メンタルイメージベースのBCIにおけるオノマトペを用いた脳波制御訓練手法の提案

平野 怜旺[1,a)]　渡邊 恵太[1,b)]

概要：メンタルイメージベースのブレインコンピュータインターフェース（MI-BCI）は，特定の思考やメンタルイメージを用いて外部機器を制御できる．MI-BCI は多くの用途で有望であるが，研究室以外で日常的に使用するには，まだ十分な信頼性がない．MI-BCI を制御するために，ユーザトレーニングが重要であり，ユーザは特定の脳波パターンを安定して生成する能力が必要である．しかし，この能力を身につけるための最適なトレーニング方法は未だ研究中である．本稿では，オノマトペを用いたユーザトレーニング方法を提案する．視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなアプローチによるトレーニングを行い，ユーザパフォーマンスに与える影響を調査した．

1. はじめに

ブレインコンピュータインタフェース (BCI) は，ニューラルインタフェースやブレインマシンインタフェース (BMI) とも呼ばれ，脳と外部機器との直接通信を可能にする [1]．脳波ベースの非侵襲型 BCI[2] は，リハビリテーション [3][4] や車椅子制御 [5]，コミュニケーション支援 [6] などの医療用途から，ビデオゲーム [7] やマーケティング [8] などの非医療用途まで，多くの用途で有望である [9]．最も一般的なパラダイムの１つは，認知タスクの実行中に発生する周期性 EEG 活動の事象関連同期/脱同期 (ERS/ERD) を測定したものである [10]．このパラダイムの BCI は，メンタルイメージベースの BCI（MI-BCI）とも呼ばれることがあり，特定の思考やメンタルイメージを用いて外部機器を制御できる [11]．

MI-BCI は有望であるが，研究室以外で日常的に使用するには，まだ十分な信頼性がない．実際，ユーザのメンタルコマンドの分類精度には高いエラー率があり [12]，BCI ユーザの 10 %～30 %は，現在の MI-BCI アプリケーションを全く制御できないと推定されている [13]．この現象は BCI 非識字と呼ばれ，BCI システムがユーザの脳波パターンを正確に解釈できない場合やユーザが自身の脳波を制御できない場合などがある [14]．これは，BCI の普及と実用化においての課題である．

BCI 研究者たちは，MI-BCI の信頼性を向上させるため

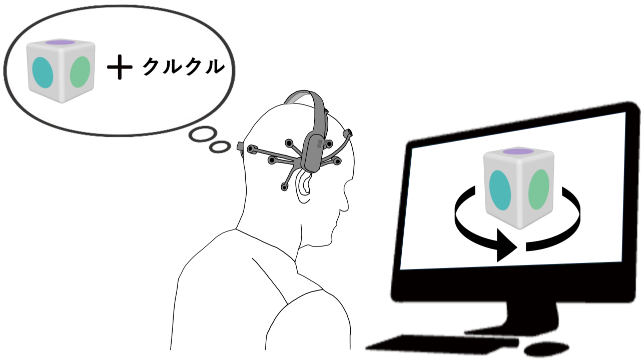

図 1　視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルイメージ生成．視覚イメージとそれに関連する聴覚イメージをオノマトペで表現し，同時にイメージすることにより，特定の脳波パターンの生成を促す．

に，ハードウェアとソフトウェアの両方の研究において重要な進展を達成してきた．その結果，現在は機械学習アプローチ [15] を採用することが多い．このアプローチは事前に収集したユーザデータとトレーニング過程で学習した分類器に依存する [16]．そのため，ユーザが特定の脳波パターンを生成し，再現できなければ，機械学習アルゴリズムがそれを検出できない．MI-BCI を制御するためには，ユーザトレーニングが重要であり，ユーザが特定の脳波パターンを安定して生成する能力を獲得する必要がある．

そこで本研究では，オノマトペを用いたユーザトレーニング方法を提案する．視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなイメージ生成トレーニングを行い，ユーザのパフォーマンスに与える影響を調査する．視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチ

[1] 明治大学 総合数理学部 先端メディアサイエンス学科
[a)] ev200545@meiji.ac.jp
[b)] keita_w@meiji.ac.jp

© 2023 Information Processing Society of Japan

モーダルなイメージ生成とは，視覚イメージとそれに関連する聴覚イメージをオノマトペで表現し，同時にイメージする方法である．例えば，ユーザが脳波制御によりキューブを回転させるとき，キューブを回転させる視覚イメージと，キューブの回転をオノマトペで表した"クルクル"の聴覚イメージを同時にイメージし繰り返す．このようなマルチモーダルなアプローチにより，特定の脳波パターンの生成を促す効果を期待する．

2. 関連研究

2.1 ユーザトレーニングに関する研究

MI-BCI におけるユーザトレーニングの主要な要素は，「環境」「指示」「フィードバック」「演習」の 4 つである．これらの要素は，Roc らによる MI-BCI におけるユーザトレーニングの既存手法の調査に基づいて選定された [17]．彼らは，これらの学習アプローチの分類と分類法を示し，最適な手法の選択方法に関するガイドラインを提供した．

「環境」は実験を行う状況を指し，脳波を用いた実験では，注意深く環境を設定する必要がある．物理的な問題として，電気信号や磁気信号が脳波の記録を妨げる可能性がある [18]．また，タスクに無関係な視覚刺激や聴覚刺激は，訓練に有害な影響を与え [19]，BGM が実験のパフォーマンスを低下させる原因の可能性がある [20]．

「指示」は実験に関する全般の情報や，実験参加者が行うタスクとそれに伴うイメージ方法の説明を指す．指示には，システムやトレーニング内容，演習の説明などの実験に関する説明，さらにフィードバックや刺激の意味に関する説明も含む．参加者に指示を提示するときは，負のバイアスへの誘導を避け，明確な学習目的を持つタスクを提示することが重要である [21]．また，MI-BCI 実験で行うタスクの種類は様々で，手の動きのイメージ [22] や，右手の屈曲/伸展 [23]，前腕の屈曲/伸展 [24] などがある．運動イメージ以外にも，馴染みのある曲の聴覚イメージや空間ナビゲーション [25]，メンタルローテーション [26] などがある．さらに，右手/左手/両手の触覚イメージが有望な結果を示すものもある [27]．

「フィードバック」はユーザが BCI をどの程度制御できているかについての情報を指す．ユーザはフィードバックを受け取ることにより，学習効果が向上するが，効果は様々であり，有害になる可能性もある [28]．フィードバックのタイミングに関する文献では，連続的なフィードバックは離散的なフィードバックよりも MI-BCI トレーニングに効率的である可能性がある [29]．また，各試行後のタイミングに加え，セッションの最後にフィードバックを提供することも有益である [30]．フィードバックの提示方法に関する文献では，視覚的なフィードバック [31] が最も一般的だが，他の感覚（聴覚，触覚など）を用いたフィードバックも存在する [32][33]．

「演習」はユーザが特定の制御スキルをどのようにトレーニングするかを指す．MI-BCI 実験において，どのように演習を設計，選択するのが最適であるかは，まだ十分に研究されていないが，演習の種類や方法は効果的なユーザトレーニングにおいて重要な要素である．メンタルイメージの文献では，60 回の運動イメージの繰り返しでユーザの集中力が低下すること [34]，運動イメージセッションの延長が精神的疲労を誘発すること [35]，セッションの延長がイメージの正確さを低下させる可能性があること [36] が示されている．また，ゲーミフィケーションされた BCI トレーニングエクササイズは，ユーザのモチベーションと集中力を高めるために有用である [37]．ただし，全てのタイプのユーザが BCI トレーニング中にゲームから恩恵を受けることができるかは，まだ明らかではないため，ゲーミフィケーションは全てのトレーニング状況において推奨されるわけではない [38]．

本研究では，「指示」に焦点を当て，各要素を統合的に考慮した．実験参加者は指示に基づき，特定のイメージ方法でトレーニング及び演習を行なった．また，参加者に提示する情報や環境，フィードバックの方法，演習方法は，これらの要素に関する既存の研究を参考にして設計した．

2.2 ミラーニューロン効果に関する研究

ミラーニューロン効果は，他者の行動を観察することにより，特定の神経細胞であるミラーニューロンが活発に活動し，行動のシミュレーションや理解を可能にする現象である [39]．視覚においては，実験参加者が物体に対する行動を観察すると，ミラーニューロンが活性化し，運動ニューロンが刺激される．特に，観察する行動がタスクに関連している場合，運動ニューロンの活性化は有意に強まる [40]．

聴覚についても，ミラーニューロン効果は生じる．実験参加者は聴覚的な合図から転がるボールをほぼ完璧に取ることができることや [41]，物体の材質を聞くと，音と一致する材質の部分に手を伸ばす傾向がある [42]．これらの結果は，音がタスクに関連した人の行動に影響を与えることを示す．さらに，ミラーニューロンは視覚的な行動の認識だけでなく，馴染みのある音（手拍子など）を聞いた時にも活性化する [43]．これは，音を認識する時，脳はその動作をシミュレートしている可能性を示唆している [44]．

本研究では，聴覚イメージに視覚イメージに関連する音を用いた．ミラーニューロンは運動イメージにも関与する可能性があり，イメージの構築と操作に関与することを示唆している [45]．そのため，視覚イメージと聴覚イメージのマルチモーダルなアプローチを採用し，視覚と聴覚の両方についてミラーニューロン効果を期待する．

2.3 オノマトペに関する研究

オノマトペは，言語の音によって物音や様子，心情などを象徴的に描写する感性的な言語表現である．日本語のオノマトペは多種多様であり，情景や動作の様子，心身の状態・内部的な知覚など幅広い描写表現が可能であるため，言語表現を豊かにしている [46]．また，オノマトペは日本語に限らず，世界中の言語に広く普及している [47]．

オノマトペにおいて，構成する音と意味の間に密接な結びつきがあり，このような現象を音象徴という [48]．音象徴に関する基礎的な研究に，言語の音と大きさ感覚との関連を明らかにした研究 [49] や言語音と図形の視覚的印象の連想に関する研究 [50] などがある．

オノマトペによる脳活動を捉えた研究によると，オノマトペが特定の脳の部位の活性化を引き起こすことが明らかになった．実験参加者が動画を視聴しながら，オノマトペを使用した結果，視覚的特性（動き，形状）とオノマトペの関連度が高い場合に，特に顕著に右後上側頭溝が活性化した [51]．また，英語のオノマトペにおいても，オノマトペ処理の脳波相関を調査した結果，単語の図像性と関連性が脳波に影響を与えた [52]．

本研究では，聴覚イメージをオノマトペで表現した．オノマトペを用いることにより，音象徴性の効果で直感的な理解や感覚的なイメージを与える．さらに，視覚イメージに関連するオノマトペを選択することにより，特定の脳波パターンの生成を促す効果を期待する．

3. 実験

図 2　実験の様子．参加者はタスクを実行し，その間の脳波データを記録する

本研究では，オノマトペを用いたユーザトレーニング方法の有用性を調査するため，以下の 2 条件の方法のメンタルイメージでトレーニング及び演習を行なった．

(1) 視覚イメージのみ

(2) 視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダル

各条件について同じ実験を 2 日に分けて 2 回行い，実験中の脳波データ，テストスコア，NASA-TLX スコアを取得した．そして，これらの結果から BCI パフォーマンスを評価した．各条件のパフォーマンスを比較することにより，オノマトペを用いたトレーニング方法の有用性を調査する．また，実験では順序効果を考慮するために，参加者ごと実験条件の順序をランダムにした．

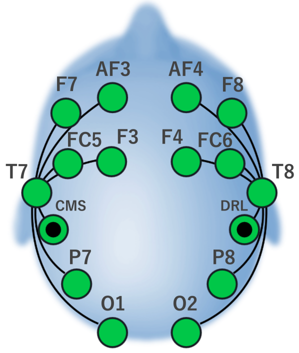

図 3　Emotiv EPOC X のセンサー配置

3.1 参加者

参加者は 8 名 (男性 5 名，女性 3 名) の大学生であった (年齢:21-25)．参加者のプライバシーを最大限に尊重し，全ての個人情報は匿名化して保管した．参加者のデータは研究者の間でのみ共有され，それ以外の第三者とは共有されなかった．

3.2 Emotiv

本実験では，Emotiv EPOC X[*1]のヘッドセットを用いた．EPOC X は研究者・消費者・開発者向けの脳波機器であり，安価でモバイル性に優れている．頭皮からの電気信号を記録する 16 個のセンサー (2 個はリファレンス) を搭載し，導電性を向上するために生理食塩水で浸したフェルトを各センサーに取り付ける．また，センサー位置は国際的な 10-20 システムを利用する（図 3）．本研究では，サンプリング周波数 128Hz に設定し，脳波データを取得した．そして，ヘッドセットからの情報は Bluetooth によりコンピュータに送信され，脳波データから，ユーザの「表情」，「心理状態」，「意図的な思考」を検出した．

Emotiv のヘッドセットは，脳波信号をコンピューターに送信し，そこで独自の Emotiv ソフトウェアが処理するように設計されている．Emotiv ソフトウェアは，ユーザの脳波データを保存し，独自のアルゴリズムを構築する．例えば，トレーニング段階において，ソフトウェアはトレーニングデータを学習し，各アクションに合わせた検出アルゴリズムを構築する．そして，ユーザの脳波信号をリアルタイムで分析し，毎フレーム学習したアクションのいづれかに分類した結果を取得できる．

*1　Emotiv EPOC X https://www.emotiv.com/epoc-x/

© 2023 Information Processing Society of Japan

Emotiv は，開発者向けの Cortex API[*2]を提供しており，Unity へのプラグインもサポートしている．これにより，Emotiv のヘッドセットで取得した脳波データを用いて，アプリケーションを開発できる．本研究では，Cortex API と Unity を接続することにより，実験システムを開発した．

3.3 実験手順

本研究では，参加者に対して実験全般の説明を行った後，実験を開始した．このプロセスは，参加者の理解度を確保し，実験の信頼性を高めるために重要である．特に，参加者間の知識量の差や技術に対する不信感がパフォーマンスに影響を与える可能性があるため，脳波機器の説明や実験内容の説明は注意深く行った．具体的な実験の流れは以下の通りである．

(1) 実験に関する説明を受ける．
(2) EPOCX を装着し，適切なフィット感を確認する．
(3) メンタルイメージの練習を行う．
(4) トレーニングを行う．
(5) 演習を行う．
(6) NASA-TLX アンケートに答える．
(7) 口頭での自由記述アンケートに答える．

これらの手順を通じて，参加者の脳波データとテストスコア，NASA-TLX のスコア，そして実験に対する感想を詳細に収集した．

3.4 タスク

本実験では，参加者は画面上のキューブを操作するタスクを行った．参加者はキューブに対して Neutral と Rotate の 2 つの操作をする．Neutral はリラックス状態でキューブを静止し，Rotate はキューブを回転させるイメージをする．各アクションについてトレーニングを行い，Emotiv ソフトウェアはトレーニングデータを学習する．その後，これらのアクションを分類するテストを行なった．

3.5 トレーニング

各トレーニングセッションでは，参加者は 10 秒間の動画を視聴しながら同様のイメージをするトレーニングを行った．ソフトウェアは各セッションで得たデータから徐々に学習し，アクションを分類する能力が向上する．また，参加者は各アクションについて 20 回セッションを行い，特定の神経パターンを強化する．

3.6 演習

演習では，参加者は Neutral と Rotate のアクションを分類するテストを行なった．テストには，独自に開発した実験システムを用いた．画面上には，参加者がイメージするアクションの指示とヘッドセットが検出しているアクションを提示した（図 4）．つまり，参加者は指示されたアクションのイメージをしながら，リアルタイムで視覚的なフィードバックを受けた．アクションの指示は 10 秒ごとに切り替わり，20 回で少しの休憩を挟んだ．そして，この試行を 5 回繰り返し，合計 100 回の分類を行なった．このとき，10 秒間の内，半数以上指示したアクションをヘッドセットが検出したとき，アクションの分類正解とした．

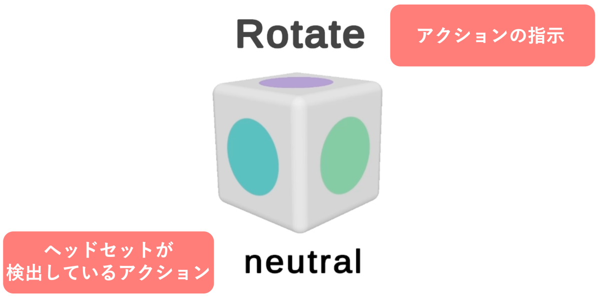

図 4　演習で用いた実験システム．上部の文字は参加者がイメージするアクションの指示，下部の文字はヘッドセットが検出しているアクションを画面上に表示している．

3.7 NASA-TLX

尺度名(終端点)	説明文（上段は一対比較，下段は負担評価の際に用いる）
知的・知覚的要求 (小さい/大きい)	どの程度の知的・知覚的活動（考える，決める，計算する，記憶する，見るなど）を必要とするか．課題がやさしいか難しいか，単純か複雑か，正確さが求められるか大ざっぱでよいか
	どの程度の知的・知覚的活動（考える，決める，計算する，記憶する，見るなど）を必要としましたか．課題はやさしかったですか難しかったですか，単純でしたか複雑でしたか，正確さが求められましたか大ざっぱでよかったですか
身体的要求 (小さい/大きい)	どの程度の身体的活動（押す，引く，回す，制御する，動き回るなど）を必要とするか．作業がラクかキツイか，ゆっくりできるかキビキビやらなければならないか，休み休みできるか働きづめか
	どの程度の身体的活動（押す，引く，回す，制御する，動き回るなど）を必要としましたか．作業はラクでしたかキツかったですか，ゆっくりできましたかキビキビやらなければなりませんでしたか，休み休みできましたか働きづめでしたか
タイムプレッシャー (弱い/強い)	仕事のペースや課題が発生する頻度のために感じる時間的切迫感がどの程度か．ペースはゆっくりとして余裕があるものか，それとも速くて余裕のないものか
	仕事のペースや課題が発生する頻度のために感じる時間的切迫感はどの程度でしたか．ペースはゆっくりとして余裕があるものでしたか，それとも速くて余裕のないものでしたか
作業成績 (良い/悪い)	作業指示者（またはあなた自身）によって設定された課題の目標をどの程度達成できたと考えるか．目標の達成に関して自分の作業成績にどの程度満足しているか
	作業指示者（またはあなた自身）によって設定された課題の目標をどの程度達成できたと思いますか．目標の達成に関して自分の作業成績にどの程度満足していますか
努力 (少ない/多い)	作業成績のレベルを達成・維持するために，精神的・身体的にどの程度いっしょうけんめいに作業しなければならないか
	作業成績のレベルを達成・維持するために，精神的・身体的にどの程度いっしょうけんめいに作業しなければなりませんでしたか．
フラストレーション (低い/高い)	作業中に，不安感，落胆，いらいら，ストレス，悩みをどの程度感じるか．あるいは逆に，安心感，満足感，充足感，楽しさ，リラックスをどの程度感じるか
	作業中に，不安感，落胆，いらいら，ストレス，悩みをどの程度感じましたか．あるいは逆に，安心感，満足感，充足感，楽しさ，リラックスをどの程度感じましたか

図 5　日本語版 NASA-TLX における尺度名とその説明文 [53].

本研究では，参加者の認知負荷を NASA-Task Load Index（NASA-TLX）[54] を用いて評価した．NASA-TLX は，作業負荷を評価するための主観的なツールであり，参加者が体験する作業負荷の知覚を定量化できる．このツールは 6 つのサブスケールから構成されており，それぞれ「知的・知覚的要素」，「身体的要求」，「タイムプレッシャー」，「作業成績」，「努力」，「フラストレーション」の項目である（図 5）．それぞれのサブスケールについては，20 点満点で評価され，これにより参加者の認知負荷の程度を理解できる．

[*2] Coretex API https://emotiv.gitbook.io/cortex-api/

© 2023 Information Processing Society of Japan

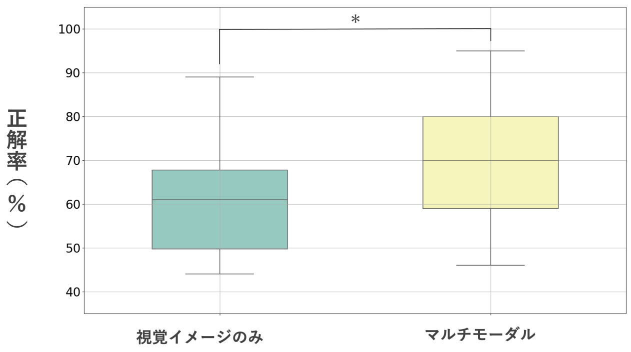

図 6　2 つの条件下における正解率の箱ひげ図．マルチモーダルの条件では，正解率が有意に向上した（p<.05）．

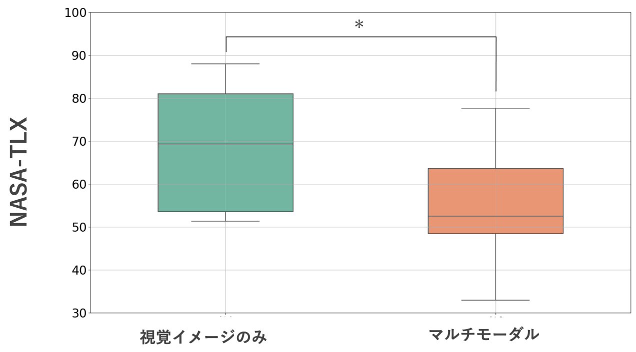

図 7　2 つの条件下における NASA-TLX スコアの箱ひげ図．2 つの条件間において，スコアに有意差があった（p<.05）．

4.　結果

4.1　パフォーマンス評価

本研究では，視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルイメージを用いたトレーニングが，ユーザパフォーマンスに与える影響を明らかにした．

演習のテストスコア（正解率）を計算し，その結果をユーザパフォーマンス指標とした．演習で行なったテストでは，Neutral と Rotate のアクションをどの程度分類できるかをテストした．つまり，正解率は参加者が安定して特定の脳波パターンを生成できるかの程度を表す．

各条件における正解率に対して，ノンパラメトリックな検定であるウィルコクソン符号順位検定を行なった．この分析方法は，サンプル数が少ない場合でも適切な結果を取得できる．その結果，視覚イメージのみの条件と比較して，マルチモーダルの条件では，正解率が有意に向上した（p<.05）．また，図 6 に示す箱ひげ図は，2 つの条件下における正解率の比較を表す．これらの結果は，MI-BCI トレーニング方法において，本研究の手法が，ユーザパフォーマンスの向上に有益であることを示す．

4.2　認知負荷評価

視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなイメージが認知負荷に与える影響を調査した．認知負荷の評価には，NASA-TLX を用いて主観的な評価を行った．

図 7 に示す箱ひげ図は，2 つの条件下における NASA-TLX スコアの比較を表す．NASA-TLX は，スコアの値が大きいほど認知負荷が大きいことを表すため，この図はマルチモーダルの条件において，認知負荷が小さい傾向があることを示す．

さらに，NASA-TLX スコアについてウィルコクソン符号順位検定を行なった．その結果，視覚イメージのみの条件とマルチモーダルの条件では，スコアに有意差があった（p<.05）．つまり，視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなアプローチは，イメージ生成における認知負荷を軽減できることを示した．

4.3　口頭での自由記述アンケート

実験の最後に口頭での自由記述アンケートを実施した．このアンケートは，2 つの条件でイメージ生成を行ったとき，イメージ生成のしやすさや疲労感への影響の調査を目的とする．

2 つの条件下におけるイメージ生成について以下の意見が多かった．

- マルチモーダルの条件の方が特定のイメージを繰り返しやすかった．
- マルチモーダルの条件の方が思考力が少なく済んだ．
- マルチモーダルの条件の方が疲労感は少なく感じた．
- オノマトペの「クルクル」がキューブを回転させるイメージにピッタリだった．

これらの意見は，視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなアプローチが，脳波制御に良い影響を与えたことを示している．特に，オノマトペによる聴覚イメージを繰り返すことにより，特定のイメージ生成が容易になり，思考の負担を軽減できた．

一方で，2 名の参加者が「2 つの条件下でイメージ生成のしやすさは変わらなかった」と答えた．この意見は，2 つの条件下において正解率が低い参加者から得た．つまり，どちらの条件下においても脳波制御が満足にできなかった参加者は，イメージ生成のしやすさの違いを実感できなかった．

これらの意見は，視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなアプローチが，多くの参加者にとっては有用だが，全ての参加者にとって有効ではないことを示唆する．

5.　議論

5.1　マルチモーダルイメージ

本研究では，MI-BCI トレーニング方法において，視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダ

© 2023 Information Processing Society of Japan

ルなアプローチが，ユーザパフォーマンスの向上に有益であることを示した．

メンタルイメージ生成において，視覚イメージと聴覚イメージのマルチモーダルなイメージ生成は，MI-BCI の制御効率を高める可能性がある．実際，足の背屈運動イメージにおいて，視覚イメージと音声イメージのマルチモーダルなイメージにより，分類精度が向上した研究がある [55]．また，マルチモーダルなイメージは日常的な知覚において重要な要素であり，メンタルイメージが感覚刺激の処理方法に影響を与え，それにより知覚にも影響を与えることが明らかにされている [56]．

さらに，聴覚イメージにオノマトペを用いることにより，特定のメンタルイメージ生成が容易になる可能性がある．Khatena らは，「オノマトペとイメージ」と「音とイメージ」との間の相関を調査し，「オノマトペとイメージ」は，その固有の意味と音楽性により，独創的な反応を呼び起こす可能性を示した [57]．本手法は，聴覚イメージをオノマトペで表現したことにより，音象徴性の効果や反復のイメージが要因となり，特定のイメージを想起しやすくなった可能性がある．特に，オノマトペを反芻することにより，イメージ生成が促進されると推察する．

今後の研究では，本研究で提案したアプローチをさらに詳細に検証し，その有効性を調査する．本研究では，ユーザパフォーマンスの指標として正解率を用いたが，より精密な分析のためには脳波データの解析が必要である．脳波データを解析することにより，ERS/ERD の結果を取得できる．これらの結果は，参加者の脳活動の詳細なパターンを理解し，MI-BCI パフォーマンスを評価する上で有用な情報を提供する [10]．さらに，機械学習アルゴリズムを独自に構築することにより，システムの分類精度を評価できる．今後は脳波データの解析により，詳細に検証する．

5.2 オノマトペによる認知負荷軽減の可能性

本研究では，NASA-TLX を用いて，視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなアプローチが認知負荷を軽減できることを示した．

我々は，視覚イメージのみのイメージ生成と，視覚イメージと他感覚イメージのマルチモーダルイメージ生成を比較したとき．マルチモーダルなイメージ方法では認知負荷が高くなると予想した．しかし，実際には認知負荷が軽減した．本研究の手法において，聴覚イメージをオノマトペで表現したことが，認知負荷が軽減した要因であると考察する．小松らは，オノマトペをシステムの入出力に利用することにより，認知負荷を軽減できる可能性について言及している [58]．

今後の研究では，脳波データの解析により，認知負荷の測定を検討する．本研究では，認知負荷の評価に NASA-TLX を用いたが，MI-BCI 実験において，認知負荷を NASA-TLX を用いて評価した研究は少ない．また，脳波データの解析により，実験中の認知負荷を測定できる [59]．今後は，脳波データの解析を認知負荷の評価に組み込み，より精密な認知負荷の評価を目指す．

5.3 オノマトペの選択とその効果

本研究では，聴覚イメージを日本語のオノマトペで表現した．日本語のオノマトペは，他言語と比較するとその表現力が豊かである [46]．この特性により，音象徴性が効果的に働いた可能性がある．また，オノマトペは世界中の言語に広く普及している [47]，そのため，本研究の手法は他言語にも適用可能であると考える．しかし，他言語のオノマトペの表現力の乏しさから，同様の効果が得られない可能性もある．

また，本研究の手法では，聴覚イメージに用いるオノマトペが視覚イメージとどの程度関連しているかによって，結果が異なると予想する．例えば，視覚イメージと関連性の低いオノマトペを用いた場合，パフォーマンスが低下すると考察する．オノマトペによって音象徴性の効果は異なるため [60]，イメージ生成のしやすさに影響を及ぼす可能性がある．さらに，視覚的特性（動き，形状）とオノマトペの関連度は，脳の活性化の強度と関連している [51]．

今後の研究では，特定のオノマトペによる効果を調査することが重要である．聴覚イメージにどのオノマトペを選択するかは，本研究に直接的に関連する．そのため，オノマトペの選択方法についても検討する必要がある．

6. おわりに

本稿では，オノマトペを用いたユーザトレーニング方法の有用性を調査した．その結果，視覚イメージとオノマトペによる聴覚イメージのマルチモーダルなアプローチにより，ユーザパフォーマンスが向上し，認知負荷を軽減できることを示した．

今後は，脳波データを解析することにより，ユーザパフォーマンス評価や認知負荷の測定を検討する．また，オノマトペ選択方法についても検討する必要がある．

参考文献

[1] Nam, C. S., Nijholt, A. and Lotte, F.: *Brain–computer interfaces handbook: technological and theoretical advances*, CRC Press (2018).

[2] McFarland, D. J. and Wolpaw, J. R.: EEG-based brain–computer interfaces, *current opinion in Biomedical Engineering*, Vol. 4, pp. 194–200 (2017).

[3] Cervera, M. A., Soekadar, S. R., Ushiba, J., Millán, J. R., Liu, M., Birbaumer, N. and Garipelli, G.: Brain-computer interfaces for post-stroke motor rehabilitation: a meta-analysis., *Ann Clin Transl Neurol*, Vol. 5, No. 5, pp. 651–663 (2018).

© 2023 Information Processing Society of Japan

[4] Pfurtscheller, G., Müller-Putz, G. R., Scherer, R. and Neuper, C.: Rehabilitation with brain-computer interface systems, *Computer*, Vol. 41, No. 10, pp. 58–65 (2008).

[5] Swee, S. K., Kiang, K. D. T. and You, L. Z.: EEG controlled wheelchair, *MATEC web of conferences*, Vol. 51, EDP Sciences, p. 02011 (2016).

[6] Chaudhary, U., Birbaumer, N. and Ramos-Murguialday, A.: Brain-computer interfaces for communication and rehabilitation, *Nature Reviews Neurology*, Vol. 12, No. 9, pp. 513–525 (2016).

[7] Nijholt, A., Tan, D., Allison, B., del R. Milan, J. and Graimann, B.: Brain-Computer Interfaces for Hci and Games, *CHI '08 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, CHI EA '08, New York, NY, USA, Association for Computing Machinery, p. 3925–3928 (online), DOI: 10.1145/1358628.1358958 (2008).

[8] Yadava, M., Kumar, P., Saini, R., Roy, P. P. and Prosad Dogra, D.: Analysis of EEG signals and its application to neuromarketing, *Multimedia Tools and Applications*, Vol. 76, pp. 19087–19111 (2017).

[9] van Erp, J., Lotte, F. and Tangermann, M.: Brain-Computer Interfaces: Beyond Medical Applications, *Computer*, Vol. 45, No. 4, pp. 26–34 (online), DOI: 10.1109/MC.2012.107 (2012).

[10] Pfurtscheller, G.: EEG event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS), *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 1, No. 103, p. 26 (1997).

[11] Kosslyn, S. M., Ganis, G. and Thompson, W. L.: Neural foundations of imagery, *Nature reviews neuroscience*, Vol. 2, No. 9, pp. 635–642 (2001).

[12] Ahn, M. and Jun, S. C.: Performance variation in motor imagery brain–computer interface: a brief review, *Journal of neuroscience methods*, Vol. 243, pp. 103–110 (2015).

[13] Allison, B. Z. and Neuper, C.: Could anyone use a BCI?, *Brain-computer interfaces: Applying our minds to human-computer interaction*, pp. 35–54 (2010).

[14] Vidaurre, C., Sannelli, C., Müller, K.-R. and Blankertz, B.: Machine-learning-based coadaptive calibration for brain-computer interfaces, *Neural computation*, Vol. 23, No. 3, pp. 791–816 (2011).

[15] Lotte, F., Bougrain, L., Cichocki, A., Clerc, M., Congedo, M., Rakotomamonjy, A. and Yger, F.: A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces: a 10 year update, *Journal of neural engineering*, Vol. 15, No. 3, p. 031005 (2018).

[16] Vidaurre, C., Schlogl, A., Cabeza, R., Scherer, R. and Pfurtscheller, G.: A fully on-line adaptive BCI, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, Vol. 53, No. 6, pp. 1214–1219 (2006).

[17] Roc, A., Pillette, L., Mladenovic, J., Benaroch, C., N'Kaoua, B., Jeunet, C. and Lotte, F.: A review of user training methods in brain computer interfaces based on mental tasks, *Journal of Neural Engineering*, Vol. 18, No. 1, p. 011002 (2021).

[18] Clerc, M., Bougrain, L. and Lotte, F.: *Brain-computer interfaces 2: technology and applications*, John Wiley & Sons (2016).

[19] Emami, Z. and Chau, T.: The effects of visual distractors on cognitive load in a motor imagery brain-computer interface, *Behavioural brain research*, Vol. 378, p. 112240 (2020).

[20] Mladenović, J., Frey, J., Bonnet-Save, M., Mattout, J. and Lotte, F.: The impact of flow in an EEG-based brain computer interface, *arXiv preprint arXiv:1706.01728* (2017).

[21] Lotte, F., Larrue, F. and Mühl, C.: Flaws in current human training protocols for spontaneous brain-computer interfaces: lessons learned from instructional design, *Frontiers in human neuroscience*, Vol. 7, p. 568 (2013).

[22] Pfurtscheller, G., Neuper, C., Flotzinger, D. and Pregenzer, M.: EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, Vol. 103, No. 6, pp. 642–651 (1997).

[23] Vuckovic, A. and Sepulveda, F.: Delta band contribution in cue based single trial classification of real and imaginary wrist movements, *Medical & biological engineering & computing*, Vol. 46, pp. 529–539 (2008).

[24] Xu, B., Wei, Z., Song, A., Wu, C., Zhang, D., Li, W., Xu, G., Li, H. and Zeng, H.: Phase synchronization information for classifying motor imagery EEG from the same limb, *IEEE Access*, Vol. 7, pp. 153842–153852 (2019).

[25] Curran, E., Sykacek, P., Stokes, M., Roberts, S. J., Penny, W., Johnsrude, I. and Owen, A. M.: Cognitive tasks for driving a brain-computer interfacing system: a pilot study, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, Vol. 12, No. 1, pp. 48–54 (2004).

[26] Gill, H. S., O'Boyle, M. W. and Hathaway, J.: Cortical distribution of EEG activity for component processes during mental rotation, *Cortex*, Vol. 34, No. 5, pp. 707–718 (1998).

[27] Yao, L., Sheng, X., Zhang, D., Jiang, N., Farina, D. and Zhu, X.: A BCI system based on somatosensory attentional orientation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 25, No. 1, pp. 81–90 (2016).

[28] Carabalona, R.: Attitude of the subject towards feedback and its implications for BCI use in neurorehabilitation, *2010 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010)*, IEEE, pp. 1–4 (2010).

[29] Neuper, C., Schlögl, A. and Pfurtscheller, G.: Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery, *Journal of Clinical Neurophysiology*, Vol. 16, No. 4, pp. 373–382 (1999).

[30] Hart, J. T.: Autocontrol of EEG alpha., *Psychophysiology* (1968).

[31] Ono, T., Kimura, A. and Ushiba, J.: Daily training with realistic visual feedback improves reproducibility of event-related desynchronisation following hand motor imagery, *Clinical Neurophysiology*, Vol. 124, No. 9, pp. 1779–1786 (2013).

[32] Nijboer, F., Furdea, A., Gunst, I., Mellinger, J., McFarland, D. J., Birbaumer, N. and Kübler, A.: An auditory brain–computer interface (BCI), *Journal of neuroscience methods*, Vol. 167, No. 1, pp. 43–50 (2008).

[33] Cincotti, F., Kauhanen, L., Aloise, F., Palomäki, T., Caporusso, N., Jylänki, P., Mattia, D., Babiloni, F., Vanacker, G., Nuttin, M. et al.: Vibrotactile feedback for brain-computer interface operation, *Computational intelligence and neuroscience*, Vol. 2007 (2007).

© 2023 Information Processing Society of Japan

[34] Gentili, R., Han, C. E., Schweighofer, N. and Papaxanthis, C.: Motor learning without doing: trial-by-trial improvement in motor performance during mental training, *Journal of neurophysiology*, Vol. 104, No. 2, pp. 774–783 (2010).

[35] Rozand, V., Lebon, F., Papaxanthis, C. and Lepers, R.: Does a mental training session induce neuromuscular fatigue?, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 46, No. 10, pp. 1981–1989 (2014).

[36] Rozand, V., Lebon, F., Stapley, P. J., Papaxanthis, C. and Lepers, R.: A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: Potential implications for neurorehabilitation, *Behavioural Brain Research SreeTestContent1*, Vol. 297, pp. 67–75 (2016).

[37] Ron-Angevin, R. and Díaz-Estrella, A.: Brain–computer interface: Changes in performance using virtual reality techniques, *Neuroscience letters*, Vol. 449, No. 2, pp. 123–127 (2009).

[38] Kober, S. E., Ninaus, M., Friedrich, E. V. and Scherer, R.: BCI and games: playful, experience-oriented learning by vivid feedback?, *Brain–Computer Interfaces Handbook*, CRC Press, pp. 209–234 (2018).

[39] Rizzolatti, G. and Craighero, L.: The mirror-neuron system, *Annu. Rev. Neurosci.*, Vol. 27, pp. 169–192 (2004).

[40] Schuch, S., Bayliss, A. P., Klein, C. and Tipper, S. P.: Attention modulates motor system activation during action observation: evidence for inhibitory rebound, *Experimental Brain Research*, Vol. 205, pp. 235–249 (2010).

[41] VERNAT, J.-P. and Gordon, M. S.: Indirect interception actions by blind and sighted perceivers: The role of modality and tau, *Scandinavian journal of psychology*, Vol. 52, No. 1, pp. 83–92 (2011).

[42] Castiello, U., Giordano, B. L., Begliomini, C., Ansuini, C. and Grassi, M.: When Ears Drive Hands: The Influence of Contact Sound on Reaching to Grasp, *PLOS ONE*, Vol. 5, No. 8, pp. 1–9 (2010).

[43] Pizzamiglio, L., Aprile, T., Spitoni, G., Pitzalis, S., Bates, E., D'Amico, S. and Di Russo, F.: Separate neural systems for processing action-or non-action-related sounds, *Neuroimage*, Vol. 24, No. 3, pp. 852–861 (2005).

[44] Aziz-Zadeh, L., Iacoboni, M., Zaidel, E., Wilson, S. and Mazziotta, J.: Left hemisphere motor facilitation in response to manual action sounds, *European Journal of Neuroscience*, Vol. 19, No. 9, pp. 2609–2612 (2004).

[45] Kosslyn, S. M., Ganis, G. and Thompson, W. L.: Neural foundations of imagery, *Nature reviews neuroscience*, Vol. 2, No. 9, pp. 635–642 (2001).

[46] 石黒 圭：オノマトペとは (特集 おのまとぺ)，國文學：解釈と教材の研究， Vol. 53, No. 14, pp. 24–32 (2008).

[47] Assaneo, M. F., Nichols, J. I. and Trevisan, M. A.: The anatomy of onomatopoeia, *PloS one*, Vol. 6, No. 12, p. e28317 (2011).

[48] Hinton, L., Nichols, J. and Ohala, J. J.: *Sound symbolism*, Cambridge University Press (2006).

[49] Sapir, E.: A study in phonetic symbolism., *Journal of experimental psychology*, Vol. 12, No. 3, p. 225 (1929).

[50] Sucevic, J., Jankovic, D. and Kovic, V.: When the sound-symbolism effect disappears: The differential role of order and timing in presenting visual and auditory stimuli, *Psychology*, Vol. 4, No. 7A, p. 11 (2013).

[51] Kanero, J., Imai, M., Okuda, J., Okada, H. and Matsuda, T.: How Sound Symbolism Is Processed in the Brain: A Study on Japanese Mimetic Words, *PLOS ONE*, Vol. 9, No. 5, pp. 1–8 (2014).

[52] Vigliocco, G., Zhang, Y., Del Maschio, N., Todd, R. and Tuomainen, J.: Electrophysiological signatures of English onomatopoeia, *Language and Cognition*, Vol. 12, No. 1, pp. 15–35 (2020).

[53] 芳賀繁，水上直樹：日本語版 NASA-TLX によるメンタルワークロード測定 各種室内実験課題の困難度に対するワークロード得点の感度，人間工学， Vol. 32, No. 2, pp. 71–79 (1996).

[54] Hart, S. G.: NASA-task load index (NASA-TLX); 20 years later, *Proceedings of the human factors and ergonomics society annual meeting*, Vol. 50, No. 9, Sage publications Sage CA: Los Angeles, CA, pp. 904–908 (2006).

[55] Kitahara, K., Hayashi, Y., Kondo, T. and Yano, S.: Sound imagery contributes to foot Mi-based BCI even through it does not influence on the sensorimotor rhythms, *2016 Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA)*, IEEE, pp. 1–6 (2016).

[56] Nanay, B.: Multimodal mental imagery, *Cortex*, Vol. 105, pp. 125–134 (2018).

[57] Khatena, J.: "Onomatopoeia and Images": Preliminary Validity Study of a Test of Originality, *Perceptual and motor skills*, Vol. 28, No. 1, pp. 335–338 (1969).

[58] 小松孝徳，秋山広美：ユーザの直感的表現を支援するオノマトペ表現システム，電子情報通信学会論文誌 A, Vol. 92, No. 11, pp. 752–763 (2009).

[59] Antonenko, P., Paas, F., Grabner, R. and Van Gog, T.: Using electroencephalography to measure cognitive load, *Educational psychology review*, Vol. 22, pp. 425–438 (2010).

[60] 清水祐一郎，土斐崎龍一，坂本真樹：オノマトペごとの微細な印象を推定するシステム，人工知能学会論文誌, Vol. 29, No. 1, pp. 41–52 (2014).

© 2023 Information Processing Society of Japan