

# 医学的エビデンスに基づく新たな感情推定モデルの提案

加藤徹洋<sup>1</sup> 長谷川渉<sup>1</sup> 村下君孝<sup>1</sup>

**概要:** 人の状態に応じて活動・成長を支援するためには、その人のそのときの感情を把握し、感情に合わせた対応を行う必要がある。しかし、人の感情は目に見えるものではないため、定量的に把握することが困難である。近年、Russel 円環モデルの二軸を生体センサの信号に基づいて推定することで、人の感情を可視化する技術が報告されている。そこで本稿では、さらなる感情推定精度向上を目的に、医学的に実証されている感情の発生メカニズムに基づき、感情を推定可能な生体信号を特定し、特定した生体信号に基づく新たな感情推定モデルを提案する。従来の Russel 円環モデルによる感情推定モデルと比較して、約 20%の精度向上を確認した。

## 1. はじめに

ICT の進展に伴い、車の乗員に対し、その人の感情や周囲の状況とクラウドサーバーに蓄積されている様々な情報（交通・天気・趣味嗜好など）を組み合わせることで、その人のその状況に応じたサービスを提供することが期待されている。例えば、渋滞でイライラしている時には多少回り道になっても渋滞なく走ることが可能な迂回路を提案、退屈な時には普段聞いて盛り上がる曲を提案、到着時刻に対する不安や焦りを感じている時には深呼吸を提案し前方車間距離や法定速度の遵守を普段以上にサポートし交通事故を未然に防ぐ、サービスなどである。

そのためには、その人のそのときの感情を把握することが重要である。しかし、人の感情は目に見えるものではないため、定量的に把握することが困難である。近年、Russel 円環モデルの二軸を生体センサの信号に基づいて推定することで、人の感情を推定する技術が報告されている。本稿では、さらなる感情推定精度向上を目的に、医学的に実証されている感情の発生メカニズムに基づき、感情を推定可能な生体信号を特定し、特定した生体信号に基づく新たな感情推定モデルを提案する。

## 2. 従来研究

従来の感情推定モデルとして、Russel 円環モデル[1] (図 1)、という心理学モデルがある。このモデルは、縦軸 Activation-Deactivation、横軸 Pleasant-Unpleasant、からなる二軸平面上に人間の全ての感情は配置されるというもので、楽しい、リラックス、悲しみ、退屈、怒りなどの感情が円環上に配置される。

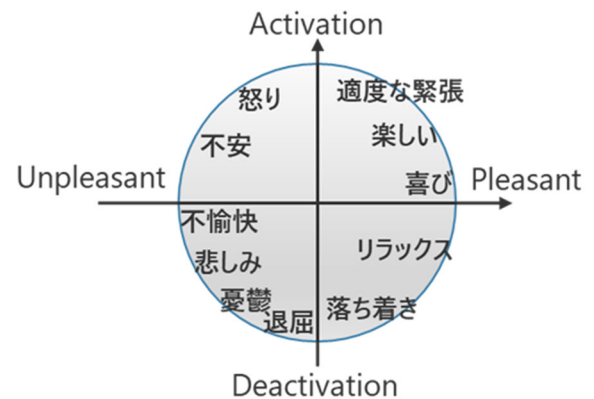


図 1. Russel 円環モデル

これまでに、この Russel 円環モデルの二軸の値を脳波センサや心拍センサなどの生体信号から算出して感情を推定する方式は提案されている。脳波センサのみから二軸の値を推定する方式[2]、心拍センサのみから二軸の値を推定する方式[3]、脳波センサと心拍センサから各軸の値を推定する方式[4]などがある。従来研究の中でも脳波センサと心拍センサの 2 つのセンサを利用することで精度向上を目指した方式の性能検証を実施した。

### 2.1 性能検証方法

悲しみ、楽しい、憂鬱、リラックスなど様々な感情への喚起が期待できる被験者の嗜好を考慮した、各 1 時間程度の映像刺激 (データ 1~データ 6) を事前に用意し、この映像刺激を被験者に与え、感情の推定値と事後アンケートの結果 (真値) との比較を実施し、感情推定率を算出した。図 2 にデータ 2 の映像刺激例を示す。



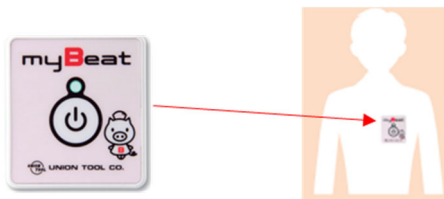
図 2. データ 2 の映像刺激例

<sup>1</sup> (株)デンソーテン  
DENSO TEN Limited



出典：NeuroSky 社サイト

図 3. 脳波センサ MindWaveMobile2



出典：ユニオンツール社サイト

図 4. 心拍センサ WHS-1

ここで、Russel 円環モデルの二軸の値はそれぞれ以下の方法で算出し感情を推定した。

#### 縦軸(Activation-Deactivation)

使用センサ：脳波センサ

(NeuroSky 社製 MindWaveMobile2、図 3)

算出方法： $\alpha$  波と  $\beta$  波のパワースペクトルの比率[5]

#### 横軸 (Pleasant-Unpleasant)

使用センサ：心拍センサ

(ユニオンツール社製 WHS-1、図 4)

算出方法：LF 成分の揺らぎ[3]

また、生体信号は個人毎・環境毎に特性が異なるため、キャリブレーションを実施し軸位置 (図 5) を決める必要であるが、今回はキャリブレーション誤差を排除するため、事後アンケートの結果 (真値) と推定値が最も一致する軸位置をデータ毎に特定して検証を実施した。

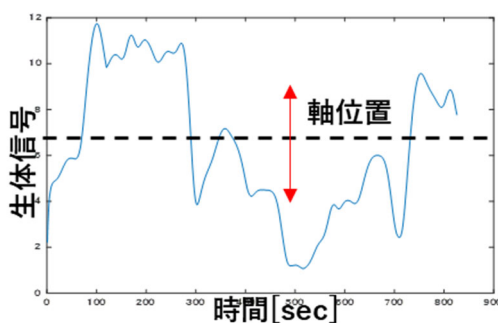


図 5. 軸位置

表 1. 従来方式の感情推定率

被験者	データ	評価感情数	感情推定率
A1	データ1	6	71.3%
	データ2	5	49.3%
	データ3	8	57.5%
	データ4	7	59.4%
A5	データ5	10	71.8%
	データ6	10	51.2%
平均			61.4%

## 2.2 検証結果

被験者 A1 にデータ 1～データ 4 を、被験者 A2 にデータ 5、データ 6 を見せたときの感情推定率を表 1 に示す。データ間でバラつきはあるものの平均 61.4%の精度に留まった。適用サービス毎に要求性能は異なるものの、最低 80%程度を実現できれば適用先が広がると考え、感情推定率 80%以上を目標に新たな感情推定モデルを開発する。

## 3. 開発技術

### 3.1 仮説立案および解決アプローチ

Russel 円環モデルの二軸の値を脳波、心拍から推定する従来手法の推定性能が低い原因として、我々は、

- ・心理学に基づいて定義した Russel 円環モデルの軸と、身体の動きである脳や心臓の生体信号、との間の整合性が低いのではないか

- ・生体信号に基づいて軸の値を決めた場合、感情は心理学に基づいて配置するのではなく、感情と身体の動きに基づいて配置されるのではないか

という 2 つの仮説を立てた。そこで、

①医学的メカニズムに基づき、感情推定を可能にする生体信号を特定する

②特定した生体信号に基づき、軸の定義と感情位置の配置を行う

というアプローチで感情推定モデルを再構築した。

### 3.2 医学的メカニズムに基づく生体信号の特定

感情の発生に伴う身体内部の変動に着目し、医学的事実に基づき、感情推定を可能にする生体信号を特定する[6]。

まず、感情は、脳の中にある大脳旧皮質という場所で発生し、その活動は脳波に現れる。発生した感情は次に交感神経と副交感神経からなる自律神経を動かし、自律神経と繋がる心臓の動きにも影響を与え、心臓の心拍間隔も変わる。つまり、感情推定が可能な生体信号として脳波と心拍間隔の 2 つを特定できる。

しかしながら、脳波と心拍間隔にはそれぞれ

脳波：大脳旧皮質は脳の奥底にあるため、脳の表面付近の電位を拾いやすい脳波センサでは、全ての感情を脳波として観測できるわけではない

表 2. 脳波の帯域ごとの特徴

種別	周波数 (Hz)	特徴 (感情との関係など)
$\delta$	0.5~4	睡眠・入眠時に増加
$\theta$	4~8	睡眠・入眠時に増加
$\alpha$	8~13	リラックス時などに増加
$\beta$	13~30	怒り・楽しい時などに増加

心拍間隔：自律神経以外の要因でも変動する  
 という課題がある。そこでこれらの課題を、医学論文な  
 どのエビデンスを基に以下のアプローチで解決した。

### 3.2.1 脳波に現れる感情の特定[7]

大脳旧皮質で発生する感情のうち、リラックス、怒りな  
 どの一部の感情は脳の表層にある大脳新皮質も活性化し、  
 脳波に現れることが分かっている。脳波はその周波数によ  
 って $\alpha$ 波、 $\beta$ 波、 $\theta$ 波、 $\delta$ 波などに分けられる(表2)。  
 また、 $\alpha$ 波と $\beta$ 波の比率( $\beta/\alpha$ )は覚醒度合いを現す指標で  
 あることも知られている[5]。つまり、脳波から、リラッ  
 クス、怒りなど覚醒度合いに現れる感情を $\alpha$ 波と $\beta$ 波の比率  
 ( $\beta/\alpha$ )で指標化できることは医学的事実である。

### 3.2.2 心拍間隔の変動に影響を及ぼす要因の除外

自律神経以外に体動や呼吸も心拍間隔の変動へ影響を  
 及ぼす。運転時など着席した状況での利用を考えれば、体  
 動は限定でき、心拍間隔の変動へ影響を及ぼさない。一方、  
 呼吸は、人間が生きている限り止めることができず、心拍  
 間隔の変動から呼吸による影響を除外する必要がある。

そこで我々は、心拍間隔の波形を周波数解析して得られ  
 る低周波成分と高周波成分はそれぞれ自律神経の影響によ  
 って変動するが

低周波成分：呼吸の影響を受けにくい

高周波成分：呼吸の影響を受けやすい

という特徴があることに着目し([8])、この低周波成分を使  
 えば呼吸の影響を受けずに自律神経の変動を指標化でき  
 ると判断した。

### 3.3 医学的事実に基づく感情モデルの軸を定義

3.2にて述べたとおり、脳波から、リラックス、怒りなど  
 覚醒度合いに現れる感情を指標化できる。そこで我々は、  
 $\alpha$ 波と $\beta$ 波の比率で指標化できるものを覚醒軸(縦軸)と  
 した。上記以外の感情も覚醒軸の観点で区別したものを表  
 3に示す[9][10][11][12]。

表 3. 覚醒軸に基づく感情の区別

脳内の状況	感情種別 (縦軸での配置)	
大脳新皮質が活性化し、 $\beta$ 波が大きくなる	覚醒度高	楽しい・喜び
		怒り
		悲しみ
		憂鬱
		緊張
大脳新皮質が活性化し、 $\alpha$ 波が大きくなる	覚醒度低	不愉快
		不安、恐怖
		リラックス
		落ち着き

表 4. 自律神経の特徴

自律神経種別	特徴
交感神経	心身を活動に導く緊張・興奮の神経
副交感神経	心身を休息に導くリラックスの神経

表 5. 感情の強弱を現す軸に基づく感情の区別

自律神経の状況	感情種別 (横軸での配置)	
交感神経活性	強い感情	楽しい・喜び
		怒り
		不安、恐怖
		不愉快
		悲しみ
副交感神経活性	弱い感情	憂鬱
		退屈
		リラックス・落ち着き
		悲しみに泣く

同様に、心拍間隔から求まる低周波成分を使えば自律神  
 経の変動を指標化できる。自律神経とは交感神経と副交感  
 神経からなるもので、それぞれ表4に示す特徴がある[13]。

我々は、低周波成分から求まる自律神経の変動を、感情  
 の強弱を現す軸(横軸)とした。この感情の強弱を現す軸  
 の観点で感情を区別したものを表5に示す[14][15][16][17]。

### 3.4 医学的事実に基づく感情位置の配置(感情新モデルの提案)

覚醒軸(縦軸)、感情の強弱を現す軸(横軸)の2軸平面  
 上に、表3,表5に基づき各感情を配置したものが、我々の  
 提案する感情推定新モデルである(図6)。

Russel 円環モデル(図1)は、似たような感情が隣り合っ  
 て円環状に並んでいて、感覚的に非常に分かりやすく、多  
 くのメンタルトレーナーも利用している。例えば、従来モ  
 デルの第三象限には、不愉快・悲しみ・憂鬱・退屈といっ  
 たいかにも似た感情が同じ象限に配置されている。

一方、医学的事実に基づく新モデルでは、前記4つの感  
 情はそれぞれ異なる象限にバラバラに配置されることとな  
 り、Russel 円環モデルとは全く異なる並びになることが分  
 かる。

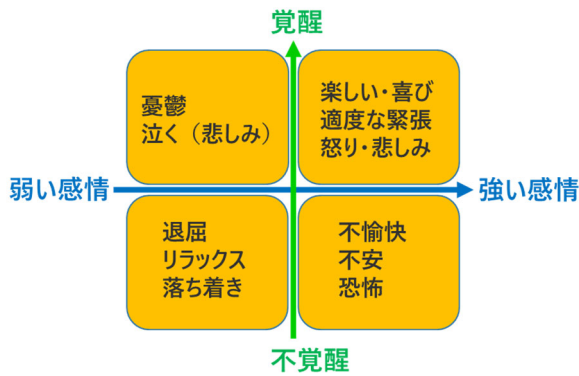


図 6. 感情推定新モデル

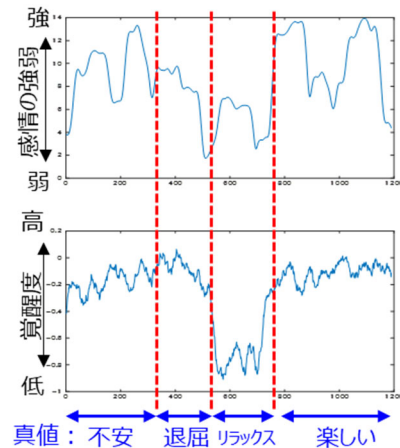


図 7. データ 2 の指標化結果

### 3.5 感情推定新モデルの性能検証および考察

新モデルの性能検証を実施した結果を表 6 に示す。実施条件は、従来モデル検証を実施した 2.1 と同じである。

新モデルを適用することで、感情推定率の平均値は、20% 以上も大幅に性能が向上した。

この結果より、『医学的事実に基づいて感情推定を可能にする生体信号を特定し、特定した生体信号に基づき軸の定義と感情位置の配置を行うことで構築した感情推定モデルを使えば、感情推定性能は向上する』という我々の仮説が正しいことが分かった。

一方、データ 2 およびデータ 3 では、従来モデルと比べ性能が殆ど変わらない。データ 2 の縦軸（覚醒軸）および横軸（感情の強弱を現す軸）の指標化結果を図 7 に示す。

データ 2 およびデータ 3 では、真値が『退屈』、というシーンの推定率が低いことが分かった。これは、我々が調査した中では『退屈』という感情と大脳活動との関係を述べた論文が無く、今回は Russel 円環モデルの配置をそのまま採用しており、これが原因の可能性が大きい。

表 6. 新モデルの性能検証結果

被験者	データ	評価感情数	感情推定率	
			従来モデル	新モデル
A1	データ1	6	71.3%	89.7%
	データ2	5	49.3%	57.2%
	データ3	8	57.5%	56.7%
	データ4	7	59.4%	85.9%
A5	データ5	10	71.8%	94.2%
	データ6	10	51.2%	91.7%
平均			61.4%	81.5%

### 3.6 『退屈』の再配置

我々は、『退屈』という感情を感じたとき、『視聴中の映像に関心を失い飽きてしまい、頭の中で色々なことを考えて気を紛らわせる』ということが起こり結果として覚醒しているのではないかと、この仮説を立てた。この仮説に従い『退屈』という感情を第三象限から第二象限へ再配置を行った（図 8）。性能検証結果は表 7 に示す。

『退屈』を再配置することで、データ 2、データ 3 の性能が向上し、感情推定率の平均値は 85% 以上となることを確認した。



図 8. 『退屈』の再配置

表 7. 『退屈』再配置後の性能検証結果

被験者	データ	評価感情数	感情推定率		
			従来モデル	新モデル	再配置
A1	データ1	6	71.3%	89.7%	89.7%
	データ2	5	49.3%	57.2%	84.1%
	データ3	8	57.5%	56.7%	64.5%
	データ4	7	59.4%	85.9%	85.9%
A5	データ5	10	71.8%	94.2%	94.2%
	データ6	10	51.2%	91.7%	91.7%
平均			61.4%	81.5%	85.1%

## 4. まとめ

本稿では、医学的に実証されている感情の発生メカニズムに基づき、感情を推定可能な生体信号として、脳波と心拍間隔を特定し、特定したこの生体信号に基づく新たな感情推定モデルを提案した。また、性能検証結果より、感情が生体信号の基となる臓器に与える医学的事実に基づく新モデルを適用することで、従来モデルに比べ大幅に性能を向上できる可能性を示した。

今後は、被験者数を増やした性能検証、およびキャリブレーション技術開発に取り組む。

## 参考文献

- [1] James A,Russell, "A Circumplex Model of Affect",Journal of Personality and Social Psychology,Vol.39,No.6,pp.1161-1178,1980
- [2] Yasue Mitsukura," EEG Signal Processing for Real Applications" ,Journal of Signal Processing,Vol.20,No.1,pp.1-7,2016
- [3] 早野純一郎," 生体信号による情動スペクトルの推定" ,科学技術振興機構新技術説明会(2017.10)
- [4] 池田悠平ほか," 生体情報を用いた感情の可視化による気づきの支援" ,情報処理学会,インタラクション 2017
- [5] 吉田幸二ほか," 簡易脳波計による学習状態の脳波の分析比較" , 電子情報通信学会技術研究報告.ET,教育工学 112(224),p.p.37-42(2012)
- [6] 時実利彦," 脳の話" ,岩波新書,1962
- [7] 大熊輝雄ほか," 臨床脳波学" , 医学書院,2016
- [8] 早野順一郎ほか," 心拍の揺らぎ そのメカニズムと意義" , 人工臓器 (一社)日本人工臓器学会 25 (5) 870 - 880 0300-0818 1996/10
- [9] Mirosław W, Jan K, Anton MLC, "Subjective mood estimation co-varies with spectral power EEG characteristics.", Acta Neurobiol Exp 68(2) : 180-192, 2008
- [10] Händel,B.F.,Haarmeier,T.,& Jensen,O ., "Alpha oscillations correlate with the successful inhibition of unattended stimuli", Journal of Cognitive Neuroscience,23,2494-2502(2011)
- [11] Marrufo M.V., " Temporal evolution of  $\alpha$  and  $\beta$  bands during visual spatial attention", Cognitive Brain Research , 2001
- [12] Jacobs GD, Benson H, Friedman R, "Topographic EEG mapping of the relaxation response", Biofeedback and Self Regulation.21(2):121-129,1996
- [13] David Robertson," ロバートソン自律神経学", エルゼビア・ジャパン株式会社, 2007
- [14] 大村優ほか," 縫線核セロニン神経による情動調節機構-不安と恐怖の神経回路を分離して理解する", 日薬理誌, pp.27-33(2017)
- [15] 定藤規弘ほか," 交感神経活動の脳内ネットワーク", 第 71 回日本自律神経学会総会, pp.76-79
- [16] 小牧宏一ほか," 経胸壁冠動脈ドプラエコー図を用いた精神的ストレスの冠血流に対する影響の検討", 埼玉県立大学紀要 5, pp.1-5
- [17] 三宅優ほか," 健康における笑いの効果の文献学的考察", 岡山大学医学部保健学科紀要 17, pp.1-8(2007)