

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

新事業推進本部 イノベーション創出センター 加藤 徹洋
新事業推進本部 イノベーション創出センター 村下 君孝

1. 取組背景

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のさまざまな情報（交通・天気・趣味嗜好など）を活用し、状況に応じたサービスを提供することが期待されています。例えば、車の乗員が渋滞でイライラしたり退屈したりしているときに、気分を紛らわせたり聞いて盛り上がる曲を提案するといったサービスです。そのためには、その人のそのときの感情の把握が重要ですが、一般的に現在使われている心理学に基づく感情推定モデル（以下、モデル）を利用した感情推定方式では、十分な性能とはいえません。

今回私たちは、感情推定性能の向上を目的に、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、その生体信号に基づく新たなモデルを開発しました。

2. 従来研究の課題明確化

2.1 従来研究の概要

従来のモデルとして、Russel 円環モデル¹⁾（図 1）があります。このモデルは縦軸と横軸の 2 軸平面上に人間の感情は配置されるという心理学に基づくモデルです。この 2 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が提案されています²⁾³⁾⁴⁾。今回、これら提案方式を組み合わせ、縦軸

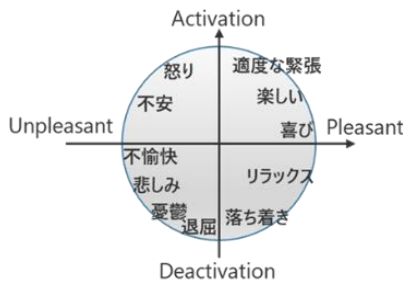


図 1 Russel 円環モデル

を脳波センサで、横軸を心拍センサで算出する感情推定方式を評価しました。

2.2 従来研究の性能検証方法

まず私たちは、楽しい、憂鬱、リラックスなどさまざま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 時間程度の複数の映像刺激（データ 1～データ 6）を被験者に与え、感情の推定値と事後アンケートの結果（以下、真値）とを比較し、一致率を感情推定率として算出しました。2 軸の値の算出方法および使用センサを表 1 に示します。また、生体信号は個人ごと・環境ごとに特性が異なるため、キャリブレーション（軸位置特定、図 2）が必要です。今回は、感情推定性能が最高性能となる軸位置を事後にデータごとに特定して検証を実施しました。

表 1 軸算出方法と使用センサ

	縦軸	横軸
使用センサ	脳波センサ Mindwave Mobile2 (NeuroSky 社製)  出典: NeuroSky 社サイト	心拍センサ WHS-1 (ユニオンツール社製)  出典: ユニオンツール社サイト
算出方法	α 波と β 波のパワースペクトル比[5]	LF成分の揺らぎ[3]

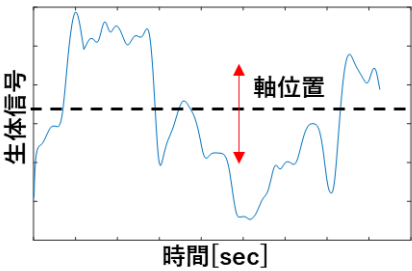


図 2 軸位置

2.3 従来研究の検証結果

被験者 A1 にデータ 1～データ 4 を、被験者 A5 にデータ 5、データ 6 を見せたときの感情推定率は、平均 61.4%の精度にとどまりました（表 2）。

適用サービスごとに要求性能は異なるものの、最低 80%を実現できれば適用先が広がると考え、感情推定率 80%以上を今回の目標値にしました。

表 2 従来方式の推定率

被験者	データ		感情推定率
		評価感情数	
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%

3. 工夫点・アピールポイント

3.1 仮説立案および解決アプローチ

従来方式の感情推定性能が低い原因として、次の二つの仮説を立てました。

- ・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

この仮説に対し、私たちは次の二つのアプローチでモデルを再構築しました。

- ・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
- ・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

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しました⁵⁾。

まず、感情は、脳の中にある大脳旧皮質で発生し、その活動は脳波に現れます。発生した感情は次に自律神経を動かし、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ります。つまり、感情推定が可能な生体信号として、脳波と心拍間隔の二つを特定できます。しかし、次の二つの課題があります。

- ・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
- ・心拍間隔は自律神経以外の要因でも変動する

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次の対応（1）、（2）で解決しました。

（1）脳波に現れる感情の特定⁶⁾

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、脳波に現れます。また、脳波はその周波数によってα波、β波、θ波、δ波などにわけられ（表 3）、α波とβ波の比率（β/α）は覚醒度合いを現す指標であることは医学的事実となります⁷⁾。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α波とβ波の比率（β/α）で指標化できます。

表 3 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）
δ	0.5～4	睡眠・入眠時に増加
θ	4～8	睡眠・入眠時に増加
α	8～13	リラックス時などに増加
β	13～30	怒り・楽しい時などに増加

（2）心拍間隔の変動に影響を及ぼす要因の除外

自律神経以外に呼吸も心拍間隔の変動へ影響を及ぼします。しかし、呼吸は人間が生きている限りやめることができず、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ります。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しますが、次の二つの特徴⁸⁾

- 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

に着目し、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ました。

3.3 医学的事実に基づくモデルの軸を定義

前記のとおり、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ます。そこで私たちは、α波とβ波の比率で指標化できるものを覚醒軸（縦軸）としました。上記以外の感情も覚醒軸の観点で区別したものを表4に示します⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾。

表 4 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、β波が大きくなる	覚醒	楽しい・喜び
		怒り
		悲しみ
		憂鬱
		緊張
大脳新皮質が活性化し、α波が大きくなる	不覚醒	不愉快
		不安、恐怖
		リラックス、落ち着き

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ます。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5に示す特徴があります¹³⁾。

表 5 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

私たちは、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、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6に示します¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾¹⁷⁾。

表 6 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
		悲しみ
		不愉快
		不安、恐怖
副交感神経活性	弱い感情	憂鬱
		退屈
		リラックス、落ち着き
		泣く（悲しみ）

3.4 医学的事実に基づく感情の配置

覚醒軸、感情の強弱を現す軸の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、我々の提案する新モデルです（図3）。

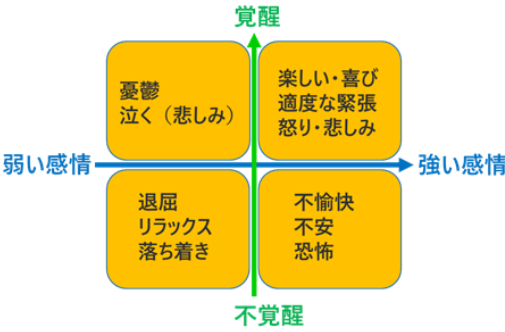


図 3 感情推定新モデル

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び、感覚的に非常に分かりやすく、例えば、第三象限には、不愉快・悲しみ・憂鬱・退屈のいかにも似た感情が同じ象限に配置されています。一方、新モデルでは、前記四つの感情はそれぞれ異なる象限にバラバラに配置され、Russel 円環モデルとは全く異なる並びです。

3.5 新モデルの性能検証

新モデルの性能検証を実施した結果を表7に示します。実施条件は、従来研究の性能検証と同じです。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ました。

表 7 新モデルの性能検証結果

被験者	データ	感情推定率		
		評価感情数	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%

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、その生体信号に基づき軸の定義と感情の配置を行うことで構築した新モデルを使えば、感情推定性能は向上する』という私たちの仮説が正しいことが分かりました。

4. まとめ・今後の展開

今回私たちは、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、この生体信号に基づく新たなモデルを提案しました。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ました。今後は、実用化に向けてさらに技術の完成度向上に取り組んでいきます。

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,インタラクシオン 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) Miroslaw 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 α and β 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, "縫線核セロト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)