

脳波計測位置のずれが脳波個人認証に与える影響

吉田智奈美[†] 石川由羽[†] 高田雅美[†] 城和貴[†]

脳波を用いたバイオメトリクス認証では、計測を行う度に脳波計を同じ位置に装着することはほとんど不可能である。そこで、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う。θ波、α波、β波、γ波の周波数帯域のパワースペクトルを特徴量とし、認証精度の評価を行う。結果は、α波帯域のパワースペクトルが計測位置のずれによる影響を最も受けにくい。一方、β波帯域のパワースペクトルが最も影響を受けやすい。α波帯域内に存在するピーク周波数とその前後のパワースペクトルに、個人特徴量が多く含まれていると考えられる。

Effects of EEG authentication by Electroencephalogram with Shifting Measurement Position

CHINAMI YOSHIDA[†] YU ISHIKAWA[†] MASAMI TAKATA[†] JOE KAZUKI[†]

In biometric authentication using the EEG, it is almost impossible to mount the electroencephalograph in the same position every time measurement position is performed. Therefore, the deviation of the measurement position is verified about the effects of EEG authentication. The power spectrum of a frequency band of theta wave, alpha wave, beta wave and gamma wave is a characteristic quantity; do evaluation of authentication accuracy. The results, the power spectrum of the alpha wave band is hardly the most affected by shifting measurement position. On the other hand, the power spectrum of the beta wave band is most likely to be affected by shifting measurement position. In the power spectrum of the before and after the peak frequency in the alpha wave band, it considered an individual feature values are contained a lot.

1. はじめに

個人を認証する技術として、生体情報を利用するバイオメトリクス認証の実用化が進んでいる。認証に用いる個人特徴として、指紋・虹彩などの身体的特徴や、筆跡などの行動的特徴が挙げられる。バイオメトリクス認証は、暗証番号などを用いた従来の個人認証に比べて、なりすましが困難である。指紋などは認証性能も高く、最も実用化が進んでいる例の1つであるが、体外情報であるために秘匿性に欠け、偽装されたとの報告もある[1]。また、従来の生体情報には、一度模倣物で認証されてしまうと変更できないという問題点がある。

そこで、脳波を生体情報として利用したバイオメトリクス認証の研究が行われている[2][3]。脳波は、大脳皮質にある多数の神経細胞の活動が検出されたものである。体内情報であり、脳波計を装着しないと取得できないため、秘匿性に優れている。また、脳波は個人によって異なる特徴を示し、イメージするものを変えることで、自分自身で意図的に脳波を変えることができる。この特徴を利用することで、定期的に生体情報を変化させることが可能となり、よ

り安全性が高まると言える。

最近では、日常的なBMI (Brain Machine Interface) の普及により、ヘアバンドやヘッドキャップなどに電極が搭載されている脳波計が多く存在する。中には、多チャンネル電極を迅速かつ正確に配置することを目的とした、センサーネット電極[4]などの開発が行われている。これらの脳波計は、すでに電極が均等な間隔で配置されており、施験者あるいは被験者自身が電極配置を考慮せずに装着することが可能であるという利点がある。しかし、脳波計そのものの装着位置のずれを避けることは難しい。なぜなら、日常の中で毎回寸分違わぬ位置に脳波計を装着し、電極を配置することはほとんど不可能だからである。

我々は、従来の生体情報より秘匿性に優れた脳波を利用し、バイオメトリクス認証の研究を行っている[5]。しかし、これまでの研究では、計測位置のずれによる影響について考慮したことはなかった。脳波個人認証を日常的に利用可能にするためには、計測位置のずれを考慮する必要がある。また、従来の脳波個人認証では、被験者の状態によるパワースペクトルへの影響については研究されているが、計測位置のずれによるパワースペクトルへの影響については考慮されていない。

そこで本稿では、脳波計をずらして装着することで、計測位置のずれが脳波計測に与える影響について解析を行う。

[†] 奈良女子大学
Nara women's University

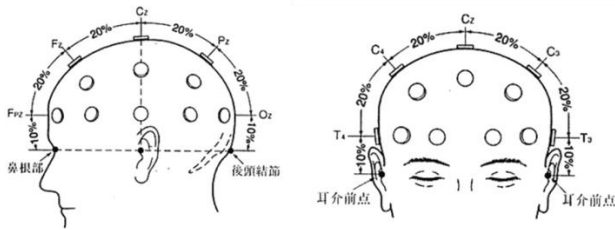


図 1 頭囲の分割方法

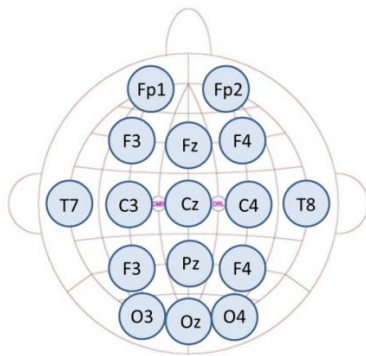


図 2 電極配置図

中でも、2 章で計測位置のずれによる脳波記録への影響について述べ、3 章では脳波計測と特徴抽出の方法について説明する。4 章で実験結果を述べ、5 章で考察を行う。

2. 計測位置のずれによる脳波記録への影響

容易に使用できる脳波計が普及しているものの、本来脳波を正確に記録するには、十分な準備と知識が必要とされる[6]。まず、脳波計測前に電極位置の決定を行う。国際 10-20 法[7]は、被験者の鼻根と後頭結節および左右耳介前点をそれぞれ計測し、それらの中点より Cz を求める。図 1 の左図に鼻根部と後頭結節の間、右図に左右耳介前点の間の分割方法を示す。鼻根部と後頭結節の間、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。以上の方法を適用することで、頭の大きさに関係なくほとんど一定間隔に電極を配置することができるという利点がある。

現在利用されている脳波計の多くは、国際 10-20 法に従い、ヘッドキャップまたはヘアバンドに一定間隔で電極を搭載できる仕様に設計されている。これらの脳波計の利点は、頭囲を正確に計測・分割する時間的コストが短縮できることである。しかし、鼻根と後頭結節および左右耳介前点の中点から Cz を導出する必要があり、その過程を怠ると脳波計の装着位置のずれが発生する原因になる。

脳波は通常、脳内での神経活動による集合電位を頭皮上で記録されたもので、脳内の活動そのものを表すものではない。脳表面は、脳回と脳溝により複雑に構成され、その

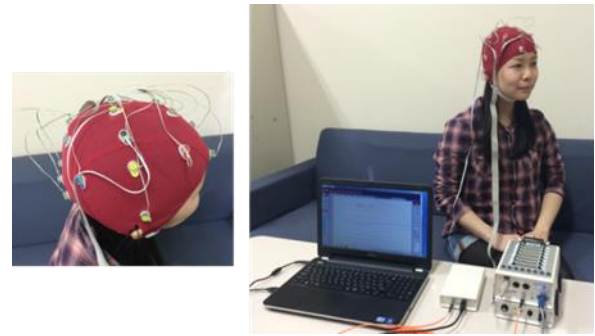


図 3 脳波計測時の様子

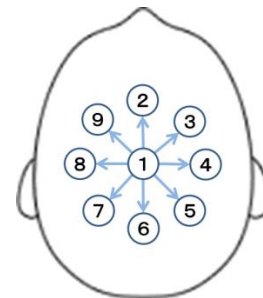


図 4 基準位置と移動させる方向

ため脳表面から発生する電位は直上だけでなく、あらゆる方向に伝播する。脳回で発生する脳波は、その直上で最大電位として記録されるが、脳溝で発生する脳波は、その直上で記録することは不可能であり、脳溝から立体角をなす離れた部位で記録される。このことから、わずかな計測位置のずれでも、記録される脳波に影響を及ぼしていると言える[8]。

また脳波計を着脱する際に、基準電極の位置にもずれが生じる。基準電位が変化することで、バイアス (bias) 電圧への影響も考えられる。バイアス電圧とは、信号電圧を記録限界値の範囲内に収めるための直流電圧である。記録される脳波は、信号電圧とバイアス電圧から構成されるため、バイアス電圧の除去が必要である。

3. 脳波計測と認証手法

3.1 脳波計測

本稿では、計測位置のずれが個人認証に与える影響を検証するため、意図的に計測位置を移動させて脳波計測を行う。脳波計測には、多チャンネル脳波計の Biosemi を使用する。サンプリング周波数は最大 2048Hz、搭載できる電極数は 16 チャンネル、ヘッドキャップ型の脳波計である。ヘッドキャップには、図 2 のように電極を配置することができる。Biosemi 装着時の様子を図 3 の左図、計測時の様子を右図に示す。

また、計測位置がずれた場合の脳波を得るために、Cz を基点として図 4 のように基準位置から前後左右と 4 つの

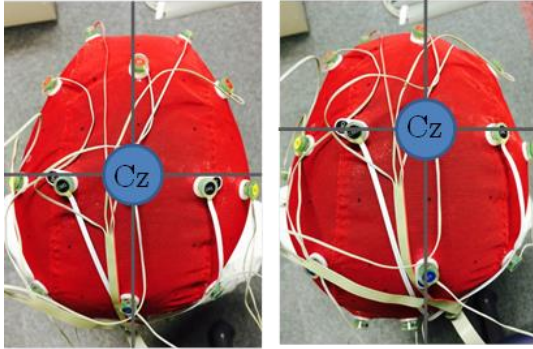


図 5 ③に移動させた場合の電極配置の様子

対角方向②～⑨の方向に 3cm ずつ移動させる。例として、図 5 の左図に基準位置①の電極配置の様子、右図に③の方向に移動させた場合の電極配置の様子を示す。各位置で約 1 分間の計測を 10 回ずつ、被験者 10 人で計測を行う。計測中における被験者の状態は、思考状態による脳波の変化を防ぐために、リラックスした集中状態で統一することとする。

記録する脳波のデータの名称は以下の通りとする。被験者 10 人を A～J とする。基準位置で記録したものを①として、被験者 A の①～⑨を A①～A⑨と表記する。また、①～⑨の位置で 10 回ずつ計測を行っているため、計測回数を表記する際は、被験者 A①の 1～10 を A①_1-10 と表記する。

3.2 認証手法

前処理として、特徴ベクトルの作成手順について述べた後、特徴ベクトルを使用する認証手法について述べる。以下 I～III に前処理の手順を示す。

- I. パワースペクトルの算出
- II. θ 波から γ 波の周波数帯域の切り出し
- III. 平滑化

I では、計測して得られたデータすべてに 8 秒毎に窓関数をかけ、STFT を適用する。使用する窓関数はハンニング窓である。次に、II では、特徴量として θ 波 (4-8Hz)、 α 波 (8-14Hz)、 β 波 (14-26Hz)、 γ 波 (26-40Hz) の周波数帯域の切り出しを行う。3Hz 以下の脳波には眼球運動が多く含まれているため、今回の解析では使用しない。またバイアス電圧による影響を取り除くために、パワースペクトルの直行成分を除去する。III では、パワースペクトルの値に 5 点毎にメディアンフィルタをかけ平滑化を行う。以上の前処理から、特徴ベクトルを作成する。

次に、以下 IV～V に認証手法の手順を示す。

- IV. テンプレートとテストデータ作成
- V. cosine 類似度を適用
- VI. 認証精度の算出

IV では、各特徴量から認証時に使用するテンプレートとテストデータを作成する。テンプレートには、被験者 A～J

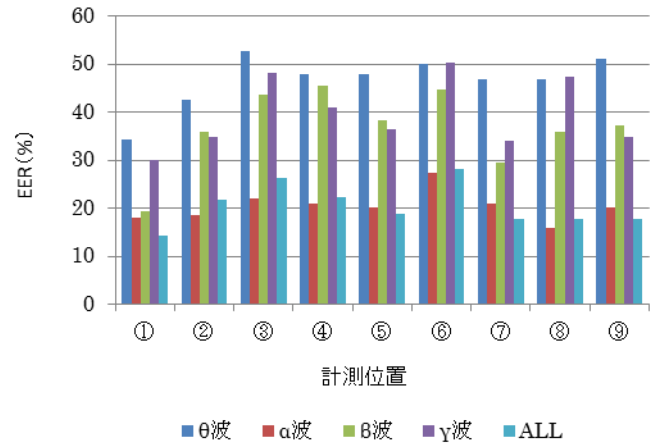


図 6 θ 波～ γ 波の認証精度

それぞれの①_1-5 の特徴ベクトルから、パワースペクトルの平均を算出したものを使用する。テストデータには以下の 2 種類の特徴ベクトルを使用する。

- i. 被験者 A～J それぞれの①_6-10
- ii. 被験者 A～J それぞれの②_6-10～⑨_6-10

V では、テンプレートとテストデータの i・ii それぞれに cosine 類似度を適用する。テンプレートとテストデータの類似度を算出する。VI では、得られた類似度が設定した閾値よりも大きい場合、本人と認められ、小さい場合、他人として見なされる。閾値は本人拒否率 (FRR: False Rejection Rate) と他人受入率 (FAR: False Acceptance Rate) のグラフの交点である等価エラー率 (EER: Equal Error Rate) が最小となる値とする。また、その時の EER を認証精度の性能として評価に利用する。

本稿では、計測位置がずれた場合での認証精度を検証する。そのため、テンプレートとテストデータ i より求められる EER を基準位置①での認証精度、テンプレートとテストデータ ii より求められる EER をずれ②～⑨でのそれぞれの認証精度とする。

4. 実験と結果

4.1 θ 波～ γ 波帯域の認証精度

θ 波、 α 波、 β 波、 γ 波の周波数帯域を ALL とする。ALL における認証精度の結果を図 6 に示す。

基準位置①における EER の値は、ALL の周波数帯域で 14.3% である。それぞれの周波数帯域を取り出して比較すると、 α 波帯域が最も認証精度が良く EER の値は 18.00%、その次に β 波帯域 19.30%、 γ 波帯域 30.00%、 θ 波帯域 34.20% という結果が得られる。また、②～⑨における EER の平均は、ALL の周波数帯域で 21.35% である。②～⑨における EER の平均は α 波帯域が最も認証精度が良く 20.75%、その次に β 波帯域 38.88%、 γ 波帯域 40.91%、 θ 波帯域 48.27% という結果が得られた。

表 1 認証精度の平均と分散 ($\theta \sim \gamma$ 波帯域)

	①	②～⑨の平均	②～⑨の分散
θ 波	34.20%	48.27%	8.79
α 波	18.00%	20.75%	9.23
β 波	19.30%	38.80%	25.98
γ 波	30.00%	40.91%	40.22
ALL	14.30%	21.35%	14.42

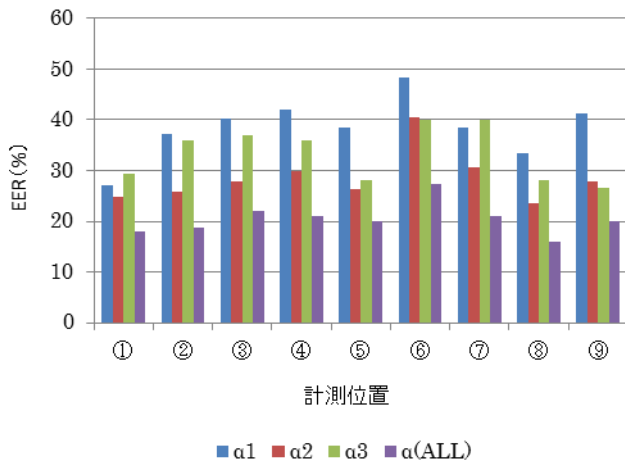


図 7 α 波帯域内の認証精度

次に、①と②～⑨における EER の差について検証する。ALL の周波数帯域では、①での EER は 14.30%、②～⑨の EER 平均は 21.35% で、7.05% 増加している。それぞれの周波数帯域では、 θ 波帯域 14.07%、 α 波帯域 2.75%、 β 波帯域 19.58%、 γ 波帯域 10.91% 増加している。これより、計測位置を移動させることで最も影響を受けやすい周波数帯域は、EER が 19.58% 増加した β 波である。次に影響を受けやすい周波数帯域は、 θ 波帯域、 γ 波帯域である。そして、最も影響を受けにくい周波数帯域は、EER の増加が 2.75% の α 波である。

最後に、②～⑨の移動させる方向によって受ける影響量のばらつきについて検証を行う。①の EER および②～⑨の平均と分散を表 1 に示す。この結果から計測位置による影響の差が最も小さいのは θ 波、次に α 波である。しかし、 β 波と γ 波は計測位置によって影響の差が大きいことがわかる。

4.2 α 波帯域内の認証精度

4.1 節から、ALL の周波数帯域で α 波が最も EER の値が低いという結果が得られた。この結果より、 α 波帯域の 8-14Hz をさらに 3 分割し、検証を行う。8-14Hz を分割し、8-10Hz を $\alpha 1$ 、10-12Hz を $\alpha 2$ 、12-14Hz を $\alpha 3$ とする。 $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ それぞれの認証精度の検証結果を図 7 に示す。

①における EER の値は、 $\alpha 1$ が 27.00%、 $\alpha 2$ が 24.85%、

表 2 認証精度の平均と分散 (α 波帯域内)

	①	②～⑨の平均	②～⑨の分散
$\alpha 1$	27.00%	33.95%	16.50
$\alpha 2$	24.85%	29.01%	22.86
$\alpha 3$	29.40%	33.94%	27.05
α (ALL)	18.00%	20.75%	9.23

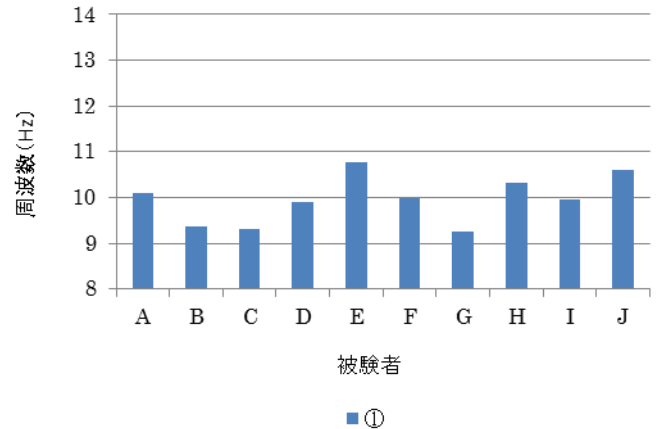


図 8 ピーク周波数

$\alpha 3$ が 29.4% で、 $\alpha 2$ が最も認証精度が良い結果が得られる。また、②～⑨における EER の平均は、 $\alpha 2$ が最も認証精度が良く 29.01%、その次に $\alpha 3$ の 33.94%、 $\alpha 1$ の 39.95% と続く結果が得られる。

次に、①の EER と②～⑨の EER 平均の差について検証する。 $\alpha 1$ では 6.95%、 $\alpha 2$ では 4.16%、 $\alpha 3$ では 4.54% 増加している。これより、計測位置を移動させることで最も影響を受けやすい周波数帯域は、EER が 12.95% 増加した $\alpha 1$ である。一方、 $\alpha 2$ と $\alpha 3$ の増加量は、4.16% と 4.54% にとどまり、位置ずれによる影響は比較的少ない。

最後に、②～⑨の移動させる方向によって受ける影響量のばらつきについて検証を行う。①の EER および②～⑨の平均と分散を表 2 に示す。EER の分散は、この結果から計測位置による影響の差が最も小さいのは $\alpha 1$ である。次に $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ の順に影響の差が小さいことがわかる。

4.3 ピーク周波数とパワースペクトル

α 波には、スロー α 波 (8-9Hz)・ミッド α 波 (9-11Hz)・ファスト α 波 (11-14Hz) が存在する。スロー α 波は無念・夢想的意識の状態が多く出現し、ファスト α 波は緊張した集中状態で多く出現する。中でもミッド α 波は、リラックスした集中状態で最も多く出現し、パワースペクトルが最大になる周波数のことをピーク周波数と呼ぶ。本稿では、被験者にリラックスして集中した状態で脳波計測を行った。このことから、ミッド α 波におけるピーク周波数と個人特

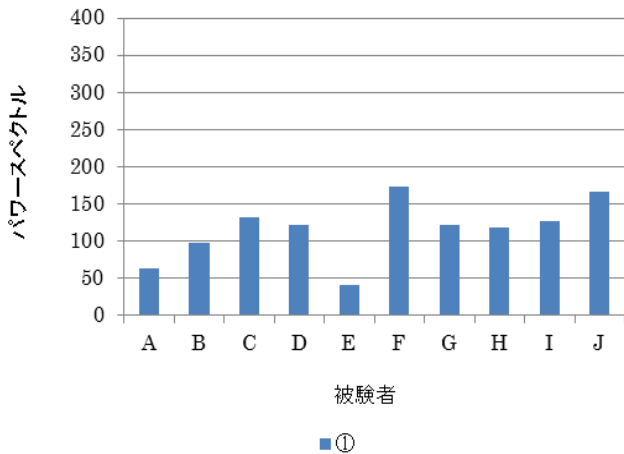


図 9 ピーク周波数におけるパワースペクトル

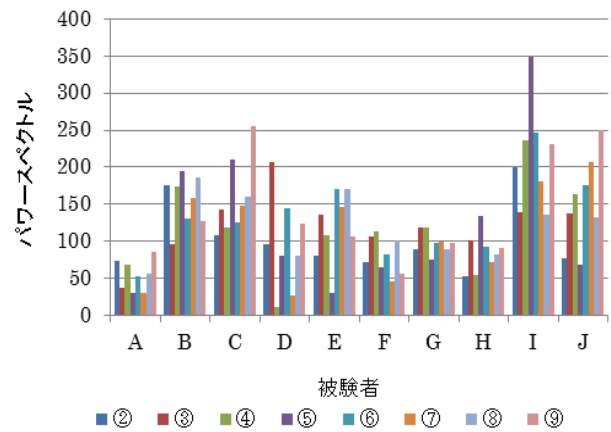


図 11 ピーク周波数におけるパワースペクトル

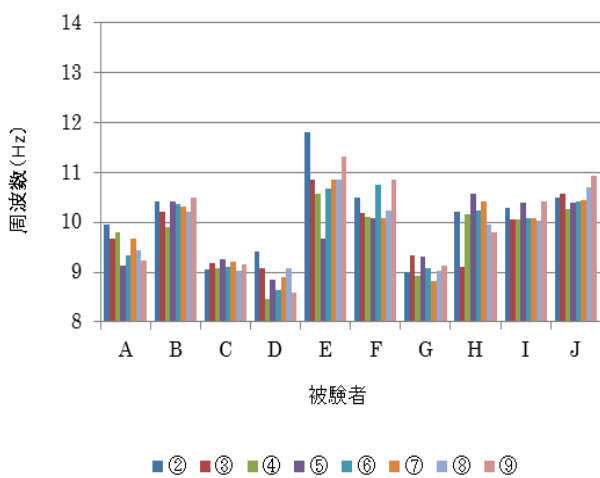


図 10 ピーク周波数

微量に関係性があると考えられる。被験者 A~J それぞれのピーク周波数と、ピーク周波数でのパワースペクトルについて検証する。

被験者 A~J の①におけるピーク周波数の平均を図 8、ピーク周波数におけるパワースペクトルの平均を図 9 に示す。被験者 A~J のピーク周波数は、平均 9.95Hz、分散 0.24、最大 10.77Hz、最小 9.26Hz である。被験者全員のピーク周波数が、1Hz 程度の個人差はあるものの、ミッドα波の周波数帯域内に存在する結果となった。しかし、被験者 A~J のピーク周波数におけるパワースペクトルは、平均 116.39、分散 1503.54、最大 173.84、最小 41.43 となり、個人差が目立つ結果が得られた。

次に、被験者 A~J の②~⑨それぞれにおけるピーク周波数の平均を図 10、ピーク周波数でのパワースペクトルの平均を図 11 に示す。ピーク周波数の②~⑨の平均は、被験者 A から順に 9.53Hz、10.28Hz、9.13Hz、8.87Hz、10.81Hz、10.34Hz、9.07Hz、10.05Hz、10.17Hz、10.52Hz である。また分散は、被験者 A から順に 0.071、0.031、0.005、0.083、0.320、0.082、0.027、0.177、0.023、0.038 である。被験者

10 人中 9 人のピーク周波数が、ミッドα波の周波数帯域内に存在する結果となった。①と②~⑨の平均の差は、A から順に、-0.55、0.93、-0.18、-1.02、0.04、0.36、-0.19、-0.26、0.23、-0.07 である。以上の値から、計測位置を移動させたことによるピーク周波数への影響はほとんど見られないと言える。またパワースペクトルの②~⑨の平均は、被験者 A から順に 53.76、155.02、158.87、95.85、118.32、79.94、98.12、84.61、214.60、151.11 である。また分散は、384.41、1014.76、2190.87、3475.28、1997.56、531.13、196.51、610.27、4114.15、3290.80 である。①と②~⑨の平均の差は、-9.27、56.73、27.04、-26.51、76.89、-93.9、-23.32、-33.70、87.96、-15.6 である。以上の値からは、計測位置のずれが、個人差以上にパワースペクトルに影響を与えているデータがあると言える。

5. 考察

4.1 節の結果から、α波帯域から得られる特徴量が最も個人認証において影響を受けにくく、移動させる方向によって受ける影響の差も比較的少ないということが明らかである。またβ波帯域は①における認証精度は比較的良い結果であるが、②~⑨に計測位置を移動させた場合は認証精度の低下している。このことから、位置ずれを考慮しない場合の個人認証にはα波とβ波どちらの帯域の個人特徴量でも適している。しかし、位置ずれを考慮する場合、β波帯域の特徴量は位置ずれによる影響を大きく受け、不適である。影響を最も受けにくい特徴量としてα波帯域の個人特徴量が最も適していると考えられる。

4.2 節の結果から、α波帯域をα1、α2、α3に3分割すると、最も個人認証において影響を受けにくいのは、α2から得られる特徴量である。また、移動させる方向によって受ける影響の差が少ないのは、α1から得られる特徴量である。α波帯域を3分割し解析を行ったが、特定の周波数帯域に顕著な傾向が表れているとは言い難い結果となっ

た. このことから, α 波帯域内で個人特徴量を多く含む周波数帯にも個人差があると考えられる.

4.3 節の結果から, 基準位置あるいは計測位置を移動させた場合に関わらず, ピーク周波数はほとんどミッド α 波の周波数帯域内に存在することがわかった. その個人差は大きくて 1Hz 程度である. 個人それぞれのピーク周波数と, その前後を含む周波数帯域のパワースペクトルに, 個人特徴量が多く含まれると考えられる. また個人特徴量だけでなく, 計測位置のずれによる影響もパワースペクトルの値に影響を与えている. 個人差以上にパワースペクトルに影響を与えているデータが認証精度を下げる原因になっていると考えられる.

6. おわりに

本稿では, 16 チャンネルの電極が搭載されている脳波計を使用し, 電極位置のずれによる影響について検証を行った. 使用する脳波は, 基準位置と基準位置から前後左右とその対角 8 方向に移動させて計測を行った. STFT を適用して得られた θ 波, α 波, β 波, γ 波の各周波数帯域のパワースペクトルを特徴量として利用した. 被験者 10 人の基準位置で計測した脳波と, 計測位置を移動させて計測した脳波を使用して認証精度の検証を行った. 基準位置における EER は 14.3%, 移動させた位置における EER の平均は 21.35% に 7.05% 増加した. 周波数帯域別に検証をおこなった結果, α 波帯域が最も EER の増加率が低く, 2.75% である. よって, α 波帯域から得られる計測位置ずれを考慮した脳波個人特徴量が最も個人認証に適している. α 波帯域内には, パワースペクトル値が最大になるピーク周波数が存在する. ピーク前後におけるパワースペクトルは個人特徴を多く含んでいると考えられる.

本稿では, 計測位置ずれ考慮した脳波個人認証に適した個人特徴量について検証を行った. 今後の課題としては, この個人特徴量を利用し, 認証精度のさらなる向上を目指す. また, 今回は計測位置のずれによる脳波の変化について検証を行ったが, 時間的経過により変化する脳波についても検証する必要があると考えられる.

参考文献

- 1) T.Matsumoto, H.Matsumoto, K.Yamada, and S.Hoshino, Impact of artificial "Gummy" fingers on fingerprint systems, vol.4677, Proc.SPIE, 2002, pp.275-289
- 2) 中西功, 馬場貞尚, 李仕剛, 閉眼・安静時の脳波による個人認証, 電子通信学会論文誌 A Vol.J95-A No.2, 2012, pp.222-225.
- 3) J.Chang, H.Nguyen, C.Wang and B.Johnson, I Think, Therefore I Am: Usability and Security of Authentication Using Brainwaves, Workshop on Usable Security 2013 (USEC13), 2013, pp.1-16.
- 4) EGI, "Electrical Geodesics, Inc.", [Online]. Available: <http://www.egi.com>, [Accessed 2015]
- 5) Y.Ishikawa, C.Yoshida, M.Takata and K.Joe, Validation of EEG personal authentication with multi-channels and multi-tasks, 2014,

pp.182-188

6) 大熊輝雄, 臨床脳波学, 第 5 編, 医学書院, 1999.

7) H.H.Jasper, The ten-twenty electrode system of the International federation, vol.10, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1958, pp.371-375

8) S.Homma, T.Musya, Y.Nakajima, Localization of electric current sources in the human brain estimated by the dipole tracing method of the scalp-skull-brain(SSB)head model,

Electroenceph.Clin.Neurophysiol, 1994, 91, pp.374-382.