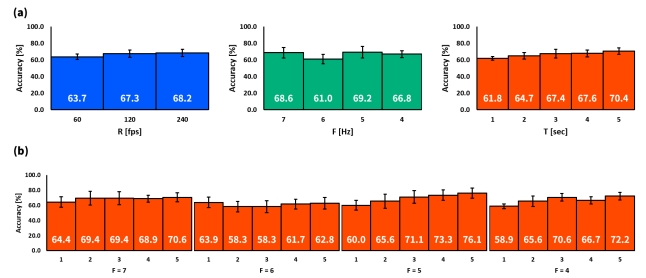


図 11 IT-CCA による識別結果. (a) Acc に対する R , F , T . (b) Acc に対する $F \times T$.

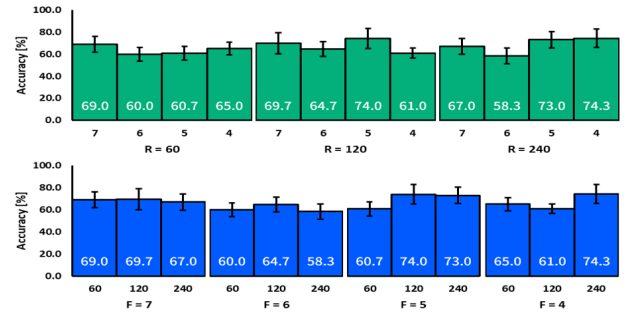


図 12 (上) Acc に対する $R \times F$. (下) Acc に対する $F \times R$.

に算出した。それぞれの識別精度は、 $Acc = \frac{N_{tc}}{N_t} \times 100$ [%] で求められた。なお、 N_{tc} は各ターゲットに対する識別に成功した試行回数、 N_t は各ターゲットに対する全試行回数である。独立変数を R , F , T の 3 つ、従属変数を Acc として、三元配置反復測定分散分析を行った。多重比較には Bonferroni 法を用いた。グラフ中のエラーバーは標準偏差を示しており、 **, * はそれぞれ $p < .01$, $p < .05$ を表す。

CCA による識別結果を図 9, および図 10 に示す。 T で主効果が見られ ($F_{4,20} = 48.5$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .907$)、多重比較の結果、 T が大きくなるほど、 Acc が増加する傾向が見られた (図 9 (a))。一方、 R ($F_{2,10} = 2.57$, $p = .126$, $\eta_p^2 = .340$)、 F ($F_{3,15} = 2.23$, $p = .127$, $\eta_p^2 = .308$) では主効果が見られなかった。交互作用は、 $F \times T$ で見られ ($F_{12,60} = 9.69$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .660$)、 F が大きくなるほど、 T の影響が小さくなることが観察された (図 9 (b))。なお、 $R \times F$ ($F_{6,30} = 0.973$, $p = .460$, $\eta_p^2 = .163$)、 $R \times T$ ($F_{8,40} = 1.552$, $p = .171$, $\eta_p^2 = .237$) では交互作用が見られなかった (図 10)。

IT-CCA による識別結果を図 11, および図 12 に示す。 T ($F_{4,20} = 3.54$, $p = .024$, $\eta_p^2 = .415$)、 R ($F_{2,10} = 2.04$, $p = .181$, $\eta_p^2 = .290$)、 F ($F_{3,15} = 0.493$, $p = .693$, $\eta_p^2 = .090$) のいずれも主効果が見られず。交互作用も見られなかった。

5.3 アンケート結果

「3 ブロックのすべての錯視に対して錯覚は生じされたか。」という質問に対し、4 名の参加者が「はい」と回答した。「いいえ」と回答した 2 名の参加者のうち 1 名から、

$R = 60$ の条件において「もっとも速い刺激はただの明滅に感じられることが何度かあった」という回答が得られ、もう 1 名の参加者からは、「どのブロックでも最も遅い刺激では錯視が起こりにくかった」という回答が得られた。

続いて「各ブロックで条件の違いに気づいたか. 具体的にどう違ったか.」, という問いに対して, 2 名の参加者から, 「 $R = 60$ の条件 (回答時は別の表現) でもっとも錯覚が強く生起された」という回答が得られた. 残りの 4 名の参加者は「ブロック間の違いには全く気づかなかった」と回答した. また, 「フレームレートが異なることを知った上で, 改めて気づいたことがあったか.」という質問に対し, 2 つ目の質問で「違いに気づかなかった」と回答した 4 名の参加者からは, 共通して「フレームレートの違いに全く気づかなかった」という回答が得られた. 残りの 2 名の参加者も同様に, 「見た目の違いがフレームレートの違いによるものだと気づかなかった」と回答した.

6. 議論

6.1 全体の精度比較

図 7 から読み取れるように, CCA による識別では, 時間窓を増やすことにより識別精度が増加する傾向が見られた. 80 % を超える参加者がいたものの, 平均精度は 70 % を下回っており, 高いとは言えない結果となった. この要因としては, 本実験で用いた周波数が SSVEP 振幅が増強されやすい周波数帯よりも小さいことが挙げられると考えている. 実際にこの結果は, 錯視の生起が保証される周波数を用いた実験 [5] を行った際の結果に近いものとなっていた. さらに図 8 からは, 時間窓長によらず 70 % に近い精度を達成していることが読み取れるが, この特徴も以前の実験結果において同様の傾向が見られる. このことから, フリッカ刺激の周波数を疑似的に再現する手法 [3] は, 4 ストローク運動錯視に対して応用可能であるといえよう.

また, CCA と IT-CCA のいずれの方法においても, フレームレートによる精度の有意差は見られなかった. したがって, リフレッシュレートが高いディスプレイを用意しなくとも, 本手法を用いた 4 ストローク運動錯視を提示することで, 識別精度がほぼ損なわれないことが予想される.

6.2 各要素ごとの比較

CCA による識別結果において, $F \times T$ で交互作用が見られたことから, フリッカ周波数が小さくなるにつれ, SSVEP の振幅増強効果は小さくなっていったのではないかと考えられる. 特に $F = 4$ の条件において T の影響が小さくなっていることが図 9 (b) から読み取れ, 4 Hz 以下のフリッカ周波数は識別に適していない可能性が考えられる. また CCA の識別結果のうち, R と F の精度 (図 9), および交互作用のグラフ (図 10) を見ると, R の増加に伴ってわずかに精度の向上が見られた. したがって, CCA による識

別精度はリフレッシュレートの影響をわずかに受けることが予想される. また, 5, 6 Hz で精度のピークが見られた一方で, 7 Hz では精度に差がわずかに見られた. 7 Hz の描画をディスプレイで正確に再現できないこと, $R = 240$ で差が小さくなっていること, 以上の 2 点を踏まえると, 疑似的に周波数を再現しても正確な周波数の描画でないことが精度に悪影響を及ぼしてしまうと考えられる.

一方で, IT-CCA による識別結果では主効果や交互作用が見られず, すべての条件において高い識別精度を示した. したがって, IT-CCA を用いれば CCA よりも提示可能な周波数帯が拡張され, 錯視が生起されるか否か, という判断基準で周波数を設定することも可能になると考えられる. さらに, 60 Hz といった一般的なリフレッシュレートモニタを用いても, SSVEP ベース BCI 向けの UI としての機能が保たれることが示唆された.

IT-CCA を用いることによって 4 Hz の刺激に対する識別精度が向上したが, その要因として, 各刺激を注視する間の脳波データを個人ごとに複数収集することにより, SSVEP の弱い振幅増強を読み取れるようになったことが挙げられるのではないかと考えられる. また, CCA と比較すると, 7 Hz の刺激に対する識別精度が高いことが図 10 と図 12 から読み取れる. 7 Hz の刺激が正確に描画できなかったために, SSVEP 振幅の増強が複雑に起こり, CCA が適さなかったのではないかと考えられる. 一方で, 7 Hz の刺激を注視する度に同じような振幅増強が起こったため, 脳波データを複数収集する IT-CCA では, 平均との相関が高くなり, 精度が高くなったのではないかと考えている.

6.3 アンケート結果

フレームレートの違いに気づくことができた参加者が誰もいなかったことから, 本手法を用いることにより, リフレッシュレートの制約によって正確な描画ができない場合でも, 4 ストローク運動錯視の質を保つことができることが明らかとなった. この知見により, 「4 ストローク運動錯視を提示するのに高いリフレッシュレートモニタが必要である」という制約がなくなるため, 実装の幅が大きく広がると考えられる.

また, $R = 60$ の条件でもっとも強く錯視が生起した参加者から, 「フレームレートが低下したことで, かえって描画の変化がはっきりし, 錯視が強まったかもしれない」という意見が得られた. フレームレートが低下することで 4 枚の画像の遷移がうまく描画できず, 錯視が生起しづらくなると考えていたため, この結果は予想外であった. しかし, このアンケートの結果から, 正確な描画ができなくとも錯視が生起されることが明らかとなり, 一般的なリフレッシュレートモニタを用いても, 4 ストローク運動錯視の誘発性は損なわれないことが示された.

6.2 節の議論を踏まえると, IT-CCA を識別方法として

用いることで、240 Hz といった高いリフレッシュレートのディスプレイが必ずしも必要なくなると考察できる。本手法によって、60 Hz などの高くないリフレッシュレートのディスプレイにおいても、生起が保証された状態の4ストローク運動錯視を用いて、SSVEP ベース BCI 向け UI を設計することが可能になるだろう。

7. 制約と展望

本実験では1 Hz の差で周波数を設定したが、Wang らのように0.25 Hz 間隔で識別できる可能性もある [1–3]。しかし、SSVEP の振幅増強がピークとなる周波数よりも小さいこと、Wang らの報告では9.00 – 12.75 Hz の周波数帯での識別ができたことが報告されていることから、1 Hz 以下の閾値ではうまく識別できない可能性も考えられる。したがって識別可能な周波数帯の閾値については改めて調査を行う必要がある。

また、提案手法では描画される画像を正弦関数によって連続的に変化させたが、アンケートで「描画の変化がはっきりしたことで、錯視が強まった」という回答が得られたことから、錯視の生起に着目すると矩形関数を用いて離散的に画像を変更したほうが良い可能性も考えられる。その際、矩形関数を用いることでSSVEP の識別精度に影響を与えるかについては不明瞭であるため、検証を行う必要がある。加えて、実際に錯視の強さに変化が見られるかについても検証が必要である。精度に影響を与えず、錯視も強くなった、という結果が得られれば、4ストローク運動錯視の生成手法として、矩形関数を用いた手法がより適している、と結論付けることができる。

最後に、本手法によって4ストローク運動錯視の速さを自由に設定できるようになるため、UI 設計を行う際にユーザ側のディスプレイ環境を考慮する必要がなくなると考えられる。また、本手法によって4ストローク運動錯視を生成する際、フレームレートと再現したい周波数の2つの値を入力するが、アプリケーション側でフレームレートの設定値を取得すれば、設計者は「再現したい周波数」という実質1つのパラメータだけで4ストローク運動錯視の提示が可能になる。つまり、UI 設計の難易度も大きく低減させることができると考えられる。そこで、本研究の展望として、今後はUI 製作アプリケーションの製作も視野に入れ、本手法を導入することによりUI 設計が簡易化できるかについて調査を行っていきたいと考えている。

参考文献

[1] Wang, Y.-T. and Jung, T.-P.: Visual stimulus design for high-rate SSVEP BCI, *Electronics Letters*, Vol. 46, pp. 1057 – 1058 (2010).

[2] Nakanishi, M., Wang, Y., Wang, Y.-T., Mitsukura, Y. and Jung, T.-P.: Generating Visual Flickers for Eliciting Robust Steady-State Visual Evoked Potentials at

Flexible Frequencies Using Monitor Refresh Rate, *PLOS ONE*, Vol. 9, No. 6, pp. 1–12 (2014).

[3] Chen, X., Wang, Y., Nakanishi, M., Jung, T.-P. and Gao, X.: Hybrid frequency and phase coding for a high-speed SSVEP-based BCI speller, *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 3993–3996 (2014).

[4] 振原知希, 宮下芳明: 輝度変化による運動錯視を用いたSSVEP ベース BCI, 研究報告ヒューマンコンピュータインタラクション, Vol. 2023-HCI-201, No. 12, pp. 1–8 (2023).

[5] 振原知希, 宮下芳明: 生起が保証される4ストローク運動錯視を用いたUI に対するIT-CCAを活用したSSVEP ベース BCI, インタラクション 2024 論文集 (査読中) (2024).

[6] Wertheimer, M.: Experimentelle Studien über das Sehen von Bewegung., *Zeit Schrift Für Psychologie*, Vol. 61, pp. 161–265 (1912).

[7] Anstis, S.: Phi movement as a subtraction process, *Vision research*, Vol. 10, No. 12, pp. 1411–1430 (1970).

[8] Anstis, S. M. and Rogers, B. J.: Illusory continuous motion from oscillating positive-negative patterns: Implications for motion perception, *Perception*, Vol. 15, No. 5, pp. 627–640 (1986).

[9] 北岡明佳: 輝度変化による運動錯視(リバースファイなど)の再検討, 入手先 (<http://www.psy.ritsumei.ac.jp/akitaoka/sakkakuWS2021.html>). (Accessed on 12/04/2023).

[10] Herrmann, C.: Human EEG responses to 1-100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena, *Experimental Brain Research*, Vol. 137, pp. 346–353 (2001).

[11] Pastor, M. A., Artieda, J., Arbizu, J., Valencia, M. and Masdeu, J. C.: Human Cerebral Activation during Steady-State Visual-Evoked Responses, *Journal of Neuroscience*, Vol. 23, No. 37, pp. 11621–11627 (2003).

[12] Danhua Zhu, Jordi Bieger, G. G. M. R. M. A.: A Survey of Stimulation Methods Used in SSVEP-Based BCIs, *Computational Intelligence and Neuroscience*, Vol. 2010, pp. 1–12 (2010).

[13] Lin, Z., Zhang, C., Wu, W. and Gao, X.: Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 6, pp. 1172–1176 (2007).

[14] Zerafa, R., Camilleri, T., Falzon, O. and Camilleri, K. P.: To train or not to train? A survey on training of feature extraction methods for SSVEP-based BCIs, *Journal of Neural Engineering*, Vol. 15, No. 5, pp. 1–24 (2018).

[15] Bin, G., Gao, X., Wang, Y., Li, Y., Hong, B. and Gao, S.: A high-speed BCI based on code modulation VEP, *Journal of Neural Engineering*, DOI: 10.1088/1741-2560/8/2/025015 (2011).

[16] Nakanishi, M., Wang, Y., Wang, Y.-T. and Jung, T.-P.: A Comparison Study of Canonical Correlation Analysis Based Methods for Detecting Steady-State Visual Evoked Potentials, *PLOS ONE*, Vol. 10, No. 10, pp. 1–18 (2015).

[17] Emotiv: EPOC X with 14 Channel Wireless EEG Headset — EMOTIV, <https://www.emotiv.com/epoc-x/>. (Accessed on 12/04/2023).

[18] McFarland, D. J., Sarnacki, W. A. and Wolpaw, J. R.: Brain-computer interface (BCI) operation: optimizing information transfer rates, *Biological Psychology*, Vol. 63, pp. 237–251 (2003).