

実装戦略を推定できたプログラマの脳波

山本 愛子^{1,a)} 上野 秀剛^{1,b)}

概要：脳波 (Electroencephalogram:EEG) は人の脳活動を非侵襲で簡単に測定する手法としてさまざまな研究分野で用いられている。本研究では、与えられたプログラムの仕様に対して実装戦略を推定できた状態における脳波の特徴を分析する。被験者実験では、不足部分のあるソースコードに対する実装方法を考えるタスクを与えたときのプログラマの脳波を計測する。その後、計測した脳波に含まれる周波数成分を分析し、実装戦略を推定できたプログラマの脳波と推定できなかったプログラマの脳波を比較する。指標は、脳波の周波数成分である α 波と β 波、および 2 つの比率である β / α を用いる。実験の結果、実装戦略を推定できたプログラマの脳波には α 波が有意に多く含まれており、脳波によってプログラマの状態を定量的に検知できることが示唆された。

Electroencephalogram of Programmer with Decided Implementation Strategy

AIKO YAMAMOTO^{1,a)} HIDETAKE UWANO^{1,b)}

1. はじめに

プログラミングを行う開発現場や教育現場において、開発効率や教育の効果を向上するためには作業に行き詰まっている作業員に対して迅速な支援をすることが望ましい。しかし、作業員の状態は外観に現れず、外部からの観測が難しいため支援を必要としている状態の作業員の把握が迅速にできていない。そこで本稿では迅速な支援を行うために、プログラマの状態を短時間で把握する方法として脳波計測を提案する。

脳波は他の脳活動計測装置と比べて時間分解能が高い上に、測定が手軽で低コストであるから、プログラム作業時における脳活動の計測に適しているといえる [4]。また、脳波は人間の心理状態と関連があり、ストレスの影響計測やユーザビリティ評価など人の心理状態を測る手法として有用性があると考えられている [1][2]。同様にプログラマがどのような処理手順でソースコードを書けばよいか（以降、実装戦略）を推定できたかどうかは心理状態に影響を与え、

脳波にその特徴が現れると考えられる。本研究ではプログラマの実装戦略を推定できていない状態において現れる脳波の特徴を調べる。

脳波の周波数成分である α 波と β 波はリラックス状態や精神活動状態によって変動する [3]、実装戦略を推定できない状態は脳波の周波数成分に影響を与えると考え、本稿では周波数成分を計測指標に用いて計測結果を分析する。

また、脳波を計測するタイミングについて、開眼中に計測すると脳波の振幅が小さくなるだけでなく、まばたきから生じる筋電位によるアーチファクトが多く含まれる。大橋はタスクによって変化した脳波が 60 秒から 100 秒の間持続すると報告しており [10]、タスクによる脳波の変化をタスク後に計測した脳波でみられると考えられる。そこで本研究では、タスク中の脳波に加え、タスクによる変化を測定できる上に α 波減衰が起こらないタスク後の閉眼安静状態の脳波も計測する。本研究では以下の仮説を立て、実験により検証する。

仮説 1 実装戦略を推定できなかったタスク中に計測した脳波は α 波が小さく、 β 波と β / α が大きい。

仮説 2 実装戦略を推定できなかったタスク後に計測した脳波は α 波が小さく、 β 波と β / α が大きい。

¹ 奈良工業高等専門学校
National Institute of Technology, Nara College

a) yamamoto@info.nara-k.ac.jp

b) uwano@info.nara-k.ac.jp

2. 関連研究

2.1 脳波と心理状態の関連性

計測した脳波 (Electroencephalogram: EEG) から人の心理状態を観測する研究がさまざまな研究分野で存在する。満倉は、小型の脳波計測器のみで人の感性を取得できる装置を構築し、脳波からストレスを検知するシステムを提案している [4]。人間の感性 (ストレス, 興味度, 集中度, 好き, 嫌いなど) を対象に, 被験者実験によりパターン認識手法で各感性の強さと脳波の関係を推定した結果, 11Hz と 16Hz の周波数成分が同時に増加することが人間の “嫌” な状態を示すことを明らかにした。Christian らの研究では, 脳波はユーザの感情と関連があり, ユーザビリティ評価に適用できることを示している [2]。本研究が対象とする実装戦略を推定できたときとできないときでは, 作業者の心理状態が異なり, 脳波にその状態が反映されと考えられることから提案手法ではプログラムの脳波を計測する。

2.2 生体計測を用いたプログラム理解の研究

プログラミング作業者を対象に, 人間の生体情報から作業者のプログラム理解度や状態を計測している研究が複数報告されている [5][6][7]。Siegmund らは, fMRI を用いてプログラム理解における脳の部位ごとの活性化を調査している [5]。最大 18 行の短いソースコードを理解するタスクを対象とした実験の結果, 問題解決, 記憶, および文章理解に関係する脳領域がプログラム理解時に活発になることを示している。中川らは, プログラム理解活動を定量的に評価することを目的に, 前頭前野の脳血流を計測することでプログラム理解に困難が生じている状態の判別が可能か検証する実験を行った [6]。実験により, 課題の難易度によって脳活動に差があり, 課題の序盤から中盤にかけて脳血流値の正の変化量が最大になると示している。広瀬らは, 知的作業, 特にプログラミング作業における作業者の内的状態をマクロにモニタするために, 心電図 (ECG) を用いて, 作業に対する集中度を計測する手法を提案している [7]。

上記の研究から, プログラム理解における作業者のプログラム理解度や状態と生体情報には関連があるといえる。生体情報からプログラムの理解度を計測する研究の主な目的は, プログラムの理解が不十分な作業員への支援や作業の効率向上である。1 章でも述べたように脳波は他の脳活動計測と比べて測定が手軽な上に低コストであるため, プログラムの理解が不十分な作業員への迅速な支援に用いるツールに適しているといえる。そこで, 本研究では脳波によってプログラムの実装戦略を推定できたかの推定が可能か実験によって検証する。

3. 脳波

脳波とは, 頭皮の各部に電極糊をつけた電極を置き, 脳

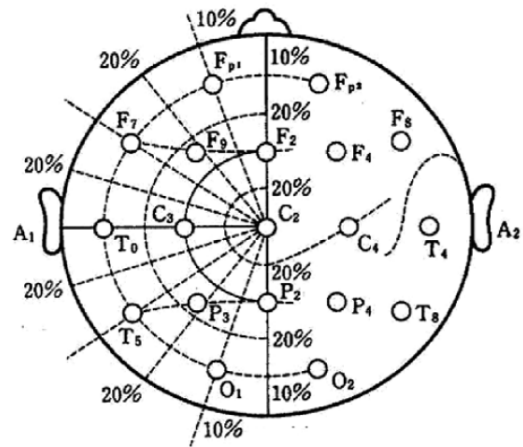


図 1 国際式 10-20 電極法

から生じる電気活動を電位を縦軸, 時間を横軸にとって記録したものである。

3.1 計測方法

脳波は, 頭皮上に装着した電極から計測される。電極をそのまま皮膚に接触させると分極が起こり, 電位を導出できないので, 皮膚と電極の間には電解質を含んだ電極糊を介在させる必要がある。したがって, 電極を装着する際は装着する部位を予めよく脱脂した上で, 電極糊をつけた電極を圧着する。電極の配置は図 1 に示す国際式 10-20 電極法 [4] に則って行う。国際式 10-20 電極法では耳のアースを除き 19 箇所 of 装着位置が指定されており, 検査や研究の目的によって使用する電極を決定する。

脳波の導出法には主に基準電極導出法と双極導出法の 2 種類の方法がある。基準電極導出法では, 脳電位の電場内に装着した計測用電極と, 電場外に装着した基準電極の 2 つの電極の電位差として脳電位を測定する。双極導出法では, 基準電極を用いず, 2 つの計測用電極を脳電位の電場内に置いて記録する方法である。脳電位は 2 つの電極の電位差として測定される。一般に脳波には, 脳の限局した領域に発生する要素と比較的広い範囲から同じように記録される要素がある。

双極導出の 2 つの計測用電極の電極間隔が狭い場合には, 脳の広い範囲から同じように記録される要素は, 両方の電極にほぼ同じように記録されるから, 相殺されて脳波記録に現れない。したがって, 計測用電極の電極間隔が狭い場合に電位差を計測する際は基準電極導出法を, 優勢な背景成分を除去して部位差を強調する目的で計測する際には双極導出法を選択する [8]。

3.2 周波数が示す特徴

脳波は, 国際脳波学会によって周波数帯域ごとに付けられた分類および名称が定められている。各帯域の名称と周波数帯域を以下に示す。

- δ 波: 0.5~3Hz
- θ 波: 4~7Hz
- α 波: 8~13Hz
- β 波: 14~30Hz
- γ 波: 30Hz 以上

δ 波や θ 波は睡眠状態にあるときに出現する。 α 波は安静状態にあるときに強く表れる周波数帯域で、リラックスし、何かに没頭しているときに出現する。他の周波数帯域の波と比べて振幅も連続性も最も高い。眠気を感じるなど覚醒が低下してくると、 α 波の振幅が低下して不連続になる。また、 α 波は開眼すると大幅に減少し、閉眼すると再び出現する。一般的にこれを α 波減衰と呼ぶ。また、緊張や不快な感情を抱いているときや日常の思考状態では β 波が出現する。 γ 波は、不安で興奮しているときに出現する [3][8]。これらの周波数帯域の内、 α 波と β 波はリラックス状態や精神活動状態によって変動するとされており [3]、さまざまな作業における人間の心理状態の計測指標に用いられている [9]。また、 α 波と β 波の比率は脳の活動を計測するための指標としてよく用いられている。

実装戦略を推定できなかった状態では、推定できたときに比べて緊張や不快な感情が大きくなると考えられる。したがって、実装戦略を推定できたか否かによって心理状態に差異が生じ、それに伴って脳波の α 波と β 波の周波数成分にも差異がみられると仮定し、実験で検証する。

3.3 周波数分析

脳波の分析手法の 1 つに周波数分析がある。周波数分析では、計測したデータに含まれる周波数ごとの成分の大きさを調べる。周波数分析をするには、時間の経過にともなって複雑な電位変動を示す脳波を不規則な振動現象とみなし、高速フーリエ変換 (FFT) を用いてパワースペクトルを求めることが多い。FFT は離散フーリエ変換 (DFT) における計算の無駄を省くため、三角関数の周期性を利用した計算技法で、DFT に比べ計算時間は速いが、データ点数は 2 のべき乗でなければならない。

FFT をする前に、エイリアシングの混入に注意してアナログデータを A/D 変換して離散データにする。エイリアシングの混入を防ぐにはアナログフィルターで高周波をカットするか、求めたい周波数よりも 2 倍程度の高周波成分をサンプリングする。また、サンプリング長も低周波カットとして問題となり、これらはサンプリング定理として知られている。サンプリング長を T 秒、サンプリング間隔を S 秒とすると、高周波側は長さ S ごとの平滑化による $1/2 \cdot S$ 以上の周波数の高周波カットオフフィルターとして作用し、低周波数側では $1/2 \cdot T$ 以下の周波数の低周波カットオフフィルターとして作用する。

FFT によってパワースペクトルを求める手順を以下に示す。なお、観察したい周波数よりもはるかに低い周波数

の変動成分をトレンドという。

- 1 データの決定
サンプル数が 2^N (N は整数) のデータを用意する。
- 2トレンドの除去
トレンドをフィルターで除去する。
- 3 データウィンドウ
ある区間のデータをそのまま用いると、データの最後と最初が不連続になりスペクトルに大きなゆがみが生じる。そのため、データに窓関数をかけることでデータの両端をなだらかに 0 に近づけ、データの最初と最後の段差を取り去る。
- 4 FFT の計算
 t を時間、 x を計測した脳波の生データ、 $g(x)$ をすべての実数と定義したとき、パワースペクトル $f(t)$ は以下の式で求められる。
$$f(t) = \int_{-\infty}^{\infty} g(x)(\cos(2\pi xt)) + j\sin(2\pi xt)dx$$
- 5 スペクトルの平滑化
スペクトルは一般に振動が激しいので、周波数領域で一定のバンド幅をもつ窓関数を乗じて移動平均をとり、平滑化操作をおこなう。
- 6 スペクトルの表示
各スペクトルは、0 からナイキスト周波数までの周波数軸に対して表示する。

4. 実験

一部が欠けたソースコードを提示し、仕様を満たすプログラムを考えてもらうタスクを被験者に与え、脳波を計測する実験を行う。被験者は奈良工業高等専門学校情報工学科の学生 17 人で、年齢は 16 歳から 20 歳、全員が Java によるプログラミングの基礎講義を受講済みである。

4.1 実験環境

実験は被験者 1 名と実験者 2 名のみが居る静かな部屋で実施する。脳活動の計測装置はナノテックイメージ社製 NeXus-10 MARK II を用いる。本装置は脳波だけでなく、脳血流、脈波、呼吸、発汗、心電を生体信号としてリアルタイムに計測・解析するシステムである。図 2 に装置の外観と装着時の様子を示す。本装置の計測周期は 256/sec、脳波用の電極は最大 8 チャンネルまで使用できる。計測したデータは bluetooth 経由で PC に転送され、csv ファイル形式で出力される。

実験者は、1 台の PC で装置の制御と、データの記録、および問題の提示をする。被験者には PC に接続した別のディスプレイで問題を提示する。被験者の作業は、問題を見て頭の中で解法を考えてもらう。本実験で計測したい脳波以外の体動によるノイズ (アーチファクト) を抑制するためにキーボードやマウスなどの操作は一切行わない。ま



[a] 装置の外観



[b] 装着時の様子

図 2 計測装置

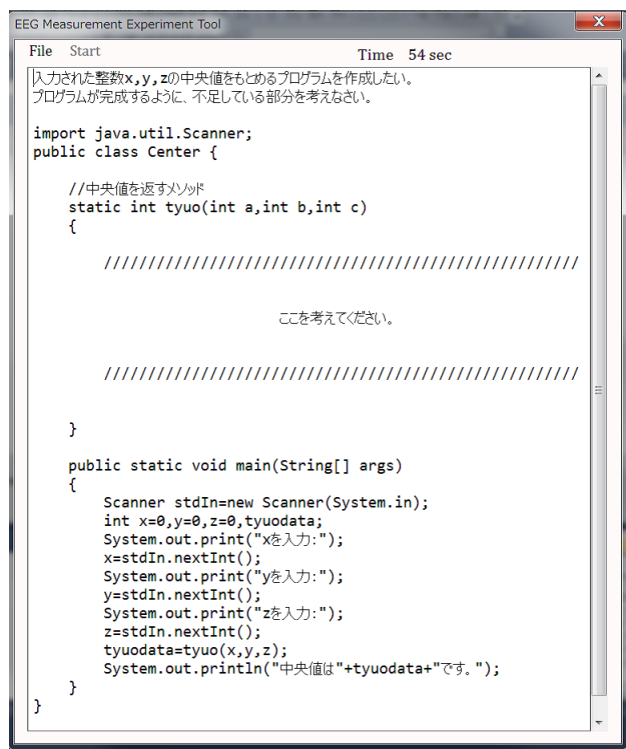


図 3 タスク提示ツール

た、同様の理由から、被験者はヘッドレスト、肘掛け、足置きを備えた椅子に座り、椅子の高さやディスプレイの高さを事前に調節する。

使用した PC は、CPU が Intel(R) Core(TM)i5-3380M 2.90GHz でメモリ搭載量は 4GB である。被験者に問題を提示するために使用するディスプレイは 21.3 インチで、解像度は 1920 x 1200、向きは横向きである。問題提示のために、図 3 に示す実験用ツールを C# 言語で作成した。本ツールはテキスト形式で保存された問題と制限時間を表示する。

4.2 タスク

実験ツール上に提示される問題文に従って、プログラムの解法を口頭で解答してもらうタスクを設定する。プログラム問題は、問題文と Java 言語で書かれたソースコードからなる 12 問を用意する。ソースコードは不足部分が 1 問につき 1 箇所あり、被験者は不足部分にどのような処理手順でソースコードを書けばよいのかを考える。問題文は

表 1 タスク

	ファイル名	概要
A	Median.java	3 値の中央値をもとめる
B	Copy.java	配列の要素を逆順に他の配列にコピー
C	EightQueen.java	8 王妃問題
D	FizzBazz.java	条件に従った出力の変更
E	CaseChange.java	英字の大文字小文字変換
F	Max.java	3 値の最大値をもとめる
G	Product.java	配列の積をもとめる
H	Caesar.java	シーザー暗号の生成
I	QSort.java	クイックソート
J	Trans.java	転置行列をもとめる
K	Triangle.java	左上が直角の三角形の表示
L	Leap.java	閏年の判定

1 問ごとにディスプレイ上に表示する。

プログラム問題は、すべての問題の実装戦略を推定できる被験者や、すべての問題で推定できない被験者が現れないように、以下の 5 段階の難易度を設定し、用意する。

- 難易度 1：条件分岐のみで構成されるプログラム
- 難易度 2：1 重 for 文と条件分岐で構成されるプログラム
- 難易度 3：2 重 for 文や 3 重 for 文と条件分岐で構成されるプログラム
- 難易度 4：メソッドを 2 つ使用するプログラム
- 難易度 5：メソッドを 3 つ使用し、再帰的アルゴリズムを必要とするプログラム

タスクとして提示する問題の一覧を表 1 に示す。被験者に提示するタスクの順番は、順序効果を考慮しカウンターバランスを行う。

問題に対する解法を考える時間には制限時間を設け、1 問につき 60 秒間とする。その後、被験者は実験者に口頭で解答を述べる。被験者が述べた解答を受けて、実装戦略を推定できたか否かを実験者が評価する。本稿では、解答が誤っている場合であっても、なんらかの実装戦略を回答した場合には実装戦略を推定できたと評価する。

4.3 脳波計測

1 つ目のタスク開始前に被験者に脳波計測装置を装着し、タスク中、およびタスク後の脳波を計測する。タスク中の脳波を 60 秒間、タスク後の脳波を 120 秒間計測する。計測の流れを図 4 に示す。問題の多さから被験者の疲労を考慮して、実験の途中で随時休憩が必要か被験者に尋ね、5 分程度の休憩を取る。

脳波の計測に用いる電極は、グラウンド電極を右耳 (A2) とし、導出法については基準電極導出法 (片側耳朶法) を用いて、基準電極を左耳 (A1)、計測用電極を後頭部 (Pz) に配置した。計測用電極を後頭部 (Pz) に配置した理由は、後頭部は筋電位など脳波以外の生体現象のアーチファク

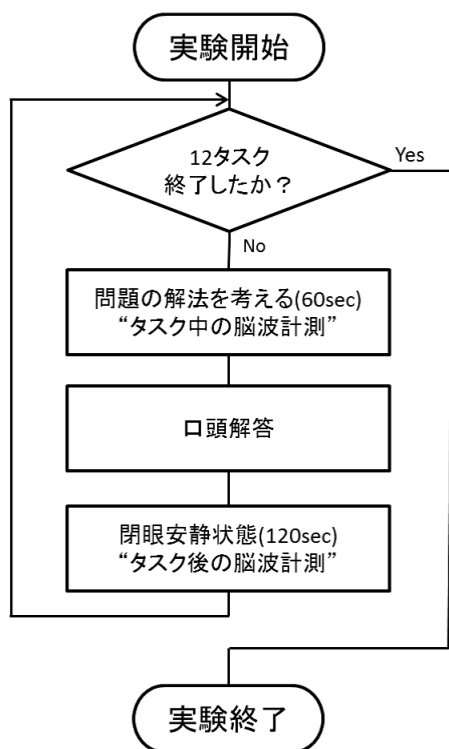


図 4 計測の流れ

トが入りにくいいためである。電極の装着不良によるアーチファクトを防ぐために被験者には頭部用ネット包帯を着用してもらう。また、脳波は筋電位によるアーチファクトにより影響を受けやすいため、実験中はできるだけ体を動かさないように被験者に指示する。

4.4 手順

実験の手順を以下に示す。

- 1 実験説明・準備
実験の流れについての説明と、脳波計測時の注意を行う。例題として用意した問題を用いて、タスクの内容を説明する。
- 2 装置の設定
4.3 節で説明した 3 箇所に電極をつけ、脳波計測装置の設定を行う。脳波が正常に取れているかを確認するために、閉眼安静状態の脳波を計測する。
- 3 タスクの実施
ディスプレイに問題を 60 秒間表示し、解法を考えてもらう。
- 4 口頭での解答
考えた解法を口頭で述べてもらい、実装戦略を被験者が推定できたか評価する。
- 5 タスク後脳波計測
閉眼安静状態を 120 秒間維持し、脳波を計測する。
- 6 全タスクの実施
手順 3, 4, 5 を 12 回繰り返す。

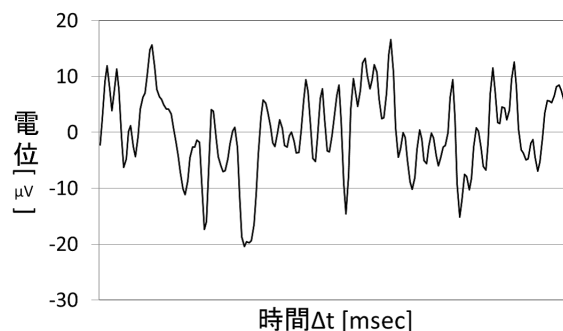


図 5 計測した脳波の例

4.5 分析

本稿ではタスク中の脳波は計測終了直前の 32 秒間、タスク後の脳波は計測終了直前の 64 秒間のデータを分析の対象とする。計測した脳波に IIR バンドパスフィルタとバターワースフィルタをかけた後、脳波に含まれている α 波と β 波の成分を、FFT によって得られるパワースペクトルから求める。パワースペクトルを求める周波数範囲は α 波と β 波として定義されている周波数帯域である 8Hz～30Hz とする。得られたパワースペクトルから、 α 波の帯域である 8Hz～13Hz、 β 波の帯域である 14Hz～30Hz、それぞれの帯域の成分抽出をおこなう。

脳波は個人差が大きいため、抽出された成分データを各被験者の平均値で正規化する。また、 α 波と β 波の比率を調べるために正規化後のデータから α と β の比率を計算する。以後、正規化後の α 波の大きさを α 、 β 波の大きさを β と呼び、 α と β の比率を β/α と呼ぶ。 α と β 、 β/α を計測指標とし、それぞれの大きさを比較し分析する。正規化した各タスクにおける α 、 β 、 β/α を、被験者が実装戦略を推定できた問題 (Idea) と、そうでない問題 (NoIdea) に分類し、グループ間の指標の差を分析する。計測指標の算出後、検定を行い、3 つの指標のグループ間の差が統計的に有意か確認する。まず、F 検定により、得られた指標が等分散性の有無を確認する。等分散性がある場合、群間の有意差検定に Student の t 検定を用い、等分散性が無い場合、Welch の t 検定を用いる。

5. 結果と考察

5.1 タスク中の脳波

計測した脳波データの例を図 5 に、脳波を解析して得られたパワースペクトルの例を図 6 に示す。実装戦略を推定できた問題と、想定できなかった問題の 2 グループの計測結果について、タスク中の α 、 β 、 β/α の値を図 7 の箱ひげ図に示す。

図 7 から、すべての指標で外れ値が多いものの、Idea と NoIdea の α は中央値が 0.661 と 0.647、平均値が 1.061 と 0.759 といずれも Idea のほうが大きい。 β についても

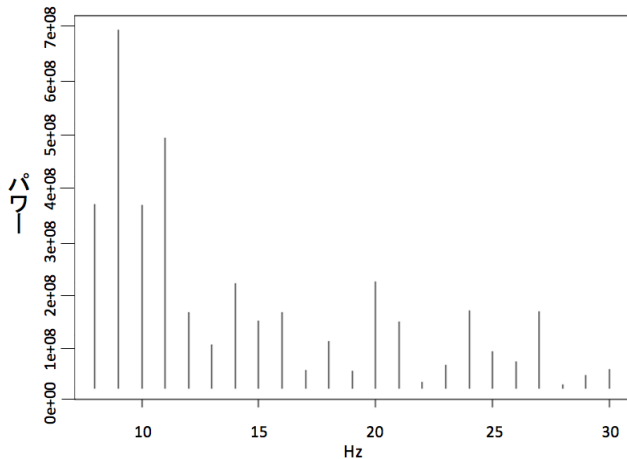


図 6 パワースペクトルの例

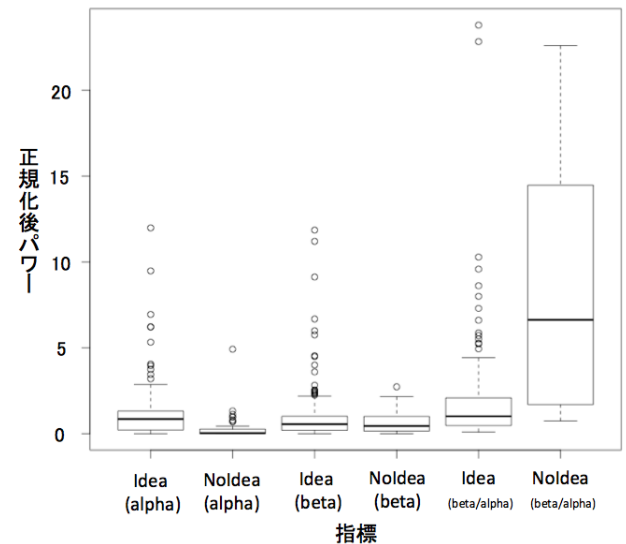


図 8 タスク後の各指標の比較

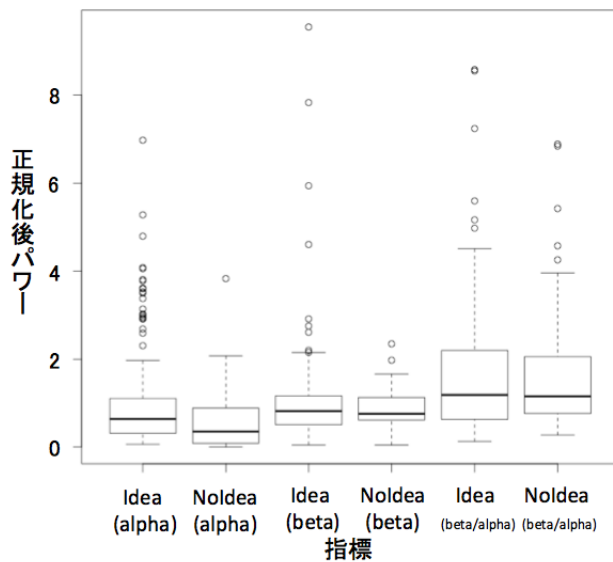


図 7 タスク中の各指標の比較

同様に中央値で 0.823 と 0.760, 平均値で 1.032 と 0.874 といずれも *Idea* のほうが大きい。 β/α については中央値が 1.187 と 1.157, 平均値が 1.616 と 2.366 となり, 違いが見られた。

3 つの指標について, それぞれ F 検定で分散を調べ, その結果に基づいて各指標の *Idea* と *NoIdea* との差に対して t 検定を行った。その結果, α は $p = 0.049$ (Welch の t 検定), β/α は $p = 0.035$ (Student の t 検定) で有意差が見られた。 β は $p = 0.406$ (Student の t 検定) で有意差が見られなかった。

この結果は, 実装戦略を推定できたプログラマは α と β/α が有意に大きくなることを示しており, 仮説 1 (実装戦略を推定できなかったタスク中に計測した脳波は α 波が小さく, β 波と β/α が大きい) が部分的に支持されたといえる。しかし, β については仮説とは異なり有意差が見られなかった。 β は日常の思考状態で常に多く出現する指

標であるため, 実装戦略を推定できていない状態と推定できた状態いずれの状態においても β が多く出現すると考えられる。そのため, 実装戦略を推定できたかどうかの指標として適していないといえる。また本実験においては, 実装戦略の推定ができたかどうかに関わらず, プログラミング作業中に脳波計測装置を装着するという通常の作業環境との違いによって被験者に緊張や不快な感情などの精神的負担がかかった可能性がある。3.2 節で述べた通り, 緊張や不快な感情を抱いているときには β 波が出現することから, 精神的負荷がかかったことで β に影響が出たと考えられる。また, 3 つの指標全てにおいて外れ値が多く見られ, 最大で被験者の平均より 7 倍近い α や β が見られる場合があった。原因の 1 つとして被験者の個人差が考えられるが, これについては 5.3 節で考察する。

5.2 タスク後の脳波

Idea と *NoIdea* の 2 グループについて, タスク後の α , β , β/α の値を図 8 の箱ひげ図に示す。

Idea と *NoIdea* の α は中央値が 0.845 と 0.047, 平均値が 1.157 と 0.377 といずれも *Idea* のほうが大きかった。 β も同様に, 中央値で 0.559 と 0.453, 平均値で 1.083 と 0.668 といずれも *Idea* のほうが大きかった。 β/α については中央値が 1.007 と 4.803, 平均値が 3.344 と 14.960 といずれも *NoIdea* のほうが大きかった。3 つの指標について, それぞれ F 検定で分散を調べ, その結果に基づいて各指標の *Idea* と *NoIdea* との差に対して t 検定を行った。その結果, α は $p = 0.003$ (Student の t 検定) で有意差が見られた。 β は $p = 0.147$ (Student の t 検定), β/α は $p = 0.343$ (Student の t 検定) で有意差が見られなかった。

この結果は, 実装戦略を推定できたプログラマは α が有意に大きくなることを示しており, 仮説 2 (実装戦略を推

定できなかったタスク後に計測した脳波は α 波が小さく、 β 波と β/α が大きい) が部分的に支持されたといえる。しかし、 β および β/α については仮説とは異なり有意差が見られなかった。また、タスク後の脳波においても外れ値が多く見られ、値も平均値の 23 倍程度とタスク中の脳波よりもその差が顕著であった。タスク後の脳波をタスク中の脳波と比較すると、タスク中の脳波は開眼中に計測したことで α 波減衰の影響を受け、振幅が小さくなったといえる。また、まばたきから生じるアーチファクトが含まれる可能性があるが、本稿では後頭部 (Pz) を計測したことからその影響は小さいと考えられる。よって、タスク中の脳波は、実装戦略を推定できたかどうかの指標として有用性があると考えられる。また、タスク後の脳波も同様に α で有意差が見られたことから、タスク後の脳波も実装戦略を推定できたかどうかの指標として有用であるといえる。また、3つの指標の中では、タスク中、タスク後いずれの計測結果でも有意差が見られた α が作業者の状態の識別に最も適しているといえる。

5.3 各個人の成分の比較

5.1 節で述べたとおり、本実験の結果は個人差による影響を受けている可能性がある。図 9 に *Idea* のタスク後における各被験者の α の値を示す。横軸は被験者 17 人の ID(1~17) を示し、縦軸は正規化後の α の大きさを表す対数軸である。図 9 で被験者 10 の値がいずれも 0.01 未満になっており、他の被験者と比べて極端に値が小さい。図に示した値は被験者の平均値で正規化しているため、被験者 10 は *NoIdea* で値が大きいことを意味している。脳計測を行っている研究の多くで、一部の被験者で極端に値が異なる場合や、傾向が反対になる場合が報告されている [6]。そこで、本研究の結果も個人差によって受けた影響を考慮し、タスク後の各被験者について *Idea* と *NoIdea* の差を分析する。

表 2 に各被験者の *Idea* と *NoIdea* における各成分の値を示す。各成分の値はいずれも中央値で、p 値は t 検定の結果を示す。また、p 値が 0.05 未満のものにはアスタリスクを付す。被験者 17 人中 12 人で *Idea* の α が大きく、9 人で有意差が見られた。同様に、 β は 17 人中 6 人で *NoIdea* の値が大きく、1 人に有意差が見られた。 β/α は 17 人中 15 人で *NoIdea* の値が大きく、9 人に有意差が見られた。以上の結果は、従来研究と同様に、個人差が大きいものの、個人内では安定していることを示している。この傾向は、 α と β/α がプログラムの実装戦略を推定できたかどうかの指標として有用である可能性を示している。

6. おわりに

本稿では、プログラミング作業者が実装戦略を推定できたか識別する方法として、生体情報のひとつである脳波に

着目し、被験者実験を行った。実験では、不足部分のあるソースコードを読み、被験者は不足部分にどのような処理手順でソースコードを書けばよいのか考えるタスクを与えた。タスク中とタスク後に脳波を計測し、実装戦略を推定できたタスクと、推定できなかったタスクにおける周波数成分の差異を分析した。本実験では、識別指標として 8~13Hz の帯域の α 波と 14~30Hz の帯域の β 波、 α 波と β 波の大きさの比である β/α を用いた。本実験では、識別指標として 8~13Hz の帯域の α 波と 14~30Hz の帯域の β 波、 α 波と β 波の大きさの比である β/α を用いた。

実験の結果、タスク中の脳波においては、実装戦略を推定できたタスクで α と β/α が有意に大きかった。タスク後の脳波においては、実装戦略を推定できたタスクで α が有意に大きかった。3つの指標のうち、タスク中、タスク後いずれの計測結果でも実装戦略を推定できたタスクで有意差が見られた α 波が作業者の状態の識別に最も適しているといえる。すなわち、脳波に含まれる α 波の大きさによって、プログラマの状態の認識が可能になることが示唆された。

また、脳波の周波数成分に大きな個人差が見られたため、被験者ごとに実装戦略を推定できたときと、そうでないときの周波数成分を比較した結果、被験者の半数以上で解法の見当がついたときに α 波が有意に大きかった。よって、脳波は個人差の影響を受けるが、 α 波の大きさには有意な差が存在し、プログラミング作業者の状態を識別する指標として有用であるといえる。脳波からプログラミング作業者の状態を識別することは、作業者の状態の迅速な把握を可能にし、適切な支援によって作業効率や教育効果を高める効果が期待できる。

本研究の今後の発展として、周波数成分について、時系列の分析が挙げられる。タスク中、及びタスク後の脳波に含まれる周波数成分はタスクの進行、及び、タスク終了か

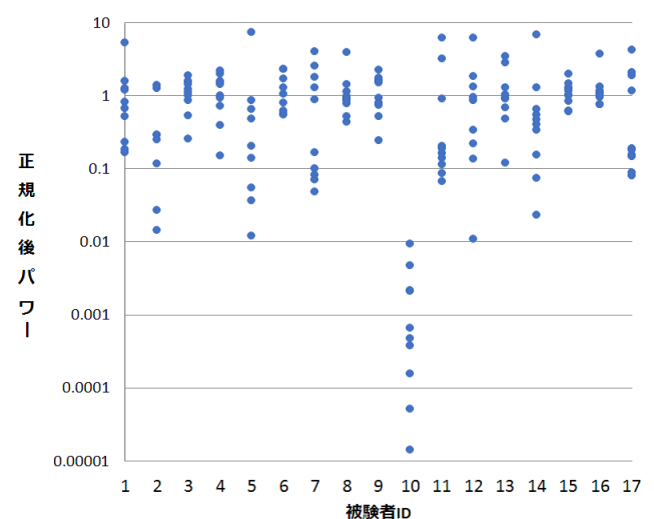


図 9 各個人の α

表 2 各個人の成分の比較

被験者	α			β			β/α		
	Idea	NoIdea	p 値	Idea	NoIdea	p 値	Idea	NoIdea	p 値
1	0.754	0.009	0.036*	0.579	0.027	0.756	1.104	3.722	0.001*
2	0.270	1.230	0.182	0.686	1.499	0.048*	2.496	1.096	0.244
3	1.186	0.256	0.000*	0.464	3.563	0.299	0.349	13.30	0.003*
4	1.212	0.025	0.000*	0.330	0.206	0.647	0.613	7.156	0.000*
5	0.206	0.028	0.492	0.195	0.046	0.117	2.004	1.656	0.670
6	1.071	0.044	0.049*	0.591	0.077	0.091	0.944	1.488	0.903
7	0.529	0.442	0.520	0.781	0.618	0.338	2.860	4.129	0.991
8	0.907	0.036	0.006*	0.803	0.370	0.076	0.844	13.49	0.001*
9	1.219	0.001	0.029*	0.066	0.033	0.361	0.079	40.94	0.001*
10	0.001	0.001	0.676	0.004	0.005	0.339	7.306	19.66	0.910
11	0.176	0.357	0.617	0.709	0.987	0.979	3.501	24.32	0.025*
12	0.856	0.029	0.290	0.296	0.184	0.546	0.632	5.974	0.546
13	0.941	0.067	0.010*	0.418	1.164	0.987	0.755	12.14	0.000*
14	0.442	0.541	0.511	0.732	0.811	0.809	1.469	3.992	0.807
15	1.101	0.344	0.029*	0.800	1.231	0.783	0.913	3.206	0.003*
16	1.073	0.031	0.041*	1.024	0.508	0.050	0.633	16.22	0.024*
17	0.187	0.891	0.812	0.207	0.786	0.812	1.026	1.170	0.812

らの時間経過によって変化していると考えられる。そのため、タスクの影響が強く表れる時間帯を明らかにすることで、計測時間の短縮に繋がると考えられる。また、本実験ではプログラミング作業者の脳波が状態の識別に有用である可能性を示したのみであり、実際に識別はできていない。今後、機械学習を用いて脳波の周波数成分によってプログラミング作業者の状態の識別を可能にしたい。個人差を考慮した、プログラマの脳波の計測方法の確立も本研究の興味深い発展のひとつである。

謝辞

本研究は、JSPS 科研費基礎研究 (C)16K00114 の助成を受けた。

参考文献

- [1] 水野 由子, 田中 康仁, 林 拓世, 岡本 永佳, 西村 治彦, 稲田 紘: "精神作業時における作業効率と関連した脳波・脈波の定量解析"; 生体医工学 Vol. 48, No. 1 pp.11-24, (2010).
- [2] Christian Stickel, Josef Fink, Andreas Holzinger: "Enhancing Universal Access - EEG Based Learnability Assessment"; Universal Access in Human-Computer Interaction. Applications and Services Vol.4556, pp 813-822, (2007).
- [3] 宮田 洋, 藤澤 清, 柿木 昇治, 山崎 勝男: "新生理心理学-生理心理学の基礎"; 北大路書房, (1998).
- [4] 満倉 靖恵: "脳はウソをつかないー脳波で判るあなたの真実ー"; 日本耳鼻咽喉科学会会報, Vol. 118, No. 4 pp. 461-465, (2015).
- [5] Siegmund, J., Brechmann, A., Apel, J, Kastner, C., Liebig, J., Leich T. and Saake, G.: "Toward Measuring Program Comprehension with Functional Magnetic Resonance Imaging"; Proceedings of the ACM SIGSOFT 20th International Symposium on the Foundations of Software Engineering (FSE '12), No.24, (2012).
- [6] 中川 尊雄, 亀井 靖高, 上野 秀剛, 門田 暁人, 松本 健一: "脳血流計測に基づくプログラム理解行動の定量化"; ソフトウェア工学の基礎 XIV(ソフトウェア工学の基礎ワークショップ FOSE2013), pp.191-196, (2013).
- [7] 広瀬 通孝, 石井 威望: "知的作業の客観的評価の手法"; 日本機械学会論文集 C 編, Vol.51, No.471, pp.3153-3158, (1985).
- [8] 堀 忠雄: "生理心理学-人間の行動を生理指標で測る"; 培風館, (2008).
- [9] Oohashi, T., Nishina, E., Honda, M., Yonekura, Y., Fuwamoto, Y., Kawai, N., Maekawa, T., Nakamura, S., Fukuyama, H., Shibasaki, H.: "Inaudiblehigh-frequency Sounds Affect Brain Activity: Hypersoniciceffect"; Journal of Neurophysiology, Vol.83, No.6, pp.3548-3558, (2000).
- [10] 大橋 力: "マルチメディアと脳"; 電子情報通信学会論文誌. D-II, 情報・システム, II-情報処理, Vol.79, No.4, pp.468-475, (1996).