

表情表出時の脳波及びfMRIデータ を利用した脳活動推定手法

渡邊朝子

目次

目次.....	2
第1章 研究概要.....	5
第2章 序論.....	7
2.1 研究背景.....	7
2.2 脳波基礎.....	9
2.3 fMRI基礎.....	10
2.3.1 MRIとは.....	10
2.3.2 fMRIとは.....	11
2.3.3 fMRIデータ.....	12
2.4 本研究の目的.....	13
2.5 本研究の計画.....	14
第3章 表情ピクトグラムを利用した表情表出実験（研究1）.....	15
3.1 緒言.....	15
3.2 実験方法.....	15
3.2.1 実験計画.....	15
3.2.2 計測方法.....	17
3.3 解析手法.....	19
3.3.1 バンドパスフィルター.....	20
3.3.2 フーリエ変換.....	20
3.3.3 Synchronization likelihood.....	22
3.3.4 時系列としてのSL.....	25
3.3.5 Brain functional connectivity network (BFCN).....	27
3.3.6 BFCNの密度ベクトル.....	28
3.3.7 参照ベクトル.....	30
3.3.8 RightnessとFrontnessの定義.....	32

3.3.9 BFCNの可視化.....	32
3.3.10 媒介中心性	34
3.3.11 統計解析.....	34
3.3.12 Szymkiewicz–Simpson coefficient	37
3.4 結果	40
3.4.1 BFCNの可視化結果	40
3.4.2 媒介中心性結果.....	47
3.5 考察	50
3.5.1 BFCNの可視化結果	50
3.5.2 媒介中心性結果.....	51
3.6 結言	53
第4章 人物の表情画像を利用した表情表出実験（研究2）	55
4.1 緒言	55
4.2 実験方法（研究2-1）	55
4.2.1 実験計画	55
4.2.2 計測方法	59
4.3 解析手法（研究2-1）.....	60
4.4 結果（研究2-1）	63
4.4.1 表情写真の自動判別結果.....	63
4.4.2 BFCNの可視化結果	65
4.4.3 媒介中心性結果.....	70
4.5 実験方法（研究2-2）	72
4.5.1 実験計画	72
4.5.2 計測方法	73
4.6 解析手法（研究2-2）.....	74
4.6.1 解析の流れ	74
4.6.2 前処理.....	74
4.6.3 被験者内解析	76

4.6.4 被験者間解析	78
4.6.5 関心領域解析	82
4.7 結果（研究2-2）	87
4.7.1 表情写真の自動判別結果	87
4.7.2 fMRIの活性部位推定結果	88
4.8 考察	106
4.8.1 表情写真の自動判別結果に関して	106
4.8.2 研究2-1に対する考察	106
4.8.3 研究2-2に対する考察	107
4.8.4 考察のまとめ	110
4.9 結言	111
第5章 結論	112
5.1 本研究のまとめ	112
5.2 今後の課題	113
謝辞	114
参考文献	115
補足資料	119
被験者情報	119
研究2で用いた提示映像の例	122
研究2の表情写真の解析結果	125
研究2-2の研究結果（ROI毎の活性）	128

第1章 研究概要

笑顔、怒り、悲哀などの表情表出は多くの身体的、心理的な影響を引き起こす。こうした考え方は身体化された感情 (embodied emotions [Glenberg, 2010; Goldman et al., 2009]) や表情フィードバック仮説 (facial feedback hypothesis [McIntosh, 1996; Adelman et al., 1989]) と呼ばれる。この考え方に基づいた臨床的な利用方法として、目的にあった表情をさせるといった手法が自閉症やうつ病などの表情欠落に関係のある様々な病気に対して行われている [Lee et al., 2020; Krstovska-Guerrero et al., 2013; Gehricke et al., 2000; Finzi et al., 2016]。このような知覚、認知、感情想起などの多くの脳機能が関連する表情表出は高次認知機能の一つであると言える。そのため、表情表出を臨床的に利用することはできても、表情表出に関する脳活動自体の理解はまだ不明瞭なままである。

そこで、本研究は無表情や感情表現を伴う様々な表情を認識、表出させる被験者実験2種類 (研究1及び2) を考案し、その際の脳活動を脳波 (EEG; electroencephalogram) 及びfMRI (functional magnetic resonance imaging) を用いて計測した。得られた脳波データ及びfMRIデータを解析することで表情に関する脳活動を考察する。そこで、脳波データについては本研究で構築した独自の解析方法を提案する。また、fMRIデータについては脳波では得られない詳細な脳部位の活動を確認する役割として解析に利用した。尚、被験者実験の一つは変動要因の少ない刺激として表情のピクトグラムを利用した表情表出タスク (研究1)、もう一つは実際の人物の表情画像を利用した表情表出タスク (研究2) を被験者に課した。研究2では被験者の各表情の写真を撮影し、その写真で表情の自動判別 [Octavio et al., 2017] を行なった。

脳波の解析では、synchronization likelihood (SL; 同期性尤度) を基にした脳ネットワーク (BFCN; brain functional connectivity network) を構築・評価する手法を提案した。SLとは、いくつかの周波数帯域の脳波から算出され、どのように脳内のニューロンがお互いに関係しあっているもしくは同期し合っているかを示すのに利用しやすい指標の一つである。SLのピークが短時間で重複する電極対は非常に関連の強い電極群であるとしてBFCNとしてまとめた。BFCNの評価として、独自指標である*Rightness*及び*Frontness*を算出し、脳活性部位を推定する図を作成した。また、媒介中心性 (betweenness centrality) を算出しその値を基に電極集合を抽出した。この電極集合を評価するためにSzymkiewicz-Simpson係数を導入した。これらの評価手法から表情に関する脳活動の考察を行なった。

fMRIの解析では、表情に関連して活性することが知られる脳部位について、表情の種類によって活性度合いに差がないかを調べた。

本研究を通して、被験者の表す表情はポジティブ及び中立な表情では意図した表情を表出できたが、ネガティブな表情は意図した表情を表出できていないことが分かった。それに伴って、ネガティブ表情表出における脳活動の類似性が見られた (研究2)。また、左右のポジティブ表情の違い、ポジティブ表情とネガティブ表情の違い、ポジティブ

表情間の類似性、ネガティブ表情間の類似性が確認できた（研究1）。fMRIの結果から、表情に関する脳部位は、本研究の実験タスクでも活性化した。特に、ネガティブ表情の表出に関して前頭部の左vPMC（ventral premotor cortex; 運動前野腹側部）と両IFG（inferior frontal gyrus; 下前頭回）が活性化し、表情表出一般で後頭部の右IPL（inferior parietal lobule; 下頭頂小葉）、両SPL（superior parietal lobule; 上頭頂小葉）及び両PCC（posterior cingulate cortex; 後帯状皮質）が活性化した。活性化したこれらの脳部位が十分な大きさを持てば、脳波の解析結果から脳部位の位置を推測できることも示唆された。

以上より、脳波及びfMRIを用いることで表情表出の種類による脳活動の違いが検出できた。特にポジティブな表情とネガティブな表情という大まかな違いは明確であったが、ポジティブ間及びネガティブ間では違いは検出できなかった。しかしながら感情を伴わない単純な表情の表出によって脳活動を変化させることができたということは、笑顔の表出を利用した治療や表情の模倣を意識的に行わせたトレーニングの効果を科学的に支持できたと考える。

第2章 序論

2.1 研究背景

近年、感情についての機能/発生/進化の研究が盛んに行われている[Burkitt, 2019; Dolcos et al., 2000; Suslow et al., 2010]。感情の研究は、コミュニケーション技術の向上や感情が欠落する症状を持つ疾患（自閉症、うつ病など）の理解、他の生物と人間の区別などを可能とするため非常に重要である。しかしながら、感情研究は感情自体に個体差があり、外からの客観的な観測が難しい。こうした状況で、Paul Ekmanらは世界中の人々の共通の特徴として感情的な表情を研究してきた。彼らが6つの基礎表情（幸せ、悲哀、恐れ、嫌悪、怒り、驚き）を定義した[Ekman, 1999]ことから、表情研究は科学的な研究領域となっていった。彼らの研究を発端として、表情知覚や表情認知といった多くの研究分野にも広がりを見せている。何人かの研究者は表情表出が感情体験に影響（e.g., 表情表出を制限されると自己申告の感情体験の強さが弱まる[Davis et al., 2010]）したり、感情的文の判断速度に影響（e.g., 幸せな表情を表出をするとネガティブな文よりもポジティブな文の判断が早まる [Havas et al., 2007]）したりすることを発見している。また、笑顔を強調するためにペンを歯で咥えた状態、笑顔を阻害するためにペンを唇で咥えた状態で行う研究[Chang et al., 2014]において、例えば、感情の想起を伴わない条件において歯でペンを咥えた状態の笑顔、唇でペンを咥えた状態の悲哀の表情認識における左右の中帯状回（middle cingulum regions）などでいくつかの統計的な違いが見られた。

上述のように、表情表出は意識的に行うことができる一方で、ミラーニューロンの存在のため、表情表出は不随意的にも起こる[Chartrand et al., 2009]。ミラーニューロンとは、ある行動を知覚する時とその行動を起こす時のどちらの場合にも発火するニューロンのことである。例えば、手の運動野は手の動きを見る間にも活性化される[Iacoboni et al., 1999]。こうしたミラーニューロンにおける不随意的な反応が模倣運動を引き起こす。表情の表出についても、このミラーニューロンの働きにより表情模倣を起こすことが分かっている[Chartrand et al., 2009]。その例として自閉症スペクトラム症患者を取り上げる。彼らは他者とのアイコンタクトが難しい[Krstovska-Guerrero et al., 2013]ことを理由として模倣が欠如する[McIntosh, 1996]とされている。模倣の欠如によって他者とのコミュニケーションが難しくなることから分かる通り、この模倣、中でも特に表情模倣は、他者を理解すること、共感することを補助する役割を持つ[Chartrand et al., 2009]。

また、身体化された感情（embodied emotions[Glenberg, 2010; Goldman et al., 2009]）や表情フィードバック仮説（facial feedback hypothesis[McIntosh, 1996; Adelman et al., 1989]）といった、感情は体内環境だけではなく表情の違いによっても引き起こさるという仮説が多くの研究で支持されてきた。こうした研究から表情表出の大切さが示されている。この表情と感情の関わりに関する仮説を基として、笑顔表出によって癌患者の生活の質を向上[Lee et al., 2020]させたり、自閉症スペクトラム症のコ

コミュニケーションスキルを向上[Krstovska-Guerrero et al., 2013]させたり、うつ病の治療を促進[Gehricke et al., 2000; Finzi et al., 2016]させたりする臨床的な応用が行われている。また、Laughing therapy（笑顔を利用した治療）のような治療では、ヨガの呼吸法や音楽療法などの他の活動との組み合わせで実施されることが多い[Lee et al., 2020]。上述のように、病気の治療に表情表出を取り入れた結果は良好であるにも関わらず、神経科学的な研究は表情におけるメカニズムを全て理解するには不十分であり発展の余地を残している。

神経科学の分野では、fMRI（functional magnetic resonance imaging; 機能的磁気共鳴機能画像法）や脳波（EEG; electroencephalography）、MEG（magnetoencephalography; 脳磁法）などによってデータを取得することが多い。fMRIは、高空間分解能かつ低時間分解能であり、血液中の酸素化/脱酸素化したヘモグロビンの値を用いて活性化した脳部位を推測することができる[Stemmer et al., 2008]。その一方で、脳波とMEGは、高時間分解能かつ低空間分解能であり、脳の外側から神経活動によって起こる電気的もしくは磁場的な変化を計測することができる[Stemmer et al., 2008]。最近では、fMRIは頭部計測に利用できること及び高空間分解能により、fMRIが脳研究の主要な計測機器となってきた。しかしながら、脳波やMEG研究には長い研究の歴史で培ってきた多くの研究結果やノウハウがあるために、fMRIが主要となった現在でも神経科学研究の一部を担っている。例えば、脳波研究では、P1とN170という刺激後のある遅れ時間で現れる正電位もしくは負電位は、表情の状況を区別することができる[Müller-Bardorff et al., 2018; Holmes et al., 2008]。また、fMRIは多額の費用がかかり、設置に場所を必要とする[Stemmer et al., 2008]が、脳波計測器はこの3つの中では一番簡単かつ安く設置や維持することが可能である。そうした長所や短所をお互いに補うように、fMRIと脳波を同時に測定する（同時計測EEG-fMRI[Stemmer et al., 2008]）もしくは別々に計測することで脳機能のより深い理解のために多くの要因を調べる方法が提案されている。

こうした背景を踏まえ、本研究では脳波とfMRIの別々に計測をする実験をデザインした。まず、変動要因の少ない刺激として表情ピクトグラムを視覚刺激とし表情表出時の脳波計測を行った（研究1）。我々は、前述したN170のような、実験条件を判別するために正確な時間点を検出する脳波解析とは反対に、ある程度の時間幅を設けた脳波解析手法を採用した。なぜなら、本研究ではfMRIデータも併用して研究するため、fMRIの低い時間分解能と比較するために、ある時間点を検出するのではなく実験時間全体に対する時系列脳波データの同期傾向をある程度の時間幅で抽出した。しかしながら、この解析手法において各脳波電極間の時間変化を用いることで、高い時間分解能であるデータ特徴ももちろん利用している。脳波の時間幅の解析の例として、周波数帯解析（e.g., フーリエ変換、ウェーブレット変換）、相互相関解析[Bhavsar et al., 2018]、同期性尤度（synchronization likelihood; SL）解析[Pijnenburg et al., 2004; Montez et al., 2006]などが有用であるとされている。特に、周波数帯解析は、正確な時間だけでなく状態/タスク全体の時間において、睡眠時[Hori, 2008]やリラックスと筆記時[Fadzal et al., 2012]での信号を区別する古典的な方法であることが知られている。

2.2 脳波基礎

本研究では脳波測定を行った。ここでは脳波の基礎について述べる。

脳波とは、ニューロン活動（脳神経活動）に起因した電位変化を取得したものと[Tobimatsu, 2014]、もしくは脳機能による一部を電位変動として捉えたもの[Kudo et al., 1978]と言える。また、変化する脳の自発的電気活動を頭皮上に置いた電極から記録したものであり、しばしばリズムを形成している[Ohta et al., 2016]。これらのリズム、つまり波形、振幅及び周波数といった波の特徴は脳の活動状況により変化している。

例えば、脳波の背景活動として優位律動がある[Ohta et al., 2016]。これは、安静閉眼時に後頭部優位にみられる最も時間的に多く出現している周波数成分のことである。健常の成人では、安静閉眼時に後頭部優位（頭頂部も）に出現するアルファ波が優位律動となる。アルファ波は10 [Hz]前後の電気変動のことで、他にも開眼注視時にみられる18~20 [Hz]の電気変動はベータ波と名付けるなど、脳波の周波数とその出現位置の傾向に関する基礎研究が徐々に進められていった[Kudo et al., 1978; Ohta et al., 2016]。

計測された脳波の導出方としては基準電極導出、双極導出、平均電位基準の3法がある[Ohta et al., 2016]。そのうち、基準電極導出とは両耳朶で取得される電位変化を頭部に流れる基準の電位変化とし、全ての脳波電極から差分を取る方法である。両耳朶を基準とするので左右差、大脳半球性の異常を検知しやすい特徴がある。よって、本研究では基準電極導出を用いている。

脳波の研究で十分に成果を上げてきた分野として睡眠脳波[Hori, 2008; Ohta et al., 2016]が挙げられる。睡眠脳波は覚醒時脳波で同定できない異常脳波（てんかん発作波）の検索に有用であり、病態診断によく利用されている。睡眠脳波は入眠期から深睡眠期に至る自然睡眠の各段階に対応し、極めて特徴的な波形を示すため、どの程度の深さの睡眠状態にあるのか判定するために脳波が利用できる。例えば、入眠期はアルファ波の周波数が遅くなり、振幅が低下する。その後アルファ波が消失して低振幅のシータ波が出現する、といった睡眠段階毎と対応することが分かっている。また、脳波は年齢に応じてその像が変化する事が知られており、幼小児と成人では異なった特徴を示す[Ohta et al., 2016]。

脳波は、状態・活動、脳の発達段階あるいは様々な病態によって変動している[Tobimatsu, 2014]。こうした特徴を踏まえ、脳波特有の変化傾向を調べることによって脳の状態を推測することが可能であると考えられている。

2.3 fMRI基礎

本研究ではfMRI測定を行った。ここではfMRIの基礎について述べる。この節は、参考文献[Kikuchi et al., 2012; Tanaka, 2018]を主に参考にしている。

まず、MRIもfMRIも全く同じ装置を使って撮像される。ただし、一般に、MRIは頭部以外の臓器も撮像することができる幅広い用語で、fMRIは脳機能を計測する場合に用いる用語として定着している。

2.3.1 MRIとは

MRIは、核磁気共鳴 (nuclear magnetic resonance; NMR) 現象を利用した映像法である。名前に「核」が付くが、放射線被曝をせずに断層画像が得られる方法である。水素原子は人体を構成する元素のうち最も多く存在する。この水素原子に対して磁場中での水素原子の運動の変化を捉えることで画像を得ることができる。磁場中の1個の水素原子の歳差運動 (スピン) を図2.3.1.1に示す。

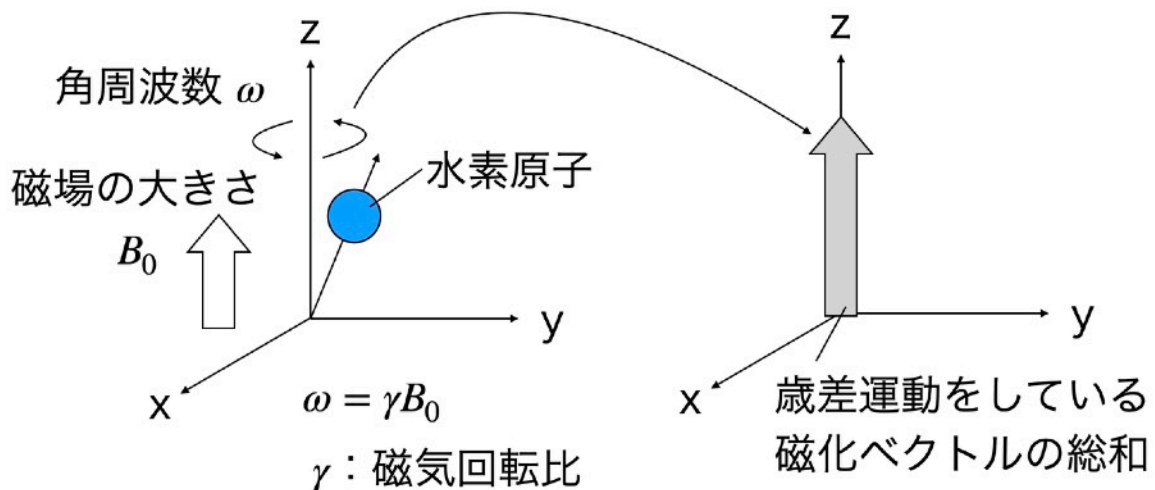


図2.3.1.1 磁場下における水素原子の歳差運動

参考[Kikuchi et al., 2012]

1個の水素原子は、電子が原子核を周回する面に垂直な方向の磁化ベクトルと考える。この時、水素原子を歳差運動をしている磁化ベクトルの総和として扱う。スピンの歳差運動と同じ周波数であるRF (radio frequency) 波を印加することによって、スピんにエネルギーを与える (励起させる) ことができる (図2.3.1.2)。

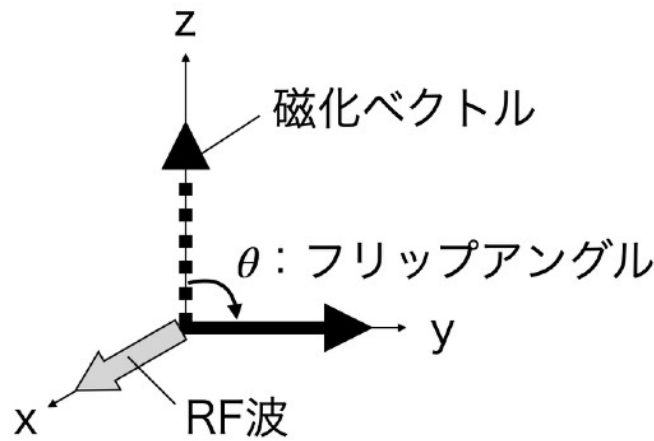


図2.3.1.2 RF波の印加

参考[Kikuchi et al., 2012]

図2.3.1.2に示すように、z軸方向の磁化ベクトルに対し、x軸方向にRF波を印加すると、磁化ベクトルはy軸方向に回転する（磁気共鳴現象）。この回転角度（フリップアングル）は、RF波の印加時間と強さとの積分により決定できる。図2.3.1.2のように、フリップアングルが90度になる時のRF波を90°パルスと呼ぶ。このようにRF波を印加されて励起した水素原子は、歳差運動をしながら元の磁化ベクトルに戻ろうとする（緩和）。この時、電磁誘導により起電力が生じるため、受信コイルが微弱な電流を検出する。この時の電流波形がMR信号である。このMR信号は、RF波の印加後が最も大きく時間の経過とともに減衰する。

2.3.2 fMRIとは

fMRIとは、MR装置を使った脳機能の画像化を指す。fMRIの特徴は表2.3.2.1に示す。

表2.3.2.1 fMRIの特徴

長所	短所
非侵襲的である（造影剤不要） 放射線被曝がない	金属（心臓ペースメーカー、歯科矯正器具などの磁性体）を持ち込めない 実験環境に制限がある
空間分解能が高い（1mm以下） コントラスト分解能が高い（脂肪と組織などの差が明瞭）	時間分解能が低い（3秒程度）

参考[Kikuchi et al., 2012]

fMRIでは脳の賦活を直接的に見ることはできない。先述のMR信号の原理から考えると、直接的な脳の賦活を検知するのではなく、賦活の可能性の高さを見ているとことが分かる。賦活部位の検出原理は、ボールド（blood oxygenation level dependency; BOLD）効果と呼ばれる現象（図2.3.2.1）に基づいている。まず、神経細胞が活動すると

酸素消費量が多くなることから、酸素を含む赤血球（オキシヘモグロビン; oxy-Hbを多く含む）が酸素を含まない赤血球（デオキシヘモグロビン; deoxy-Hbを多く含む）に変化する。この酸素濃度の一時的な低下によって、脳血流量が急激に増大し、その結果、oxy-Hb濃度が急激に増大する。oxy-Hbは反磁性体、deoxy-Hbは常磁性体で磁性が異なるため、oxy-Hb濃度の増大によってMR信号が増強する。よって、神経細胞の活動の増加によってMR信号が増強する。

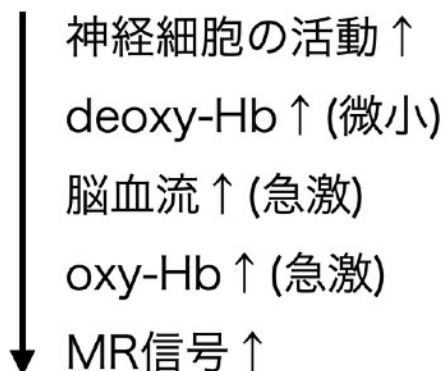


図2.3.2.1 BOLD効果の流れ

参考[Kikuchi et al., 2012]

このような原理からわかる通り、あくまでも微小な循環血液の変化（脳の賦活に関連した酸素消費量）を観察しているのであって脳の賦活を直接的に見ているわけではない。fMRIでは、脳に刺激を加えた状態（タスク条件）と対象条件となる正常条件（コントロール条件）でのMR信号の統計的な有意差から、刺激により賦活した可能性を確認することができる。この賦活の確率は、MRI解析画像中の濃淡で表現する。

2.3.3 fMRIデータ

fMRIデータ形式は、DICOM（Digital Image and COmmunication in Medicine）という医療画像のフォーマットと通信に関する規格に合わせて出力される [Fujita et al., 2020]。得られたDICOM画像を利用して、様々な統計解析を行うことができる。

2.4 本研究の目的

本研究の目的は、表情を表出する際の脳の活動を推測することである。本研究の研究背景として、表情の表出による治療として取り組んでいるいくつかの研究を紹介した。それらの研究は何故有用であるのかを調べることは表情の欠如が見られる自閉症スペクトラム症やうつ病などの病態を知ることにもつながると考えられる。そこで、本研究はそうした研究の基礎研究と位置づけ、表情表出における脳活動を研究する。

本研究の最終目標は、表情表出による身体への影響、病気との関わりを明らかにすることである。そこで、将来的に臨床の場面でも応用できることを想定し、安く簡単に設置できる機器である脳波計測器を利用し、表情表出時における脳活動を推測することを研究の前提とした。ただし、前項で述べたように脳波は空間分解能が低いという特徴があるため、脳活動の推定は詳細な脳部位まで議論することができない。そのため、脳波計測と空間分解能の高いfMRI計測を併用することで脳波データの短所を補うことを考える。計測実験は、被験者が表情表出を行なっている間のデータを取得するため、表情表出のトリガーとして視覚刺激を利用した。脳波データを用いてどういった傾向の脳波が得られるか解析し、その脳波の解析結果とfMRIで得られた推定脳活動部位とを比較し、脳波の解析手法の有用性を評価する。

2.5 本研究の計画

多くの表情研究では、顔の知覚/認識[Greening et al, 2018]、顔の無意識的な模倣[Chartrand et al., 2009]、強制された表情表出（e.g., 歯もしくは唇でペンを加える）などが主に議論されている。しかしながら、より自然で一般的な表情の表出手段を取るべきであると考え。本研究の最終目標である臨床利用を考えた時、研究のために条件を揃えること（e.g., 歯もしくは唇でペンを加える）や、刺激もしくは被験者のタスクの種類を極端に限定すること（e.g., 顔の知覚/認識）よりも、実際の生活の中に見られる自然な表情表出が望ましいと考えた。そこで、被験者がより自然に表情を表出する状況での脳の活動を調べるため、被験者にはいくつかの表情を含んだ映像を見ながら感情的、もしくは中立な表情を表出させることを計画する。

そこで、本研究は2種類の研究（研究1及び2）を実施した。まずは、変動要因の少ない刺激として表情ピクトグラムを提示し、ピクトグラムに応じた表情を表出させる研究を行った（研究1）。次に、より日常的な刺激として実際の人物の表情画像を提示し、表情画像に応じた表情を表出させる研究を行った（研究2）。どちらの研究方法でも、参加した被験者の脳波を計測し、その脳波データに対する解析方法を提案する。尚、研究2ではより詳細な脳活動を調べるために、脳波実験と同様の実験方法でfMRIのデータも計測し、各解析結果を比較する。この一連の研究を通して、研究目的である「情表出時における脳活動を推測する」ことを達成する。

第3章 表情ピクトグラムを利用した表情表出実験（研究1）

3.1 緒言

変動要因が少ない刺激として表情ピクトグラムを用いた刺激画像を見せながら表情を表出させる実験を行った。表情表出の間の脳波を計測することで、表情表出における脳活動を推定することが目的である。この時、脳波計測で得られたデータに関して各脳波電極の同期性の強さを算出し、それを基にネットワークを構築・評価する。

3.2 実験方法

脳波計測を用いた実験手法に関して述べる。

被験者は20歳から26歳（平均：22.18歳、標準偏差：1.72歳）までの計11名（男性：6名、女性：5名）である（補足資料 表A-1）。

被験者の健康と利益を守るため、倫理的に問題のない実験方法を設定し九州工業大学の倫理審査委員会の実験実施許可を受けた。尚、被験者は実験開始前に書面及び口頭で実験に関わる説明を十分に受け、同意書に署名した。また、被験者は実験開始後においていかなる理由であっても実験参加を中止することができることを事前に説明した。結果的に、実験による健康被害は報告されず安全に実験を実施することができた。

3.2.1 実験計画

被験者に表情の表出をさせるため、視覚刺激として8種類の表情画像（ピクトグラム；図3.2.1.1）を用いて動画を作成した。

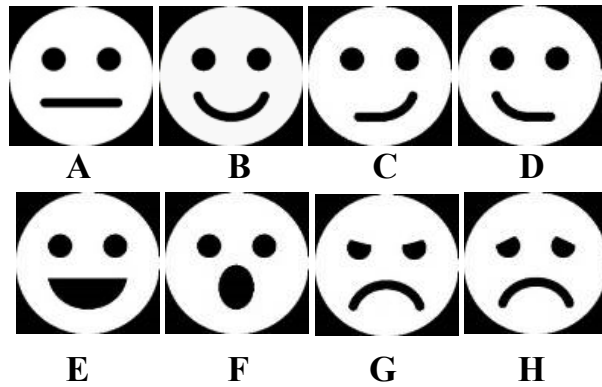


図3.2.1.1 提示画像

A：閉口無表情、B：閉口笑顔、
 C：閉口右側笑顔、D：閉口左側笑顔、
 E：開口笑顔、F：開口無表情、
 G：怒り、H：悲しみ

作成した動画は、8種類の中から表情画像が1種類ずつランダムに現れ、その後黒い画面を現れるといった動画である。表情画像は8種類からランダムに1つ選び、画面中央に12秒間提示した後、黒い画面を9秒間提示した（図3.2.1.3）。表情画像は、動画の中にそれぞれ2回ずつ現れるように画像の提示数を調整した。また、表情画像の出現順番が違う2種類の動画を用意した。

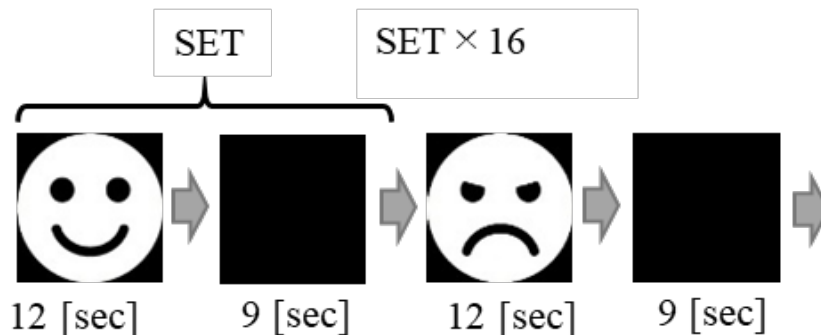


図3.2.1.3 提示動画

表情画像が12秒、黒い画面が9秒間現れるサイクルをSETとする。このSETを16回繰り返す。

被験者は2種類の動画をそれぞれ別の実験条件において視聴した。まず初めの動画では、被験者は表情画像を注視することだけを指示された（注視条件）。2つ目の動画では、被験者は表情画像が提示されている間（被験者自身が提示開始を確認してから提示終了を確認するまで）、提示画像と同様の表情を表出し続けるように指示された（表情表出条件）。ただし、表情表出条件では画像A（無表情；図3.2.1.1）が提示している場合は表情を変化させない。尚、被験者は注視条件と表情表出条件の間で休憩を挟むことができた。

3.2.2 計測方法

脳波は国際10-20法に基づき19電極（もしくはチャンネルと言う）で計測した（図3.2.2.1、表3.2.2.1）。また、頭部に流れる基底の電気活動は、両耳朶に設置したA1及びA2電極（リファレンス電極）の平均とし、この値を全ての電極から差し引いた。また、アース電極として額の中央（電極Fp1とFp2の間）に電極を設置した。尚、サンプリング周波数は1000 [Hz]とした。

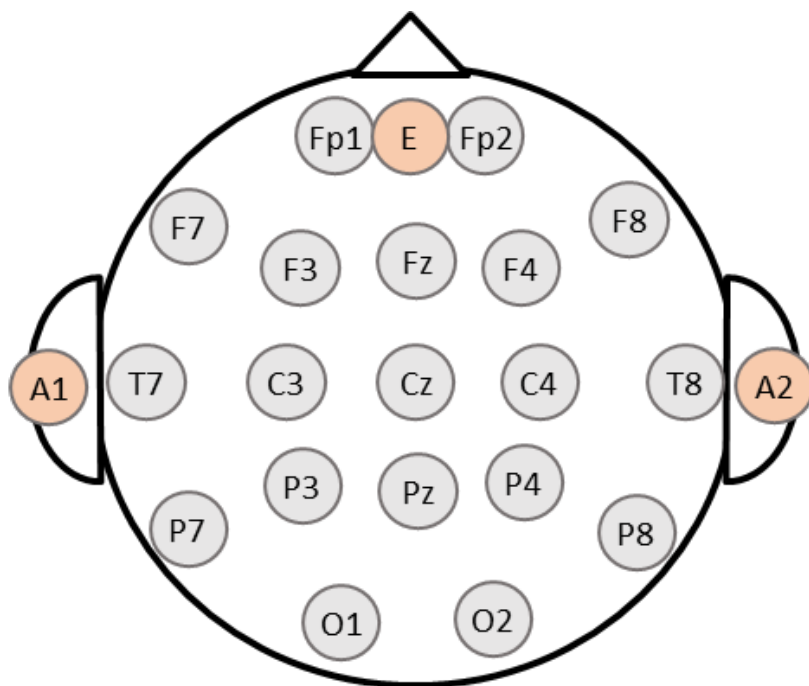


図3.2.2.1 上部からの脳波電極位置

E (Earth): アース電極, A1, A2: リファレンス電極（両耳朶）

表3.2.2.1 電極番号と電極名

No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
Ch	Fp1	Fp2	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2	F7	F8	T7	T8	P7	P8	Fz	Cz	Pz

使用した計測機器はPolymate AP 1532 with AP-U029 (TEAC Corporation) で、導電性の電極用ペーストTen20 (Tri-anim)を皿電極MA-C001-15 (Futami M E Kogyo K.K.)に乗せ、サージカルテープで頭皮上に固定した。

被験者は仰臥位（仰向け）でベッドに寝た状態になり、天井に設置された白色スクリーンに映された動画（図3.2.1.3）を注視した（図3.2.2.2）。動画が流れている間、頭部近くのスピーカーからfMRIの計測時に出るノイズ音が再生された。この時のノイズ音

は、測定前に被験者に聞かせ、気分を悪くしない音量であることを確認した。尚、仰臥位及びノイズ音は、fMRIの計測条件に近づけるために行ったものである。

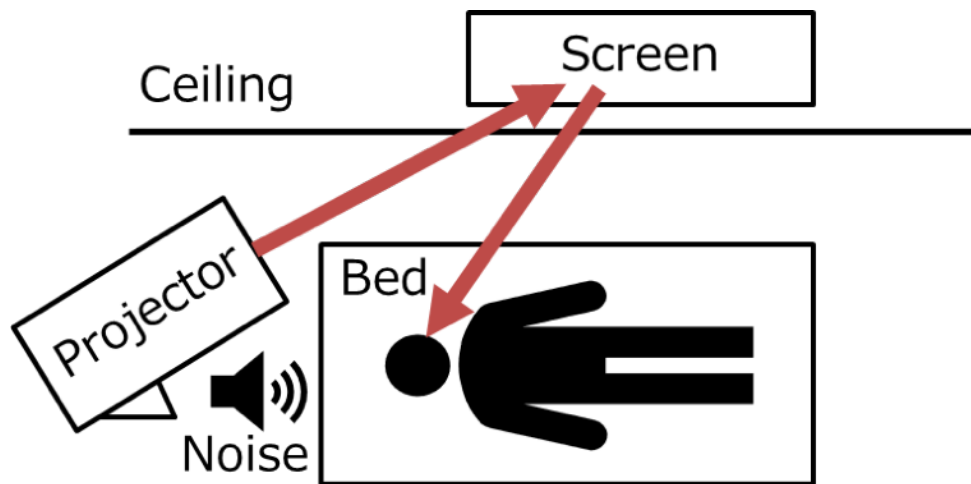


図3.2.2.2. 被験者の計測位置

被験者は仰臥位で天井のスクリーンに映る動画を注視する。頭部近くにスピーカーを設置する。

3.3 解析手法

得られた脳波は、バンドパスフィルターにかけた後、フーリエ変換を用いて6種類の周波数帯域に分解した。その後、BFCNを構築するためSLを計算した。同時に発生した（重複した）SLピークを持つ各電極（ノード）対を辺で結びネットワーク（Brain functional connectivity network; BFCN）を構築した。以上の解析の詳細は3.3.1～3.3.5に示す。

次に、BFCNを対称行列に変換し、その対称行列から電極位置に基づき6つの部分行列に分解した。その各部分行列の密度を1つのベクトルとして表現した。つまり、1つのBFCNに対して1つのベクトルが算出される。頭部の左側、右側、前方、後方の辺をランダムに選択したBFCNを参照モデルとした。この参照モデル4種類それぞれと、得られたBFCNのユークリッド距離を算出し、その値を元に*Rightness*と*Frontness*を定義した。ここまでの操作で、1つのBFCNに対して2つの値（*Rightness*と*Frontness*）が算出される。この*Rightness*と*Frontness*から、脳の活性部位を推定するために各条件における全てのBFCNをプロットした。以上の解析の詳細は3.3.6～3.3.9に示す。

また、BFCNから各電極の媒介中心性を算出し、各実験条件間において媒介中心性の有意差を確認した。この統計解析の結果を基に作成した電極集合を全ての組み合わせにおいて比較した。この時、Szymkiewicz–Simpson coefficient (SSC) を算出し各組み合わせの差異を数値化した。以上の解析の詳細は3.3.10～3.3.12に示す。

上述の全体の解析フローは、図3.3.1に示す。



図3.3.1 本章中の全体の解析フロー

3.3.1 バンドパスフィルター

測定した脳波データは0.5-100/200 [Hz]の範囲でバンドパスフィルターをかけた。また、このバンドパスフィルターの上限值は測定時の計測周波数の上限値（100 [Hz] もしくは 200 [Hz]）と同じ値になるように選択した。この時、実験実施地が西日本であるため電源ノイズである60 [Hz]を除いた。尚、この処理はAP Viewer Program Version. 5.01 (NoruPro Light Systems, Inc.)によって行った。

3.3.2 フーリエ変換

バンドパスフィルターをかけた後の脳波データに対し周波数帯域に分解するため、統計解析向けのプログラミング言語であるR (John Chambers et.al, Bell Laboratories) のfft関数を用いて、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を施した。尚、フーリエ変換及び逆フーリエ変換は下記のように導出される[Hanaoka, 2021]。

任意の周期関数 $y(t)$ をcos波とsin波の級数和として表すと式3.3.2.1のようになる。

$$y(t) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos k\omega t + b_k \sin k\omega t) \quad (\text{式3.3.2.1})$$

なお、 ω は基本角周波数（基本角速度）であり、

$$a_0 = \frac{1}{T} \sum_{t=0}^T y(t)$$

$$a_k = \frac{2}{T} \sum_{t=0}^T y(t) \cos k\omega t$$

$$b_k = \frac{2}{T} \sum_{t=0}^T y(t) \sin k\omega t$$

である。このフーリエ級数にオイラーの公式 ($e^{i\theta} = \cos \theta + i \sin \theta$) を代入して、角速度が $k\omega$ の時の周波数を f_k に、 \sum を \int に置き換え、 $y(t)$ が時間0～ T の範囲外でも無限に繰り返されているとすると、式3.3.2.1は、

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \left(\int_{-\infty}^{\infty} y(t) e^{-i2\pi f t} dt \right) e^{i2\pi f t} df \quad (\text{式3.3.2.2})$$

となる。式3.3.2.2の()で囲まれている部分は周波数 f の関数になっている。つまり、次のようなフーリエ変換式になる。

$$F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} y(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (\text{式3.3.2.3})$$

さらに、式3.3.2.3を3.3.2.2に代入すると、

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F(f)e^{i2\pi ft} df \quad (\text{式3.3.2.4})$$

となり、周波数 f の関数 $F(f)$ から時間 t の関数 $y(t)$ を算出する逆フーリエ変換が得られる。

解析で用いた周波数帯域は、デルタ波 (delta) : 0.5–4 [Hz]、シータ波 (theta) : 4–8 [Hz]、低周波数アルファ波 (lower alpha) : 8–10 [Hz]、高周波数アルファ波 (upper alpha) : 10–13 [Hz]、ベータ波 (beta) : 13–30 [Hz]、ガンマ波 (gamma) : 30–45 [Hz]と定義した。得られた脳波データは図3.3.2.1のように各周波数に分割される。

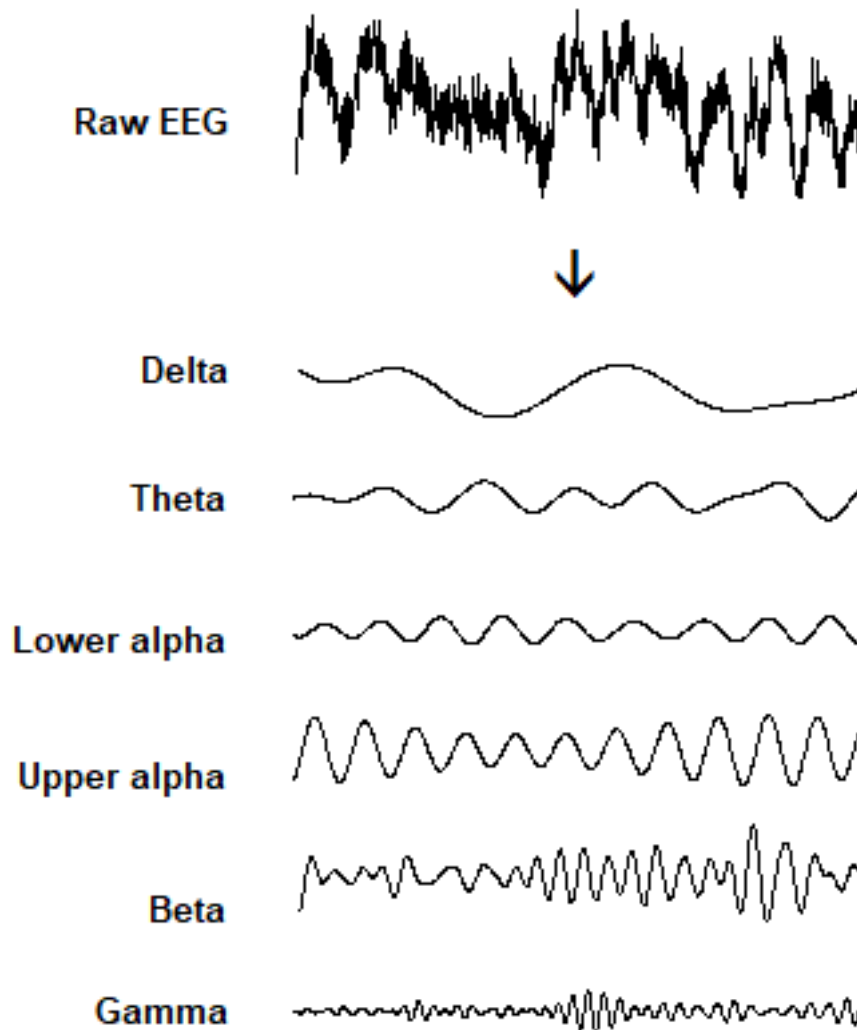


図3.3.2.1 フーリエ変換を用いた周波数帯域毎の脳波データ

3.3.3 Synchronization likelihood

フーリエ変換を用いて各周波数帯に変換した脳波データについてsynchronization likelihood (SL; 同期性尤度)を算出した。SLの計算方法は以下の通りである[Montez et al, 2006]。

まず初めに、時間*i*における電極*k*の状態ベクトル (state vector) を時間遅延埋め込みベクトル (time-delay embedding vector) として定義した。

$$X_{k,i} = (x_{k,i}, x_{k,i+L}, x_{k,i+2*L}, \dots, x_{k,i+(m-1)*L}) \quad (\text{式3.3.3.1})$$

ここで、 $x_{k,i}$ は時間*i*における電極*k*の時系列データ、 L はラグ、 m は状態空間の埋め込みベクトルの次元である。 L は以下のように定義した。

$$L = \frac{fs}{3 * HF} \quad (\text{式3.3.3.2})$$

fs はサンプリング周波数 [Hz]である。尚、本研究では1000 [Hz]である。 HF は解析対象の周波数帯域の上限周波数 [Hz]である (e.g., ベータ波：13 – 30 [Hz]であれば $HF = 30$) 。

状態ベクトルの長さ $L * (m - 1)$ は以下のように定義した。

$$L * (m - 1) = \frac{fs}{LF} \leftrightarrow m = \frac{3 * HF}{LF} + 1 \quad (\text{式3.3.3.3})$$

LF は解析対象の周波数帯域の下限周波数 [Hz]である (e.g., ベータ波：13 – 30 [Hz]であれば $LF = 13$) 。

次に、 $1/fs$ の間隔で、参照ベクトル $X_{A,i}$ とベクトル $X_{A,j}$ を $i - W_2/2$ から $i - W_1/2$ 、 $i + W_1/2$ から $i + W_2/2$ の範囲で準備した。 W_1 と W_2 は以下のように定義した。

$$W_1 = 2 * L * (m - 1) \quad (\text{式3.3.3.4})$$

$$\begin{aligned} n_{rec} &= [W_2 - W_1 + 1] * p_{ref} \\ W_2 &= W_1 - 1 + \frac{n_{rec}}{p_{ref}} \end{aligned} \quad (\text{式3.3.3.5})$$

本研究では、 $n_{rec} = 10$ と $p_{ref} = 0.01$ とした。上述の計算の例は図3.3.3.1で示す。

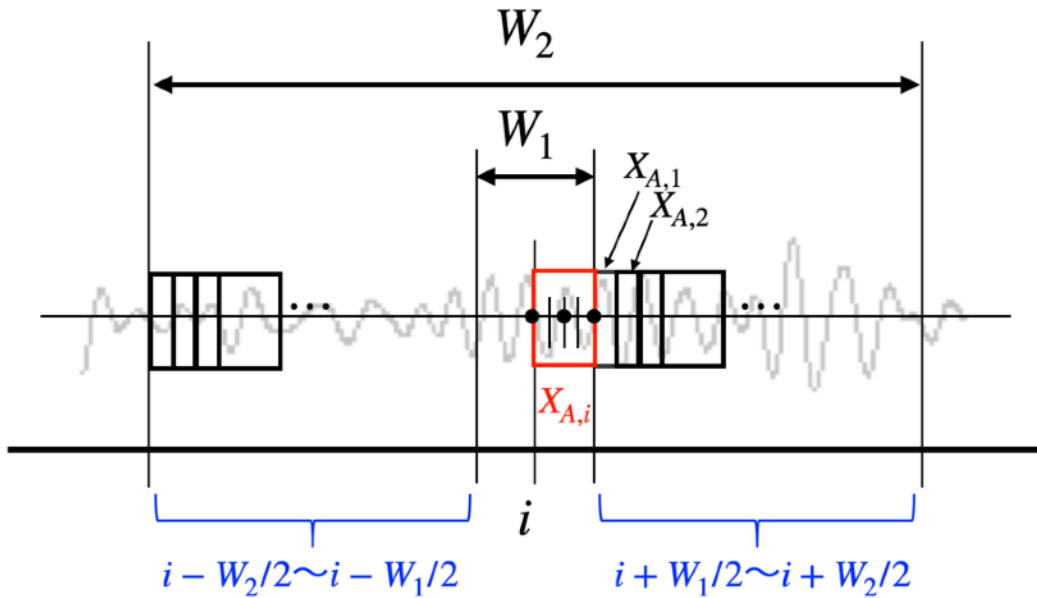


図3.3.3.1 時間*i*における電極Aに関するベクトルの計算例

赤枠：状態ベクトル $X_{A,i}$ （参照ベクトル）、赤枠内の黒丸：次元 $m = 3$ 、赤枠内の黒丸間：ラグ $L = 2$ であることから、状態ベクトルの長さ $L * (m - 1) = 4$ となる。式3.3.3.1より $X_{A,i} = (x_{A,i}, x_{A,i+2}, x_{A,i+4})$ となる。以上より、式3.3.3.4より $W_1 = 8$ 、式3.3.3.5より $n_{rec} = 10$ 、 $p_{ref} = 0.01$ とすると $W_2 = 1007$ となる。

黒枠：状態ベクトル $X_{A,j}$ ($i - W_2/2$ から $i - W_1/2$ (左の青の範囲)、 $i + W_1/2$ から $i + W_2/2$ (右の青の範囲) の範囲で $1/fs$ の間隔で算出) 参考[Montez et al, 2006]

次に、時間*i*における電極Aと電極B間の $SL_{AB,i}$ を下記のように計算した。

$$SL_{AB,i} = \frac{n_{AB}}{n_{rec}} \quad (\text{式3.3.3.6})$$

n_{AB} は電極Aと電極Bにおける同時の反復の数であり以下のように定義した。

$$n_{AB} = \sum_{j=i-\frac{W_2}{2}}^{i-\frac{W_1}{2}} n + \sum_{j=i+\frac{W_1}{2}}^{i+\frac{W_2}{2}} n$$

$$n = \theta(r_{A,i} - |X_{A,i} - X_{A,j}|) \theta(r_{B,i} - |X_{B,i} - X_{B,j}|)$$

$$\theta(x) = \begin{cases} 1 & (x \geq 0) \\ 0 & (x < 0) \end{cases} \quad (\text{式3.3.3.7})$$

$r_{A,i}$ と $r_{B,i}$ は臨界距離 (critical distance) を表す。時間*i*における状態ベクトルを中心として、 n_{rec} 個のベクトルが含まれるように大きさを設定する。上述の計算の例は図3.3.3.2に示す。

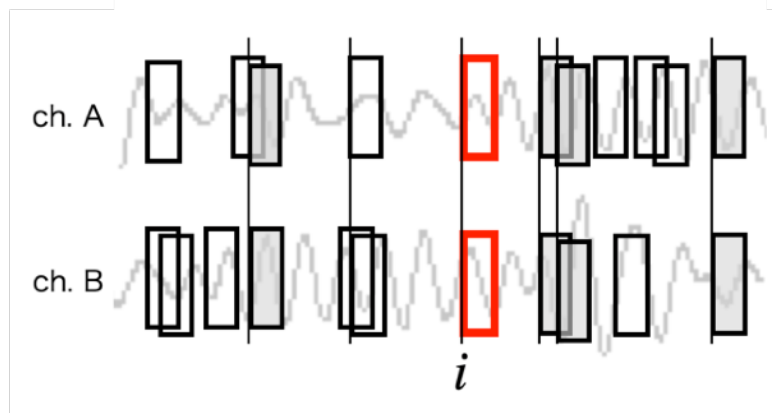


図3.3.3.2 電極Aと電極B間のSL計算例

赤枠：時間*i*における参照ベクトル、黒枠：臨界距離 r_i 内に存在する状態ベクトル（各電極10個）、灰色塗りつぶし：同時刻で両電極とも状態ベクトルが存在する

式3.3.3.7より $n_{AB} = 2 + 3 = 5$ となる。式3.3.3.8より $n_{rec} = 10$ とすると、 $SL_{AB,i} = n_{AB}/n_{rec} = 0.5$ となる。

参考[Montez et al, 2006]

最後に、時系列のSLを取得するために、これら3つのステップを時間の増分 $s = 16$ [ms]ずつ時間をずらして計算を繰り返した。この繰り返し計算は、各周波数帯によって違った W_1 と W_2 を選ぶため違う回数繰り返される。尚、本研究でのSL計算で用いたパラメータは表3.3.3.1に示す。

表3.3.3.1 SL計算におけるパラメータ

Frequency band	LH [Hz]	HF [Hz]	L	m	W_1 [msec]	W_2 [msec]
Delta	0.5	4	83	25	3984	4183
Theta	4	8	42	7	504	1503
Lower alpha	8	10	33	5	264	1263
Upper alpha	10	13	26	5	208	1207
Beta	13	30	11	8	154	1153
Gamma	30	45	7	6	70	1069

3.3.4. 時系列としてのSL

表情の認知と表出をしている間（12 s）に同期性がどのように変化していくのかを調べるために、時間の増分 s ずつ得られたSLを時系列でプロットした（図3.3.4.1）。データ前後の40データポイントのSL値は解析対象から排除した（図3.3.4.1中の赤で示す）。

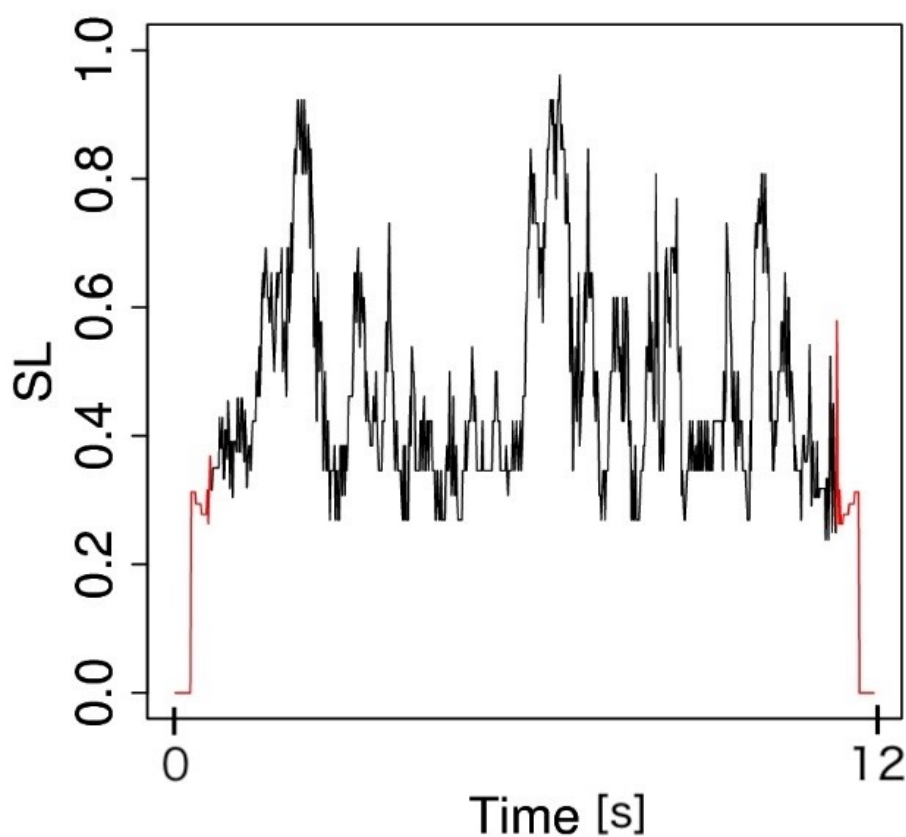


図3.3.4.1 SLの時系列グラフ

Lower alphaにおける電極Fp1とFp2間のSLグラフ
データ前後の40データポイント（赤）は排除した。

この時、各周波数帯域のデータに対してSLの繰り返し計算数は626~748の範囲であり、前後40データポイントを排除することは約10.7~12.8 [%]のデータ喪失に当たる（表3.3.4.1）。

表3.3.4.1 排除されたデータの割合 [%]

Frequency band	Repetition time	Omission [%]
Delta	626	12.8
Theta	725	10.9
Lower alpha	742	10.8
Upper alpha	744	10.8
Beta	746	10.7
Gamma	748	10.7

Repetition time : SLの繰り返し計算数

Omission: Repetition timeに対して排除した前後40データポイントの占める割合

解析範囲を減らした後、実験中のSLのピーク点を取り出した。まずSLグラフの近似曲線を、スプライン曲線と曲線のピークを取り出す手法を用いて算出した（図3.3.4.2）。この時の計算では、Rのsmooth.spline関数（statsパッケージに含まれる）とfindpeaks関数（pracmaパッケージに含まれる）を用いた。スプライン曲線を求める時の自由度はデータポイント数と同じとした。ピークは、SLの平均値+0.2を超えていて、且つピークの前の3データポイントは上昇、後の3データポイントは減少し続けているものと定義した。

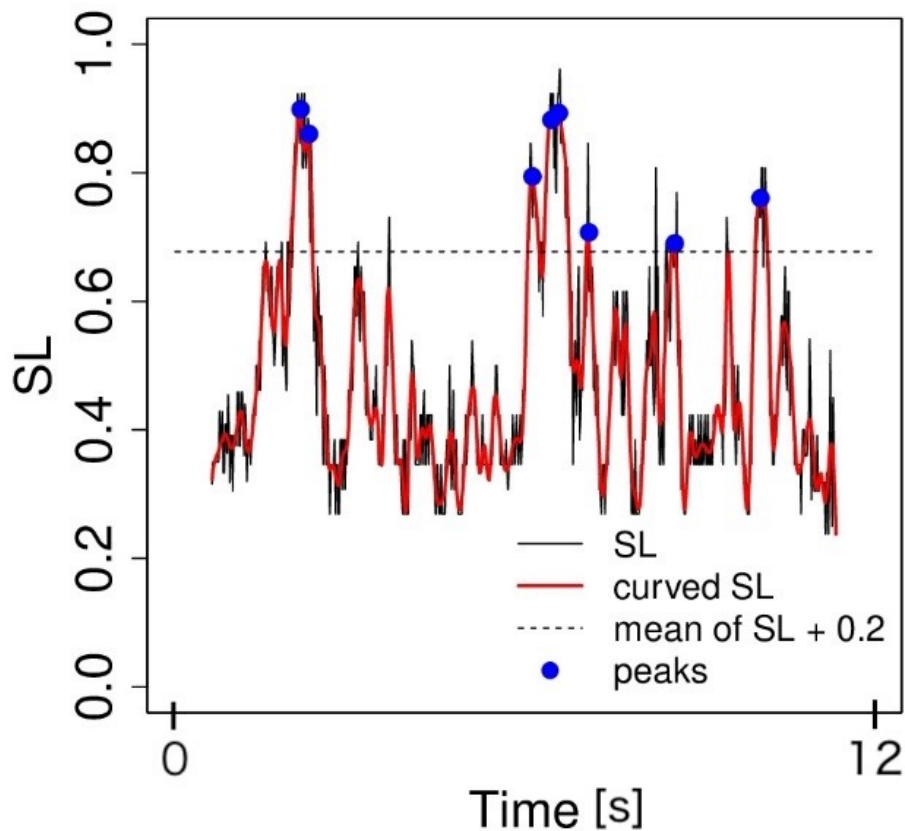


図3.3.4.2 SLの近似曲線

赤：近似曲線、点線：閾値（平均SL+0.2）、青：ピーク

3.3.5 Brain functional connectivity network (BFCN)

次に、SLピークが重複している電極対の集合に着目した。SL値が同時に上昇していることから、その電極対の集合は神経活動に関して強い関連があると推測した。そこで、SLピークの重複が起きている電極対をネットワーク形式でまとめた。このネットワークは、脳の機能に関する関連性の強さを表現したものであるため、本研究ではbrain functional connectivity network (BFCN)と命名した。SLピークが同時に起こった電極対の集合が5個以上になった場合に、それらの電極対をネットワークの辺としてネットワーク構造 (BFCN) を構築した (図3.3.5.1)。

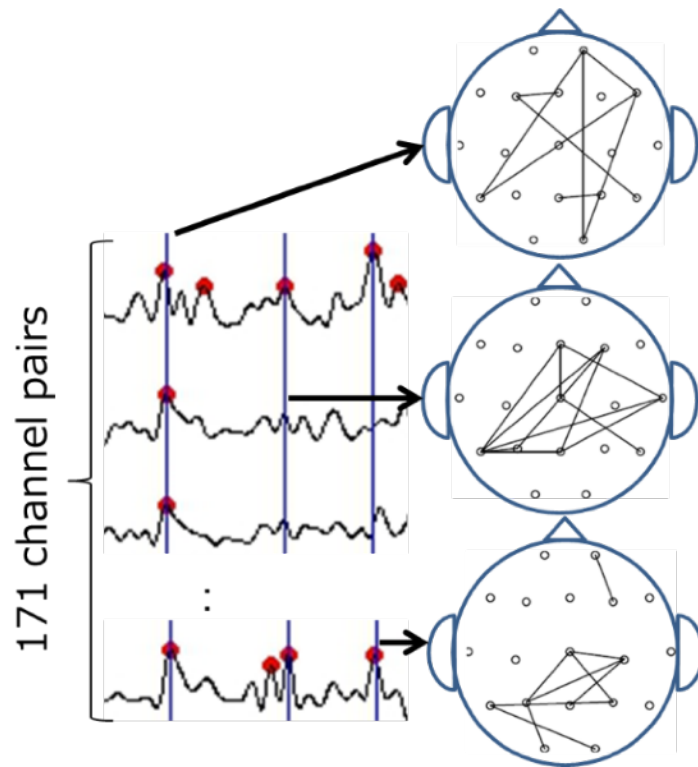


図3.3.5.1 BFCNの構築イメージ

ピークの重複を示したチ電極ペアをBFCNの辺として取得しBFCNを構築する。

3.3.6 BFCNの密度ベクトル

BFCNを19×19の行列 (A) に変換した (図3.3.6.1) 。この対称行列の行番号と列番号は表3.2.2.1の電極番号と対応させた。もし電極*i*と電極*j*の間に辺が存在したならば行列要素 $a_{i,j} = a_{j,i} = 1$ とし、存在しないならば、行列要素 $a_{i,j} = a_{j,i} = 0$ とした。尚、 $a_{i,i} = 0$ である。この時、行列Aは対象行列となる。

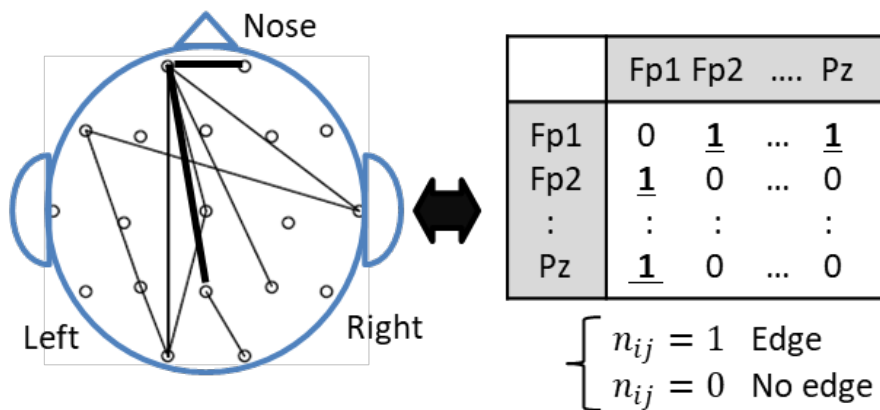


図3.3.6.1 BFCNとその対称行列

対称行列から電極に位置に応じて6つの部分行列に分割した（図3.3.6.2、表3.3.6.1）。左頭部（Fp1、F3、C3、P3、O1、F7、T7、P7）及び矢状面上（正中線上）（Fz、Cz、Pz）の電極のみの行列（Left）、右頭部（Fp2、F4、C4、P4、O2、F8、T8、P8）及び矢状面上の電極のみの行列（Right）、左頭部の電極の行と右頭部の電極の列の行列（Left/Right）、前頭部（Fp1、Fp2、F3、F4、F7、F8、Fz）及び冠状面上（C3、C4、T7、T8、Cz）の電極のみの行列（Front）、後頭部（P3、P4、O1、O2、P7、P8、Pz）及び冠状面上の電極のみの行列（Back）、前頭部の電極の行と後頭部の電極の列の行列（Front/Back）の6種類の行列に分割した。

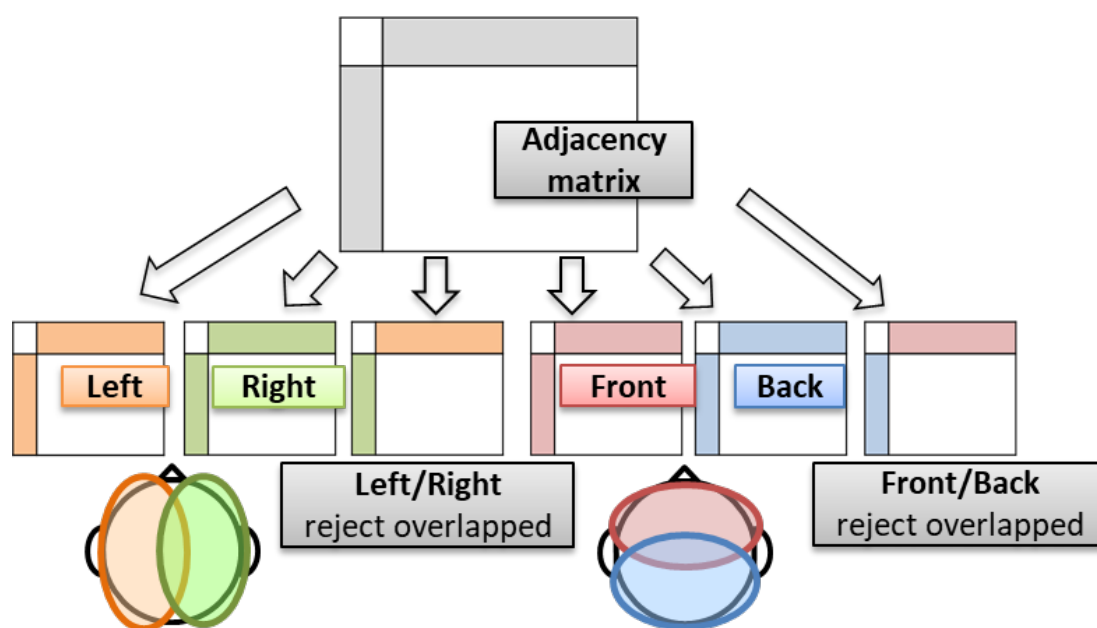


図3.3.6.2 対称行列の部分行列

表3.3.6.1 対称行列の各部分行列に含まれる電極

Partial matrix	Channels
Left	Fp1, F3, C3, P3, O1, F7, T7, P7, Fz, Cz, Pz
Right	Fp2, F4, C4, P4, O2, F8, T8, P8, Fz, Cz, Pz
Left/Right	Fp1, F3, C3, P3, O1, F7, T7, P7/ Fp2, F4, C4, P4, O2, F8, T8, P8
Front	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, F7, F8, T7, T8, Fz, Cz
Back	C3, C4, P3, P4, O1, O2, T7, T8, P7, P8, Cz, Pz
Front/Back	Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, Fz/ P3, P4, O1, O2, P7, P8, Pz

赤：二つの部分行列で重複している電極

次に、これらの部分行列の密度を算出した。行列の密度は、実際の辺の数を接続可能な辺の数で割ることによって算出できる。実際の辺の数は、Left、Right、Front及びBackについては行列の総和/2、Left/Right及びFront/Backについては行列の総和であ

る。接続可能な辺の数は、Left、Right、Front及びBackについては式3.3.6.1、Left/Right及びFront/Backについては式3.3.6.2の通り計算できる。

$$\frac{\text{行数} \times \text{列数} - \text{対角要素数}}{2} \quad (\text{式3.3.6.1})$$

$$\text{行数} \times \text{列数} \quad (\text{式3.3.6.2})$$

Left、Right、Left/Right、Front、Back及びFront/Backの各行列の密度はそれぞれ d_l 、 d_r 、 d_{lr} 、 d_f 、 d_b 及び d_{fb} とする。これらの密度は、密度ベクトル (density vector; dv) の要素として以下の通り定義した。

$$dv = (d_l, d_r, d_{lr}, d_f, d_b, d_{fb}) \quad (\text{式3.3.6.3})$$

3.3.7 参照ベクトル

BFCNの評価のために、電極位置に応じた4つの偏重型の参照モデル R (reference model) を構築した。これらの参照モデルは、頭部の一部の領域 (左頭部、右頭部、前頭部及び後頭部) にある特定の電極間のみには辺を持つモデルである (表3.3.7.1)。各参照モデルは行列形式に表現すると、表3.3.6.1の部分行列Left、Right、Front及びBackの行列と同等になることがわかる。

表3.3.7.1 参照モデル

Reference models	Channels	Possible number of edges
R_l	Fp1, F3, C3, P3, O1, F7, T7, P7, Fz, Cz, Pz	55
R_r	Fp2, F4, C4, P4, O2, F8, T8, P8, Fz, Cz, Pz	
R_f	Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, F7, F8, T7, T8, Fz, Cz	66
R_b	C3, C4, P3, P4, O1, O2, T7, T8, P7, P8, Cz, Pz	

参照モデルの辺の数の最大は、式3.3.6.1より、LeftとRightは55、FrontとBackは66である。ここで、BFCNに含まれる辺の数は5以上であり、更に66以上になり得る。そこで、参照モデルの辺の数は、比較するBFCNの辺の数がその参照モデルの最大値以下の場合には比較するBFCNの辺の数と同じ、比較するBFCNの辺の数が最大値を超えた場合はその参照モデルの最大値とした。

つまり、数が定められた参照モデルの辺は、表3.3.7.1の通り、頭部の一部の領域にある特定の電極間で、定められた本数分ランダムに選ばれた。このランダムな参照モデルを種類に応じで各1000個構築した。全ての参照モデルは、式3.3.6.3の通り、 dv を算出

し、各参照モデルの種類に応じて、 dv の平均値を算出した。ここで、各参照モデル R_l 、 R_r 、 R_f 及び R_b の dv はそれぞれ、参照ベクトル dv_l 、 dv_r 、 dv_f 及び dv_b とする（図3.3.7.1）。

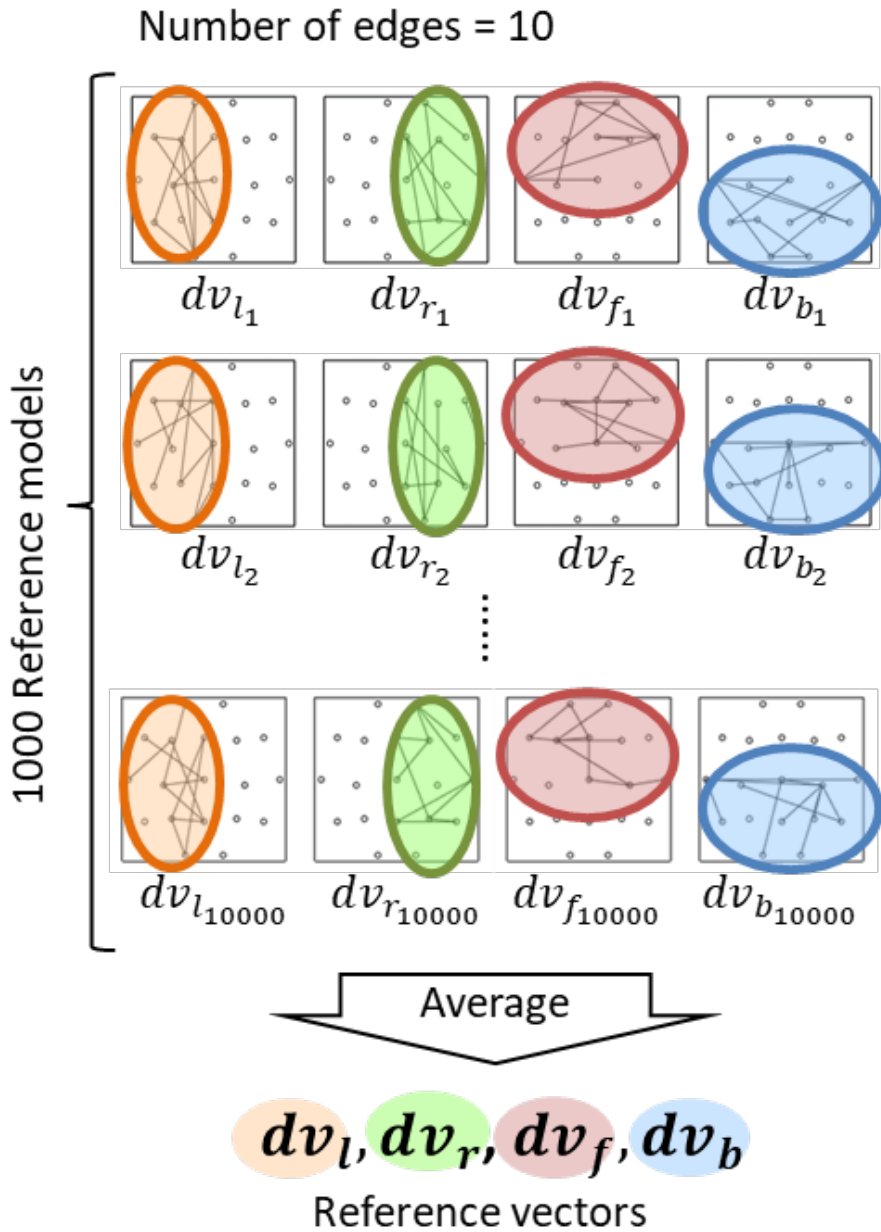


図3.3.7.1 参照ベクトル

ここでは各参照モデルの辺の数は10

3.3.8 RightnessとFrontnessの定義

例として、評価したいBFCNの密度ベクトルを dv_A とする。この dv_A と各参照ベクトルとのユークリッド距離を下記の通り算出する。

$$d(dv_A, dv_l) = L$$

$$d(dv_A, dv_r) = R$$

$$d(dv_A, dv_f) = F$$

$$d(dv_A, dv_b) = B \tag{式3.3.8.1}$$

尚、 dv 間のユークリッド距離の計算式は下記の通り定義されている。

$$d(X, Y) = \sqrt{(x_1, y_1)^2 + (x_2, y_2)^2 + (x_3, y_3)^2 + (x_4, y_4)^2 + (x_5, y_5)^2 + (x_6, y_6)^2} \tag{式3.3.8.2}$$

BFCNがある参照モデルに似ている場合、そのユークリッド距離は小さくなる。そこで、本研究では下記の通り、*Rightness*と*Frontness*を定義した。

$$Rightness = L - R$$

$$Frontness = B - F \tag{式3.3.8.3}$$

こうして、BFCNは二つの値*Rightness*と*Frontness*を持つことになる。BDCNは、*Rightness*の値が大きい ($R < L$) ほど R_r 、小さい ($L < R$) ほど R_l と似ている。また、*Frontness*の値が大きい ($F < B$) ほど R_f 、小さい ($B < F$) ほど R_b と似ている。

3.3.9 BFCNの可視化

各実験条件の全てのBFCNは、*Rightness*軸 (x 軸) と*Frontness*軸 (y 軸) 上にプロットした (e.g., 図3.3.9.1 上段)。得られたプロットに対して、観測済みのデータ密度から未観測のデータを推定するため、カーネル密度推定を行った (e.g., 図3.3.9.1 中段)。この時、 R のkde2d関数 (MASSパッケージに含まれる) を利用した。kde2d関数のパラメータは以下の通りである。 x と y 方向に対する帯域幅のベクトル=0.24、各方向に対するグリット点の数=50、グリッドで覆われた長方形の範囲は両方向に対して-0.3から0.3である。表情表出条件におけるカーネル密度推定の結果から注視条件におけるカーネ

ル密度推定の結果を減算した (e.g., 図3.3.9.1 下段)。この差分を取ることで、表情の視覚刺激に関わらず表情表出に際し、どういったBFCNが構築されたかを色別で可視化することが可能となる。尚、差分を取る前に各カーネル密度推定の結果は0~1で正規化を行っている。

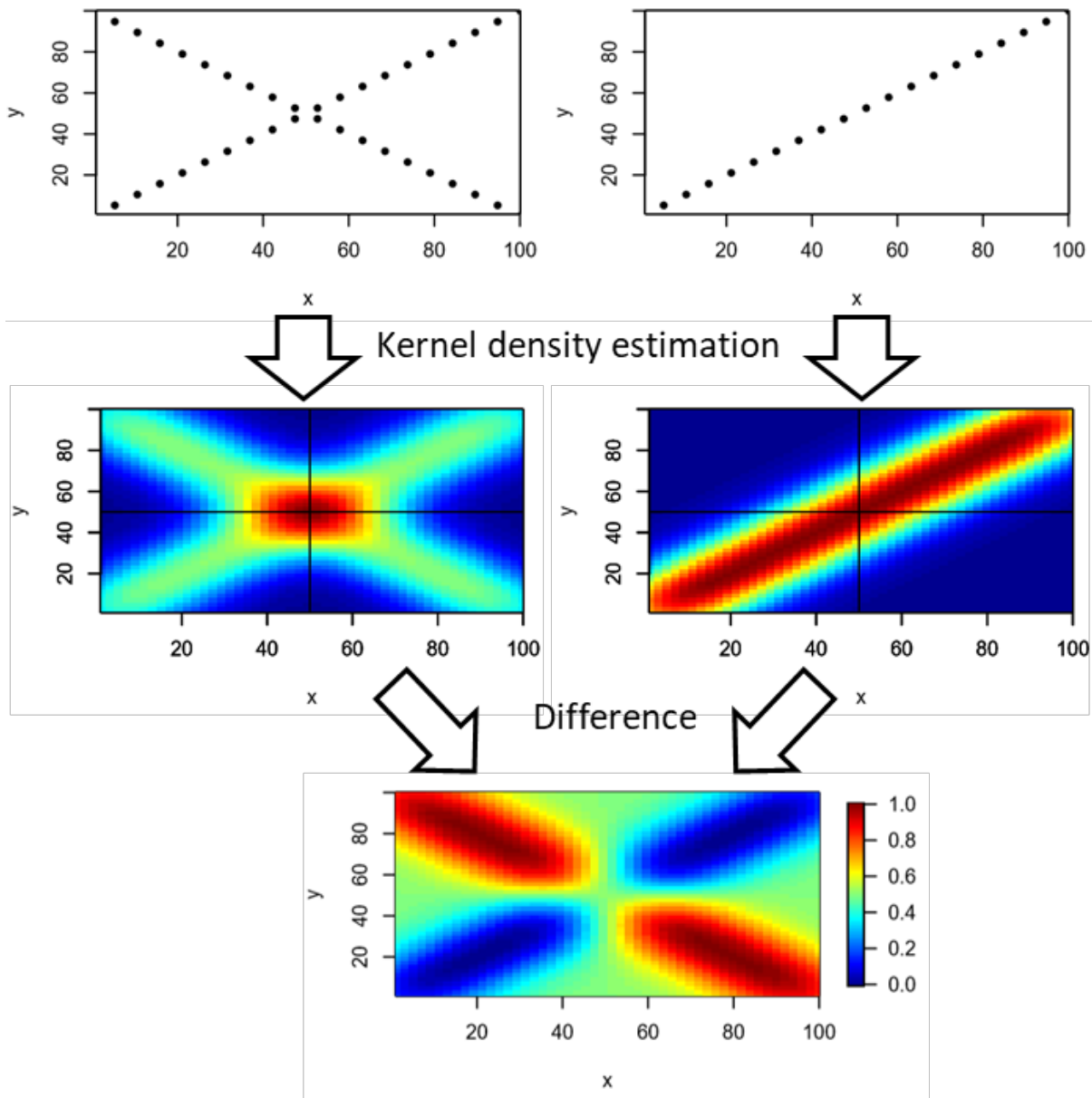


図3.3.9.1 プロットの例

x軸：Rightness、y軸：Frontness

上段：点が1つのBFCNを表す、中段：カーネル密度推定後、下段：2つのカーネル密度推定の差分 (左-右)

カーネル密度推定の結果の減算から得られたグラフに関して、赤い領域 (密度の高い領域) はこの領域の値を示すBFCNが特に構築されたと推定される領域である。反対に、青い領域 (密度の低い領域) はこの領域の値を示すBFCNが構築されなかったと推定される領域である。そのため、本解析によって、各表情表出においてどういった種類のBFCN (e.g., *Rightness*が正である、*Frontness*が負である) が構築されやすいのかを推

測できる。BFCNはSL（同期性）に基づいていて構築されていることを考えると、カーネル密度推定の結果の減算によって、各表情表出時にどの脳領域が同調しているのかを推測できる。

3.3.10 媒介中心性

「3.3.5 Brain functional connectivity network (BFCN)」において得られたBFCNに対して媒介中心性 (betweenness centrality) を算出した。媒介中心性とはネットワークにおいてノードの重要性を測る指標の一つである。各条件で構築されたBFCNにおいてどのノード（電極）が重要であるのかを媒介中心性として算出する。尚、媒介中心性は以下の式3.3.10.1の通り算出した。

$$C_b(i) = \sum_{i \neq j \neq k} \frac{g_{jk}(i)}{g_{jk}} \quad (\text{式3.3.10.1})$$

ここで、 g_{jk} はネットワークのノード j とノード k 間の最短距離 (shortest path) の数、 $g_{jk}(i)$ はノード j とノード k 間の最短距離の中でノード i を通るものの数である。この時の計算はRのbetweenness関数（パッケージsnaに含まれる）を利用した。

3.3.11 統計解析

算出された媒介中心性から、各表情によってBFCNにおける重要な電極に違いが得られないかを調べる。そこで、各表情に応じて、全ての被験者から得られる各電極の媒介中心性の値に関して、統計解析を行った。別の実験条件間（注視条件と表情表出条件間）での同じ表情（無表情を除く7種類の表情）（表3.3.11.1）もしくは同実験条件における別の表情間（ ${}_8C_2 = 28$ 種類の表情対）（表3.3.11.2）での同じ電極の媒介中心性の有意差を確認した。

表3.3.11.1 統計解析のペア（別実験条件間、同表情）

Experiment condition	Experiment condition	Facial expression	Facial expression
			B
			C
			D
W	FE		E
			F
			G
			H

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

表3.3.11.2 統計解析のペア（同実験条件、別表情間）

Experiment condition	Experiment condition	Facial expression	Facial expression
			B
			C
		A	D
			E
			F
			G
			H
		B	C
			D
			E
			F
			G
			H
W or FE		C	D
			E
			F
			G
			H
		D	E
			F
			G
			H
		E	F
			G
			H
		F	G
			H
		G	H

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

統計検定はノンパラメトリック検定の一つであるウィルコクソンの順位和検定 (Wilcoxon rank-sum test) を選択した。今回の解析対象のデータ群である媒介中心性の値は、母集団の分布を仮定できないと考えたため、ノンパラメトリック検定を選択した。

また、ウィルコクソンの順位和検定を行う前に、データが正規分布に従うのかShapiro-Wilkの正規性検定で調べた。Shapiro-Wilkの正規性検定の帰無仮説は「データが正規分布に従っているか」であり、p値は有意水準（本研究では0.01）未満であれば帰無仮説が棄却され、データは正規分布に従っていないこととなる。そこで、この結果から正規分布に従わないデータ群である場合は、ウィルコクソンの順位和検定に進めた。尚、上記の統計検定はRの関数を用いた。ウィルコクソンの順位和検定はwilcox.exact関数（exactRankTestsパッケージに含まれる）、Shapiro-Wilkの正規性検定はshapiro.test関数を用いた。

ウィルコクソンの順位和検定の結果、p値<0.01である電極数が5個以上存在する場合、それらの電極を電極集合として図3.3.11.1のように表示した。ここで、電極数5というのは全体の電極数19に対して25%以上に当たる。

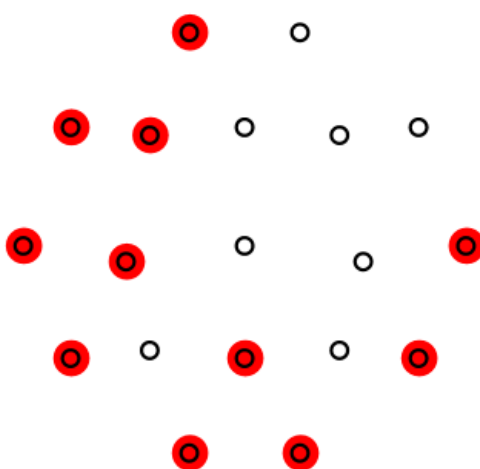


図3.3.11.1 電極集合（赤丸）

黒丸：19電極（上部が頭部前方、上方から頭部を見た形）
赤丸：別の表情間において有意差（p値<0.01）がある電極（5電極以上の場合）

3.3.12 Szymkiewicz–Simpson coefficient

統計解析の結果を基に作成した電極集合の対を全ての組み合わせで比較し、重要度の違う電極が現れるパターンを詳しく調べる。この比較によって現れる差異を定量化するために、2つの集合間の類似性を表す指標であるSzymkiewicz–Simpson coefficient (SSC)を算出した。SSCは以下の式3.3.1.2.1の通り、2つの集合(X, Y)の積の要素数を2つの集合の中で小さい方の要素数で割ることで得られる。

$$SSC(X, Y) = \frac{|X \cap Y|}{\min(|X|, |Y|)} \quad (\text{式3.3.12.1})$$

2つの集合間の類似性指標としてSSC（類似性SSC）、また左右対象における相違性指標として通常の集合と左右反転した集合のSSC（相違性SSC）を計算した。例えば、2つの集合 (X, Y) がある時、 X を左右反転した X^{-1} と Y のSSCは、 $SSC(X^{-1}, Y) = dSSC(X, Y)$ と定義した。つまり、相違性SSCは以下の式3.3.1.2.2で定義できる。

$$dSSC(X, Y) = \frac{|X^{-1} \cap Y|}{\min(|X^{-1}|, |Y|)} \quad (\text{式3.3.12.2})$$

図3.3.12.1は電極集合間におけるSSC計算の例を示す。本研究では、SSCの閾値は0.5と定義した。SSC値が0.5以上というのは、媒介中心性の有意差が現れる共通の電極がどちらの電極集合にも存在し、その電極数がより小さい電極集合の半分以上の電極を占めることを意味する。閾値を超えた場合、2つの電極集合は類似性もしくは相違性があるとした。

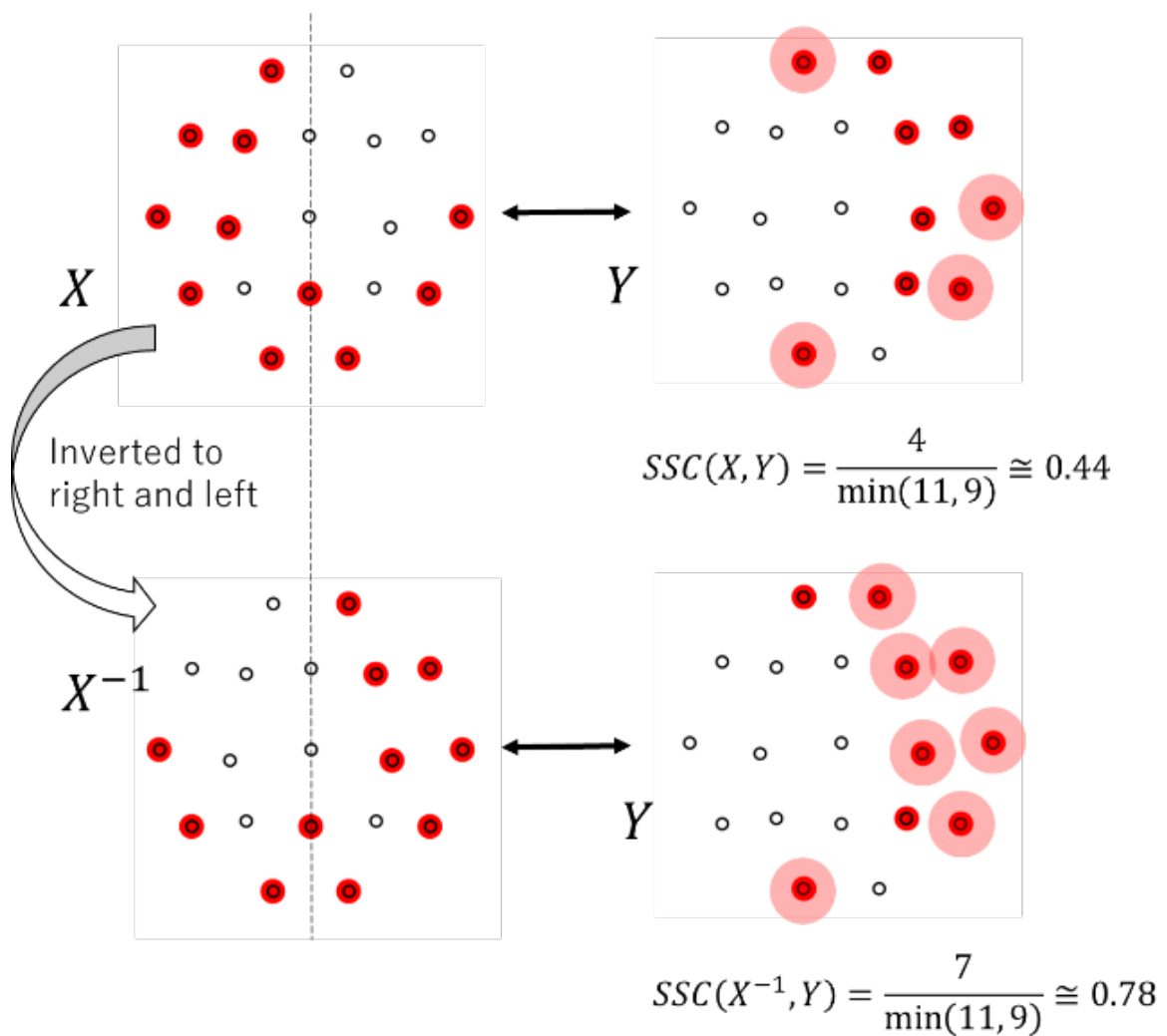


図3.3.12.1 SSC計算の例

$SSC(X, Y)$ は類似性指標、 $SSC(X^{-1}, Y) = dSSC(X, Y)$ は左右対称における相違性指標である。ピンク円に囲まれた赤丸は $X \cap Y$ もしくは $X^{-1} \cap Y$ を表す。
 $dSSC(X, Y) = 0.78 > 0.5$ より、 X と Y は左右対称において相違性があると言える。

3.4 結果

3.4.1 BFCNの可視化結果

全ての被験者の各周波数帯域における注視条件及び表情表出条件での各表情のBFCNを*Rightness*軸（*x*軸）と*Frontness*軸（*y*軸）上にプロットした。その後カーネル密度推定の結果から、表情表出条件と注視条件の差分を求めることで図3.4.1.1から図3.4.1.6の通り可視化した。図3.4.1.1から図3.4.1.6のA～Hは「図3.2.1.1 提示画像」に準ずる。

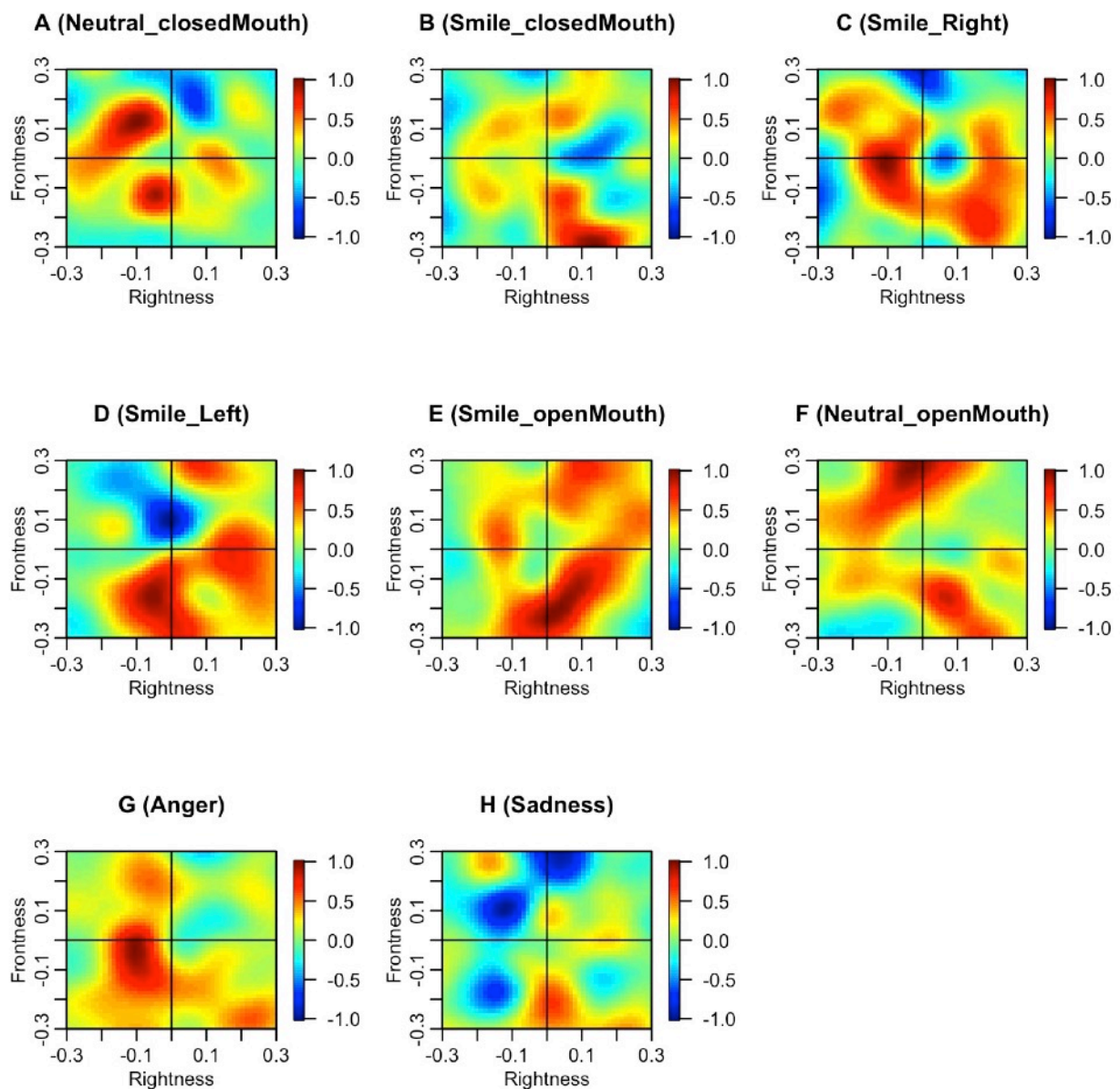


図3.4.1.1 デルタ波における可視化結果

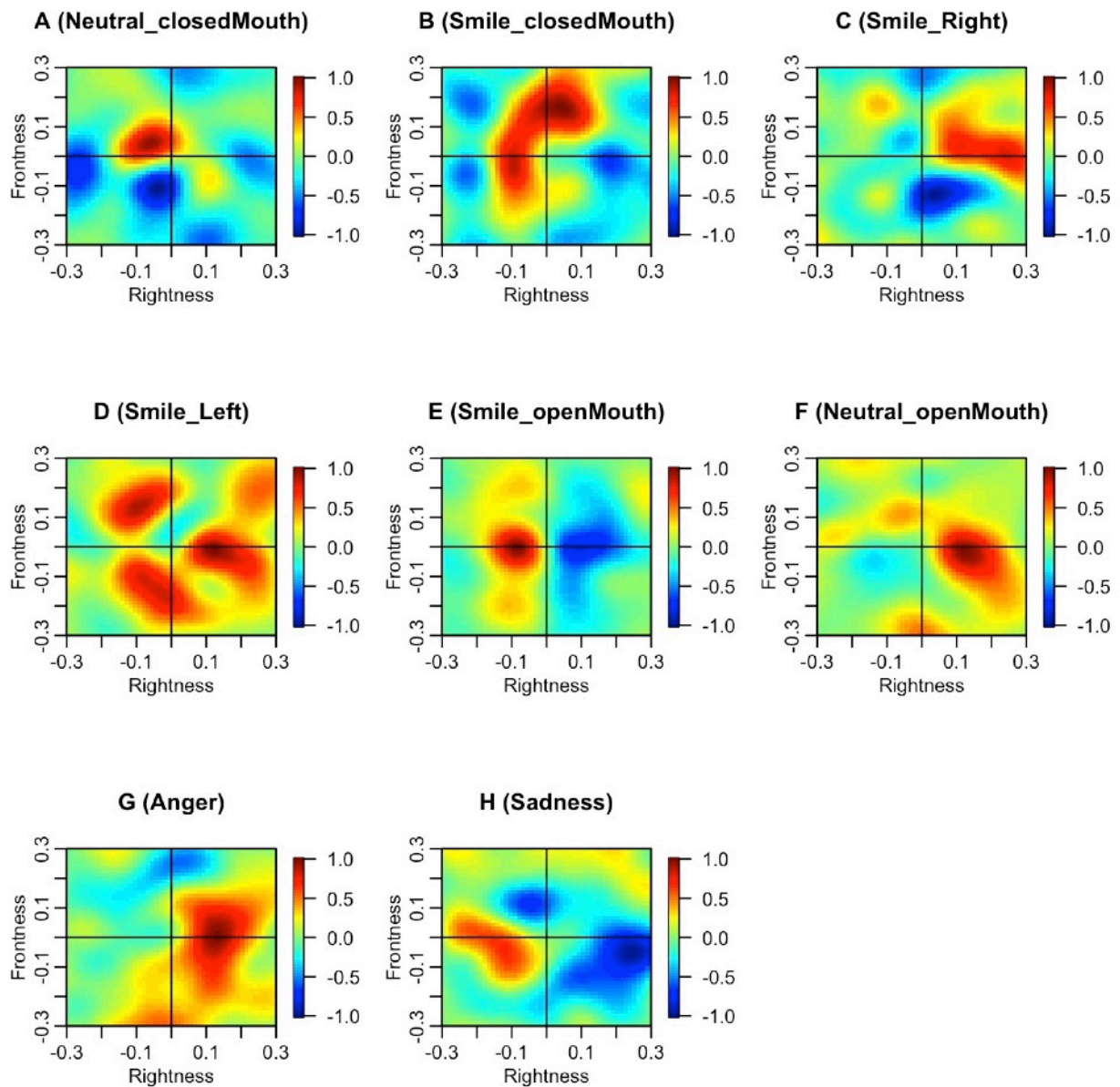


図3.4.1.2 シータ波における可視化結果

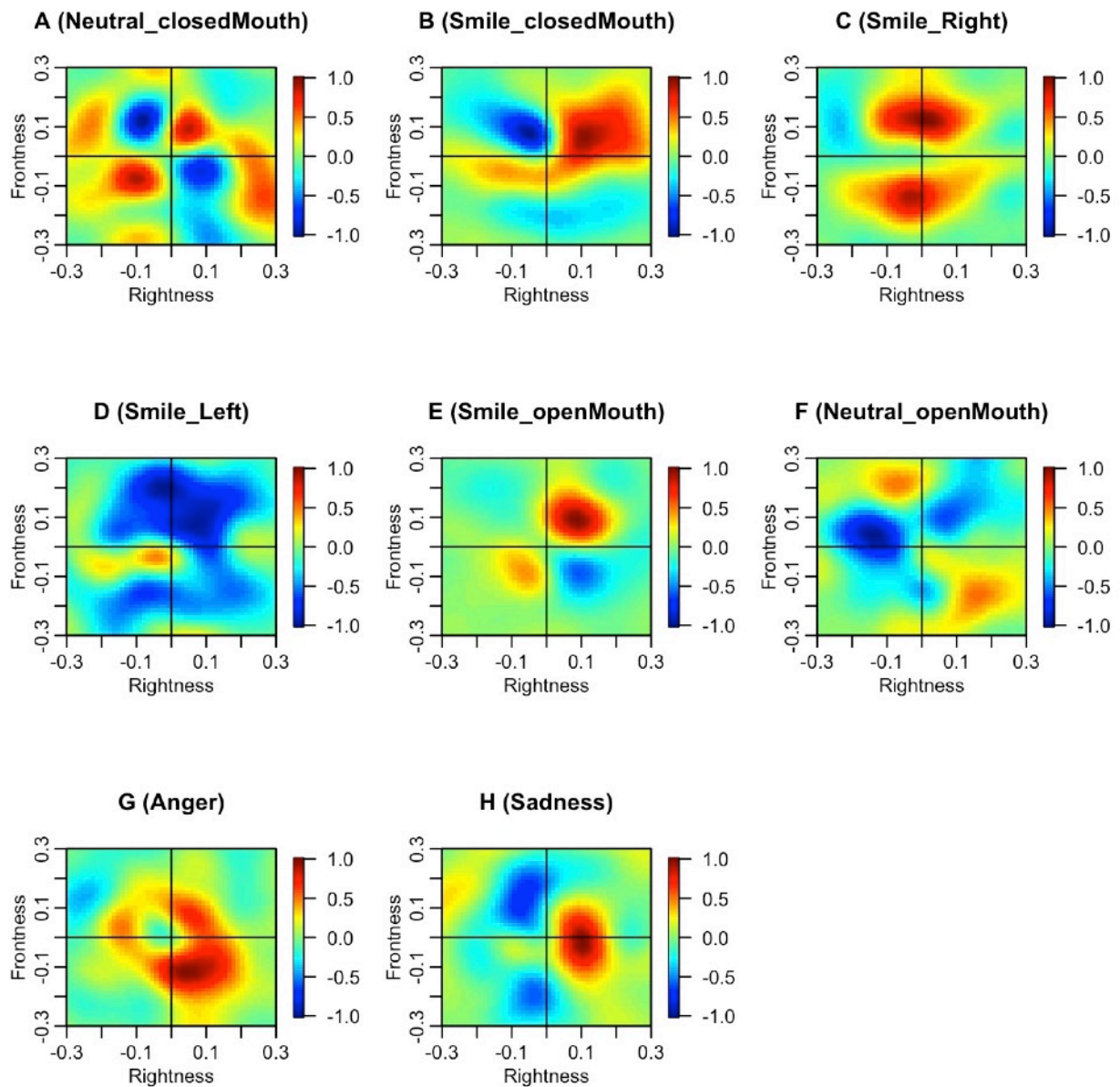


図3.4.1.3 低周波数アルファ波における可視化結果

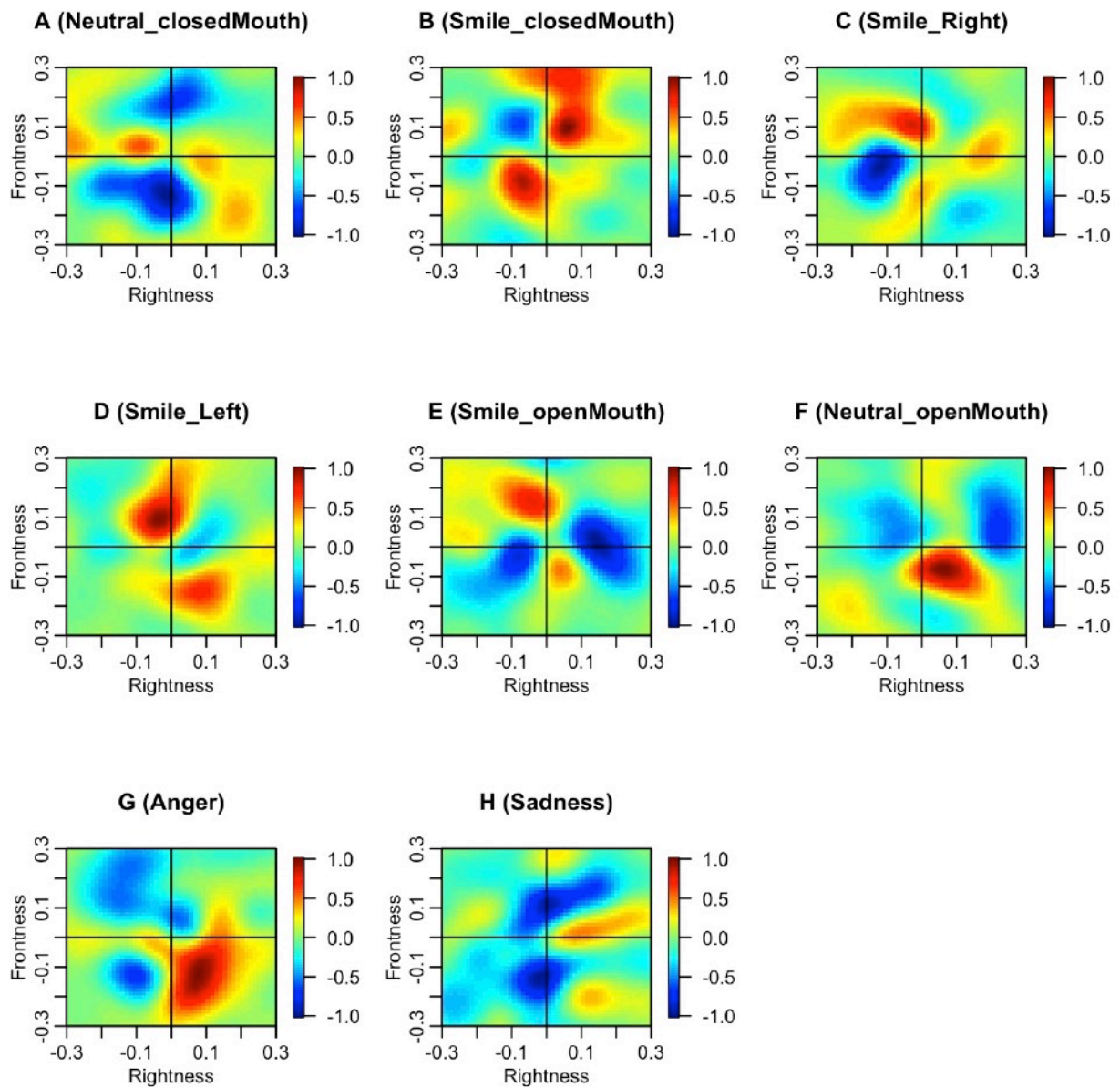


図3.4.1.4 高周波数アルファ波における可視化結果

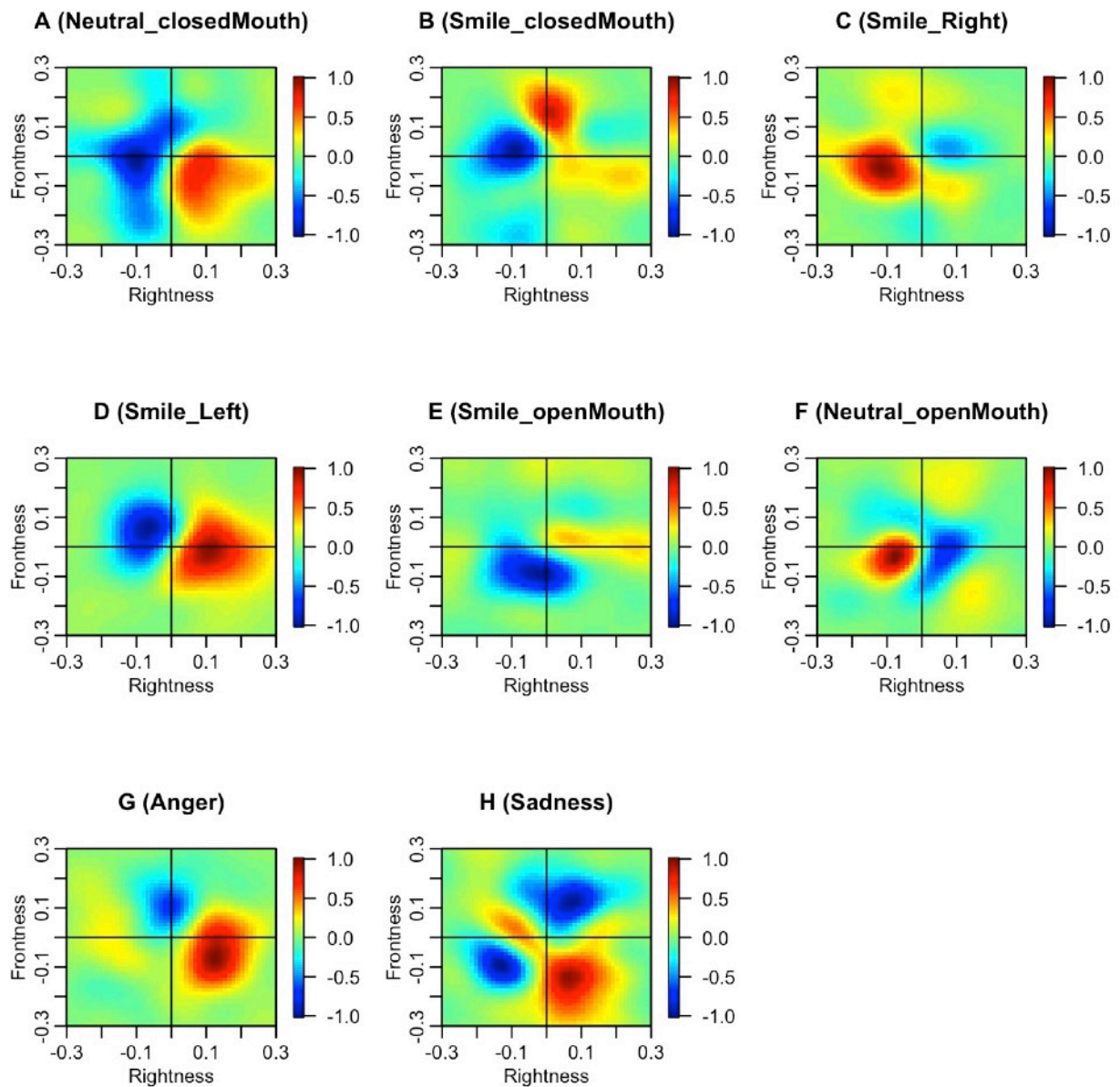


図3.4.1.5 ベータ波における可視化結果

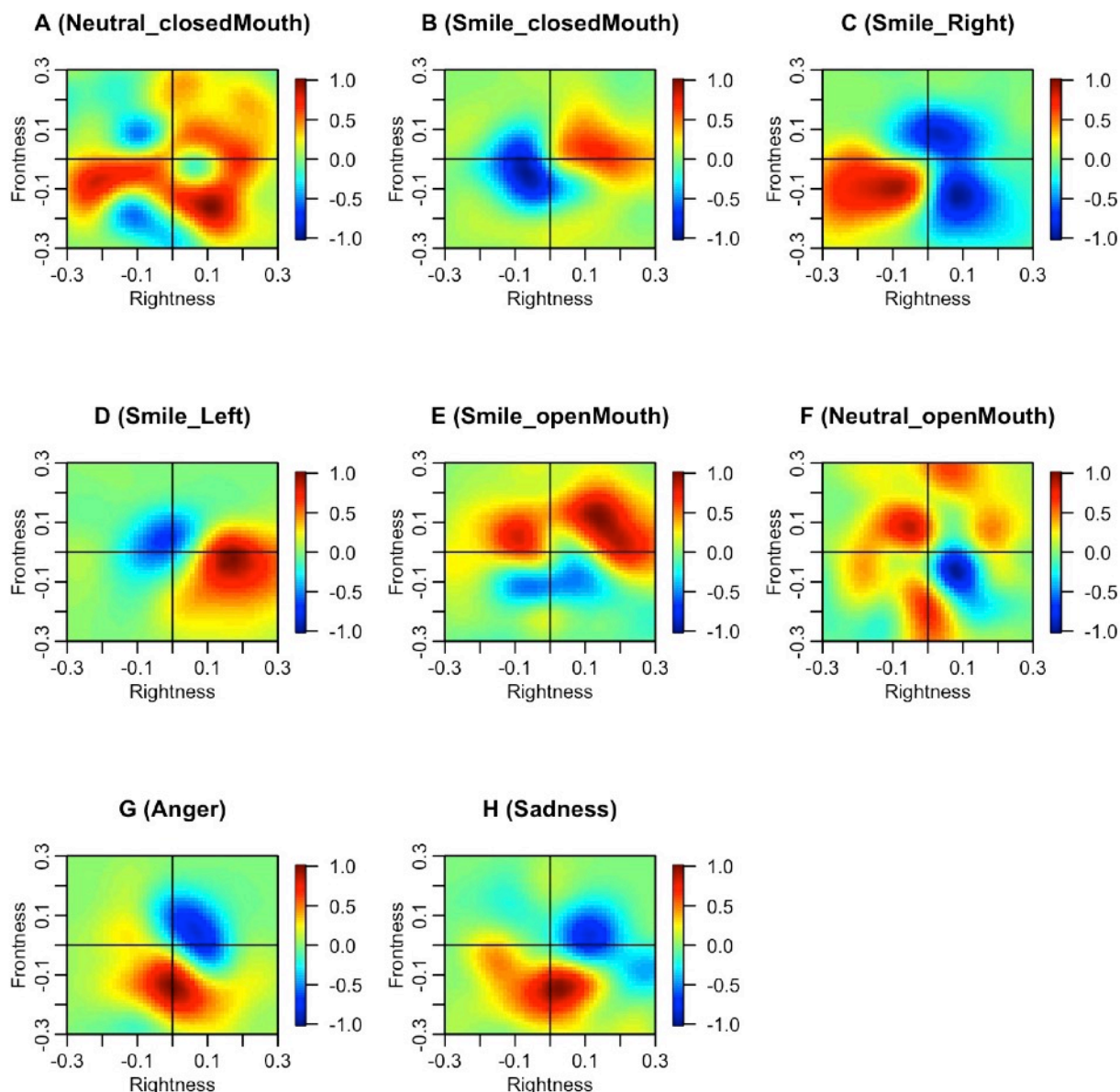


図3.4.1.6 ガンマ波における可視化結果

まず、図3.4.1.1から図3.4.1.6における各Aのグラフ（左上）に注目した。提示画像がA（閉口の無表情）であることから、注視条件と表情表出条件における被験者の活動はどちらも画像の注視のみで表情の表出は行わないため同等である。そのため、どちらの条件においても同等の脳活動が行われていると考えられることから、同等のBFCNが構築されると考察される。つまり、得られたグラフには「偏りが無い」と仮定する。この仮定を満たすグラフがある周波数帯域は、デルタ波（活性部位が2点に分岐）、低周波数アルファ波（活性部位が広範囲に波及）、高周波数アルファ波（活性部位が広範囲に波及）、ガンマ波（活性部位が広範囲に波及）である（表3.4.1.1 A列）。

次に、各表情（B～H）についてグラフを比較していく。各表情において、それぞれ別の脳活動が行われていることから、各表情で特有のBFCNが構築されると考察される。つまり、得られたグラフには各表情に応じた「特徴的な偏りが生じている」と仮定す

る。尚、この偏りが複数箇所が存在している場合、表情表出において推定される活性領域の範囲が広がってしまう。活性領域の範囲が広い場合、本研究で求められる空間分解能が限定的であることを考えると考察が難しい。そこで、本研究では「各表情で特徴的な偏り（かつ表情間で似た偏りを示さない）」が生じており、「偏りは一点に集約」されているグラフに限り考察を行う。

まず、「各表情で特徴的な偏りが生じている（表情間で似ていない）」という仮定を満たさない周波数帯域は、ベータ波（A、D、G：活性位置が似ている）、ガンマ波（GとH：活性位置が似ている）である。次に、「偏りが一点である」というこの仮定を満たさないグラフがある周波数帯域は、デルタ波（B～H：活性部位が広範囲に波及）、シータ波（G：活性部位が広範囲に波及、D：活性部位が3点に分岐）、低周波数アルファ波（C：活性部位が2点に分岐）、高周波数アルファ波（B、D：活性部位が2点に分岐）、ガンマ波（F：活性部位が広範囲に波及、E：活動部位が2点に分岐）である。

上述の各周波数帯におけるグラフの評価をまとめると、表3.4.1.1のようになる。

表3.4.1.1 各周波数帯における各表情の結果比較

Frequency band	Facial expressions							
	A	B	C	D	E	F	G	H
Delta	*	**	**	**	**	**	**	**
Theta				*			**	
Lower alpha	**		*					
Upper alpha	**	*		*				
Beta	x			x			x	
Gamma	**				*	**	x	x

*活性部位が分岐、**活性部位が広範囲、x互いに似ている

以上より、ガンマ波において、提示画像Aのグラフ中に「偏りが無い」ことが示された。また、「各表情で特徴的な偏りが生じている（表情間で似ていない）」を満たさないが、偏りを生じている表情間がG（怒り）とH（悲しみ）のネガティブな表情の組み合わせであった。似た分類の表情であれば、似たグラフが生じたとしても不思議はないと判断した。最後に、「偏りが一点である」という点をFで満たしていないが、Fは開口の無表情であることを考えると、Aの閉口の無表情と同様に広範囲に活性部位が広がったと考えられる。上記の理由から、ガンマ波に着目することとし、ガンマ波において得られたグラフについてより詳細に述べる。

図3.4.1.6（ガンマ波）において、閉口及び開口の無表情を表出（A、F）している間のグラフは、赤い領域が広範囲に広がっており、赤い領域の偏りは顕著ではない。右もしくは左側の顔のみで笑顔を表出（C、D）している間のグラフは、*Rightness*軸上におい

て表情筋を使う対側側 (e.g., 左の表情筋の場合は*Rightness*が正の範囲) に赤い領域が多い。また、閉口及び開口の笑顔を表出 (B、E) している間のグラフは、*Rightness*及び*Frontness*が正の範囲において赤い領域が多い。一方、怒り及び悲しみの表情を表出 (G、H) している間のグラフ、*Rightness*及び*Frontness*が負の範囲において赤い領域が多い。

3.4.2 媒介中心性結果

各電極の媒介中心性に対して、Shapiro-Wilkの正規性検定を行った。全てのp値は0.01未満であり、媒介中心性は正規分布に従わないことが示された。そこで、ウィルコクソンの順位和検定を行い、p値<0.01である電極数が5個以上存在する場合、それらの電極を電極集合として表した。ここで、ガンマ波における電極集合をその先の解析に利用した。他の周波数帯域では、顕著な電極集合が得られなかった。

全ての組み合わせ (別の実験条件間での同じ表情、同実験条件における別の表情間) において電極集合が得られたのは、別の実験条件間での同じ表情では7対中5対 (71%)、表情表出条件における別の表情間では28対中23対 (82%) であった。一方、注視条件における別の表情間では28対中0対 (0%) で、電極集合は得られなかった。

ガンマ波における媒介中心性が有意差 (p値<0.01) を示す電極集合の比較を図3.4.2.1に示す。別の実験条件間での同じ表情における電極集合 (図3.4.2.1 左上) と別の表情表出間における電極集合 (図3.4.2.1 右) は、オレンジもしくは青で囲った二つの電極集合同士で比較した。オレンジで囲った二つの電極集合の相違性SSCの値はその隣に配置した同色の長方形内に記した (図3.4.2.1、表3.4.2.1)。青で囲った二つの電極集合の類似性SSCの値はその隣に配置した同色の長方形内に記した (図3.4.2.1、表3.4.2.2)。

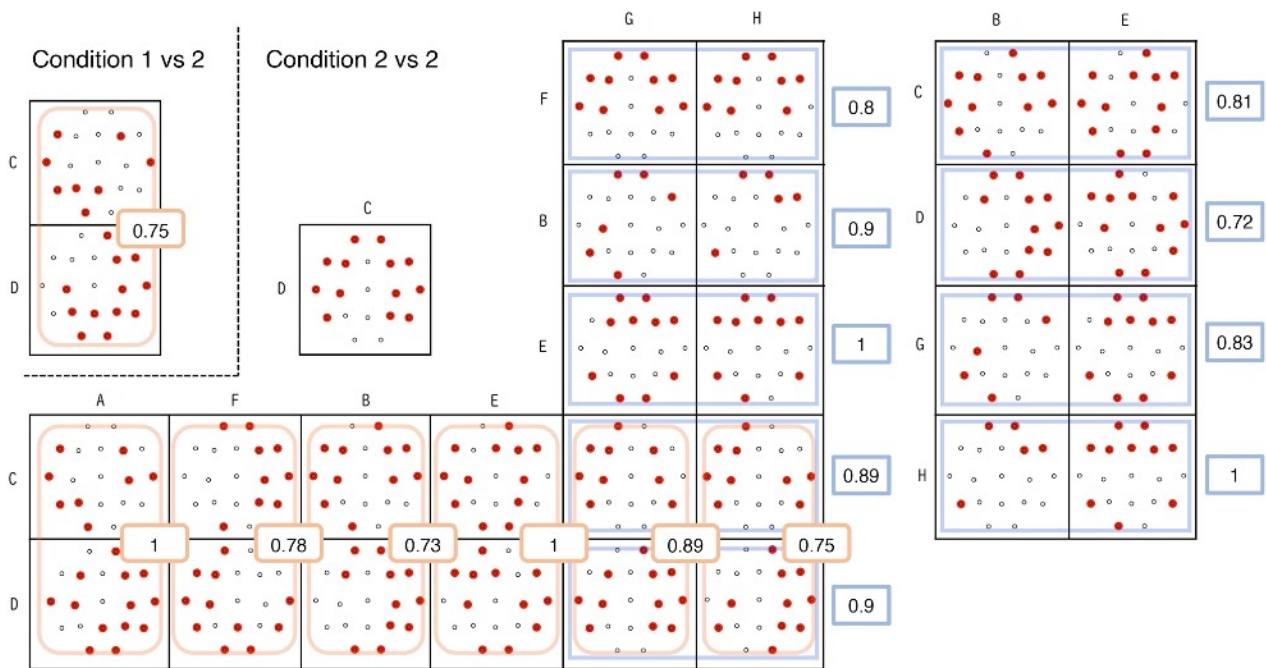


図3.4.2.1 媒介中心性が有意差（ p 値 <0.01 ）を示す電極集合の比較

アルファベットは図3.2.1.1 提示画像に準ずる。

Condition 1：注視条件

Condition 2：表情表出条件

Condition 1 vs. 2（左上）：同じ表情の別実験条件間での比較

Condition 2 vs. 2（右）：別の表情表出間での比較

オレンジで囲った二つの電極集合の相違性SSCはその隣に配置（表3.4.2.1）。青で囲った二つの電極集合の類似性SSCはその隣に配置（表3.4.2.2）。

表3.4.2.1 図3.4.2.1の相違性SSC

計算式	SSC値
$dSSC((C \text{ in } C1 \text{ vs } C2), (D \text{ in } C1 \text{ vs } C2))$	0.75
$dSSC((A \text{ vs } C), (A \text{ vs } D))$	1
$dSSC((B \text{ vs } C), (B \text{ vs } D))$	0.73
$dSSC((E \text{ vs } C), (B \text{ vs } D))$	1
$dSSC((F \text{ vs } C), (F \text{ vs } D))$	0.78
$dSSC((G \text{ vs } C), (G \text{ vs } D))$	0.89
$dSSC((H \text{ vs } C), (H \text{ vs } D))$	0.75

表3.4.2.2 図3.4.2.1の類似性SSC

計算式	SSC値
SSC((B vs G), (B vs H))	0.9
SSC((C vs G), (C vs H))	0.89
SSC((D vs G), (D vs H))	0.9
SSC((E vs G), (E vs H))	1
SSC((F vs G), (F vs H))	0.8
SSC((C vs B), (C vs E))	0.81
SSC((D vs B), (D vs E))	0.72
SSC((G vs B), (G vs E))	0.83
SSC((H vs B), (H vs E))	1

別の実験条件間での同じ表情における電極集合の比較において、画像C及びD（以降アルファベットは図3.2.1.1 提示画像に準ずる）で得られた電極集合は相違性SSCが0.75だった（図3.4.2.1 左上、表3.4.2.1 1行目）。

別の表情表出間における電極集合の比較において、画像C-D間の電極集合は、高い左右対称性を示した（図3.4.2.1 中央の独立した電極集合）。この電極集合の内に、右側頭部の一つの電極（P4；図3.2.2.1参照）は存在したが、それに対応する左側頭部の電極（P3；図3.2.2.1参照）の部分で存在しなかったという点で完全な左右対称ではない。

更に、別の表情表出間における電極集合の比較において、閾値である0.5を超える相違性SSCを示した電極集合は、画像A-C間とA-D間、F-C間とF-D間、B-C間とB-D間、E-C間とE-D間、G-C間とG-D間及びH-C間とH-D間だった（図3.4.2.1 下段 2行 電極集合のオレンジ枠 左から右; 表3.4.2.1 2～7行目）。また、閾値である0.5を超える類似性SSCを示した電極集合は、画像F-G間とF-H間、B-G間とB-H間、E-G間とE-H間、C-G間とC-H間及びD-G間とD-H間（図3.4.2.1 左の縦2列 電極集合の青枠 上から下; 表3.4.2.2 1～5行目）、そして、画像C-B間とC-E間、D-B間とD-E間、G-B間とG-E間及びH-B間とH-E間（図3.4.2.1 右の縦2列 電極集合の青枠 上から下; 表3.4.2.2 6～9行目）だった。

図3.4.2.1中には含まれていないが、別の実験条件間での同じ表情における電極集合は、画像B、E及びFで存在し、別の表情表出間における電極集合は、画像A-F間、B-E間、B-F間及びE-F間で存在した。

3.5 考察

図3.3.1が示すように、「BFCNの可視化」と「媒介中心性における統計解析」を行った。これら2点の結果について、それぞれ3.5.1及び3.5.2で考察を行う。

まず、どちらの解析結果においても解析対象とした6つの周波数帯域の中でガンマ波においてのみ顕著な違いが見られた。ガンマ波は知覚や意識に関連付けられる[Jensen et al., 2007]とされている。本研究の表情認知及び表情表出の実験指示内容を考えると、表情表出の種類によってガンマ波に違いが現れることは十分考えられる。特に、瞑想時にガンマ波のパワースペクトラム密度が増加する[Braboszcz et al., 2017]ことから、精神的な活動に大きく関与する周波数帯域であることがわかっている。また、自閉症スペクトラム症研究[Rojas et al., 2014]や認知症研究[Iaccarino et al., 2016]においてもガンマ波が注目されており、高次脳機能との関わりが強く反映される周波数帯であることが示唆される。よって、本研究の解析手法はガンマ波に現れる高次認知機能における違いを検出するものと考えられる。特に、両方の解析手順に共通しているBFCNの構築の時点でガンマ波に現れる違いを検出したと推測できる。このBFCNはSL（同期性）に基づいて構築されることから、今回の実験での表情表出の違いは、ガンマ波におけるSL値の変動に現れると考えられる。また、様々な認知・知覚の研究においては脳波の同期性[Kitajo et al., 2007; Pijnenburg et al., 2004]が着目されていることから、SLに基づいたBFCNによって表情の違いを検出することができたと考えられる。

3.5.1 BFCNの可視化結果

BFCNの可視化結果について各表情表出における脳活動を考察する。

左右の表情筋は、その対側に位置する脳領域から伸びる顔面神経によって支配されている。実験では、左右の偏りを持たせた表情表出は笑顔でのみ実施した。左右に偏った笑顔を表出している間のグラフでは、右側のみの笑顔表出において*Rightness*が負の範囲、左側のみの笑顔の表出において*Rightness*が正の範囲で赤い領域が広く分布した。このことから、表情筋を使う対側側 (e.g., 左の表情筋の場合は*Rightness*が正の範囲) と対応した結果になっている。これは、表情筋とその支配領域の脳部位との対側関係と合致する。また、閉口及び開口の笑顔を表出している間のグラフは、どちらも*Rightness*及び*Frontness*が正の範囲において赤い領域が広く分布した。このグラフの分布から、閉口及び開口の笑顔の表出は左右対称に笑顔を表出したにも関わらず、左側のみの笑顔の表出と似た分布を得られたことがわかる。このことから、①左右対称の笑顔表出と左側の笑顔表出では似た脳活動を行なっている、②左右の偏った笑顔表出において表情筋の対側と対応したグラフが得られたことから考えると、左右対称の笑顔表出の際に左側の表情筋を優位に動かしている、という2点が推測される。②に関しては、筋肉電位を同時に計測していなかったことから推測の域を出ない。ただし、表情は完全な左右対称ではない[Okubo, 2020]ことが知られている。右半球は感情の処理に優れるため、右半球がコントロールす

る顔の左側で感情が強く表出される[Okubo, 2020]。そのため、笑顔を表出する指示を与えた際に左側優位に笑顔を強く表出させていたことが推測される。

一方、怒り及び悲しみの表情の表出において、*Rightness*及び*Frontness*が負の範囲において赤い領域が広く分布したことから、左右対称の笑顔表出におけるグラフ（赤い領域は*Rightness*及び*Frontness*が正の範囲で広く分布）とは反対の傾向が表れた。前述の笑顔の考察では、感情の表出が顔の左側により強く表出されると考察したが、怒り及び悲しみのグラフは*Rightness*が負の範囲で赤い領域が分布していた。つまり、表情筋と対側に赤い領域が分布する仮定の上では、右側の表情筋が優位に動くと考えられる。先の考察では、感情の表出は顔の左側が優位であるとした一方で、冷静な表情を表出させる際は顔の右側を強調する[Nicholls et al., 1999]ことが知られている。このことから笑顔と対比する冷静な表情（怒り及び悲しみ）の表出においては右側を強調して表情表出をしていると推測される。しかしながら、前述した通り筋肉電位を同時に計測していなかったことから推測の域を出ない。また、怒りと悲しみの表出の区別することは今回の手法ではできなかった。これらは感情の種類としてはネガティブであるために、左右対称で表出するように意識していても怒り及び悲しみの表出では右側の強調を無意識に行なっていたと考えられる。表情筋の動きを表していると考えられるグラフであるため、ネガティブな表情表出でのグラフ形状が似ていると考察できる。そのため、表情の種類判定は不可能であるが、ポジティブ（笑顔）とネガティブの感情表出では表情筋の左右の優位性に基づいてグラフでは反対の傾向を示すことから、大まかな感情の種類判定は可能であった。また、この解析手法によって得られる結果が表情筋に起因した脳活動を反映していなかったとしても、ポジティブもしくはネガティブの表情表出においては似た脳活動が行われていたことは検出できたと考える。

上述のように、笑顔や怒りなどの感情を伴うデータにおいてはグラフ上に感情の種類に特有の偏りが見られたが、感情を伴わない閉口及び開口の無表情において、赤い領域の偏りは顕著ではなかった。開口の無表情では、左右対称に表情筋を動かしているが感情を伴わないため左右差が生まれなかったもしくは小さかったと考えられる。つまり、本研究の解析手法は大まかな感情の種類判定だけでなく、感情の付加を判別できる手法であると推察される。

3.5.2 媒介中心性結果

媒介中心性に基づいた統計解析の結果について各表情表出における脳活動を考察する。

まず、媒介中心性で統計差が得られた電極集合が、①別の実験条件間での同じ表情で71%、②表情表出条件における別の表情間で82%、③注視条件における別の表情間で0%で現れたことについて述べる。①は注視条件と表情表出条件の実験条件の違いによって電極集合が得られていることから、同じ視覚刺激であるが表情を表出することによって媒介中心性に統計差が現れていた。また、③注視条件で得られなかったが、②表情表出条

件では表情の違いによって電極集合を得られてたことから、表情表出条件において表情間で媒介中心性に統計差が現れていた。以上より、表情表出のデータから、表情間において媒介中心性の差異を検出することが可能であると推測される。

①での左と右のみの笑顔表出の電極集合を比較すると、相違性SSCが0.75であり、これらは左右対象に近い電極集合であることがわかる。また、②で左と右のみの笑顔間の電極集合は、高い左右対称性を示した。以上より、左もしくは右のみの笑顔の表出では被験者の表出した表情と同様に左右の対称性の高い電極集合が得られたことがわかる。更に、②での電極集合の比較において、左もしくは右の笑顔と左右対称な全ての表情の表出（閉口及び開口の無表情、閉口及び開口の笑顔、怒り、悲しみ）との間で閾値以上の相違性SSCを示した。これにより、左もしくは右の笑顔の媒介中心性の値には左右対称性があることと推測される。これらはBFCNの可視化結果で述べたように、使用した表情筋の左右差によるものかもしれないが、筋肉電位を測定しなかったことから推測の域を出ない。単に左右の笑顔表出による脳活動の違いが反映されているとも考察できる。

また、笑顔（閉口及び開口）と左右の笑顔、怒り、悲しみとの間で閾値以上の類似性SSCを示した。つまり、左右対称の閉口及び開口の笑顔のポジティブな表情同士は類似性があると考えられる。このことは、閉口及び開口の笑顔の間で電極集合は得られたが顕著な偏りが見られなかったことから裏付けられる。そして、怒りと悲しみの表情と開口の無表情、笑顔（閉口及び開口・左右）との間、閾値以上の類似性SSCを示した。つまり、怒りと悲しみのネガティブ表情同士は類似性があると考えられる。このことは、怒りと悲しみの表情間で電極集合が形成されなかったことから裏付けられる。以上より、媒介中心性の統計解析結果から感情の類似性が得られた。BFCNの可視化結果の考察でも述べた通り、感情の類似性は表情筋に起因した脳活動を反映したと考察できるが、そうでなかったとしても、ポジティブもしくはネガティブの表情表出においては似た脳活動が行われてたことは検出できたと考えられる。

3.6 結言

研究1では、表情の表出のタイミングを被験者に知らせるために変動要因の少ない刺激として表情のピクトグラムを用いた。どの表情を表出すれば良いかを指示するだけであれば、文字 (e.g., 笑顔、SMILE、笑う) や表情毎に割り当てた記号 (e.g., ○が提示されたら笑顔、一が提示されたら無表情) を視覚刺激として選ぶことも考えられた。しかしながら、文字を読む際に活性化する脳部位が広範囲である[Matsuo, 2006]ことから、文字を視覚刺激として用いたことによって意図しない脳活動を賦活してしまう恐れがある。また、表情毎に割り当てた記号では、記号を見てどの表情を表出するかを考えなくてはならないため、表情表出の遅延、表出すべき表情を間違える恐れがある。そこで、被験者の自然な表情表出を引き出し、且つ脳の活動は表情に関するものに限定するため、変動要因の少ない刺激として表情ピクトグラムを視覚刺激に採用した。また、感情を引き出す方法 (感情変動を誘発するビデオの視聴[Hu et al., 2020]や過去の感情の想起[Razumnikova et al., 2019]など) を応用し表情を表出させた場合、研究結果は感情の発出によるものか単純な表情の表出によるものか区別ができないと考えた。そこで、感情を発端とした表情表出にならないよう「ピクトグラムと同じ表情を作る」という単純なタスクを被験者に課した。

実験で用いたピクトグラムは、「どの表情を表出すれば良いのかを判断するためである」と被験者に説明した。実際は、十分に顔であると認識できるピクトグラムであるため、提示されたタイミングで無意識的な表情模倣が行われている[Chartrand et al., 2009]。しかしながら、このピクトグラムを注視した被験者は、表情表出条件以外では意識的に表情を表出しようとはしていない。このため、この実験では注視条件と表情表出条件として設定したが、無意識な表情模倣条件と意識的な表情模倣条件として読み替えることも可能である。本研究では、無意識な表情模倣条件をコントロール条件としており、無意識な表情模倣の活動と意識的な表情模倣の活動の差分を取るとことで意識的な表情模倣 (単純な表情表出) によってどのような脳活動が行われているかを議論できる。

研究1では、考案した脳波解析手法によって、笑顔の表出の左右の違い、ポジティブな表情間、ネガティブな表情間の類似性、ポジティブとネガティブな表情間の違いが表せた。これらの違いは、笑顔を表出する際に左側優位に表出していたこと、ネガティブな表情を表出する際は顔の右側優位に表情を表出していたことが示唆された。しかしながら、筋肉電位を測定しなかったことから実際の表情筋の強さとの関連は確認できないため推測の域を出ない。こうした表情の違いは、表情筋の左右差によるものではないとするならば、感情を付加した表情の表出によるものと考察することもできる。感情に関する先行研究をいくつか挙げると、感情想起の脳波実験ではポジティブ感情において左前側頭部、ネガティブ感情において右前側頭部に関連があった[Razumnikova et al., 2019]こと、ネガティブ刺激によって左半球における脳波の同期性の上昇を引き起こした[Aftanas et al., 2002]ことなど、本研究で用いた同期性や脳部位の左右の別に関連するが報告がなされている。よって、今回の研究で行なった感情を付加した表情の表出はこうした感情をベースとした脳活動の違いが反映されたものとも推測される。ただし感情研究は様々な手法で実験が実施されており、単純に本研究の結果と比較することは難しい。よって、研究

1によって示唆できる点は、ポジティブもしくはネガティブの表情表出によってそれぞれ似た脳活動が行われるという点である。また、同期性を基に構築したBFCNを用いることで、感情の付加がある表情表出であるか、ポジティブもしくはネガティブの表情表出であるかの検出ができるだろう。

第4章 人物の表情画像を利用した表情表出実験（研究2）

4.1 緒言

第3章「表情ピクトグラムを利用した表情表出実験（研究1）」の結果を受けて、より表情の表出をしやすい環境を構築すると共に、ピクトグラムによる単純な刺激に伴う飽きや集中力の低下を防ぐために、実際の人物の表情画像を利用した実験方法を考案した。また、研究1では8種類の表情を利用したが、5種類の表情に限定し、被験者の負担を減らし1種類あたりのデータ数を増やすことで、データの質と量の向上を目指した。尚、この研究において、脳波計測を用いた実験（研究2-1）とfMRIを用いた実験（研究2-2）の2種類の実験を行った。

4.2 実験方法（研究2-1）

脳波計測を用いた実験手法に関して述べる。

被験者は18歳から52歳（平均：23.75歳、標準偏差：7.63歳）までの計32名（男性：23名、女性：9名）である（補足資料 表A-2）。

被験者の健康と利益を守るため、倫理的に問題のない実験方法を設定し九州工業大学の倫理審査委員会の実験実施許可を受けた。尚、被験者は実験開始前に書面及び口頭で実験に関わる説明を十分に受け、同意書に署名した。また、被験者は実験開始後においていかなる理由であっても実験参加を中止することができることを事前に説明した。結果的に、実験による健康被害は報告されず安全に実験を実施することができた。

4.2.1 実験計画

被験者は、ベッドに上向きで寝た状態で天井に投影された映像を注視するように指示された。この時、投影する映像は以下の通りである。

まず、5つの表情（無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒り）のピクトグラムと同等の表情の人物画像をそれぞれ用意した（図4.2.1.1）。

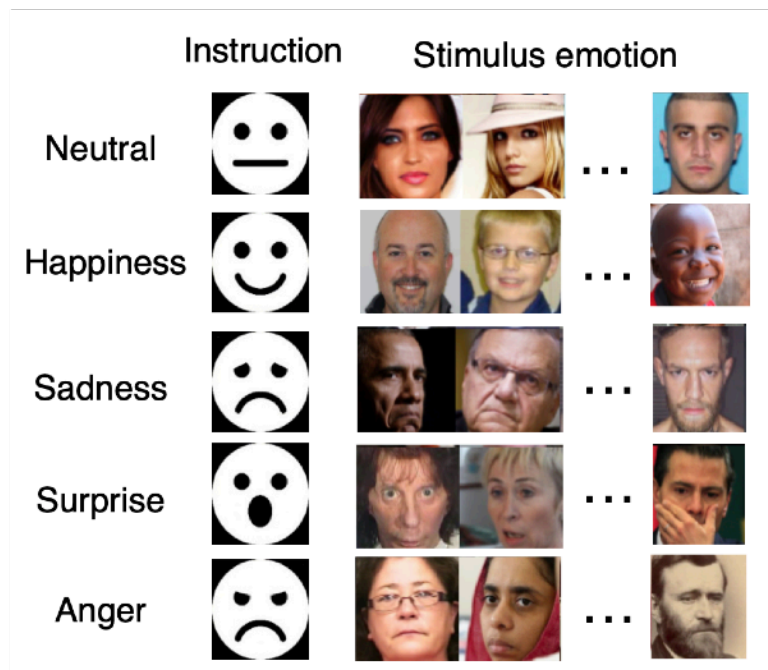


図4.2.1.1 各表情のピクトグラムと人物画像の例

Instruction：表情の指示となるピクトグラム

Stimulus emotion：メイン刺激となる人物の表情画像

尚、Neutral：無表情(A)、Happiness：笑顔(B)、Sadness：悲しみ(H)、Surprise：驚き(F)、Anger：怒り(G)である。カッコ内のアルファベットは図3.2.1.1に準じる。

人物の表情画像は、AffectNet[Ali et al, 2017]が無償提供する画像の中から実験者が各表情で80枚の画像を選別した。これらの画像は、実験者によって「明らかに対象の表情である」と判別できると考えられるものを年齢、性別、人種によらず選ばれた。この各表情における80枚の画像は、覚醒度 (arousal) 及び感情価 (valence) の二軸でプロットした (図4.2.1.2)。

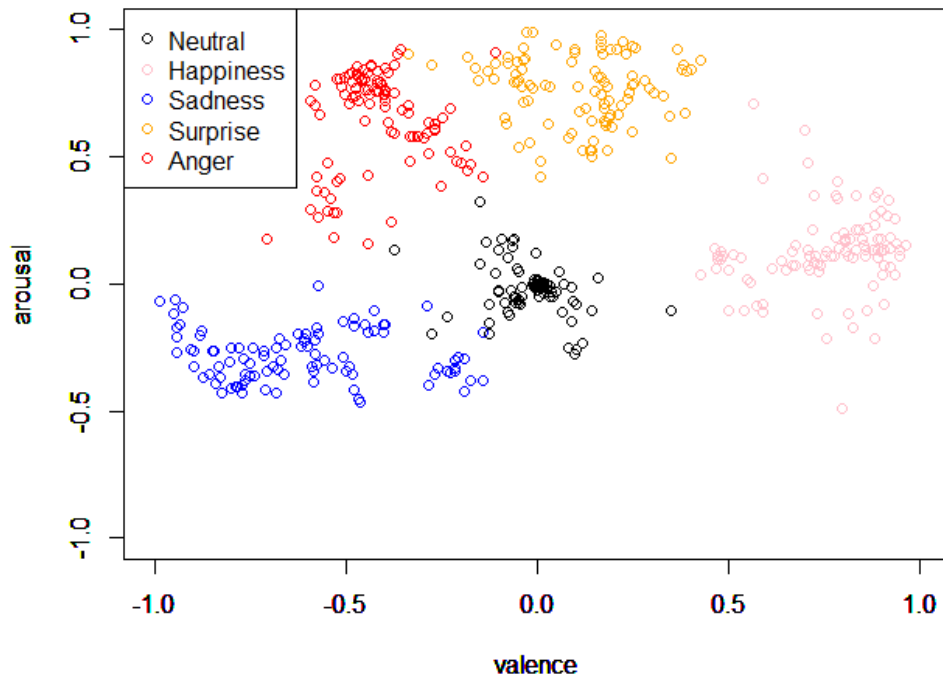


図4.2.1.2 各表情の80枚の画像 (valence 対 arousal)

図4.2.1を見ると、提供された表情画像データベースには表情毎に分類されていたにも関わらず、valenceとarouasal軸上に重なりが見られる。この境界に含まれる画像は表情が明らかではないと仮定し、この値が重ならないように画像を選別をした。すると各表情の画像を48枚に減らすことで、明らかにグラフ上で分別ができる画像のみに収束させることができた (図4.2.2)。

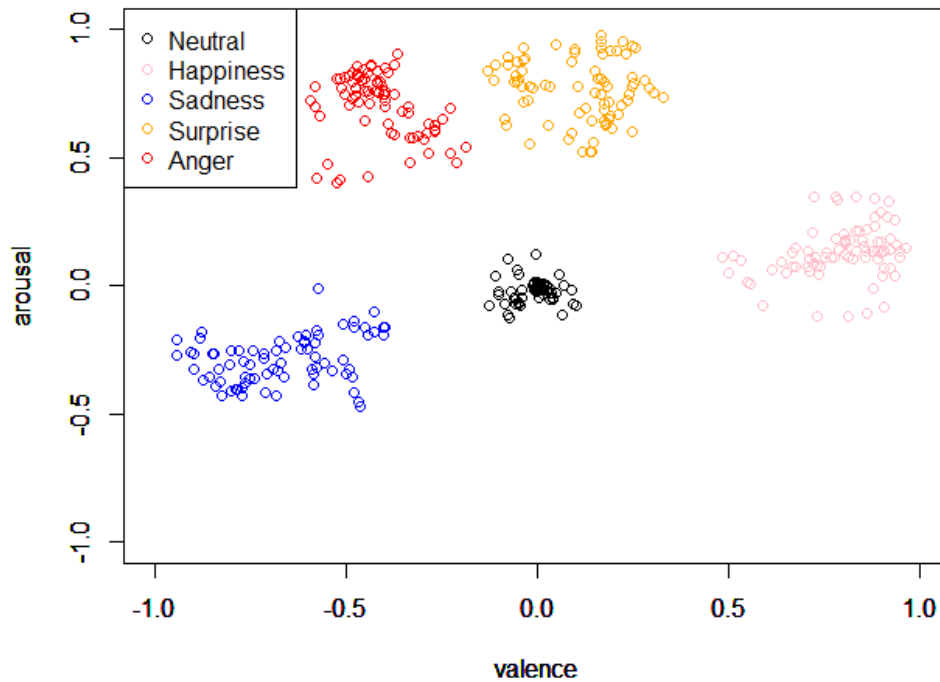


図4.2.1.3 各表情の48枚の画像 (valence 対 arousal)

この48枚の画像の内45枚は2回、3枚は3回映像中に登場させる。ただし、完全なるランダムではなく、まずランダムに並び変えられた48枚、改めて並び替えた48枚、選んだ3枚の画像の順とした（補足資料 図A-x参照）。

視覚刺激として提示する動画は、これから何の表情が提示されるのかを指示する目的でピクトグラムを3秒提示した。その後、そのピクトグラムと同じ表情の人物画像を1秒ずつ別の人物を5回提示した。その後1秒間、同じピクトグラムを再度提示し、そのピクトグラムと同じ表情の人物画像を1秒ずつ別の人物を6回提示した。その後6秒間は何も提示しなかった（図4.2.1.4）。尚、図4.2.1.4の青枠はピクトグラム、オレンジ枠は人物画像を表す。この一連の流れを、各表情が9回ずつ提示されるようにランダムに繰り返し提示した。繰り返し回数は、表情の種類が5種類であるため45回となる。被験者は常にこの動画を注視し、2回目のピクトグラムを見てから人物画像が消えるまでは提示された表情と同じ表情を表出されるように指示された。

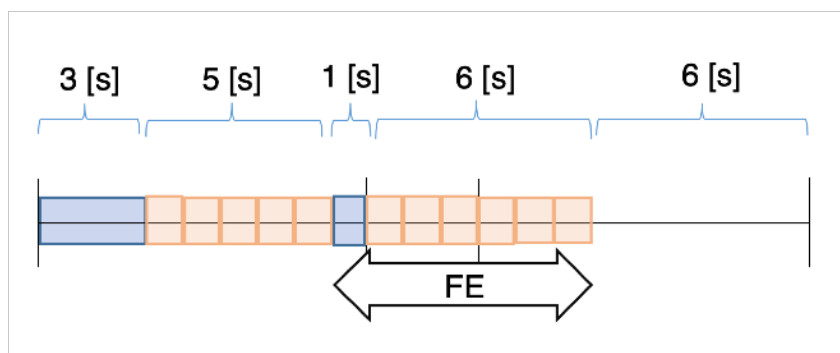


図4.2.1.4 提示動画

青：ピクトグラム、オレンジ：人物の表情画像

FE(Facial expression)：表情表出期間

また、被験者が各表情をどの程度表現しているのかを確認するため、計測の前後どちらかで、表情を作った顔写真を1枚ずつ合計5枚撮らせた。この時、被験者が表情を表出する際の心理的負担とならないように、実験者は写真撮影中の被験者を注視せず写真撮影は被験者に一任した。ただし、真正面から顔全体を写真に収めて撮影するように指示を出した。写真撮影後は、写真に手ブレがないことや顔全体が写っていること等を確認し、問題があれば再撮影を指示した。

4.2.2 計測方法

「3.2.2 計測方法」と同等の方法で計測した。

4.3 解析手法（研究2-1）

「3.3 解析手法」と同等の方法で解析した。ただし、下記の点で異なる。

まず、「3.3.4. 時系列としてのSL」において、脳波データは人物画像が表示始めた時からピクトグラムを表示するまでの間（5 s）を表情の注視条件、ピクトグラムの表示が終わった時から5秒間を表情表出条件として抽出しました（図4.3.1）。

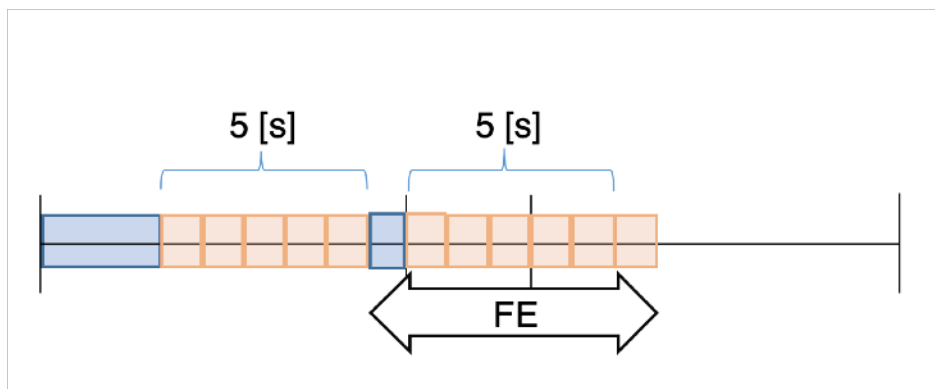


図4.3.1 解析対象範囲

また、「3.3.4. 時系列としてのSL」と同様にデータ前後の40データポイントのSL値は解析対象から排除した。この時、各周波数帯域のデータに対してSLの繰り返し計算数は126~248の範囲であり、前後40データポイントを排除することは約16.1~31.7 [%]のデータ喪失に当たる（表4.3.1）。

表4.3.1 排除されたデータの割合

Frequency band	Repetition time	Omission [%]
Delta	126	31.7
Theta	235	17.0
Lower alpha	242	16.5
Upper alpha	244	16.4
Beta	246	16.3
Gamma	248	16.1

Repetition time : SLの繰り返し計算数

Omission: Repetition timeに対して排除した前後40データポイントの占める割合

また、「3.3.11 統計解析」において、別の実験条件間（注視条件と表情表出条件間）での同じ表情（無表情を除く4種類の表情）（表4.3.2）もしくは同実験条件における別の表情間（ ${}_3C_2 = 10$ 種類の表情対）（表4.3.3）での同じ電極の媒介中心性の有意差を確認した。

表4.3.2 統計解析のペア（別実験条件間、同表情）

Experiment condition	Experiment condition	Facial expression	Facial expression
W	FE		B
			F
			G
			H

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

表4.3.3 統計解析のペア（同実験条件、別表情間）

Experiment condition	Experiment condition	Facial expression	Facial expression
W or FE	A		B
			F
			G
			H
	B		F
			G
			H
			H
	F		G
			H
			H
			H

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

加えて、「3.3.11 統計解析」における電極集合作成の基準は、ウィルコクソンの順位和検定の結果、 p 値 <0.05 である電極数が3個以上存在する場合とした。ここで、電極数3というのは全体の電極数19に対して15%以上に当たる。

被験者の表情写真（例：図4.3.2）は、顔画像から表情と性別を判別するプログラム[Octavio et al., 2017] (image_emotion_gender_demo.py, https://github.com/oarriaga/face_classificationより, MIT License) を利用し、無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒りをそれぞれ数値化して取り出した。この数値を利用し、各被験者が表出した表情が外部から見てどの程度期待する表情を表出できているかを測る。例えば、適切に笑顔を表出した顔写真であれば、無表情、悲しみ、驚き、怒りの数値は低く、笑顔の数値が高くなる。

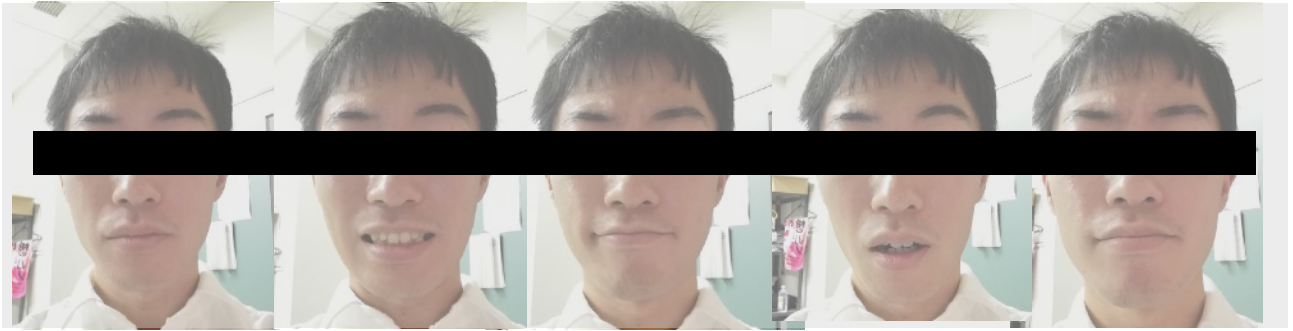


図4.3.2 ある被験者の表情写真

左から無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒りの表情を表出している

ただし、自動判定プログラムによって顔と認識されない顔写真の場合は、眼鏡の除去、目の輪郭、鼻の輪郭、唇の輪郭などを黒で縁取る、黒目と白目を単色で塗りつぶす等、顔と認識させるための画像の編集を手作業で行った。この時、実際の部位の輪郭とのズレが出ないように注意した。画像編集例は図4.3.3に示す。

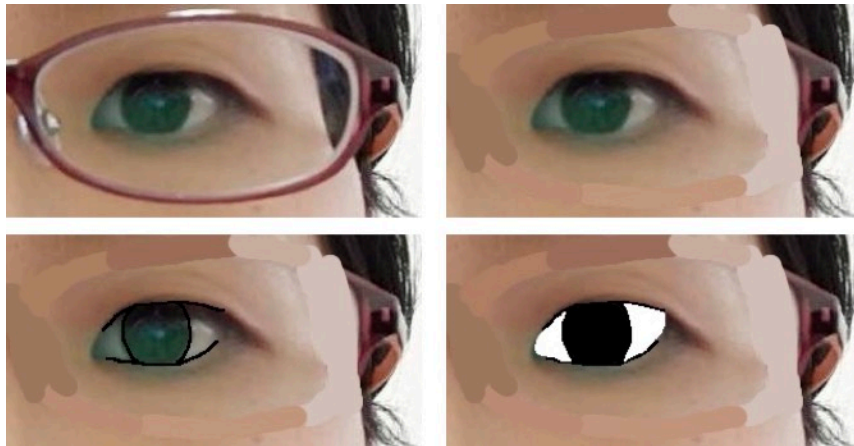


図4.3.3 顔画像編集例

左上：編集前、右上：眼鏡の除去後、
左下：目の輪郭強調後、右下：黒目白目の色付け後

4.4 結果（研究2-1）

4.4.1 表情写真の自動判別結果

表情写真は被験者33名で各5枚撮影したため合計で165枚ある。この表情写真の表情判別を行なったところ、顔と認識できなかった写真が62枚（全体165枚の約38%）あった。その内16枚は画像編集を行うことで顔と認識された。よって、最終的に顔と認識されなかった写真は50枚（全体165枚の約30%）であった（補足資料 表A3参照）。各被験者の表情判別結果は図4.4.1.1のように得られた。

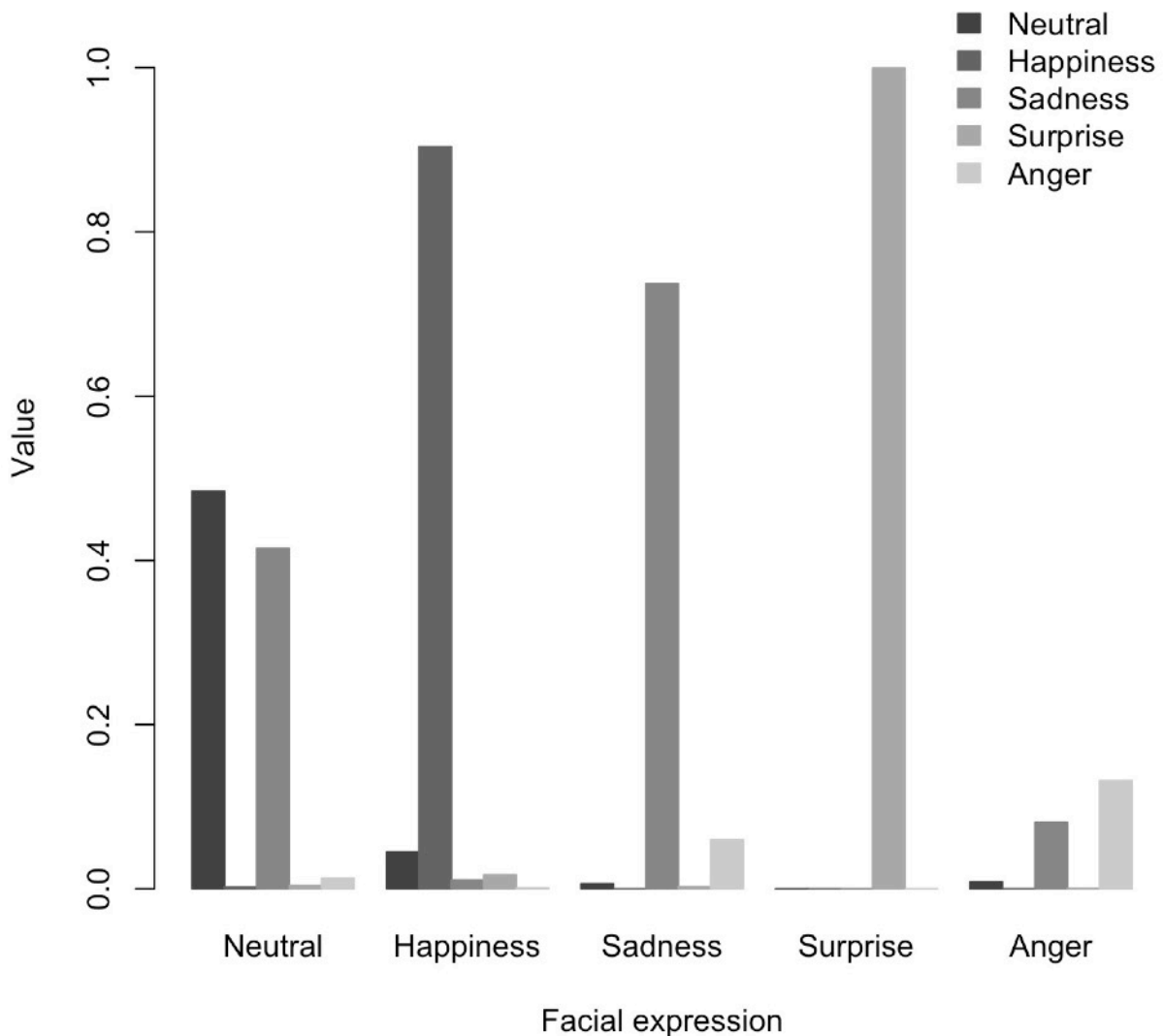


図4.4.1.1 表情写真の自動表情判別結果の例

横軸：被験者の各表情写真（無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒り）

縦軸：各表情写真に対する自動表情判別によって得られた値

表情判別の値が高いほどその表情である確率が高くなる。

各表情写真（無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒りの計5枚）に対する自動表情判別によって得られた値が高いほどその表情である確率が高くなる。図4.4.1.1はどの表情においても対応する判別結果の値が一番高くなっている。また、各被験者で得られた表情判別結果を全被験者分でまとめたものを図4.4.1.2に示す。

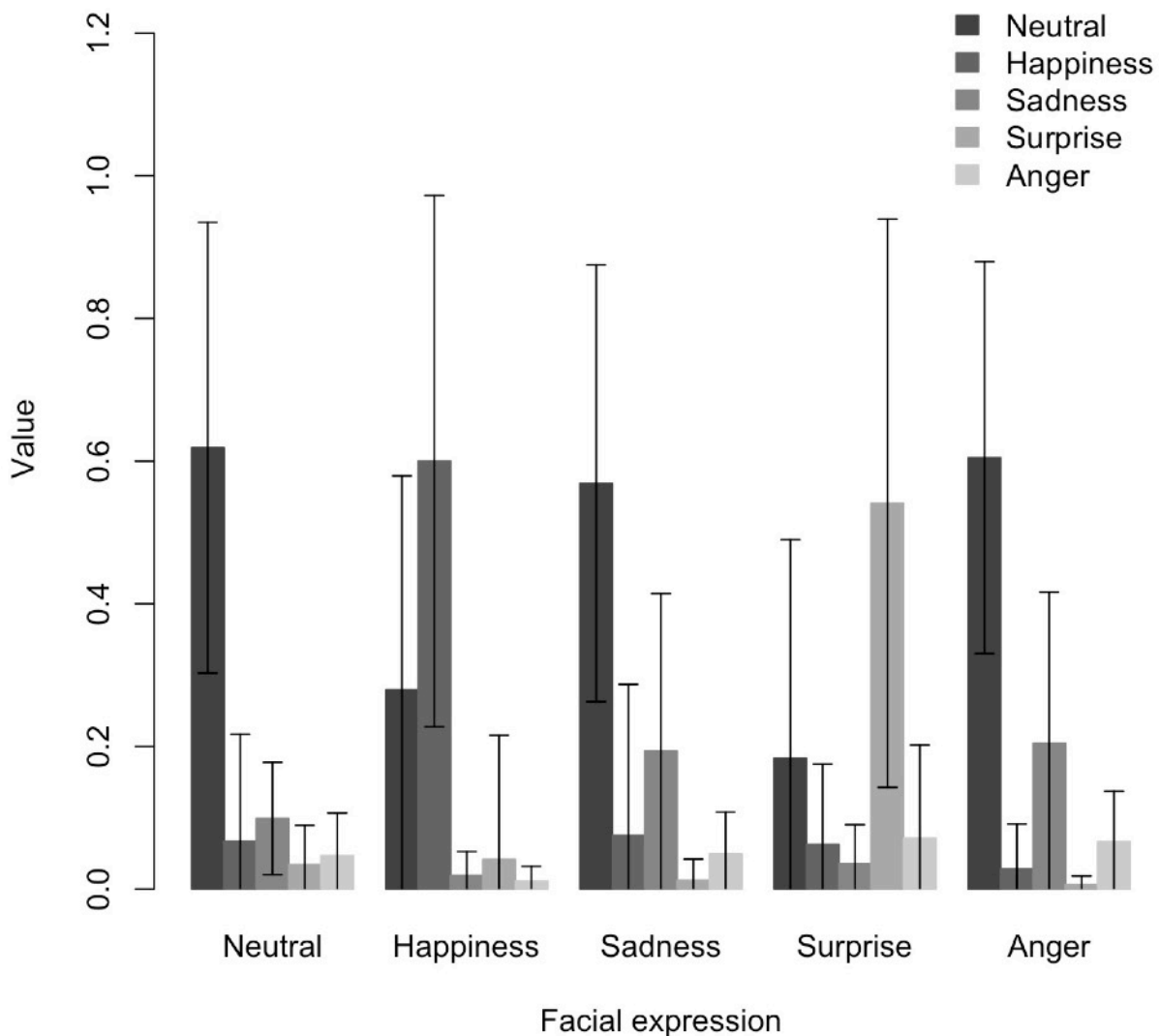


図4.4.1.2 全被験者の表情写真の自動表情判別結果

横軸：被験者の各表情写真（無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒り）

縦軸：各表情写真に対する自動表情判別によって得られた値

表情判別の値が高いほどその表情である確率が高くなる。

4.4.2 BFCNの可視化結果

全ての被験者の各周波数帯域における注視条件及び表情表出条件での各表情のBFCNをRightness軸（x軸）とFrontness軸（y軸）上にプロットした。その後カーネル密度推定の結果から、表情表出条件と注視条件の差分を求めることで図4.4.2.1から図4.4.2.6の通り可視化した。図4.4.2.1から図4.4.2.6のA~Hは「図3.2.1.1 提示画像」に準ずる。

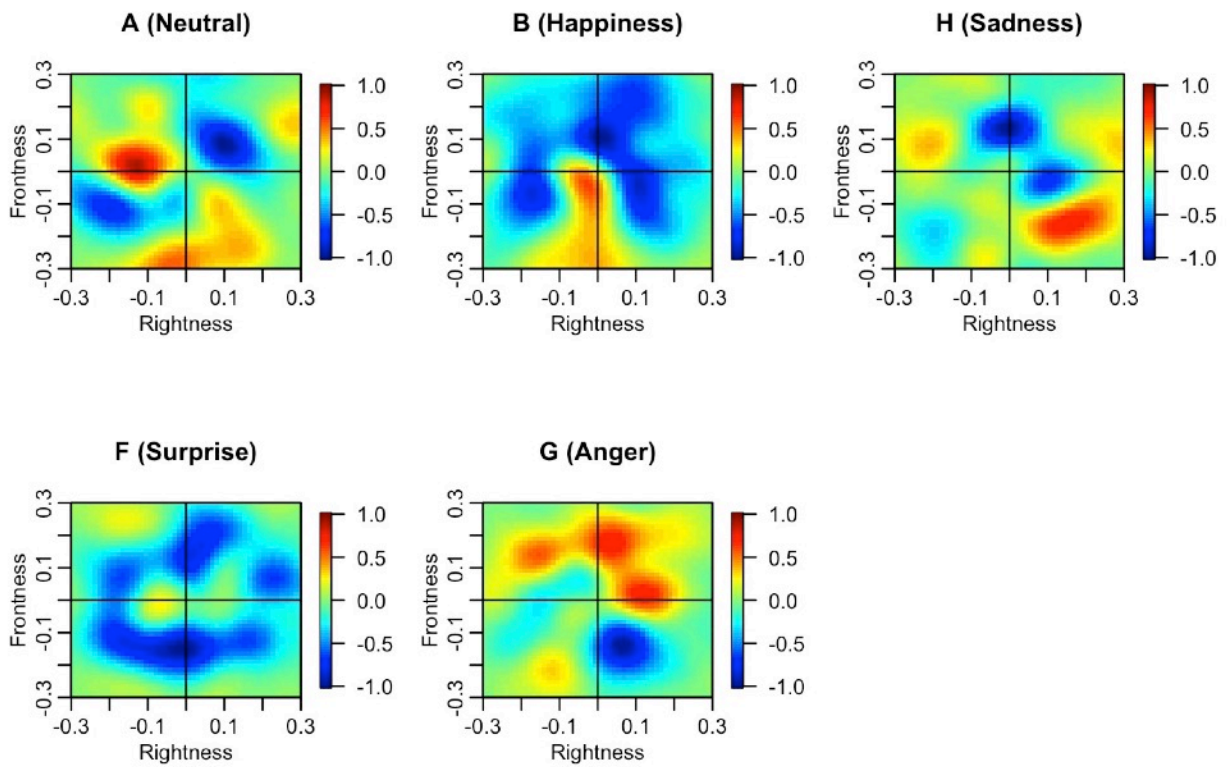


図4.4.2.1 デルタ波における可視化結果

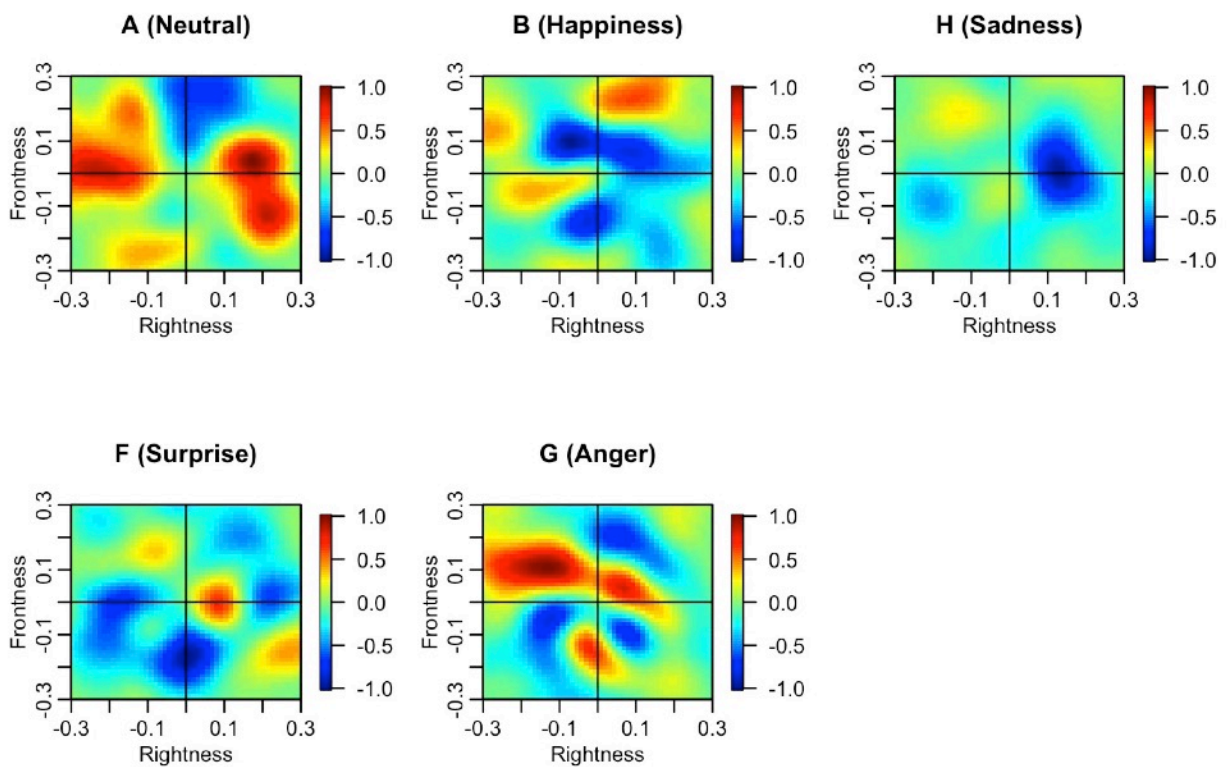


図4.4.2.2 シータ波における可視化結果

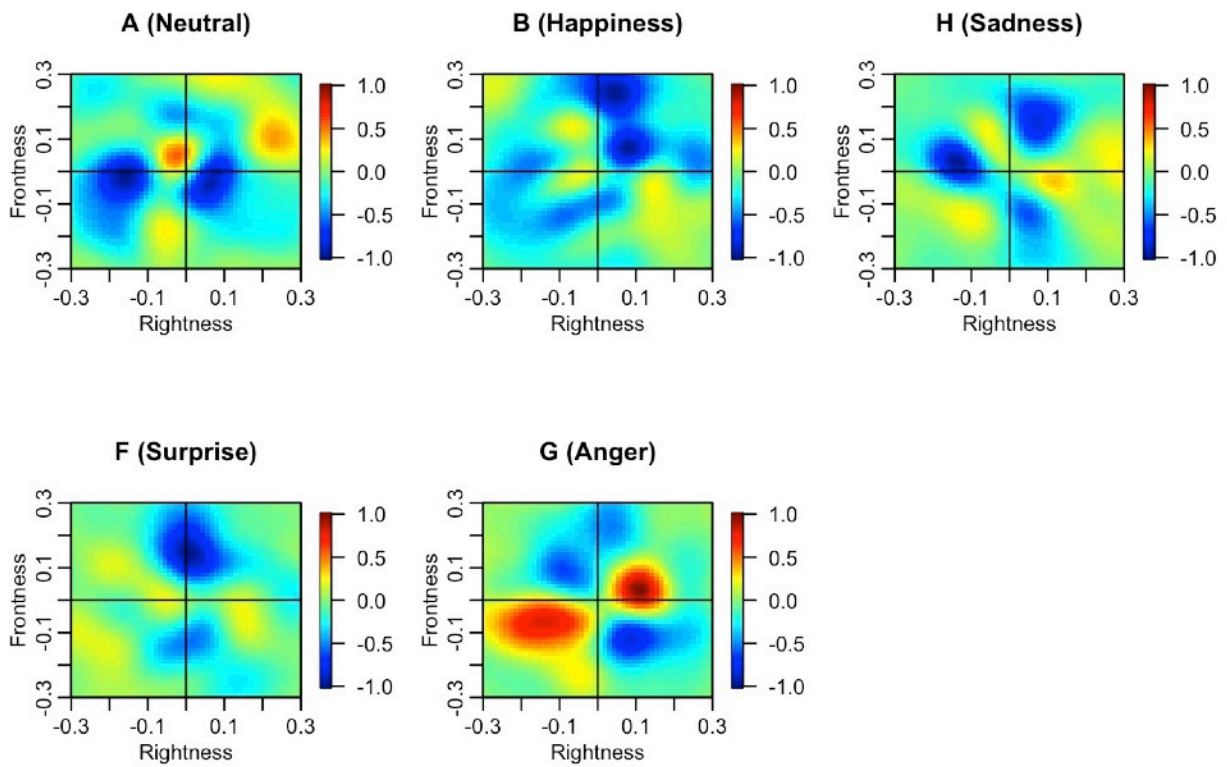


図4.4.2.3 低周波数アルファ波における可視化結果

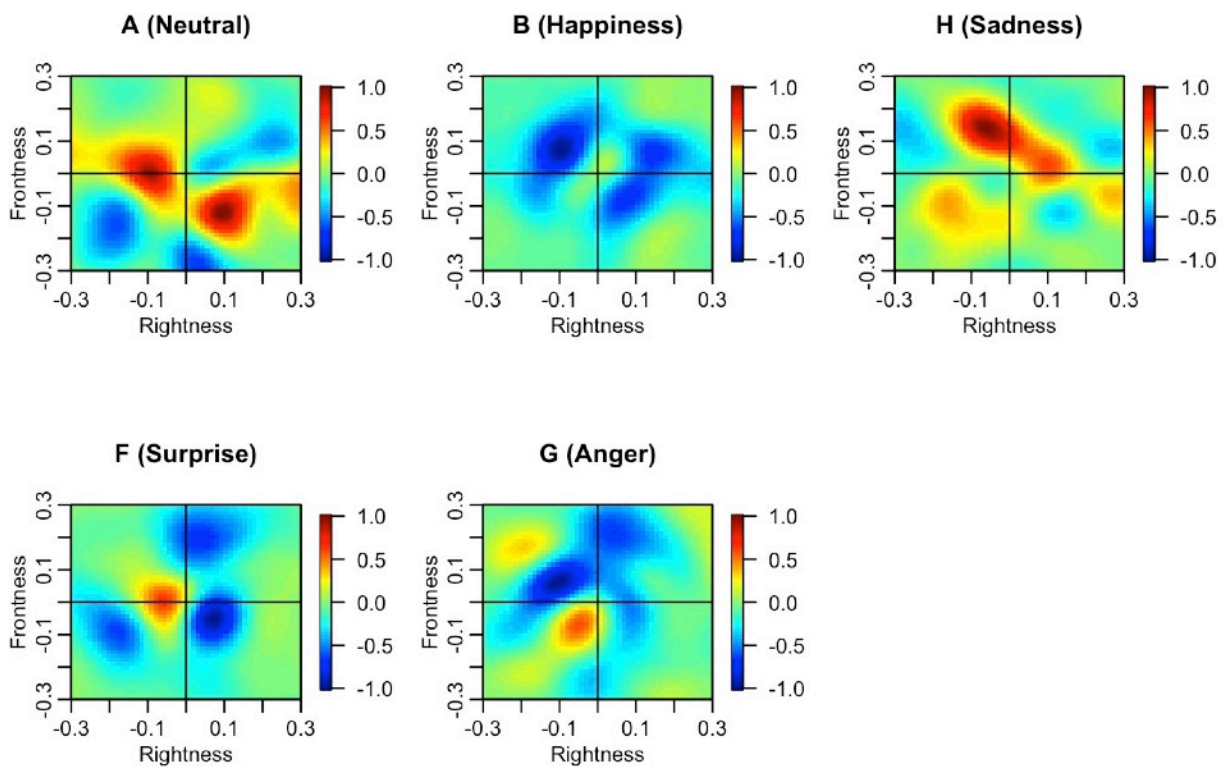


図4.4.2.4 高周波数アルファ波における可視化結果

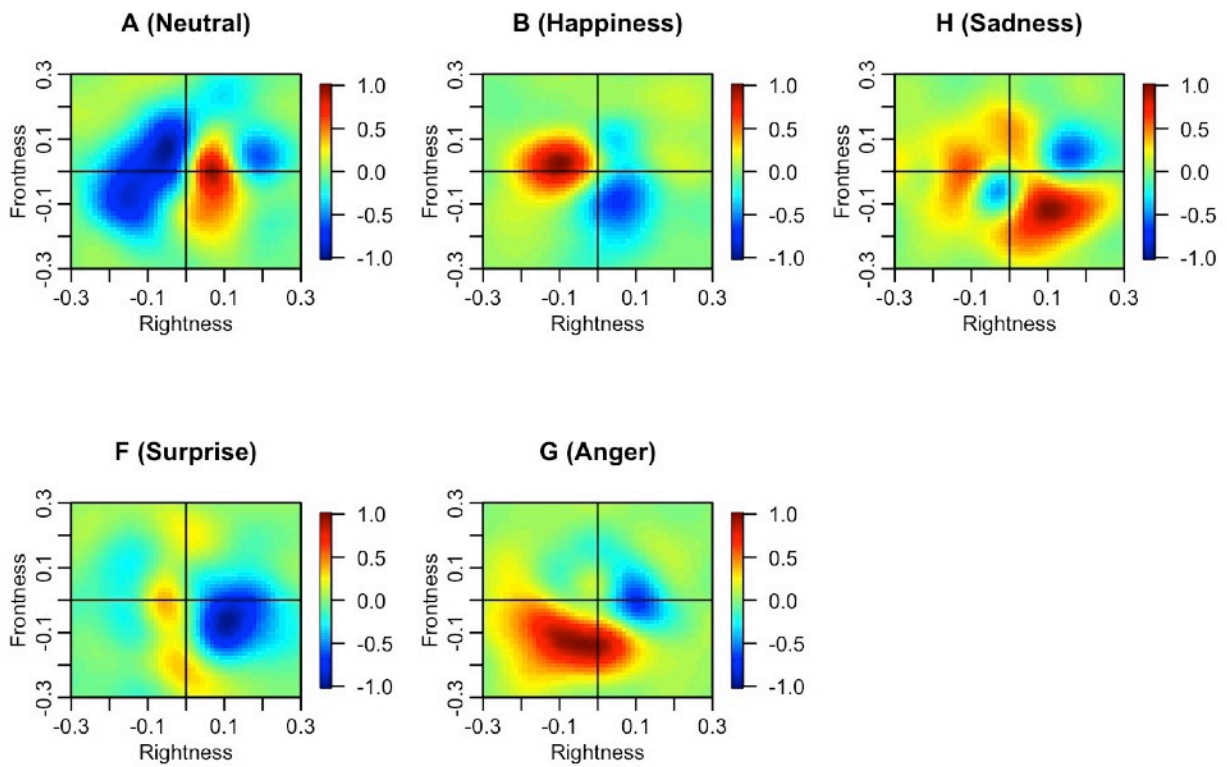


図4.4.2.5 ベータ波における可視化結果

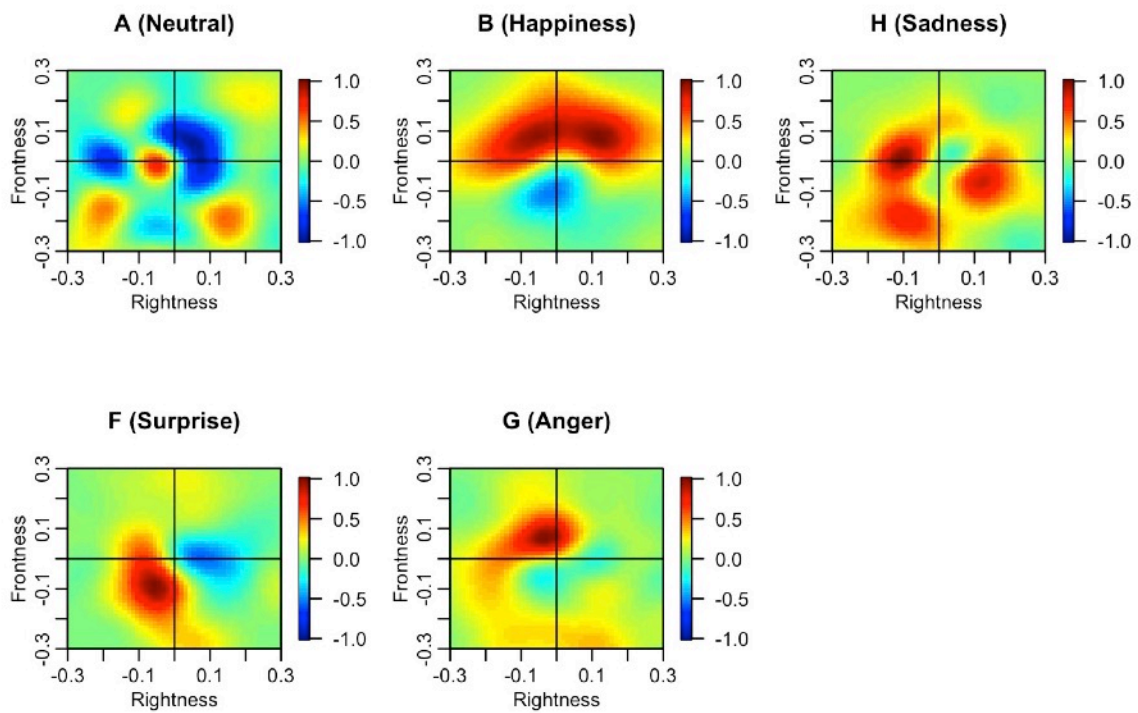


図4.4.2.6 ガンマ波における可視化結果

まず、図4.4.2.1から図4.4.2.6におけるAのグラフ（左上）に注目した。提示画像がA（無表情）であることから、注視条件と表情表出条件における被験者の活動はどちらも画像の注視のみで表情の表出は行わないため同等である。そのため、同等の脳活動が行われていることから同等のBFCNが構築される考察されるため、グラフ中に「偏りが無い」と仮定する。この仮定を満たすグラフがある周波数帯域は、デルタ波（活性部位が2点に分岐）、シータ波（活性部位が2点に分岐）、低周波数アルファ波（活性部位の範囲が小さい）、高周波数アルファ波（活性部位が2点に分岐）、ガンマ波（活性部位の範囲が小さい）である（表4.4.2.1 A列）。

次に、各表情（B、H、F、G）についてグラフを比較していく。研究1と同様に「各表情で特徴的な偏り（かつ表情間で似た偏りを示さない）」が生じており、「偏りは一点に集約」されていると仮定する。ただし、活性部位の範囲が小さいグラフは除外した。ここで、B及びFについて活性部位の範囲が小さいため、デルタ波、シータ波、低周波アルファ波、高周波アルファ波は解析から除外する。そこで、ガンマ波に注目する。まず、「各表情で特徴的な偏りが生じている（表情間で似ていない）」という仮定について図4.4.2.6の各グラフを見ていくと、グラフBは*Frontness*の正の領域に活性部位が広く分布し、グラフHは活性部位の範囲が広く、グラフFは*Frontness*と*Rightness*が負の範囲に、グラフGは*Frontness*が正、*Rightness*が負の範囲に活性部位の中心がある、という点で仮定を満たしていると考えられる。また、「偏りが一点である」というのは活性部位が広いグラフB及びHにおいて満たさない。上述の各周波数帯におけるグラフの評価をまとめると、表4.4.2.1のようになる。

表4.4.2.1 各周波数帯における各表情の結果比較

Frequency band	Facial expressions				
	A	B	H	F	G
Delta	*	O		O	**
Theta	*	O	O	O	*
Lower alpha	O	O	O	O	*
Upper alpha	*	O		O	O
Beta				O	
Gamma	O	**	*		**

*活性部位が分岐、**活性部位が広範囲、O活性部位の範囲が小

以上より、ガンマ波において、提示画像Aのグラフ中に「偏りが無い」ことが示された。また、「偏りが一点である」という点をBとHは満たしていないが、「各表情で特徴的な偏りが生じている（表情間で似ていない）」を満たすことから、各表情で特有のBFCNが構築されると仮定が満たすと考えられる。上記の理由から、以降の解析ではガンマ波に注目する。

以上をまとめると、図3.4.1.6（ガンマ波）において、無表情を表出（A）している間のグラフは、赤い領域が広範囲に広がっており、赤い領域の偏りは顕著ではない。笑顔を表出（B）している間のグラフは、*Frontness*軸の正の範囲で赤い領域が多い。また、驚きの表情を表出（F）している間のグラフは、*Rightness*及び*Frontness*が負の範囲において赤い領域が多い。一方、怒り及び悲しみの表情を表出（G、H）している間のグラフでは、赤い領域が広い範囲で広がっているが、*Rightness*が負、*Frontness*が正の範囲に赤い領域の核となる部分がある。

4.4.3 媒介中心性結果

各電極の媒介中心性に対して、Shapiro-Wilkの正規性検定を行った。全てのp値は0.01未満であり、媒介中心性は正規分布に従わないことが示された。そこで、ウィルコクソンの順位和検定を行い、 p 値 <0.05 である電極数が3個以上存在する場合、それらの電極を電極集合として表した。ここで、ガンマ波における電極集合をその先の解析に利用した。他の周波数帯域では、顕著な電極集合が得られなかった。

全ての組み合わせ（別の実験条件間での同じ表情、同実験条件における別の表情間）において電極集合が得られたのは、表情表出条件における別の表情間では10対中7対（70%）、注視条件における別の表情間では10対中3対（30%）であった。一方、別の実験条件間での同じ表情では4対中0対（0%）で、電極集合は得られなかった。

ガンマ波における媒介中心性が有意差（ p 値 <0.05 ）を示す電極集合の比較を図4.4.3.1に示す。別の表情表出間における電極集合は、青で囲った二つの電極集合同士で比較した。青で囲った二つの電極集合の類似性SSCの値はその隣に配置した同色の長方形内に記した（図4.4.3.1、表4.4.3.1）。

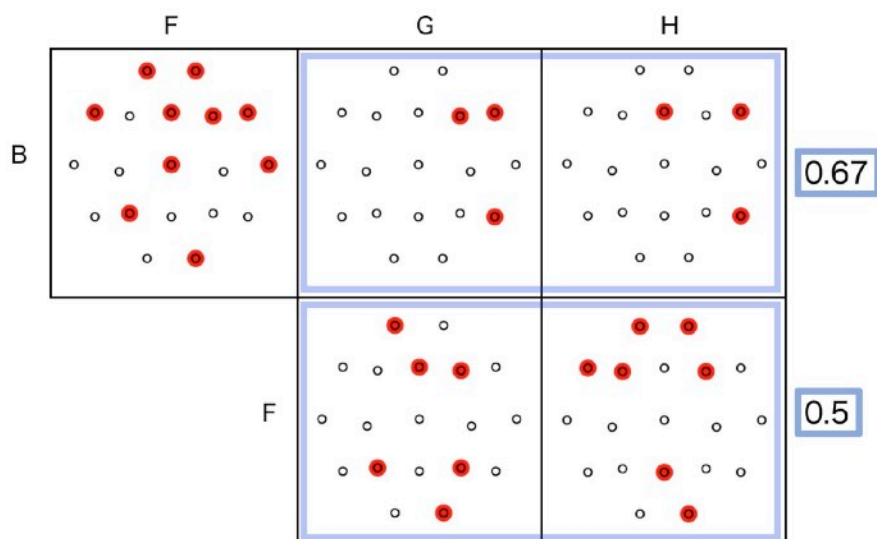


図4.4.3.1 媒介中心性が有意差 (p 値 <0.01) を示す電極集合の比較

アルファベットは図3.2.1.1 提示画像に準ずる。

表情表出条件におけるデータのみ抽出

青で囲った二つの電極集合の類似性SSCはその隣に配置 (表4.4.3.1)。

表4.4.3.1 図4.4.3.1の類似性SSC

計算式	SSC値
SSC((B vs G), (B vs H))	0.67
SSC((F vs G), (F vs H))	0.5

別の表情表出間における電極集合の比較において、画像B-F間の電極集合は、多くの電極集合が得られたが左右対称性や前後対称性などといった特徴的なパターンは見られなかった (図4.4.3.1 左上)。閾値である0.5を超える類似性SSCを示した電極集合は、画像B-G間とB-H間、F-G間とF-H間だった (図4.4.3.1 青枠)。

図4.4.3.1中には含まれていないが、別の表情表出間における電極集合は、画像A-B間及びA-F間で存在し、別の表情注視間における電極集合は、画像A-F間、A-G間及びF-G間で存在した。

4.5 実験方法（研究2-2）

fMRI計測を用いた実験手法に関して述べる。

被験者は19歳から45歳（平均：23.73歳、標準偏差：5.13歳）までの計33名（男性：26名、女性：7名）である（補足資料表A-3）。ただし、被験者の内、1名は聴覚障害、1名は発達障害、1名は実験時の極度の不安症状が出たため、この3名に関してはこの後の解析対象から除外する。そのため、解析で利用する被験者は19歳から45歳（平均：23.90歳、標準偏差：5.35歳）までの計30名（男性：24名、女性：6名）となる。

被験者の健康と利益を守るため、倫理的に問題のない実験方法を設定し東京電機大学の倫理審査委員会の実験実施許可を受けた。尚、被験者は実験開始前に書面及び口頭で実験に関わる説明を十分に受け、同意書に署名した。また、被験者は実験開始後においていかなる理由であっても実験参加を中止することができることを事前に説明した。結果的に、実験による健康被害は報告されず安全に実験を実施することができた。

4.5.1 実験計画

「4.2.1 実験計画」と同様の条件で行った。

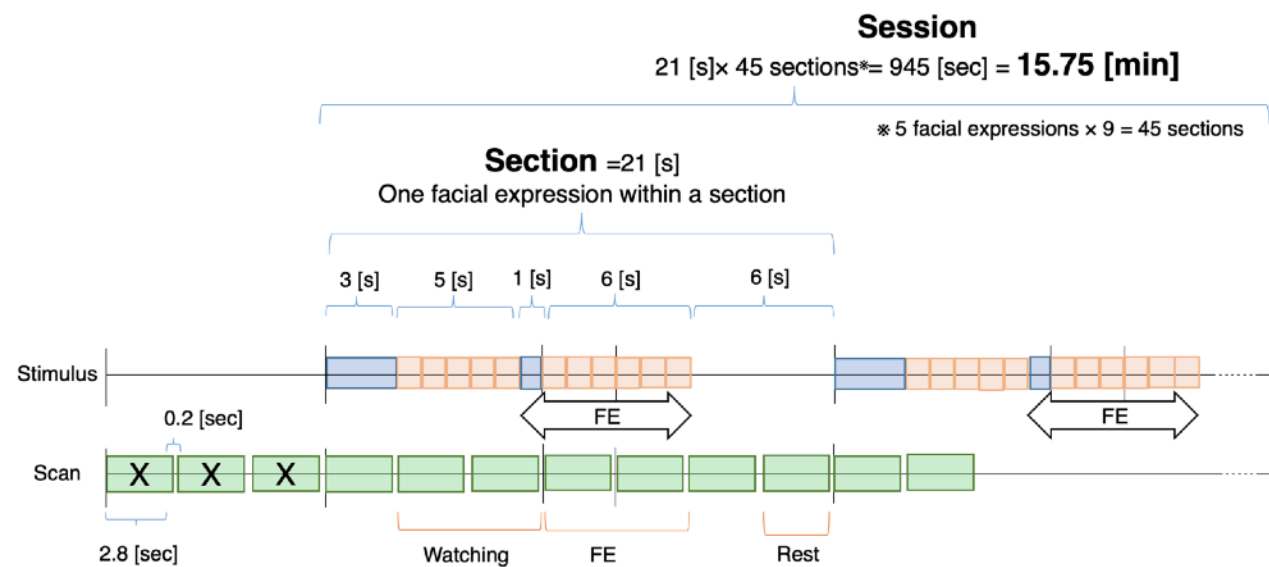


図4.5.2.1 fMRIの撮像と視覚刺激の関係

時間軸（上）：視覚刺激の提示タイミング

時間軸（下）：x印の最初の3スキャン分は捨てスキャン、Watching内の2スキャン分は注視時、FE(Facial Expression)内の2スキャン分は表情表出時、Restの1スキャン分は平常時のデータとした。

4.5.2 計測方法

動画投影用のプロジェクターは、fMRI計測室の外に設置した。図4.5.2.1のようにミラーを使用し反射した映像を被験者の足元に設置したスクリーンに投影した。また、その投影された映像は被験者の視線のすぐ上に設置された鏡に映し、被験者は仰臥位（仰向け）になり、視線の先に設置された鏡を見ることによって動画を注視した。

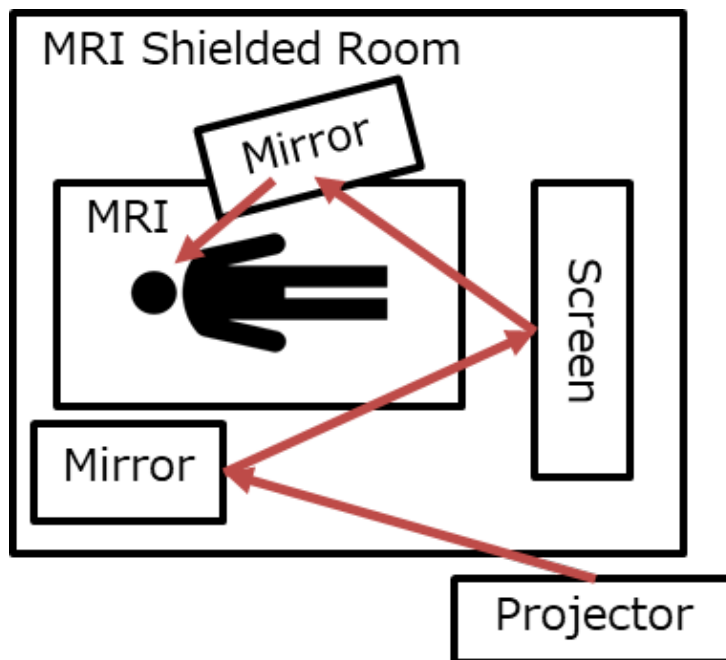


図4.5.2.1 MRI測定時の動画の提示方法

被験者は仰臥位でMRI計測機に入り、MRI室外のプロジェクターから投影された動画を視線の先の鏡で注視する。

使用したfMRI装置は東京電機大学千葉共同利用施設に設置しているHITACHI 1.5T MRI Echelon Vega（日立メディコ製）である。一回の撮像でのスキャンは、スライス厚：5 [mm]、スライス数：23枚（1 slice = 256 [pixel] x 256 [pixel]）で143 ボリュームである。その内、最初の3ボリュームは、初期の撮像ノイズを含むため解析対象からは除外した。その他のパラメータは、繰り返し時間（repetition time；TR） = 2,800 [msec]、エコー時間（echo time；TE） = 45 [msec]、フリップ角（flip angle；FA） = 90 [°]、field of view（FOV） = 240 [mm²]、撮像間隔（gap time） = 200 [msec] とした。

4.6 解析手法（研究2-2）

4.6.1 解析の流れ

実験で得られたfMRIデータは「4.6.2 データの前処理」、「4.6.3 被験者内（個人間変動）解析（一次処理：1st level analysis）」、「4.6.4 被験者間解析（グループ解析；二次処理：2nd level analysis）」、「4.6.5 関心領域解析（Region Of Interest：ROI解析）」の順で行なった。一連の解析は、MATLAB（The MathWorks, Inc）上で動くソフトウェアStatistical Parametric Mapping 8/12（SPM8/12; The Wellcome Trust Centre for NeuroImaging）を用いた。

4.6.2 前処理

SPM8における標準的なデータ前処理方法である下記の3つの処理を順に施した [Tanaka, 2008; Kikuchi et al., 2012]。

1. 再調整（Realignment）：fMRIデータ計測中の頭部の動きを補正する。脳画像を平行移動や回転（3軸に対する回転；図4.6.2.1）することで、各時点での画像位置を特定の時点（計測前）における画像位置になるようにスライスし直す。

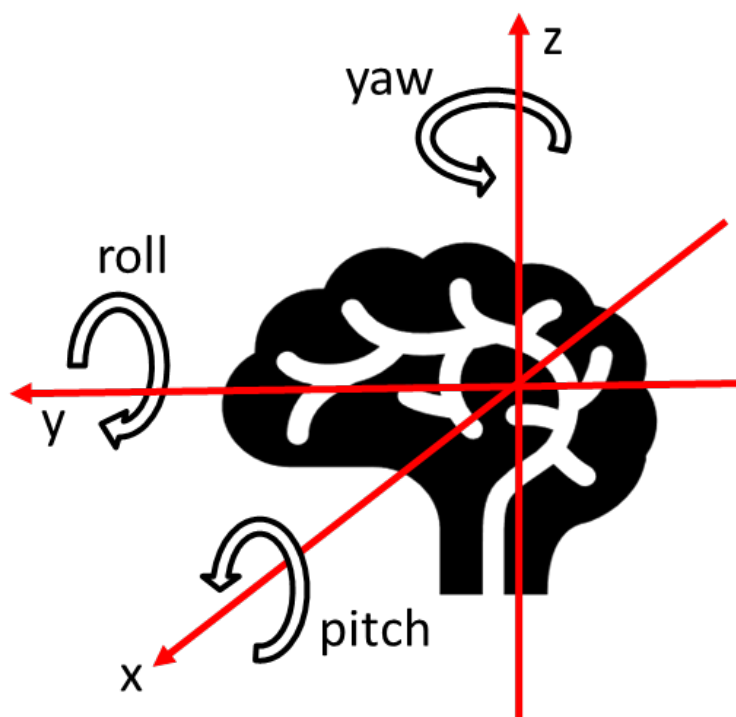


図4.6.2.1 脳の回転に対する3軸

2. 標準化（Normalization）：各個人の脳画像を標準脳（canonical brain model）に合うように変形・調整する。この処理で利用した標準脳は、SPM8が提供しているサンプルデータのMontreal Neurological Institute (MNI) 座標系である。MNI

座標系は、数百人の個人のMRI画像から作成され、Talairach座標系（60歳女性の脳を元にした単純な座標系；系の原点を前交連の中心として、後交連を結ぶ水平面をx-y平面と定義される）での目印に合うように調整されている。

3. 平滑化 (Smoothing) : 脳賦活画像を得るためにボクセル境界をぼかして画像を平滑化 (フィルター処理) する。平滑化により標準化による位置対応のズレが緩和され、また統計解析において、画像の平滑性を利用して多重比較の補正を行う必要がある。

上記の前処理後、fMRI信号解析 (脳活動のモデル化) を行う [Tanaka, 2008]。予想されるfMRI信号の変化に各ボクセルの時間変化がどの程度一致するかを一般線形モデル (GLM : general linear model) により算出する。ここで、fMRI信号として血流動態反応関数 (Hemodynamic Response Function : HRF ; 図4.6.2.2) を仮定する。HRFは、刺激提示から約5秒後 (約4~6秒後 [Kikuchi et al., 2012;]) がピークとなり、その後約20秒後に平衡状態に戻る時間変化を示す。そのため、刺激の時系列とHRFを畳み込む (HRFを基底関数とする) ことでfMRI信号を予測する。fMRI信号は相対値であるため変化分を求めるため、実験条件とコントロール条件を比較することにより、コントロール条件より実験条件がどう変化したかを統計手法により評価する。

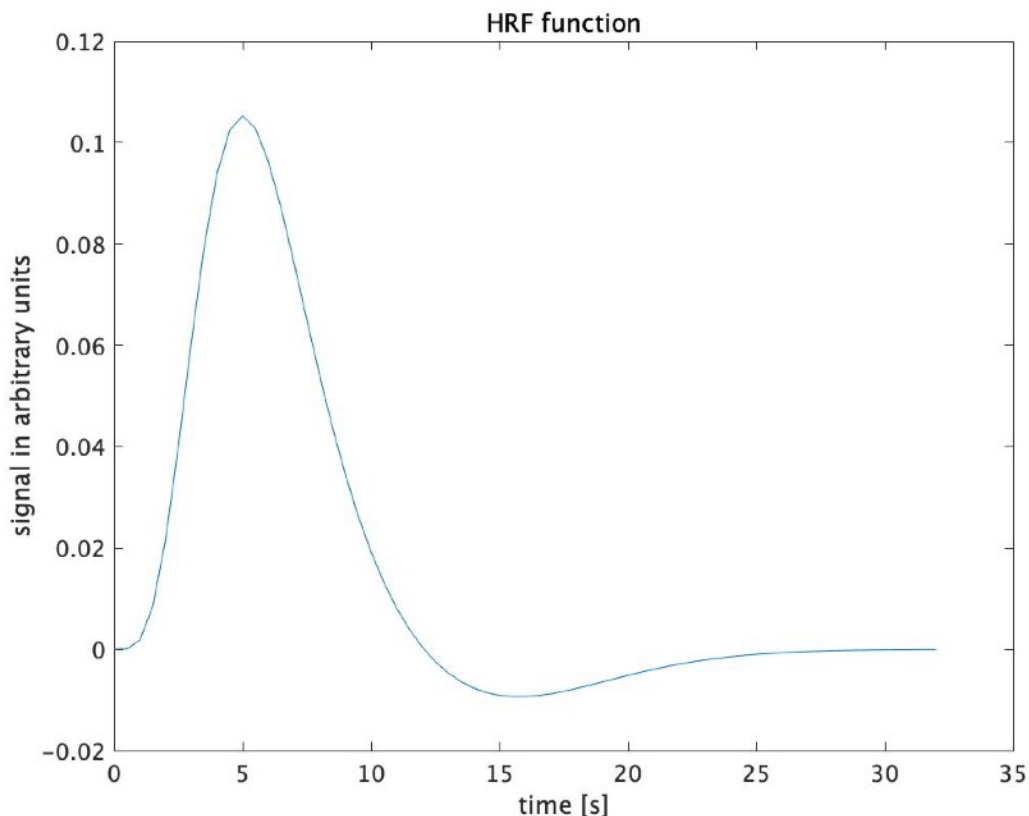


図4.6.2.2 HRF関数の例

RT=0.5, SPMの提供する関数spm_hrt()を使用し作成

4.6.3 被験者内解析

被験者レベルでの解析は下記の流れで行う[Kikuchi et al., 2012]。

1. 計画行列（デザインマトリクス; design matrix）を作成し、前処理が完了したfMRIデータをGLMに組み込む（fMRI model specification）
2. GLMの説明変数の偏回帰係数を計算する（Model estimation）
ある脳部位において、この係数の値が大きければ大きいほど、それに対応する条件とこの部位の活動との相関が高いことを示す。
3. 比較したい条件間のコントラストを作成し、その検定結果を表示する。
「条件A-条件B」というコントラスト（偏回帰係数の比較）は、条件間の有意に高い活動を示す脳領域を推定する。この時の帰無仮説は「 H_0 ：条件Aでの脳活動＝条件Bでの脳活動」、対立仮説は「 H_1 ：条件Aでの脳活動>条件Bでの脳活動」となる。

計測で得られたBOLD信号を一般線形モデル（式4.6.3.1）を用いてモデル化する。

$$y(t) = \beta_1 * x_1(t) + \beta_2 * x_2(t) + \dots + \beta_n * x_n(t) + e(t) \quad (\text{式4.6.3.1})$$

式4.6.1.1より、ある脳部位における実測のBOLD信号 $y(t)$ は、刺激提示ブロックによる推定BOLD信号 $x_i(t)$ （説明変数）と偏回帰係数 β_i （重み）の積の項の総和とノイズ項 $e(t)$ との和である。回帰係数 β_i は、推定BOLD信号 $x_i(t)$ を実測のBOLD信号 y に合致させるように推定された値である。このように求められた回帰係数の値が、各条件に対応する脳機能画像の賦活の強さを表す。

また、式4.6.3.1は行列表現で以下のようにも表すことができる。

$$Y = X\beta + e \quad (\text{式4.6.3.2})$$

ここで、 β を求めるために刺激提示ブロックに応じた推定BOLD信号を行列として表現した計画行列（GLMの説明変数） X を設定した。各表情（5種類）で注視条件、表出条件（2種類）があり、コントロール条件も含まれるため、解析で用いる計画行列は図4.6.3.1となる。

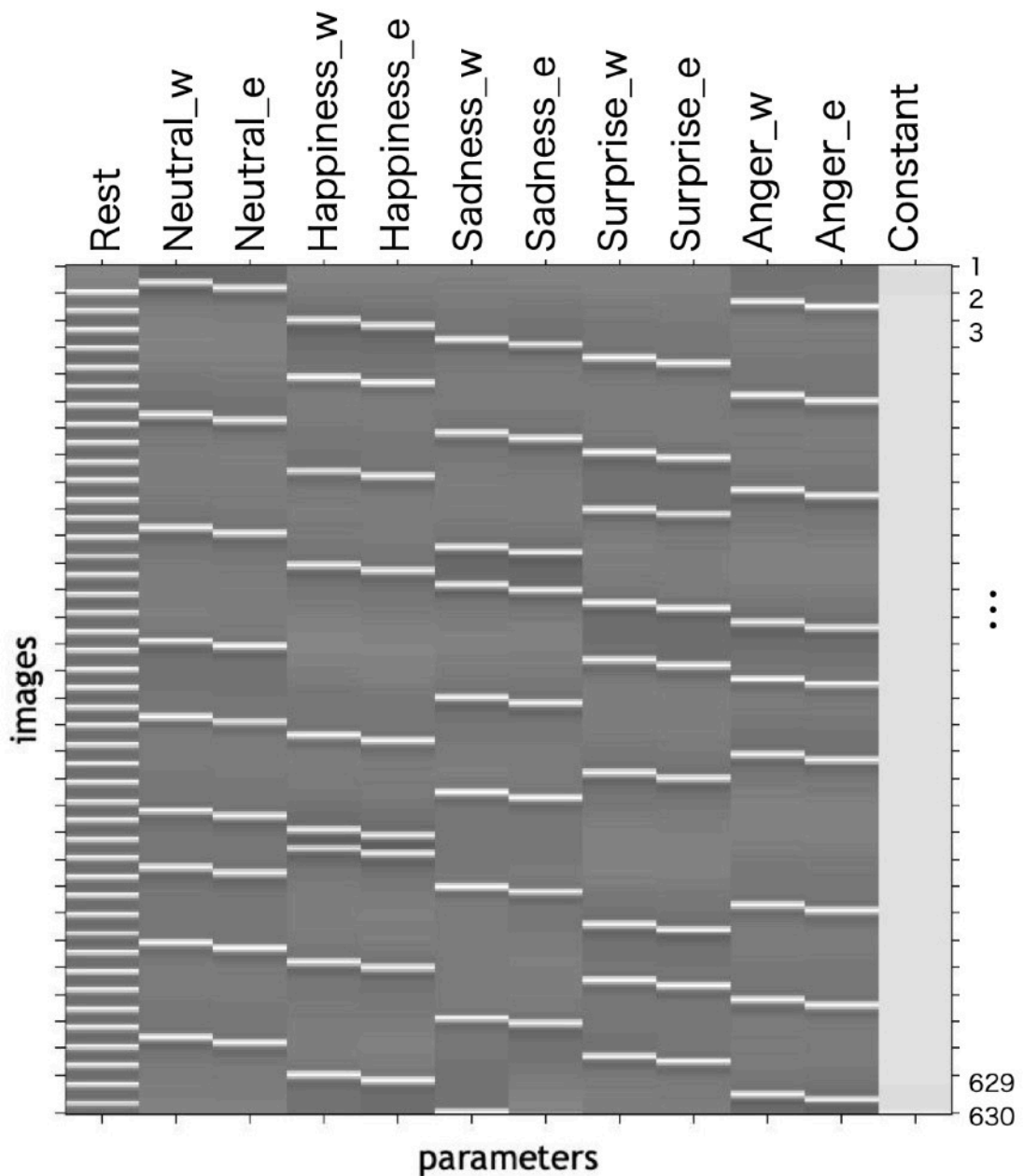


図4.6.3.1 計画行列

横軸：パラメータ（各計測条件, w=watch 注視条件, e=express 表出条件）
 縦軸：画像（時系列は上から下、合計630枚の画像）

よって、この計画行列を用いて一般線形モデルを求めることができる。式4.6.3.1の $n = 12$ となるため、

$$y(t) = \beta_1 * x_1(t) + \beta_2 * x_2(t) + \dots + \beta_{12} * x_{12}(t) + e(t) \quad (\text{式4.6.3.3})$$

となる。

次に、GLMの β に関する仮説検定を行う [Kikuchi et al., 2012]。条件Bに比べて条件Aで有意に高い活動を示す脳部位を見るために、帰無仮説 $H_0: \beta_A = \beta_B$ 、対立仮説

$H_1: \beta_A > \beta_B$ について検定する。また、単一条件Aで有意な活動を示す脳部位を見るためには、帰無仮説 $H_0: \beta_A = 0$ 、対立仮説 $H_1: \beta_A > 0$ について検定する。一般にGLMを用いた帰無仮説は以下のように一般化して表せる。

$$H_0: c_1 * \beta_1 + c_2 * \beta_2 + \dots + c_n * \beta_n = 0 \quad (\text{式4.6.3.4})$$

c_1, \dots, c_n は整数値である。つまり、 $[H_0: \beta_A = \beta_B, H_1: \beta_A > \beta_B]$ では、 $c_A = 1, c_B = -1, c_i = 0$ ($i = 1, 2, \dots, n_i, i \neq A, B$)、 $[H_0: \beta_A = 0, H_1: \beta_A > 0]$ では、 $c_A = 1, c_i = 0$ ($i = 1, 2, \dots, n_i, i \neq A$) とする。このような条件間の比較をコントラストと呼ぶ。尚、個人解析では固定効果 (fixed effects) での解析となる。

4.6.4 被験者間解析

被験者内解析で行ったコントラストデータを全ての被験者に関して、1つのグループとしてまとめ、被験者間解析として統計解析 (statistical uncorrected t-test, $p < 0.001$) を行った[Tanaka, 2008; Kikuchi et al., 2012]。統計解析では、クラスタ (ボクセルの連続的な塊) をなすボクセル数 (クラスタサイズ) K_E の下限として各集団解析後に得られるExpected voxels per cluster値を使用した。uncorrectedは、脳の各ボクセルが独立であると仮定して行う検定方法であるが、実際の脳活動では、隣接するボクセル同士は相互に関連していると捉えられる。そのため、uncorrectedによる各ボクセルの活動の大きさに関する有意水準 (p) とクラスタサイズに関する有意水準 (K_E) を組み合わせる必要がある。このクラスタサイズ (K_E) 以下のクラスタはノイズとして除去した。この時、透けて見える標準脳 (グラスブレイン; glass brain) に有意な賦活が重ね合わされてグレースケールとして表示する (色が濃ければ濃いほど活動が大きい)。尚、集団解析では変量効果 (random effects) での解析となる。

統計解析は表4.6.4.1～表4.6.4.3の組み合わせで行った。それぞれの統計解析の組み合わせは、視覚刺激による脳活性部位 (表4.6.4.1)、表情表出による脳活性部位の差異 (表4.6.4.2)、各表情による脳活性部位の差異 (表4.6.4.3, 1～11行目)、ポジティブな表情 (笑顔) とネガティブな表情 (悲しみ、怒り) の脳活性部位の差異 (表4.6.4.3, 12行目)、中立な表情 (驚き) とネガティブな表情の脳活性部位の差異 (表4.6.4.3, 13行目) を調べる目的で設定した。

表4.6.4.1 統計解析のペア（視覚刺激）

Experiment condition (+)	Facial expression	Experiment condition (-)
W + FE	A, B, F, G, H	Rest

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

Rest : 平常条件（図4.5.2.1内と同義）

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

表4.6.4.2 統計解析のペア（別実験条件間、同表情）

Experiment condition (+)	Experiment condition (-)	Facial expression	Facial expression
			B
			F
FE	W		G
			H
			B, F, G, H

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

表4.6.4.3 統計解析のペア（同実験条件、別表情間）

Experiment condition	Experiment condition	Facial expression (+)	Facial expression (-)
		B	
		F	
	FE	G	A
		H	
		B, F, G, H	
			F
		B	G
			H
		F	B
			G
			H
	W or FE	G	B
			F
			H
		H	B
			F
			G
		B	G, H
		F	
		G, H	B
			F

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

ここで、表4.6.4.1～表4.6.4.3を表4.6.4.4にまとめる。以下、各統計解析のペアは表4.6.4.4の番号に準じて示す。

表4.6.4.4 全ての統計解析のペア

No.	Experiment condition (+)	Experiment condition (-)	Facial expression (+)	Facial expression (-)
1	W + FE		A, B, F, G, H	Rest
2	FE		B	A
3			F	
4			G	
5			H	
6			B, F, G, H	
7	FE		B	W
8			F	
9			G	
10			H	
11			B, F, G, H	
12	FE			F
13			B	G
14				H
15				B
16			F	G
17				H
18				B
19			G	F
20				H
21				B
22			H	F
23		G		
24	W			F
25			B	G
26				H
27				B
28			F	G
29				H
30				B
31			G	F
32				H
33				B
34			H	F
35		G		

No.	Experiment condition (+)	Experiment condition (-)	Facial expression (+)	Facial expression (-)
36	FE		B	G, H
37			F	
38			G, H	B
39				F
40	W		B	G, H
41			F	
42			G, H	B
43				F

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

(+), (-) : 統計解析のペア

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

4.6.5 関心領域解析

ある特定の領域、関心領域 (Region Of Interest : ROI) を選択し詳細に検討した。本研究でのROIは、表4.6.5.1に示す脳部位とした。これらの脳部位は表情の知覚及び表出に関わると考えられている。詳細の脳部位の機能については表4.6.5.1の通りである。

表4.6.5.1 本研究でのROIとその主な機能

脳部位	表情に関連する主な機能
IPL	ミラーニューロンシステムにおける主要部位[Molenberghs et al., 2012] (模倣的表情筋の反応[Likowski et al., 2012], 感情的な表情の観察と実際の模倣[van der Gaag et al., 2007])
IFG	ミラーニューロンシステムにおける主要部位[Molenberghs et al., 2012] (模倣的表情筋の反応[Likowski et al., 2012], 感情的な表情の観察と実際の模倣[van der Gaag et al., 2007])
vPMC	ミラーニューロンシステムにおける主要部位[Molenberghs et al., 2012] (模倣的表情筋の反応[Likowski et al., 2012], ブロードマン44野において他者の表情模倣[Carr et al., 2003])
SPL	ミラーニューロンシステムにおける主要部位[Molenberghs et al., 2012] (模倣的表情筋の反応かつ特に幸福な表情に対する反応[Likowski et al., 2012]、ミラーニューロンシステムの補助的部位[Gazzola and Keysers, 2009])
MTG	ミラーニューロンシステムの補助的部位[Gazzola and Keysers, 2009]、模倣的表情筋の反応かつ特に幸福な表情に対する反応[Likowski et al., 2012]、感情的な表情の観察と実際の模倣[van der Gaag et al., 2007]

脳部位 表情に関連する主な機能	
PCC	模倣的表情筋の反応かつ特に幸福な表情に対する反応[Likowski et al., 2012]
SS	ミラーニューロンシステムの補助的部位[Gazzola and Keysers, 2009]、模倣的表情筋の反応かつ特に幸福な表情に対する反応[Likowski et al., 2012]、感情的な表情の観察と実際の模倣[van der Gaag et al., 2007]
STS	模倣的表情筋の反応かつ特に怒り表情に対する反応[Likowski et al., 2012]、人間のミラーニューロンシステムへの主要な視覚入[Iacoboni and Dapretto, 2006]、感情的な表情の観察と実際の模倣[van der Gaag et al., 2007]
HC	ミラーニューロンシステム[Makable et al., 2010]、無意識な表情模倣[Schilbach et al., 2008]、模倣的表情筋の反応かつ特に怒り表情に対する反応[Likowski et al., 2012]、慣れた刺激よりも驚きを誘発するような新規の刺激に反応[Daniela Fenker et al., 2008]

本研究では、anatomical ROI（解剖学的な特定の脳領域）を元に活動強度（式4.6.3.1中の係数 β ）を比較した。Anatomical ROIは、SPMに付随するWFU PickAtlas Standard Atlasesの定める部位から選択した。本研究のROIは、表情認識及び表情表出に関わるとされる表4.6.5.2に示す脳部位である。前述のWFU PickAtlas Standard Atlases（Talairach Daemon database atlases[Lancaster et al., 1997; Lancaster et al., 2000]を含む）が定める脳部位[Maldjian et al., 2003; Maldjian et al., 2004]は図4.6.5.1及び図4.6.5.2に示す。

表4.6.5.2 ROI情報

略名	英語名	日本語名	WFU PickAtlasの脳部位名	WFU PickAtlasの種類
IPL	Inferior parietal lobule	下頭頂小葉	Inferior parietal lobule	TD Labels
IFG	Inferior frontal gyrus	下前頭回	Inferior frontal gyrus	TD Labels
vPMC	Ventral premotor cortex	運動前野腹側部	Brodmann 6, brodmann 44	TD brodmann areas +
SPL	Superior parietal lobule	上頭頂小葉	Superior parietal lobule	TD Labels
MTG	Middle temporal gyrus	中側頭回	Middle temporal gyrus	TD Labels
PCC	Posterior cingulate cortex	後帯状皮質	Posterior cingulate	TD Labels
SS	Somatosensory cortex	体性感覚野	Brodmann 2, brodmann 3	TD brodmann areas +
STS	Superior temporal sulcus	上側頭溝	Brodmann 22, brodmann 38	TD brodmann areas +
HC	Hippocampus	海馬	Hippocampus	TD brodmann areas +

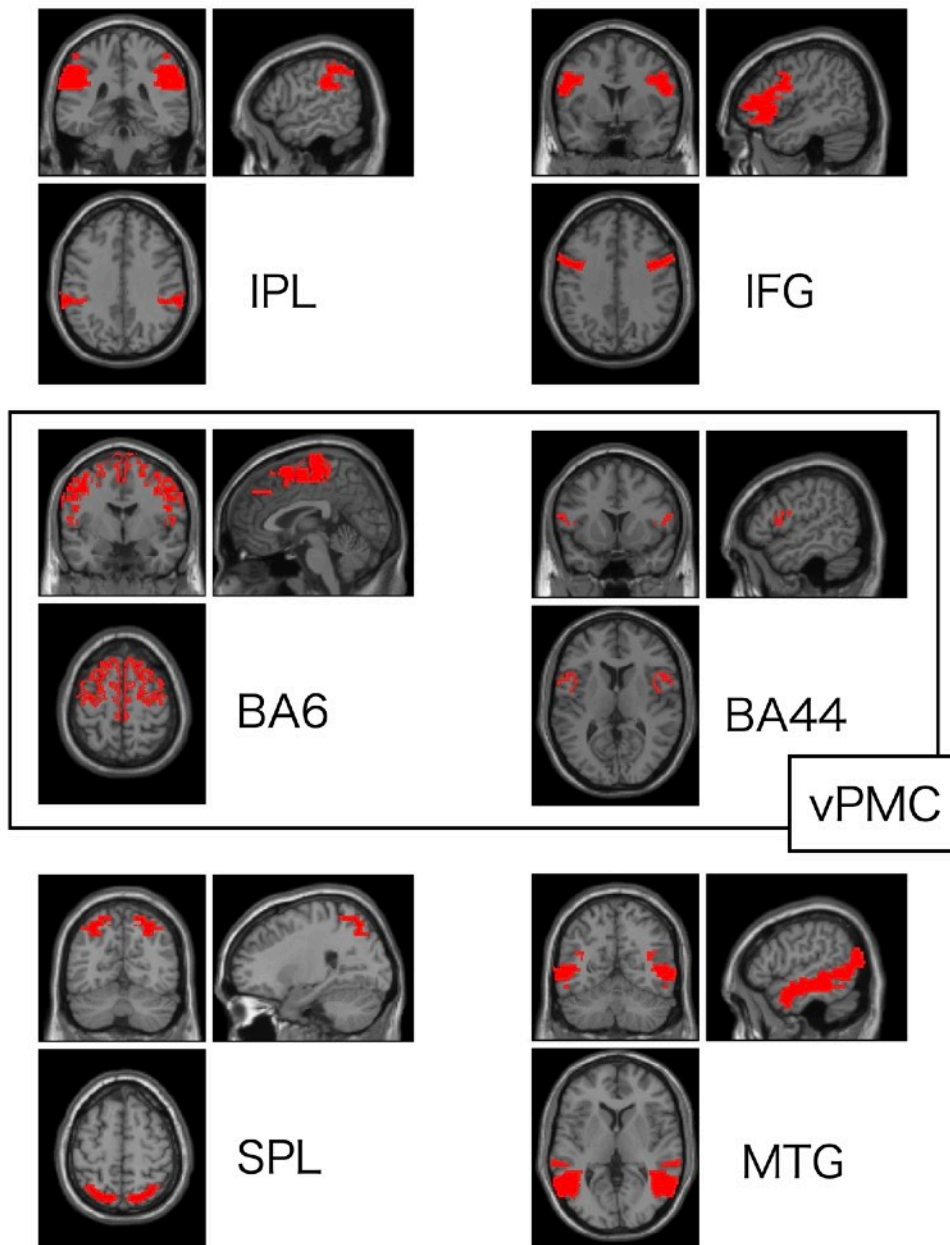


図4.6.5.1 ROIの位置

WFU PickAtlas Standard Atlasesが定めたROIの位置を赤で示す。略名は表4.6.5.2に準ずる。BA : brodmann area

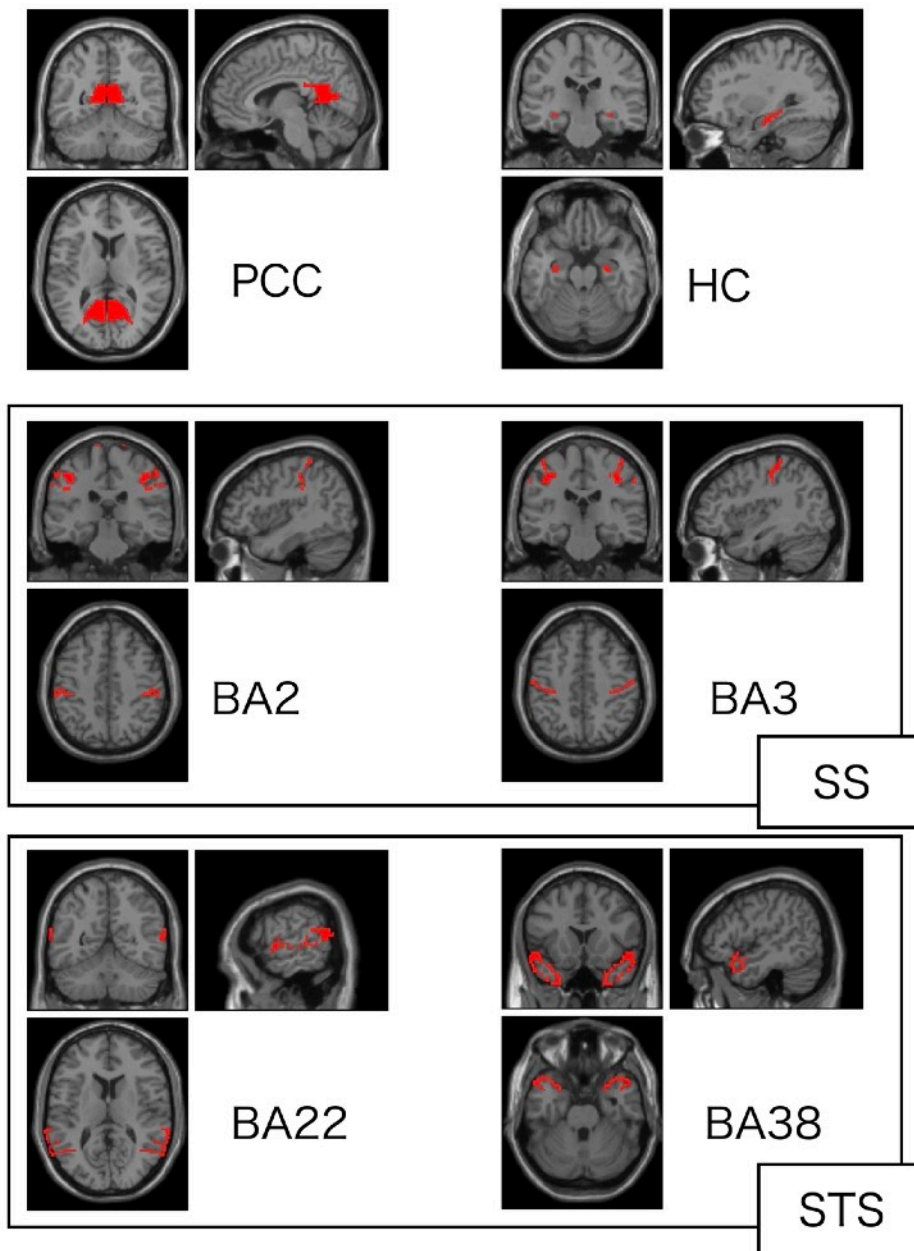


図4.6.5.1 ROIの位置

WFU PickAtlas Standard Atlasesが定めたROIの位置を赤で示す。略名は表4.6.5.2に準ずる。BA : brodmann area

次に、これらのROIでのこの各実験条件間（番号1~43, 表4.6.4.4）で得られた活性部位における活性推定値（ β 値）に統計差はあるのかを調べる。そこで、各ROIの最大サイズのクラスター（表4.6.5.3）に含まれるbeta値の平均を被験者毎で求め、各被験者の平均beta値のデータ群に対して各2標本t検定（ $p < 0.05$ ）を行なった。2標本t検定は、関数ttest2（MATLAB）を使用し、帰無仮説「二つのデータ群は、等しい平均と未知の等分散の正規分布からの独立した無作為標本から派生している」の検定を行なった。この時、有意水準は1%として、各活性部位におけるp値、母集団平均の差に対する信頼区間、t値、自由度、標準偏差を求めた。

表4.6.5.3 ROIの最大クラスサイズ

ROI名	L	R
SS	833	880
STS	840	1049
HC	21	66
IPL	2937	2910
IFG	3573	4048
vPMC	2918	3066
SPL	839	835
MTG	2210	3477
PCC	928	1013

4.7 結果（研究2-2）

4.7.1 表情写真の自動判別結果

表情写真は被験者30名で各5枚撮影したため合計で150枚ある。この表情写真の表情判別を行なったところ、顔と認識できなかった写真が25枚（全体150枚の約17%）あった。その内13枚は画像編集を行うことで顔と認識された。よって、最終的に顔と認識されなかった写真は12枚（全体150枚の8%）であった（補足資料 表A4参照）。各被験者の表情判別結果は図4.4.1.1のように得られた。また、これらの表情判別結果を全被験者分でまとめたものを図4.7.1.1に示す。

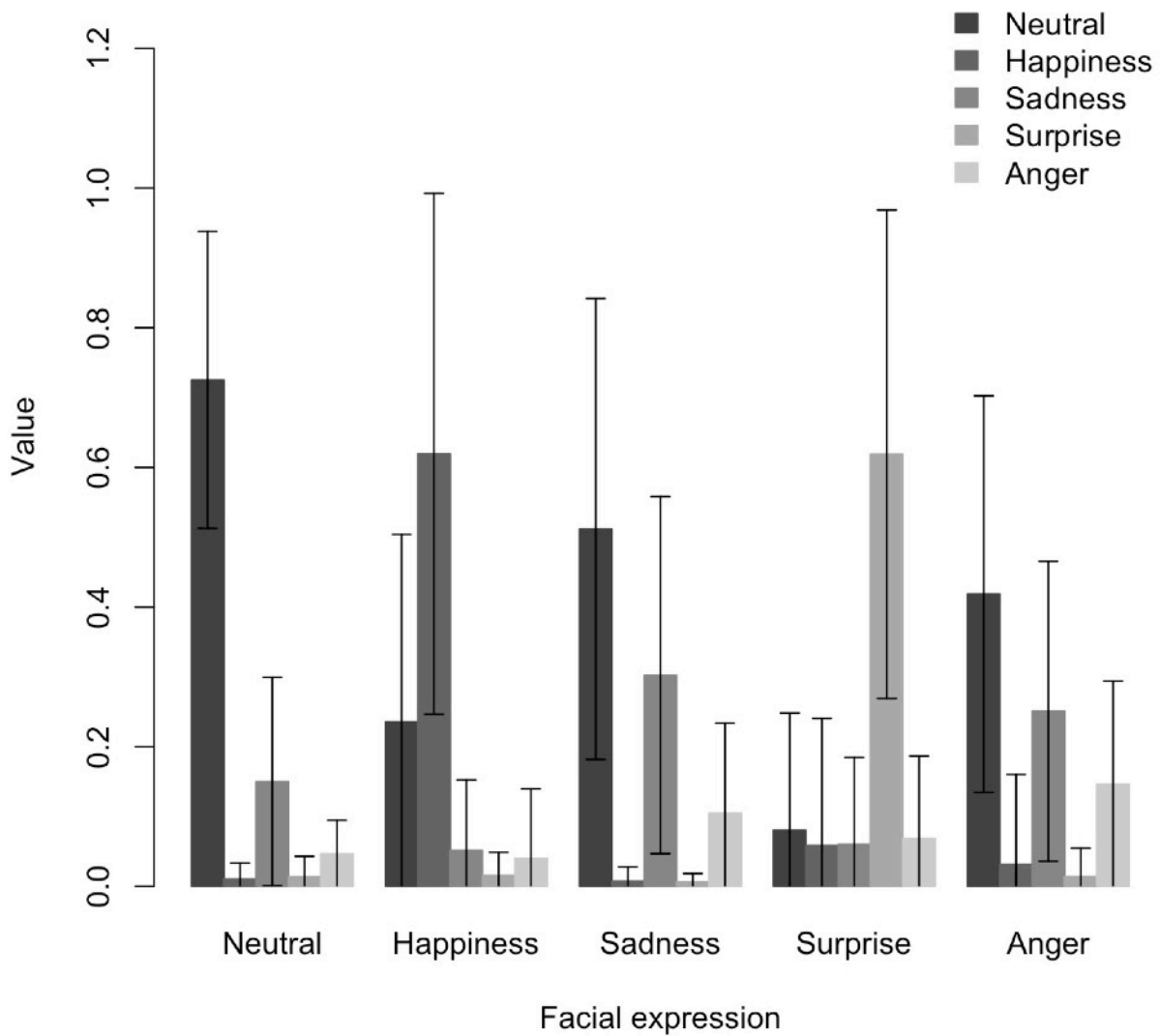


図4.7.1.1 全被験者の表情写真の自動表情判別結果

横軸：被験者の各表情写真（無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒り）

縦軸：各表情写真に対する自動表情判別によって得られた値

表情判別の値が高いほどその表情である確率が高くなる。

4.7.2 fMRIの活性部位推定結果

被験者間での統計解析（statistical uncorrected t-test, $p < 0.001$, $K_E \geq a$; a は表4.7.2.1に従う）で得られた脳賦活画像を図4.7.2.1～図4.7.2.6に示す。

表4.7.2.1 各統計解析のクラスサイズ

No.	K_E	No.	K_E
1	13	24	18
2	10	25	12
3	10	26	10
4	11	27	18
5	11	28	19
6	11	29	16
7	9	30	12
8	13	31	19
9	10	32	11
10	11	33	10
11	14	34	16
12	11	35	11
13	9	36	9
14	9	37	14
15	11	38	9
16	13	39	14
17	13	40	11
18	9	41	19
19	13	42	11
20	9	43	19
21	9		
22	13		
23	9		

W (Watching) : 注視条件

FE (Facial Expression) : 表情表出条件

(+), (-) : 統計解析のペア、K_E : クラスサイズ a

表情のアルファベットは図3.2.1.1を参照

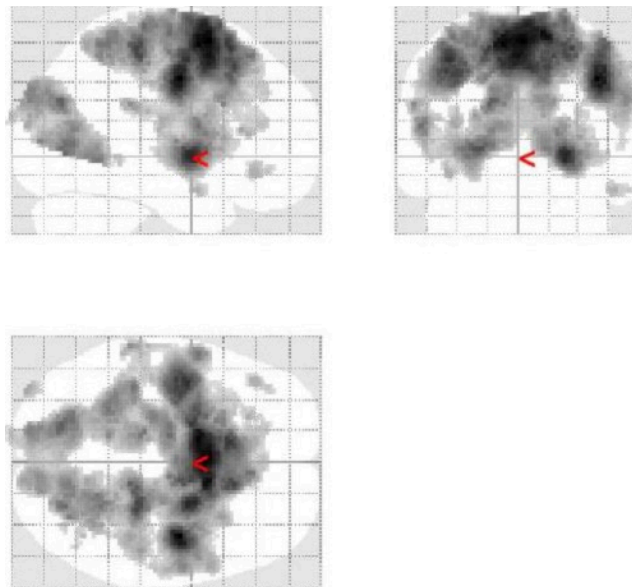


図4.7.2.1 視覚刺激による脳活性部位

表4.6.4.1の統計解析のペア（表4.6.4.4 番号1）

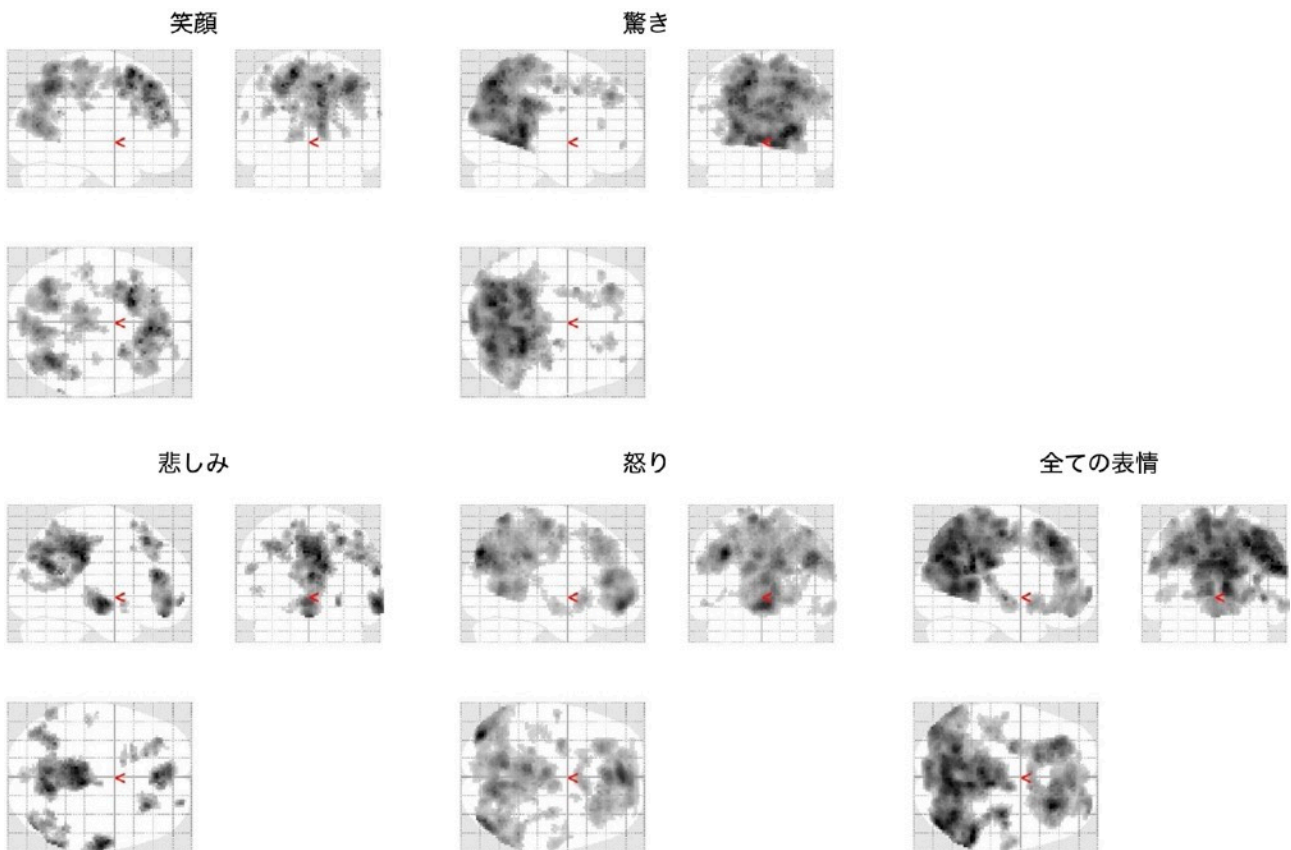


図4.7.2.2 表情表出による脳活性部位の差異

表4.6.4.2の統計解析のペア（表4.6.4.4 番号2～6）

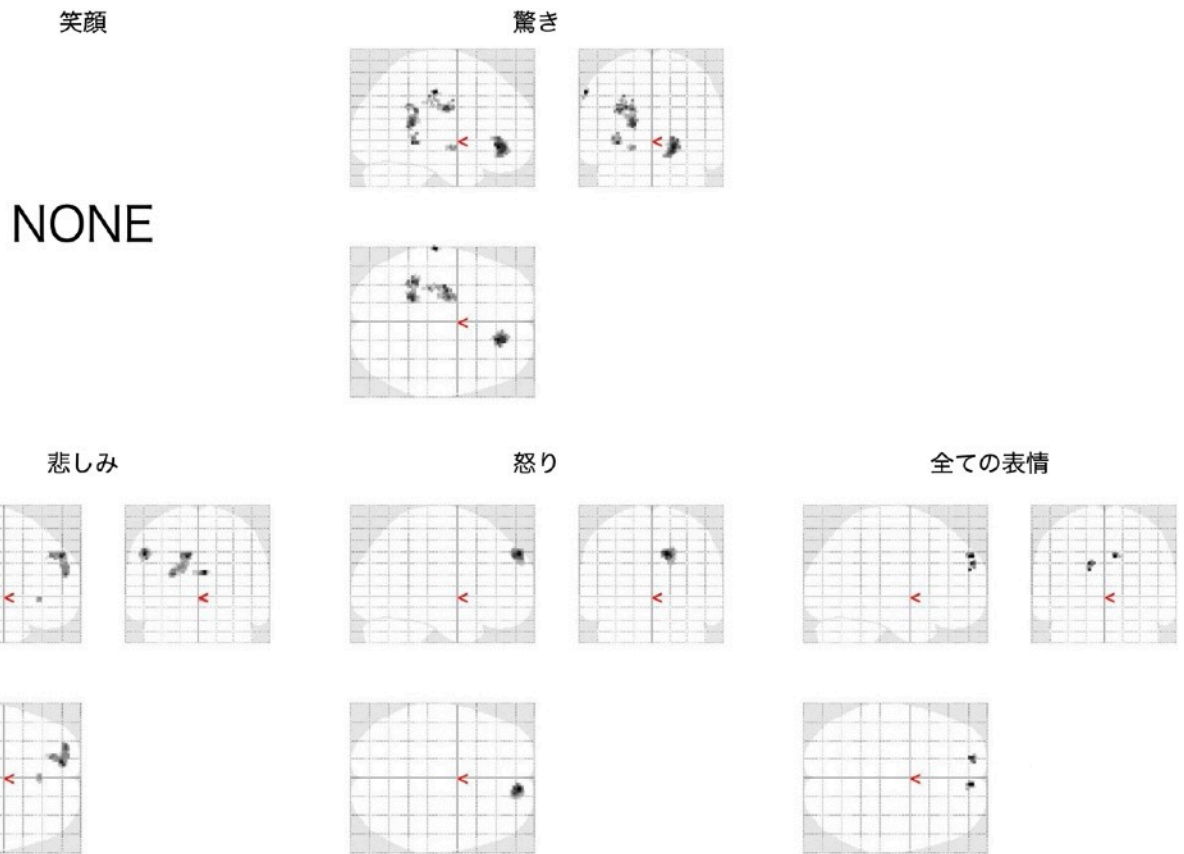


図4.7.2.3 無表情と各表情による脳活性部位の差異

表4.6.4.3の1～5行目の統計解析のペア（表4.6.4.4 番号7～11）

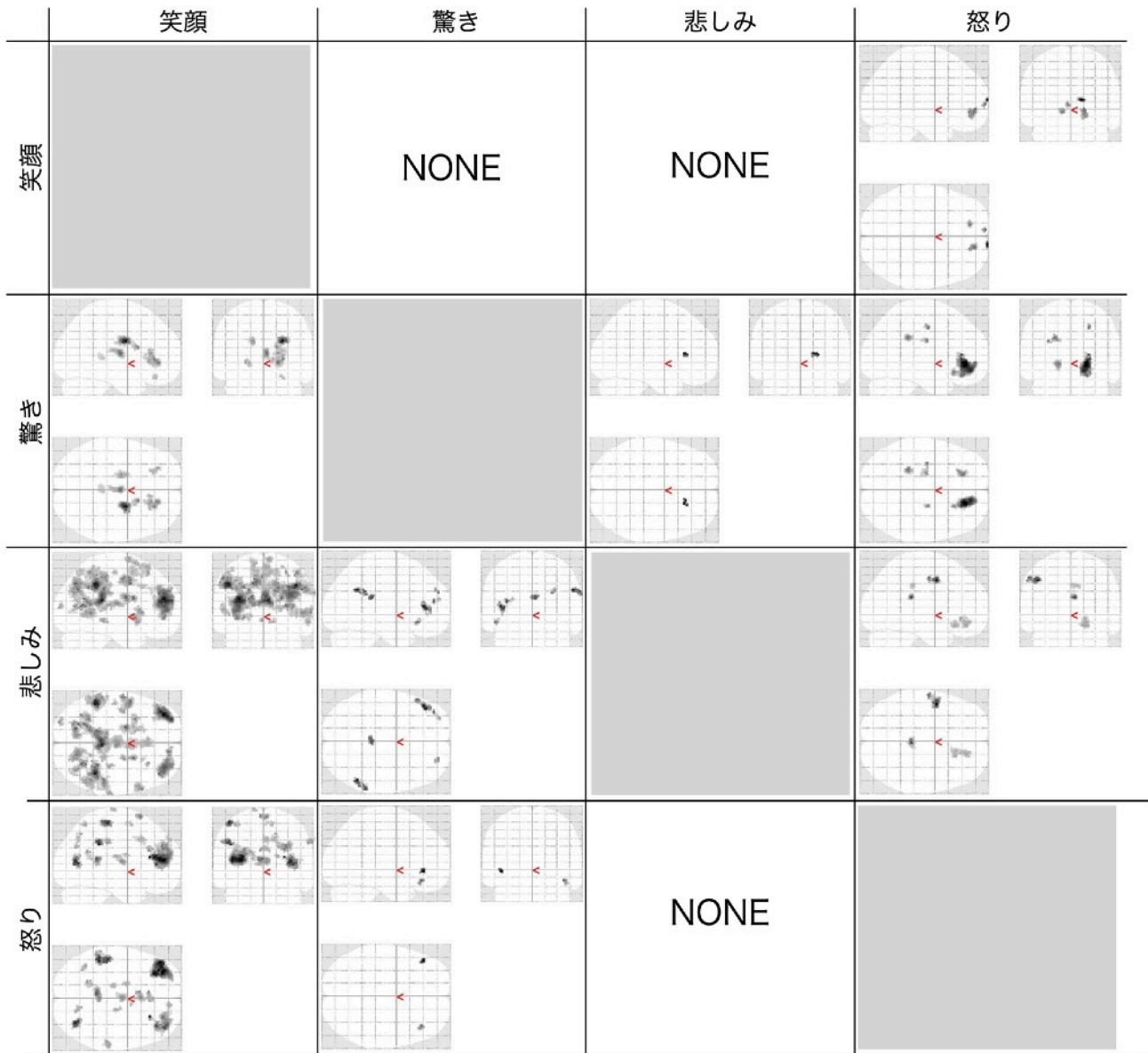


図4.7.2.4 表情表出条件時の各表情間の脳活性部位の差異

表4.6.4.3の6～17行目の統計解析のペア（表4.6.4.4 番号12～23）

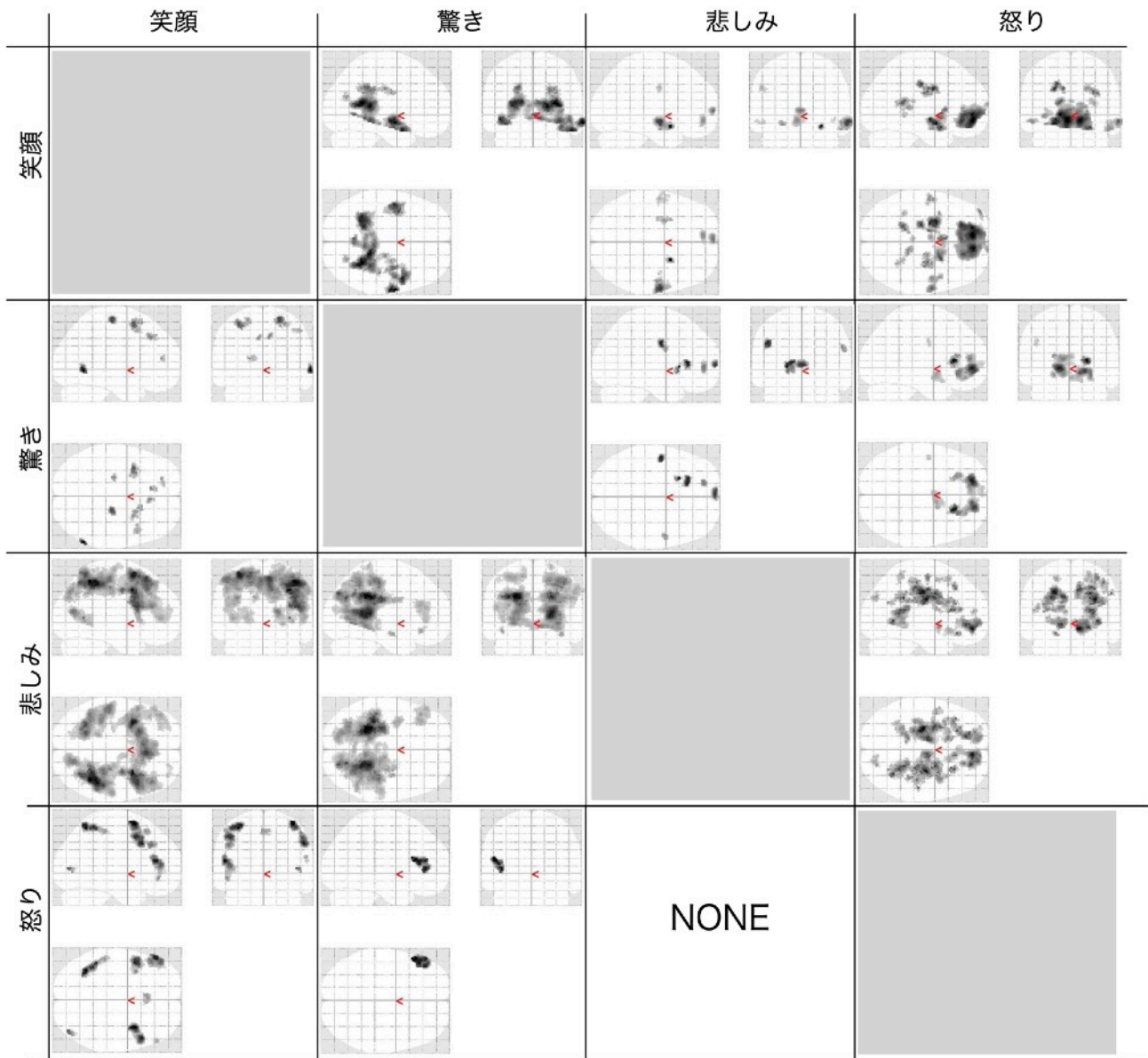


図4.7.2.5 注視条件時の各表情間の脳活性部位の差異

表4.6.4.3の6～17行目の統計解析のペア（表4.6.4.4 番号24～35）

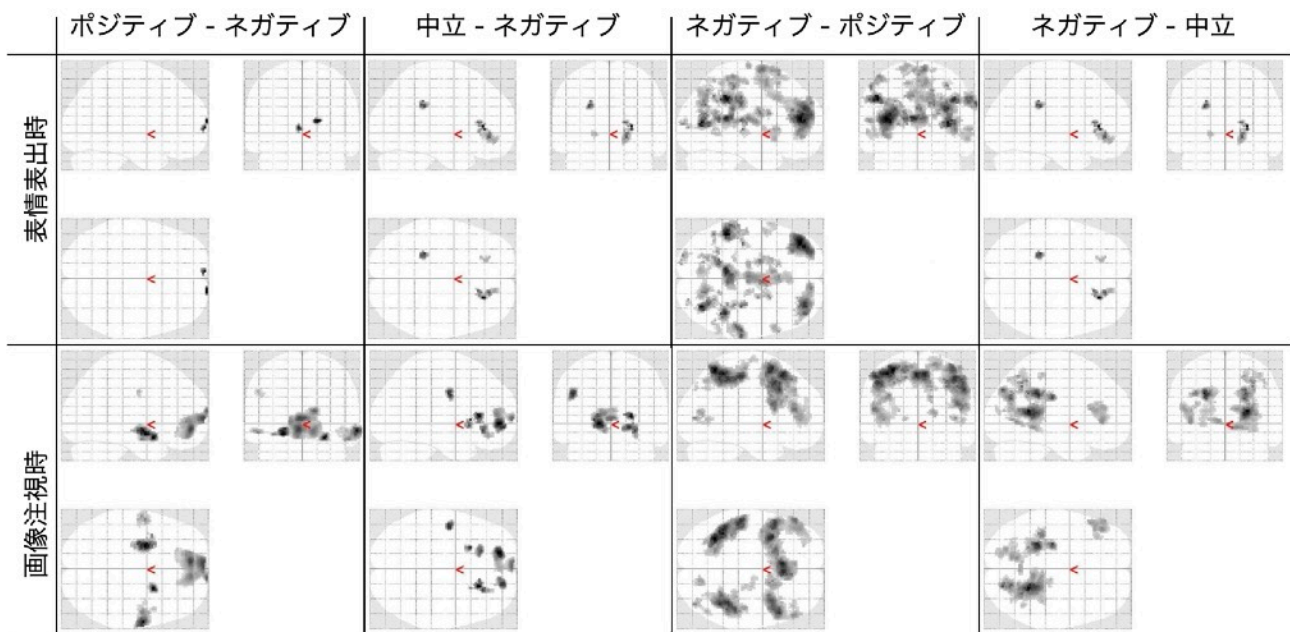


図4.7.2.6 ポジティブとネガティブ、中立とネガティブな表情の脳活性部位の差異

表4.6.4.3の18～21行目の統計解析のペア（表4.6.4.4 番号36～43）

次に、この解析結果で得られた全脳部位の活性部位に対して、表4.6.5.1のROIに活性が見られたかどうかを確認した。各ROIに見られた活性図は補足資料 図A-6.1～図A-6.27に示す。各ROIに見られた活性部位の一覧として表4.7.2.2に示す。表4.7.2.2の「x」は活性があった部位である。空欄はその部位に活性は見られなかった。

表4.7.2.2 各実験条件間でのROI中の活性の有無

No.	IPL		IFG		vPMC		SPL		MTG		PCC		SS		STS		HC	
	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
1	x	x	x	x	x	x	x	x		x	x	x	x	x	x			
5	x																	
7	x	x		x	x	x	x	x			x	x	x		x			
8	x	x	x		x	x	x	x	x	x	x	x	x	x				x
9	x	x			x	x	x	x	x	x	x	x	x	x		x		
10	x	x				x	x		x	x	x	x				x		
11	x	x		x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x		x		
18	x	x	x	x			x			x	x		x	x				
21	x	x	x	x	x	x		x	x	x	x	x	x			x		
22			x															
23				x	x													
24										x								x
25			x	x					x	x								
26					x				x	x								
27					x	x				x								
28			x	x														
29					x													
30	x		x	x	x	x	x											
31			x															
33	x	x	x	x	x	x	x	x		x	x	x	x	x				
34	x	x	x				x	x			x	x	x	x				x
35	x	x				x								x				
38				x					x	x								
39				x	x													
40	x	x	x	x	x	x				x	x	x	x	x	x	x		
42	x	x	x	x	x	x	x	x		x			x	x				
43	x	x	x					x				x						

No. : 表4.6.4.4に準ずる

この時、表4.7.2.2が示すように、番号5及び22を除いて、ある実験条件間においてのみ特異的に活性を示す部位が見られなかった（行中に2個以上の「x」が存在する）。そこで、これらのROIでのこの各実験条件間で得られた活性部位における活性推定値（ β 値）の統計差（ $p < 0.001$ ）が得られた（詳細は補足資料 図A-6.1～図A-6.27）。また、統計差のあったペアの中で同等の条件内でペアについてのみ抜粋し表4.7.2.3にまとめた。同等の条件とは、表4.6.4.4にある番号2～6（表情表出条件）、7～11（表情表出条件—表情注視条件）、12～23（表情表出条件での各表情間）、24～35（表情注視条件

での各表情間)、36~43(表情グループでの比較)内におけるそれぞれ組み合わせを指す。

表4.7.2.3 表4.7.2.2から同等の条件比較のペアのみ抜粋

ROI		No.	No.	p値	信頼区間下限	信頼区間上限	t値	自由度	標準偏差
vPMC	L	26	27	0.004	-0.44	-0.09	-2.98	58	0.34
		26	30	0.007	-0.40	-0.07	-2.79	58	0.32
		26	33	0.000	-0.50	-0.19	-4.34	58	0.31
		29	33	0.006	-0.43	-0.08	-2.88	58	0.34
IFG	L	25	30	0.001	-0.54	-0.15	-3.56	58	0.37
		25	31	0.003	-0.68	-0.15	-3.12	58	0.51
		25	33	0.000	-0.51	-0.17	-4.09	58	0.32
		25	34	0.001	-0.65	-0.17	-3.43	58	0.46
		28	30	0.003	-0.68	-0.15	-3.12	58	0.51
		28	31	0.004	-0.80	-0.16	-3.00	58	0.62
		28	33	0.001	-0.65	-0.16	-3.33	58	0.48
		28	34	0.002	-0.78	-0.18	-3.19	58	0.58
	R	25	30	0.006	-0.39	-0.07	-2.88	58	0.31
		25	33	0.000	-0.41	-0.13	-3.77	58	0.27
38		42	0.000	-0.78	-0.29	-4.31	58	0.48	
IPL	R	7	11	0.001	-0.75	-0.19	-3.37	58	0.54
		9	11	0.006	-0.70	-0.13	-2.88	58	0.56
		10	11	0.002	-0.75	-0.17	-3.18	58	0.56
SPL	L	7	11	0.001	-1.73	-0.46	-3.45	58	1.23
		8	11	0.002	-1.63	-0.37	-3.16	58	1.23
		9	11	0.001	-1.75	-0.46	-3.44	58	1.25
		10	11	0.001	-1.85	-0.53	-3.62	58	1.27
	R	7	11	0.000	-1.73	-0.57	-3.95	58	1.13
		8	11	0.002	-1.53	-0.36	-3.23	58	1.14
		9	11	0.000	-1.70	-0.52	-3.78	58	1.14
PCC	L	7	11	0.000	-2.25	-0.85	-4.42	58	1.36
		8	11	0.003	-1.82	-0.41	-3.15	58	1.37
		9	11	0.001	-1.99	-0.58	-3.64	58	1.37
		10	11	0.000	-2.09	-0.69	-3.99	58	1.35
	R	7	11	0.000	-2.41	-0.93	-4.53	58	1.43
		8	11	0.002	-1.93	-0.43	-3.16	58	1.45
		9	11	0.000	-2.12	-0.64	-3.72	58	1.44
		10	11	0.000	-2.24	-0.76	-4.06	58	1.43

No. : 表4.6.4.4に準ずる、ROI列 L : 左、R : 右

黒太枠 : 表情注視条件での各表情間、赤ダッシュ線枠 : 表情グループでの比較、黒ダッシュ線枠 : 全表情 (表情表出条件一表情注視条件)

表4.7.2.3より、両側IFG、左vPMCにおいて表情注視条件での各表情間の平均 β 値に統計差があった。また、右IFGにおいて表情グループでの比較で平均 β 値に統計差があった。また、右IPL、両側SPLと両側PCCにおいて表情表出条件—表情注視条件での平均 β 値は全表情を基準として統計差があった。これらの統計差について、箱ひげ図として図4.7.2.7～図4.7.2.14に示した。

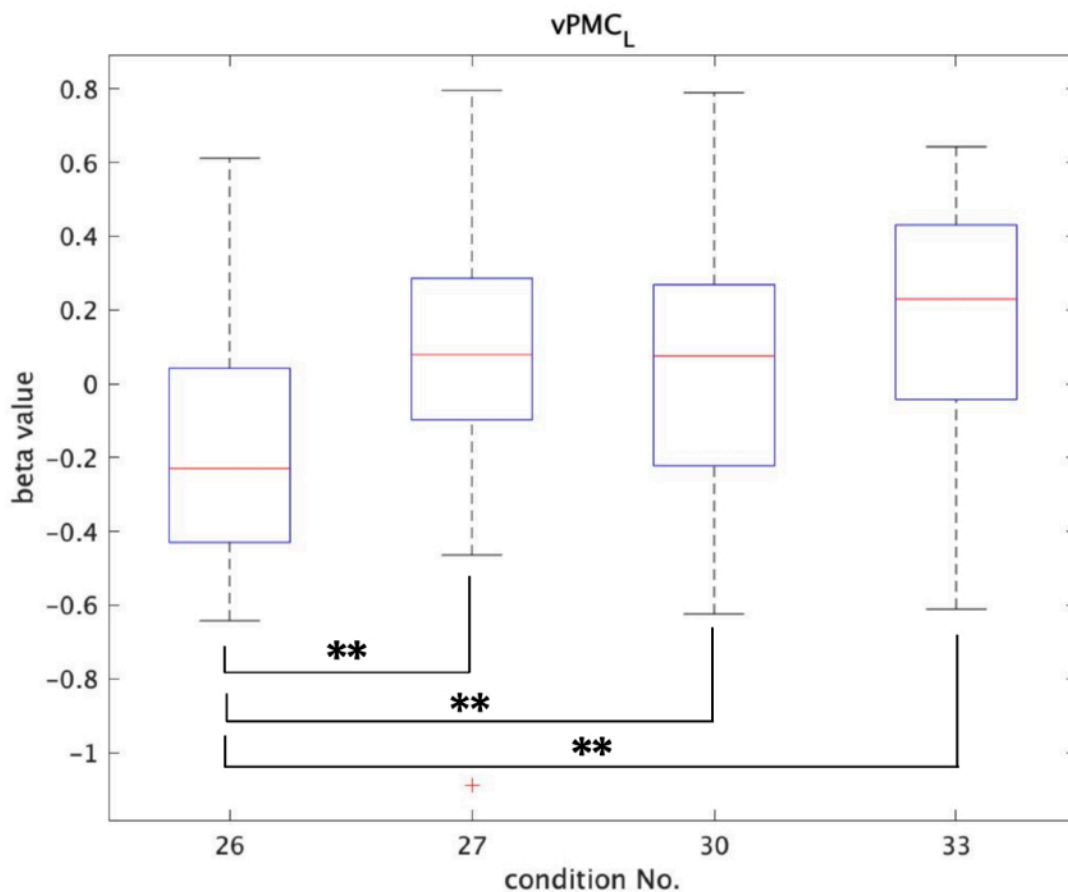


図4.7.2.7 左vPMC内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

** : p 値<0.01

左vPMC内の平均 β 値は番号26が低く、それと比較して番号27、30、33で高くなっている。

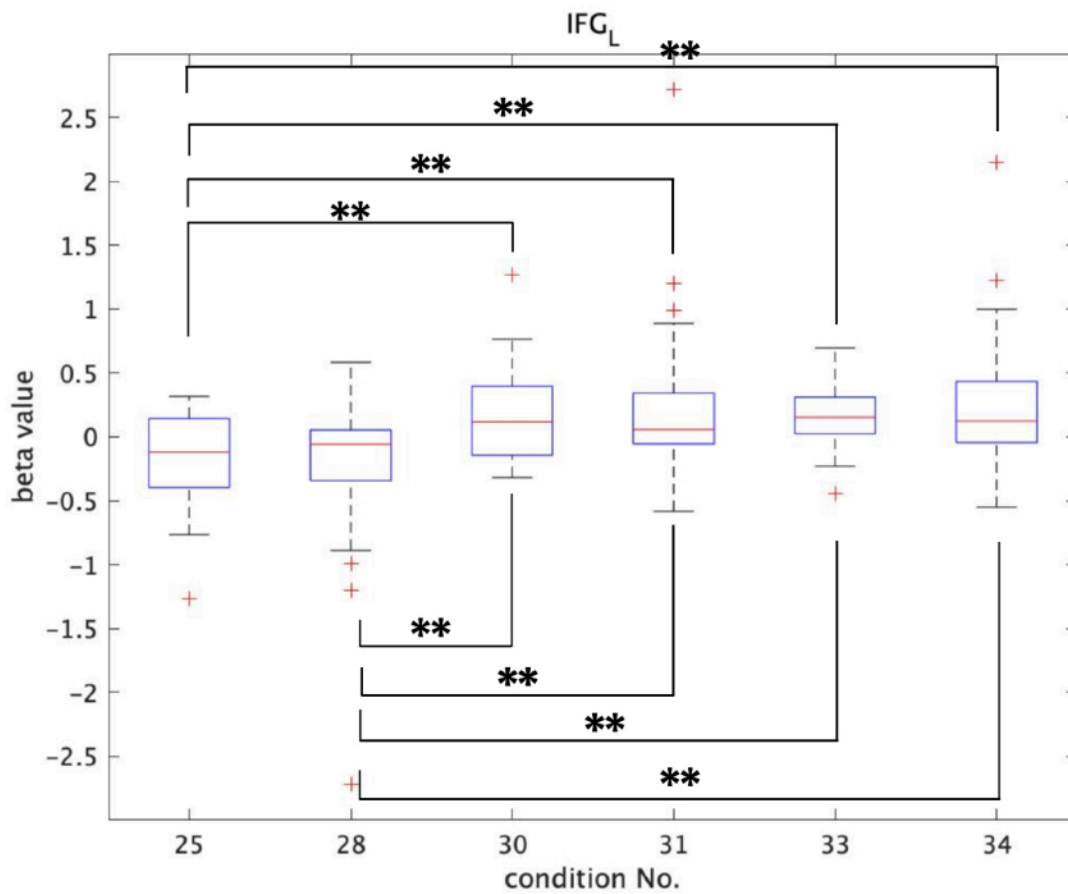


図4.7.2.8 左IFG内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

** : p 値<0.01

左IFG内の平均 β 値は番号25、28が低く、それらと比較して番号30、31、33、34で高くなっている。

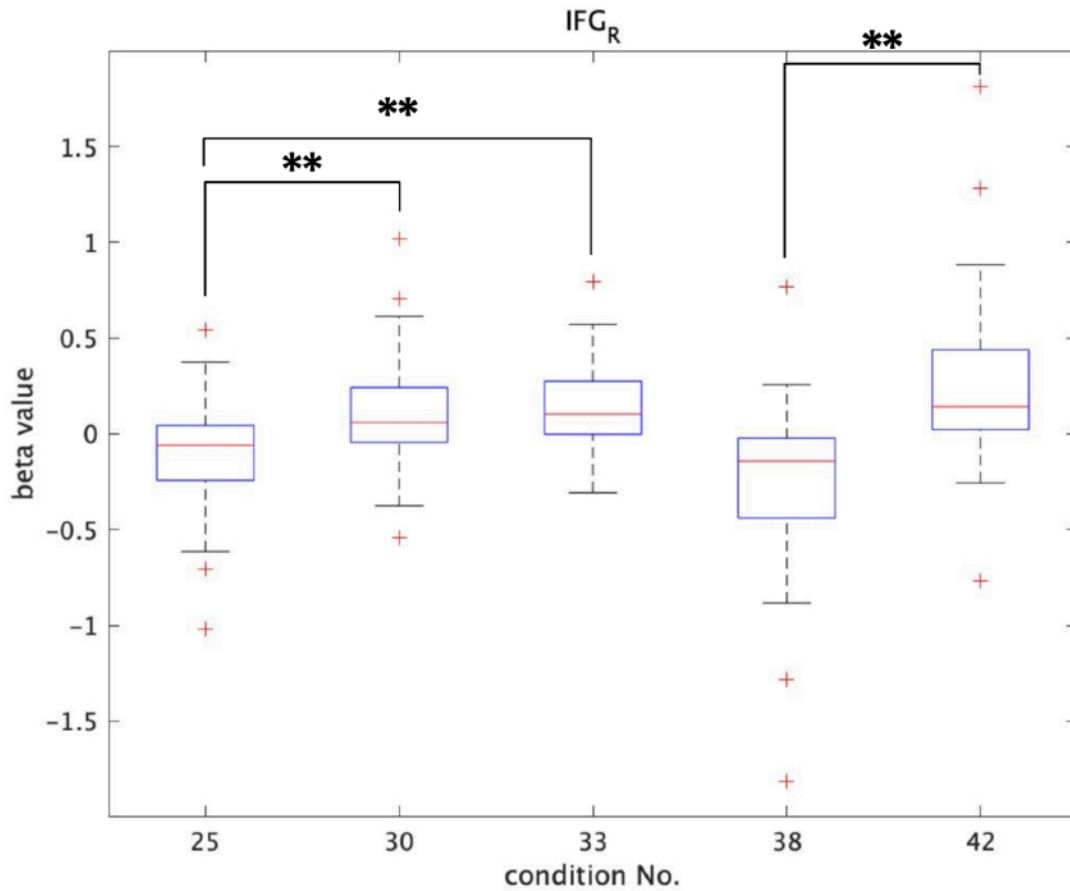


図4.7.2.9 右IFG内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

**： p 値<0.01

右IFG内の平均 β 値は番号25が低く、それと比較して番号30、33、34で高くなっている。また、番号38が低く、それと比較して番号42で高くなっている。

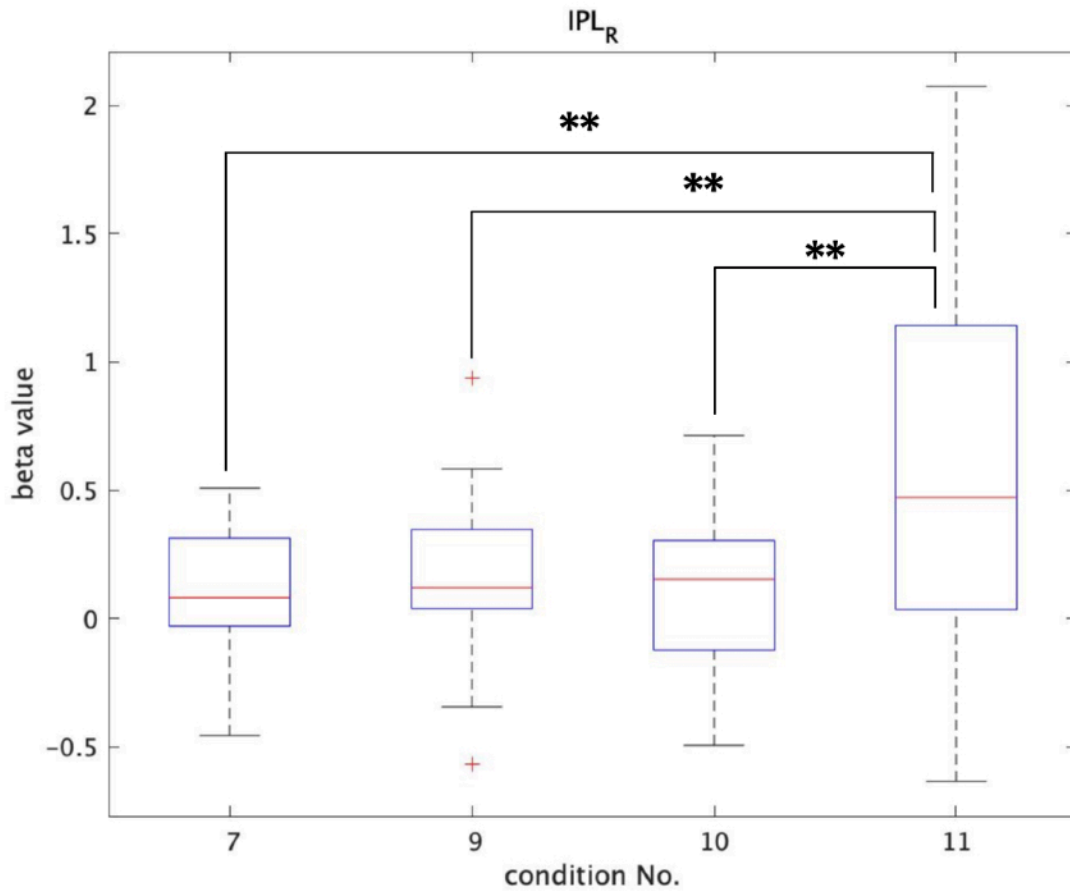


図4.7.2.10 右IPL内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

**： p 値<0.01

右IPL内の平均 β 値は番号11が高く、それと比較して番号7、8、10で低くなっている。

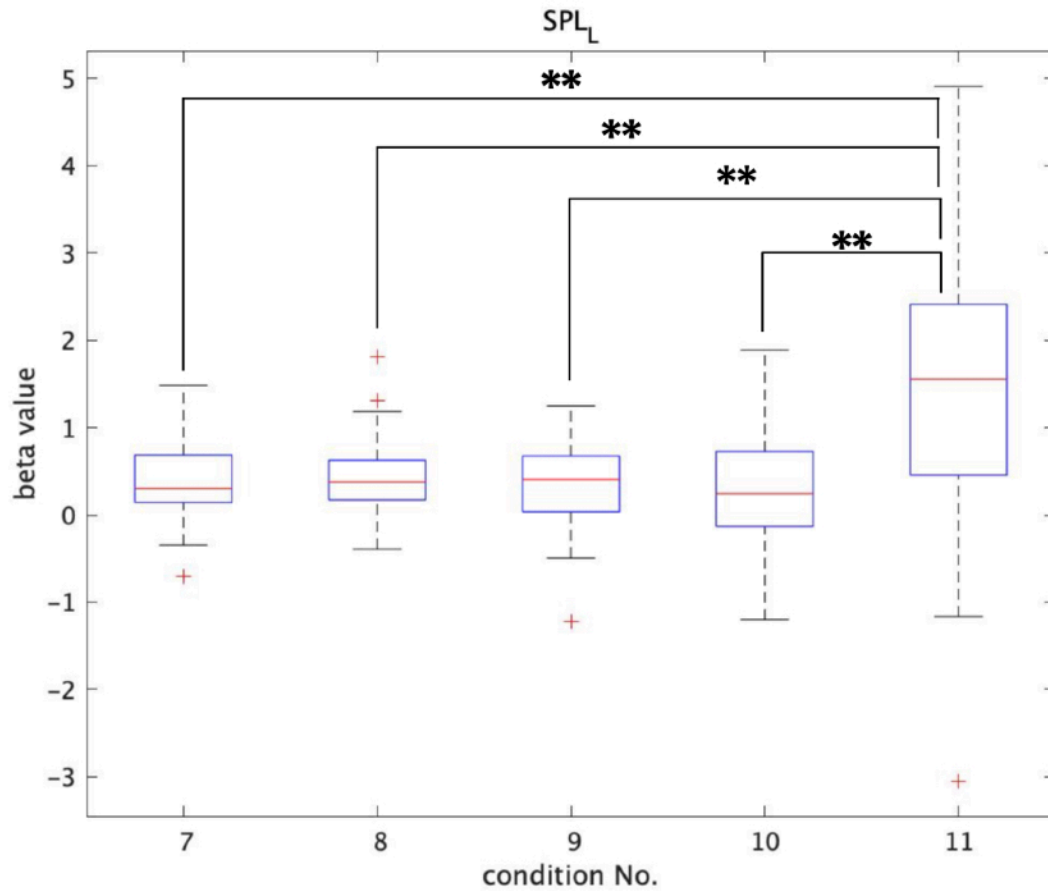


図4.7.2.11 左SPL内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

**： p 値<0.01

左SPL内の平均 β 値は番号11が高く、それと比較して番号7~10で低くなっている。

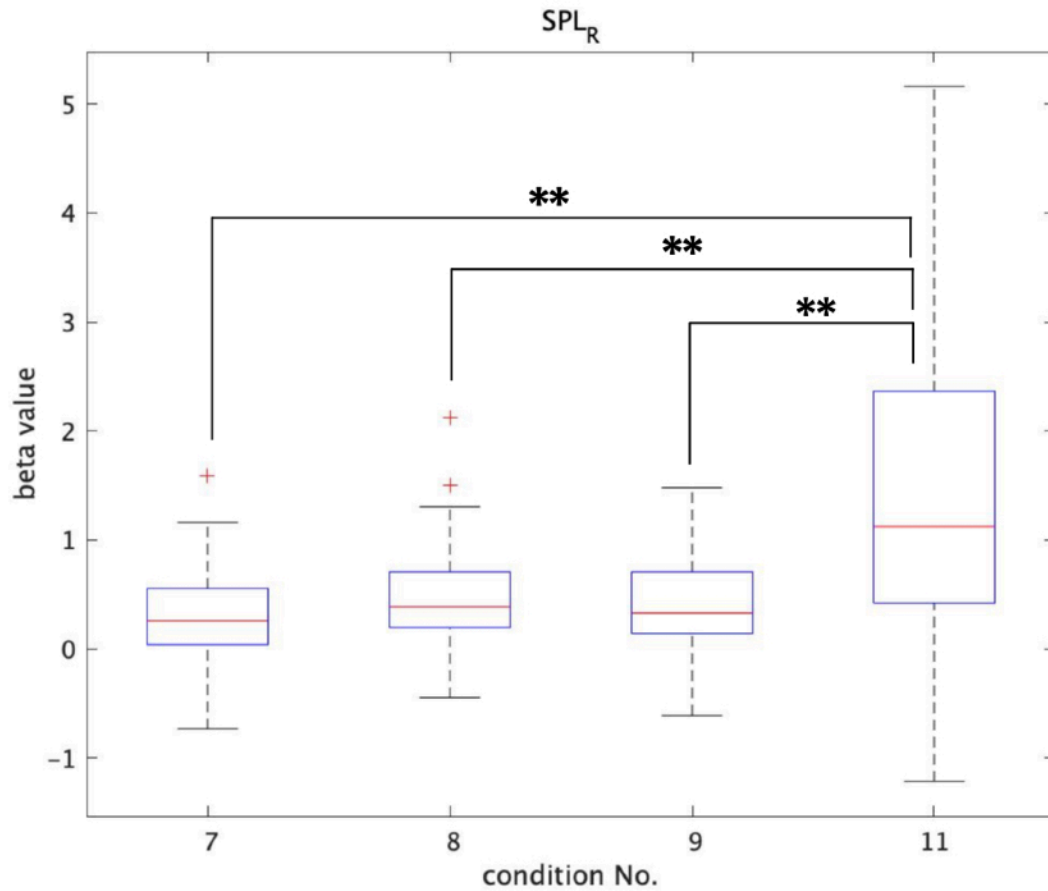


図4.7.2.12 右SPL内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

**： p 値<0.01

右SPL内の平均 β 値は番号11が高く、それと比較して番号7~9で低くなっている。

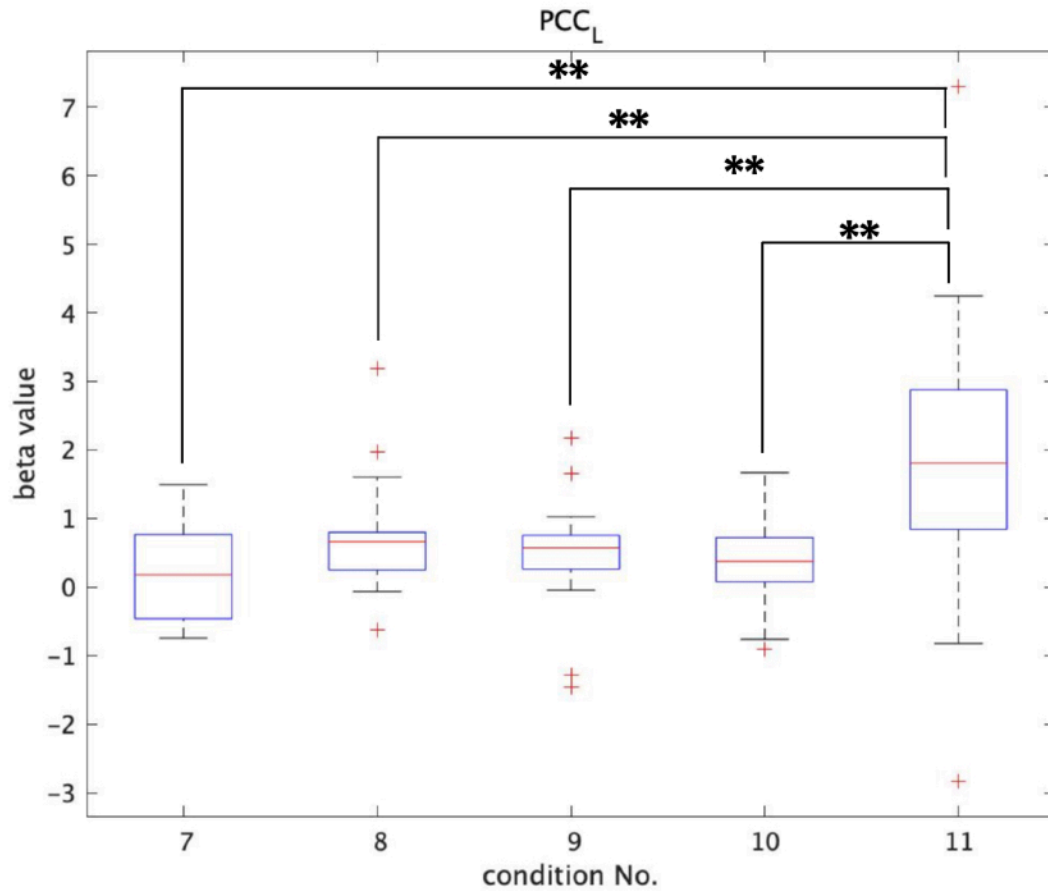


図4.7.2.13 左PCC内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

**： p 値<0.01

左PCC内の平均 β 値は番号11が高く、それと比較して番号7～10で低くなっている。

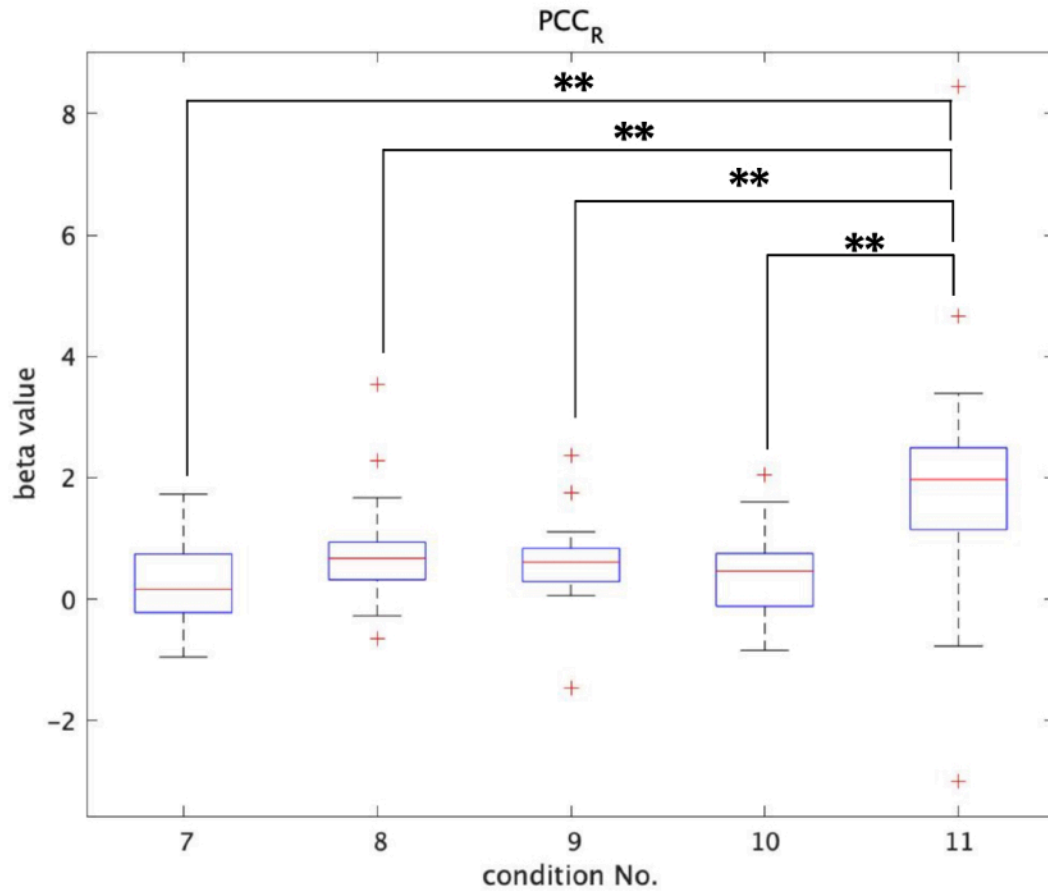


図4.7.2.14 右PCC内の平均 β 値

横軸：表4.6.4.4 に準じる、縦軸：ROI内の被験者毎の平均 β 値

**： p 値<0.01

右PCC内の平均 β 値は番号11が高く、それと比較して番号7～10で低くなっている。

図4.7.2.7～14の結果を表4.7.2.4にまとめた。

表4.7.2.4 表4.7.2.3より平均ベータ値の大小関係

ROI		小	大
vPMC	L	26	27, 30, 33
IFG	L	25, 28	30, 31, 33, 34
	R	25 38	30, 33, 34 42
IPL	R	7, 9, 10	11
SPL	L	7, 8, 9, 10	11
	R	7, 8, 9	11
PCC	L	7, 8, 9, 10	11
	R	7, 8, 9, 10	11

ROI列 L：左、R：右

小、大列中の数字：表4.6.4.4に準ずる

黒太枠：表情注視条件での各表情間、赤ダッシュ

線枠：表情グループでの比較、黒ダッシュ線枠：

全表情（表情表出条件－表情注視条件）

4.8 考察

4.8.1 表情写真の自動判別結果に関して

研究2-1及び研究2-2における表情写真の自動判定結果は、それぞれセクション4.4.1、4.7.1にまとめた。ここで得られた全被験者の結果（図4.4.1.2及び図4.7.1.1）について考察する。

図4.4.1.2及び図4.7.1.1において、被験者が表出した表情の内、無表情、笑顔、驚きにおいて、それが対応すると判定される確率が一番高く、被験者の意図と同等な結果を得られた。ただし、悲しみと怒りの表情については無表情と判定される確率が一番高く、被験者の意図が反映されなかった。また、悲しみと怒りの各表情の判定確率の分布が一番に無表情、二番に悲しみが高い値を取るという構造が似ており、被験者が別の表情を表出させているにも関わらず同等の表情のように判定された。

無表情、笑顔、驚きの表出において意図と同等の判定が得られることから、他者にとって間違った判定をされにくく意図が伝わりやすい表情であると考えられる。つまり、これらの表情の表出は容易に意図した表情を正しく伝えられる。ただし、悲しみ、怒りについては表出者の意図に関わらず、どちらも無表情のように判定をされ、ネガティブな感情であることを判定しにくいと考えられる。また、判定の分布が似ていることから、この二つの表情の表出に差異が出にくい。つまり、これらの表情の表出の区別は難易であり、意図した表情を他者に伝えにくいと考えられる。

また、研究2-1及び研究2-2に参加した被験者はそれぞれ別のグループであったにも関わらず同等な結果を示すことから、表情の表出については被験者群に関わらず同等な傾向を示すことがわかる。

以上より、被験者群に依らず、無表情、笑顔、驚きは意図通りの表出、悲しみと怒りの表情は無表情に近い表出になることがわかる。

4.8.2 研究2-1に対する考察

図3.3.1が示すように、「BFCNの可視化」と「媒介中心性における統計解析」を行った。研究1での考察と同様に、解析対象の周波数帯域の中でもガンマ波において、顕著な違いが見られたことから、本研究の解析手法によってガンマ波に現れる違いを検出できたと考えられる。

①BFCNの可視化結果

笑顔の表出において、*Frontness*軸上の正の範囲で赤い領域が広く分布しているのは、研究1での閉口及び開口の笑顔を表出している間のグラフと同様だった。ただし、*Rightness*軸上においては正負どちらに対しても赤い領域領域が多いことから、研究1のような左右差を考察できない。

怒り及び悲しみの表情の表出において、どちらも*Rightness*が負、*Frontness*が正の範囲に赤い領域の核となる部分があることから、研究1と同様に、二つの表情は感情の種類としてネガティブであることからグラフの形状が似た傾向を示したと考える。

また、中立な感情表現である驚きの表情の表出において、ポジティブな感情表現の笑顔とネガティブな感情表現の怒り及び悲しみの表出で得られたグラフとは違い、*Rightness*及び*Frontness*が負の範囲において赤い領域が多かった。驚きの表情として使用している画像Fは、研究1の開口の無表情（感情を伴わない）と同様であるが、被験者は驚きを示すために開口し驚きの表情を表出させた。このため、視覚刺激として使用した画像は同様であっても表情表出の種類が変わったことによりグラフに偏りが現れたと考える。

上述の通り、研究1と同様、笑顔や怒りなどの感情を伴うデータにおいては上述のような偏りが見られたが、感情を伴わない無表情において、赤い領域の偏りは顕著ではなかった。つまり、研究2-1の結果からも、本研究の解析手法は感情の付加を判別できる手法であると推察される。

②媒介中心性結果

媒介中心性で統計差が得られた電極集合が、表情表出条件における別の表情間で70%、注視条件における別の表情間で30%、別の実験条件間での同じ表情で0%で現れた。研究1ではそれぞれ82%（差分-12%）、0%（差分+30%）、71%（差分-71%）であり、研究2では研究1に比べて表情数が減少しているために差分に大きな開きがあったものの、研究1と同様、表情表出条件におけるデータとの比較で電極集合を得られている。よって、表情表出条件における別の表情間であれば、媒介中心性に差異が現れることが推測される。

別の表情表出間における電極集合の比較において、画像B及びFのポジティブ及び中立感情の表情の表出と画像G及びHのネガティブ感情の表情との間で閾値以上の類似SSCを示した。これにより、画像G及びHのネガティブ表情の媒介中心性の値は類似していると考えられる。このことは、画像GとHの間で電極集合が形成されなかったことから裏付けられる。また、ネガティブ表情の類似性は研究1でも同様に考察された。

4.8.3 研究2-2に対する考察

被験者間解析で視覚刺激によって視覚野を含む広範囲の脳部位で活性が見られたため、被験者は正しく実験に参加し視覚刺激（表情画像の提示）を受けていることが示唆される。これにより、被験者データの信頼性を確認できた。

また、どの表情においても表情表出による活性部位は広範囲で見られることから、表情注視条件と比較して多くの部位で脳活動が活発であったと考えられる。ただし、表情注視時データとは表情刺激開始後すぐのデータであるため、表情注視後に続く表情表出条件に比べて新規刺激に対する反応が強く出るとも考えられる。この場合、表情刺激の慣

れを検出しているという指摘もできると考える。加えて、表情刺激からの時間が同じ（刺激の慣れは同程度と仮定する）である表情表出時と無表情時との活性部位の範囲は限定的である。無表情では各表情表出の場合とは提示している画像が違うため、その影響も考えられ単純に比較することはできない。ただし、視覚刺激として提示された表情と同等の表情を表出させる（表情模倣をさせる）という点では、同一条件であると考えることができる。

同様に、表情表出条件時の各表情間の脳活性部位を見てみると、表情注視と比べた時の表情表出に比べて範囲が限定的ではあるが、刺激の慣れは同程度と仮定でき、表情模倣である点で表情間で比較した脳活性部位となる。また、注視条件時の各表情間の脳活性部位の差異を見てみると、表情の注視と表情表出を同時に行っている（表情注視条件の脳活動も行なっていると仮定する）表情表出条件時の各表情間に比べて広範囲で脳活性が見られる。表情注視のみの脳活動であるため脳活性部位は広範囲で得られると仮定される。しかし、表情注視条件は表情表出条件よりも新規刺激（表情刺激開始後すぐのデータ）を受けているデータになるため、より活性差が見られたものと考えられる。これは、一般的により新規の刺激に対して脳活動はより活発になることが起因していると考えられる。また、表情注視条件及び表出条件のどちらにおいても怒りと悲しみの表情間では脳活性部位がなく、表情の類似性（怒りと悲しみはネガティブ感情を表すとして類似性が高いと考えられる）があるため差が見られなかったものと考えられる。

ここで、表情類似性のある怒りと悲しみをネガティブ、笑顔をポジティブ、驚きを中立としてグループとして活性部位をみると、先述した通り、表情表出時よりも表情注視時の方が広範囲で活性部位が見られた。また、ポジティブとネガティブで比較した場合の活性部位が広範囲で見られた。よって、感情の正負もしくは中立によって活動する部位が存在すると考えられる。

以上より、「表情表出もしくは/及び視覚刺激開始からの時間経過により、表情表出条件は表情注視条件と比べて多くの部位で脳活動が活発だった」「刺激の慣れが同等かつ表情模倣をさせている条件である表情表出条件と無表情の比較において、表情表出により、限定的な部位ではあるが脳活動が活発だった」「視覚刺激の表情注視条件時の別の表情間での脳活動の範囲は、表情表出条件時の別の表情間での脳活動の範囲よりも広範囲であり、各表情間の違いは活性部位のパターンの違いとして現れた」「表情グループとして見ることで、感情の正負もしくは中立によって活発な脳活動を行う部位が見られた」ということがわかった。

次に、より詳細な部位を調べるために行ったROI解析では、ある実験条件間においてのみ特異的に活性を示す部位が見られなかったことから、活性推定値の差がないか調べた。

まず、表情注視条件での各表情間で差異があったのが、左vPMC及び両IFGである。この二つの部位はどちらもミラーニューロンシステムにおける主要部位 [Molenberghs et al., 2012]とされ、表情注視の条件で活性化されると考えられる部位である。その上で、これらの部位で表情により活動に差が出たとすればある表情に特に強い

活性が見られると推測される。左vPMCでは、驚き-笑顔、怒り-笑顔、悲しみ-笑顔の活性が笑顔-悲しみの活性に比べて強かった。左IFGでは、怒り-笑顔、怒り-驚き、悲しみ-笑顔、悲しみ-驚きの活性が笑顔-怒り、驚き-怒りの活性に比べて強かった。右IFGでは、怒り-笑顔、悲しみ-笑顔、悲しみ-驚きの活性が笑顔-怒りの活性に比べて強かった。以上をまとめると、左vPMCと両IFGは笑顔や驚きによる活性に比べて、怒りや悲しみによって活性が強まっていると考えられる。

次に、表情グループでの比較で差異があったのは右IFGである。先述の通り、IFGはミラーニューロンシステムにおける主要部位[Molenberghs et al., 2012]とされる。右IFGでネガティブ表情（怒り+悲しみ）-ポジティブ（笑顔）において、表情表出条件での活性が表情注視条件での活性に比べて強かった。こうした同じ表情間の統計ペアにおいて条件による差が単独の表情間では出なかったことから、ネガティブ表情としてデータをまとめることで、怒りと悲しみ個々の活性ではなく共通した活性と笑顔との比較することができたため差異が現れたと考えられる。また、ミラーニューロンシステムは表情を見ることだけでも活性化されるが、実際に観察したものをそのまま表出することでより、右IFGが突出して活性の差異が現れたと考えられる。

最後に、表情表出条件-表情注視条件での各表情と全表情を比較した時の差異は右IPL、両SPL、両PCCで見られた。IPL及びSPLはミラーニューロンシステムにおける主要部位[Molenberghs et al., 2012]であるとされ、PCCも同様に、表情に関わる模倣で反応する[Likowski et al., 2012]とされている部位である。特に、PCCは幸福な表情に対する反応[Likowski et al., 2012]があるとされている。右IPLでは、笑顔、怒り、悲しみ、右SPLでは、笑顔、驚き、怒り、左SPL及び両PCCでは、笑顔、驚き、怒り、悲しみの活性と比較して全表情の活性が強かった。まず、先述の通り、表情表出条件-表情注視条件で活性が見られるのはミラーニューロンシステムの活性が実際に観察したものをそのまま表出することでより強くなることを示唆している。また、全表情が他の表情に比べて大きい活性が得られた理由として、表情全てとしてデータをまとめるために各表情の差ではなく純粋な表情表出と表情注視の活性を比較できたこと、全表情のデータ数が個別の表情のデータ数に比べて4倍になることで、より正確なデータ比較ができたことがあげられる。つまり、上記の脳部位は各表情での条件間の活性を抽出するよりも、純粋な条件間の活性の違いを反映していると考えられる。ただし、本研究で先行研究にあるような幸福表情による反応[Likowski et al., 2012]は大きくなかった。

以上のROI解析をまとめると、左vPMCと両IFGは表情注視時の怒りや悲しみの活性、右IFGはネガティブ表情の表出による活性、右IPL、両SPL、両PCCは表情の種類によらず表情表出による活性が見られた。特に、ミラーニューロンシステムにおける主要部位であるvPMC、IFG、IPL、SPL[Molenberghs et al., 2012]は本研究の実験においても活性が見られ、且つ各条件により差異が見られた。よって、実験中の表情の注視及び表出によってミラーニューロンの活動が確認された。

4.8.4 考察のまとめ

脳波の解析より、BFCNの可視化結果を見ると、無表情には現れなかったが笑顔や怒りなどの感情を伴うデータ解析において偏りが見られた。また、電極集合の比較において、ネガティブ感情の表情は類似していたことより、ネガティブ表情の媒介中心性の値は類似していると考えられる。研究2で用いた表情画像の種類を限定（ポジティブ表情は1種類）したためにポジティブ表情の類似性を議論できなかった。BFCNの可視化結果及び電極集合の比較の結果と研究1の結果は類似した傾向が見られていた。よって、本研究の解析手法は感情の付加を判別できる手法であると推察される。

fMRIの解析より、ミラーニューロンシステムに関係があるとされる各脳部位が様々な実験条件で差異が見られた。よって、実験中の表情の注視及び表出によってミラーニューロンの活動が確認されたと考えられる。表情の提示時間の問題もあるが、これらの部位は特に表情注視によって活性が強く現れた。そもそもミラーニューロンは、無意識な模倣時に現れるとされることから結果はその事実を裏付けていると考えられる。しかし、意識的な表情表出を行わせところ、ミラーニューロンに関連する脳部位には注視時よりも強い活性は得られなかったが活性の違いを得られた。また、前頭部に存在する左vPMCと両IFGが表情注視時の怒りや悲しみ、前頭部に存在する右IFGがネガティブ表情の表出によって活性化したことから、BFCNの可視化結果がネガティブ表情での赤い領域の中心の位置は*Frontness*が正であったことを裏付けていると考えられる。ただし、後頭部にある右IPL、両SPL、両PCCは表情の種類によらず表情表出によって活性化したが、笑顔及びネガティブ表情のBFCNの可視化結果では赤い領域の中心の位置は*Frontness*が正であった。中立表情の驚きでは赤い領域の中心の位置は*Frontness*が負であった。笑顔及びネガティブ表情ではBFCNの可視化結果と脳活性部位の関係は前後で反対であった。しかしながら、各脳部位のボクセル数を確認してみると、前頭部にある左vPMCは2918、両IFGは7621（左3573、右4048）、後頭部にある右IPLは2910、両SPLは1674（左839、右835）、両PCCは1941（左928、右1013）（表4.6.5.3より）となる。表情の表出全般に関わりがあると推測される脳部位の大きさは、ネガティブ表情の表出に関わりがあると推測される脳部位の大きさに比べて小さいことが分かる。脳部位の大きさが比較的小さいためBFCNの可視化結果では同様の傾向を確認できなかった可能性も考えられる。

また、被験者の表情写真の解析から、研究内容によらず、無表情、笑顔、驚きは意図通りの表出、ネガティブ表情（悲しみと怒り）は無表情に近く表出になることがわかる。脳波及びfMRIの解析でネガティブ表情で類似した結果は、この表情表出の判定においてネガティブ表情の表情判定の結果が似通っていることから裏付けられる。つまり、ネガティブ表情の表出に用いている表情筋の動かし方が似通っていることからネガティブ表情の脳活動が類似しており脳波及びfMRIの結果が類似したと考えられる。また、他の表情間では類似性が見られなかったことから、それぞれの表情によって脳活動の違いがあったと考えられる。また、その表情の違いを同一にせず、別の特徴として表せているとも言える。

4.9 結言

研究2では、実際の人物の表情画像を視覚刺激として用いた。研究1では変動要因の少ない刺激として表情ピクトグラムを用いたが、研究2ではより強い表情模倣を引き出すことができると考えた。研究2においても研究1と同様に、人物の表情画像は「どの表情を表出すれば良いのかを判断するためである」と被験者に説明した。しかしながら、この人物画像を注視した被験者は表情表出時でなくとも無意識な表情模倣が起きていると仮定できる。このため、研究1と同様に注視条件と表情表出条件として設定したが、無意識な表情模倣条件と意識的な表情模倣条件として読み替えることが可能である。本研究では、無意識な表情模倣条件をコントロール条件としており、無意識な表情模倣の活動と意識的な表情模倣の活動の差分を取ることによって意識的な表情模倣（単純な表情表出）によってどのような脳活動が行われているかを議論できる。研究1との大きな違いは、より強い表情模倣の誘発が望めることとより自然に表情の表出ができる（より実生活での表情表出に近い）ことである。

ネガティブ表情表出時の写真の表情判別結果が類似していたことから、ネガティブ表情の脳活動が類似していると推測できる。その類似した脳活動に起因して、ネガティブ表情における脳波及びfMRIの結果が類似していたと考えられる。また、ネガティブ表情に関連して活性化したミラーシステムの中枢と考えられている左vPMC及び両IFGの脳部位のサイズが大きいことから、この脳波の結果とfMRIの結果の類似には大きい脳部位の活性化が必要であると推測できる。

研究1の結果と合わせて考えてみると、BFCNの可視化結果及び電極集合の比較の結果は研究1と類似した傾向が見られていた。よって、本研究の脳波解析手法は表情における感情の付加を判別できる手法であると推察される。また、活動中に活性化した脳部位の大きさが十分あれば、脳波の解析結果と脳部位の関連も推測できる可能性がある。

第5章 結論

5.1 本研究のまとめ

本研究では、2種類の被験者実験（研究1及び2）を実施し、それぞれの実験で得られた脳波解析の結果の比較、また、研究2で得られた脳波の解析結果とfMRIの結果を比較することで単一の被験者実験、計測装置では不明な点を明らかにできたと考える。

研究1では、考案した脳波解析手法によって、笑顔の表出の左右の違い、ポジティブな表情間の類似性、ネガティブな表情間の類似性、ポジティブとネガティブな表情間の違いが表せた。研究2では、考案した脳波解析によって、ネガティブ表情間の類似性、ポジティブとネガティブの表情間の違いを表せた。また、被験者の表情表出時の写真の表情判別結果から、ネガティブ表情間の類似性が表情そのものの類似性から発生していることも示唆された。研究2のfMRIの結果は、表情模倣に関連すると考えられる脳部位が表情表出に伴い活性化していることが確認された。特に、ネガティブ表情に関連して活性化した脳部位（左vPMC及び両IFG）のサイズが大きいことから、脳波の結果とfMRIの結果の類似はサイズの大きい脳部位の活性化が必要であると推測した。

本研究では、脳波及びfMRIの結果から、表情表出の種類により脳活動の違いがあることが分かった。特にポジティブな表情とネガティブな表情については違いを検出できた。ただし、ポジティブ/ネガティブという大まかな違いは確認されたもののポジティブ間及びネガティブ間では違いを検出できなかった。

被験者のネガティブな表情写真は、怒りと悲しみの判別が難しかったが、目視での判別では大抵の被験者の表情写真は被験者が意図した通りに正しく分類できた。目視では非常に小さな表情の変化も判別に利用できるが、自動判別でも正しく判別するためには表情筋を大きく動かす必要があると考えられる。感情を発端としない表情の表出では脳活動の違いを検出することは難しいのかもしれない。しかしながら、単純な表情の表出を行わせた本研究であってもポジティブ/ネガティブの違いを検出できている。単純な表情の表出で脳活動を変化させることができたということは、笑顔の表出を利用した治療[Lee et al., 2020]や表情の模倣を意識的に行わせたトレーニング[Krstovska-Guerrero et al., 2013]の効果が出たことも不思議ではないだろう。

本研究は、表情表出という小さな研究領域の一端として実験的に始動した。今後、この研究領域が活発に研究されることを願いつつ、今後の自身の研究活動に繋げていきたい。

5.2 今後の課題

今後の課題として、①別の実験内容における本研究で考案した脳波解析手法の適応、②実験の簡素化・実験バリエーションの増加、の2点を挙げる。

まず、別の実験内容における本研究で考案した脳波解析手法の適応に関して述べる。本研究で用いた脳波解析手法は表情に関する脳波実験のみに限定するものではない。手法としては各チャンネルの脳波データの同期性を取得し、その同期性を元にネットワークを構築・評価した。つまり、本研究での脳波解析手法は、多チャンネルかつ数秒以上の比較的長時間の刺激が行われていることを満たせば適応が可能である。本研究では、表情に関する脳波データのみに対して解析を行ったが、条件を満たす実験データに対して有効である可能性は十分にあると考える。そこで、今後の課題として、本研究の解析手法はどういった脳活動に対して有効であるか、適応できる脳活動の範囲や種類について調べることを挙げる。

次に、実験の簡素化・実験バリエーションの増加に関して述べる。本研究は、2020年1月頃からの新型コロナウイルス感染症の影響を受け、十分な被験者実験を実施することができなかった。そこで、被験者実験のデータの不足が問題点としてあげられる。表情の認知研究は第2章 序論で述べたように多くの研究者が被験者実験を通して多くの知見を蓄積してきた。しかし、本研究で着目した表情の表出については、表情の認知ほど先行研究が多くはない。そのため、被験者実験の結果を実験内容を細分化もしくはより具体化しながら実験のバリエーションを増やしながらか考察を行う予定であった。しかしながら、その機会を得ることできず、現状の研究の結果を受けて、新たな実験を考案し考察を深める余地があったと考えている。具体的には、研究2で行った人物の顔画像の提示種類を限定する（e.g., 提示写真の人物を被験者と同姓で固定する、同一人物で固定する）ことや表情の種類を2種類ほどに限定する（e.g., 笑顔と無表情）ことが考えられる。被験者実験は、被験者の体力や集中力に気をつけてデザインする必要があるため、実験内容は簡単で短時間で行うのが理想である。そこで、研究2で行った実験内容を簡単にし、表情の種類を限定することで、狙った脳活動のみを引き起こし1人あたりのデータ量を多く取得することができる。先述の通り表情表出研究は先行研究が少ないため、研究1では8種類、研究2では5種類の表情画像を取り入れ、様々な表情における脳活動のデータを収集した。その結果、ポジティブな表情での左右差（研究1）やポジティブとネガティブな表情での差（研究2）が示唆され、研究範囲をより現的することができたと考えられる。こうした結果を受けて、次に考案される被験者実験としては、ポジティブ表情を細分化することやポジティブやネガティブの度合い（グラデーション）の変化を付与することが考えられる。

上述の通り、本研究を基に今後の研究に発展させる点はいくつか存在する。今後、表情表出に関する知見を蓄積し、より深い考察を行えるように一層の努力が求められる。

謝辞

本論文は筆者が九州工業大学大学院 情報工学府 情報工学専攻 博士後期課程に在籍中の研究成果をまとめたものである。同専攻教授 山崎敏正先生には指導教官として本研究の実施の機会を与えていただき、その遂行にあたって終始、ご指導をいただいた。ここに深謝の意を表す。同専攻教授 青木俊介先生、並びに、同専攻准教授 小林順先生には副査としてご助言をいただくとともに本論文の細部にわたりご指導をいただいた。ここに深謝の意を表す。

本研究第3章のfMRI実験では、東京電機大学大学院 先端科学技術研究科 先端技術創成専攻 教授 田中慶太先生、並びに、東京電機大学 先端工学研究所 講師 王力群先生に実験の機会を提供していただくとともに有益なご助言をいただいた。また、東京電機大学 旧情報環境学部 教授 根本幾先生には、筆者が学部生の頃からfMRI研究に関してご指導をいただいた。ここに感謝の意を表す。

また、本専攻 山崎敏正研究室の各位には研究遂行にあたり日頃より有益なご討論ご助言をいただいた。ここに感謝の意を表す。

本研究は多くの被験者の方のご協力の上で完遂することができた。被験者の方々には実験の内容に対してご賛同いただき、無償もしくは小額での実験参加をしていただいた。ここに感謝の意を表す。

最後に、学部時代からの長い学生生活、研究活動を行う上で精神的、金銭的に支援していただいた両親、時に実験参加に対し快諾し協力していただいた兄妹に対して感謝の意を表す。

本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費 (JP19J20411) によった。

参考文献

- Adelmann, P. K., and Zajonc, R. B. 1989. "Facial Efference and the Experience of Emotion." *Annual Review of Psychology* 40(1): 249-80.
- Aftanas, L., I., Varlamov, A., A., Pavlov, S., V., Reva, N., V., and Makhnev, V., P. 2002. "Reflection of the emotion manifestation in effects of evoked EEG synchronization and desynchronization". *Ross Fiziol Zh Im I M Sechenova*, 88(6):pp.790-802.
- Ali, M., Behzad, H., and Mohammad, H., M. 2017. "AffectNet: A New Database for Facial Expression, Valence, and Arousal Computation in the Wild", *IEEE Transactions on Affective Computing*.
- Bassett, D. S., and Bullmore, E. 2006. "Small-World Brain Networks." *The Neuroscientist* 12(6): 512-23.
- Bhavsar, R., Sun, Y., Helian, N., Davey, N., Mayor, D., and Steffert, T. 2018. "The Correlation between EEG Signals as Measured in Different Positions on Scalp Varying with Distance." *Procedia Computer Science* 123: 92-97.
- Bos, P. A., Jap-Tjong, N., Spencer, H., and Hofman, D. 2016. "Social Context Modulates Facial Imitation of Children's Emotional Expressions." *PloS one* 11(12): e0167991
- Braboszcz, C., Cahn, B., R., Levy, J., Fernandez, M., and Delorme, A. 2017. "Increased Gamma Brainwave Amplitude Compared to Control in Three Different Meditation Traditions." *PLoS One*. 2017;12(1):e0170647.
- Burkitt, I. 2019. "Emotions, social activity and neuroscience: The cultural-historical formation of emotion." *New Ideas in Psychology* 54: 1-7.
- Chang, J., Zhang, M., Hitchman, G., Qiu, J., and Liu, Y. 2014. "When you smile, you become happy: Evidence from resting state task-based fMRI." *Biological Psychology* 103: 100-6
- Chartrand, L. T., and van Baaren, R. 2009. "Chapter 5 Human Mimicry." *Advances in Experimental Social Psychology* 41: 219-74.
- Davis, J. I., Senghas, A., Brandt, F., and Ochsner, K. N. 2010. "The effects of BOTOX injections on emotional experience." *Emotion* 10(3): 433-40.
- Dolcos, F., Katsumi, Y., Moore, M., Berggren, N., de Gelder, B., Derakshan, N., Alfons O. Hamm, Koster, H. W. E., Ladouceur, D. C., Okon-Singer, H., Pegna, J. A., Richter, T., Schweizer, S., Van den Stock, J., Ventura-Bort, C., Weymar, M., and Dolcos, S. 2020. "Neural correlates of emotion-attention interactions: From perception, learning, and memory to social cognition, individual differences, and training interventions." *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 108: 559-601.
- Ekman, P. 1999. "Basic Emotions." (Chapter 3) *Handbook of Cognition and Emotion*. Dalglish, T., and Power, M.. (Eds.) John Wiley and Sons Ltd., New Jersey.
- Fadzal, C. W. N. F. C. W., Mansor, W., Khuan, L. Y., and Zabidi, A. 2012. "Short-time Fourier Transform analysis of EEG signal from writing." *2012 IEEE 8th International Colloquium on Signal Processing and its Applications*, Melaka, 525-527.
- Finzi, E., and Rosenthal, E. N. 2016. "Emotional proprioception: Treatment of depression with afferent facial feedback." *Journal of Psychiatric Research* 80: 93-96.

- Fujita, H., Uesugi, M., Hirahara, D., and Saito, S. 2020. “医療AIとディープラーニングシリーズ Python による医用画像処理入門.” Ohmsha.
- Gehricke, J. G., and Shapiro, D. 2000. “Reduced facial expression and social context in major depression: discrepancies between facial muscle activity and self-reported emotion.” *Psychiatry Research* 95(2): 157-67.
- Glenberg, A. M. 2010. “Embodiment as a unifying perspective for psychology.” *WIREs Cogni Sci* 1: 586-96.
- Goldman A., and de Vignemont, F. 2009. “Is social cognition embodied?” *Trends in Cognitive Sciences* 13(4): 154-59.
- Greening, G. S., Mitchell, G. V. D., and Smith, W. F. 2018. “Spatially generalizable representations of facial expressions: Decoding across partial face samples.” *Cortex* 101: 31-43.
- Hanaoka, M. 2021. “生体信号の周波数解析における正確と危うさ.” *計測と制御*, vol.60-2
- Havas, D. A., Glenberg, A. M., and Rinck, M. 2007. “Emotion simulation during language comprehension.” *Psychonomic Bulletin & Review* 14: 436-41.
- Holmes, A., Kragh N. M., and Green, S. 2008. “Effects of anxiety on the processing of fearful and happy faces: An event-related potential study.” *Biological Psychology* 77(2): 159-73.
- Hori, T. 2008. *Sleep psychology*. Kitaohji shobo, Kyoto.
- Hu, W., Huang, G., Li, L., Zhang, L., Zhang, Z., and Liang, Z. 2020. “Video-triggered EEG-emotion public databases and current methods: A survey.” *Brain Science Advances*;6(3) pp.255-287
- Iaccarino, H. F., Singer, A. C., Martorell, A. J., Rudenko, A., Gao, F., Gillingham, T. Z., Mathys, H., Seo, J., Kritskiy, O., Abdurrob, F., Adaikkan, C., Canter, R. G., Rueda, R., Brown, E. N., Boyden, E. S., & Tsai, L. H. (2016). Gamma frequency entrainment attenuates amyloid load and modifies microglia. *Nature*, 540(7632), 230-235.
- Iacoboni, M., Woods, P. R., Brass, M., Bekkering, H., and Mazziotta, C. J. 1999. “Cortical Mechanisms of Human Imitation.” *Science* 24 (Dec): 2526-28.
- Jensen, O., Kaiser, J., and Lachaux, J., P. 2007. “Human gamma-frequency oscillations associated with attention and memory.” *Trends Neurosci.* 30(7) pp.317-24.
- Kikuchi, Y., Seo, A., Abo, M., Watanabe, S., and Yonemoto, K. 2012. “SPM8 脳画像解析マニュアル fMRI, 拡散テンソルへの応用.” Ishiyaku Publisher.
- Kitajo, K., and Yamaguchi, Y. 2007. “脳波位相同期解析による視知覚の研究.” *VISION* Vol. 19, No. 4, pp.193-200.
- Krstovska-Guerrero, I., and Jones, A. E. 2013. “Joint attention in autism: Teaching smiling coordinated with gaze to respond to joint attention bids.” *Research in Autism Spectrum Disorders* 7(1): 93-108.
- Kudo, T., and Yoshii N. 1978. “How to take and read brain waves; 脳波のとり方とよみ方.” Nanzando, Tokyo.
- Lancaster JL, Woldorff MG, Parsons LM, Liotti M, Freitas CS, Rainey L, Kochunov PV, Nickerson D, Mikiten SA, and Fox PT. 2000. “Automated Talairach atlas labels for functional brain mapping.” *Hum Brain Mapp.* Jul;10(3):120-31

- Lancaster, J.L., Summerlin, J.L., Rainey, L., Freitas, C. S., and Fox, P. T. 1997. "The Talairach Daemon, a database server for Talairach atlas labels." *NeuroImage*; 5:S633
- Lee, Y. J., Kim, M. A., and Park, H. J. 2020. "Effects of a laughter programme with entrainment music on stress, depression, and health-related quality of life among gynaecological cancer patients." *Complementary Therapies in Clinical Practice* 39: 101118.
- Likowski, K.U., Mühlberger, A., Gerdes, A. B., Wieser, M.J., Pauli, P., and Weyers, P. 2012. "Facial mimicry and the mirror neuron system: simultaneous acquisition of facial electromyography and functional magnetic resonance imaging." *Frontiers in Human Neuroscience* (July) 6(214).
- Lutz J. 1996. "Facial EMG in an anger-provoking situation: individual differences in directing anger outwards or inwards." *International Journal of Psychophysiology* 23(3): 207-14
- Maldjian JA, Laurienti PJ, and Burdette JH. 2004. "Precentral gyrus discrepancy in electronic versions of the Talairach atlas." *Neuroimage*. Jan;21(1):450-5
- Maldjian JA, Laurienti PJ, Kraft RA, and Burdette JH. 2003. "An automated method for neuroanatomic and cytoarchitectonic atlas-based interrogation of fMRI data sets." *Neuroimage*. Jul;19(3):1233-9
- Matsuo, K. 2006. "fMRIでみる読み書きの脳内メカニズム.", *認知神経科学* Vol.8 No.1. pp.22-29.
- McIntosh, D. N. 1996. "Facial feedback hypotheses: Evidence, implications, and directions." *Motivation and Emotion* 20(2): 121-47.
- Montez, T., Linkenkaer-Hansen, K., Dijk, B., and Stam, C. J. 2006. "Synchronization likelihood with explicit time-frequency priors." *NeuroImage* 33: 1117-25.
- Müller-Bardorff, M., Bruchmann, M., Mothes-Lasch, M., Zwitterlood, P., Schlossmacher, I., Hofmann, D., Miltner, W., and Straube, T. 2018. "Early brain responses to affective faces: A simultaneous EEG-fMRI study." *NeuroImage* 178: 660-67.
- Nicholls, M. E. R., Clode, D., Wood, S., and Wood, A. 1999. "Laterality of expression in portraiture: Putting your best cheek forward." *Proceedings of the Royal Society (Section B.)*, 266, pp. 1517-1522.
- Octavio, A., Matias, V.-T., and Paul P. 2017. "Real-time Convolutional Neural Networks for Emotion and Gender Classification."
- Ohta, T., Kawahara, N., Nozaki, K., Yoshimine, T., and Wakabayashi, T. 2016. "脳神経外科学I 改定12版, Neurosurgery," kinpodo.
- Okubo, M. 2020. "左の顔と右の顔—悪い奴は左頬で笑う." *Psychology world* 89, Feature article, Face.
- Pijnenburg, Y. A. L., vd Made, Y., van Cappellen van Walsum, A. M., Knol, D. L., Scheltens, Ph., and Stam, C. J. 2004. "EEG synchronization likelihood in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease during a working memory task." *Clinical Neurophysiology* 115(6): 1332-39.
- Razumnikova, O., and Khoroshavtseva, E. 2019. "Imbalance between Emotionally Negative and Positive Life Events Retrieval and the Associated Asymmetry of Brain Activity." *Behav Sci (Basel)*. 10(1) pp.18.
- Rojas, D. C., & Wilson, L. B. (2014). γ -band abnormalities as markers of autism spectrum disorders. *Biomarkers in medicine*, 8(3), 353-368.

- Ronakben Bhavsar, Yi Sun, Na Helian, Neil Davey, David Mayor, and Tony Steffert. 2018. "The Correlation between EEG Signals as Measured in Different Positions on Scalp Varying with Distance." *Procedia Computer Science*, Volume 123, pp. 92-97
- Smith, C. A., McHugo, G. J., and Lanzetta, J. T. 1986. "The facial muscle patterning of posed and imagery-induced expressions of emotion by expressive and nonexpressive posers." *Motivation and Emotion* 10: 133-157.
- Stemmer, B., and Whitaker, A. H. 2008. *Handbook of the Neuroscience of Language*. Academic Press, London.
- Suslow, T., Kugel, H., Reber, H., Bauer, J., Dannlowksi, U., Kersting, A., Arolt, V. , Heindel, W., Ohrmann, P., and Egloff, B. 2010. "Automatic brain response to facial emotion as a function of implicitly and explicitly measured extraversion." *Neuroscience* 167(1): 111-23.
- Suzuki T. 2009. *Network Analysis*. Kyouritsu publisher, Tokyo.
- Tanaka, K. 2018. "非侵襲生体信号の処理と解析-VI-fMRIによる計測と解析方法." *システム/制御/情報*, vol. 62, No. 22, pp.521-526
- Tobimatsu, S. 2014. "脳波リズムの発現機序," *臨床神経生理学*, Vol. 42, No. 6, pp. 358-364.
- Vijaymeena, M. K., and Kavitha, K. 2016. "A survey on similarity measures in text mining." *Machine Learning and Applications: An International Journal (MLAIJ)* 3(1): 19-28.
- Watanabe A., and Yamazaki T. 2019. "The small-worldness of synchronization likelihood from electroencephalograms during various facial expressions." *The 6th International Workshop on Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics (IWACIII2019)*, SAT1-B3.

補足資料

被験者情報

表A-1 被験者情報(研究1)

No.	性別	年齢
1	M	23
2	F	24
3	F	22
4	M	23
5	F	26
6	F	20
7	M	22
8	M	21
9	M	21
10	M	21
11	F	21

M：男性、F：女性

表A-2 被験者情報(研究2-1)

No.	性別	年齢
1	M	23
2	M	23
3	F	21
4	M	24
5	M	23
6	M	21
7	M	25
8	M	18
9	M	20
10	M	20
11	F	20
12	F	18
13	M	22
14	M	24
15	M	19
16	M	23
17	F	21
18	M	22
19	M	25
20	M	23
21	M	23
22	M	20
23	M	22
24	M	23
25	M	22
26	F	20
27	F	52
28	M	23
29	M	23
30	F	52
31	F	24
32	F	21

M：男性、F：女性

表A-3 被験者情報(研究2-2)

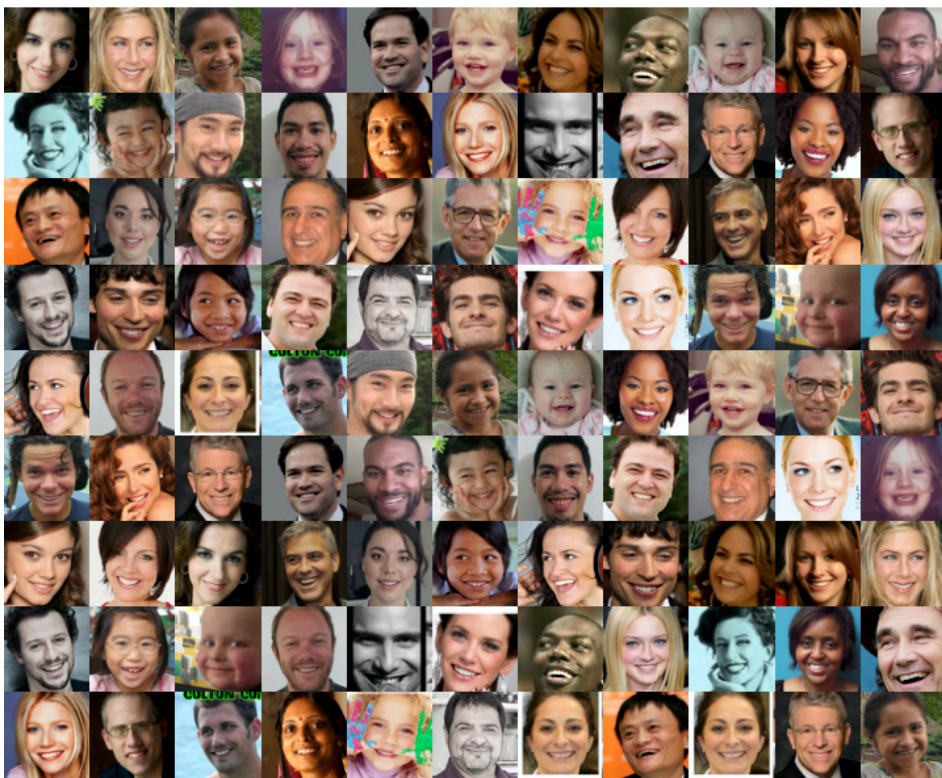
No.	性別	年齢	特記事項
1	M	22	
2	M	21	
3	M	45	
4	F	28	
5	M	23	
6	M	26	
7	M	22	
8	F	23	
9	F	28	
10	M	24	
11	M	22	
12	M	24	
13	M	22	
14	M	22	聴覚障害
15	M	21	
16	M	22	
17	F	22	
18	M	23	
19	M	37	
20	M	19	
21	M	23	発達障害
22	F	21	計測時不安症状あり
23	M	30	
24	F	22	
25	F	21	
26	M	22	
27	M	22	
28	M	21	
29	M	21	
30	M	20	
31	M	21	
32	M	21	
33	M	22	

M：男性、F：女性

研究2で用いた提示映像の例



図A-1 研究2における映像中の人物画像の提示順の例（無表情）
左上から右下、1行が1セッション



図A-2 研究2における映像中の人物画像の提示順の例（笑顔）
左上から右下、1行が1セッション



図A-3 研究2における映像中の人物画像の提示順の例（悲しみ）
左上から右下、1行が1セッション



図A-4 研究2における映像中の人物画像の提示順の例（驚き）
左上から右下、1行が1セッション



図A-5 研究2における映像中の人物画像の提示順の例（怒り）
左上から右下、1行が1セクション

研究2の表情写真の解析結果

表A-4 写真自動解析の結果（研究2-1）

被験者 No.	無表情	笑顔	悲しみ	驚き	怒り
1					R
2		x			
3					
4	x	x	x	x	x
5	x			R	R
6			R		
7	x			x	
8	x	x	x	x	x
9		R			
10			R		
11			x	x	R
12					
13					
14	x			x	R
15	x	x	x	x	x
16		R	x	x	R
17					
18					
19		x	x		
20	x			R	
21	x	x			R
22	x				R
23	x	x	x	x	
24		x			
25			x		R
26				x	
27				x	
28		R	x	x	x
29		x	x	x	x
30					
31				R	
32					

被験者 No.	無表情	笑顔	悲しみ	驚き	怒り
---------	-----	----	-----	----	----

33

被験者No.は表A-2に対応する。各被験者の5種類の顔写真（無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒り）に対して、無印：無編集画像で解析可能、R：画像編集で解析可能、x：画像編集しても解析不能であったかを表す。

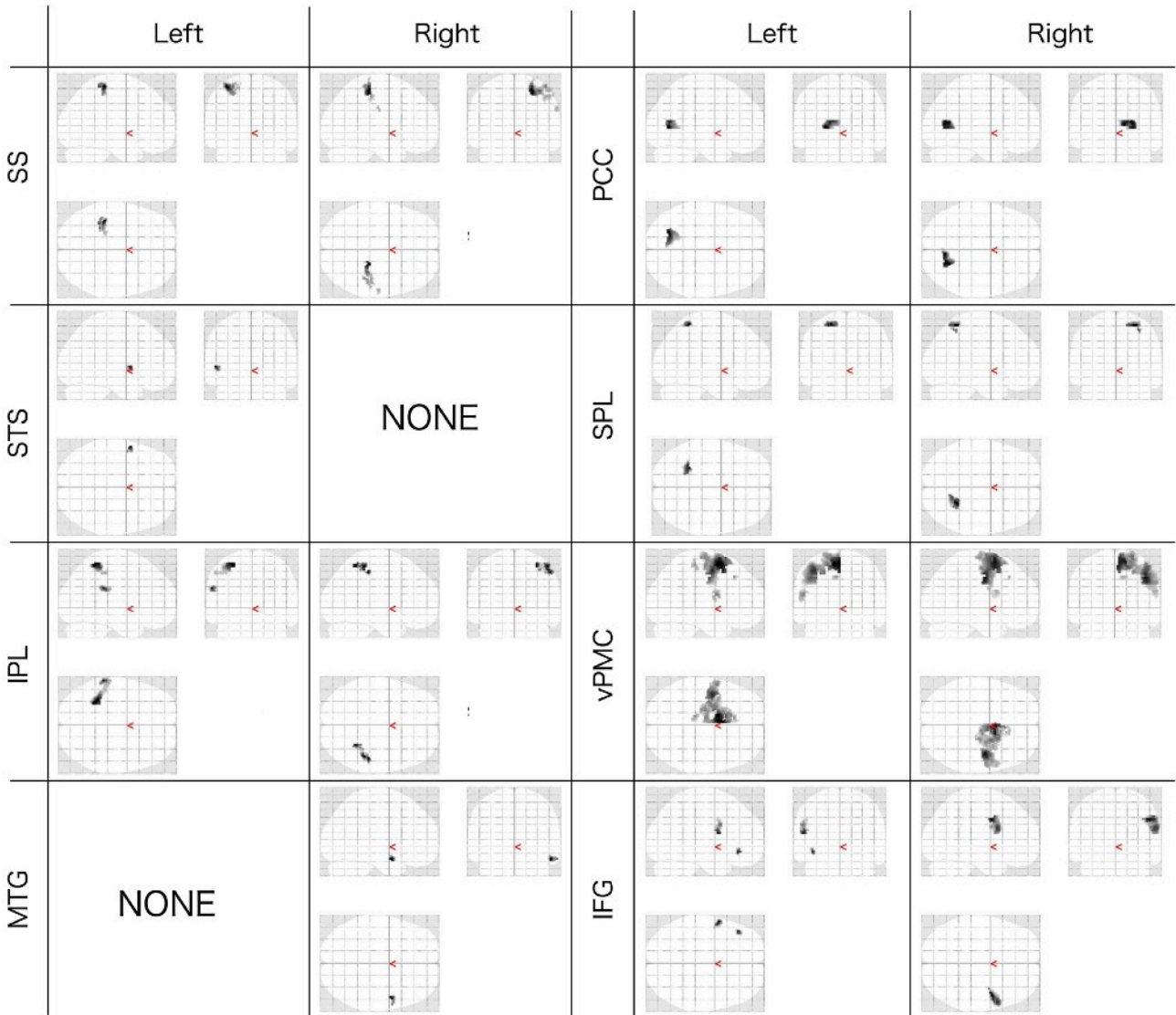
表A-5 写真自動解析の結果（研究2-2）

被験者 No.	無表情	笑顔	悲しみ	驚き	怒り
1					
2					
3					
4	x	R	x	x	x
5					
6		R			R
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13			x	x	x
14	-	-	-	-	-
15					
16		x	R		x
17					
18					
19					
20					
21	-	-	-	-	-
22	-	-	-	-	-
23					
24			R		
25					
26					
27					

被験者 No.	無表情	笑顔	悲しみ	驚き	怒り
28	R		R		R
29			R		
30	R	x			
31					
32					
33	R	R	x	R	x

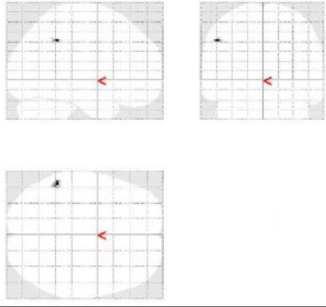
被験者No.は表A-3に対応する。各被験者の5種類の顔写真（無表情、笑顔、悲しみ、驚き、怒り）に対して、無印：無編集画像で解析可能、R：画像編集で解析可能、x：画像編集しても解析不能であったかを表す。尚、-：解析対象除外を示す。解析除外の理由については表A-3を参照のこと。

研究2-2の研究結果 (ROI毎の活性)



図A-6.1 統計解析番号1におけるROI毎の活性

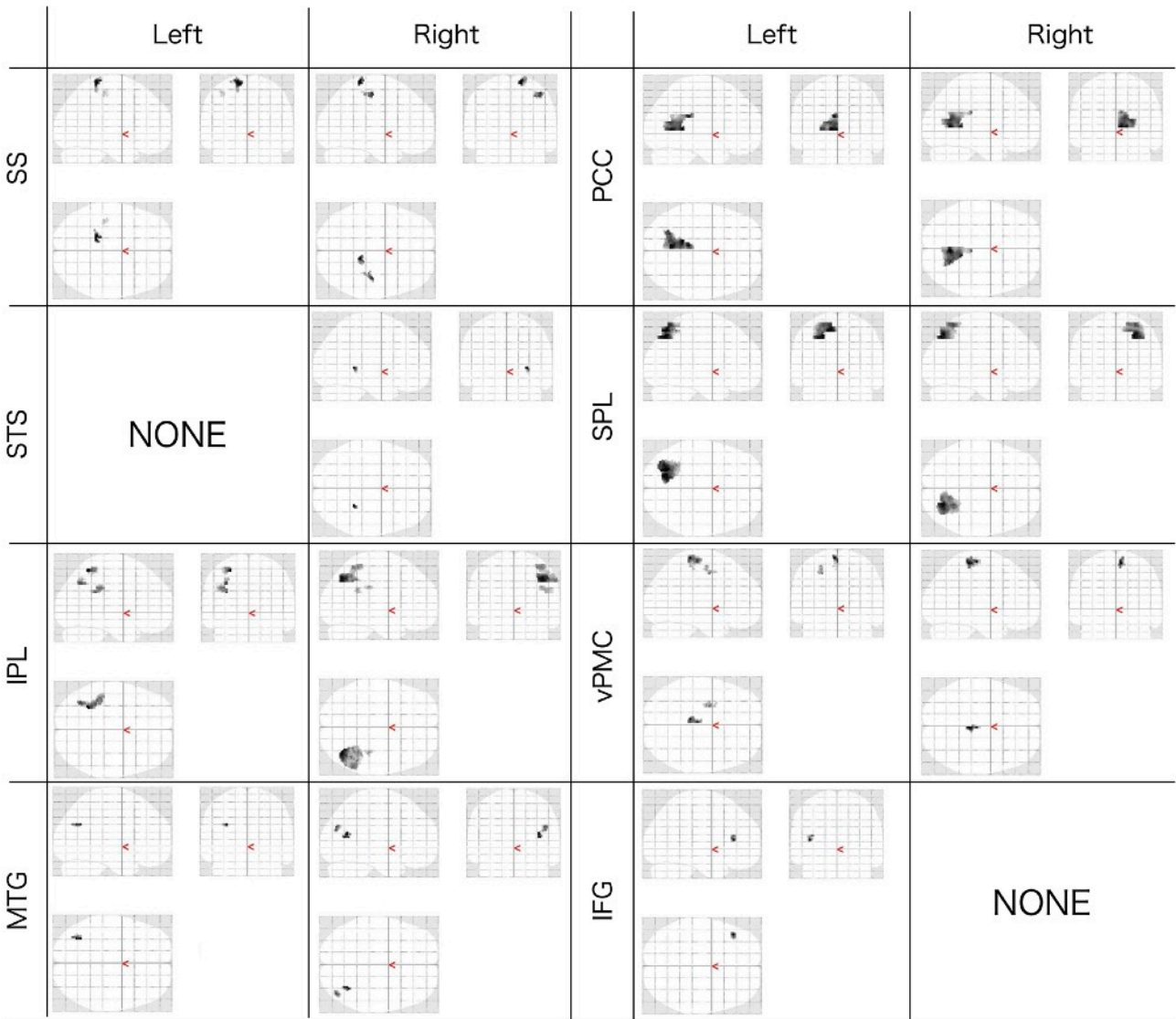
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる

	Left	Right
IPL		NONE

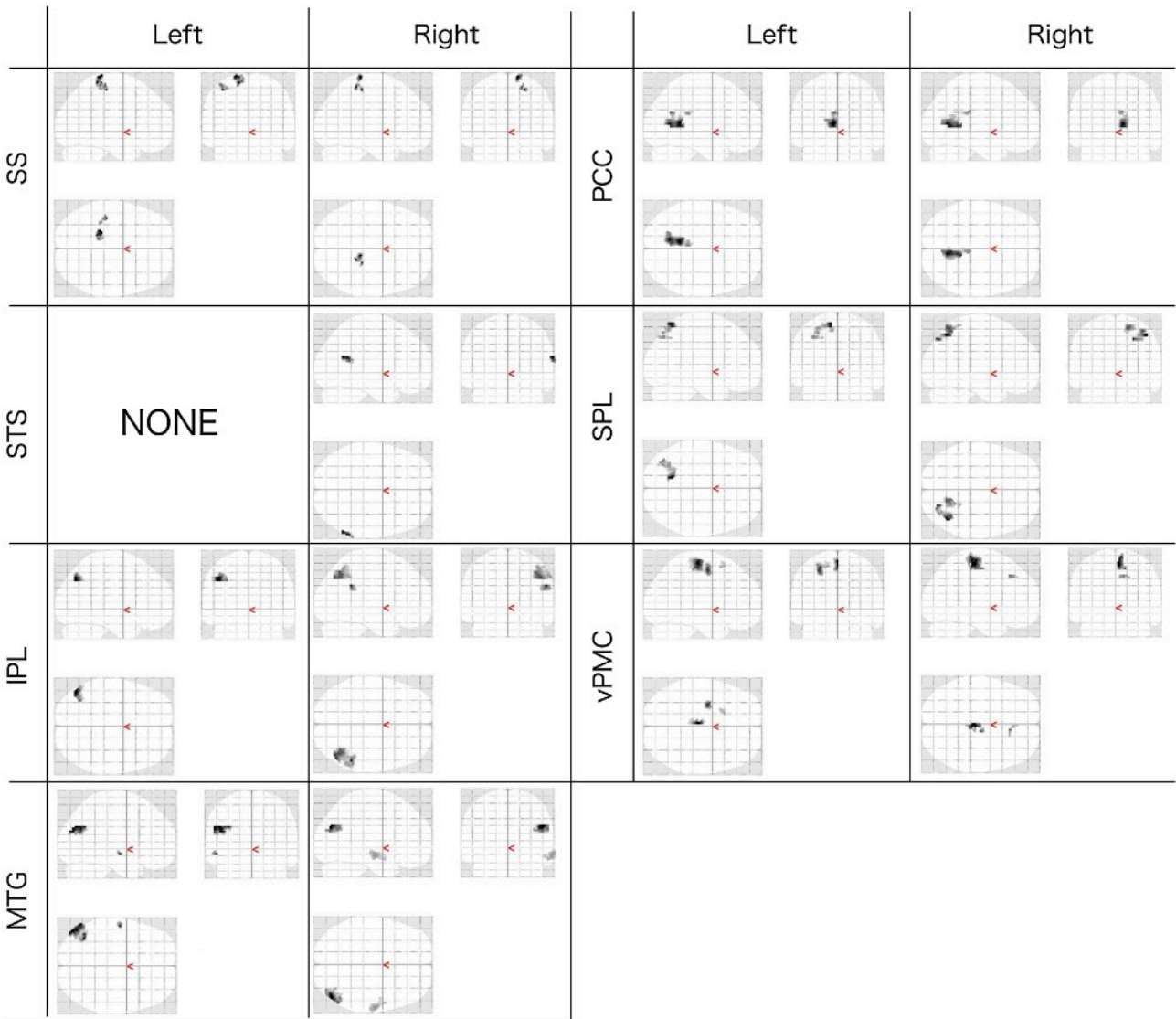
図A-6.2 統計解析番号5におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



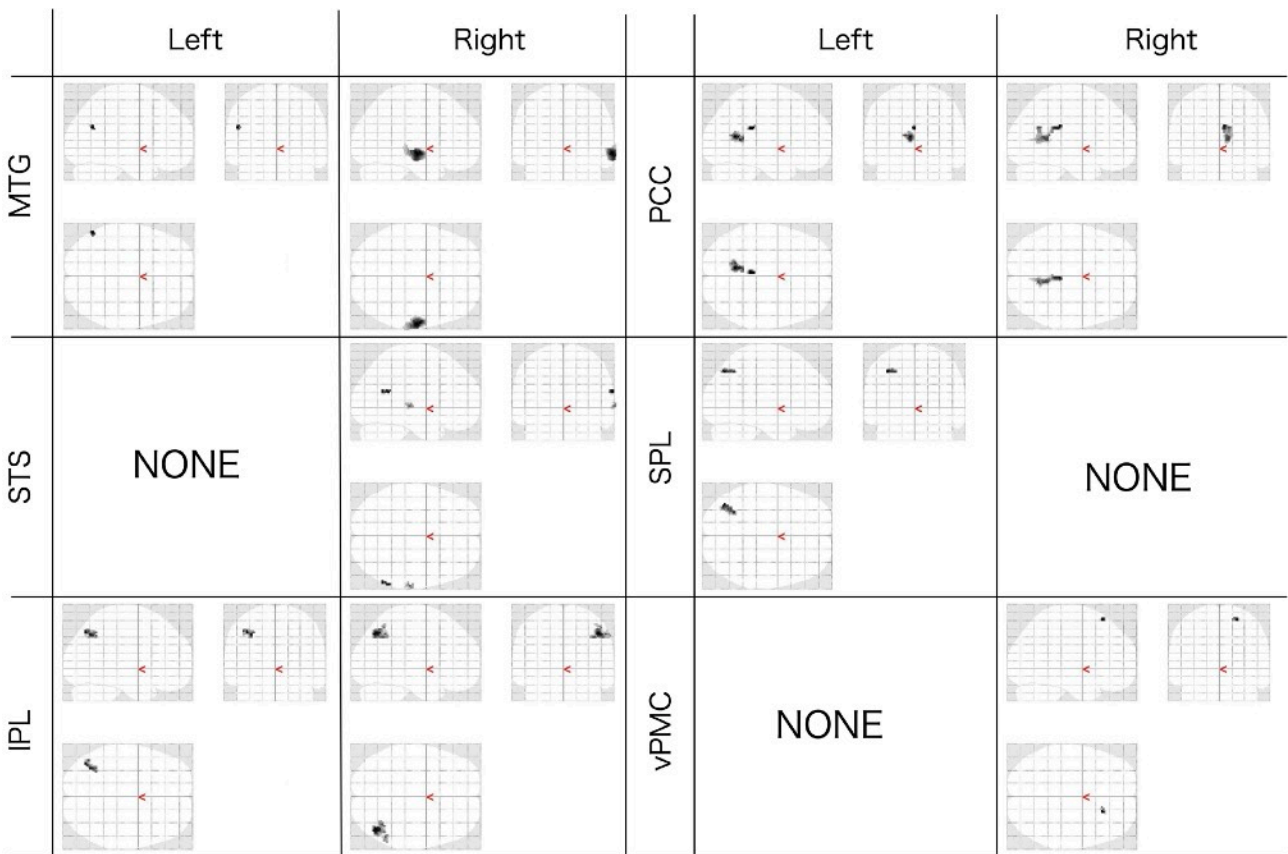
図A-6.3 統計解析番号7におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



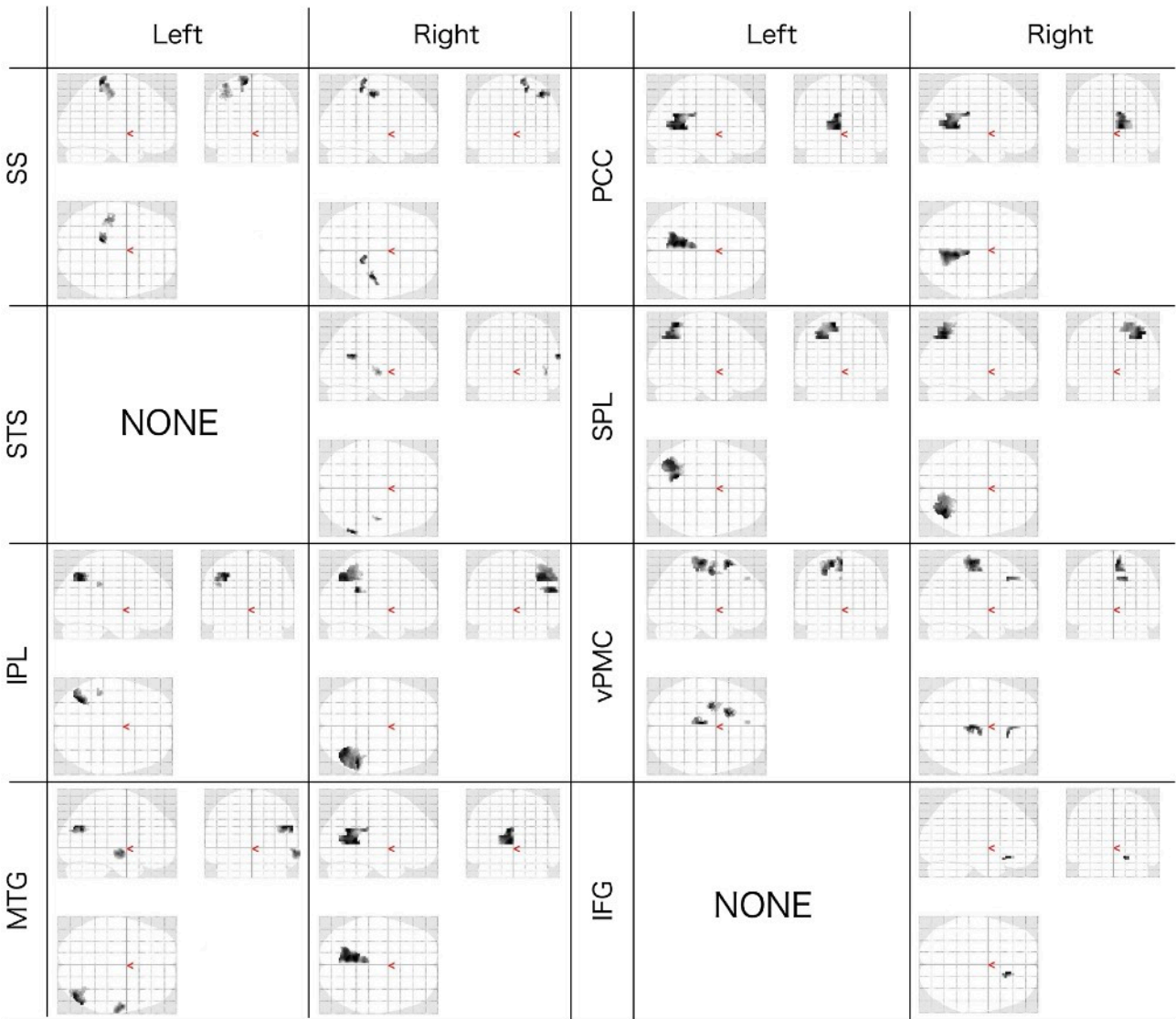
図A-6.4 統計解析番号8におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



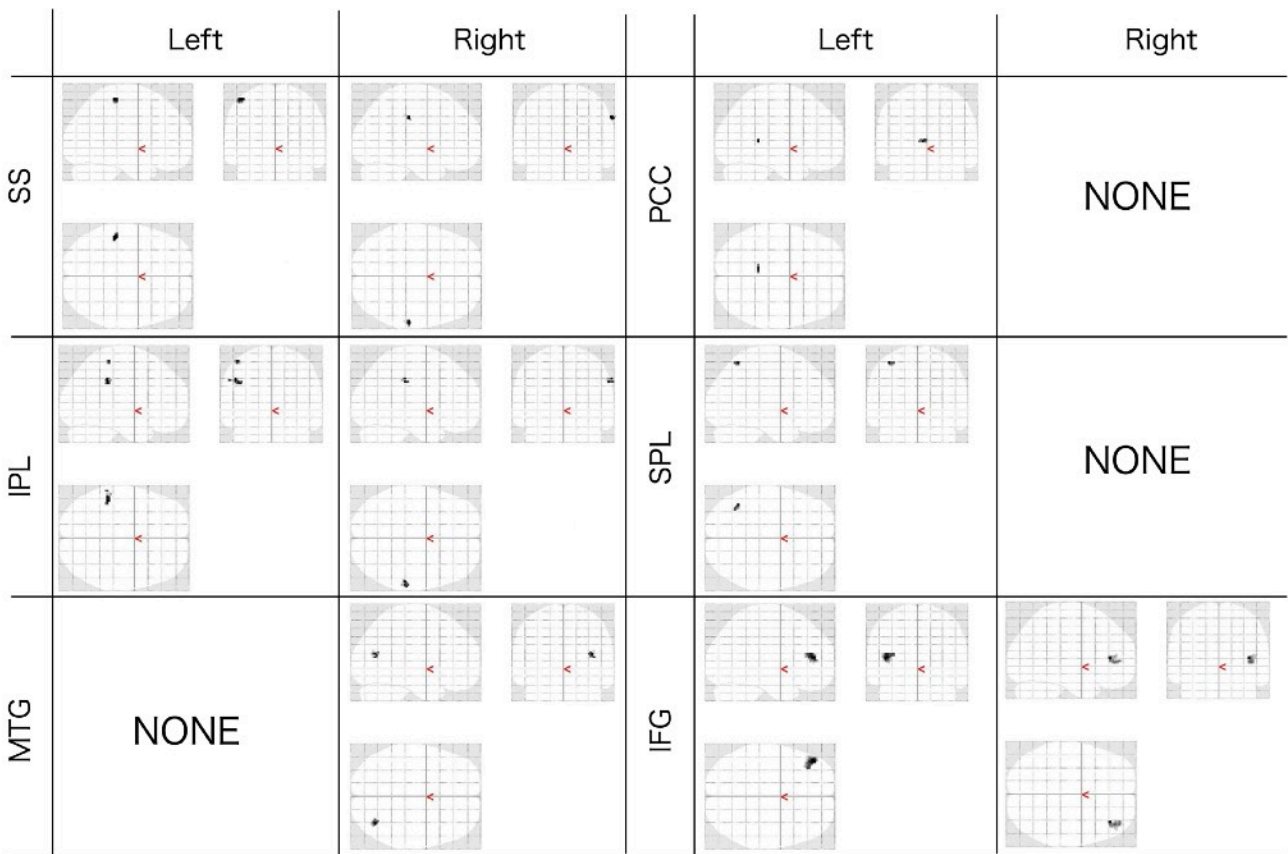
図A-6.5 統計解析番号9におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



図A-6.6 統計解析番号10におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる

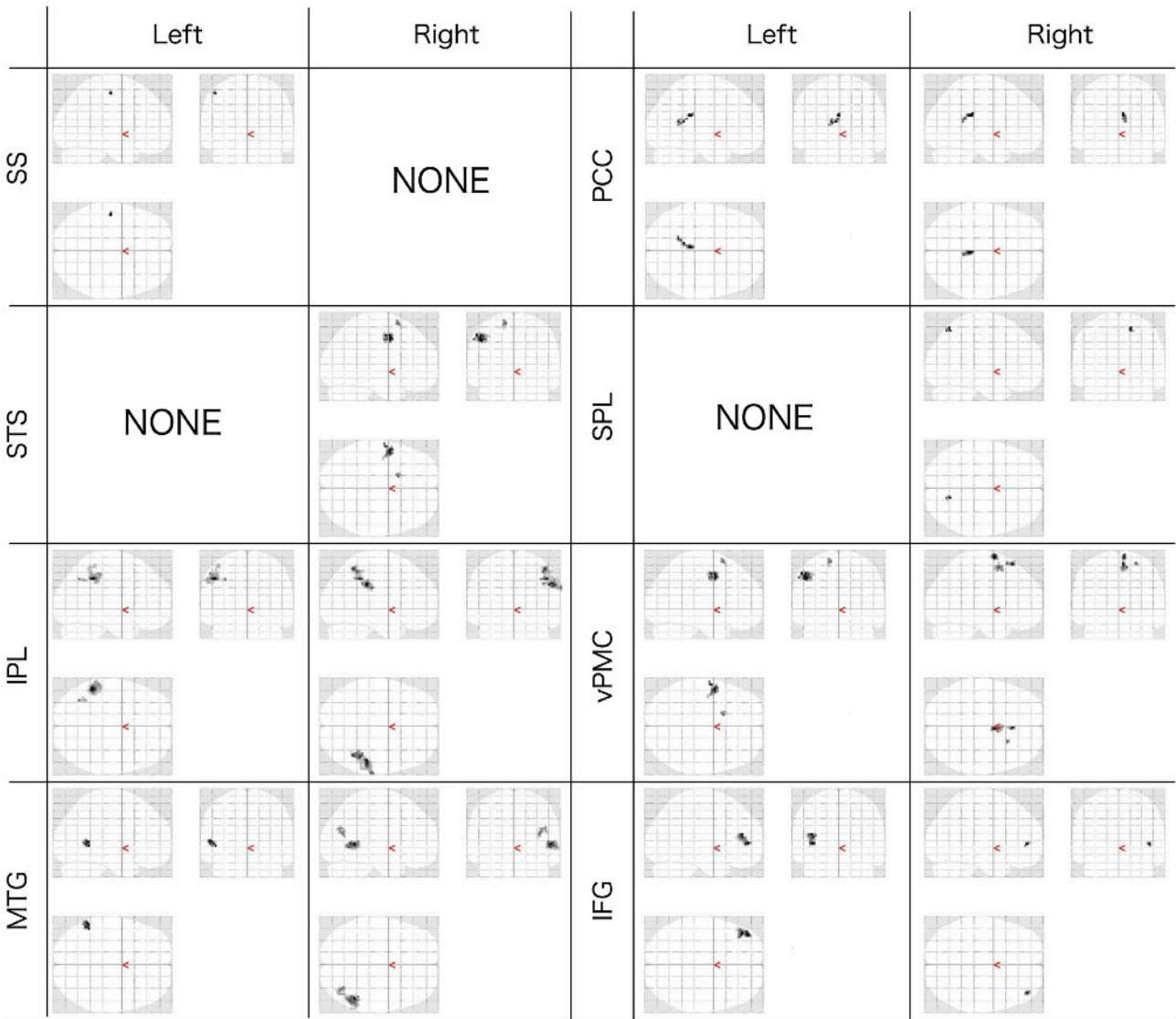


図A-6.7 統計解析番号11におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる

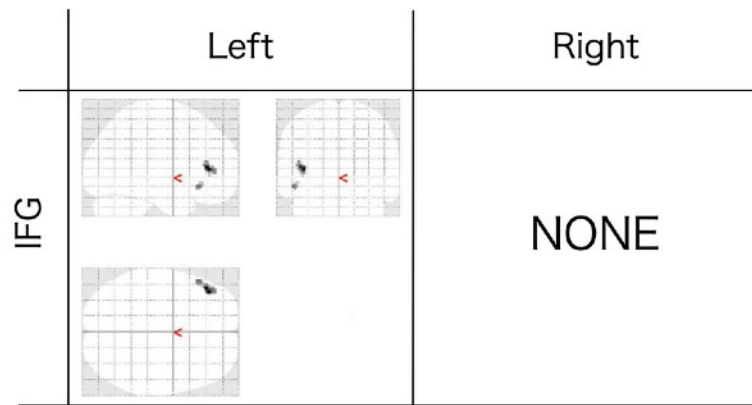


図A-6.8 統計解析番号18におけるROI毎の活性

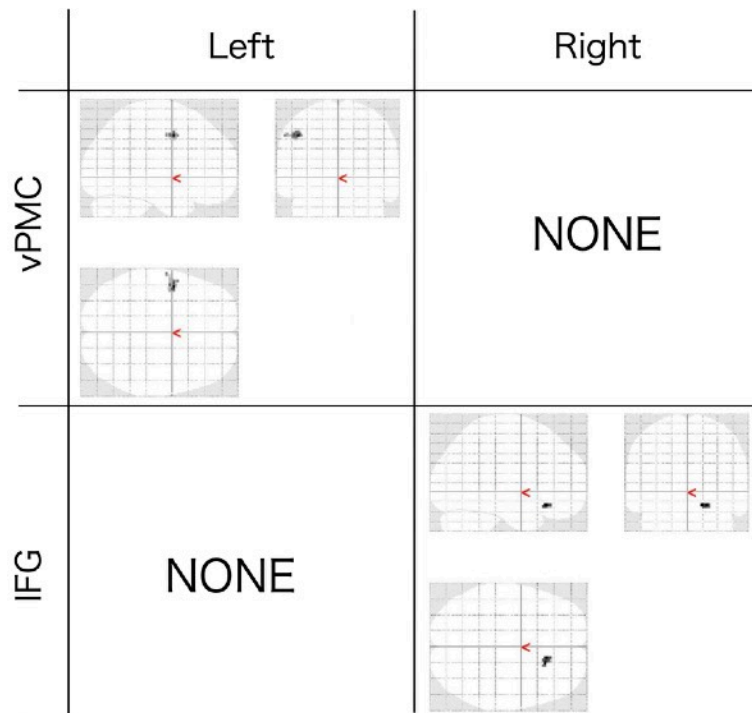
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



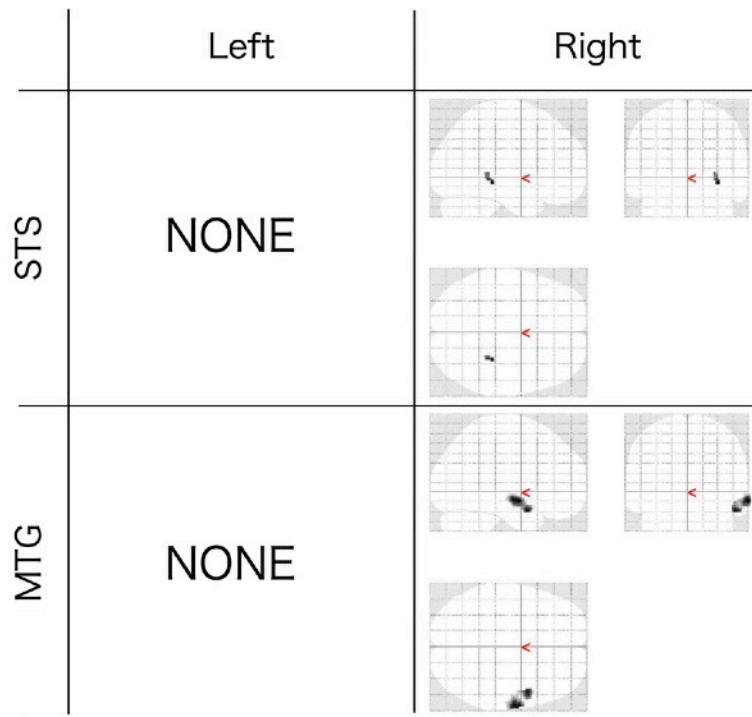
図A-6.9 統計解析番号21におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



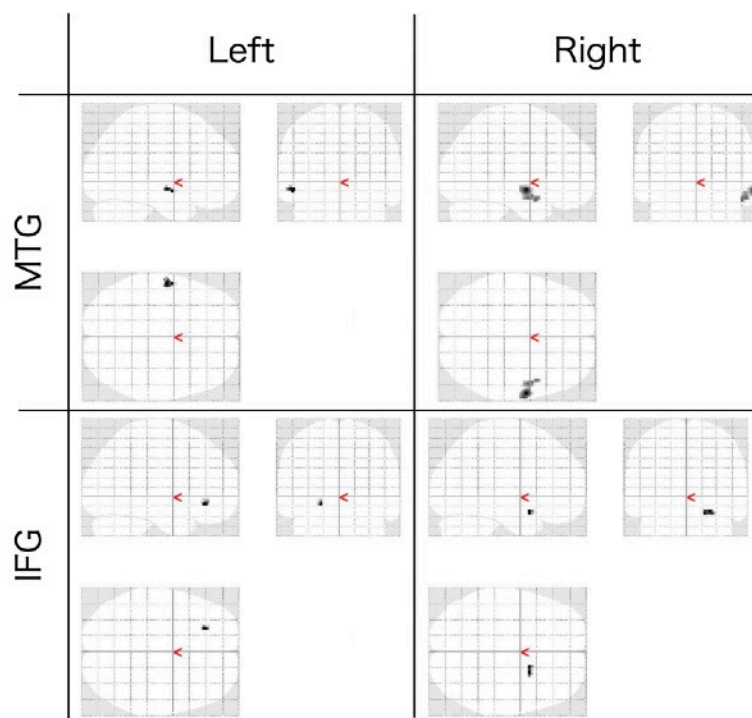
図A-6.10 統計解析番号22におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



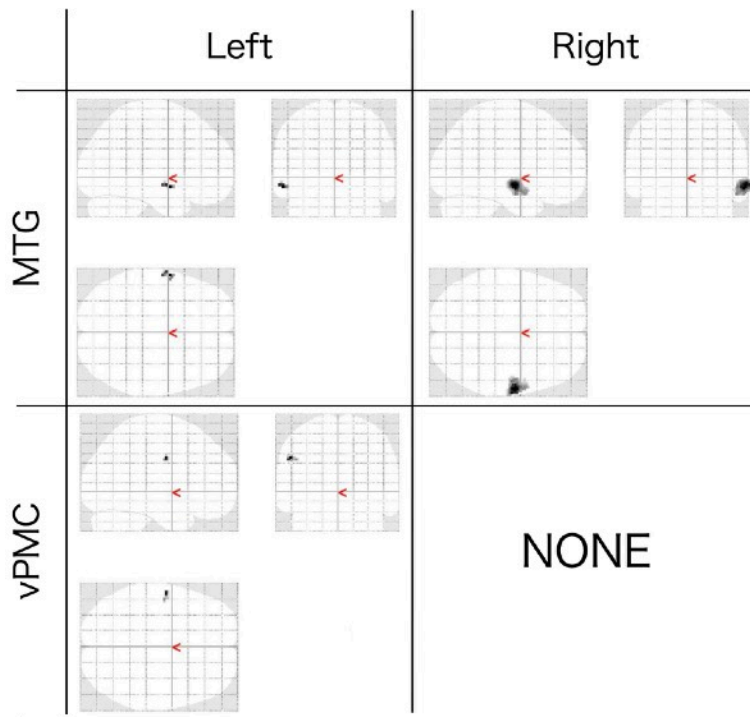
図A-6.11 統計解析番号23におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



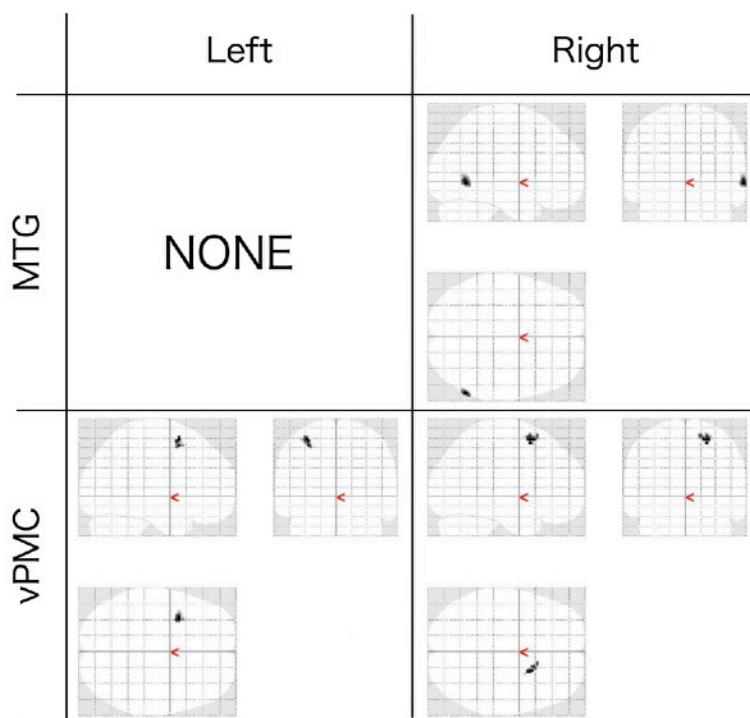
図A-6.12 統計解析番号24におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



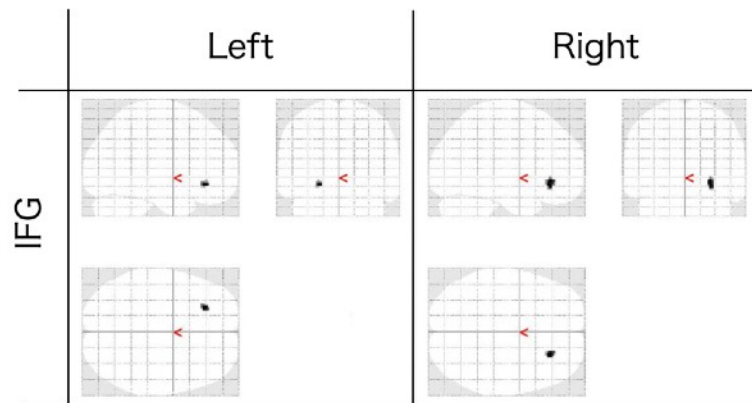
図A-6.13 統計解析番号25におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



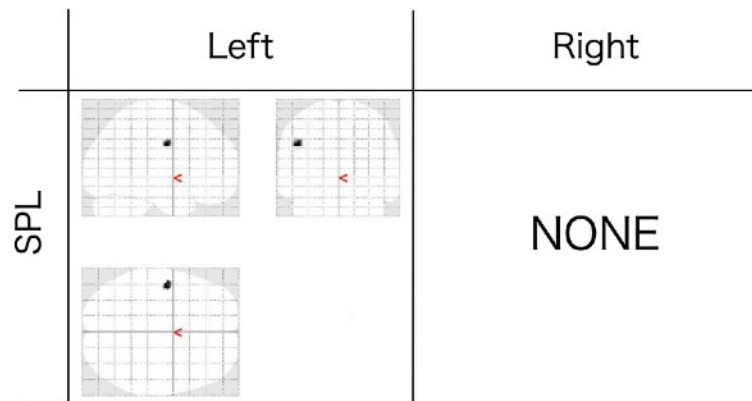
図A-6.14 統計解析番号26におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



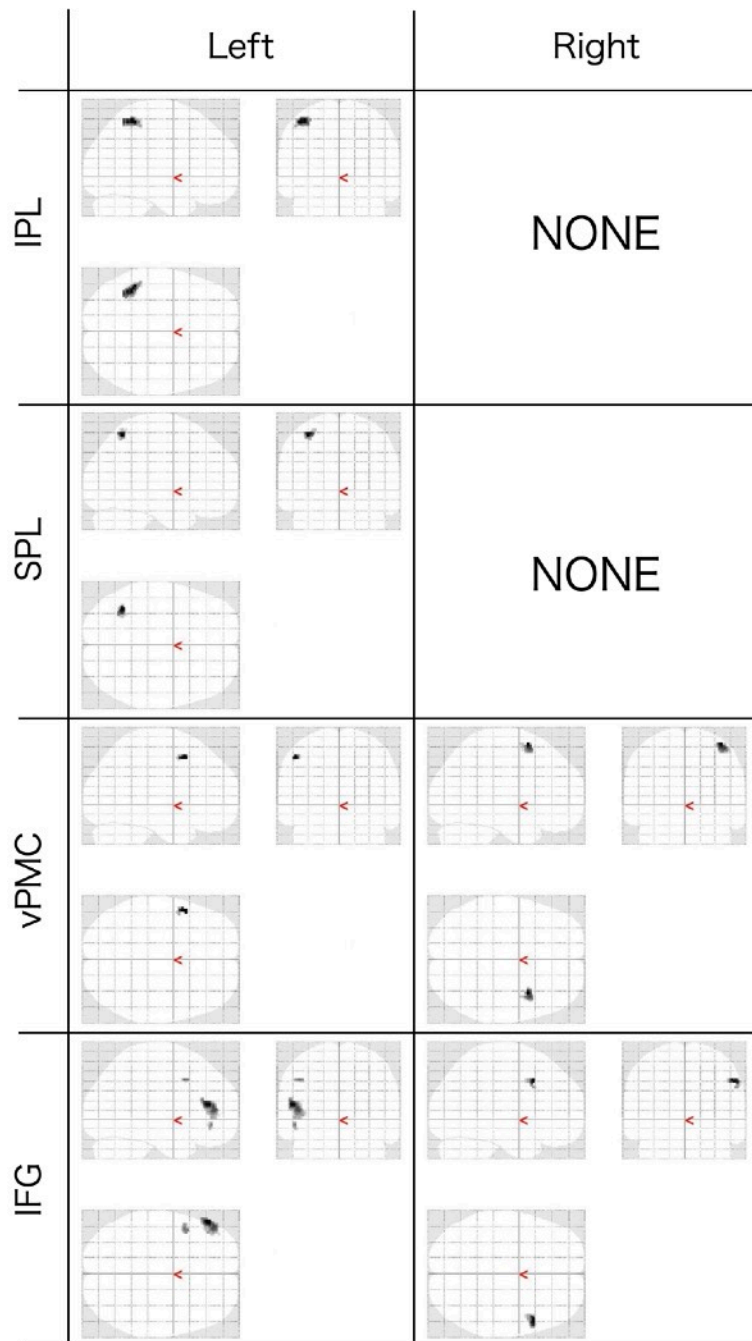
図A-6.15 統計解析番号27におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



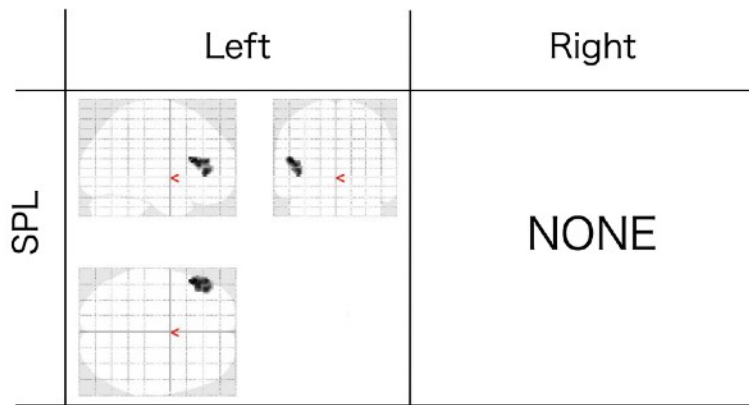
図A-6.16 統計解析番号28におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



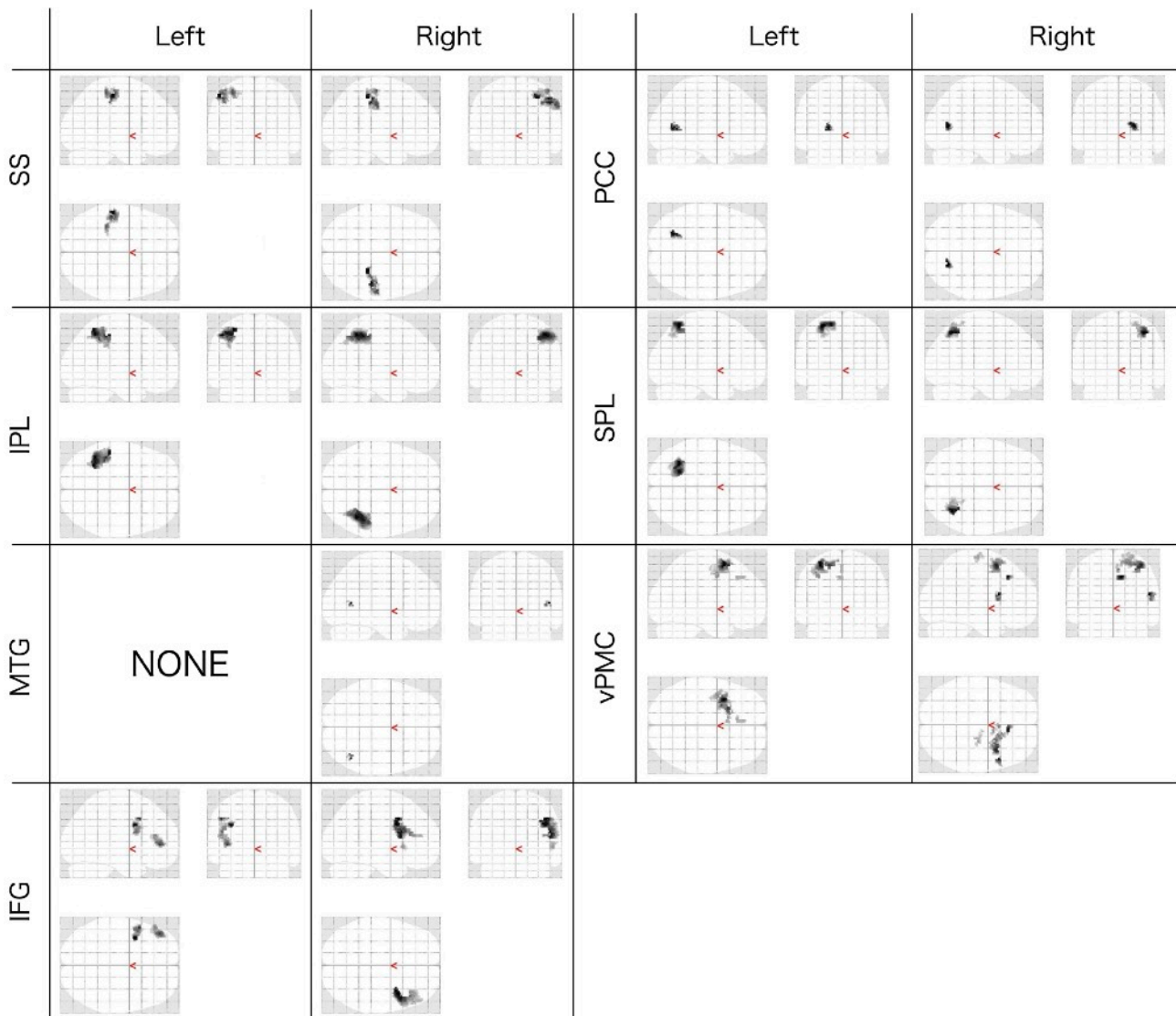
図A-6.17 統計解析番号29におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



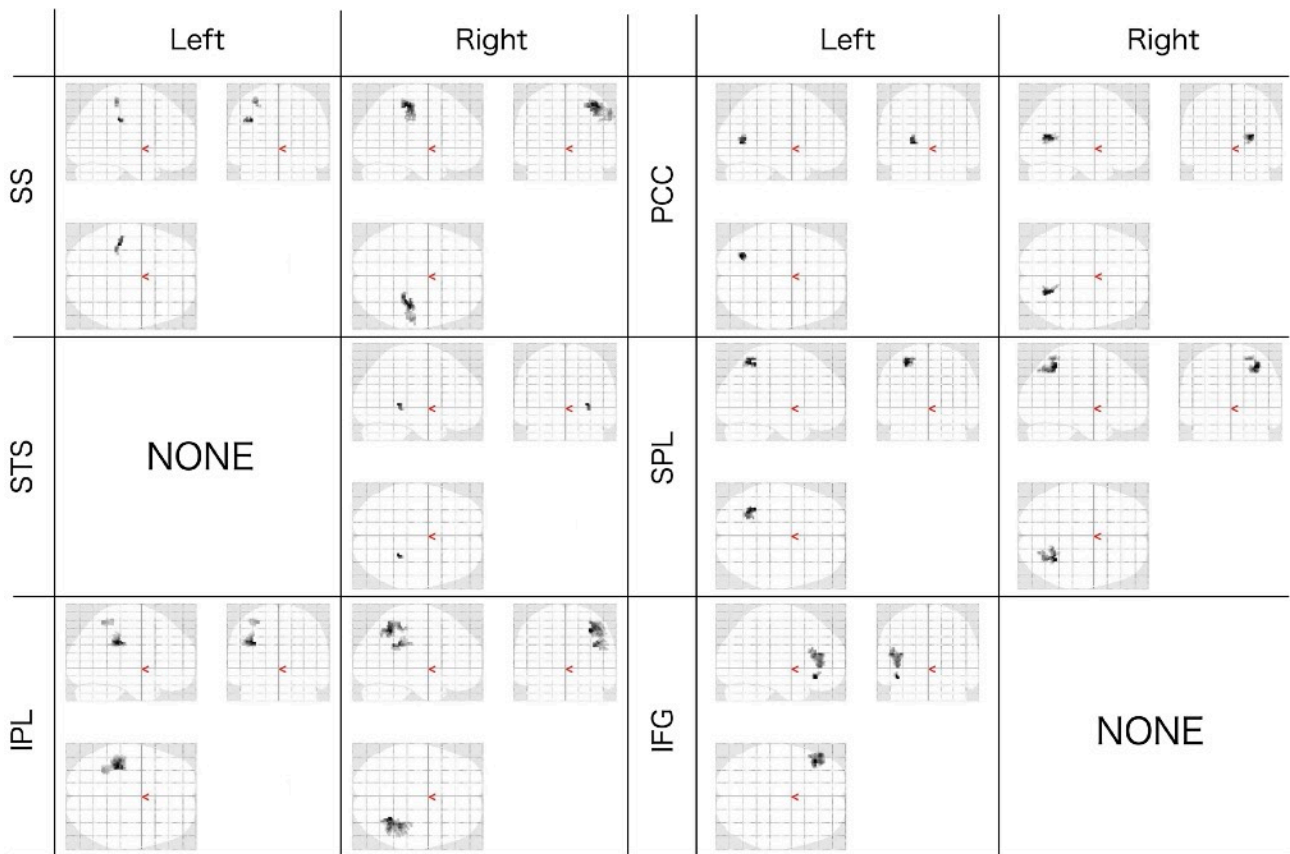
図A-6.18 統計解析番号30におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



図A-6.19 統計解析番号31におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる

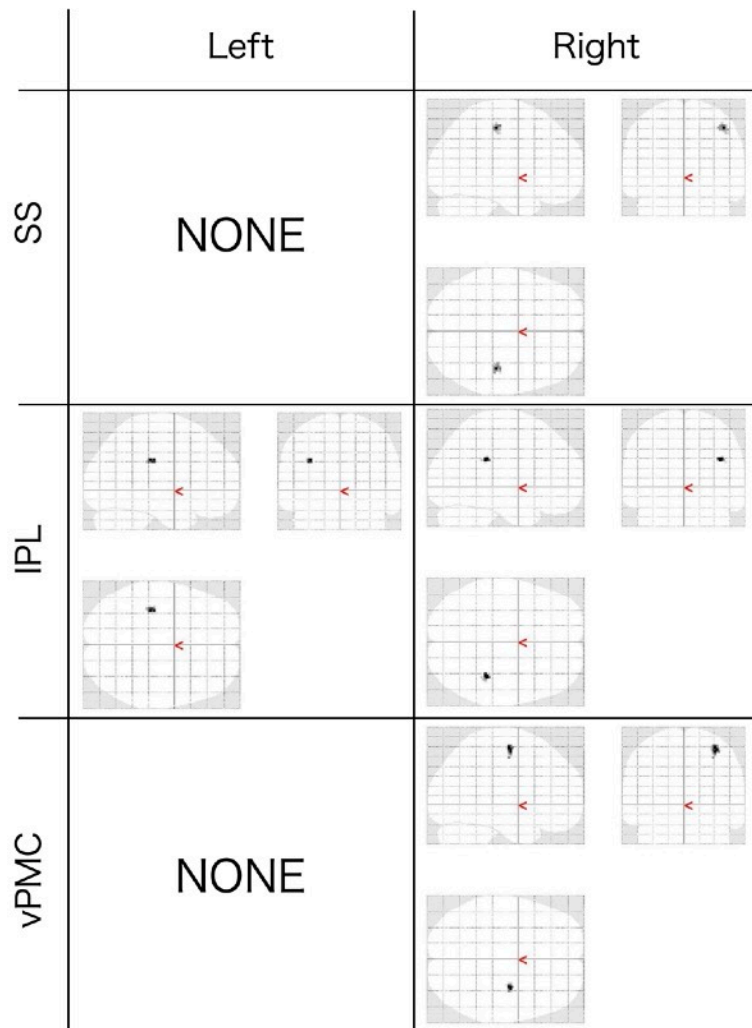


図A-6.20 統計解析番号33におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる

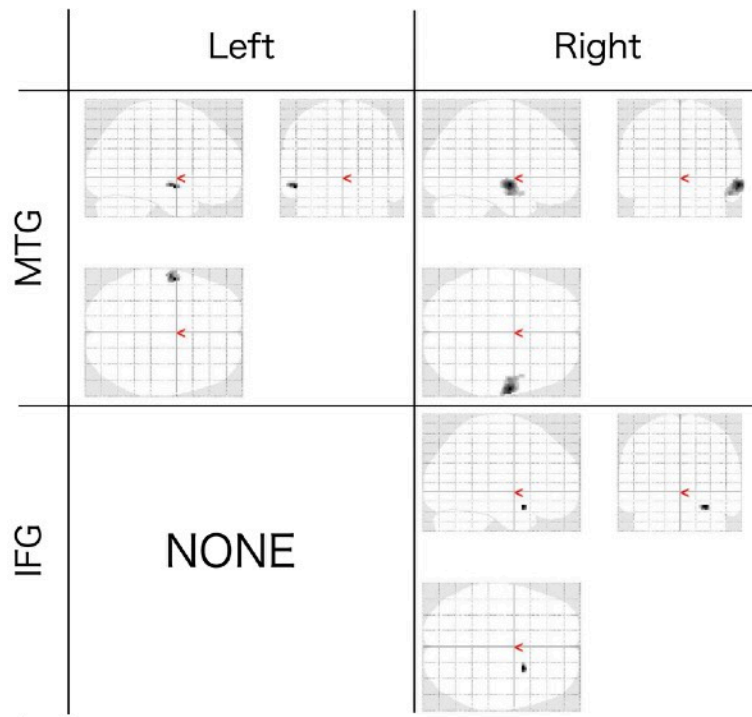


図A-6.21 統計解析番号34におけるROI毎の活性

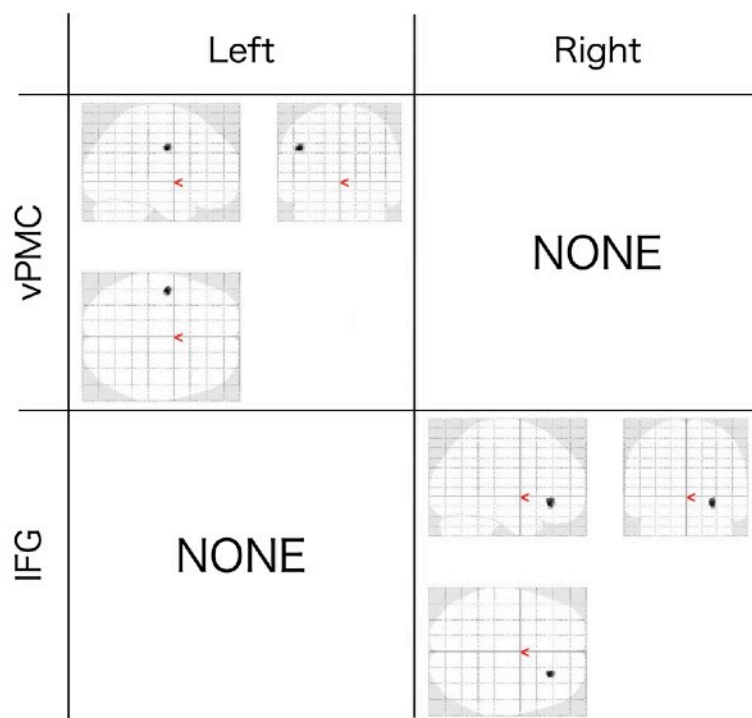
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



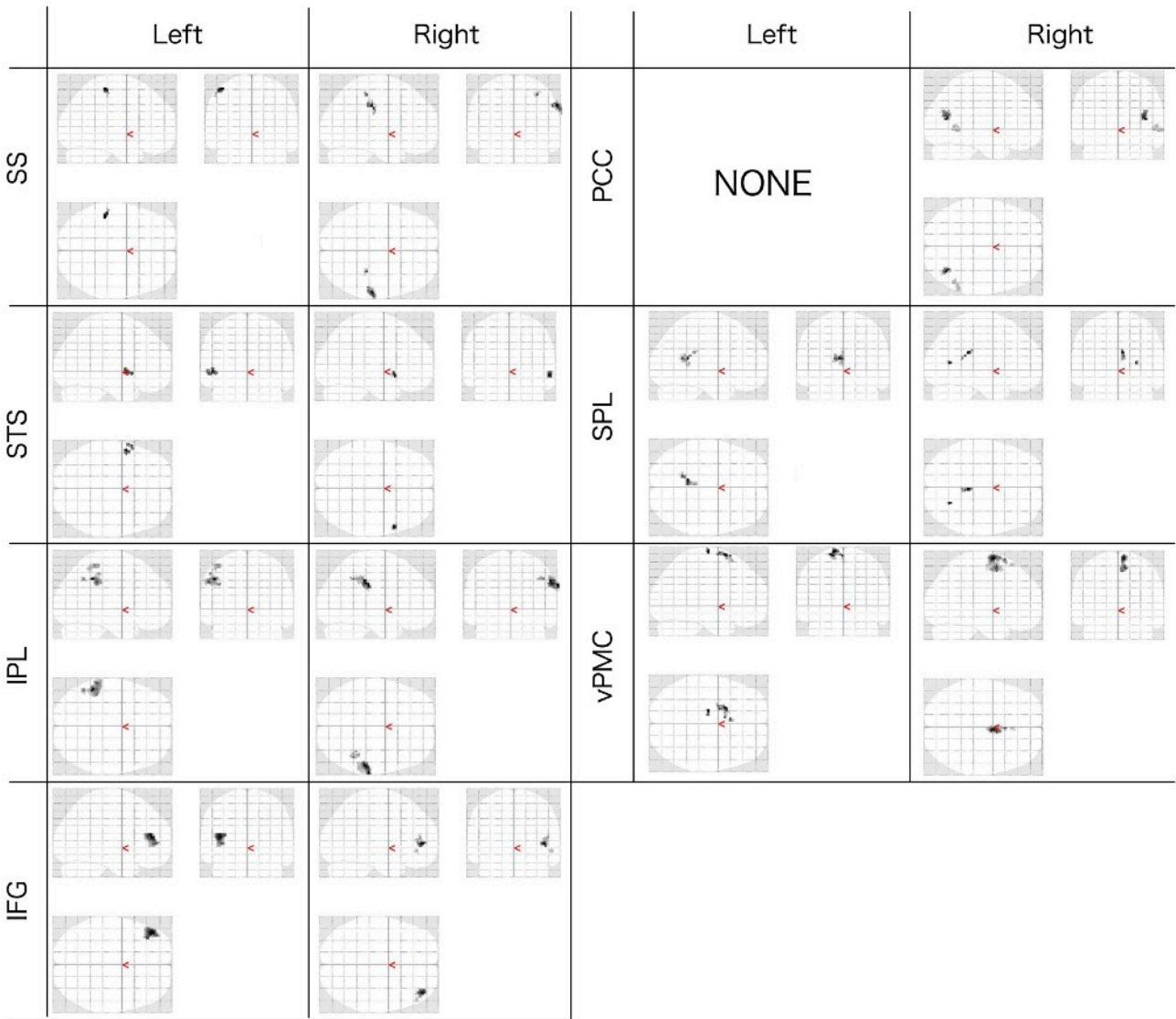
図A-6.22 統計解析番号35におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



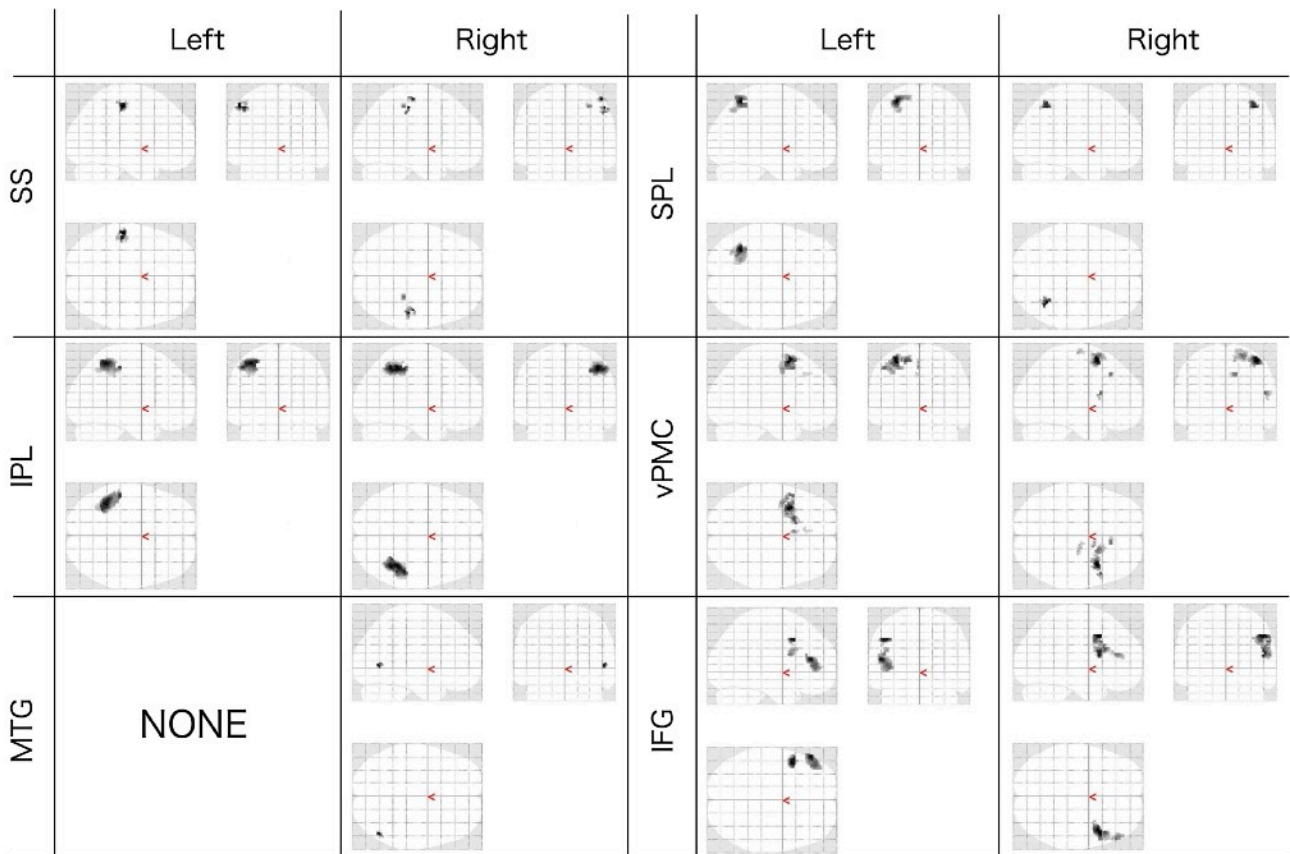
図A-6.23 統計解析番号38におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



図A-6.24 統計解析番号39におけるROI毎の活性
統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる

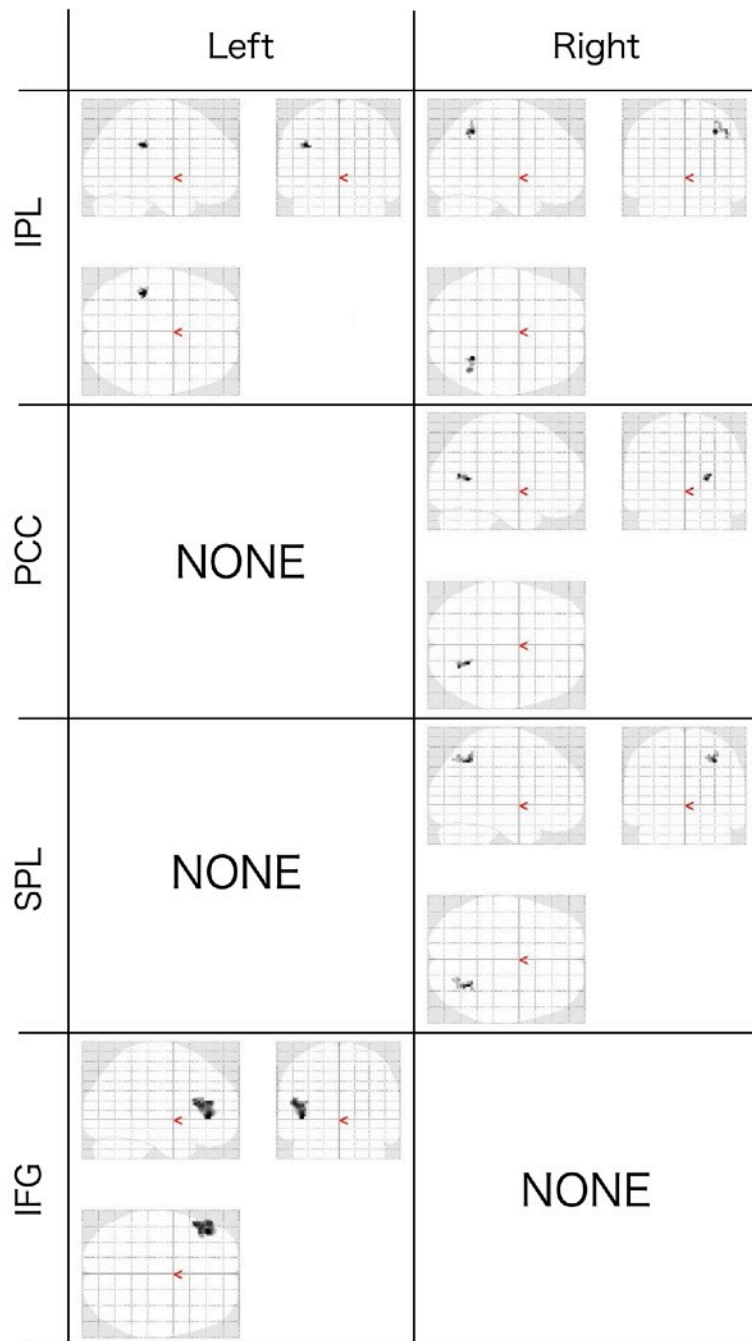


図A-6.25 統計解析番号40におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



図A-6.26 統計解析番号42におけるROI毎の活性

統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる



図A-6.27 統計解析番号43におけるROI毎の活性
 統計解析番号は表4.6.4.4に準ずる

表A-6 各ROIで活性推定値の統計差 (p<0.001)があった実験条件間ペア

ROI		No.	No.	p値	信頼区間下限	信頼区間上限	t値	自由度	標準偏差
SS	L	11	18	0.009	0.12	0.84	2.69	58	0.70
STS	L	1	7	0.008	0.08	0.54	2.73	58	0.44
		7	40	0.000	-0.78	-0.26	-3.95	58	0.51
IPL	R	1	11	0.000	-0.82	-0.26	-3.85	58	0.54
		7	11	0.001	-0.75	-0.19	-3.37	58	0.54
		9	11	0.006	-0.70	-0.13	-2.88	58	0.56
		10	11	0.002	-0.75	-0.17	-3.18	58	0.56
		11	18	0.002	0.18	0.75	3.24	58	0.55
		11	21	0.005	0.13	0.69	2.92	58	0.54
		11	33	0.004	0.14	0.69	3.03	58	0.53
		11	35	0.002	0.18	0.76	3.28	58	0.56
IFG	L	18	25	0.002	0.11	0.46	3.24	58	0.34
		18	28	0.007	0.10	0.61	2.80	58	0.49
		21	25	0.001	0.12	0.46	3.45	58	0.33
		21	28	0.005	0.11	0.61	2.91	58	0.48
		22	25	0.004	0.10	0.49	3.03	58	0.38
		22	28	0.008	0.10	0.63	2.74	58	0.51
		25	30	0.001	-0.54	-0.15	-3.56	58	0.37
		25	31	0.003	-0.68	-0.15	-3.12	58	0.51
		25	33	0.000	-0.51	-0.17	-4.09	58	0.32
		25	34	0.001	-0.65	-0.17	-3.43	58	0.46
		25	40	0.001	-0.63	-0.18	-3.56	58	0.44
		25	42	0.000	-0.76	-0.26	-4.06	58	0.49
		25	43	0.004	-1.08	-0.22	-3.00	58	0.84
	28	30	0.003	-0.68	-0.15	-3.12	58	0.51	
	28	31	0.004	-0.80	-0.16	-3.00	58	0.62	
	28	33	0.001	-0.65	-0.16	-3.33	58	0.48	
	28	34	0.002	-0.78	-0.18	-3.19	58	0.58	
	28	40	0.002	-0.76	-0.18	-3.26	58	0.56	
	28	42	0.000	-0.89	-0.27	-3.74	58	0.60	
	28	43	0.003	-1.19	-0.25	-3.06	58	0.91	
	R	7	33	0.003	-0.31	-0.07	-3.12	58	0.24
		7	42	0.003	-0.50	-0.11	-3.13	58	0.38
		18	38	0.001	0.14	0.56	3.40	58	0.40
		21	25	0.003	0.08	0.38	3.07	58	0.29
		21	38	0.000	0.18	0.58	3.80	58	0.39
		23	38	0.007	0.09	0.51	2.82	58	0.41
		25	30	0.006	-0.39	-0.07	-2.88	58	0.31
	25	33	0.000	-0.41	-0.13	-3.77	58	0.27	
		25	40	0.003	-0.52	-0.11	-3.08	58	0.39
		25	42	0.001	-0.59	-0.17	-3.67	58	0.41

ROI	No.	No.	p値	信頼区間下限	信頼区間上限	t値	自由度	標準偏差
		30 38	0.001	0.17	0.59	3.67	58	0.41
		33 38	0.000	0.22	0.61	4.30	58	0.38
		38 40	0.000	-0.71	-0.22	-3.82	58	0.47
		38 42	0.000	-0.78	-0.29	-4.31	58	0.48
vPMC	L	1 7	0.000	0.19	0.58	4.04	58	0.37
		1 8	0.001	0.18	0.63	3.58	58	0.44
		1 9	0.001	0.17	0.58	3.65	58	0.40
		1 23	0.004	0.09	0.47	2.98	58	0.37
		1 26	0.000	0.38	0.74	6.12	58	0.35
		1 27	0.004	0.10	0.50	2.96	58	0.39
		1 29	0.000	0.27	0.67	4.74	58	0.38
		1 30	0.001	0.14	0.52	3.45	58	0.37
		1 39	0.007	0.12	0.75	2.80	58	0.60
		21 26	0.000	0.20	0.50	4.61	58	0.30
		21 29	0.003	0.09	0.43	3.06	58	0.33
		23 26	0.001	0.11	0.44	3.37	58	0.32
		26 27	0.004	-0.44	-0.09	-2.98	58	0.34
		26 30	0.007	-0.40	-0.07	-2.79	58	0.32
		26 33	0.000	-0.50	-0.19	-4.34	58	0.31
		26 40	0.000	-0.61	-0.24	-4.52	58	0.36
		26 42	0.000	-0.62	-0.19	-3.81	58	0.41
		29 33	0.006	-0.43	-0.08	-2.88	58	0.34
		29 40	0.002	-0.53	-0.13	-3.29	58	0.39
		29 42	0.007	-0.54	-0.09	-2.77	58	0.44
	R	1 7	0.000	0.27	0.64	4.93	58	0.36
		1 8	0.000	0.26	0.71	4.28	58	0.44
		1 9	0.000	0.25	0.64	4.58	58	0.38
		1 10	0.000	0.24	0.65	4.33	58	0.40
		1 11	0.004	0.22	1.12	2.98	58	0.87
		1 27	0.005	0.10	0.51	2.93	58	0.40
		1 30	0.003	0.10	0.48	3.11	58	0.36
		1 35	0.002	0.12	0.51	3.28	58	0.37
		7 21	0.005	-0.41	-0.07	-2.89	58	0.32
		7 33	0.007	-0.40	-0.07	-2.81	58	0.32
		7 40	0.002	-0.56	-0.13	-3.17	58	0.42
		7 42	0.007	-0.56	-0.09	-2.81	58	0.45
		8 40	0.004	-0.63	-0.12	-2.96	58	0.49
		8 42	0.010	-0.63	-0.09	-2.68	58	0.52
		9 40	0.004	-0.56	-0.11	-2.99	58	0.44
		10 40	0.006	-0.57	-0.10	-2.84	58	0.45
		1 11	0.000	-1.95	-0.67	-4.12	58	1.23
		7 11	0.001	-1.73	-0.46	-3.45	58	1.23
		8 11	0.002	-1.63	-0.37	-3.16	58	1.23

ROI		No.	No.	p値	信頼区間下限	信頼区間上限	t値	自由度	標準偏差
SPL	L	8	18	0.006	0.09	0.53	2.87	58	0.42
		8	30	0.007	0.09	0.52	2.82	58	0.41
		9	11	0.001	-1.75	-0.46	-3.44	58	1.25
		10	11	0.001	-1.85	-0.53	-3.62	58	1.27
		11	18	0.000	0.69	1.94	4.18	58	1.22
		11	30	0.000	0.67	1.93	4.15	58	1.21
		11	33	0.000	0.57	1.82	3.85	58	1.21
		11	34	0.000	0.57	1.85	3.81	58	1.23
		11	42	0.002	0.39	1.68	3.20	58	1.25
	R	1	8	0.001	-0.66	-0.18	-3.53	58	0.46
		1	11	0.000	-1.94	-0.79	-4.76	58	1.11
		7	11	0.000	-1.73	-0.57	-3.95	58	1.13
		8	11	0.002	-1.53	-0.36	-3.23	58	1.14
		8	21	0.002	0.14	0.60	3.21	58	0.45
		8	33	0.006	0.09	0.52	2.84	58	0.42
		9	11	0.000	-1.70	-0.52	-3.78	58	1.14
		11	21	0.000	0.74	1.89	4.61	58	1.11
		11	33	0.000	0.69	1.81	4.43	58	1.09
11		34	0.000	0.54	1.74	3.83	58	1.15	
11	42	0.000	0.53	1.73	3.75	58	1.17		
MTG	R	21	27	0.009	0.07	0.48	2.70	58	0.39
		27	40	0.006	-0.59	-0.10	-2.83	58	0.47
PCC	L	1	8	0.006	-0.75	-0.13	-2.83	58	0.60
		1	11	0.000	-2.24	-0.87	-4.54	58	1.32
		7	11	0.000	-2.25	-0.85	-4.42	58	1.36
		8	11	0.003	-1.82	-0.41	-3.15	58	1.37
		8	18	0.002	0.19	0.79	3.26	58	0.58
		8	21	0.003	0.17	0.76	3.14	58	0.57
		8	33	0.000	0.33	0.92	4.24	58	0.57
		9	11	0.001	-1.99	-0.58	-3.64	58	1.37
		9	33	0.003	0.16	0.75	3.13	58	0.56
		10	11	0.000	-2.09	-0.69	-3.99	58	1.35
		11	18	0.000	0.93	2.29	4.73	58	1.32
		11	21	0.000	0.90	2.26	4.66	58	1.31
		11	33	0.000	1.06	2.42	5.14	58	1.31
	11	34	0.000	0.70	2.15	3.94	58	1.40	
	11	40	0.000	0.69	2.12	3.93	58	1.38	
	R	1	11	0.000	-2.38	-0.93	-4.55	58	1.41
		7	11	0.000	-2.41	-0.93	-4.53	58	1.43
		8	11	0.002	-1.93	-0.43	-3.16	58	1.45
		8	21	0.008	0.13	0.81	2.75	58	0.66
		8	33	0.000	0.31	0.97	3.88	58	0.64
9		11	0.000	-2.12	-0.64	-3.72	58	1.44	

ROI	No.	No.	p値	信頼区間下限	信頼区間上限	t値	自由度	標準偏差
R	9	33	0.007	0.12	0.75	2.79	58	0.61
	10	11	0.000	-2.24	-0.76	-4.06	58	1.43
	11	21	0.000	0.93	2.37	4.58	58	1.39
	11	33	0.000	1.10	2.53	5.09	58	1.38
	11	34	0.000	0.76	2.29	4.00	58	1.48
	11	40	0.000	0.70	2.24	3.84	58	1.48
	11	43	0.005	0.42	2.25	2.92	58	1.77