

計測位置のずれを考慮した脳波個人認証の検証

西畑かおり[†] 石川由羽[†] 高田雅美[†] 城和貴[†]

概要：本稿では、生体情報の1つである脳波を用いて個人認証を行うシステムに、脳波計の計測位置ずれを考慮したデータを適用し、計測位置のずれが脳波に与える影響について検証する。また、影響が少ない個人特徴量についても検証を行う。特徴量にはスペクトル情報、コヒーレンス、相互相関係数、相互情報量を用いている。それぞれの特徴量ごとに分類結果を算出し、個人認証への影響を検証する実験を行った。

キーワード：脳波、個人認証、特徴抽出、計測位置

Inspection of the electroencephalographic personal identification in consideration of a measurement position gap

KAORI NISHIBATA[†] YU ISHIKAWA[†]
MASAMI TAKATA[†] KAZUKI JOE[†]

1. はじめに

近年、福祉や医療分野だけでなく、様々な分野で BMI (Brain Machine Interface) 技術への関心が高まっている[1]. BMI は、脳と機械を直結する技術であり、その中でも、頭皮上の脳波を計測する EEG (Electroencephalogram) を用いた非侵襲型 BMI の研究・開発が進められている。たとえば、脳波により操作する義肢や車いす、脳波から人の感情を察知して動作するデバイスなど、脳波を利用したデバイス操作に関する BMI 技術が向上している。通常、マウスやキーボードなどを使用することでコンピュータの操作を行うが、BMI 技術の発展により、脳波を用いたコンピュータ操作が可能になると考えられる。

さらに、IoT (Internet of Things) 技術の発達に伴い、インターネット上で重要な情報を取り扱う機会が増えている。そのため、プライバシー保護が重視されており、許可された人のみが情報を扱えるシステムの実現が必要である。そこで、個人特定のための認証技術の向上が求められる[2]. デバイスへのログインのためには、パスワードや暗証番号などを用いた知識認証と呼ばれる個人認証が利用されている。しかし、脳波によるコンピュータ操作を考慮した場合、脳波から得られる特徴量の個人差を利用する脳波認証は、パスワード認証よりも合理的な認証技術であるといえる。

脳波認証に関する研究は、すでに多方面から進められており、脳波は個人によって異なる特徴を示すことが明らかにされている[3]. また、脳波は非常に複雑な内部情報であるため、指紋や顔などの生体情報と異なり、秘匿性に優れたバイオメトリクス認証を実現する可能性がある。これま

で、脳波認証に使用可能な特徴量やクラス分類手法に関する様々な研究が行われており、有効な手法が多数発見されている[4].

また、脳波計の開発も著しく、医療用の高価で高精度な装置から、日常生活で使用可能な個人向けの安価なものまで、多種多様な脳波計が存在する。そのため、状況に応じて脳波計を使い分けられることができる。脳波認証システムでは、一般的に日常生活での使用を考慮しているため、個人向けの脳波計により計測が行われる。個人向けの脳波計は、ヘッドキャップなどに電極が搭載されているものが多く、専門的な知識を有しないユーザでも使用が可能である。頭皮上の中心となる1点 (Cz) の位置を求めてヘッドキャップを装着することで、頭部の大きさに関係なく、正しい位置にすべての電極を配置することができる。しかし、計測の度に、Cz の位置にヘッドキャップを装着することは容易ではなく、正確な Cz の位置を算出するためには時間がかかる。Cz の位置を誤ると、すべての電極の計測位置にずれが生じる。そのため、各電極から得られる脳波に影響が出ると考えられる。

そこで、計測位置のずれに影響を受けない脳波認証を目指し、これまでの研究報告により、計測位置のずれによる認証精度の影響を検討している。文献[5]では、特徴量としてスペクトル情報を使用した場合の計測位置のずれの影響を調査している。本稿では、一般的に脳波認証に使用されている複数の特徴量を用いて、計測位置のずれによる認証精度の影響を検討する。

本稿の構成は以下の通りである。2章で脳波計測について述べ、3章で本稿の検証に使用する脳波認証手法につい

[†] 奈良女子大学
Nara Women's University

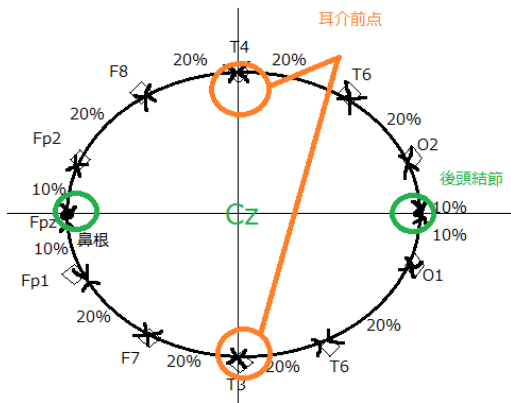


図 1 頭囲の分割方法

て説明する。4章では、検証と考察を行う。

2. 脳波計測

脳波[6]とは、大脳皮質にある多数の神経細胞の電氣的活動を計測したものである。BMIが普及したことで、手軽に使用できる脳波計が増えている。しかし、本来脳波を正しく記録するためには、十分な事前準備と知識が必要となる。大脳皮質は、脳回と脳溝から複雑に構成されている。よって、大脳皮質から発生している電位は直上の頭皮だけでなく、頭蓋骨や頭皮を伝って様々な方向に伝播する。脳回で発生した脳波は、その直上の頭皮で最大電位となる。一方、脳溝で発生する脳波は、その直上の頭皮で計測することは不可能であり、脳溝から立体角をなす頭皮上で検出される。したがって、わずかな計測位置のずれであっても、計測される脳波に影響を与えている。

まず、脳波計測を行う前に、電極位置の決定を行う必要がある。世界標準とされている国際10-20法[7]に従い、電極を各位置に配置する。国際10-20法では、被験者の鼻根と後頭結節および左右の耳介前点の midpoint から、基準となる Cz を導出する。次に、鼻根と後頭結節の間および左右耳介前点の間を10%、20%、20%、20%、20%、10%に分割し、電極位置を決定する。図1に鼻根・後頭結節・左右の耳介前点の間の分割方法を示す。これらの手順に従い、頭の大きさに関係なくほとんど一定間隔で電極を配置することができる。

現在利用されている脳波計の多くは、国際10-20法に従い、ヘッドキャップなどに一定間隔で電極を搭載する仕様に設計されている。このような脳波計は、頭囲を正確に計測・分割する時間的コストが短縮できる。しかし、基準となる Cz の正確な位置を導出しなければ、脳波計そのものの装着位置にずれが生じる可能性がある。また、被験者が自ら装着するとすると、Cz の正確な位置を目視で確認しながら装着することはできないため、若干のずれが生じる可能性がある。よって、正確な脳波を取得するためには、被験者ではなく第三者が、導出される基準となる Cz の位置

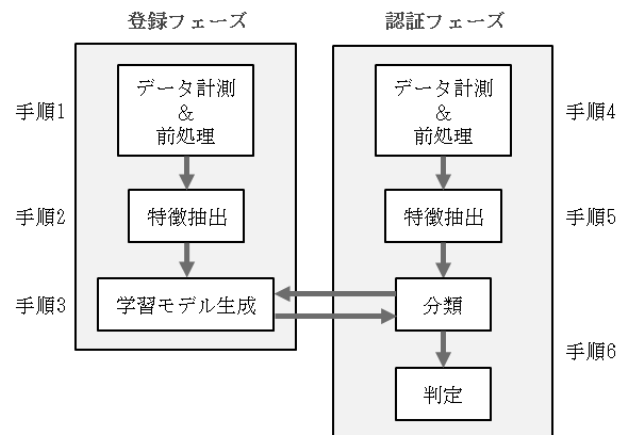


図 2 脳波認証手法の手順

を正しく確認し、装着させるべきである。ただし、多くの脳波計は、電極を頭皮に設置させているだけなので、利用中の計測位置にずれが生じる可能性がなくなるわけではない。

3. 脳波認証手法

本章では、計測位置のずれを考慮した脳波個人認証を行うための脳波認証手法について説明する。認証手法は登録フェーズと認証フェーズに分けられる。脳波認証手法の全体の流れを現在利用されている脳波計の多くは、国際10-20法に従い、ヘッドキャップなどに一定間隔で電極を搭載する仕様に設計されている。このような脳波計は、頭囲を正確に計測・分割する時間的コストが短縮できる。しかし、基準となる Cz の正確な位置を導出しなければ、脳波計そのものの装着位置にずれが生じる可能性がある。また、被験者が自ら装着するとすると、Cz の正確な位置を目視で確認しながら装着することはできないため、若干のずれが生じる可能性がある。よって、正確な脳波を取得するためには、被験者ではなく第三者が、導出される基準となる Cz の位置に示す。以下、それぞれの手順である。

登録フェーズ

- 手順1. データ計測と前処理
- 手順2. 特徴抽出
- 手順3. 学習モデル生成

認証フェーズ

- 手順4. データ計測と前処理
- 手順5. 特徴抽出
- 手順6. 分類と判定

登録フェーズでは、ユーザの脳波情報の登録を行う。登録フェーズは、登録時に1度だけ実行される。まず、手順1では、ユーザの脳波を一定時間計測し、得られた脳波か

ら前処理としてデータ分割とノイズ除去を行う。手順 2 では、各分割データから特徴量を抽出する。本稿で検証する特徴量は、スペクトル情報、コヒーレンス、相互相関係数、相互情報量の 4 種類である。手順 3 では、手順 2 で得られた特徴量から学習モデルの生成を行う。学習モデルにはサポートベクターマシン (Support Vector machine, SVM) を使用する。SVM の教師データとして、全分割データから得られる特徴量を適用する。以上で、登録フェーズの処理は終了である。

認証フェーズでは、入力データが主張したユーザと同一人物であるか否かの判定を行う。認証フェーズは、認証時に毎回実行される。手順 4 と手順 5 の処理は登録フェーズと同様である。手順 6 では、登録フェーズで生成した学習モデルを用いて、入力データから得られる特徴量の分類を行う。その後、入力データが主張したユーザと同一人物であるかの判定を行う。全分割データから得られる分類結果のうち、本人であると判定されたデータ数が閾値を超えた場合、認証者を承認する。一方、閾値未満の場合、認証者は拒否される。

以下、各手順について詳細を述べる。

3.1 データ計測と前処理

手順 1 と手順 4 では、データ計測と前処理に関して同様の処理が行われる。

データ計測について説明する。本稿では、多チャンネル脳波計である BioSemi を使用して計測する。BioSemi の詳細は 4 章にて述べる。データ計測は一定時間行われるが、登録フェーズと認証フェーズのそれぞれに必要なデータ計測回数は 1 回である。

前処理では、データ分割とノイズ除去を行う。前処理の手順を以下に示す。

- 手順 A. データ分割
- 手順 B. バンドパスフィルタ
- 手順 C. ノイズ除去
- 手順 D. 正規化

手順 A では、計測データを 1 秒ごとに分割して使用する。これを分割データとする。この処理により、1 回の計測から複数のデータが生成できる。手順 B—手順 D は、手順 A により得られた分割データすべてに処理を施す。手順 B では、バンドパスフィルタにより、脳波の活動が盛んな 4—40Hz の周波数帯域を抽出する。手順 C では、パルスノイズ等のノイズ除去のために、標準偏差が 3σ を超えるデータを 3σ に補正する。手順 D では、手順 C 後のデータを 0—1 に正規化する。これらの処理により、計測データを認証に適したデータに補正する。

3.2 特徴抽出

手順 2 と手順 5 では、前処理後の各分割データから特徴

量の抽出を行う。本稿にて使用する特徴量として、スペクトル情報の 1 つである振幅スペクトルと、関連情報であるコヒーレンス、相互相関係数、相互情報量の計 4 種類を適用する。

スペクトル情報は、1 つの波形から算出され、高速フーリエ変換により求められる。高速フーリエ変換の結果、得られた振幅スペクトルを周波数帯域ごとに θ 波 (4—8Hz)、 α 波 (8—14Hz)、 β 波 (14—26Hz)、 γ 波 (26—40Hz) に分ける。それぞれの周波数帯域の平均含有率を算出することで、ベクトル長 4 の特徴量を生成する。ここでは、各周波数帯域における 1 データ当たりのスペクトル含有率を平均化したものを平均含有率とする。

関連情報は、電極間の相関を表したものであり、2 つの波形から算出される。コヒーレンスは、電極間の波形の位相と振幅の関係を表現することができ、振幅スペクトルとクロススペクトルから求められる。コヒーレンスもスペクトル情報同様、周波数帯域ごとの平均含有率を算出し、ベクトル長 4 の特徴量を生成する。相互相関係数は、電極間の類似性を表す特徴量である。電極間の共分散を、各電極の標準偏差を掛け合わせたもので割ることにより求められる。相互情報量は、電極間の相互依存を表す特徴量である。これは、同時確率分布と周辺確率分布から求められる。相互相関係数と相互情報量から得られる特徴量は、それぞれ 1 つずつである。

本稿では、これら 4 種類の特徴量が計測位置のずれに与える影響を調査する。

3.3 学習モデル生成

手順 3 では、手順 2 の処理により得られた特徴量を用いて学習モデルの生成を行う。学習モデルの生成には機械学習の 1 つである SVM を適用する。SVM のカーネルは RBF とする。学習モデルは特徴量ごとに生成するため、本稿では 4 種類の学習モデルが得られる。SVM に使用する教師データは、認証システムに登録しているユーザから得られる分割データすべてである。

3.4 分類と判定

手順 6 では、認証フェーズで得られた特徴量の分類と、入力データが本人であるか否かの判定を行う。まず、手順 3 で生成された SVM による学習モデルを使用して、各分割データから得られた特徴量の分類を行う。この処理により、各分割データは、認証システムに登録されているユーザの中で、最も近い特徴をもつユーザに分類される。分割データは複数個存在するため、全分割データのうち、認証者が主張しているユーザに分類された分割データの割合を求めることができる。得られた割合は、入力データが認証者の主張しているユーザである確率ということになる。本稿では、この確率を信頼度と表現する。すべての分割データが、認証者の主張しているユーザに分類された場合を信頼度 100% とし、1 つも分類されなかった場合を信頼度 0% とす

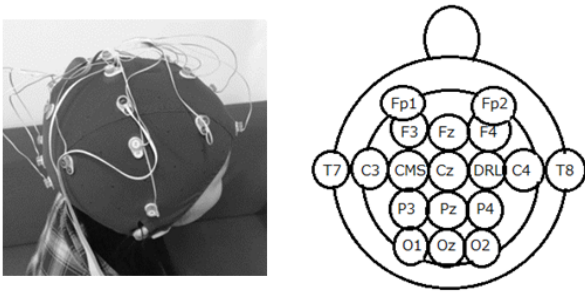


図 3 Biosemi の装着時の様子と電極配置図

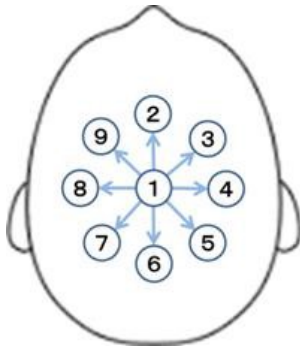


図 4 Cz 電極の基準位置と移動させる方向

る。判定では、分類により得られた信頼度を使用する。あらかじめ定められた閾値と信頼度の比較を行い、信頼度が閾値を超えた場合は、入力データが本人のものであるとみなし、承認する。一方、信頼度が閾値未満であった場合は、入力データが本人のものではないと判断し、拒否する。

4. 検証

本章では、脳波計の計測位置ずれが個人認証に与える影響を検証する。

4.1 計測データ

本稿では多チャンネル脳波計として Biosemi を使用して計測を行う。脳波計のサンプリング周波数は 2048Hz、電極数は 16 チャンネルである。基準電極の導出には双極誘導法を使用する。Biosemi の電極配置は、国際 10-20 法に従っており、ヘッドキャップを装着することで簡単に電極を配置することができる。Biosemi の装着時の様子と電極配置図を図 3 に示す。左図が Biosemi を装着した頭部の写真であり、右図が Biosemi で使用される 16 チャンネルの電極配置図である。

Biosemi を用いて計測位置を移動させた場合の脳波計測を行い、認証性能の評価を行う。ずれた計測位置での脳波を取得するために、Cz を基準点として図 4 の基準位置①から前後左右と 4 つの対角方向である、図 4 の②～⑨の方向に 3cm ずつ移動させる。各位置で約 1 分間の計測を 10 回ずつ、被験者 10 人に対して行う。被験者 10 人のうち 7 人を認証システムの登録者、3 人を侵入者として実験を行

表 1 実験 i～iii の結果

	PS	CC	COH	MI
実験 i	0.072	0.014	0.086	0.043
実験 ii	0.110	0.059	0.102	0.033
実験 iii	0.514	0.65	0.546	0.593

う。計測中、被験者の状態は、思考状態や光刺激による脳波の変化や眼球運動の混入を防ぐため、安静・閉眼状態とする。

4.2 実験方法

計測位置のずれによる認証精度を検討するため、登録時と認証時に使用するデータをもとに、以下の 3 種類の実験を行う。

実験 i 登録・認証時ともに、基準位置データ使用

実験 ii 登録・認証時ともに、すべてのデータ使用

実験 iii 登録時に基準位置データ使用、認証時にずれデータ使用

実験 i では、基準位置データである図 4 の①のデータのみを使用して、実験を行う。これにより、正確な位置に電極を配置した場合の認証精度が得られる。

実験 ii では、基準位置データとずれデータを含むすべてのデータ①～⑨を使用して、実験を行う。

実験 iii では、登録時のデータとして基準位置データ①を使用し、認証時のデータとしてずれデータ②～⑨を使用して、実験を行う。登録時の計測は一度のみであるため、脳波計の装着時間がかかっても正確な位置に電極を配置することが望まれる。しかし、認証時の計測は、認証を行う度に求められるため、できるだけ短時間で脳波計を装着するべきである。そのため、認証時には、ずれが生じる可能性が高い。よって、上記のようなデータを使用した実験を行う必要がある。

実験 i と実験 ii では、計測回数による交差検定を行う。計測回数は 10 回であるため、本稿では 10 交差検定により認証精度を算出する。つまり、実験 i の教師データ数は 90 個、テストデータ数は 10 個、実験 ii の教師データ数は 800 個、テストデータ数は 100 個である。また、実験 iii では交差検定を行わず、すべてのデータを用いた場合の認証精度を算出する。よって、教師データ数は 100 個、テストデータ数は 800 個である。

認証精度の評価には、一般的にバイオメトリクス認証の評価に使用される等価エラー率 (Equal Error Rate, EER) を使用する。EER とは、本人であるにも関わらず本人ではないと判断される本人拒否率 (False Rejection Rate, FRR) と、

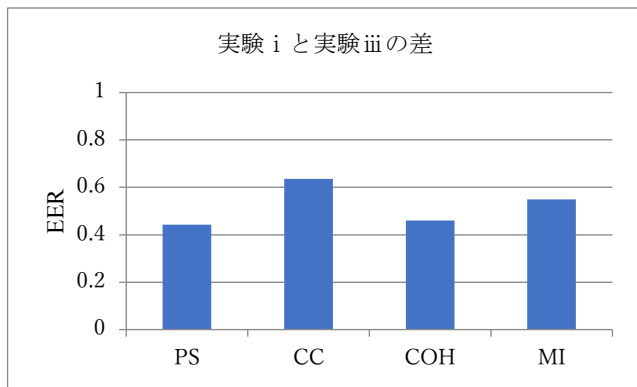


図 5 実験 i と実験 iii の差

他人であるにも関わらず本人であると判断される他人受入率 (False Acceptance Rate, FAR) から求まり, FRR と FAR の交点が EER となる。

4.3 実験結果

表 1 に実験 i ~ iii の結果を示す。実験 i では EER が低い順に相互相関係数の 0.014, 相互情報量の 0.043, スペクトル情報の 0.071, コヒーレンスの 0.086 となった。実験 ii では, 平均して 92.4% の認証率を算出することができた。計測位置がずれてしまったデータが混入していたとしても, きちんと学習させれば個人認証は可能であることがわかる。実験 iii は, 本来の個人認証で理想的な登録時のデータと, 起こりうる認証時の計測位置ずれを想定した実験であるが, どの特徴量も認証率は 4 割程度となった。

実験 i と実験 iii の EER の差を図 5 に示す。実験 i と実験 iii における特徴量ごとの差は, 大きい順から相互相関係数, 相互情報量, コヒーレンス, スペクトル情報となった。これより, 相互相関係数が比較的計測位置のずれの影響が少ない特徴量であるといえる。

また, 実験 iii の結果で, 被験者ごとに比較を行う。結果を図 6 に示す。登録者 7 人で, 4 つの特徴量ごとに平均分類率を算出する。被験者ごとに比較すると, 登録者 E の分類率が全ての特徴量において比較的高く, 登録者 A が比較的低い結果となった。

4.4 考察

実験結果から, 実験 i と実験 ii では大きな差はなく, 精度は落ちるが位置がずれてしまった場合でも, 個人認証が可能であることがわかった。

実験 iii では, 影響はあったものの, 最も少なかった特徴量は, スペクトル情報であることがわかった。スペクトル情報の特徴として, 時系列データの単位時間当たりの平均エネルギーの重ね合わせで表すことができる。よって本来の位置でない場合であっても, 時系列データ上で平均エネルギーをある程度取得できれば, 認証結果に与える影響はそれほど大きくなくて済むと考えられる。また, 被験者ごとに差があったのは, 分類率の高かった登録者が非常に安静状態にあったため, ノイズ等が少なく特徴が出やすかつ

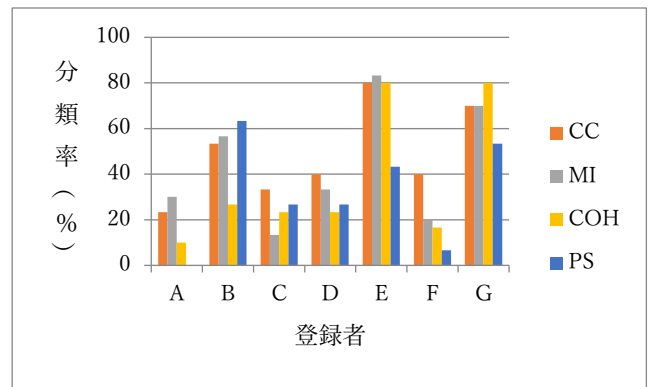


図 6 実験 iii の被験者ごとの分類率

たのか, もしくは分類率の低かった登録者が若干興奮状態にあり, 脳波が安定していなかったためと考えられる。

5. おわりに

本稿では, 計測位置のずれが脳波個人認証に与える影響について検証を行った。その中でも, 脳波認証に使用される特徴量に着目し検証した。本稿で使用した特徴量は, スペクトル情報, コヒーレンス, 相互相関係数, 相互情報量である。これらの特徴量を, それぞれ SVM を用いて分類した。本稿では, 計測した認証データを複数に分割することで, 複数の分類結果を取得し, 正しく分類された確率を利用して認証を行っている。

意図的に計測位置をずらしたデータに, 本認証手法を適用することで, 計測位置のずれに関する検証を行った。被験者は, 認証システムの登録者 7 人と, 侵入者 3 人である。

位置に依存せず計測回数で 10 交差検定を行った結果, 全ての特徴量で平均して 92.4% 以上の認証率を得ることができた。この結果から, 計測位置がずれてしまったとしても, 学習を十分にさせれば認証は可能であることがわかった。正しい計測位置のみで 10 交差検定を行った結果と, 計測位置が正しくない位置のみで 10 交差検定を行った結果ではそれほど差が開かなかったため, 認証時に用いるテンプレートデータの計測位置がずれてしまった場合でも, 認証は可能であるということがわかった。

また, 学習を正しい計測位置のみに限定し, 理想的な学習回数で行った場合の認識率は, どの特徴量も 4 割程度であったため, 個人認証に最も影響のあった特徴量と少なかった特徴量を比較・検証を行った。最も認証に影響した特徴量は相互相関係数で, 最も影響の少なかった特徴量はスペクトル情報であることがわかった。

また被験者ごとの比較では, 特徴量の出やすい登録者と比較的分類率の高い登録者が存在した。この結果は登録者の当時の安静状態に依存していると考えられる。

今後の課題は, 本来認証で適用すべき実験 iii でのデータを用いて, 認証精度を向上させることである。向上させるには, 新しい特徴量を追加し, 認証に適した特徴量を特定

できることが望ましい。特徴量は数多く存在するため、それぞれの特徴量の特性を踏まえ、新たなシステムを開発したい。

謝辞 本研究は特別研究員奨励費（16J10436）の助成を受けたものである。

参考文献

- [1] 長谷川良平. ブレイン-マシンインタフェースの現状と将来. 電子情報通信学会誌. 2008, vol. 91, no. 12, p.1066-1075
- [2] 小松尚久, 内田薫, 池野修一, 坂野鋭. バイオメトリクスのおはなし. 日本規格協会. 2008.
- [3] 伊藤伸一, 満倉靖恵, 福見稔, 赤松則男. 脳波の個人特性を考慮した脳波分析法の提案. 電気学会論文誌 C. 2004, vol. 124, no. 6, p. 1259-1266.
- [4] Kumari, P., and Vaish, A.. Brainwave based authentication system: research issues and challenges. International Journal of Computer Engineering and Applications. 2014, vol. IV, Issue I & II, p. 89-108.
- [5] 吉田智奈美, 石川由羽, 高田雅美, 城和貴. 脳波計測位置のずれが脳波個人認証に与える影響. 情報処理学会研究報告. 2015, vol.2015-MPS-103, no.9, p.1-6
- [6] 大熊輝雄. 臨床脳波学. 1999.
- [7] Jasper, H. H.. The ten twenty electrode system of the international federation. Electroencephalography and clinical neurophysiology. 1958, 10, p. 371-375.