

# 脳波によるリアルタイム感性計測とその応用

——実社会における感情・感性を用いる試みの広がり——

KANSEI Detection and Its Application Using the EEG

: Widespread of KANSEI Research in Society

満倉靖恵 Yasue MITSUKURA

**アブストラクト** 近年、人の感情・感性を定量化する試みがなされている。筆者らは脳波からその感情・感性をリアルタイムに取得する手法を提案し、様々な応用を行ってきた。特に脳を扱う上で重要な計測法やその評価法など、その研究は多岐にわたる。性差による違い・国民性による違いはあるのか、などの研究から、マウスを用いた情動解析などの研究を行っている。特に感情・感性については、人間が持つ高次な機能の一つであり、感性は日本で研究が始められたことから、今後も大事にすべき研究領域であると考え、本稿ではこれを行った背景や手法について述べ、今後の展望について言及する。

**キーワード** 脳波、感情・感性、情動、マーケティング、耳鳴りと脳波、感性アナライザ

**Abstract** In recent years, attempts have been made to quantify human emotions and sensibilities. We have proposed a technique for acquiring emotions and sensibilities from EEG in real time, and have made various applications. In particular, a wide variety of measurement methods and evaluation methods that is important in handling the brain or its activity. We are studying emotional analysis using mice from studies such as differences due to gender and national differences. In particular, emotions and sensibilities are one of the higher-order functions of human beings, and sensibility is a research area that should continue to be important in the future because research has begun in Japan. This paper describes the background and method of doing this, and mentions future prospects.

**Key words** EEG, KANSEI, Emotion, Marketing, Tinnitus, KANSEI analyzer

## 1. はじめに

人の“気持ち”は時時刻々と変動する。これらの変動をリアルタイムに捉えることができれば、動画像コンテンツなどのリアルタイム評価が可能となり、どんな場面で面白かった・面白くなかった、感動した・しなかったなどのシーン評価が可能となる。現在主流となっているこれらのシーン評価には、専らアンケート評価が用いられている<sup>(1),(2)</sup>。言うまでもなくアンケート評価は逐次アンケートを取得すれば被験者の負担が増え、まとめてアンケートを取得すれば人間の記憶特性として後の方に見たコンテンツに重みが掛かり、正確な評価であると言えない。このような問題に対して顔画像から感情を読み取る研究や<sup>(3),(4)</sup>、サーモカメラを用いて感情を読み取る研究<sup>(5)</sup>も存在するが、いずれもリアルタイムな計測はできていない。筆者らは脳波を用いた感性のリアルタイム

評価を行い、1秒ごとに感情を数値化する方法を提案し、動画像コンテンツをはじめ様々な場面で応用している<sup>(6)~(8)</sup>。これらは動画像コンテンツの評価にとどまらず、感性・感情という数値では評価しづらい指標の数値化を行うことができたことで、おいしい・食べたい度合い・悲しい・ストレスを感じる度合い・集中できる度合いなど、現在では30種類程度の人間の感性・感情評価を行うことができています。本稿ではこれらの指標を使った一例を示すとともに、得られる感情・感性の評価の方法について紹介する。

## 2. 五感と感性

そもそも人間は五感を存分に活用でき、それぞれの感覚器が非常に優れた動物である。視覚・聴覚・嗅覚・触覚・そして味覚である。人間に入る刺激はこれらの感覚器を通して脳に伝わる。(医学的にはもう少し複雑ではあるが、本稿は医学的な論文ではないことから詳しくは割愛する。)脳に伝わった信号は扁桃体に伝達され、情動となって現れる。その後、発現した情動は前頭前野に伝達され、情動に対する意識的認知などの高次な処理が行われる。これが感情・感性である。情動と感情・感性は似て非なるものである。ここでは議論しないが、詳しくは文献(9)などを参考にされたい。

満倉靖恵 慶應義塾大学理工学部

E-mail mitsukura@sd.keio.ac.jp

Yasue MITSUKURA, Nonmember (Faculty of Engineering, Keio University Yokohama-shi, 223-8522 Japan).

電子情報通信学会 基礎・境界サイエンス

Fundamentals Review Vol.13 No.3 pp.180-186 2020年1月

©電子情報通信学会 2020

### 3. 感性・emotion・sensitivity など

感性は海外に行っても感性 (KANSEI) というワードで通用する。emotion, sensitivity などの言葉も存在する中で感性は KANSEI である。これは emotion や sensitivity が先天的に遺伝などによる生まれ持った特徴を示しているのに対して、KANSEI は後天的に文化やライフスタイルによって変化し、獲得されるものであるからである。このような理由で上記は完全に別物として扱われる場合が少なくない。筆者らが扱うのはあくまでもこの感性であり、ある刺激に対する人の感じ方を捉えるものである。ではこの感性は動物にはあるのか？

この疑問に対する筆者の答えは NO である。世の中にはパウリングル、ニューリングルなる商品があり (株) タカラ (当時) が発売)、これによると犬や猫の気持ちが分かると言われている。しかし、犬や猫の気持ちは当然ながら話が聞けないので分からない。合っているかもしれないが間違っている可能性も十分にある。筆者は否定するつもりは全くなく、観察的研究によってその鳴き声と行動をマッチングさせてタグ付けを行い、鳴き声から気持ちを分類させる、この手法であれば十分な情報量があれば有意な差として鳴き声だけで分類も可能かもしれない。ただし、それを“気持ち”を含む感情と言えるかどうかは別であると考えている。情動の方が正しいかもしれないと考えている。感情・感性と情動の違いに関する議論は先述のとおりここでは触れないが、興味があれば動物実験を行った文献なども参考にされたい<sup>(10)</sup>。

### 4. 脳波計測

脳を計測するための装置は数多く存在し、その用途や使用目的も異なっている。例えば、機能的核磁気共鳴断層画像法 (fMRI: functional Magnetic Resonance Imaging) は血流変化を可視化する装置で、病院などで認知症や腫瘍などの疾患を診断する装置として使われる<sup>(11)</sup>。また、最近では夢の可視化を試みる研究もある<sup>(12)</sup>。

脳磁図 (MEG: Magnetoencephalogram) はニューロンの動きによって生じる磁界を捉えて可視化する装置であり、てんかん患者のてんかん発生部位の特定に代表されるように、発生源部位の特定などに使われている<sup>(13)</sup>。位置特定精度は高く、臨床・研究両分野において幅広く使用されている。しかしながら、測定までに時間が掛かり、容易ではない。

NIRStation (島津製作所) や光トポグラフィ (日立製作所) に代表される NIRS (Near Infra-Red Spectroscopy) 脳計測装置は脳の血中酸素濃度の変化度合いを見ることで活性度合いを調べ、反応を見る装置である。NIRS 脳計測装置を用いて鬱状態などを計測する研究も行われている一方で、血中酸素濃度の移り変わりの時定数が大きいため、どの時刻における変化反応であるかを特定することが難しい。

脳波計測は侵襲的脳波計測と非侵襲的脳波計測に分けられている。侵襲的脳波計測はいわゆる電極を脳に直接的に刺す

方法で、刺激に対する即応性が高く、海外では実際の人でリハビリテーションや筋萎縮性側索硬化症 (ALS) 患者の治療などにも役立っている。しかしながら、直接電極を脳に刺すため、日本では倫理的な問題も多く残っている。

一方で非侵襲的脳波計測は脳の頭皮表面上から得られる電圧 ( $\mu\text{V}$ ) を計測する。非侵襲的脳波計測は侵襲的脳波計測と同じく即応性が高く、コストも他の装置と比べると安価である。また、非侵襲であるため、被験者への負担は軽いなどを含め総合的に考慮するとこの非侵襲的脳波計測が最も実用的である。このため、近年の脳研究の多くはこの非侵襲的脳波計測を用いることが多くなっている。これらの計測デバイスは目的や用途によって選ばれる必要がある。我々も脳について研究目的ごとに様々な方法で計測を行ってきたが、本稿では非侵襲的脳波計測を扱う。

#### 4.1 脳波の計測

脳波は頭に電極を取り付ければどこで計測してもよいわけではなく、その計測箇所は国際 10-20 法によって決定されている (図 1)。筆者らの研究の多くは国際 10-20 法に基づいた左前頭葉部の Fp1 箇所を計測箇所とした。Fp1 は人間の感情の変化に大きく影響していると言われていることが理由である。

#### 4.2 感情推定

脳波を用いた感情推定の方法は既に報告しているのでここでは詳細を割愛するが<sup>(6)~(8)</sup>、感情自体が曖昧な指標であり、正解を何にするか、つまり評価の方法が大きな問題である。筆者らはこれらに対してストレス状態であればコルチゾールの値、安心感であればオキシトシンの値などを取得し、医学的に根拠あるデータを基に指標の構築を行ってきた。このデータ取得は研究の中でも最もコストを掛けるべき要素の一つである。歳月掛けてデータを取得し、ようやく完成したのが感性アナライザ (2015, © 電通サイエンスジャム<sup>(14)</sup>) である。詳細は割愛するが、リアルタイムで雑音を推定・除去し、感情が取得できる装置である。医学的見地を取り入れ、ホルモンの解析も行える装置となっている。

#### 4.3 雑音問題

脳波は難しい、これは医学の専門家も口をそろえて言及する。その理由の一つとして、脳波は頭皮の下で筋肉・頭蓋骨・硬膜・くも膜・髄液の順に覆われており、その下の大脳皮質の動きを頭皮上で捉えているためである。大脳皮質ではミリボルトの単位で活動電位が生じているが、これが頭皮上ではマイクロボルトの単位に減衰する。脳波はこの微弱な電位を頭皮上で取得している。したがって、頭髮に覆われる頭皮上の電位を雑音なく取得するのは難しい。また、頭髮だけでなく瞬きや体動によっても脳波が受ける影響は大きく、そ

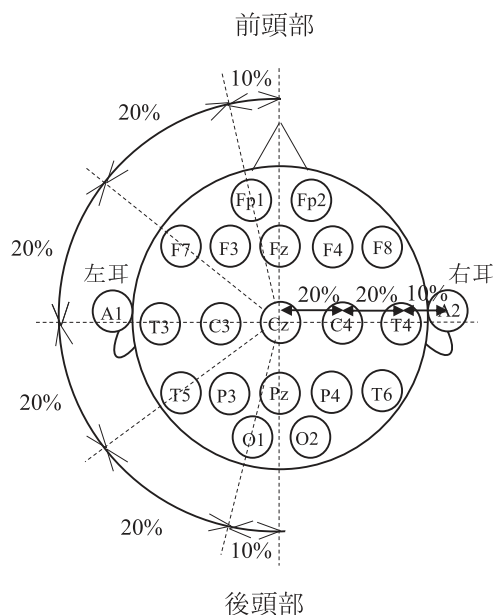


図1 国際10-20法



図2 脳波と視線の動きの同時計測

の処理の難しさ故に、医療現場で脳波を使用することに対する抵抗感が根強く残っている。雑音をしっかりと取り除けていることの証明は脳波を扱う上で大変重要である。近年、簡単に脳波を取得できる簡易脳波計測装置が市販されているが、それらのほとんどは雑音対策について考えられていない。少なくとも生のデータを取得できる装置であり、医療用と同時計測した際のSN比を取得した上で脳波であることを証明し、脳波として使用すべきであると考えている。

## 5. リアルタイム感情推定を用いた応用例

まずは一例として視覚情報について考える。通常動画コンテンツを見る際には五感のうち、視覚・聴覚が大部分を占めて脳の中で処理され、それに対する評価が感情として前頭前野に現れる。視覚情報が入ると脳の後頭野にその視覚に対する反応が検出される。同様に視覚情報は側頭野に反応が現れる。しかしこれらに対する評価、つまり感情に関しては数ms後に前頭前野に現れる。したがって、前頭前野Fp1箇所動画コンテンツに対する気持ち・感情が評価できる。以下に一例を示す。

### 5.1 メニューブック開発のための人の意思決定までに重要な感情の解析

ここで紹介する例は脳波計測と視線の動きを同時に計測し、注目点の感情分析をリアルタイムで行うものである。脳波と視線の動きの同時計測シーンを図2に示す。また、脳波と視線の動きの同時計測による評価用メニューブックの例を図3に示す。

実験の流れは以下のとおりである。

手順1：脳波・視線の動きの計測器の装着（同期取得並び



図3 実験に用いたメニューブック

に調整)

手順2：来店後の着席シーンから計測開始

手順3：ビデオ撮影開始

手順4：普段どおりにメニュー閲覧・メニュー選択

手順5：決定後飲食

手順6：終了

これらの手順は（計測器を装着する以外は）極めて自然であり、被験者が自由にできることも実験の特徴である。実験時間が人によって異なることは重要であり、自由閲覧時に閲覧している時間もメニューを決定するための要因であると考えている。被験者は25歳以上（学生は除く）24名であり、これらの被験者は性別と利用頻度に分けた際に全て同じ人数となるようにしている。内訳は男性で当該チェーン店の利用頻度が高い人・低い人、女性で利用頻度が高い人・低い人がそれぞれ6名ずつになるようにリクルートしている。

得られたデータを解析した結果を図4に示す。

どんなシーンでどんな感情であったか記録されている。

また少し見づらいが、図5は視線の動きからの情報と脳波から得られる感性によって、見ている箇所とそのときの感情を示している。図の丸印は青がストレス、オレンジが興味、赤が好きを示している。

この結果は全体の平均である。男女別、使用頻度の高い人・低い人別、年齢層別に分けたものもあるが、誌面の都合上割愛する。これらを全て解析して得られた知見は以下のとおりである。

(1) 注文時の感性の動きについて。注文するメニューを



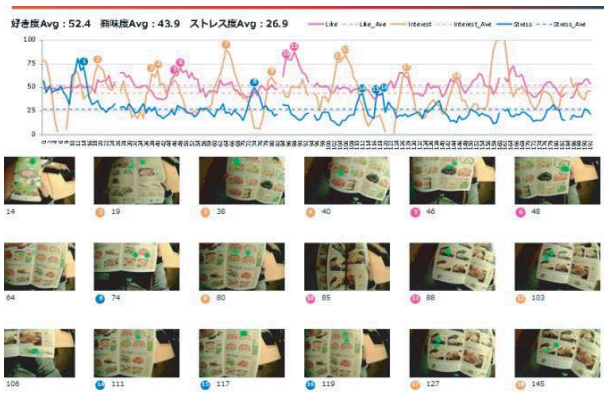


図4 メニュー閲覧実験結果



図6 各項目でじっくり見た人の割合



図5 視線の動きから得られる情報と感性の情報の可視化結果 (全体の平均)

見たときに興味・好きのいずれかの指標が大きく上がる。

- (2) 男女別の傾向で、男性は注文したいページのみをよく見ているが、女性は全体を見る。
- (3) 利用頻度が高い人は細かい情報をよく見るが、頻度の低い人は浅く広く見る。
- (4) 食べたいと感じた食品に大きくストレスが上がる場面があったが、これについてはカロリーが気になって注文したいが悩んだ、という結果も出ている。

図6は各項目においてじっくり見た人の割合を示している。これらを解析することは、より見られる、選ばれる新しいメニューブックを作成するための知見となっている。上記は単に完成している感性アナライザを用いた応用であるが、次に示すのは脳波から脳内で音として検知している耳鳴りが検出できるか、について研究した例である。

## 5.2 脳波を用いた耳鳴りの有無及び耳鳴りの重症度の判定

本実験では、慶應義塾大学医学部倫理委員会承認の下、耳鳴り患者と健常者の脳波計測及び耳鳴りに対する苦痛度のア

ンケート調査（耳鳴り患者のみ）を行った。本実験の被験者は耳鳴り患者 54 名（男性 31 名，女性 23 名，平均年齢  $60.4 \pm 11.1$  歳）及び健常者 44 名（男性 24 名，女性 20 名，平均年齢  $60.3 \pm 10.3$  歳）とした。以下に実験の詳細を説明する。各被験者は、着座安静閉眼状態で脳波計測を行い、脳波計測時間は 30 秒間で各被験者 2 回計測を行った。

脳波計測後、耳鳴り患者のみに耳鳴りに対する苦痛度のアンケート調査を行った。本実験では Tinnitus Handicap Inventory (THI) を使用した。THI は日常生活での耳鳴りに対する苦痛度を調べる評価手法である。25 項目の質問があり、それぞれの質問に対して 0, 2, 4 の 3 段階評価で判定を行い、0 から 100 のスケールで苦痛度を評価する。THI のスコアによって苦痛度は苦痛なし、軽度、中等度、重度の 4 段階に分類される。アンケートの結果、段階ごとの耳鳴り患者数はそれぞれ 9, 11, 14, 20 名であった（表 1）。

### 5.2.1 解析

脳波データには先にも述べたとおり、筋電や交流電源などの雑音が混入してしまうため、フィルタリングを行った。また、人によって大きさが異なるため、被験者間における比較を可能にするために正規化を行った。これらの処理により被験者ごとに正規化された振幅スペクトルの平均値と標準偏差を算出し、解析に使用した。

耳鳴り患者と健常者、苦痛度によって分けられた耳鳴り患者の脳波データにおける差異の有無を検証するために有意差検定を行った。有意差検定とは設定した仮説が正しいか否かを検定する手法である。本研究では両側 2 標本  $t$  検定を適用した。前処理で求めた平均振幅スペクトルに対して周波数ごとに有意差検定を行った。有意差の有無を確認するために検定統計量  $t$  と  $p$  値を算出する。検定統計量  $t$  は以下の式で算出した。

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \quad (1)$$

ここで、 $\bar{X}_1$  と  $\bar{X}_2$ 、 $s_1$  と  $s_2$ 、 $n_1$  と  $n_2$  は各標本のデータの平均値、標準偏差、データ数である。 $p$  値は  $t$  値と確率密度関数、 $x$  軸で囲まれる面積に当たる。この値が有意水準より小さければ 2 標本間に差異が存在すると判定される。本研究

表1 THIスコアと苦痛度

THIスコア	苦痛度の段階	被験者(名)
0~16	苦痛なし	9
18~36	軽度	11
38~56	中等度	14
58~100	重度	20

ではクラス分類を行う際に使用する特徴量の選択に検定で差異があると判定された周波数を使用した。また、差異が見られなかった周波数の中でも  $p$  値が小さい周波数の中から幾つかを使用した。

### 5.2.2 クラス分類

本研究では健常者及び耳鳴り患者の多クラス分類を行う。耳鳴り患者は表1で示されている THI スコアでラベル付けを行い、脳波を用いて健常者及び耳鳴り患者の5クラス分類と耳鳴り患者のみの4クラス分類を行った。以下に多クラス分類の手法とその評価法を説明する。

### 5.2.3 多クラス分類

本研究では多クラス分類の方法として多段階の2クラス分類を用いる。 $k$  個のクラス ( $i=1, \dots, k$ ) があつた場合、あるクラス  $i$  なら1を、そのほかのクラスなら0を識別する2クラス分類を行い、クラス  $i$  を決定する。次に残りの  $k-1$  個のクラスで同様のクラス分類を行う。これを  $k-1$  回繰り返し行い、1クラスずつ分類することによって多クラスに分類する手法である。2クラス分類の手法には Support Vector Machine (SVM) を用いる。SVM とはクラス間のマージンを最大化するように識別面を決定する分類手法である。この手法は線形分離不可能な場合、データを高次元に写像し識別面を定めるため、高い識別性能を持つと考えられている。本研究では SVM を用いて多段階の2クラス分類を行い、多クラス分類を行う。

### 5.2.4 Leave-one-subject-out Cross-validation

クラス分類を行う際、データは学習データと評価データに分けられる。学習データは識別器の学習に使用され、評価データは識別器の評価に使用される。学習データが少ない場合、良い識別器の作成が困難になり、評価データが少ない場合、識別性能を正確に評価することが難しくなる。この問題を解決するために本研究では交差検証を用いる。交差検証はデータを  $n$  分割し、 $(n-1)/n$  を学習データ、 $1/n$  のデータを評価データに割り当て、識別率を算出する。全てのデータが一度は評価データになるように  $n$  回繰り返し、その識別率の平均値を最終的な識別率とする。

本研究では交差検証の中でも Leave-one-subject-out Cross-validation を用いる。この手法では、一人の被験者を評価データ、その他の被験者を学習データとして扱う。また、本研究では多クラス分類を行うため、識別器が5クラス分類の

表2 2クラス分類の順序

[i]	健常者⇒苦痛なし⇒軽度⇒中等度⇒重度
[ii]	健常者⇒重度⇒苦痛なし⇒軽度⇒中等度
[iii]	健常者⇒重度⇒中等度⇒軽度⇒苦痛なし

場合は四つ、4クラス分類の場合は三つ必要となる。クラス分類の順序として、まず、それぞれの識別器の識別率が最大となる特徴量及びパラメータを決定する。その後、1名の被験者を評価データ、それ以外を学習データとして、多クラス分類を行う。これを被験者全員が評価データとなるように繰り返し行い、識別率を算出する。

ここで、多段階の2クラス分類を行う場合、どのクラスから識別をするかが問題である。本研究ではまず健常者と耳鳴り患者を分類し健常者を決定した後、耳鳴り患者の4クラス分類では3種類の順番でクラス分類を行った(表2)。

## 5.3 結果と考察

健常者及び耳鳴り患者の脳波の平均振幅スペクトルにおいて有意差検定を行ったところ、有意水準10%で12, 13, 14 Hz に有意差が確認された。更に厳しく有意水準5%で行った場合13, 14 Hz に有意差が確認された。また苦痛度が中等度以下と重度の耳鳴り患者の脳波の平均振幅スペクトルにおいて有意差検定を行ったところ、8, 9 Hz に有意差が確認された(有意水準5%)。

次に表3に表2で示した3種類の多段階の2クラス分類に用いるそれぞれの識別器の特徴量及びその特徴量を用いた際の識別率、適合率を示す。ここで適合率とは2クラス分類の1クラスの正解率を示す。また表3における識別器1とは耳鳴り患者と健常者を識別し、健常者を決定する識別器であり、同様に識別器2~4とは表2で示しているクラスを決定する識別器である。

表3から健常者と耳鳴り患者は13, 14 Hz の振幅スペクトルを用いて73%の識別率で分類できることが分かった。また、耳鳴り患者の識別において [i], [ii] の場合、それぞれ80%前後の識別率が得られた。また、使用した特徴量として9, 21, 22 Hz が共通して現れていることが分かった。

ここで、耳鳴りの有無が13, 14 Hz に現れ、耳鳴りに対する苦痛度の違いが9, 21, 22 Hz に現れることについて考察する。耳に音が入ってくると内耳で電気信号に変換され、聴覚神経を通じて視床に、その後、側頭葉の聴覚野に伝えられる。聴覚野では音の高さ、大きさ、リズムなどの情報を処理する働きを持つ。その後、聴覚情報が前頭前野に伝えられる。前頭前野は音の検出、識別、作業記憶と関連し<sup>(8)</sup>、感情や音刺激に対する感じ方の判断を行うことが明らかとなっている<sup>(9)</sup>。そのため側頭葉から聴覚情報が前頭前野に入力され、前頭前野では音を知覚し、その音に対して評価していると考えられる。以上から、側頭葉から前頭前野へ聴覚情報が入力され、音を知覚することによって13, 14 Hz が変化し、

表3 各識別器作成に用いた特徴量及び識別器の識別率、適合率

識別器	[i] 健常者, なし, 軽度, 中等度, 重度				[ii] 健常者, 重度, なし, 軽度, 中等度				[iii] 健常者, 重度, 中等度, 軽度, なし			
	特徴量 (Hz)	識別率 (%)	適合率 (%)		特徴量 (Hz)	識別率 (%)	適合率 (%)		特徴量 (Hz)	識別率 (%)	適合率 (%)	
			1	他			1	他			1	他
1	13, 14	73.5	63.6	81.5	13, 14	73.5	63.6	81.5	13, 14	73.5	63.6	81.5
2	9	85.2	33.3	95.6	8, 9, 11, 20, 21	79.6	85.3	70.0	8, 9, 11, 20, 21	79.6	85.3	70.0
3	9, 11, 21, 22	82.2	90.9	79.4	9, 15, 16, 21, 22	79.4	44.4	92.0	9, 22	73.5	80.0	64.3
4	9, 21, 22	79.4	78.6	80.0	9, 21, 22	84.0	81.8	85.7	9	75.0	66.7	81.8

表4 多クラス分類の識別率

	識別率 (%)	
	5クラス	4クラス
[i] 健常者, なし, 軽度, 中等, 重度	56.1	61.1
[ii] 健常者, 重度, なし, 軽度, 中等	56.1	61.1
[iii] 健常者, 重度, 中等, 軽度, なし	46.9	48.1

またその音を苦痛と感じるかによって9, 21, 22 Hzに違いが出ているのではないかと考えられる。しかし、耳鳴りは発生原因や音の発生個所が様々であり、原因も分かっていないものも存在する。そのため体の外から入力される音と伝達のされ方が異なる可能性もある。

表3の識別器を用いて多クラス分類を行った結果を表4に示す。表4から分かるように、健常者と耳鳴り患者及び耳鳴り患者間の多クラス分類を行った結果、約60%の識別率が得られた。また、5クラス分類及び4クラス分類において最大の識別率が得られた場合(表4太字)の被験者の真のクラスと、割り当てられたクラスの内訳を表5, 6, 7に示す。5クラス分類の内訳は表5に、4クラス分類の内訳は同じ識別率(61.1%)が二つ存在したため、表6, 7に示す。この結果から健常者、軽度、中等度、重度の耳鳴り患者については比較的高い正解率が得られているが、苦痛なしの耳鳴り患者の正解率が非常に低くなっていることが分かる。この原因として、苦痛なしの被験者数が少ないことが挙げられる。苦痛なしとその他の耳鳴り患者を比較する場合、人数比が1:5と偏ってしまう。そのため、適切な特徴抽出ができていなかった可能性が考えられる。また、今回用いた多段階の2クラス分類は前の識別器の影響を受けるため、後半に識別するクラスの識別率が低くなることが考えられる。表5を見てみると、最初の識別で耳鳴り患者54名中10名が健常者と誤識別されてしまっている。また健常者と耳鳴り患者の識別率は表3において73.5%と他の識別器と比較して識別率が一番低く、健常者の正解率が60%程度である。そのため、まず耳鳴り患者と健常者の識別率の向上が必要だと考えられる。

この研究の目的は前頭前野における脳波を用いた耳鳴り患者と健常者の分類及び苦痛度の段階識別であった。耳鳴りという脳が聞こえていると感じる音を脳波で検知できるかどうかを探る研究はこれまで行われていなかった。耳鳴り患者54名、健常者44名の脳波計測及び耳鳴り患者に対して苦痛

表5 5クラス分類の被験者内訳

		分類されたクラス				
		健常者	耳鳴り患者			
			なし	軽度	中等	重度
真 ク ラ ス	健常者	28	16			
	なし	2	3	4		
	軽度	4	1	6	0	
	中等	0	1	1	10	2
	重度	4	0	3	3	10
識別率 (%)		63.6	33.3	54.5	71.4	50.0

表6 4クラス分類の被験者内訳 (1)

		分類されたクラス			
		なし	軽度	中等	重度
真 ク ラ ス	なし	4	5		0
	軽度	2	7	1	1
	中等	1	1	9	3
	重度	7			13
	識別率 (%)		44.4	63.6	64.3

表7 4クラス分類の被験者内訳 (2)

		分類されたクラス			
		なし	軽度	中等	重度
真 ク ラ ス	なし	3	6		
	軽度	1	9	1	
	中等	1	3	8	2
	重度	0	4	3	13
	識別率 (%)		33.3	81.8	57.1

度のアンケート調査を行い、得られた脳波データに対して前処理、有意差検定、クラス分類を行った。その結果、耳鳴り患者と健常者においては13, 14 Hzのスペクトルを用いて73%で識別が可能であり、耳鳴りに対する苦痛度が9, 21, 22 Hzに関係していることが分かった。また、脳波によって苦痛度の段階識別が約60%の識別率で可能であることが分かった。ただし、この研究を実際の臨床で使用するためにはもう少し精度を上げるべきであると考えている。

以上視覚情報と聴覚情報から入力された刺激に対する脳波の反応からそのときの感情・感性を取得し、応用する方法について紹介した。



## 6. おわりに

様々な分野において人間の感性を考慮したものづくり・製品開発が行われている中で、感情や感性をどのように読み取るべきか、読み取れたとしてもその妥当性や再現性はどうか評価していいか、などが課題となっていた中で、脳波を用いて感性をリアルタイムに取得できる方法を紹介し、その妥当性の評価・再現性についての課題を解決する方法を述べた。更には実際にリアルタイムで脳波を計測し、感性を取得できる装置“感性アナライザ”として世の中に出すことで、製品開発に応用した実例を紹介した。また、感覚器に入力された刺激に対して感情として出てくるプロセスを解析するだけではなく、入力が外部ではなく脳内あるいは身体の中で起こっている現象（本稿では耳鳴り）を脳波から検知できるかについての研究結果も紹介した。脳波を用いた感性取得の研究は正解が得難いが、本稿で紹介した手法は通常用いられるようなアンケートで正解を導く方法ではなく、コルチゾールなどホルモン変動を計測することで正解とするため、その有用性を客観的な感情・感性変化として捉えることが可能であると考えている。現在は筆者自身が医学的分野の研究がメインであるため、今後はこの感情・感性の生じる仕組みなどを生理学的分野・医学的分野・工学的分野から解明していく予定である。

## 文 献

- (1) K. Ozawa, Y. Chujo, Y. Suzuki, and T. Sone, "Contents which yield high auditory-presence in sound reproduction," *Kansei Engineering International*, vol. 3, no. 4, pp. 25-30, 2002.
- (2) Y. Kinoshita, K. Fukue, and K. Ozawa, "Development of Kansei estimation models for the sense of presence," *Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, pp. 3280-3285, 2011.
- (3) K. Takahashi, H. Fukai, and Y. Mitsukura, "Facial expression

estimation using simplified head model based on particle filtering," *international workshop on advanced motion control*, pp. 173-178, 2010.

- (4) S. Shojaeilangari and W.-Y. Yau, "Robust representation and recognition of facial emotions using extreme sparse learning," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 24, no. 7, pp. 2140-2152, July 2015.
- (5) B. R. Nhan and T. Chau, "Classifying affective states using thermal infrared imaging of the human face," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 4, pp. 979-987, April 2010.
- (6) 満倉靖恵, "脳波による感性アナライジング," *電学誌*, 136, no. 10, pp. 687-690, 2016.
- (7) 満倉靖恵, "生体信号のユビキタスセンシングと意味抽出および実利用化," *計測と制御*, vol. 53, no. 7, pp. 605-610, 2014.
- (8) 満倉靖恵, 関研一, 井上全人, 森田小百合, 西村秀和, "感性をリアルタイムで測り製品に生かす試み("デライト"を科学する)," *設計工学*, vol. 52, no. 7, pp. 434-438, July 2017.
- (9) J. E. LeDoux, *The Emotional Brain*, Simon and Schuster, 1996.
- (10) 満倉靖恵, 他 8 名, "情動と脳神経科学人とマウスの脳波・生体信号の違いを理解し情動と関連付ける," 平 29 電学電子・情報・システム部門大, MC2-4, sept. 2017.
- (11) 山口修平, 小野田慶一, "[安静時機能的 WRI による認知症早期診断]," *高次脳機能研究*, vol. 34, no. 1 pp. 9-16, 2014.
- (12) 堀川友慈, 神谷之康, "脳活動から探る夢の内容," *Brain and NERVE*, vol. 66, no. 4, pp. 461-469, 2014.
- (13) 金子 裕, 高倉公明, "MEG によるてんかんの検査," *Brain and NERVE*, vol. 44, no. 4 pp. 307-321, 1992.
- (14) <http://www.dentsciencejam.com> (2019.2.22 アクセス)

(SIP 研究会提案, 2019 年 3 月 21 日受付)

## 満倉靖恵

1999-04 徳島大・工・知能情報・助手, 2002-01 岡山大専任講師, 2005 東京農工大・助教授, 2011-04 慶大・理工・准教授, 2018-04 同教授, 現在に至る。生体信号処理, 脳神経科学, 精神神経科学などの研究に従事, IEEE, 電気学会, 高次脳機能障害学会, 神経心理学会, 日本生理学会, 計測自動制御学会, 日本呼吸器学会などの各正会員。