

対光反射を用いた定常視覚刺激型注視物体認識システムの高度化 に向けた左右眼への独立光刺激

Pupillary Light Reflex Interface based on Steady-State Visual Stimulation using Independent Light Stimulation to the Left and Right Eyes

研究代表者 鳥取大学工学部 講師 中谷真太郎

Shintaro Nakatani

In this study, we proposed a method to provide independent stimulation to both eyes in an intentional communication system using the pupillary light reflex, and succeeded in increasing the number of communication channels with a few stimulation frequencies. Experiments were conducted using the pupil diameter measurement function attached to commercially available VR goggles under conditions where there were 15 different gaze targets in the same field of view. The proposed method was able to classify 15 different patterns with an average correct response rate of 58.9% under conditions where only five frequencies were available. The information transfer rate of the proposed method was 14.4 bits/min. The results of this research are expected to be applied in the future as a simple Brain-Machine Interface (BMI) that can be used in situations where the eyes cannot be moved.

要旨

本研究では、対光反射を利用した意思伝達システムにおいて両眼に独立な刺激を行う手法を提案し、実際に通信チャンネル数の増加が可能であることを示した。市販のVRゴーグルに付属している瞳孔径計測機能を用いて、同一視野内に15種類の注視対象がある条件で実験を行った。提案手法は5種類の周波数しか利用できない状況下において15種類のパターンを生成し、それらを平均正答率58.9%で分類することができた。この時の情報伝達率は14.4 bits/minだった。本研究成果は、将来的に眼球を動かすことができない状況下でも利用可能な簡易なブレイン・マシン・インターフェース (Brain-Machine Interface, BMI) としての応用が期待できる。

1. まえがき

人間の脳活動パターンを計測し、リアルタイムで機械操作に用いるブレイン・マシン・インターフェース (BMI) ⁽¹⁾⁻⁽³⁾ は、筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、閉じ込め症候群、脊髄損傷などの重度の運動障害を持つ人々に対して対話手段を提供することができる。例えば、頭皮上から計測した脳波を用いて介護者への意思伝達、文字入力、ロボットアームや車椅子の制御などが試みられている。BMIによく利用される特徴的な脳波には、事象関連同期・非同期型 (ERS/ERD) ⁽⁴⁾⁻⁽⁶⁾、P300 誘発電位 ⁽⁷⁾⁻⁽⁹⁾、定常視覚誘発電位 (SSVEP) ⁽¹⁰⁾⁻⁽¹⁵⁾ などがあり、特に、使用時のキャリブレーション

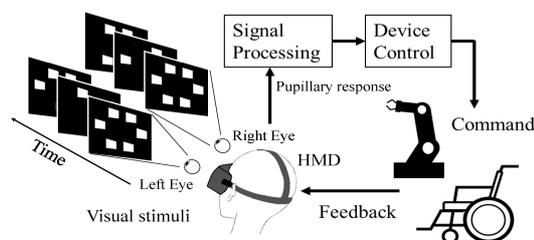


図1 本研究のコンセプト

ンや使用のための訓練の必要性が少ないSSVEPを用いたBMI (SSVEP-BMI)は、使用者に複数の点滅パターンを提示し、それぞれに割り当てられた出力機器を操作する目的で利用される。BMIにおける脳波の測定には、頭皮に電極やプローブを装着する必要がある、使用者に不快感を与えてしまう問題がある⁽¹⁶⁾。

瞳孔の大きさは瞳孔に入射する光の明るさに応じて変化する⁽¹⁷⁾⁽¹⁸⁾。この現象は瞳孔光反射と呼ばれ、臨床研究の分野では非侵襲的に視覚障害者の障害部位を特定するために利用されている⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾。

最近の研究で、被験者が点滅刺激に注目した場合、視野内の位置に関わらず注目している刺激に同期して瞳孔が振動することが明らかになった⁽²¹⁾⁻⁽²⁴⁾。このことは、同一視野内で複数のターゲットを異なる周波数で点滅させた場合でも、瞳孔の振動は注視対象の輝度変化に同期することを意味する。瞳孔振動はカメラを用いて測定できるため⁽²⁵⁾、非接触でSSVEP-BMIと同じ機能を持つインターフェース (瞳孔インターフェース) を実現できる⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾。

瞳孔インターフェースの欠点として、刺激パターンに対する反応が生じる周波数範囲が低い(狭い)ことが挙げられる。刺激周波数の範囲は、てんかん発作が起こりやすい 15 - 25 Hz の範囲よりも十分に低く安全であるものの、帯域に限られることは同時に提示できるコマンド数の制限につながる。SSVEP-BMIでは、これまでに限られた数の入力刺激でより多くのターゲットをコード化するためのアプローチが提案されている。一般的なアプローチとしては、周波数コーディングと位相コーディングがある⁽²⁸⁾⁻⁽³⁶⁾。例えば位相コーディングでは、同じ周波数で相対的な位相のみが異なる点滅刺激を用いて、一つの周波数で8つの位相を利用できる⁽³⁷⁾。一方で、瞳孔インターフェースにおいてこのような多チャンネル化の取り組みはまだ十分に検討されていない。

本研究では、瞳孔インターフェースの利用可能性を向上させるために通信チャンネル数を増やすことを目指した取り組みをおこなった。具体的には、以下の3点について研究を進めた。①はじめに瞳孔に入力する刺激波形について、正弦波形状と矩形波形状の場合の対光反射を比較し、より良い波形形状に関する考察を行った。次に、左右の瞳孔に異なる明るさを入力した際の対光反射について定量的な評価を行った。さらに左右の瞳孔に異なる入力信号を入力した場合の、インターフェースとしての利用可能性について検討した。

なお、本報告書の内容は主に発表論文^[1]の内容について再構成したものである。

2. 視覚システムに関する生理学的知見

2.1 視覚系

人が眼球を通して光刺激を知覚するまでの神経経路を視覚系と呼び、光刺激を受けてから対光反射が起こるまでの経路を対光反射系と呼ぶ。視覚系は神経信号が網膜から一次視野に伝達されるまでの、光受容器、求心神経系、中枢神経系という3つの機能単位で構成される。一方、対光反射系は光受容器、求心神経系、中枢神経系、遠心神経系、筋系という4つの機能単位に分けることができる。筋系には瞳孔周囲に輪状に分布している瞳孔括約筋と、放射状に分布している瞳孔散大筋がある。瞳孔括約筋と瞳孔散大筋はそれぞれ交感神経と副交感神経の活動によっ

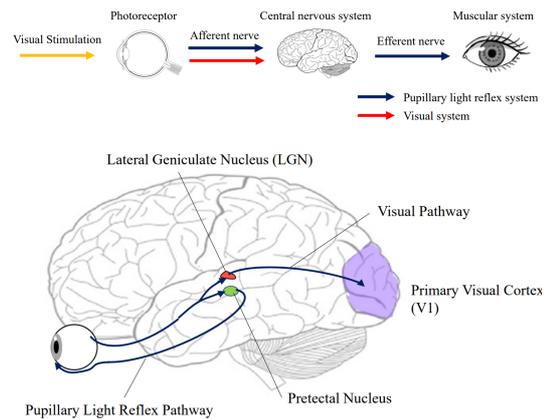


図2 視覚系と対光反射系の神経経路

て収縮・散大する。

図2に示すように、網膜に入力された光信号は網膜上の神経細胞(視細胞)で活動電位に変換された後、視神経を通り、視交叉を経て視索に入る。ここから外側膝状体(Lateral Geniculate Nucleus : LGN)でシナプスを介して大脳皮質第一次視野(Primary Visual Cortex, V1)に至る。それに対し瞳孔の神経信号は視交叉を経て視索から視蓋前域(Pretectal Area)に入り、視蓋前域で視交叉で分離された両眼の網膜の右側からの信号と左側からの信号が統合された後に再び2つの経路に分かれ、左右のエディンガー・ウェストファル核(Edinger-Westphal Nucleus : EW)に至る。その後は筋系に活動指令を伝える。つまり光受容器からLGNの手前までの神経伝達経路は視覚系と対光反射系で共通である。

2.2 対光反射

視蓋前域左右眼の信号が統合され、再び左右の眼に伝達されるという対光反射経路の特性から、光刺激を左右いずれかの眼に与えたとき、刺激した側の眼のみならず対側の眼も同時に同程度収縮することが知られている。刺激側の反応を直接対光反射と呼び、対側の反応を間接対光反射と呼ぶ。与える光刺激の強度に応じて瞳孔の収縮量が増加するが、可動範囲の両端では飽和する。

一発の閃光を受けた時の瞳孔応答であるフラッシュ応答は、時刻0でフラッシュ入力となされると、約0.2-0.3秒の潜時(むだ時間)の後、まず比較的速度で収縮し、約1秒で最大収縮に達する。その後、ゆっくりと散瞳し、最終的に元のベースラインに戻る。こうした応答は括約筋の収縮に加え、散大筋の弛

緩により形成されている。収縮と散大の速さが異なることは、二つの筋肉の特性が異なることに対応している。

瞳孔は特定の周波数で点滅する光刺激である定常視覚刺激の周期に同期して振動することが知られている。瞳孔が追従可能な点滅周波数の範囲は3 Hz程度までとされ、周波数が増加するにつれて振動の振幅が減少する。

3. 対光反射を利用した注視物体認識

3.1 瞳孔インターフェース

これまでに行われた瞳孔インターフェースにおける研究から、単一の周波数を利用したコーディングについての可能性と限界が明らかになりつつある。

Mathôtらは2つの刺激を逆位相で点滅させ、瞳孔の大きさのわずかな変化から注視刺激を特定した⁽²⁷⁾。この時の選択精度は約90%、情報伝達率は4.86 bits/minであった。この手法では2つの刺激のうちいずれを選択したかを繰り返し分類することで多くのパターンの分類を実現している。Mutoらは、同一画面上に異なる周波数で点滅する刺激を表示する周波数コーディングを利用し、周波数解析により注視対象を分類した⁽²⁶⁾。様々な周波数の刺激を用いて周波数特性を調査し、視覚刺激の点滅周波数の適切な範囲は0.7 - 1.9 Hzで、利用する周波数の差は0.06 Hz以上とすべきであると述べている。

なお、情報伝達率 (Information transfer rate; ITR) はインターフェースの通信効率について考える指標としてよく用いられる。この指標は単位時間あたりに伝達可能な情報量 (bit) を示したものであり、正確かつ短時間で、多くの候補の中から対象を選択できるものほど高くなる。

3.2 問題設定

3.2.1 光刺激波形の検討

強い瞳孔振動を引き起こすためには、刺激光の明度変化を大きくすることが効果的である。ただし液晶ディスプレイを利用した光刺激では出力できる光量は限られる。光による繰り返し刺激を行う場合、これまでの研究では正弦波形を利用することが多かったが、効率的に瞳孔を振動させるために望ましい波形については十分に検討されていない。本研究では、光刺激の明度変化を最大化できる矩形波の利用につ

いて提案し、その効果を明らかにする。

3.2.2 左右眼独立刺激による2周波コーディング

SSVEP-BMIにおいて提案されている周波数コーディングでは、異なる2つ以上の周波数の重ね合わせ刺激法が提案されている。Muらは、2つの異なる周波数を重ね合わせることで、4つの異なる周波数から6つの視覚刺激を生成し、70%の分類精度を達成した⁽³⁹⁾。一方Yanらは、近接する2つの視覚刺激を異なる周波数で明滅させることで、2周波のSSVEP反応を発生させ、3つの異なる周波数から9つの視覚刺激を生成し、約76%の分類精度を達成した⁽⁴⁰⁾。

瞳孔インターフェースの単一周波数によるコーディングについては調査が進んでいる一方で、瞳孔インターフェースにおいてもこれらの2周波コーディングのアイデアを利用できる可能性があるが、その実現可能性はこれまでに十分検討されていない。さらなる情報伝達率の向上には単一の周波数コーディング以外のアプローチが必要と考えた。

瞳孔インターフェースで2周波コーディングを適用する場合、2つの周波数刺激の線形和だけでなく、左右の瞳孔に異なる単一周波数を独立に入力することもできる。この場合、対光反射経路の性質から両眼の光刺激情報が視蓋前域で混合され、瞳孔の縮小・散大は両眼で等しくなる。

Howarthらは、2周波の光刺激をあらかじめ加算して提示する場合 (重畳条件)、瞳孔径変化に刺激していない周波数ピークがあらわれることを示した。このピークはビート周波数と呼ばれ、刺激に利用した2つの周波数の差があらわれる。ビート周波数成分は左右に独立した光刺激をおこなった場合 (独立条件) では発生しないことから、対光反射経路上の両目の信号が合流する視蓋前域より前で非線形変換が行われていることを予測した⁽⁴¹⁾。

本研究では瞳孔インターフェースにおいて2周波コーディングを行う場合、重畳条件と独立条件のそれぞれの特徴についてビート周波数の存在を考慮し、その影響について調査する。

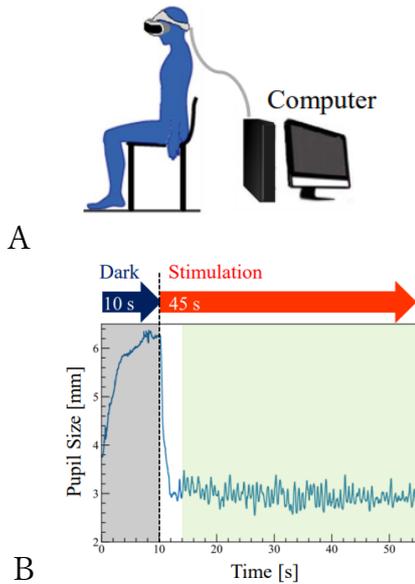


図3 実験の様子。(A) 光刺激はヘッドマウントディスプレイを利用して行った。(B) 10秒間の暗順応の後に光刺激をおこなった。オフラインの解析では、光刺激開始から2秒間のデータは除外した。

4. 実験準備

参加者は椅子に座り、刺激が提示されるヘッドマウントディスプレイ (HMD) 装置 (Vive Pro Eye, HTC Corp.) を装着した(図 3)。HMD の中で、両眼は対角 55°の視野を持つ 1,440×1,600 画素の刺激ディスプレイを見る。この装置にはアイトラッキング機能があり、連続的な赤外線照明のもと、120Hz のサンプリングレートで動作する。刺激の輝度は輝度計 (ColorCAL II, Cambridge Research System, Kent, UK) を用いて校正した。視覚刺激と瞳孔データの取得は、Unity (Unity Technologies, USA)および SRanipal SDK (Ver. 1.3.2.0, HTC Corp.)を用いた。瞳孔の大きさは、瞬きをしている間、3次スプラインフィットで補間された。視覚刺激の開始時に大きな一過性の収縮が起こるため、最初の2秒間のデータは解析から除外した[19],[63]。瞳孔サイズの個人差を考慮し、瞳孔データは各刺激開始前の 200ms のベースライン期間で正規化した(すなわち、正規化瞳孔サイズ=絶対瞳孔サイズ/ベースライン瞳孔サイズ)⁽⁴²⁾。左右の瞳孔径の差は、いずれの被験者にも観察されなかった。健常者における瞳孔光反射の一致した反応と両目間の瞳孔反応の対称性を考慮し、左目の瞳孔径のみを利用した⁽⁴³⁾。すべての実験は鳥取大学非医学研究倫理委員会の承認を得ており、ヘルシンキ宣言(第7版)に準拠している。参加者からは、実験前に書面によるインフォームドコンセントを得た。

5. 実験結果

5.1 刺激波形の評価

瞳孔インターフェースの光刺激には正弦波が利用されることが多いが、必ずしも正弦波が最適であるわけではない。ここでは正弦波と矩形波で提示した視覚刺激に対する瞳孔反応の大きさを評価し、強い瞳孔反応を誘発する刺激方式を決定した。この実験は4人の参加者(20代男性)を対象に行われた。各刺激は50秒間提示され、0.3, 0.75, 0.9, 1.5, 2.25 Hzの5つの周波数がランダムな順序で提示された。各周波数に対して2回ずつ刺激が行われた。スクリーンの中央に配置され、正弦波と矩形波における瞳孔反応の平均 PSD を求めた。瞳孔振動の強さは、離散フーリエ変換 (DFT) を用いて窓幅 20 秒とした。

繰り返し周波数が F_i Hz, 最大輝度レベルが c の矩形波 $s_{F_i}(t)$ を以下のように表現する。

$$s_{F_i}(t) = A(c)\text{square}(2\pi F_i t), i = \{1, 2, \dots\}$$

このときの最大輝度は $A(c)$, $c \in \{0, 1, \dots, 255\}$ で表され、(R, G, B) = (127, 127, 127) で表される光刺激を $A(127)$ とあらわす。実際の輝度は $A(0) = 0 \text{ cd/m}^2$, $A(127) = 21 \text{ cd/m}^2$, $A(255) = 122 \text{ cd/m}^2$, であった。本実験の矩形波、正弦波の刺激波形は、

$$s_{f'}^{\text{square}} = A(127)\text{square}(2\pi f' t),$$

$$s_{f'}^{\text{sin}} = A(127)\sin(2\pi f' t),$$

とした。ここで関数 $\text{square}(\cdot)$ は、刺激周期 $T = 1/f$ 秒を用いて、

$$\text{square}(2\pi f t) = \begin{cases} 1, & n/f \leq t < n/f + 1/2f \\ 0, & n/f + 1/2f \leq t < n/f + 1/f \end{cases}$$

$$n = \{0, 1, \dots, N\}$$

となる矩形波をあらわす関数である。

図4に示すように、刺激周波数と最大最小値が同じ場合には、すべての周波数帯域で矩形波のほうが正弦波よりも大きな瞳孔振動を引き起こしている。矩形波は正弦波に比べてピーク値と実効値の比(クレストファクタと呼ぶ)が小さいため、最大輝度が制限された HMD ディスプレイでも効率よく瞳孔光反射を誘導することができると考えられる。この結果は、2004年に Moro によって報告された内容⁽⁴⁴⁾と矛盾しておらず、瞳孔インターフェースにおいて矩形波の利用が誤分類の低下につながると期待できる。

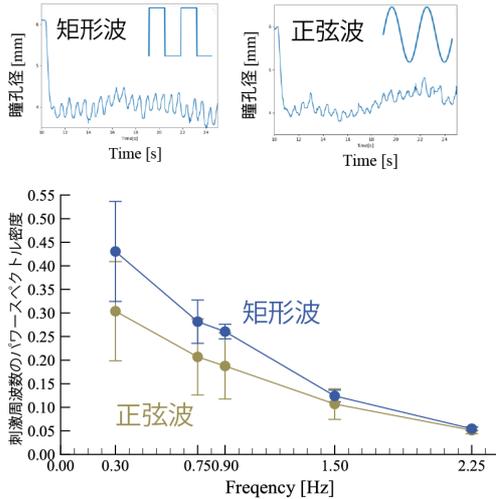


図4 振幅が等しい矩形波と正弦波を入力した場合の瞳孔応答の結果。すべての帯域で矩形波の方が強い反応（パワースペクトル密度）を得ている。強い反応が得られる方が、システムの識別率が向上すると期待できる。

5.2 左右眼への独立光刺激の影響

5.2.1 ビート比の比較

左右の瞳に異なる周波数で刺激した場合（独立条件）と、2つの信号をあらかじめ混合してから左右の瞳に同一の刺激を行った場合（重畳条件）の瞳孔径の応答を測定し、ビート周波数の影響について評価した。

本実験には男性6名（P1, P2, P3, P4, P5, P6, 21歳 - 24歳）が参加した。実験の1試行では、10秒間の暗転の後、45秒間視覚刺激を提示した。参加者は光刺激のターゲットを注視し続け、その間の瞳孔径変化を測定した。ターゲットは正方形で、一辺の視野角は9°であった。ターゲット以外の場所はすべて黒色とした。

予期せぬ周波数のピークをビート周波数と呼び、観測された瞳孔反応への影響を評価するために、信号対ビート比（SBR）を使用する。ビート信号は観測ノイズではなく、むしろ生体メカニズムによって発生するものである。しかし、ビート周波数の信号が存在すると、提案するインターフェースのコマンド分類性能が低下するため、可能な限り避ける必要がある。SBRは、2つの刺激周波数のそれぞれの平均振幅を、最も高いビート周波数の平均振幅で割ることで算出した。

$$SBR = 10 \log_{10} (P_{\text{signal}} / P_{\text{beat}}) \text{ dB.}$$

ビート周波数のパワーが他のスペクトル成分のパワーよりはるかに高い場合、SBRは信号対雑音比

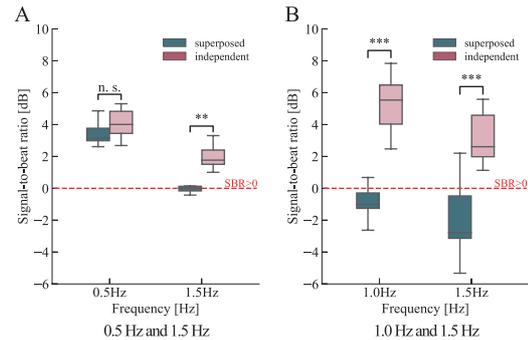


図5 (A) 0.5 Hz と 1.5 Hz で刺激を行ったときの瞳孔の応答（左図）、(B) 1.0 Hz と 1.5 Hz で刺激を行ったときの瞳孔の応答（右図）。刺激周波数の強度をビート周波数の強度で割った値をSBR(signal-to-beat ratio)として定義した。

(SNR) とほぼ同じになる。そのため、本実験ではSBRが高いほうがインターフェースとしての利用価値が高いと考えた。有意水準はWelchのpaired t-testを用いて算出した。有意水準はすべて $p < 0.05$ とした。

図5は、6人の被験者（20代男性）に対して重畳条件と独立条件という異なる2周波刺激法で光刺激した際のそれぞれの瞳孔反応を信号対ビート比（SBR）について評価したものを示している。図5(A)に示す、刺激周波数が0.5 Hzと1.5 Hzの場合、ビート周波数は1.0 Hzにあらわれる。ビート周波数（1.0 Hz）のピークと刺激周波数である0.5 Hzのピークの比較では、独立条件と重畳条件の間に有意差はなく（ $t(5)=1.72, p=0.15$ ）、どちらも0.5 Hzのピークの方が大きかった。一方ビート周波数と、刺激周波数である1.5 Hzのピークの比較では、独立条件の方が重畳刺激より有意にSBRが高かった（ $t(5)=4.44, p < 0.01$ ）。

図5(B)に示す、刺激周波数が1.0 Hzと1.5 Hzの場合、独立条件のSBRは重畳条件のSBRより有意に高かった。これは、ビート周波数と1.0 Hzのピークとの比較（ $t(5) < 8.23, p < 0.001$ ）、ビート周波数と1.5 Hzのピークとの比較（ $t(5) < 5.68, p < 0.01$ ）、両方で確認できた。したがって独立条件の方が、SBRが高くなる可能性が大きく、インターフェースとしての利用において望ましいことが明らかになった。

5.2.2 パターン分類

ここでは、同一視野内に多数の注視対象がある場合の2周波法の実現可能性について評価を行った。従来の報告⁽²⁶⁾に従えば、分類可能な刺激パターン数の限界は11種類の周波数を用いた11種類の刺激パターンになる。本研究では、同一視野内に5, 10, 15パターンの刺激を用意し、そのうち1つを凝視した

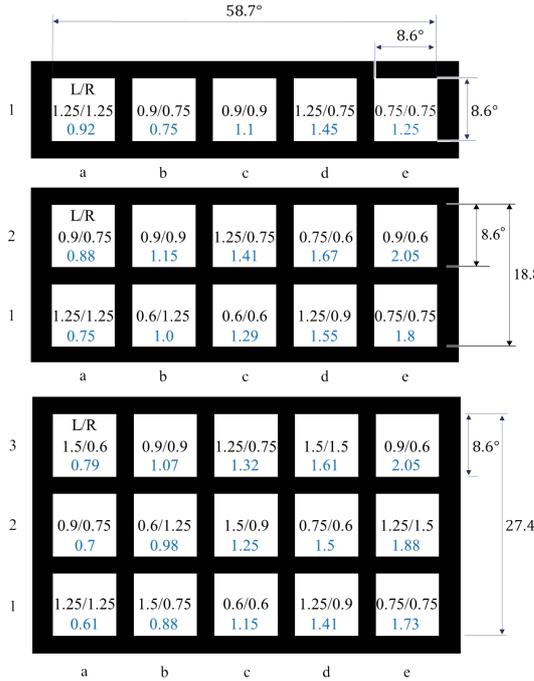


図6 注視対象分類実験のための光刺激パターンの配置. 上段から, 5, 10, 15 パターンの時の光刺激.

(対象を視野中心に合わせた). 光刺激の条件は, ① 2周波の独立条件, ② 2周波の混合条件, ③ 従来の単一周波数コーディングとし, それぞれの条件における分類性能と情報伝達率について評価した.

本実験には20代の6名(男性5名, 女性1名)が参加した. 各条件の光刺激は, すべて3回ずつ提示された. 1回の光刺激時間は10秒間であり, 試行ごとに5秒間の暗転時間が挿入された. 最初の10秒間と各試行後に5秒間の休息時間が設定された. 本実験の刺激パターンを図に示す. それぞれのターゲットは正方形で, パターンの視野角は8.6°であった. パターンの水平サイズは58.7°, 垂直サイズはそれぞれ8.6°, 18.8°, 27.4°であった. ターゲット以外の場所はすべて黒色とした. 各ターゲットの上側の数字は2周波条件(独立条件, 重畳条件)の刺激周波数(左目 [Hz], 右目 [Hz])を, 下側の数字は単一周波数条件の刺激周波数をそれぞれ表している.

以下の点を刺激周波数の選択基準とした.

- 瞳孔の振動周波数が測定可能範囲内(0.5 - 2.5 Hz)
- 各刺激周波数の間隔が $\Delta 0.12$ Hz以上
- 使用する刺激周波数の倍(3倍)周期でない
- 全ビート周波数と使用する周波数が一致しない

分類のための窓幅は6.0秒とした. 注視している対象を認識するための分類手法は, しきい値を用いた

単純なものとした. まず瞳孔径のPSDを求め, 最も高い強度を1となるように正規化する. まず, 最大のピークを取る周波数を注視周波数として同定し, 次に2番目に高いピークの周波数とその強度を確認する. 2番目のピーク周波数の強度がしきい値を超えている場合には注視対象の周波数が2つあると判断し, しきい値を超えない場合には注視周波数が1つのみであると判断した.

分類精度は k 分割交差検証法を用いて推定した. すなわち, データセットを最適なパラメータ(すなわち, しきい値)を選択するためのトレーニングセットと, 精度を推定するためのテストセットに分けた. 各刺激条件に対して3回の測定が行われたので, 交差検証のパラメータ $k=3$ とした. 具体的には,

$$\text{acc} = \frac{1}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{P_k}{N_k} \times 100 \%$$

から求めた. ここで P_k は分割数を k としたときの正しく分類された試行回数, N_k は試行回数である.

また, 情報伝達率(ITR) bits/minは,

$$\text{ITR} = \left[\log_2 N + P \log_2 P + (1-P) \log_2 \left(\frac{1-P}{N-P} \right) \right] \times \frac{60}{T}$$

から求めた. ここで N は刺激数, P は識別精度, T は選択に要する時間(秒)を表す. なお, 本実験では分類に必要な計算時間は十分に短いとして無視した.

刺激条件による分類精度, ITRの違いを, Bonferroni補正を用いた多重比較検定(paired-t-tests)に基づいて

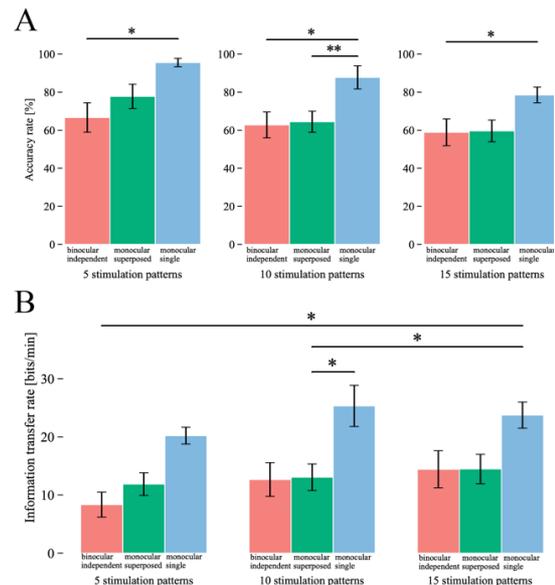


図7 各条件の(A)分類精度と(B)情報伝達率. エラーバーは標準偏差を示す. (A)刺激条件間で精度の多重比較分析を行った. (B) ITRの多重比較解析は, 刺激パターン数と刺激条件を含めて行った. *: $p < 0.05$, **: $p < 0.005$.

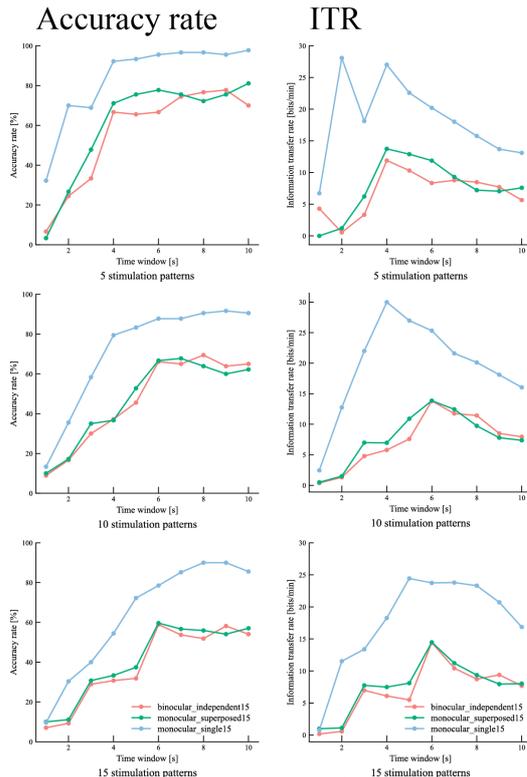


図8 窓幅を変化させたときの分類精度と情報伝達率の変化

分析した。有意水準はすべて $p < 0.05$ とした。

図7に結果を示す。すべての条件で15パターンの分類が可能であった。15パターンの刺激の平均分類精度は、独立条件で58.9%、重畳条件で59.6%、単一周波数条件で78.5%であり、ITRは14.4 bit/min, 14.5 bit/min, 23.7 bit/minとなった。独立条件の情報伝達率は分類パターン数の増加とともに向上したが、全ての条件において独立条件の情報伝達率が単一条件の情報伝達率を上回ることがなかった。最も情報伝達率が高かったのは単一条件で10種類の周波数を利用した場合であり、情報伝達率は25.3 bits/minに達した(分類精度: 87.7%)。この結果は単一条件で使用可能な周波数帯域の限界を11種類程度とする従来の結果と矛盾しない。

情報伝達率を向上させるためには、短い窓幅で高い識別率を得る必要がある。今回の実験条件で時間窓の幅を0.5秒から10秒まで変化させた場合の分類精度と情報伝達率について図8に示す。時間窓の幅が同じ場合は単眼単一条件の識別率・情報伝達率が最も高く、重畳条件と独立条件との間に差は見られなかった。分類精度は窓幅を長くすることで増加したが、15パターンの分類時は8秒の時に最大の分類精度を記録した。今回の実験で最も情報伝達率が高

かったのは、単一周波数条件で10パターンの分類を窓幅4秒で行う場合で、約30 bits/minだった。

6. まとめ

本研究では左右の目に異なる光刺激を加えることで瞳孔インターフェースの刺激パターンを増やした。特に独立条件ではビート周波数の低減ができることを確認した。ただし十分に多くの周波数を利用できる環境下では、単一周波数条件と比較して情報伝達率で上回ることができなかった。

現在、市販のVRゴーグルにはアイトラッキング機能とともに瞳孔径計測機能がついているものがある。液晶ディスプレイのフレームレートや提示する画像等によっては刺激に利用できる周波数が限られる状況がある。2周波コーディングにより少ない周波数の組み合わせで多数の注視対象を提示できることには応用上の価値があると考えられる。

発表論文

[1] Sato and Nakatani, Independent bilateral-eye stimulation for gaze pattern recognition based on steady-state pupil light reflex, *Journal of Neural Engineering*, 19 066046 (2022).

受賞

[2] Sato and Nakatani, Best Paper Award, IEEE Brain Technical Community, Sep. 2021.

口頭発表

[3] Nakatani and Fujioka, Pupil interface with light reflex using cyclic codes, *Proceedings of the IFAC World Congress 2023*, July 2023, Yokohama, Japan (accepted).

[4] 中谷, 藤岡, 後藤, 瞳インタフェースのための瞳孔対光反射のモデリング, 電気学会C部門大会, 2022年9月, 広島市.

[5] 佐藤, 中谷, 独立両眼刺激による対光反射型注視物体認識システムの研究, 電気学会医用・生体工学研究会, 2022年3月, 東京都文京区 (オンライン).

[6] 藤岡, 佐藤, 中谷, 対光反射を用いた意思伝達システムのための巡回的刺激パターンの利用, SICE SI 2021, 2021年12月, 鹿児島市 (オンライン).

[7] Sato and Nakatani, Noncontact brain-computer interface based on steady-state pupil light reflex using independent bilateral eyes stimulation, *Proceedings of the IEEE SMC 2021*, 3370-3374, 2021年10月, Melbourne, Australia (Online).

[8] Sato and Nakatani, Independent binocular stimulation method for pupillometry-based brain-computer interface, 8th Joint Symposium on Mechanical and Materials Engineering between Northeastern University and Tottori University, Sep. 2021, Tottori, Japan (Online).

[9] Sato and Nakatani, Independent binocular stimulation for steady-state visual stimulation based BCI using pupillary light reflex, 2021 IEEE SMC Hiroshima Chapter Young Researcher Workshop, July 2021, Hiroshima, Japan (Online).

[10] 佐藤, 中谷, 独立両眼刺激による対光反射を用いた注視物体認識システム, 生体医学シンポジウム, 2021年9月, 金沢市 (オンライン).

参考文献

(1) L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain computer interfaces, a review," *Sensors*, vol. 12, no. 2, (2012) pp. 1211–1279

(2) J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and

- control,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, no. 6, (2002)pp. 767–791.
- (3) J. P. Donoghue, “Bridging the Brain to the World: A Perspective on Neural Interface Systems,” *Neuron*, vol. 60, no. 3, (2008)pp. 511–521.
 - (4) Z. Tang, S. Sun, S. Zhang, Y. Chen, C. Li, and S. Chen, “A brain-machine interface based on ERD/ERS for an upper-limb exoskeleton control,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 12, (2016)pp. 1–14.
 - (5) O. Bai, P. Lin, S. Vorbach, M. K. Floeter, N. Hattori and M. Hallett, “A high performance sensorimotor beta rhythm-based brain-computer interface associated with human natural motor behavior,” *J. Neural Eng.*, vol. 5, no. 1, (2008)pp. 24–35.
 - (6) S. Bozinovski, M. Sestakov and L. Bozinovska, “Using EEG alpha rhythm to control a mobile robot,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, (1988)pp. 1515–1516.
 - (7) E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijesinghe, “The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, (2000)pp. 174–179.
 - (8) R. Fazel-Rezai, B. Z. Allison, C. Guger, E. W. Sellers, S. C. Kleih, and A. Kübler, “P300 brain computer interface: Current challenges and emerging trends,” *Front. Neuroeng.*, vol. 5, no. JUNE, (2012)pp. 1–30.
 - (9) D. E. Farwell LA, “Talking off the top of your head: Toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials,” *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 70, no. 6, (1988)pp. 510–523.
 - (10) D. Regan, *Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine*. Elsevier C Publisher, 1989.
 - (11) M. M. Müller, T. W. Picton, P. Valdes-Sosa, J. Riera, W. A. Teder-Sälejärvi, and S. A. Hillyard, “Effects of spatial selective attention on the steady-state visual evoked potential in the 20-28 Hz range,” *Cogn. Brain Res.*, vol. 6, no. 4, (1998)pp. 249–261.
 - (12) S. T. Morgan, J. C. Hansen, S. A. Hillyard, and M. Posner, “Selective attention to stimulus location modulates the steady-state visual evoked potential,” *Neurobiology*, vol. 93, no. May, (1996)pp. 4770–4774.
 - (13) R. Ortner, B. Z. Allison, G. Korisek, H. Gaggl and G. Pfurtscheller, “An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, (2011)pp. 1–5.
 - (14) M. Cheng, X. Gao, S. Gao, and D. Xu, “Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 10, (2002)pp. 1181–1186.
 - (15) D. Zhu, J. Bieger, G. Garcia Molina, and R. M. Aarts, “A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs,” *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2010, (2010)pp. 1–12.
 - (16) G. Di Flumeri, P. Arico, G. Borghini, N. Sciaraffa, A. Di Florio, and F. Babiloni, “The dry revolution: Evaluation of three different eeg dry electrode types in terms of signal spectral features, mental states classification and usability,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 6, (2019)pp. 1–21.
 - (17) S. John, “The dependence of pupil size upon external light stimulus under static and variable conditions,” *Proc. R. Soc. London. Ser. B - Biol. Sci.*, vol. 121, no. 823, (1936)pp. 376–395.
 - (18) P. M. Sherman and L. Stark, “A servoanalytic study of consensual pupil reflex to light,” *J. Neurophysiol.*, vol. 20, no. 1, (1957)pp. 17–26.
 - (19) I. E. Loewenfeld, *The Pupil: Anatomy, Physiology, and Clinical Applications*, Vol. 1. Ames, IA: Iowa State University Press, 1993.
 - (20) H. S. Thompson, “Afferent pupillary defects. Pupillary findings associated with defects of the afferent arm of the pupillary light reflex arc,” *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 62, no. 5, (1966)pp. 860–873.
 - (21) S. Tkacz-Domb and Y. Yeshurun, “The size of the attentional window when measured by the pupillary response to light,” *Sci. Rep.*, vol. 8, no. 1, (2018) pp. 1–7.
 - (22) P. Binda, M. Pereverzeva, and S. O. Murray, “Attention to bright surfaces enhances the pupillary light reflex,” *J. Neurosci.*, vol. 33, no. 5, (2013)pp. 2199–2204.
 - (23) S. Mathôt, L. van der Linden, J. Grainger, and F. Vitu, “The pupillary light response reveals the focus of covert visual attention,” *PLoS One*, vol. 8, no. 10, (2013).
 - (24) M. Naber, G. A. Alvarez, and K. Nakayama, “Tracking the allocation of attention using human pupillary oscillations,” *Front. Psychol.*, vol. 4, no. DEC, (2013)pp. 1–12, 2013.
 - (25) L. I. Lowenstein O, “Electronic pupillography; a new instrument and some clinical applications,” *AMA. Arch. Ophthalmol.*, vol. 59, no. 3, (1958)pp. 352–363.
 - (26) Y. Muto, H. Miyoshi, and H. Kaneko, “Eye-gaze information input based on pupillary response to visual stimulus with luminance modulation,” *PLoS One*, vol. 15, no. 1, (2020)pp. 1–18.
 - (27) S. Mathôt, J. B. Melmi, L. Van Der Linden, and S. Van Der Stigchel, “The mind-writing pupil: A human-computer interface based on decoding of covert attention through pupillometry,” *PLoS One*, vol. 11, no. 2, (2016)pp. 1–15.
 - (28) G. R. Müller-Putz and G. Pfurtscheller, “Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 1, (2008)pp. 361–364.
 - (29) O. Friman, T. Lüth, I. Volosyak, and A. Gräser, “Spelling with steady-state visual evoked potentials,” *Proc. 3rd Int. IEEE EMBS Conf. Neural Eng.*, no. June, (2007)pp. 354–357.
 - (30) Z. Wu and D. Yao, “Frequency detection with stability coefficient for steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based BCIs,” *J. Neural Eng.*, vol. 5, no. 1, (2008)pp. 36–43.
 - (31) X. Gao, D. Xu, M. Cheng, and S. Gao, “A BCI-based environmental controller for the motion-disabled,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 2, (2003)pp. 137–140.
 - (32) G. Bin, X. Gao, Z. Yan, B. Hong, and S. Gao, “An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method,” *J. Neural Eng.*, vol. 6, no. 4, (2009)pp. 046002.
 - (33) Y. Wang, X. Gao, B. Hong, C. Jia, and S. Gao, “Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials: Feasibility of practical system designs,” *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 27, no. 5, (2008)pp. 64–71.
 - (34) G. R. Müller-Putz and G. Pfurtscheller, “Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 1, (2008)pp. 361–364.
 - (35) T. Kluge and M. Hartmann, “Phase coherent detection of steady-state evoked potentials: Experimental results and application to brain-computer interfaces,” *Proc. 3rd Int. IEEE EMBS Conf. Neural Eng.*, no. June, (2007)pp. 425–429.
 - (36) Z. Lin, C. Zhang, W. Wu, and X. Gao, “Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-Based BCIs,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 6, (2007)pp. 1172–1176.
 - (37) P. L. Lee et al., “An SSVEP-actuated brain computer interface using phase-tagged flickering sequences: A cursor system,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 7, (2010)pp. 2383–2397.
 - (38) R. S. Fisher, G. Harding, G. Erba, G. L. Barkley, and A. Wilkins, “Photic- and pattern-induced seizures: A review for the epilepsy foundation of america working group,” *Epilepsia*, vol. 46, no. 9, (2005)pp. 1426–1441.
 - (39) J. Mu, D. B. Grayden, Y. Tan and D. Oetomo, “Frequency Superposition – A Multi-Frequency Stimulation Method in SSVEP-based BCIs,” 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), (2021)pp. 5924–5927.
 - (40) Z. Yan, X. Gao, G. Bin, B. Hong, and S. Gao, “A half-field stimulation pattern for SSVEP-based brain-computer interface,” *Proc. 31st Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Eng. Futur. Biomed. EMBC 2009*, no. 2006, (2009)pp. 6461–6464.
 - (41) L. P. A. Howarth, I. L. Bailey, S. M. Berman, G. O. Heron, “Location of nonlinear processes within the pupillary pathway,” *Appl. Opt.*, vol. 30, (1991)pp. 2100–2105.
 - (42) S. Mathôt, J. Fabius, E. Van Heusden, and S. Van der Stigchel, “Safe and sensible preprocessing and baseline correction of pupil-size data,” *Behav. Res. Methods*, vol. 50, no. 1, (2018)pp. 94–106.
 - (43) I. E. Loewenfeld, “Mechanisms of reflex dilatation of the pupil - Historical review and experimental analysis,” *Doc. Ophthalmol.*, vol. 12, no. 1, (1958)pp. 185–448.
 - (44) S. Moro, *A study of pupil response components in human vision* Doctoral Thesis City University of London, London UK, 2004.