

**MRI と脳波計の同時計測による
情動に対応する脳部位推定に関する研究**

*Research on brain region estimation corresponding to
emotion by MRI and EEG*

同志社大学大学院

生命医科学研究科 医工学・医情報学専攻

医情報学コース

奥谷 晃久

(2016年)

目次

第 1 章 緒論	1
1.1. 背景・目的.....	1
1.2. 本論文の構成.....	4
参考文献.....	5
第 2 章 原理	7
2.1. 情動の主観評価.....	7
2.2. 脳活動計測について.....	8
2.3 MRI による脳活動計測.....	8
2.3.1. MRI とは.....	8
2.3.2. MRI の撮像原理.....	9
2.3.3. fMRI から得られる情報.....	11
2.3.4. SPM による MRI データの解析.....	12
2.3.4.1. 前処理.....	12
2.3.4.2. 一般線形モデル.....	12
2.4. 脳波計による脳活動計測.....	13
2.4.1. 脳波計とは.....	13
2.4.2. 脳波とは.....	14
2.4.3. 脳波の導出方法.....	14
2.4.4. 事象関連電位について.....	15
2.4.5. 電流源の推定について.....	15

2.4.5.1	sLORETA 法による電流源推定について	15
2.4.6.	MRI と脳波計の同時計測について	16
2.4.6.1.	MRI/EEG におけるアーチファクト	17
2.4.6.2.	fMRI Gradient (GRA) artifact	17
2.4.6.3.	Ballisto-cardiogram (BCG) artifact	18
2.4.6.4.	Helium Pumping artifact	19
2.4.7	脳波の利点と今後の可能性	19
	参考文献	20
第 3 章	視覚の及ぼす情動の種類と強度に関連する脳部位の探索	23
3.1.	実験目的	23
3.2.	実験手法	23
3.2.1.	被験者	23
3.2.2.	実験系	23
3.2.3.	MRI の撮像設定	26
3.2.4.	MRI データの解析	26
3.3.	結果	27
3.3.1.	主観評価結果	27
3.3.2.	MRI 結果	29
3.4.	考察	33
3.5.	結論	34
	参考文献	35

第 4 章 聴覚の及ぼす情動の種類と強度に関連する脳部位の探索	37
4.1. 実験目的.....	37
4.2. 楽曲の選定実験 (Experiment 1).....	37
4.2.1 実験系.....	37
4.2.2 結果、考察.....	39
4.3. MRI 実験 (Experiment 2).....	42
4.3.1. 実験系.....	42
4.3.2. MRI 計測条件	44
4.3.3. MRI データの解析	44
4.4. 結果.....	44
4.5. 考察.....	50
4.4. 結論.....	52
参考文献.....	54
第 5 章 脳波計を用いた脳深部活動の推定	57
5.1. 実験目的.....	57
5.2. EEG/MRI 実験プロトコル	57
5.2.1 EEG/MRI 実験系	57
5.2.2 被験者.....	59
5.2.3 MRI の撮像	59
5.2.4. MRI データの解析	59
5.2.5. 脳波の計測.....	60
5.2.6. 脳波データの解析.....	61
5.3. 実験結果.....	63

5.3.1	主観評価.....	63
5.3.2	MRI 結果.....	64
5.3.3	EEG 前処理の結果.....	70
5.3.3.1	ERP 結果.....	74
5.3.3.2	電流源推定結果.....	77
5.4	考察.....	85
5.5	結論.....	88
	参考文献.....	89
第 6 章	結論.....	93
	謝辞.....	97

第1章 緒論

本章では、1.1.節で本論文における背景と目的について述べる。1.2.節では本論文の全体の構成及び、各章における内容について紹介する。

1.1. 背景・目的

日本の製造業はコストや機能を向上させることに加え、新しい軸での顧客へ訴求することも必要とされている。その1つとして注目されているのが、「感性価値」である。

経済産業省『2006年度版ものづくり白書』を2007年に発行し、技術的な強みに加えて、感性価値を高めることが他国製品と比べた差異化になり得ると提言したことから産業界の関心を集めた。経済産業省は、感性価値を「生活者の感性に働きかけ、感動や共感を得ることによって顕在化する価値」と定義している。我々は、「感性価値」を情動の変化と定義し、定量的な感性評価技術の開発に取り組んだ。

現在、ヒトの情動を評価するにあたり、心理計測手法、生理計測手法が提案されている。心理計測手法ではアンケート方式の主観評価があり、生理計測は脳波、精神性発汗、眼球運動、瞳孔径などが用いられている。心理計測手法である、アンケートを用いた主観評価は、定性的な評価である点、評価に時間がかかる点、言語の理解度によって解釈が異なる点などが課題として指摘されている。そこで、今回はこれらの課題を解決するため、生理指標の中でも情動の基であると考えられる脳活動に着目し、定量的な情動の評価手法に着目し検討を行った。

脳活動を用いた情動の定量化に関する研究は脳波や脳血流を対象として、幅広く行われている。脳波を用いた取り組みの例としては、武者らによる感性スペクトル解析手法[1]や、中川らによる感性フラクタル次元解析手法[2]が挙げられる。感性スペクトル解

析手法は、脳波信号の θ 、 α 、 β 帯域における電極間の相互相関係数を用いて 4 種類の基本的な感性とされる喜怒哀楽を推定する。また、感性フラクタル次元解析手法は、脳波の差分信号に対するフラクタル次元を用いて喜怒哀楽をより精度良く推定する手法として実用化に向けた研究がなされている。しかし、これら手法は脳波を用いた性質上、脳表層の活動を主に反映した計測となる。特に、情動と関連する脳部位は扁桃体や海馬など、脳深部に位置することが知られており[3]、上記のような計測手法では、これら部位の活動を抽出することは困難であることが示唆される。

そこで、本論文では MRI(magnetic resonance imaging)を用いて脳深部活動の脳血流変化に着目することで、視覚・聴覚刺激に対する情動を定量化することを目的に検討を行った。情動をターゲットとした MRI の研究は広く行われている。たとえば、聴覚刺激の及ぼす情動の研究では、楽しい音楽では Neutral 音楽よりも STG (superior temporal gyrus) を賦活させること[4,5]や、海馬、海馬傍回は怖い音楽を聴取時に賦活する [6-11]との報告がある。しかし、これら多くの文献は情動の種類と関係する脳部位の検討のみを行っており、個人の情動の種類とその強度の双方に着目した研究は少ない。例えば Trost[12]らは情動の強度と関連する部位の探索を行っているが、解析では各 31 名以上の主観評価の平均値と関連する脳部位を探索しており、個人で想起する情動の違いが考慮されずに脳部位が抽出されている。今回は、個人の情動を定量的に評価することを目的とする以上、想起した情動の種類だけでなく、その強度までも定量化できる可能性のある脳部位を探索することが必要であると考え。さらに、刺激系の違いによる部位の変化も把握するため、視覚刺激と聴覚刺激を対象に脳部位の探索を 3 章、4 章で紹介する。

上記取り組みにより、MRI を用いて情動の種類、強度に関連する部位を特定できたとしても、脳深部活動の計測では、MRI や PET(Positron Emission Tomography)による計測が必要となるため、一般生活空間内で計測を行うことは困難である。そこで、5 章では

一般生活環境でも計測可能な多チャンネル脳波計を用いて情動と関連する脳深部活動を抽出することを目的に検討を行った。具体的には 128ch の多チャンネル脳波計である Geodesic EEG System (Electrical Geodesics, Inc.)を用いて脳深部活動を抽出することを目的とした。本脳波計は電極にスポンジ電極を用いており、装着前に電解質溶液(塩化カリウム溶液)を染み込ませることで、被験者に装着するだけでスポンジから電解質溶液が染み出し、10分以内で被験者の脳波が計測可能になる製品である。また、非磁性体素材を用いているため、MRI スキャン中に脳波を計測できる特徴がある。このような MRI と脳波を同時に計測する研究は 2010 年から行われている。また、多チャンネル脳波計を用いて脳深部の活動を抽出するアルゴリズムの研究は広く行われている。例えばラプラシアンフィルタを用いた low resolution brain electromagnetic tomography (LORETA)法や、推定電流源の分散による正規化を加えた sLORETA 法[13]、通信やアンテナの分野から研究されてきた Beam former 法[14][15]などが提案されている。現状、このような手法を用いた研究も盛んに行われているが[16][17]。その多くが比較的表層に位置する脳部位である視覚野や顔に特異的に反応する FFA(fusiform face area)などの抽出を目的としており、情動に関連する脳部位である、脳深部に位置する扁桃体などをターゲットとしたものは少ない。また、これら研究の多くは脳波と MRI を別々の環境で計測しているため、同じ現象(脳活動)を対象にして分析を行っている保証がない。そこで、第 5 章では、脳波と MRI を同時に計測し、情動に関連する脳深部の活動を脳波から特定することを目的に検討を行った結果について述べる。



Fig. 1.1 Geodesic EEG System のセンサ

1.2. 本論文の構成

本論文は本性を含め 6 章から構成される。

第 1 章 緒論では、本研究の背景・意義述べた。

第 2 章 原理では、主観評価による心理計測手法と、生理計測手法である MRI 計測及び脳波の計測手法について述べる。さらに、近年発展している MRI と脳波の同時計測についても述べる。

第 3 章 視覚刺激の及ぼす情動の種類と強度に関連する脳部位の探索では、視覚刺激に対して想起された情動の種類と強度に関連する脳部位を探索した結果及び、それに対する考察を述べる。

第 4 章 聴覚刺激の及ぼす情動の種類と強度に関連する脳部位の探索では、聴覚刺激に対して想起された情動の種類と強度に関連する脳部位を探索した結果及び、それに対する考察を述べる。

第 5 章 脳波計を用いた脳深部活動の推定では、視覚刺激を対象に、MRI と脳波を同時に計測し、脳波を用いて MRI により抽出した部位が特定できたか検討した結果について述べる。

第 6 章 結論では、第 2 章から第 5 章で得られた成果を要約する。

参考文献

- [1] Musha T, Terasaki Y, Haque HA, Ivanitsky GA, Feature extraction from EEGs associated with emotions, *Artif Life Robotics*, 1, 15-19, (1997).
- [2] 丸山貴司、笹本裕美、大高瞳、荒川尚美、川副智行, 脳波のフラクタル性を用いた感性解析手法の推定精度向上に関する研究, *電子情報通信学会論文誌 A*, 13, (2011).
- [3] Stefan Koelsch, Review Towards a neural basis of music-evoked emotions, *Trends Cogn Sci.*, 14(3), 131-137, (2010).
- [4] Martina T. Mitterschiffthaler, Cynthia H.Y. Fu, Jeffrey A. Dalton, Christopher M. Andrew and Steven C.R. Williams, A functional MRI study of happy and sad affective states induced by classical music, *Human Brain Mapping*, 28, 11, 1150-1162, (2007).
- [5] Elvira Brattico, Vinoo Alluri, Brigitte Bogert, Thomas Jacobsen, Nuutti Vartiainen, Sirke Nieminen and Mari Tervaniemi, A functional MRI study of happy and sad emotions in music with and without lyrics, *Front. Psychol.*, 1;2, 308, (2011).
- [6] Zola-Morgan, S., Squire, L. R., Amaral, D. G. and Suzuki, W. A. Lesions of perirhinal and parahippocampal cortex that spare the amygdala and hippocampal formation produce severe memory impairment. *J. Neurosci.* 9, 4355-4370, (1989).
- [7] Bunsey, M. and Eichenbaum, H., Critical role of the parahippocampal region for paired-associate learning in rats. *Behav. Neurosci.* 107, 740-747 (1993).
- [8] Aguirre, G. K., Detre, J. A., Alsop, D. C. and D'Esposito, M., The parahippocampus subserves topographical learning in man. *Cereb. Cortex*, 6, 823-829 (1996).
- [9] Sammler, D. et al. Music and emotion: electrophysiological correlates of the processing of pleasant and unpleasant music. *Psychophysiology* 44, 293-304, (2007).
- [10] Ball, T. et al. Response properties of human amygdala subregions: evidence based on functional MRI combined with probabilistic anatomical maps. *PLoS One*, 3, e307, (2007).

- [11] Blood, A.J. et al., Emotional responses to pleasant and unpleasant music correlate with activity in paralimbic brain regions. *Nat. Neurosci.*, 2, 382-387, (1999).
- [12] W. Trost, T. Ethofer, M. Zentner and P. Vuilleumier, Mapping Aesthetic Musical Emotions in the Brain, *Cereb Cortex*, 22, 2769-2783, (2012).
- [13] R.D. Pascual-Marqui , Standardized Low-Resolution Brain Electromagnetic Tomography (sLORETA): Technical Details, *Methods Find Exp Clin Pharmacol.*, 24D, 5-12, (2002).
- [14] Barry D. Van Veen and Kevin M. Buckley. Beamforming: A versatile approach to spatial filtering. *ASSP Magazine*, (1998).
- [15] Kensuke Sekihara, Srikantan S. Nagarajan, David Poeppel, Alec Marantz, and Yasushi Miyashita. Reconstructing spatio-temporal activities of neural sources using an MEG vector beamformer technique. *Biomedical Engineering*. 48, 760-771, (2001).
- [16] G. Bonmassara, 1, D.P. Schwartzb, A.K. Liua, K.K. Kwonga, A.M. Dalea, J.W. Belliveaua, Interleaved EEG and fMRI Recordings, *NeuroImage*, 13(6), 1035-1043, (2001).
- [17] Corrigan NM1, Richards T, Webb SJ, Murias M, Merkle K, Kleinhans NM, Johnson LC, Poliakov A, Aylward E, Dawson G., An investigation of the relationship between fMRI and ERP source localized measurements of brain activity during face processing., *Brain Topogr.*, 22(2) : 83-96, (2009).

第2章 原理

本章では、実験をするにあたり必要となる原理について述べる。2.1. 節では、本論文で実施した主観評価法について述べる。2.2.節では脳活動計測機器の概要について、2.3 節では MRI の撮像原理および解析方法について、2.4 節では脳波の原理、及び解析手法について、2.5.節では MRI と脳波の同時計測の原理及び本環境におけるアーチファクトとそれを除去するためのフィルタについて述べる。

2.1. 主観評価について

本研究では、情動を表現するにあたり、ラッセル環状円環モデルを用いた。本モデルはラッセルにより提唱され、快適感と覚醒感の2つの軸で構成される平面空間で表現される[1,2](Fig.2.1)。例えば、楽しい情動は快適感が高く、覚醒感の高い第一象限に、悲しい情動は快適感が低く覚醒感の低い第三象限に表現される。また、本モデルを用いることで、ヒトの情動の全てを表現できるとしている。ラッセル円環モデルは、英語の形容詞が並んだものであるが、同手法を日本語で使用している研究も多く存在している[3,4]。

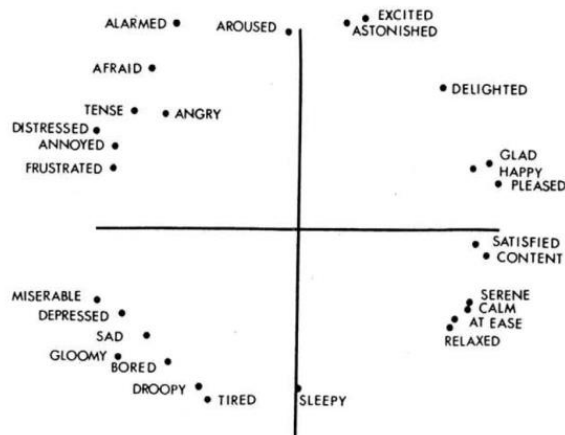


Fig.2.1 環状円環モデル

2.2. 脳活動計測について

脳機能を計測する手法はいくつか存在している。fMRIをはじめ NIRS (Near InfraRed Spectroscopy : 近赤外分光法)、MEG (Magnetoencephalography : 脳磁図)、EEG (Electroencephalograph : 脳波計)、PET (Positron Emission Tomography : 陽電子放出断層撮像) などがある。それぞれの装置には特徴があり用途によって使い分ける必要がある。例えば、NIRS と EEG は空間分解能が低く(約 3 cm 以上)、NIRS と MEG は脳深部の活動を計測できない欠点がある。また、PET は時間分解能が 10 秒程度と非常に低く、放射線被爆の問題もある。

一方、fMRI は後述する BOLD (blood oxygenation level dependency) 効果と呼ばれる現象を利用して脳機能を可視化する手法であり、空間分解能が 2 mm 程度と高く、深部を含めた脳全体の活動を計測できる。また、非侵襲で PET と比べ安全性も高く、時間分解能も 3 秒程度と PET に比べ高い。しかし、fMRI は常に強磁場が存在しているため、磁性体や一般的な電子機器を持ち込むことが不可能であり、特殊な実験環境が必要とされる。また、常に超伝導状態を保つ関係上、液体ヘリウムをポンプで循環させる必要がある。さらに、撮像中は強力な磁場変化が生じるため装置自体に歪みが生じ、その結果約 100dB の騒音が発生する。そのため、被験者には耳栓の装着が必要となる。

2.3. MRI による脳活動計測

2.3.1. MRI とは

MRI(magnetic resonance imaging: 核磁気共鳴画像法)は、NMR(Nuclear Magnetic Resonance: 核磁気共鳴)現象を用いて人の体内の情報を画像化する方法である。T1 強調画像、EPI(Echo Planar Imaging: エコープラナー撮像法) など、様々な撮像手法がある。例えば、T1 強調画像では、脂肪やメラニンが白く映し出し、水や血液は黒く映し出す。T2 強調画像、では、水、血液、脂肪は白く映し出し、出血やメラニンは黒く映し出す。

エコープラナー法では高速で T2 コントラスト画像を得ることが可能であり、fMRI (functional magnetic resonance imaging: 機能的 MRI) で用いられる。

2.3.2. MRI の撮像原理

人体を構成する元素で最も多く存在するのは水素原子である。磁場中にある水素原子の原子核は二次性の回転である歳差運動をすることが知られている。水素原子は陽子の周囲を 1 個の電子が回転している構造をしておりスピンとも呼ばれる。原子が歳差運動をする角速度を角周波数と呼び、(1) 式のように磁場の大きさに比例して角周波数も大きくなる。(ω : 角周波数、 γ : 核磁気回転比 (核に固有した定数)、 B_0 : 磁場の大きさ)

$$\omega = \gamma B_0 \quad (1)$$

水素原子そのものが小さな磁石としての機能を果たすので、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られる。磁場中で歳差運動をしている磁化ベクトルを総和すると磁場の方向に磁化ベクトルが発生する。これを巨視化磁化ベクトルと言う。

水素原子に対し、スピンの歳差運動と同じ周波数で磁場を小刻みに振動させるラジオ周波数帯域のパルスである RF (radio frequency) 波を印加することでスピんにエネルギーを与えることが出来る。RF 波の印加によりエネルギーが与えられた状態を励起状態と呼ぶ。励起されたスピンは共鳴して磁化ベクトルの方向が変化する。この時の振動数を共鳴周波数と呼び、その大きさは磁場の大きさに比例し、磁場強度 1.5 T あたり 64 MHz となる。磁化ベクトルの方向を z 軸とし、そこに x 軸方向に RF 波を印加すると共鳴を起こし磁化ベクトルは y 軸方向に回転する。この現象を磁気共鳴現象と呼ぶ。

RF 波を印加され励起した水素原子は共鳴周波数と同じ速度で歳差運動しながら徐々に元の磁化ベクトルの状態に戻ろうとする。このとき受信コイルを置くと電磁誘導によ

り起電力が生じる。受信コイルで検出した微弱電流波形を保存したデータが MR 信号である。MR 信号の大きさは 90°パルスを印加した直後が最も大きく、時間が経過するとともに信号が小さくなるので、このような信号を FID (free induction decay ; 自由誘導減衰) 信号と呼び、FID が減衰する速さは物質により異なる。また、この減衰を T2* (T2 スター) 減衰とも呼ぶ。励起された水素原子が元の状態に戻る過程を緩和と呼ぶ。x-y 平面上の磁化ベクトルの長さに着目したものを横緩和と言ひ、励起直後の信号を 100% としたときに 37%まで減衰したときの時間を T2 値と呼ぶ。また、y-z 平面上の磁化の長さに着目したものを縦緩和と言ひ、完全に回復した信号を 100%とすると 63%まで回復したときの時間を T1 値と呼ぶ。ここで、T2*緩和時間は、組織のスピン - スピン相互作用によるものである T2 値に、外部磁場の不均一も含んだ緩和過程のことを言う。T1 値が短いほど画像の輝度が高くなるように撮像した画像が T1 強調画像であり、T2 値が長いほど画像の輝度が高くなるように撮像した画像が T2 強調画像である。

MR 信号を得る方法については先に述べた通りであるが、これらの信号から画像を作成するためには、ある特定のスライス断面のみの水素原子を励起させることと、計測した信号発生源を特定するために MR 信号に位置情報を組み込むことが必要となる。

まず、スライス断面の決定についてであるが、ある特定のスライス断面のみの水素原子を励起するためには、傾斜コイルを使用して磁場強度の強い場所と弱い場所を作り、目的とするスライス断面以外の場所の共鳴周波数を印加する RF 波の周波数以外の周波数にすると実現できる。式 (1) の通り、磁場の強度と共鳴周波数は比例するので、目的以外のスライス面の共鳴周波数を印加すると RF 波とは異なる共鳴周波数にすることで特定断面のみの水素原子だけが励起される。

次に MR 信号への位置情報の取り込み方について述べる。MR 信号の本質は波であり、波は振幅、位相、周波数の 3 つの情報をもっており、MRI では振幅を画像の輝度とし、周波数と位相を画像の縦横の位置情報として利用している。式 (1) に示したように、

磁場の大きさと MR 信号の周波数は比例関係にあり、磁場の大きさが大きいほど MR 信号の周波数が大きくなるという特徴がある。この特徴を利用し、MR 信号を収集するときに場所によって磁場の大きさが異なるようにする。位置情報を信号の中に埋め込むことをエンコードと呼び、周波数エンコードと位相エンコードを組み合わせることで 2 次元の MR 画像を得ることが出来る[5]。

2.3.3. fMRI から得られる情報

fMRI で見ている情報というのは賦活を直接見ている訳ではなく、ヒトが脳を使うことで二次的に起こる血流の増加により脳が賦活した可能性の高さを見ている[6]。これは BOLD 効果という現象に基づいている。脳が働くことで、神経細胞が活動すると酸素消費量が増加する。すると、酸素を含む赤血球である酸化ヘモグロビンが酸素を含まない赤血球である還元ヘモグロビンに変化し、一時的に還元ヘモグロビンの濃度が上がる。しかし、その直後に脳血流が急激に増大する。この血流量の増加は神経細胞が酸素を消費できないほどであり、その結果、神経細胞周囲の酸化ヘモグロビンが急激に増大する。酸化ヘモグロビンは反磁性体、還元ヘモグロビンは常磁性体と磁性が異なり、酸化ヘモグロビンの濃度の増大は MR 信号の増強を引き起こす。結果的に、神経細胞の活動が増加すると MR 信号が増強するのである。

MR 信号が大きくなる原因は微小循環血液量の増加だけでなく、もう少し大きな血管による流入効果や体動、脳脊髄液の流れも影響している。MRI ではあくまで微小循環血液の変化を観察しているのであり、脳の賦活そのものを直接見ている訳ではない。そこで、fMRI の解析では脳の賦活以外の情報を除外するために脳に刺激を加えた状態と何も加えていない状態をそれぞれ撮像し、信号変化を統計的に解析することで賦活以外の原因による信号変化を除外している。つまり、fMRI は刺激の変化によって MR 信号に有意な差がある場所を同定しているのである。MR 信号が刺激の変化により有意に差が

あるということは、その部位が刺激により賦活した可能性が高いということである。

2.3.4. SPM による MRI データの解析

2.3.4.1. 前処理

本実験の MRI 解析では、被験者の体動や個人ごとの脳の形状を補正等のため、前処理を行う必要がある。今回用いた統計的機能画像解析ソフト「SPM」では、主に 5 段階の前処理を使用した以下に処理内容を示す。

- (1) **Realign, reslice:** fMRI 計測中の心拍や体動により、計測部である頭部には必ず動きが生じる。本処理により、頭部の動きを検出しそれに合わせて変換を行なう。さらに、変換後スライスを行うことで、体動の影響を補正した画像を構築する。
- (2) **Slice-timing correction:** 機能画像では、各スライスを順番に撮像するため、一番上と最後のスライスでは、最大で $TR \times (\text{slice 数} - 1) / \text{slice 数}$ の時間だけズレが生じる。本機能により、指定したスライス番号の信号値を予測し、時間のズレを補正する。
- (3) **Coregister:** EPI 画像は解像度が悪く、信号欠損部位もあるため正しい位置情報が得ることは困難である。そこで、EPI 画像と構造画像(T1 強調画像)の位置を合わせるためのパラメータを算出する。
- (4) **Normalize:** 脳の形状は個人で異なるため、結果を比較するにはそれぞれの脳を標準脳に合わせ込むことが必要になる。これを解剖学的標準化 (anatomical normalization) と呼ぶ。まず T1 強調画像を標準脳に合わせ込むためのパラメータを決定し、標準脳に変換する。その後、(3) **Coregister** で求めた変換パラメータを用いてすべての EPI 画像を標準脳に合わせ込む。
- (5) **Smoothing:** 補正しきれないノイズ(体動由来ノイズ、MRI ノイズ、個人間の脳構造の違いによるノイズ)を緩和し、データを正規化するために画像を平滑化する。

2.3.4.2. 一般線形モデル

前処理後に得られた脳画像を元に、一般線形モデル(General Linear Model: GLM) を用いて統計モデルによる統計解析を行なう。被験者に提示した提示タイミングはタスクブロックとその合間のレストで構成されている。1 種類のタスクブロックは 1 つの条件 (BOLD 信号の時間的な変化を説明する説明変数) に対応している。実験の結果得られる BOLD 信号の一連の時間的な変化はこれら複数の説明変数 ($x_i(t)$) に重み (偏回帰係数 β_i) をかけ算した項の総和とこの総和だけでは説明できないノイズ項 ($e(t)$) や定数項との和でモデル化され以下のように表される。

$$y(t) = \beta_1 \cdot x_1(t) + \beta_2 \cdot x_2(t) + \dots + \beta_n \cdot x_n(t) + e(t)$$

また、脳から計測される BOLD 信号が時間的にどのような変化を示すかは明らかになっており、SPM ではこの反応波形を参考にして HRF (Hemodynamic Response Function ; 血行動態関数) と呼ばれる関数を基底関数として用い、脳の BOLD 効果をシミュレーションしている。HRF を用いることでタスクブロックによって脳からどのような反応波形が出力されるかを簡単に計算することができ、これを GLM の説明変数とする。そして、全てのボクセルにおいて、この GLM から計算される $y(t)$ と実際に計測された BOLD 信号の波形が最もよく合致するように説明変数の偏回帰係数 (β) を計算する。 β の値が求まると、最後に β に関して有意水準 0.001 や多重補正を行った有意水準 0.05 で仮説検定を行うことで脳の賦活部位を決定する[7]。

2.4. 脳波計による脳活動計測

2.4.1 脳波計とは

EEG とは、脳波計(Electroencephalograph)または、脳波 (Electroencephalogram) を指す。脳波計とは、神経細胞内で生じる微小電流により頭部に生じた電位分布を電極から計測し、増幅させ記録するための装置である。医療現場では、EEG により聴覚検査や睡眠

診断などに用いられている。

2.4.2. 脳波とは

人の頭部に2つの電極を設置すると、神経細胞の活動に応じてわずかな電位差が生じる。その大きさは数十 μV 程度の大きさであるが、脳波計で数百万倍に増幅することで観測している [6]。

脳波は、0.5Hz – 30Hz の周波数範囲の変化をもつ 20 – 70 μV の波型信号であり、状態により変化する。例えば、目を閉じると 8 – 12Hz の α 波と呼ばれる波が後頭部優位に出現する。また、眠気が生じると振幅が小さくなりスピンドルやハンプといった特徴的な波形が現れる、深い眠りにおいては 2Hz 以下の大きな波形が優位になる。脳波はこのように個体の状態により波形が変化する。また、生きている限り絶え間なく自発的に発生している。

2.4.3. 脳波の導出方法

人の脳内には神経活動に携わるシナプスと呼ばれる組織が無数に存在する。そのシナプス間で神経伝達が行われる際にシナプス後電位が発生する。大脳皮質表面に存在する錐体細胞の頂上樹状突起は垂直に皮質表面に向かって伸びていて、多くの興奮性シナプスを有している。シナプス後電位が発生すると、表面に近い部分の細胞内がプラスの電位変化を起こし、細胞外から表面に向かって細胞外電流が流れる。これがある程度揃って生じると、体表面にマイナスの電位変化として現れ、脳波計に記録される。ここまでは一つの細胞に着目し議論してきたが、実際は一つの電極に数百万個のニューロンが含まれ、かつ間に頭皮や頭蓋骨など何層もの構造があるため距離的に離れた位置からの電位の積分値としてマクロ的に見ていることになる。このマクロ的な電位変化を頭皮から誘導し、数百万倍に増幅することで脳波計に脳波を得る。

2.4.4. 事象関連電位について

上記のような持続的・自発的に発生する脳波を背景脳波と呼ぶ。一方、音・視覚・痛みなどの外部からの刺激や指の曲げ伸ばしのような運動に対応して生じる脳の電気活動がある。このような脳電位を ERP(event-related brain potential:事象関連電位)と呼ぶ。

ERP は、背景脳波に重なって生じ、背景脳波に比べ振幅が小さいため一試行ごとに観察するのは難しい。そこで、多数の試行で得られた脳波データを事象の生じた時点に時間的に揃えて加算平均を行う。この加算平均により、事象とは時間的に無関係に生じる背景脳波を相殺する。なお、加算平均回数 n 回に対して SN 比は \sqrt{n} 倍に改善されることが知られている。その他に、SN 比を向上させる手段として、独立主成分分析(ICA: Independent Component Analysis)[8]やウェーブレット変換[9]を行った研究も存在する。また、ERP は検討したい事象に対して時間的に関連した応答を抽出することができる。特に視覚刺激提示後約 100ms に生じる陽性のピークは P100 と呼ばれ、選択的注意のレベルを反映すると考えられている。また、250ms - 500ms の間に見られる陽性のピークを P300 と呼ばれ、注意や好みなどを反映しているとの報告がされている。

2.4.5. 電流源の推定について

脳波における電流源推定は逆問題を解くことによって行なわれる。脳内で生じた神経活動を電流源とみなし、その電流源が頭皮表面に発生する電位分布から逆問題を解き、電流源推定を行なう。しかし、頭皮や脳の導電率が 0.34(S/m)であるのに比べ、頭蓋骨は 4.2×10^{-3} (S/m)と非常に小さいことから、電位分布に広がりが生じてしまい精度には懸念がある。

2.4.5.1 sLORETA 法による電流源推定について

本実験で用いたソフトウェア「Geosource」で sLORETA 電流源推定を行った際の処理の概要を示す。sLORETA では、脳を 6239 個のボクセルに分け順問題および逆問題を解くことで、賦活している可能性が高い部位を信号強度として算出する。なお、この場合の順問題とは、脳内の活動と頭部モデルを仮定して頭皮上で計測される電位の理論値を計算することであり、逆問題とは実測された頭皮上の電位データと、順問題を解いて得られた理論値との誤差が最小になるように、脳内の活動を変えながら計算を繰り返すことである。なお今回はソフトウェア「Geosource」内の sLoreta を用いた。本ソフトウェアでは、頭蓋骨や脳膜などによる減衰や、頭部と顔面部における電気伝導率の違いを考慮した FDM(Finite Difference Model: 有限差分モデル)を用いており、他ソフトウェアと比較して、高い推定精度が得られると考え用いた。

2.4.6. MRI と脳波計の同時計測について

MRI と脳波計の同時計測は 1994 年頃から活発に行われており[10,11,12]、MRI のアーチファクトが脳波に混入することが課題であった。当初は、スキャン中に混入するアーチファクトである fMRI Gradient (GRA) artifact が問題であった。その解決策として、脳波と脳血流変化の時間が異なることを利用し、MRI を一時的に停止することで計測を行うスパース撮像法が用いられた[13]。脳波は電気信号であるため、刺激提示から 0.1 秒~0.2 秒と早い時間で応答するのに対し、血流変化は血管の拡張現象を伴うため 2-3 秒で応答が開始し、5-6 秒で応答のピークに達することが知られている (Fig.2.2)[14]。本性質を利用し、脳波計測時には MRI スキャンを停止することで、脳波に GRA アーチファクトを混入させることなく計測することが可能である。また、連続撮像中のアーチファクトを除去する手法についても、2010 年から提案されているが、まだまだ発展途上の段階である[15]。

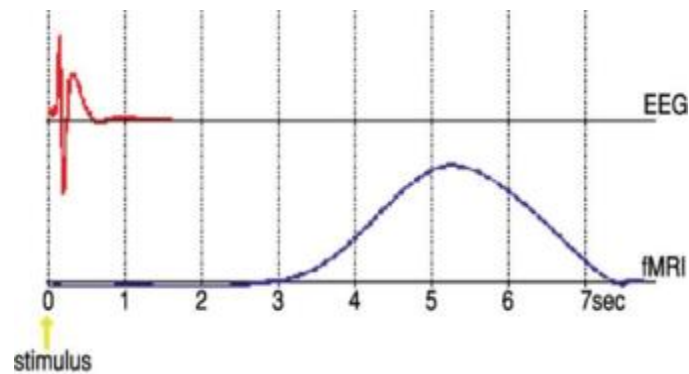


Fig.2.2 刺激提示後の脳波と血流の時間変化 [14]

(上段: 脳波、下段: 脳血流)

2.4.6.1. MRI/EEG におけるアーチファクト

脳波を MRI 内で計測するにあたり、fMRI Gradient (GRA) artifact、Ballisto-cardiogram (BCG) artifact、Helium Pumping artifact の三種類のアーチファクトが混入することが知られている。同時計測を行うためには、これらを除去することが必要である。以下にそれぞれのアーチファクトと除去手法について述べる。

2.4.6.2. fMRI Gradient (GRA) artifact

MRI スキャナ内部の磁場は、計測時の磁場勾配スイッチングに起因して変化する。エコープラナーイメージング (EPI) において、磁場変化はスライスごとに繰り返し生じるため、脳波計の各チャンネルにアーチファクトが繰り返し混入する。脳波計に混入する本アーチファクトは脳波よりも 100 倍の大きい振幅であり、周波数帯域も脳波と重複しているため、標準的な周波数フィルタ等で除去することは困難である(Fig.2.3)。

本アーチファクトを除去するための最も使用される方法は、2000 年にアレンら [15]によって導入された average artifact subtraction (AAS) である。脳波データから

各スキャンで混入するアーチファクトの形状が反復することを利用し、平均のアーチファクトのテンプレートを作成のうえ、減算することで除去を行なう。

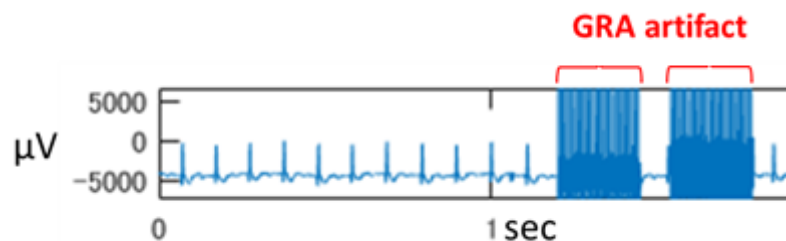


Fig.2.3 心拍信号に混入した GRA artifact の例

2.4.6.3. Ballisto-cardiogram (BCG) artifact

BCG アーチファクトは血液の動きにより頭皮が拍動することで、静磁場内で電極が動くことにより生じる(Fig.2.4)。本アーチファクトは脳波の 3-4 倍の振幅になることが知られている。なお、GRA アーチファクトはスキヤタイミングに同期するのに対して、BCG アーチファクトは心拍の拍動に同期して生じる。本アーチファクトは、一般的には PCA, ICA を用いて除去されている[16,17,18]。

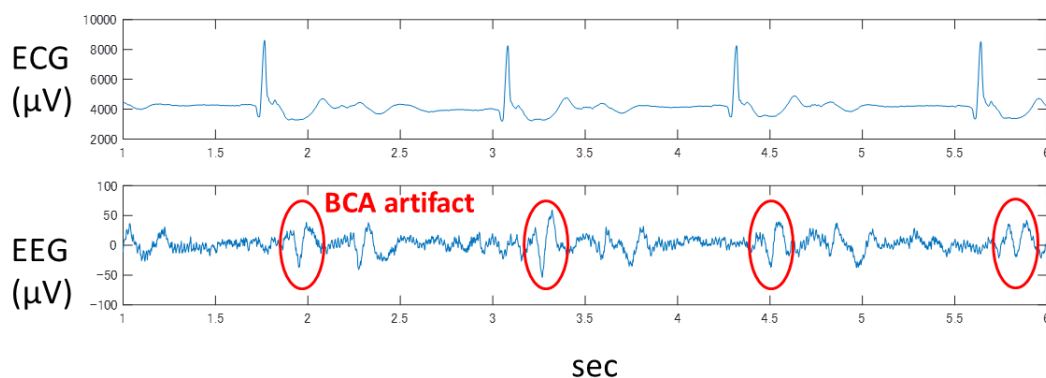


Fig.2.4 BCG artifact の例

(上段: 心拍、下段、脳波)

2.4.6.4. Helium Pumping artifact

MRI では、超伝導状態を保つため、常に液体ヘリウムがポンプにより循環している。本アーチファクトはこのヘリウムポンプにより生じるものであり、約 35Hz 付近にピークを持つアーチファクトとして知られている (Fig.2.5)。本アーチファクトは、除去することが困難であり、研究機関によっては実験時にはポンプを停止する等の対策を行っている。2015 年には rsPCA(EEG-segment-based principal component analysis)が開発され[19]、主成分分析後の周波数のピーク数から、本アーチファクトを特定し除去することを提案している。

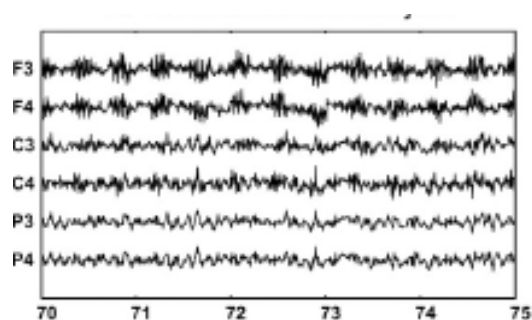


Fig.2.5 Helium Pumping artifact の例[20]

2.4.7. 脳波の利点と今後の可能性

我々の将来目標を実現させるためには実空間で計測可能な機器が必要であり、そのような機器として、脳波計を選択した。脳波は空間分解能が 3 cm 程度であり、深部の計測が難しいという欠点があるが、高密度脳波計の登場により徐々に改善されつつあると考えている。また、てんかんの症状である脳波の特異的なスパイクに着目し、てんかんの原因である脳部位を抽出する研究も行われている。

参考文献

- [1] J. A. Russell, A. Weiss and G. A. Mendelsohn, Affect grid: A single item scale of pleasure and arousal, *J. Pers. Soc. Psychol.*, 57, 493-502, (1989).
- [2] J. A. Russell, A circumplex model of affect. *J. Pers. Soc. Psychol.*, 39, 1161-1178. (1980).
- [3] 正田悠, 新田晴, 鈴木紀子, 岸本和香, 阪田真己子, 表情 と音声の情動知覚における視聴覚相互作用: 情動判断と反応 時間の分析, *JCSS Japanese Cognitive Science Society*, 151-167, (2014).
- [4] 坂本博康, 坂田年男, 井上光平, 浦浜喜一, 顔画像解析による人間の快・不快の計測手法, *情報処理学会CVIM研究会*, (2006).
- [5] キャサリン・ウェストブルック, キャロリン・カート・ロス, *MRI 基礎と原理*, 西村書店, (2012).
- [6] 入野野宏, *事象関連電位ガイドブック*, 北大路書房, (2005).
- [7] Karl J. Friston and et al., *Statistical Parametric Mapping*, Academic press, (2007).
- [8] Christopher J. James and Oliver J. Gibson. Temporally constrained ICA: An application to artifact rejection in electromagnetic brain signal analysis. *Biomedical Engineering*, 50, 1108-1116, (2003).
- [9] M.Fatourech, S. G. Mason, G. E. Birch, and R. K. Ward. A wavelet-based approach for the extraction of event related potentials from EEG. *ICASSP*, 22(5-6), 720-7, (2004).
- [10] Heinze H. J., Mangun G. R., Burchert W., Hinrichs H., Scholz M., Munte T. F., Gos A., Scherg M., Johannes S., Hundeshagen H. et al., Combined spatial and temporal imaging of brain activity during visual selective attention in humans. *Nature*, 543-546, (1994).
- [11] Snyder A. Z., Abdullaev Y. G., Posner M. I., and Raichle M. E., Scalp electrical potentials reflect regional cerebral blood flow responses during processing of written words,

- Proc. Natl. Acad. Sci.* 92, 1689–1693, (1995).
- [12] George J. S., Aine C. J., Mosher J. C., Schmidt D. M., Ranken D. M., Schlitt H. A., Wood C. C., Lewine J. D., Sanders J. A., and Belliveau J. W., Mapping function in the human brain with magnetoencephalography, anatomical magnetic resonance imaging, and functional magnetic resonance imaging. *J. Clin. Neurophysiol*, 12, 406–431, (1995).
- [13] Hall, D. A., Haggard, M. P., Akeroyd, M. A., Palmer, A. R., Summerfield, A. Q., Elliott, M. R., Gurney, E. M., and Bowtell, R. W., “Sparse” temporal sampling in auditory fMRI. *Hum. Brain Mapp.* 7, 213–223, (1999).
- [14] Menon V., Crottaz-Herbette S., Combined EEG and fMRI studies of human brain function, *Int Rev Neurobiol.*, 66, 291-321, (2005).
- [15] Allen, P.J., Josephs, O., Turner, R., A method for removing imaging artifact from continuous EEG recorded during functional MRI. *Neuro- Image* 12, 230- 239, (2000).
- [16] Debener, S., Strobel, A., Sorger, B., Peters, J., Kranczioch, C., Engel, A.K., Goebel, R., Improved quality of auditory event-related potentials recorded simultaneously with 3 T fMRI: removal of the ballistocardiogram artifact. *NeuroImage*, 34, 587-597, (2007).
- [17] Koskinen, Koskinen, M., Vartiainen, N., Removal of imaging artifacts in EEG during simultaneous EEG/fMRI recording: Reconstruction of a high-precision artifact template. *NeuroImage*, 46, 160-167. (2009).
- [18] Mantini, D., Perrucci, M.G., Cugini, S., Ferretti, A., Romani, G.L., Del Gratta, C., Complete artifact removal for EEG recorded during continuous fMRI using independent component analysis. *NeuroImage*, 34, 598-607, (2007).
- [19] Hyun-Chul Kima, Seung-Schik Yoob, Jong-Hwan Lee, Recursive approach of EEG-segment-based principal component analysis substantially reduces cryogenic pump artifacts in simultaneous EEG-fMRI data, *NeuroImage*, 104, 437-451, (2015).

第3章 視覚刺激の及ぼす情動の種類と強度に関連する 脳部位の探索

本章では、視覚刺激の及ぼす情動の種類と強度に関連する脳部位の探索について述べる。3.1.節では実験目的について述べ、3.2.節では実験手法について述べる。3.3.節以降では結果、考察、結論を述べる。

3.1. 実験目的

本実験は、情動喚起画像を用いて想起された情動の種類と強度に関連する脳活動部位の特定を目的とした。本実験では42種類の情動喚起画像を複数回提示し、脳の賦活をfMRIの連続撮像法によって計測し、結果について検討した。

3.2. 実験手法

3.2.1. 被験者

計20名の被験者を対象に実験を行なった(男性18名、女性2名、年齢22-55歳、平均年齢27.3歳、SD 8.9)。被験者は同志社大学及び、パナソニック株式会社の中から募集した。被験者は、実験についての十分な説明を受け、自らの意志で実験に参加することを了解し、書面による同意を得た。神経系に疾患のない被験者を対象として、視力は裸眼もしくは、矯正視力で0.6以上である方を対象とした。

3.2.2. 実験系

計42枚の情動喚起画像は主にInternational Affective Picture System (IAPS)から選択され、実験中はプロジェクタを用いて提示した(Fig3.1)。IAPSは情動の研究に幅広く活用

されている情動喚起画像セットとして知られている[1],[2]。本実験では、快情動を想起させる erotic 画像、animal 画像、不快情動を想起させる grotesque 画像と snake 画像、ニュートラル情動を想起させるため、neutral 画像、face 画像、いずれにも分類されない other 画像を使用した。各トライアルでは、30 秒間の rest 後、情動喚起画像が 6 秒間表示した。その後、情動に関する主観評価は 30 秒間提示され、最後に 3 秒間白十字が表示した。各トライアルでは、これを 21 回繰り返し行ない、計 2 回のトライアルを実施した(Fig.3.2)。また、主観評価では、ラッセルの円環モデルを構築する軸である「快適感」、「覚醒感」に関する 11 段階の VAS 評価を使用した。その際に被験者は MRI 対応ボタンを用いてに回答を行なった。全ての画像はソフトウェア「presentation」を用いて提示した。

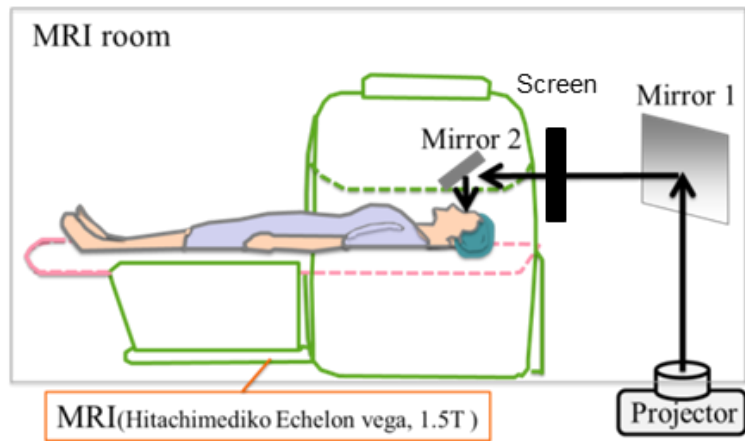


Fig.3.1 実験環境

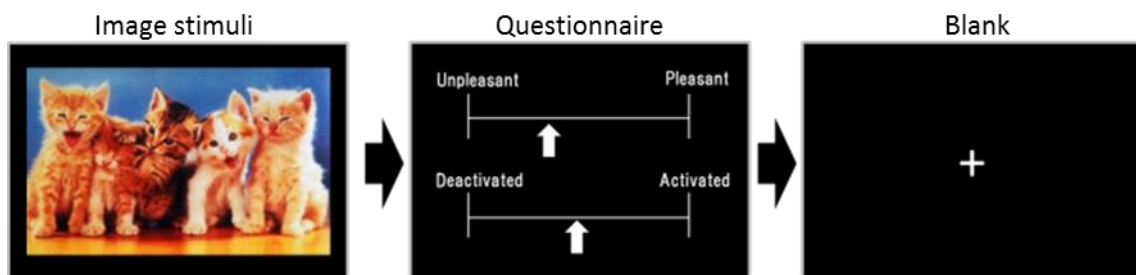
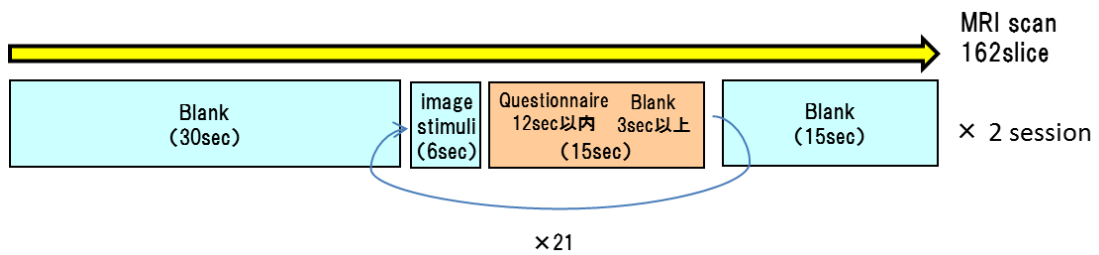


Fig.3.2 刺激提示プロトコル

3.2.3. MRI の撮像設定

本実験では、同志社大学内の 1.5-T の MRI を使用した(Echelon Vega: Hitachi Medical Corporation)。被験者は MRI 内に仰向けで入り、ノイズや振動が伝わるのを防ぐため、MRI との間にクッションを設置した。実験中は全脳を対象に EPI 撮像を実施した(27 slices; field of view 192 mm; thickness 5 mm、TR: 3000 ms; flip angle 90°)。

3.2.4. MRI データの解析

4 名の被験者は trial 中に 2.5mm 以上頭部が動いたことが確認されたため除外し、計 16 名の被験者(男性 16 名、女性 0 名、年齢 22-50 歳、平均年齢 26.5 歳、SD 8.8)を解析対象とした。

解析は MATLAB2012B(The MathWorks, Natick, Massachusetts)、と SPM12(Wellcome Department of Cognitive Neurology, London)を使用した。各被験者から得られた画像は、realign、slice timing correction を実施後、MNI(Montreal Neurological Institute)座標上に標準脳としてノーマライズされ、7mm の Gaussian filter により smoothing を行なった。128Hz の Highpass-filter を適用後、血行動態応答関数 (HRF) を使用して関連する脳部位の抽出を行なった。脳部位抽出の際のモデル化では、残留運動を除去するため、6 つの体動パラメータを関心のない説明変数として使用した。まず、視覚野の活動を確認した後 ($p < 0.05$, FWE-corrected)、parametric modulation を使用することにより、BOLD 信号は全ての被験者のアンケート結果から得られた各情動の強度に関連する脳領域を探索した。本探索では、全脳を対象に peak-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)、cluster-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)、多重比較補正無し($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)の 3 種類の検定を行った。

3.3. 結果

3.3.1. 主観評価結果

Fig3.3 に全 42 画像に対する 16 名の被験者の主観評価結果の平均値及び、標準偏差を示す。erotic 画像は第一象限に、grotesque 画像と snake 画像は第 2 象限に、animal 画像は第 4 象限に、neutral 画像と face 画像は原点付近に主に配置されていることが確認できた。しかし、いずれの画像においても標準偏差が大きく、被験者間のばらつきが大きい傾向にあることが確認された。

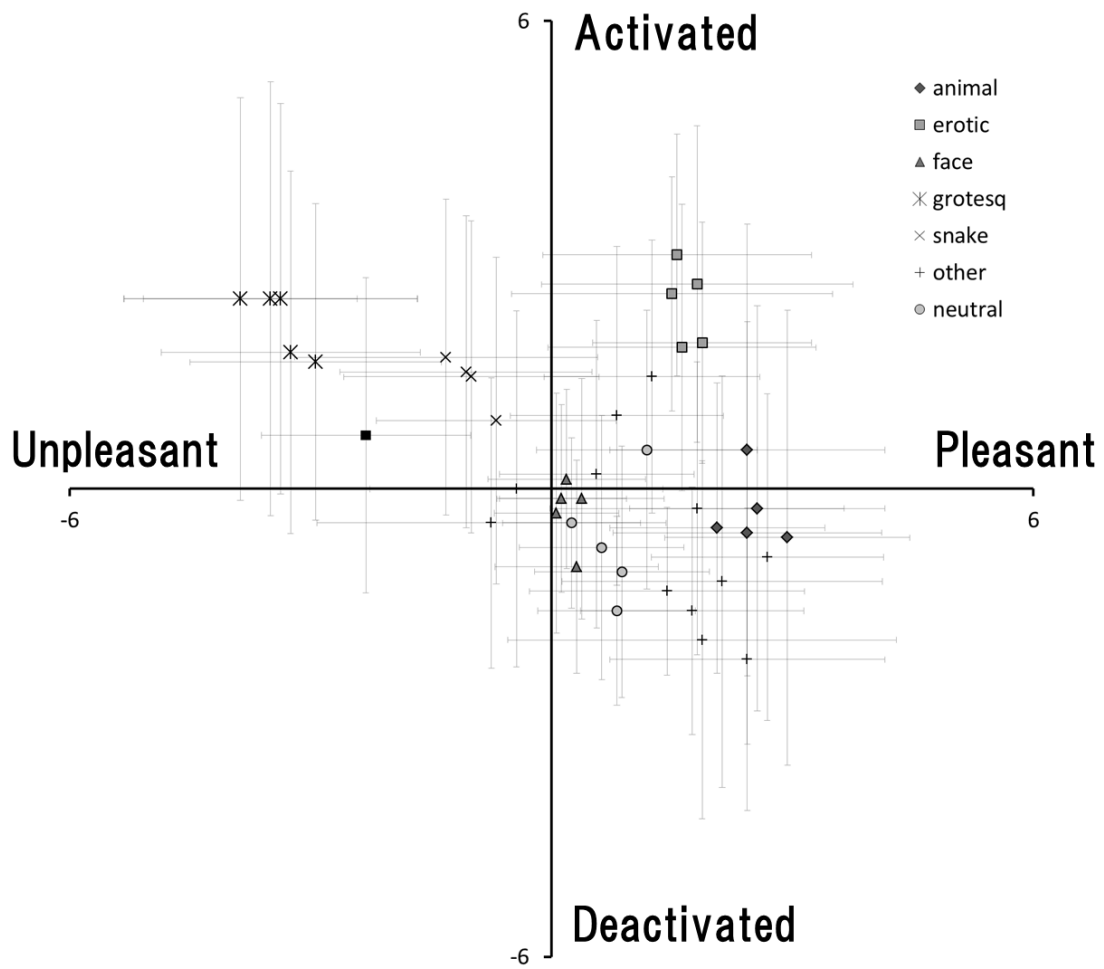


Fig.3.3 提示した 42 画像の主観評価結果(平均値±SD)

3.3.2. MRI 結果

16名の解析対象者において情動喚起画像で賦活した部位を Fig.3.4-3.7 に示す。いずれの画像においても、視覚野の活動が確認された。特に紡錘状回の活動が全ての情動刺激に対して確認された。

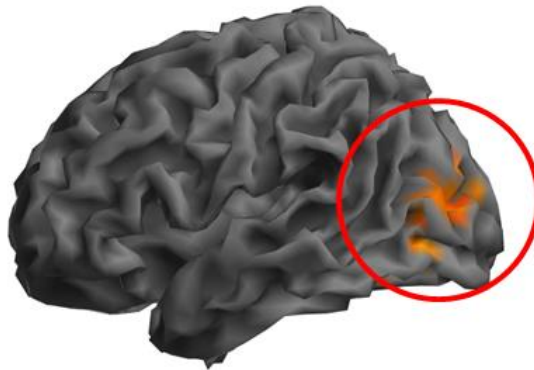


Fig.3.4 Pleasant 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

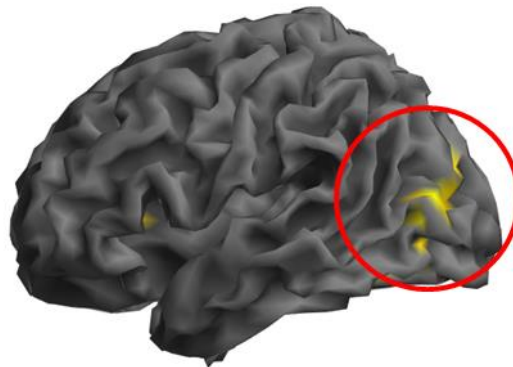


Fig.3.5 Unpleasant 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

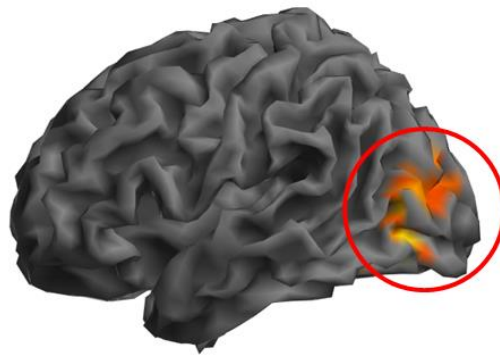


Fig.3.6 Activated 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

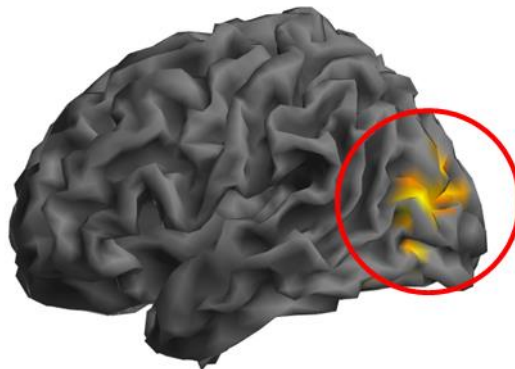


Fig.3.7 Deactivated 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

Table.3.1 に情動強度に応じて活動量の増加する可能性のある脳部位を示す。なお、peak-level corrected、cluster-level corrected の双方で有意な脳部位を抽出することができなかつたため、多重比較補正無し($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)の結果を示した。各脳領域は Automated Anatomical Labeling (AAL) [3]を用いてラベリングを行なった。快適感と関連する脳部位としては側頭極上側頭回部 (左)、不快感に関しては扁桃体 (右)、覚醒感に関しては中部帯状回 (左)、中心前回 (左)、鎮静感に関してはどの脳部位も抽出することができなかつた(Fig.3.8)。

Table 3.1 情動強度に応じて活動量の増加する可能性のある脳部位

($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)

Emotion	Brain region	MNI coordinates	k	Z value	T	p(unc)
		x y z (mm)				
Pleasant	Temporal_Pole_Sup_L	[-34 18 -32]	3	3.67	4.99	0.0001
Unpleasant	Amygdala_R	[14 -6 -16]	3	3.17	3.87	0.0008
Activated	Cingulum_Mid_L	[-10 6 40]	8	3.79	5.15	0.0001
	Precentral_L	[-34 0 40]	8	3.61	4.75	0.0002
Deactivated	no region					

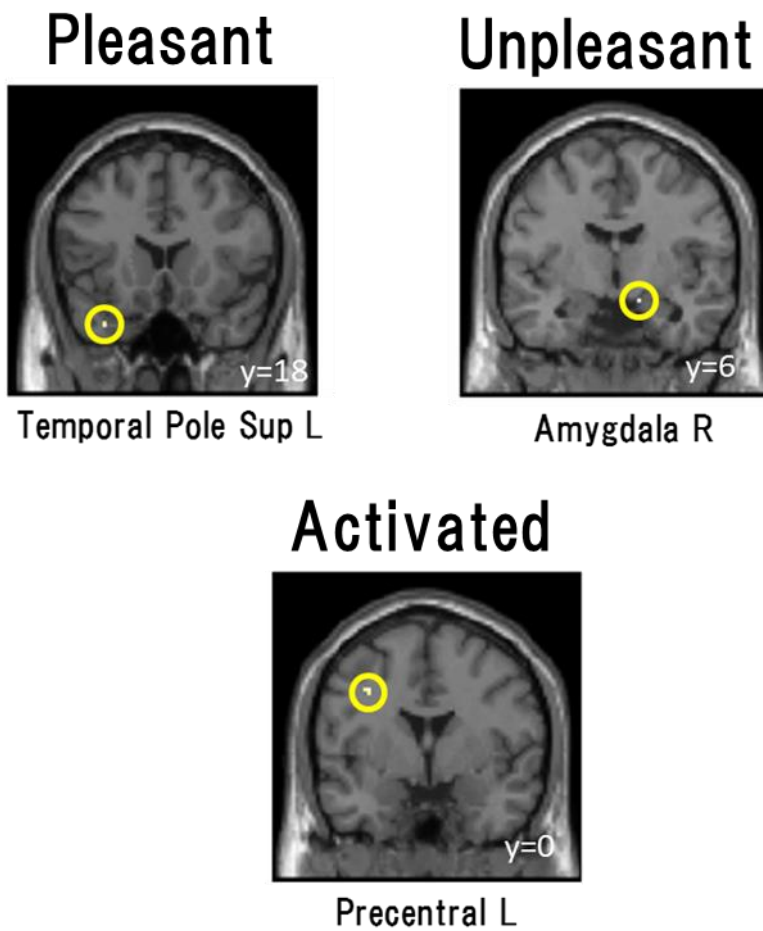


Fig.3.8 快感、不快感、覚醒感、鎮静感と関連する脳部位の一例

($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)

3.4. 考察

主観評価結果をラッセルの円環モデルに配置した結果、erotic 画像、animal 画像は快適感が高く、grotesque 画像、snake 画像は不快感が高かったことから、想定し通りの情動を想起していたことが確認できた。これら画像を用いることで様々な覚醒感、鎮静感を想起させることができた。その一方、被験者ごとに想起する情動のばらつきがあることも確認された。その理由として、被験者ごとの好みの違いが挙げられる。例えば、蛇に対して嫌悪感を抱く被験者がいる一方で、蛇が好きな被験者も含まれていた。このように、画像ごとに被験者ごとの好みまで統一させることは困難であるため、実験内で被験者の情動を主観評価により確認することの必要性が確認された。

MRI の結果では、いずれの情動喚起画像において、視覚野の活動が確認された。このことから、MRI を用いて視覚刺激に対する視覚野の活動を計測できていると判断した。

また、情動の強度と関連する脳部位として、快適感では側頭極上側頭回部が抽出された。本部位は他者の認識や意味記憶、表情の処理と関係していることで知られている [4]。また、健常者と患者を含む動物研究およびヒトの画像研究が、情動および認知処理に本領域の関連を報告されている [5], [6], [7]。今回の実験の結果から、本部位は快適感の強度に関連している可能性があることを示すことができた。

また、不快感の主観評価と相関する脳部位としては、右側扁桃体が抽出された。動物およびヒトの研究の両方から、情動に関する記憶に扁桃体が関与していること及び、恐怖と不安と関係があると報告されている [8]、[9]。特に右扁桃体の活動は、恐怖情動に関与することが報告されている [10]。本部位は不協和音音楽 [11]、[12] や不快な画像 [13] への応答に関与していることが知られている。

また、中心前回の活動が「覚醒感」の強度と関係していた。本領域は、一次運動野の一部であり、身体運動の実行、計画に関与していることで知られている。また、本領域は、作業記憶課題における覚醒感と関連するとの報告がある [14]。

既存の研究では、主に情動の種類と脳活動に関連付けを行なうことが多かった。具体的には2種類の情動に関する脳活動をその活動量の差分より求める研究が主であった。しかし、今回の研究で、ラッセルの円環モデルを構築する軸の種類及び、その強度と関連する脳部位を探索することで、情動の種類だけでなく、その強度に関連する脳部位である可能性があることを示すことができた。本結果により、今回抽出された脳部位の活動を計測することで、視覚刺激により想起される情動の種類及び、その強度を予測できる可能性を示唆することができた。

3.5. 結論

本研究では、視覚刺激の及ぼす情動の種類とその強度に関連する脳部位の探索を行なった。その結果、「快適感」の強度は側頭極上側頭回部（左）、「不快感」の強度は扁桃体（右）、「覚醒感」の強度は中部帯状回（左）、中心前回（左）の活動量と関係する可能性を示すことができた。しかし、これらの脳部位は検定の際に多重比較補正を行わずに抽出された部位であるため、推測の域を出ない。今後は本部位に対してROI解析を行う等のより詳細な解析が必要である。

これら脳部位は、各情動に関連する先行知見はあるものの、これらの情動を強く想起した際に活動量が増加することは示されていなかった。本研究結果により、本脳部位に着目することで、情動の種類だけでなく強度まで推測できる可能性があることを明らかにした。

参考文献

- [1] Chanel G., Kronegg J., Grandjean D., and Pun T., Emotion assessment: Arousal evaluation using EEG's and peripheral physiological signals. *Multimedia Content Representation, Classification and Security*, 530-537, (2006).
- [2] Müller J. L., Sommer M., Wagner V., Lange, K, Taschler H., Röder C. H., and Hajak G., Abnormalities in emotion processing within cortical and subcortical regions in criminal psychopaths: evidence from a functional magnetic resonance imaging study using pictures with emotional content. *Biological Psychiatry*, 54(2), 152-162. (2003).
- [3] Tzourio-Mazoyer N., Landeau B., Papathanassiou D., Crivello F., Etard O., Delcroix N., and Joliot M. Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain. *Neuroimage*, 15(1), 273-289, (2002)..
- [4] Tsukiura T., Namiki M., Fujii T., and Iijima T., Time-dependent neural activations related to recognition of people's names in emotional and neutral face-name associative learning: an fMRI study. *Neuroimage*, 20(2), 784-94. (2003).
- [5] Amaral D. G., The amygdala, social behavior, and danger detection. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1000(1), 337-347, (2003).
- [6] Dellacherie D., Hasboun D., Baulac M., Belin P., and Samson S., Impaired recognition of fear in voices and re-duced anxiety after unilateral temporal lobe resection. *Neuropsychologia*, 49(4), 618-629, (2011).
- [7] Dolcos F., LaBar K. S., and Cabeza R., Dissociable effects of arousal and valence on prefrontal activity indexing emotional evaluation and subsequent memory: an event-related fMRI study. *Neuroimage*, 23(1), 64-74, (2004).
- [8] Davis M., The role of the amygdala in fear and anxiety. *Annual Review of Neuroscience*, 15(1), 353-375, (1992).

- [9] Davis M., Rainnie D., and Cassell M., Neurotransmission in the rat amygdala related to fear and anxiety. *Trends in Neurosciences*, 17(5), 208-214, (1994).
- [10] Baker K. B., and Kim J. J., Amygdalar lateralization in fear conditioning: evidence for greater involvement of the right amygdala. *Behavioral Neuroscience*, 118(1), 15, (2004).
- [11] Gosselin N., Samson S., Adolphs R., Noulhiane M., Roy M., Hasboun D., and Peretz I. Emotional responses to unpleasant music correlates with damage to the parahippocampal cortex. *Brain*, 129(10), 2585-2592, (2006).
- [12] Khalfa S., Guye M., Peretz I., Chapon F., Girard N., Chauvel P., and Liégeois-Chauvel C., Evidence of lateral-ized anteromedial temporal structures involvement in musical emotion processing. *Neuropsychologia*, 46(10), 2485-2493. (2008).
- [13] Lane R. D., Reiman E. M., Bradley M. M., Lang P. J., Ahern G. L., Davidson R. J., and Schwartz G. E., Neuroanatomical correlates of pleasant and unpleasant emotion. *Neuropsychologia*, 35(11), 1437-1444, (1997).
- [14] Mather, M., Mitchell, K. J., Raye, C. L., Novak, D. L., Greene, E. J., and Johnson, M. K., Emotional arousal can impair feature binding in working memory. *Journal of cognitive neuroscience*, 18(4), 614-625. (2006).

第4章 聴覚刺激の及ぼす情動の種類と強度に関連する 脳部位の探索

本章では、聴覚刺激を用いた情動の種類と強度に関連する脳部位について探索を行なった。本検討を行なうに当たり、刺激として用いる楽曲の選定実験を実施後、選定された楽曲を用いて fMRI による検討を行なった。本章ではそれぞれの実験系及びその結果について述べる。

4.1. 実験目的

本実験は、fMRI を用いて情動の種類及び強度と関連する脳部位を抽出することを目的とした。視覚刺激と同様に、聴覚の及ぼす情動の種類のみに着目し、脳活動を抽出した実験は多く実施されているが、その強度まで着目した実験は少ない。今回は、情動の強度が増大するにつれ、活動量の増加する脳部位を探索した。

第3章のように、標準的な情動刺激セットの楽曲版が無かったため、まず、Experiment 1 で用意した 60 曲から 20 曲を抽出し、楽曲セットの構築を行った。Experiment 2 では作成された楽曲セットを用いて、MRI 内での脳部位を探索した。

4.2. 楽曲の選定実験 (Experiment 1)

4.2.1 実験系

被験者は計 26 名(男性 22 名、女性 4 名、年齢 24-57 歳、平均年齢 39.7 歳、SD 10.1) に対して評価を行った。60 曲はプロのサウンドエンジニアによって、様々な情動を想起する楽曲が選ばれた。各楽曲は約 30 秒程度であり、ヴォーカルを含めない楽曲を選択した。被験者は計 60 曲の楽曲 (約 30 秒) を聴取後に自身の情動を SD 法による評価で回答した。SD 法に用いた評価項目は、過去に行われた研究を参考に[1] 「楽しい-悲し

い」、「勢いのある-落ち着いた」などの計 19 項目の形容詞対を用いて、各 7 段階の評価を実施した(Fig4.1)。楽曲の音量は被験者が各自が最適と感じる音量レベルに調整させ、聴取させた。被験者は音楽視聴中の評価を禁止させ、自身が感じた情動の通りに評価を行うよう事前に教示した。評価は被験者が自由に休憩を挟んで評価を行った。楽曲は被験者ごとにランダムな順番で呈示し、評価を行わせた。

	非常に	かなり	やや	ない	どちらでも	やや	かなり	非常に
1 陰気な								陽気な
2 静かな								にぎやかな
3 さめた								熱い
4 平凡な								刺激的な
5 暗い								明るい
6 泣ける								笑える
7 無感動な								感動的な
8 弱弱しい								力強い
9 リラックス								緊張
10 しんみりした								うきうきした
11 悲しい								楽しい
12 スローテンポの								アップテンポの
13 安心								不安
14 覚醒する								鎮静する
15 快適な								不快な
16 軽量感のある								重量感のある
17 ありきたりな								新鮮な
18 落ち着いた								勢いのある
19 安らぎ								恐れ
20 穏やかな								激しい

Fig.4.1 SD 法による主観評価用紙

4.2.2 結果、考察

全被験者の主観評価結果に対して、相関行列による主成分分析を実施した。その因子負荷量の結果を Table.4.1 に示す。累積寄与率は第 2 主成分まででは 64%であり、第 3 主成分まで含めると 71%であった。第 1 主成分には「うきうきした」、「にぎやかな」、「アップテンポの」などの快適感と覚醒感の双方を説明する因子が主に抽出された。第 2 主成分には「緊張」、「恐れ」、「不安」など、不快感と覚醒感の双方を説明する因子が主に抽出された。第 3 主成分では、「新鮮な」、「刺激的な」など、新しさに関する因子が主に抽出された。今回は、快適感と覚醒感に関連する第 1 主成分と第 2 主成分を用いてラッセルの環状円環モデルを構築した。具体的には、第 1 主成分を y 軸、第 2 主成分を x 軸の負の方向に配置し、構築された空間を原点を軸として 26.1°C回転させる[2]ことで、「不快な-快適な」を x 軸、「鎮静する-覚醒する」を y 軸に最も近くなるよう、空間を構築した。回転を行なった後の、形容詞対の配置を Fig.4.2 に示す。「楽しい」が第 1 象限、「リラックス」が第 4 象限に位置している点や、その他の項目についても Fig. 4.2 に示した Russell の環状円環モデルと同様の箇所に配置されていることが確認できる。よって、本空間内に評価された曲を配置することで、Russell の円環モデルと同様の空間での評価が行えると考えた。本空間を用いて計 60 の楽曲の評価値の平均値を配置したものを Fig4.3 に示す。第 1 象限に位置する楽しい楽曲、第 2 象限に位置する怖い楽曲、第 3 象限に位置する悲しい楽曲、第 4 象限に位置する安らぐ楽曲と位置づけ、各象限内で異なる楽器を使用した楽曲を計 5 曲抽出し、MRI 内で使用する楽曲とした(Fig.4.3, 黒点),(Table.2)。なお、全体の傾向として、テンポの速い曲は覚醒感の高い情動である「楽しい」、「怖い」情動を想起し、テンポの遅い曲は「悲しい」、「安らぐ」情動を想起させることが確認された。また、長調の曲は快適感が高い情動である「楽しい」、「安らぐ」をさせ、短調の曲は快適感が低く「悲しい」、「怖い」情動を想起させる傾向にあることが確認できた。

Table.4.1 因子負荷量の結果

SD scale		Factor		
English	Japanese	Component 1	Component 2	Component 3
Merry-Solemn	うきうきした-しんみりした	0.86	-0.15	-0.13
Lively-Quiet	にぎやかな-静かな	0.86	0.16	-0.13
Uptempo-Slowtempo	アップテンポの-スローテンポの	0.85	0.16	-0.10
Happy-Sad	楽しい-悲しい	0.78	-0.42	-0.01
Momentum-Peace	勢いのある-落ち着いた	0.77	0.41	-0.11
Cheerful-Dismal	陽気な-陰気な	0.74	-0.51	-0.04
Bright-Dark	明るい-暗い	0.72	-0.55	-0.07
Laughable-Cry	笑える-泣ける	0.70	-0.16	-0.23
Aroused-Sleepy	覚醒する-鎮静する	0.68	0.45	-0.12
Hot-Cool	熱い-さめた	0.65	0.05	0.28
Fierce-Soft	激しい-穏やかな	0.64	0.57	-0.04
Powerful-Weak	力強い-弱弱しい	0.54	0.35	0.36
Fear-Calm	恐れ-安らぎ	-0.01	0.87	-0.18
Tension-Relax	緊張-リラックス	0.11	0.87	-0.12
Anxiety-Ease	不安-安心	-0.16	0.86	-0.19
Unpleasure-Pleasure	不快な-快適な	-0.26	0.76	-0.32
Heavy-Light	重量感のある-軽量感のある	-0.34	0.57	0.39
Exciting-Mundane	刺激的な-平凡な	0.48	0.49	0.42
Fresh-Predictable	新鮮な-ありきたりな	0.37	0.22	0.60
Contribution rate		0.38	0.64	0.71

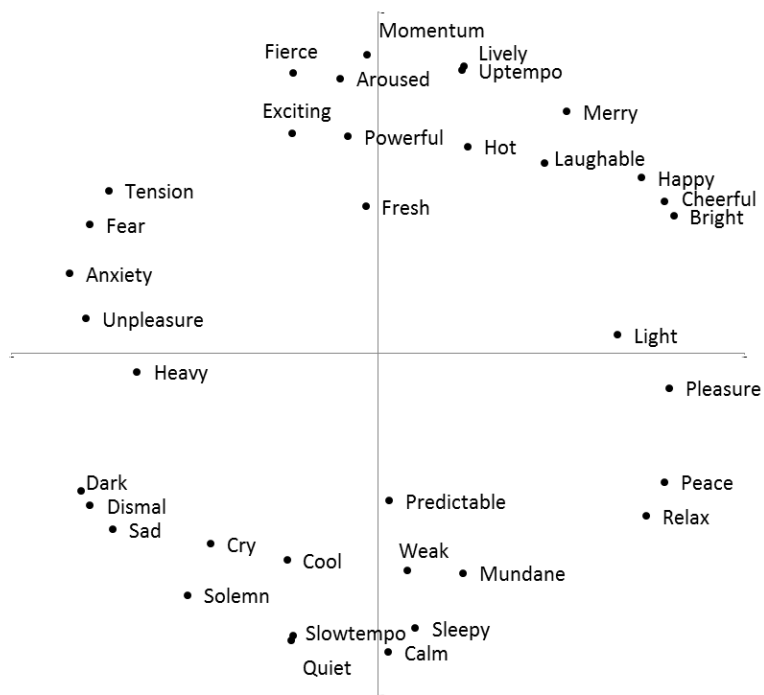


Fig.4.2 主成分分析により構成された空間

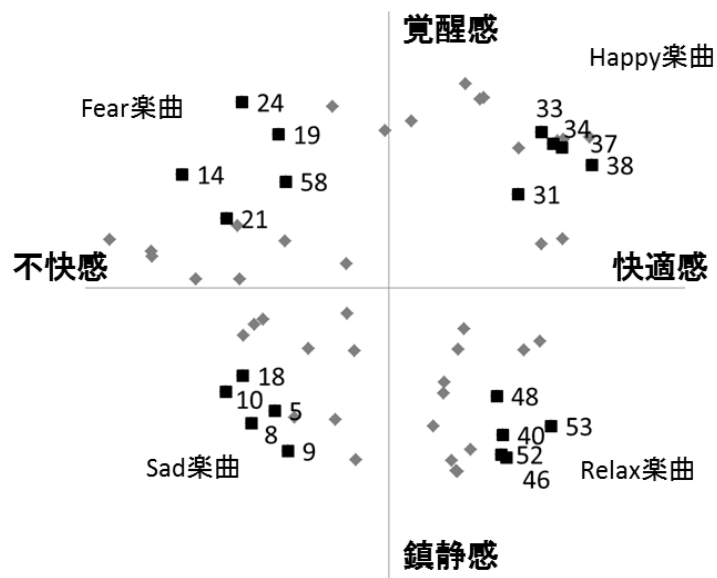


Fig.4.3 全 60 曲の配置

(黒点: MRI 実験で使用した 20 曲)

Table.4.2 抽出された 20 曲

Music No	Emotion Type	Music Title	Tempo	Tonality	Instrument
31	Happy	All wrapped up	128	C Major	organ, sax, drum, bass
33	Happy	SAMBA de Koisite	118	D Major	saxophone, drum, bass
34	Happy	Garden Party	120	D Major	trumpet, drum, bass
37	Happy	FESTA!!	118	D Major	guitar, percussion
38	Happy	Tijuana Taxi	102	F Major	trumpet, drum, guitar
5	Sad	Cancer	87	D minor	piano
8	Sad	Tuioku	51	A minor	cello, strings
9	Sad	Naval	90	D minor	piano
10	Sad	Solitude	85	G minor	strings, bass
18	Sad	Inside Elevation	78	D minor	accordion, synthesizer
40	Calm	Captain's café	88	C Major	ukulele, guitar, bass
46	Calm	Emma	67	F Major	piano
48	Calm	Soothing	90	F Major	synthesizer, guitar, bass
52	Calm	Olema Waltz	85	D Major	piano, strings
53	Calm	GendouNoSekai	70	C Major	harp, synthesizer, strings
14	Fear	Half Day	73	Atonal	synthesizer
21	Fear	Disc Wars	82	D minor	synthesizer, timpani
58	Fear	Weird and Scary	110	A ♭ minor	synthesizer
24	Fear	False Awakening Suite	133	D minor → F minor	bass
19	Fear	High Volume	171	C minor	synthesizer, drum

4.3. MRI 実験 (Experiment 2)

4.3.1. 実験系

Experiment 1 で抽出された計 20 の楽曲を fMRI 内で耳栓を装着した被験者に対し、MRI 対応の非磁性ヘッドホン(株式会社清原工学製)を用いて視聴させた(Fig.4.4)。被験者は全員、Experiment1 とは異なる被験者を対象とし、聴覚に障害歴の無い、右利きの男女計 20 名(男性 18 名、女性 2 名、年齢は 22-55 歳、平均年齢は 31.3 歳、SD 10.7)とした。実験の冒頭では、実験概要、安全確認、被験者の権利について十分に説明を行い、同意を得たうえで実験を行った。実験はブロックデザインによって構成され、ソフトウェア「Presentation」(Neurobehavioral Systems, Ltd.)を用いて設計、提示された。被験者は 30 秒間の安静の後、MRI 内でランダムに呈示される 30 秒間の楽曲をヘッドホンから聴取し、その後、12 秒以内で自身が想起した情動について主観評価を行った(Fig.4.5)。主観評価はプロジェクターを用いてスクリーンに投影され、MRI 対応のボタン(Package

904: Current Designs, Inc.)を用いて評価を行なった。主観評価項目は、被験者の負担を考慮し、Experiment1でも使用した「悲しい」⇔「楽しい」、「怖い」⇔「安らぐ」の2つの項目を11段階のVAS法を用い評価した。実験は2回のトライアルに分けて行い、計20曲の情動刺激音楽に対して評価を行った。

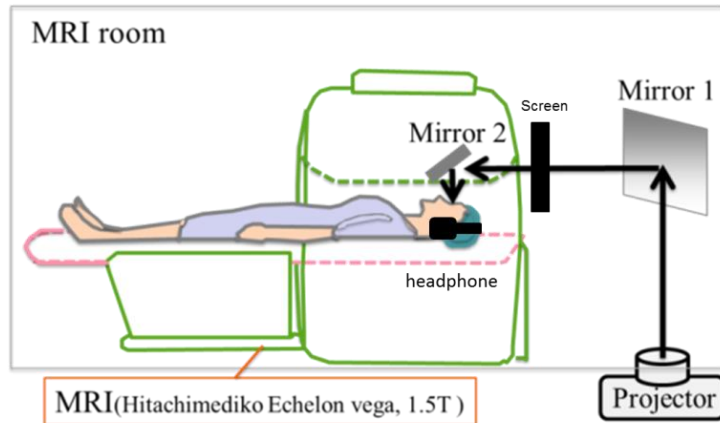


Fig.4.4 実験環境

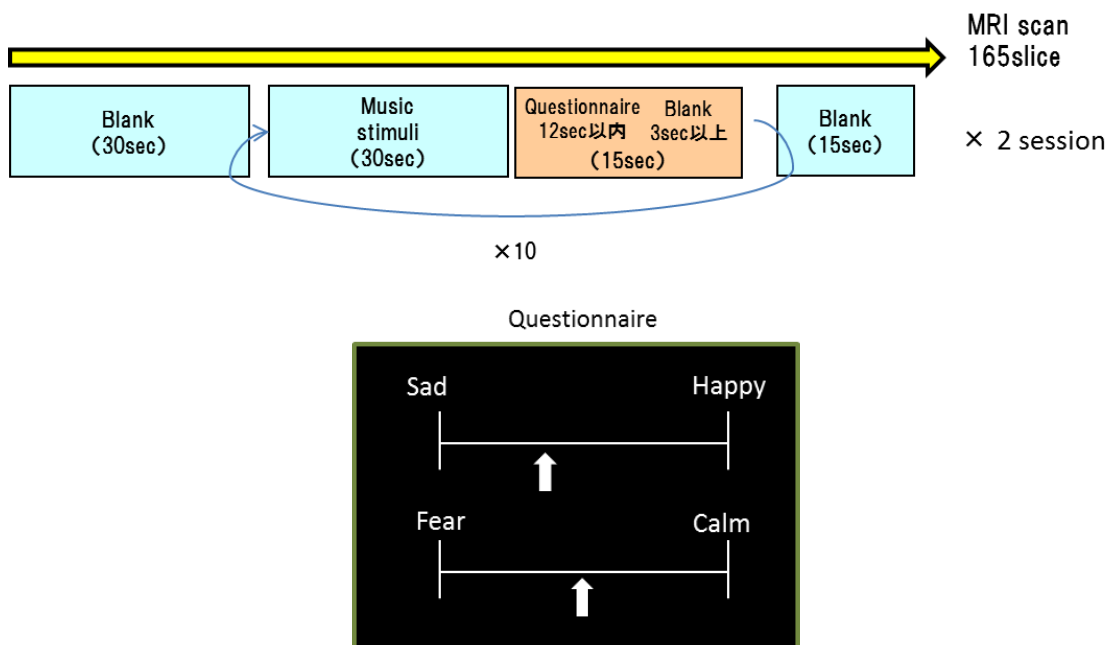


Fig.4.5 実験プロトコル

4.3.2. MRI 計測条件

1.5T の MRI 装置 (Echelon Vega: 日立メディコ) を用いて実験中にスキャンを行った。被験者はスキャナーに仰向けの姿勢で横になり、計測した。体動や MRI の振動が体へ伝わることを防止するため、腕及び足と MRI の間にクッションを設置した。スキャンは echo-planar imaging (EPI) sequence (TR 3000ms; flip angle 90°) を行ない、全脳を対象に 27 スライスにすることで、(field of view 192mm; thickness 5mm) BOLD 信号を取得した。

4.3.3. MRI データの解析

被験者のうち、撮像中の頭の動きが 2.5mm 以上生じた 2 名を解析対象から除外し、計 18 名(男性 17 名、女性 1 名、年齢は 22-55 歳、平均年齢は 31.3 歳、SD 11.2)の被験者を対象に解析を行った。解析はソフトウェア MATLAB2012b (The MathWorks, Natick, MA) と SPM12 (Wellcome Department of Cognitive Neurology, London) を用いて実施した。被験者ごとに体動補正、時間補正、標準脳への変形を実施した後、7mm のガウシアンカーネルフィルターを適応して、測定画像データの統計解析を行った。まず、聴覚野の活動を確認した後 ($p < 0.05$, FWE-corrected)、parametric modulation を用いて、アンケートより得られた評価値に応じて BOLD 信号が増減する脳部位の探索を行った。本探索では、全脳を対象に peak-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)、cluster-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)、多重比較補正無し ($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$) の 3 種類の検定を行った。

4.4. 結果

Fig. 4.6 に使用した 20 楽曲における Exp. 1 と Exp. 2 の評価値を比較した図を示す。「悲

「楽しい-楽しい」では $R^2=0.9527$ 、「怖い-安らぐ」では $R^2=0.9574$ となり、Exp. 1 での各楽曲で想起した情動とほぼ同様の情動を Exp. 2 でも想起していることを確認することができた。

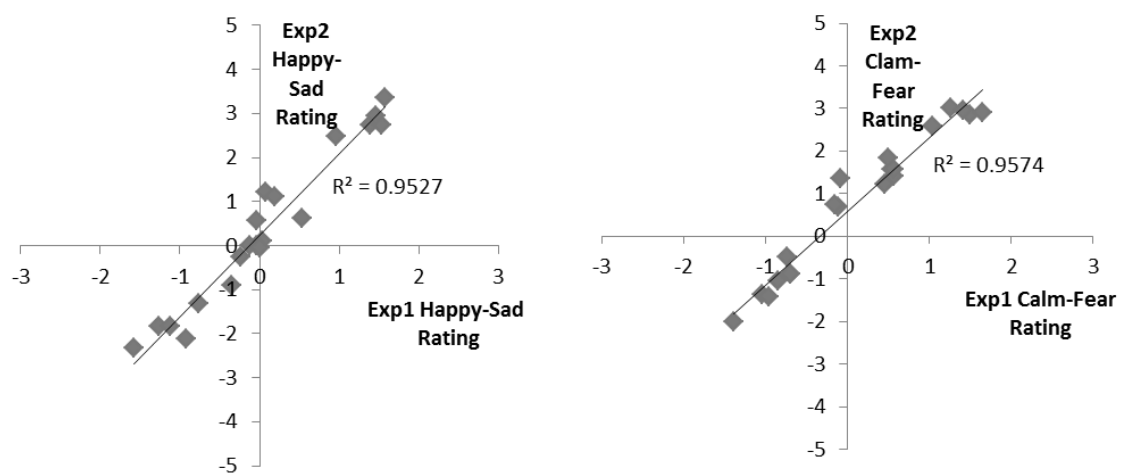


Fig.4.6 Exp. 1 Exp. 2 における主観評価の比較

18名の解析対象者において情動喚起画像で賦活した部位を Fig.4.7-4.10 に示す。いずれの楽曲においても、聴覚野の活動が確認された。特に下前頭葉眼窩部、上側頭回の活動が全ての情動刺激に対して確認された。

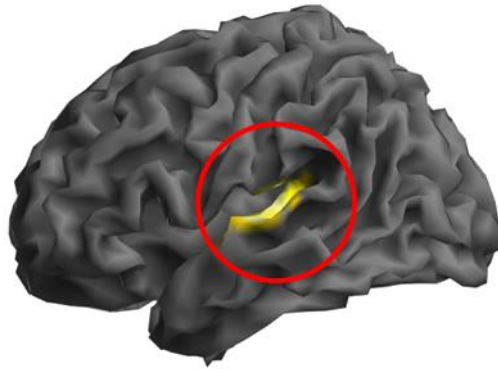


Fig.4.7 Happy 楽曲提示時の脳活動 (赤円: 聴覚覚野)

($p < 0.05$, FWE-corrected)

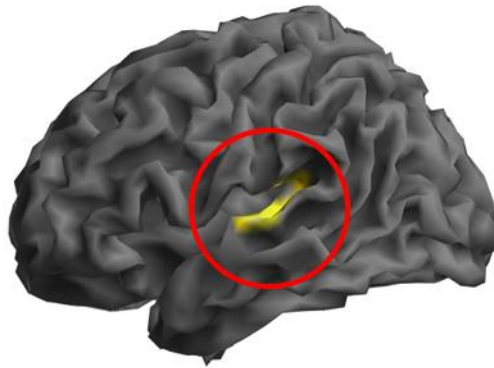


Fig.4.8 Sad 楽曲提示時の脳活動 (赤円: 聴覚覚野)

($p < 0.05$, FWE-corrected)

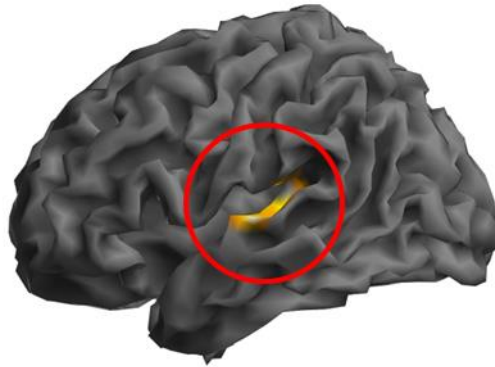


Fig.4.9 Fear 楽曲提示時の脳活動 (赤円: 聴覚覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

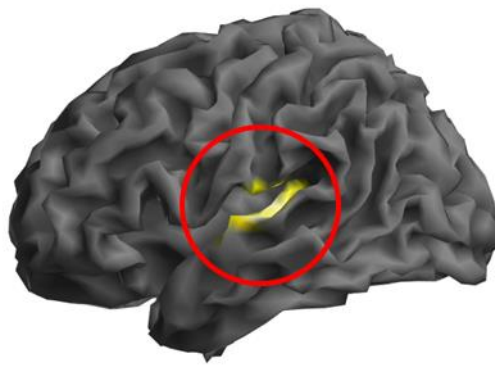


Fig.4.10 Calm 楽曲提示時の脳活動 (赤円: 聴覚覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

Table.4.3 にアンケートで得られた「楽しい」、「悲しい」、「安らぐ」、「怖い」の強度に応じて活動量の増加する脳部位と Automated Anatomical Labeling (AAL)[3]における脳領域を示す。なお、peak-level corrected、cluster-level corrected の双方で有意な脳部位を抽出することができなかつたため、多重比較補正無し($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)の結果を示した。「楽しい」の評価値の増加に伴い活動量が増加する可能性のある脳部位としては、角回 (左)、鳥距溝 (左)、尾状核 (左)、小脳 第 IV/V 半球小葉 (左)、中部帯状回 (左)、後部帯状回 (左)、楔前部 (左)、上側頭回 (左)、上側頭回 (左)、視床 (左) が抽出された。「悲しい」の評価値と関連する可能性のある脳部位としては、視床 (左) が抽出された。「怖い」の評価値と関連する脳部位としては、扁桃核 (右)、島皮質 (右)、島皮質 (右)、ローランド溝弁蓋 (右)、下前頭葉三角部 (左)、中前頭回 (右)、下前頭葉三角部 (右)、上前頭回眼窩内側部 (右)、中前頭回 (右)、島皮質 (左)、舌状回 (右)、海馬傍回 (右)、楔前部 (左)、直回 (左)、ローランド溝弁蓋 (右)、補足運動野 (右)、上側頭回 (左)、視床 (左)、小脳虫部 第 IV/V 小葉が抽出された。「安らぐ」の評価値と関連する可能性のある脳部位は、抽出することができなかつた。(Fig.4.11)。

Table.4.3 情動強度に応じて活動量の増加する可能性のある脳部位

($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)

Emotion	Brain region	MNI coordinates			k	BA	Z value	T	p(unc)
		x	y	z (mm)					
HAPPY	Angular_L	-42	-58	24	4	39	3.19	3.85	0.0007
	Calcarine_R	2	-64	16	4	31	3.15	3.78	0.0008
	Cingulum_Mid_L	-2	-12	40	3	24	3.23	3.92	0.0006
	Cingulum_Post_L	-2	-38	24	3	23	3.13	3.74	0.0009
	Precuneus_L	-12	-40	2	9		3.36	4.13	0.0004
	Temporal_Sup_L	-44	-6	-10	6	21	3.37	4.15	0.0004
	Temporal_Sup_L	-46	-34	16	11	41	3.28	4.00	0.0005
SAD	Thalamus_L	-12	-20	14	7		3.15	3.75	0.0008
FEAR	Amygdala_R	24	2	-16	11	34	3.28	4.12	0.0005
	Insula_R	34	-8	14	92		4.07	5.80	0.0000
	Insula_R	36	2	14		13	3.68	4.90	0.0001
	Rolandic_Oper_R	44	-6	12		13	3.31	4.18	0.0005
	Frontal_Inf_Tri_L	-34	32	12	5	46	3.32	4.20	0.0004
	Frontal_Mid_R	40	26	20	34	46	3.39	4.32	0.0004
	Frontal_Inf_Tri_R	48	28	20		46	3.29	4.14	0.0005
	Frontal_Med_Orb_R	6	54	-8	3	10	3.45	4.44	0.0003
	Frontal_Mid_R	26	48	26	11	10	3.64	4.82	0.0001
	Insula_L	-36	10	6	12	13	3.54	4.62	0.0002
	Lingual_R	18	-36	-4	40	30	3.50	4.54	0.0002
	ParaHippocampal_R	20	-14	-22	22	28	3.32	4.19	0.0005
	Precuneus_L	-8	-52	18	13	30	3.76	5.07	0.0001
	Rectus_L	-18	12	-16	6	47	3.48	4.49	0.0003
	Rolandic_Oper_R	50	6	14	19	44	3.65	4.83	0.0001
	Supp_Motor_Area_R	14	-6	70	3	6	3.16	3.90	0.0008
Temporal_Sup_L	-58	-6	0	4	22	3.19	3.95	0.0007	
Thalamus_L	-14	-30	8	5		3.28	4.11	0.0005	
Vermis 4 5	-2	-46	-4	16		3.34	4.23	0.0004	
CALM	no region								

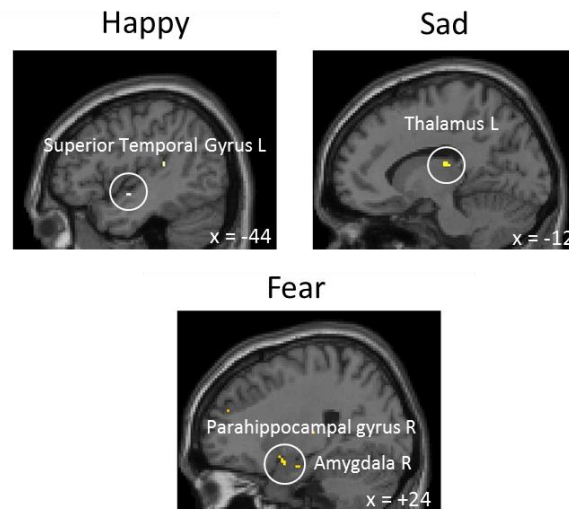


Fig.4.11 音楽聴取によって想起した情動の強度に応じて活動量の増加する可能性のある脳部位の例

4.5. 考察

Experiment1 では、計 19 項目の SD 評価法によるアンケートを使用し、主成分分析を適応した。その結果、第 1 主成分には快適感と覚醒感に関連する因子、第 2 主成分には不快感と覚醒感に関連する因子が抽出された。多くの研究では、快適感と覚醒感が第 1 主成分、第 2 主成分として抽出されているが、今回はこれらが混ざったものが因子として抽出された。その理由として、主成分分析が第 1 主成分にデータの分散が最も大きくなる方向に定め、第 2 主成分は第 1 主成分と直行関係にありかつ、ばらつきの大きい軸を定める性質がある点に起因する。今回用意したデータは快適感と覚醒感に関連する因子において、最も分散が大きかったため、快適感と覚醒感の混ざった成分が第 1 主成分として抽出され、次に不快感と覚醒感が混ざった成分が抽出されていた。そこで、「不快な-快適な」を x 軸、「鎮静する-覚醒する」を y 軸に最も近くなるよう回転を適応した。その結果、ラッセルの環状円環モデルと同様の空間を構築することができた。本空

間上に評価された楽曲を配置することで、楽しい、悲しい、安らぐ、怖いに該当する音楽をより正確に分類することができた。なお、Experiment2 では、各象限内から使用楽器の異なる計 5 曲を抽出した。Experiment2 では、被験者への負担も考慮して、Experiment1 の一部の主観評価である、使用したものの、「悲しい-楽しい」、「怖い-安らぐ」の双方において、 $R^2 > 0.95$ であったことから、MRI 内においても、Experiment1 で想起した情動を再現していたことを確認することができた。

Experiment2 には、各情動刺激に対して、聴覚野の活動が確認された。特に下前頭葉眼窩部、上側頭回の活動が全ての情動刺激に対して確認された。頭葉眼窩部は思考や判断と関係がある脳部位であり、上側頭回は音の感覚や、音声言語処理、コミュニケーションなどに関連する部位である。本結果により、全情動刺激楽曲に対して情動の想起や判断が行われていることが確認された。

また、関連脳部位の結果としては、「楽しい」の評価が高いほど superior temporal gyrus(上側頭回)の活動量が増加する傾向が確認された。本部位は一般的に音の感覚や音声言語処理、コミュニケーションと関連されることで知られている。また、本部位は Happy>Neutral の条件では有意に活動量が増加することが知られており [4,5]、今回本部位に着目することによって、自身の楽曲に対する楽しさの評価ができる可能性が示唆された。

「悲しい」の評価値がと関連する部位として、左側視床が抽出された。本部位は感覚情報の脳への中継点。睡眠などの覚醒度の制御を行なう部位として知られている。本部位は、Sad>Neutral の条件で、有意に賦活することが知られている [5]。また、興味深いことに、悲しい表情と脳活動の関係を調査した 105 個のニューロイメージング研究のメタアナリシス解析の中で一貫して抽出された数少ない部位であった [6]。この一貫した反応は視覚刺激、聴覚刺激に対する基本的な情動がクロスモーダルである可能性が示唆される [7]。

「怖い」の評価値と関連ある脳部位で抽出された。島皮質は、痛みや内臓感覚や不快感などの感覚処理や、飢餓や渴望などの衝動にも関わると言われている。また、島皮質は恐怖画像と音楽の組み合わせによっても活動するという報告がある[8]。また、同様に抽出された扁桃核は感情の反応と記憶に関わることが知られており、特に今回抽出された右側扁桃核は恐怖に関連するという報告がされている[9]。また、扁桃核以外にも抽出された海馬傍回は学習や記憶と関係しており[10-15]、不協和音によって活動量が増加することが知られている[16,17]。また、不快画像を見せた際にも賦活するとの報告がある[18]。さらに、これらの部位は扁桃核と強く結合していることから、情動に関係のある部位だと考えられている[19]。

従来の研究から、各情動にはそれぞれ対応した脳部位の活動があると想定されていた。そして、音楽を用いた研究では、上記に挙げたような脳部位が情動間の比較もしくは、Neutral な情動と活動量において優位差がある部位として抽出されてきた。しかし、今回の実験結果から、これらの部位は情動の種類だけでなく、その強度に応じて活動量が増加する可能性のある部位であることを示すことができた。

4.5. 結論

Exp1 では、計 60 曲の主観評価結果を用いることで、ラッセルの円環モデルと同質の空間を構築し、楽曲が及ぼす情動を評価することができた。また、それらの楽曲のうち、20 曲を選定し、MRI 内で聴取させることで、同様の情動を想起していたことを確認することができた。また、20 の楽曲に対して、情動の強度と活動量の相関する脳部位を探索した結果、情動との関連が報告されている脳部位は、「楽しい」では上側頭回、「悲しい」では左側視床、「怖い」では島皮質、右側扁桃核、海馬傍回が賦活する可能性があることが確認できた。しかし、これらの脳部位は検定の際に多重比較補正を行わずに抽出された部位であるため、推測の域を出ない。今後は本部位に対して ROI 解析を行

う等のより詳細な解析が必要になると考える。

本実験によって抽出された部位は情動の種類だけでなく、その強度に応じて活動量が増加する可能性がある部位であることを確認することができた。今後は、これらの脳部位の活動量に着目することで、音楽に対する情動の定量化技術の可能性について探索していく。

参考文献

- [1] 杉原太郎, 森本一成, 河村知典他, 若年層向け音楽感性検索システムに使用するための感性語選択, *感性工学研究論文集*, (2005).
- [2] 林邦好, 富田誠, 田中豊, 主成分分析における軸の回転について, *計算機統計学*, (2006).
- [3] N. Tzourio-Mazoyer, B. Landeau, D. Papathanassiou, F. Crivello, O. Etard, N. Delcroix, B. Mazoyer, and M. Joliot., Automated Anatomical Labeling of Activations in SPM Using a Macroscopic Anatomical Parcellation of the MNI MRI Single-Subject Brain. *NeuroImage*. 15, 273-289, (2002).
- [4] Martina T. Mitterschiffthaler, Cynthia H.Y. Fu, Jeffrey A. Dalton, Christopher M. Andrew and Steven C.R. Williams, A functional MRI study of happy and sad affective states induced by classical music, *Human Brain Mapping*, 28, 11, 1150-1162, (2007).
- [5] Elvira Brattico, Vinoo Alluri, Brigitte Bogert, Thomas Jacobsen, Nuutti Vartiainen, Sirke Nieminen and Mari Tervaniemi, A functional MRI study of happy and sad emotions in music with and without lyrics, *Front. Psychol.*, (2011).
- [6] Fusar-Poli,P., Placentino,A., Carletti, F, Landi,P., Allen,P., Surguladze, S., Benedetti,F, Abbamonte,M., Gasparotti,R.,Barale,F., Perez,J., McGuire,P.,and Politi,P. Functional atlas of emotional faces processing: a voxel-based meta-analysis of 105 functional magnetic resonance imaging studies. *J. Psychiatry Neurosci.*, 34, 418-432. (2009).
- [7] Koelsch,S. Towards a neural basis of music-evoked emotions. *TrendsCogn.Sci.*, 14, 131-137. (2010).
- [8] Baumgartner, T. et al., The emotional power of music: how music enhances the feeling of affective pictures. *Brain Res.*, 1075, 151–164, (2006).
- [9] Baker, Kevin B., Kim, Jeansok J., Amygdalar Lateralization in Fear Conditioning: Evidence

- for Greater Involvement of the Right Amygdala, *Behavioral Neuroscience*, (2004).
- [10] Zola-Morgan, S., Squire, L. R., Amaral, D. G. and Suzuki, W. A. Lesions of perirhinal and parahippocampal cortex that spare the amygdala and hippocampal formation produce severe memory impairment., *J. Neurosci.* 9, 4355-4370, (1989).
- [11] Bunsey M, and Eichenbaum H., Critical role of the parahippocampal region for paired-associate learning in rats. *Behav. Neurosci.*, 107, 740-747, (1993).
- [12] Aguirre, G. K., Detre, J. A., Alsop, D. C. and D'Esposito, M., The parahippocampus subserves topographical learning in man., *Cereb. Cortex*, 6, 823-829 (1996).
- [13] Sammler, D. et al. Music and emotion: electrophysiological correlates of the processing of pleasant and unpleasant music. *Psychophysiology*, 44, 293–304, (2007).
- [14] Ball, T. et al. Response properties of human amygdala subregions: evidence based on functional MRI combined with probabilistic anatomical maps. *PLoS One*, 3, e307, (2007).
- [15] Blood, A.J. et al., Emotional responses to pleasant and unpleasant music correlate with activity in paralimbic brain regions. *Nat. Neurosci.*, 2, 382-387, (1999).
- [16] Gosselin, N. et al., Emotional responses to unpleasant music correlates with damage to the parahippocampal cortex. *Brain*, 129, 2585–2592, (2006).
- [17] Khalifa, S. et al., Evidence of lateralized anteromedial temporal structures involvement in musical emotion processing. *Neuropsychologia*, 46, 2485–2493, (2008).
- [18] Lane, R. D. et al. Neuroanatomical correlates of pleasant and unpleasant emotion. *Neuropsychologia*, 35, 1437–1444 (1997).
- [19] Stefanacci, L., Suzuki, W. A. and Amaral, D. G. Organization of connections between the amygdaloid complex and the perirhinal and parahippocampal cortices in macaque monkeys. *J. Comp. Neurol.* 375, 552-582 (1996).

第5章 脳波計を用いた脳深部活動の推定

3、4章では、MRIを用いた情動予測の可能性について述べてきた。その一方で、MRIは大型の設備であり、ボア内で計測を行う必要があるため、居住空間内で脳活動に着目した情動の計測を行うことは困難である。そこで、本章では、脳波計を用いてMRIで抽出された情動と関連する脳部位も抽出を目的に検討を行った。

5.1. 実験目的

本実験は、脳波計とMRIの同時計測を行い、MRIで活動した部位を脳波から予測することを目的に検討を行った。特に脳波では、事象関連電位の好みや情動に関連するといわれるP300付近の脳波に着目することで、情動に関連する脳部位の検討を行った。

5.2. EEG/MRI 実験プロトコル

5.2.1 EEG/MRI 実験系

Fig.5.1 に実験環境、Fig.5.2 に実験プロトコルを示す。実験は10分半のセッションを3回繰り返す構成で実施した。各セッションは9秒で構成されるブロックを計66個実施することで構成され、各ブロックでは5種類の情動想起画像(erotic, sad, grotesque, animal, neutral)及び、赤十字画像のいずれかをランダムに提示した。実験中の脳活動はfMRIと脳波計を用いて同時に計測を行った。

各情動画像は3秒間提示され、その後、黒十字画像を提示した。被験者には眼球運動を抑制させるため、極力十字の中心を注視するよう指示した。また、赤十字画像が提示された際に、被験者はボタンを押すように指示した。このような二重課題にすることで、

被験者の眠気を抑制した。

撮像終了後、被験者は自身が各画像によって想起した情動とその強度について快適感、覚醒感をそれぞれ 11 段階で評価するアンケートを実施した。

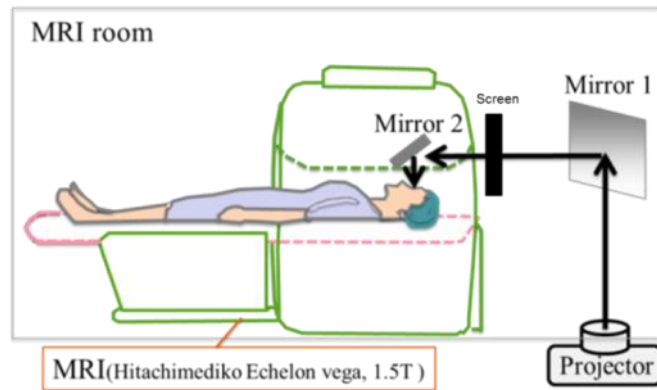


Fig.5.1 実験環境

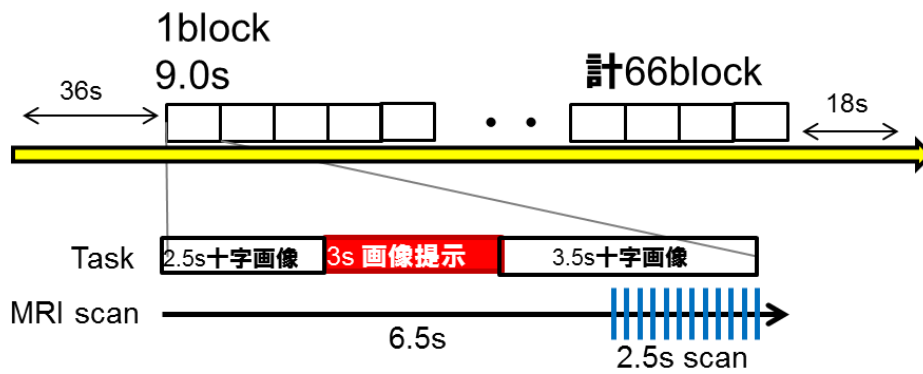


Fig.5.2 刺激提示プロトコルとスキャンタイミング

5.2.2 被験者

実験参加者は両視力 0.4 以上で右利きの 20 代男性 20 名(年齢 21-24 歳、平均年齢 22.5 歳、SD 0.94)を被験者とした。被験者には磁性体を持ち込まないよう、説明を行なった後、インフォームドコンセントを行なった。なお、本実験はヘルシンキ宣言に遵守して行なわれた。

5.2.3 MRI の撮像

MRI は 1.5T の MRI (Echelon Vega: 株式会社日立製作所)を使用した。Gradient (GRA) artifact が混入しないよう、スパース撮像法を用いて計測を行った。スパース撮像法とは、音響分野で発展した技術であり、刺激提示時に一時的にスキャンを停止することで、ノイズに影響されない脳の反応を計測する手法である。今回は、MRI のスキャン中は脳波計に大きなノイズが混入するため、それを除外する目的でスパース撮像法を用いた。なお、刺激提示から 0.1msec 程度で脳波は生じるが、血流変化は約 2 秒ほど送れて生じることが知られている [1]。本研究では、この特性を利用して、撮像時間を 2.5 秒、停止時間を 6.5 秒と設定することで、血流変化の生じるタイミングでのみ MRI のスキャンを行い(TR2.5,TA6.5)、脳波に GRA artifact が混入しないようにした。また、MRI の撮像設定は 27 slices; field of view 192 mm; thickness 5 mm、TR: 3000 ms; flip angle 90° とした。

5.2.4. MRI データの解析

20 名の被験者のうち、2 名の被験者は、grotesque 画像に対して覚醒感が得られなかったと主観評価で回答したため、眠気が大きく正しく情動想起が行われなかったと判断し、解析対象から除外した。18 名の被験者(年齢 21-24 歳、平均年齢 22.6 歳、SD 0.92)を対象に解析を行った。fMRI のデータは SPM12 を用いて解析を行なった。体動補正、時間補正を実施後に、各情動想起画像において、視覚野の活動を確認した($p < 0.05$,

FWE-corrected)。その後、情動に関連する脳部位を探索するため、(erotic >neutral、sad >neutral、grotesque >neutral、relax >neutral) における活動部位を探索した。本探索では、全脳を対象に peak-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)、cluster-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)、多重比較補正無し($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)の3種類の検定を行った。その後、脳領域を AAL[2]を用いて特定した。

5.2.5. 脳波の計測

脳波及び心電の計測は128chを備えた HydroCel GSN (Electrical Geodesics Incorporated) を用いてサンプリングレート 1000Hz で計測を行った。本脳波計は電解質溶液を染み込ませたスポンジ電極を備えており、装着時にスポンジ内の電解質溶液が頭皮まで浸透するため、接触インピーダンスを低下させる処理がほとんど必要ないため、10分以内で装着が完了する点が特徴である。従来の皿電極では、インピーダンスを低下させるため、電極設置部位に対して事前処理(角質層の処理等)を行なった後、ペーストを用いる必要があったが、そのような前処理が本電極では不要のため、大幅な装着時間の短縮が可能となっている。また、磁性体を用いていないため、MRI内で脳波が計測可能である点についても特徴がある。Fig.5.3 に使用した本脳波計の128chの電極と電極の配置を示す。

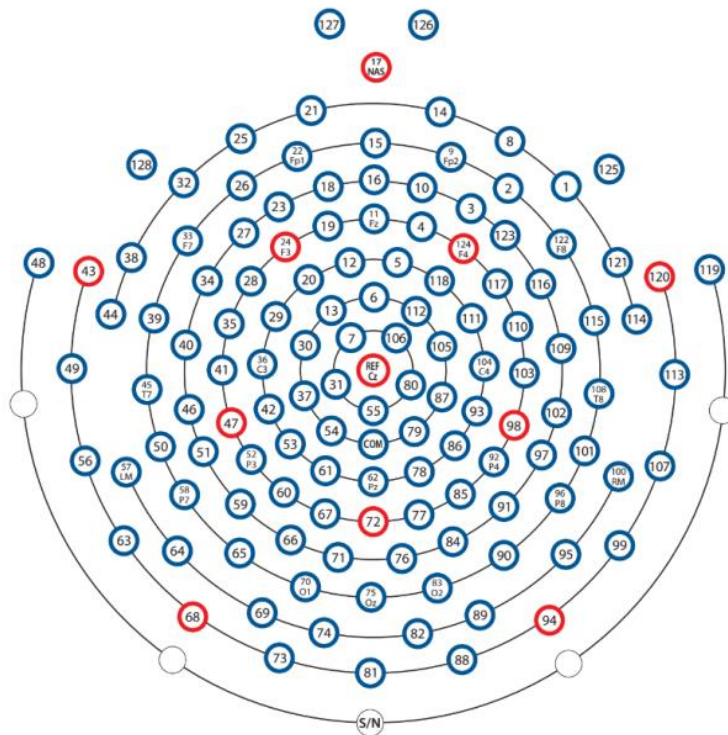


Fig.5.3 HydroCel Geodesic Sensor Net 128-Channel Map

5.2.6. 脳波データの解析

脳波データの解析も、fMRI の解析と同様の 2 名を解析対象から除外することで、行なった。以下に実施した処理を順番を以下に示す。

1. 0.1Hz Highpass Filter
2. ECG データから RRI の検出
3. BCG artifact の除去
→EEGLAB の FMRIB Plug-in を使用し、
RRI を基準に第四主成分以降を採用
4. rsPCA を用いた helium pump artifact 除去
5. Bandpass Filter 0.5~30.0Hz
6. Segmentation
刺激提示タイミングを 0 秒として、-100~800ms を抽出

7. まばたき検出

Max - Min > 4.20 μ V, Window size: 640 ms, moving average 80 ms

8. base line correction

→-100~0ms を baseline に設定

9. 加算平均

→6. まばたき検出されたデータは加算平均対象から除外

10. sLoreta 法による深部活動の推定

まず、計測された 128ch 全ての脳波に対して 0.1Hz の Highpass filter を行なった後、心拍データから MRI スキャンの行われていない区間の RRI を検出した。その際に、スキャン直前、直後には脳波に低周波の混入が見られたため、スキャン終了から 1.5 秒後から、次のスキャン開始から 1.5 秒前までを RRI 検出範囲とした。次に抽出された RRI を基準として、EEGLAB の FMRIB Plug-in を用いて BCG artifact を除去した。FMRIB Plug-in は、University of Oxford Centre for Functional MRI of the Brain (FMRIB)より提供されている無償のプラグインで、主成分分析を用いることで BCG artifact を除去することが可能である[3,4]。今回は第四主成分以降を採用することで、BCG artifact を除去した。その後、rsPCA を用いて全 128 チャンネルのうち、MRI スキャンを含まない時間帯に対して helium pump artifact を除去した[5]。そのデータに対して、0.5~30.0Hz の Bandpass Filter を適用後、刺激提示開始時を 0 秒として、-100~800ms の時間帯をセグメント化を行った。その後、各セグメントに対してまばたきの検出を行い、-100~0ms の平均値を各セグメントの baseline として、提示画像ごとに加算平均を行い、ERP を算出した。なお、まばたきの検出されたセグメントは加算平均対象から除外した。最後に、ソフトウェア Geosource(EGI)を用いて sLoreta 法により 7mm³ のボクセルにおける電流分布の推定を 1ms ごとに行った。その後の集団解析では、全 18 名の被験者を対象に、1msec ごとに情動想起画像(erotic, sad, grotesque, relax 画像)と neutral 画像間の全ボクセルの推定

電流値検定で検定を行ない($p < 0.001$, uncorrected)有意差のあったボクセルを探索した。最後に、その脳領域名を Automated Anatomical Labeling (AAL)[6]を用いて特定した。

5.3. 実験結果

5.3.1 主観評価結果

Fig.5.4 に 5 種類の視覚刺激によって想起された情動の主観評価結果をラッセルの円環モデル上に示す。erotic 画像は快適感が高く、覚醒の高い第一象限に配置され、grotesque 画像は快適感が低く覚醒感の高い第二象限に配置され、sad は快適感が低く、覚醒感の低い第三象限に配置され、animal 画像は快適感が高く覚醒感の低い relax の情動である第四象限に配置されることが確認された。また、neutral 画像については、覚醒感が少し低いものの、最も原点付近に位置していることが確認された。neutral 画像では原点よりも覚醒感が低くなってしまったものの、他の画像では想定通りの象限に配置できたことを確認することができた。

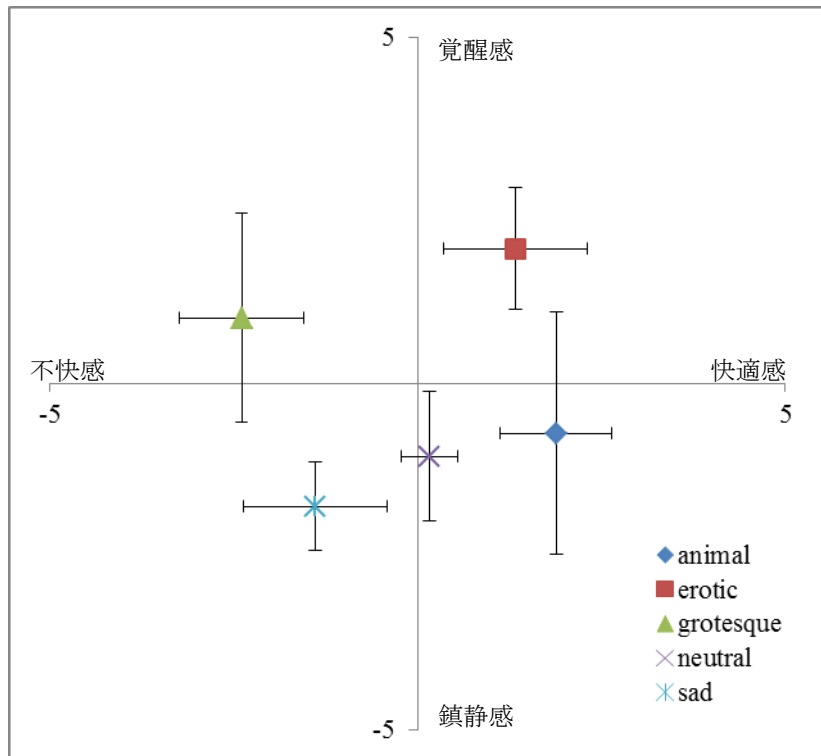


Fig.5.4 画像ごとの主観評価結果
(平均値±標準偏差)

5.3.2 MRI 結果

まずは、MRI/EEG 実験において、正しく視覚野が計測できているか確認した。18名の解析対象者における各情動刺激画像に対して賦活した部位を Fig.5.5-5.8 に示す。いずれの刺激画像においても、視覚野の活動が確認された(図中赤円)。特に楔部の活動が全ての情動刺激に対して確認された。

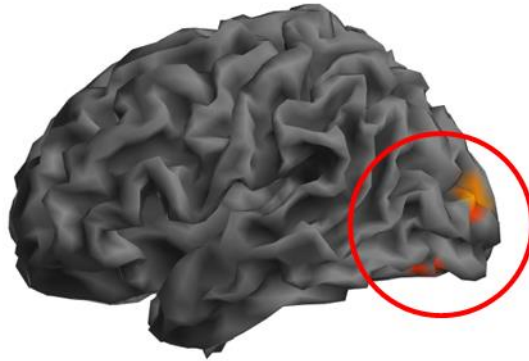


Fig.5.5 erotic 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

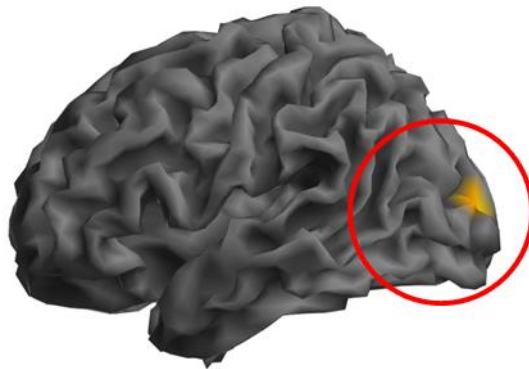


Fig.5.6 sad 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

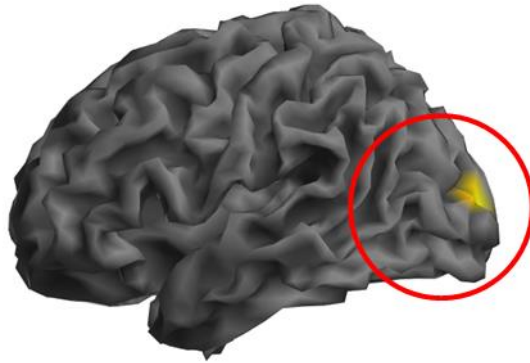


Fig.5.7 grotesque 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

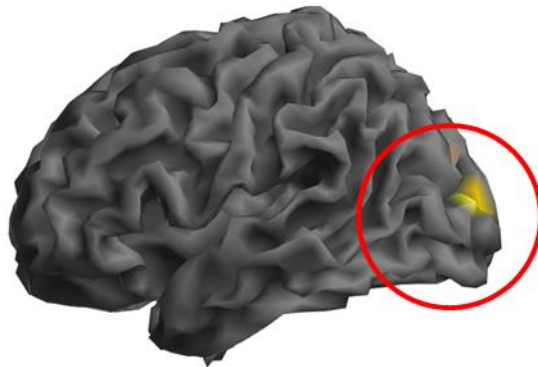


Fig.5.8 relax 画像提示時の脳活動 (赤円: 視覚野)
($p < 0.05$, FWE-corrected)

次に、各情動想起画像に対する脳活動と neutral 画像に対する脳活動間の活動に着目し、情動に関連する脳部位を特定した。peak-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)では、どの脳部位も抽出することができなかった。

cluster-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)で抽出された脳部位を Table.5.1 に示す。erotic > neutral では、下側頭回 (右)、紡錘状回 (右)、下後頭回 (右)、下後頭回 (左)、紡錘状回 (左) が抽出された。

relax > neutral では、下側頭回 (右)、下後頭回 (右)、紡錘状回 (右) が抽出された。

また、sad > neutral と grotesque > neutral では、どの部位も抽出することができなかった。

次に多重比較補正無し($p < 0.001$, uncorrected, $k \geq 3$)で探索を行った結果を Table.5.2 に示す。

erotic > neutral では、下側頭回 (右)、紡錘状回 (右)、下後頭回 (右)、小脳 第 VI 半球小葉 (右)、下後頭回 (左)、紡錘状回 (左)、下前頭葉三角部 (右)、下前頭葉三角部 (左)、小脳 Crus I (左)、中前頭回 (左)、補足運動野 (右)、中前頭回 (右)、小脳 第 IV/V 半球小葉 (左)、中心前回 (右)、上頭頂小葉 (左)、中後頭回 (右)、上頭頂小葉 (右)、海馬 (右)、小脳 第 VI 半球小葉 (左)、下頭頂小葉 (左)、舌状回 (右) が抽出された。

sad > neutral では、下側頭回 (右)、下後頭回 (右)、中側頭回 (右)、下後頭回 (左)、海馬 (右)、小脳 第 VI 半球小葉 (左)、小脳虫部 第 IV/V 小葉が抽出された。

grotesque > neutral では、紡錘状回 (左)、紡錘状回 (右)、上前頭回背側部 (右)、下側頭回 (右)、上後頭回 (右)、扁桃体 (右) が抽出された。

relax > neutral では、下側頭回 (右)、下後頭回 (右)、紡錘状回 (右)、紡錘状回 (左)、下後頭回 (左)、鳥距溝 (左) が抽出された。

Table.5.1 Neutral 画像と有意差のあった脳部位

cluster-level corrected ($p < 0.05$, FWE-corrected)

Emotion	Brain region	MNI coordinates	k	Z value	T	cluster p(FWE-corr)
		x y z (mm)				
erotic >neutral	Temporal_Inf_R	[42 -66 -8]	851	4.41	6.16	0.0004
	Fusiform_R	[38 -56 -20]		4.17	5.62	
	Occipital_Inf_R	[36 -80 -12]		3.87	5.00	
	Occipital_Inf_L	[-42 -70 -6]	1024	4.16	5.61	0.0001
	Fusiform_L	[-42 -66 -16]		3.79	4.84	
	Fusiform_L	[-36 -42 -20]		3.67	4.63	
sad >neutral		no region				
grotesque >neutral	Fusiform_L	no region				
relax >neutral	Temporal_Inf_R	[44 -70 -8]	326	3.83	4.92	0.0379
	Occipital_Inf_R	[36 -78 -12]		3.63	4.56	
	Fusiform_R	[36 -64 -16]		3.50	4.31	

Table.5.2 Neutral 画像と差のある可能性のある脳部位

(p < 0.001, uncorrected, k \geq 3)

Emotion	Brain region	MNI coordinates	k	Z value	T	peak
		x y z (mm)				p(unc)
erotic >neutral	Temporal_Inf_R	[42 -66 -8]	851	4.41	6.16	0.0000
	Fusiform_R	[38 -56 -20]		4.17	5.62	0.0000
	Occipital_Inf_R	[36 -80 -12]		3.87	5.00	0.0001
	Cerebelum_6_R	[18 -72 -22]	141	4.19	5.67	0.0000
	Occipital_Inf_L	[-42 -70 -6]	1024	4.16	5.61	0.0000
	Fusiform_L	[-42 -66 -16]		3.79	4.84	0.0001
	Fusiform_L	[-36 -42 -20]		3.67	4.63	0.0001
	Frontal_Mid_R	[40 40 8]	187	4.03	5.32	0.0000
	Frontal_Inf_Tri_R	[48 36 8]		3.90	5.07	0.0000
	Frontal_Inf_Tri_L	[-44 34 8]	90	3.82	4.90	0.0001
	Cerebelum_Crus1_L	[-30 -70 -36]	48	3.69	4.66	0.0001
	Frontal_Mid_L	[-28 -2 54]	56	3.69	4.66	0.0001
	Cerebelum_6_L	[-32 -54 -36]	22	3.62	4.53	0.0001
	Supp_Motor_Area_R	[6 24 64]	25	3.56	4.42	0.0002
	Frontal_Mid_R	[38 6 62]	39	3.49	4.30	0.0002
	Frontal_Mid_R	[46 8 56]		3.35	4.06	0.0004
	Cerebelum_4_5_L	[-8 -60 -4]	11	3.47	4.28	0.0003
	Precentral_R	[44 2 50]	23	3.44	4.21	0.0003
	Parietal_Sup_L	[-28 -58 50]	43	3.39	4.13	0.0003
	Parietal_Sup_L	[-30 -50 50]		3.20	3.81	0.0007
	Occipital_Mid_R	[34 -78 26]	30	3.30	3.98	0.0005
	Parietal_Sup_R	[26 -54 72]	5	3.30	3.98	0.0005
	Hippocampus_R	[32 -34 -2]	19	3.29	3.97	0.0005
	Cerebelum_6_L	[-26 -72 -24]	12	3.29	3.97	0.0005
	Parietal_Inf_L	[-34 -42 44]	9	3.25	3.90	0.0006
	Lingual_R	[12 -64 -6]	8	3.20	3.83	0.0007
	Lingual_R	[24 -92 -10]	3	3.20	3.81	0.0007
Lingual_R	[20 -66 -4]	5	3.20	3.81	0.0007	
sad >neutral	Temporal_Inf_R	[44 -70 -10]	180	4.44	6.23	0.0000
	Occipital_Inf_R	[38 -78 -12]		3.45	4.24	0.0003
	Temporal_Mid_R	[54 -66 4]		3.42	4.17	0.0003
	Occipital_Inf_L	[-42 -80 -8]	125	3.79	4.85	0.0001
	Occipital_Inf_L	[-32 -90 -8]		3.24	3.88	0.0006
	Hippocampus_R	[20 -28 -10]	21	3.66	4.60	0.0001
	Cerebelum_6_L	[-10 -60 -20]	63	3.59	4.48	0.0002
	Vermis_4_5	[-2 -58 -18]		3.24	3.88	0.0006
grotesque >neutral	Fusiform_L	[-38 -72 -18]	302	3.98	5.23	0.0000
	Fusiform_L	[-38 -52 -18]		3.73	4.73	0.0001
	Fusiform_L	[-36 -42 -18]		3.69	4.66	0.0001
	Fusiform_R	[36 -64 -18]	80	3.74	4.75	0.0001
	Temporal_Inf_R	[46 -68 -10]		3.45	4.23	0.0003
	Frontal_Sup_R	[16 0 76]	13	3.43	4.19	0.0003
	Temporal_Inf_R	[44 -42 -14]	4	3.32	4.01	0.0005
	Occipital_Sup_R	[20 -96 4]	6	3.26	3.91	0.0006
	Amygdala_R	[28 -2 -16]	7	3.23	3.87	0.0006
relax >neutral	Temporal_Inf_R	[44 -70 -8]	326	3.83	4.92	0.0001
	Occipital_Inf_R	[36 -78 -12]		3.63	4.56	0.0001
	Fusiform_R	[36 -64 -16]		3.50	4.31	0.0002
	Occipital_Inf_L	[-44 -72 -14]	277	3.79	4.85	0.0001
	Fusiform_L	[-40 -54 -14]		3.72	4.72	0.0001
	Occipital_Inf_L	[-44 -80 -6]		3.65	4.58	0.0001
	Calcarine_L	[-12 -94 -10]	40	3.64	4.56	0.0001
	Calcarine_R	[14 -84 10]	3	3.12	3.69	0.0009

5.3.3 EEG 前処理の結果

EEG データに対して MRI 由来のアーチファクトとして知られる BCG artifact、helium pump artifact を除去した波形を示す。

まず、1名の被験者における ECG の波形及び、RRI を検出した結果を Fig.5.9 に示した。スキャン中は心拍のピークを超える GRA artifact が混入するため、RRI を検出することは困難であるが、スキャン停止時には心拍が計測できることが確認できる。また、本波形により、RRI の検出も問題なく実施できていることが確認された。

次に BCG artifact の混入したデータと、主成分分析により BCG artifact を除去する前後の波形の結果を Fig.5.10 に示す。元の脳波の波形では、赤枠で示すように RR ピークから遅れた時間で必ず脳波にアーチファクトが混入しているが、主成分分析により第四主成分以降のデータを用いて波形を再構築した結果、BCG artifact が除去されていることが確認された。

最後に、helium pump artifact を rsPCA を用いて除去する前後の波形を Fig.5.11 に示す。赤枠で示すように、元の波形ではヘリウムポンプ由来のアーチファクトが混入していることが確認されるが、rsPCA を用いることで、これらのアーチファクトが除去されていることが確認された。

以上の前処理により MRI 由来のアーチファクトである BCG artifact、helium pump artifact が除去されたことが確認されたため、全チャンネルに対して事象関連電位を算出した。

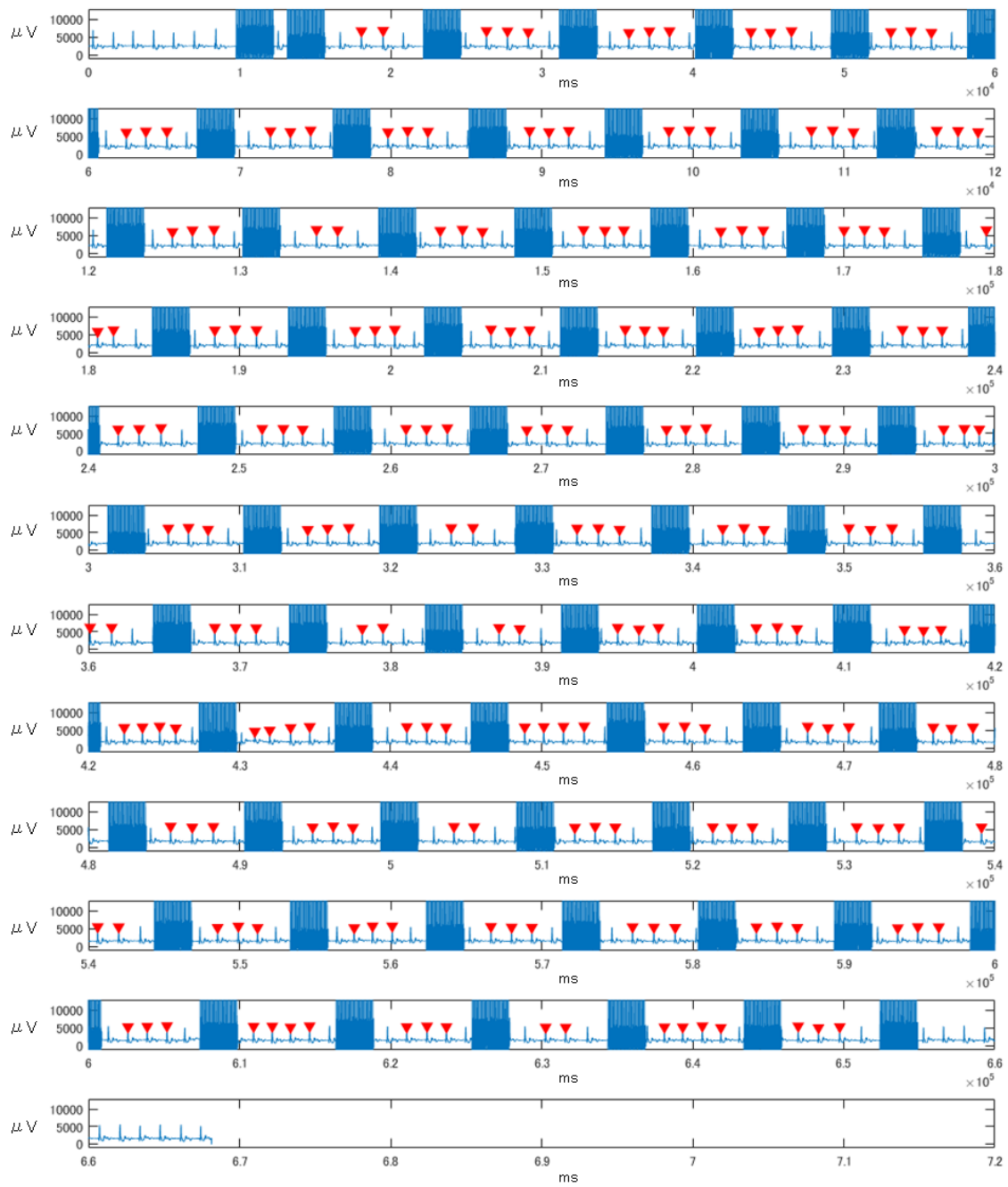
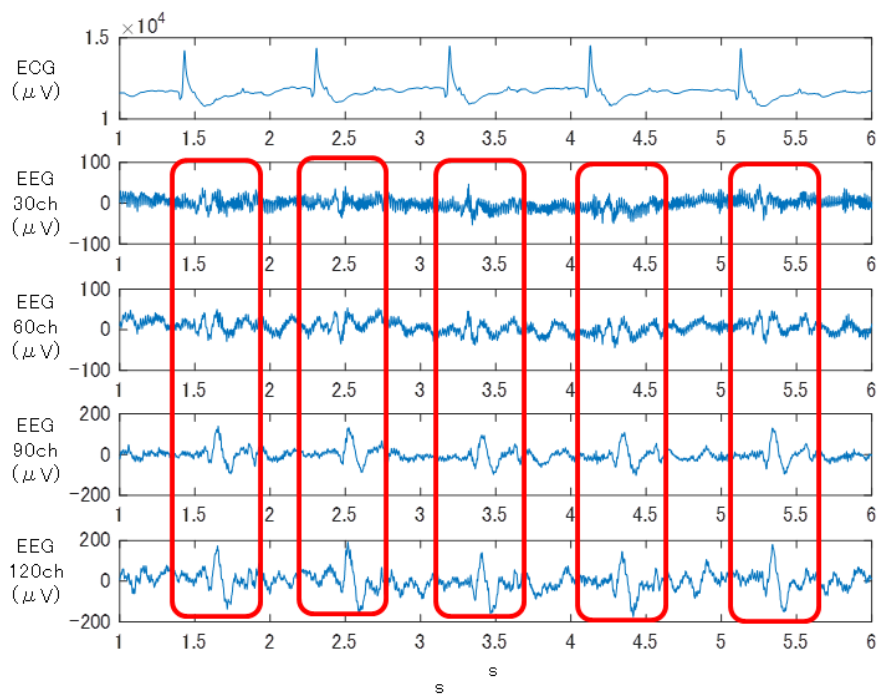
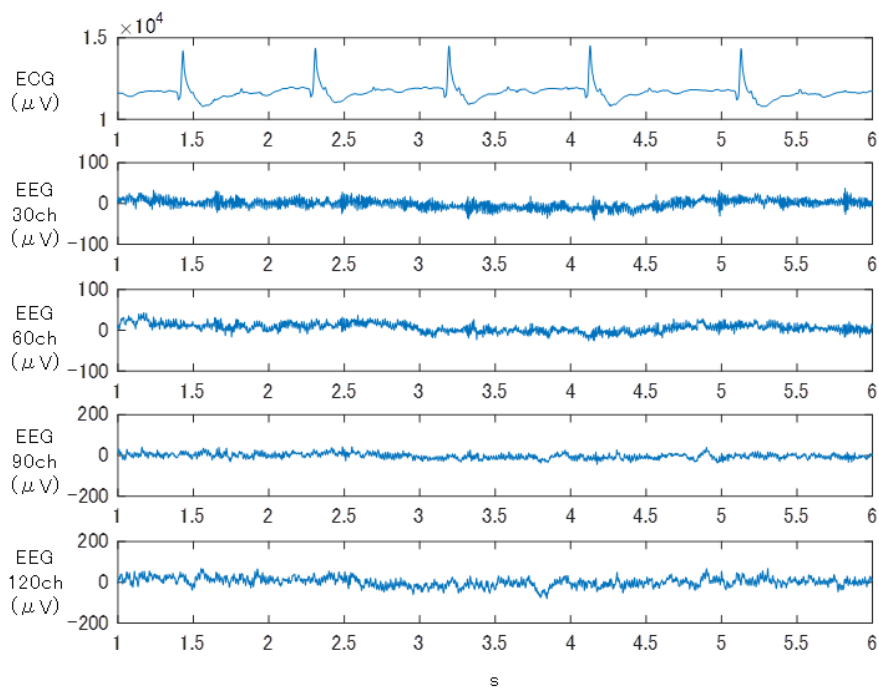


Fig.5.9 心拍データの抽出
(赤三角: 抽出した RR ピーク)

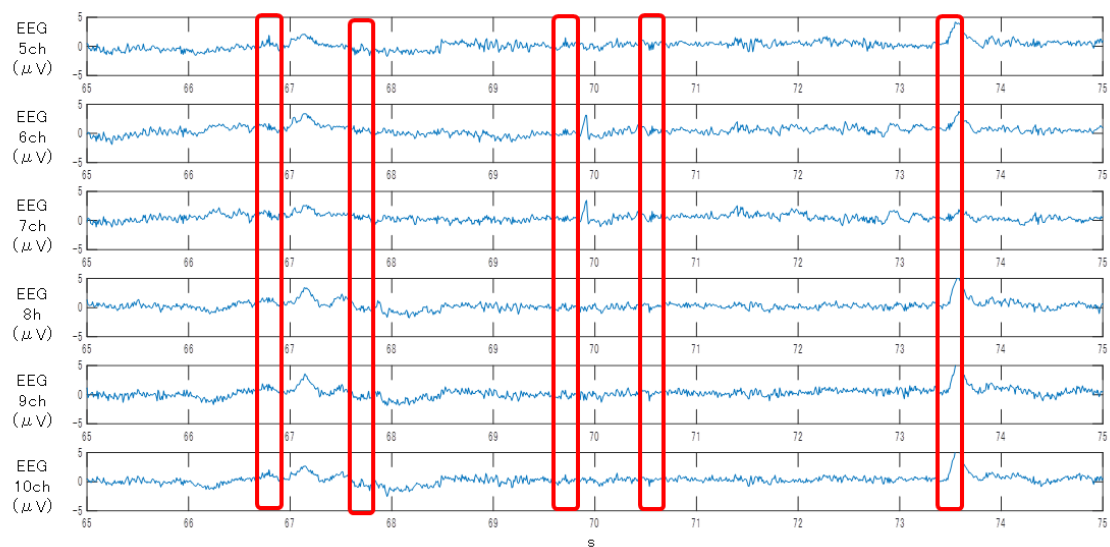


(a) 主成分分析前の脳波 (赤枠: 心拍に同期して生じる BCGartifact)

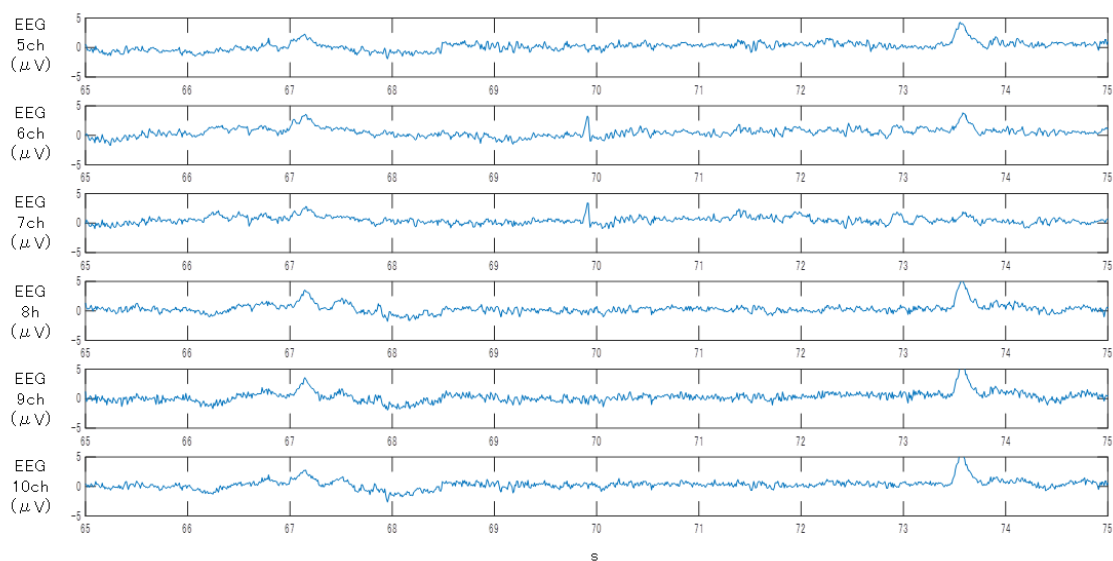


(b) 主成分分析後の脳波

Fig.5.10 主成分分析を用いた BCGartifact の除去



(a) rsPCA 前の脳波 (赤枠: helium pump artifact)



(b) rsPCA 後の脳波

Fig.5.11 rsPCA を用いた helium pump artifact の除去

5.3.3.1 ERP 結果

Pz 電極における ERP の波形を 18 名の解析対象とした被験者の波形の総加算平均 (grand mean waveform : GMW) を Fig.5.12 に示す。全ての画像において、刺激提示後 100ms 付近で出現する陰性のピークの N100 及び、300ms 付近で出現する陽性のピークの P300 を確認することができた。

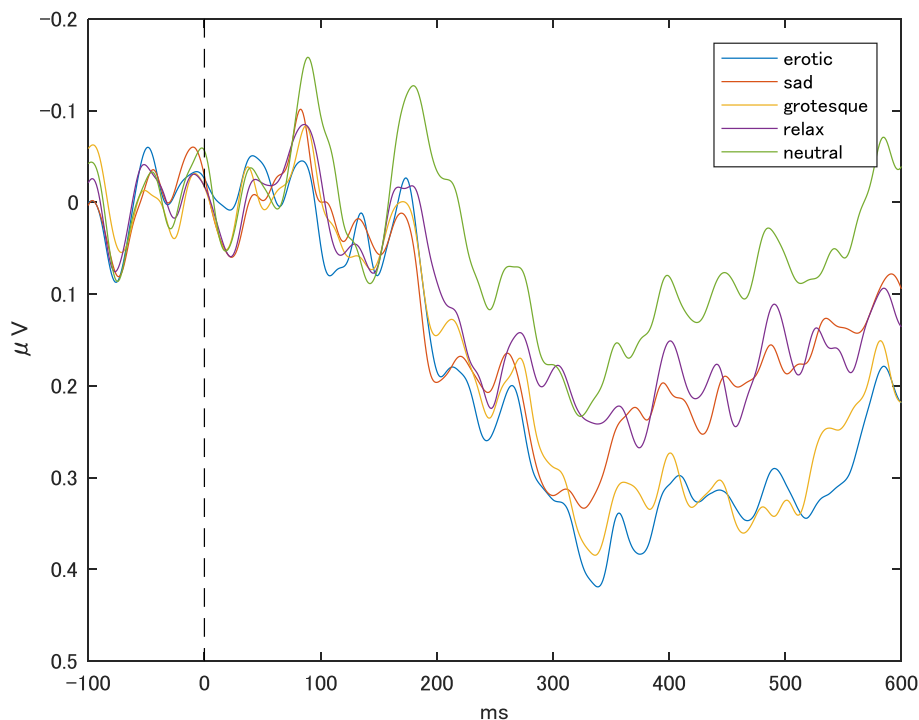


Fig.5.12 Pz における全被験者の総加算平均波形

さらに、今回計測された ERP の詳細な特徴を確認するため、Pz 電極における N100 及び P300 の振幅と潜時に着目し、解析を行った。具体的には、N100 は潜時 90-200ms の陰性のピーク、P300 は潜時 250-600ms の陽性のピークを各被験者で検出し、各画像間において分散分析において Mauchly の球面性検定を行なった。その後、平均値に有意差があるものについては Sidak の方法を用いて、画像間の有意差を検討した。

提示画像ごとの N100 の振幅を Fig.5.13 に示す。球面性の仮説が成り立っていたが、 $F(4,68)=2.073$, $p=0.094$ で平均値に有意差が無いことが確認された。

提示画像ごとの P300 の振幅を Fig.5.14 に示す。N100 の振幅では有意差を検出することはできなかった。球面性の仮説が成り立っていた。さらに $F(4,68)=8.144$, $p < 0.001$ であり、平均値に有意差があることが確認された。Sidak の方法を用いて多重比較を行なったところ、erotic と neutral、grotesque と neutral、grotesque と relax 間に 5%水準で有意差が確認された。また、grotesque 画像が最も平均振幅が大きいことが確認された。

提示画像ごとの N100 の潜時を Fig.5.15 に示す。球面性の仮説が成り立っていたが、 $F(4,68)=1.279$, $p=0.287$ で平均値に有意差が無いことが確認された。

提示画像ごとの P300 の潜時を Fig.5.16 に示す。球面性の仮説が成り立っていたが、 $F(4,68)=0.522$, $p=0.720$ で平均値に有意差が無いことが確認された。

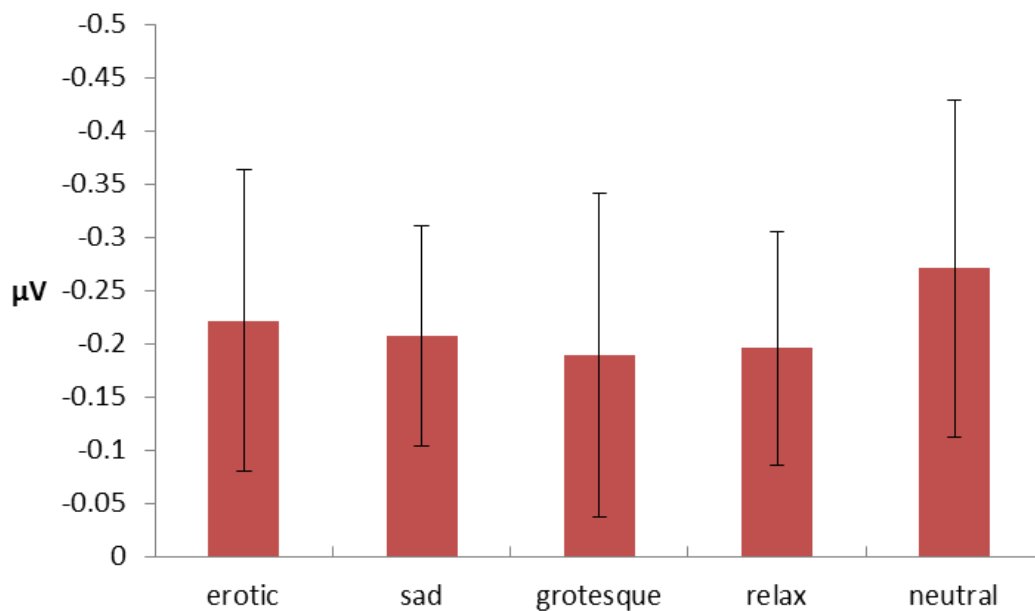


Fig.5.13 提示画像ごとの N100 の振幅 (N18±標準偏差)

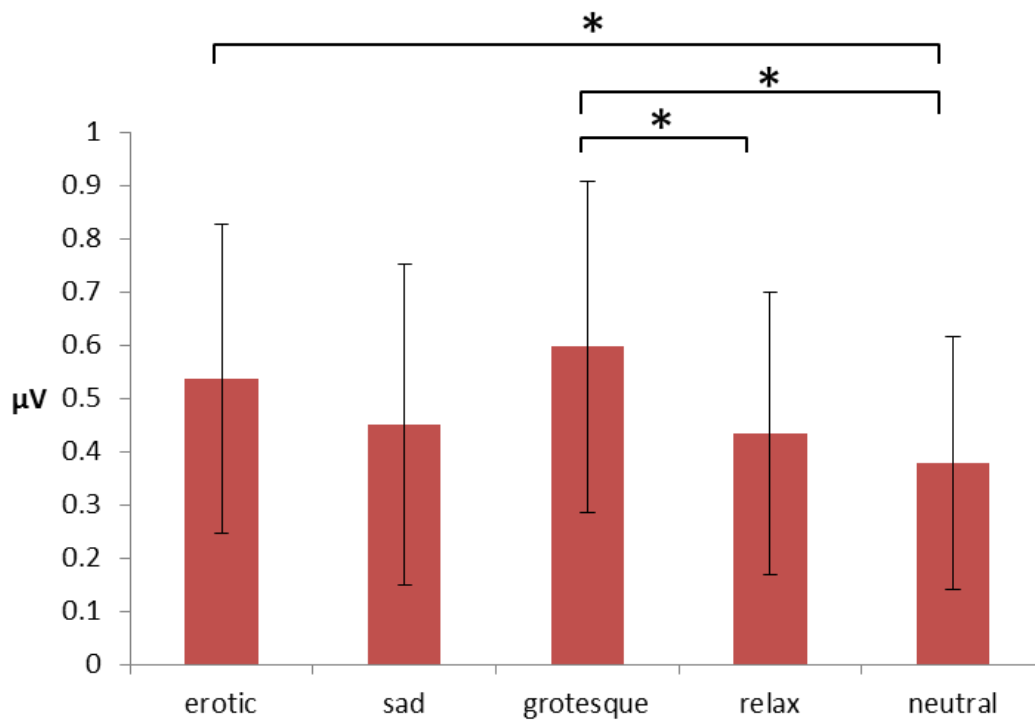


Fig.5.14 提示画像ごとの P300 の振幅 (N18±標準偏差)

(*: p < 0.05)

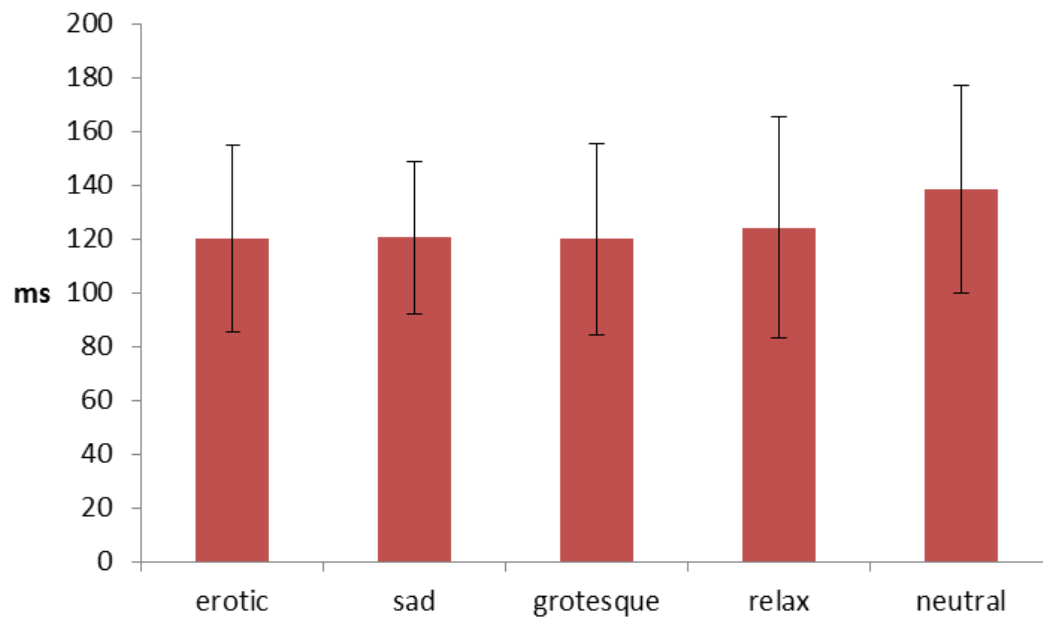


Fig.5.15 提示画像ごとの N100 の潜時 (N18±標準偏差)

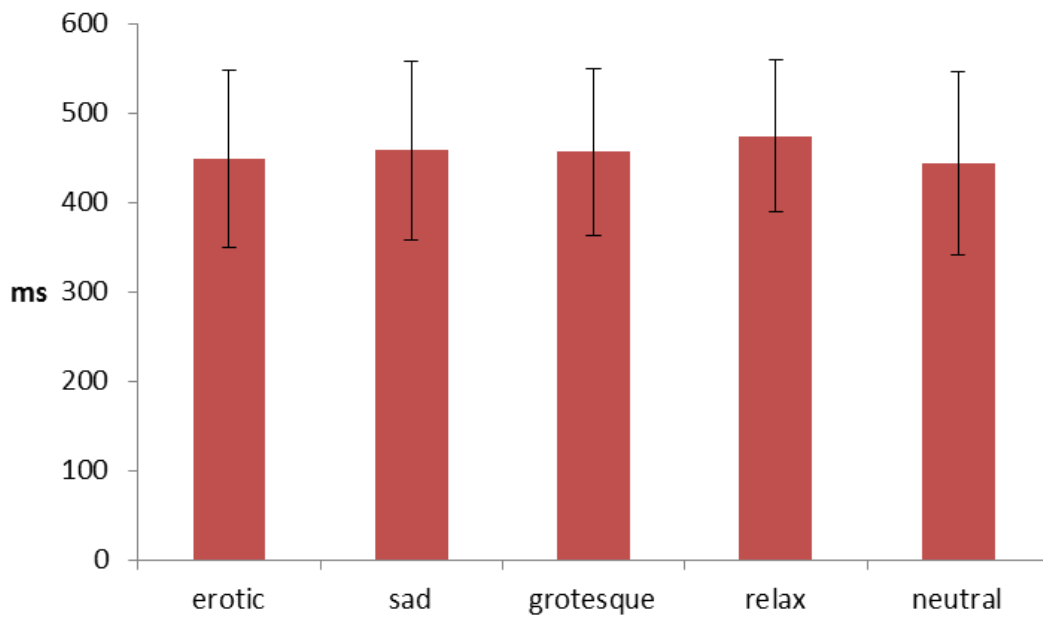


Fig.5.16 提示画像ごとの P300 振幅の潜時 (N18±標準偏差)

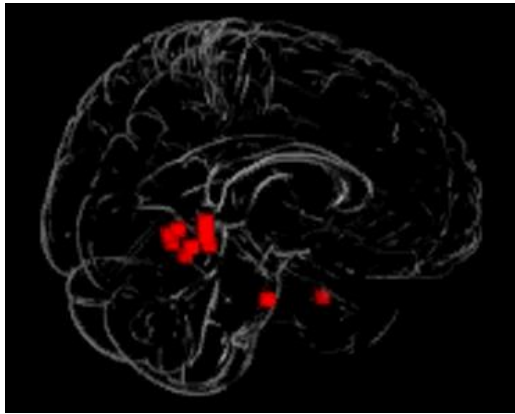
5.3.3.2 電流源推定結果

Fig5.17 に N100 付近である刺激提示後から 120ms の結果を用いて電流源の推定を実施した結果を示した。いずれの画像においても視覚野の活動が脳波から抽出された。

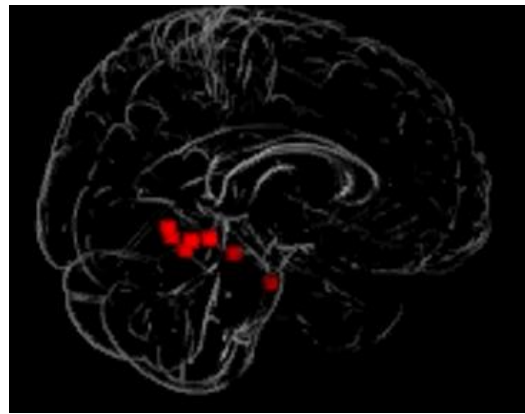
さらに、情動に関連する脳部位の抽出では、情動と関連する脳部位の活動するタイミングを特定するため、まず MRI により抽出された部位を元に、同部位が電流源となるタイミングを抽出した。その結果を Fig.5.18- Fig.5.21 に示す。全ての情動喚起画像において、一部の活動部位を抽出することができた。特に不快情動に関係する右側扁桃体が P300 付近の 308-316ms で抽出されることが確認できた。Fig.5.22 に情動想起時の MRI で抽出された結果と、脳波の 314ms で抽出された結果の部位を示した。grotesque > neutral で不快情動に伴う右側扁桃体の活動は脳波でも確認することができた。また、右側扁桃体または、右側海馬傍回の活動が見られなかった他の情動画像では、同様の位置での活

動を確認することはできなかった。

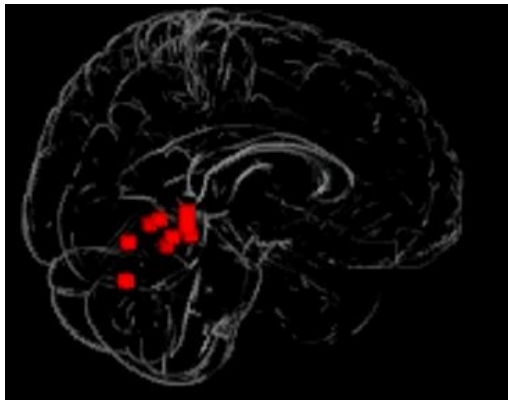
しかし、Table5.3 で示すように、一部の部位の活動は脳波から抽出することはできなかった。具体的には、erotic > neutral における、下後頭回、小脳 第 IV/V 半球小葉、中心前回、上頭頂小葉。sad > neutral における、下後頭回、海馬、小脳虫部 第 IV/V 小葉。grotesque > neutral では、中心傍小葉。relax > neutral における下後頭回の活動は脳波の 0-600ms のどの時間においても抽出することはできなかった。



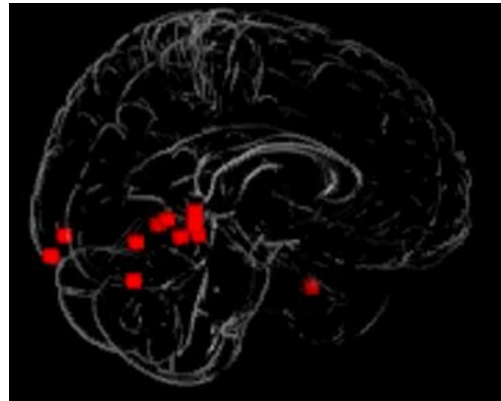
(a) erotic > neutral



(b) sad > neutral



(c) grotesque > neutral



(d) relax > neutral

Fig.5.17 MRI と脳波により抽出された脳部位の比較 ($p < 0.001$, uncorrected)

赤: 脳波により特定された部位 (刺激提示から 120ms の脳波により推定)

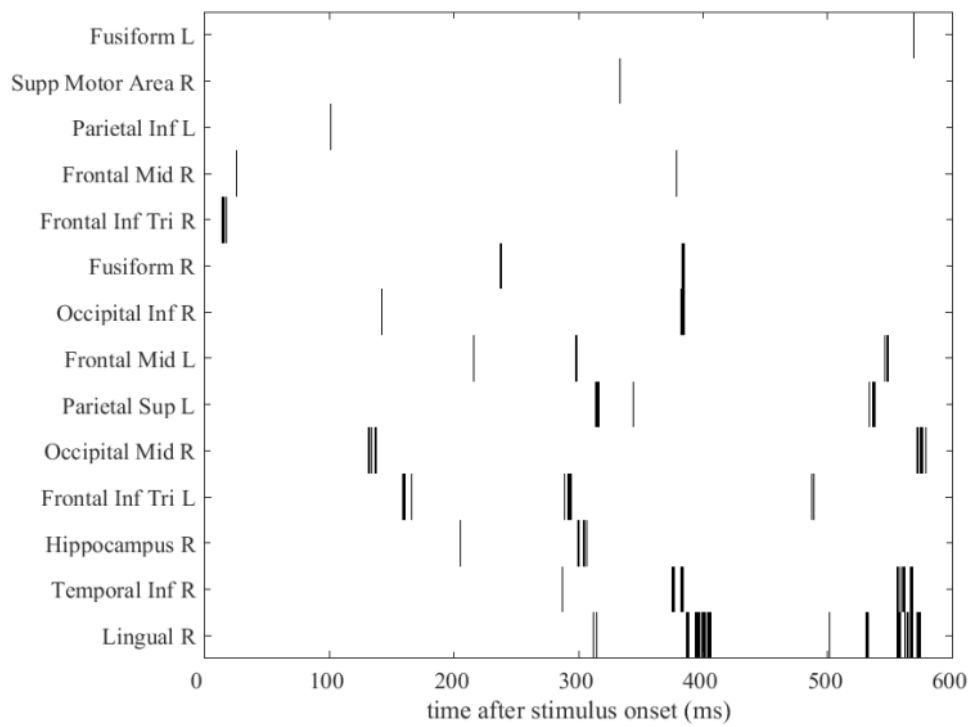


Fig.5.18 脳波による深部推定と MRI の結果で一致した部位とそのタイミング

erotic-neutral (p < 0.001, uncorrected)

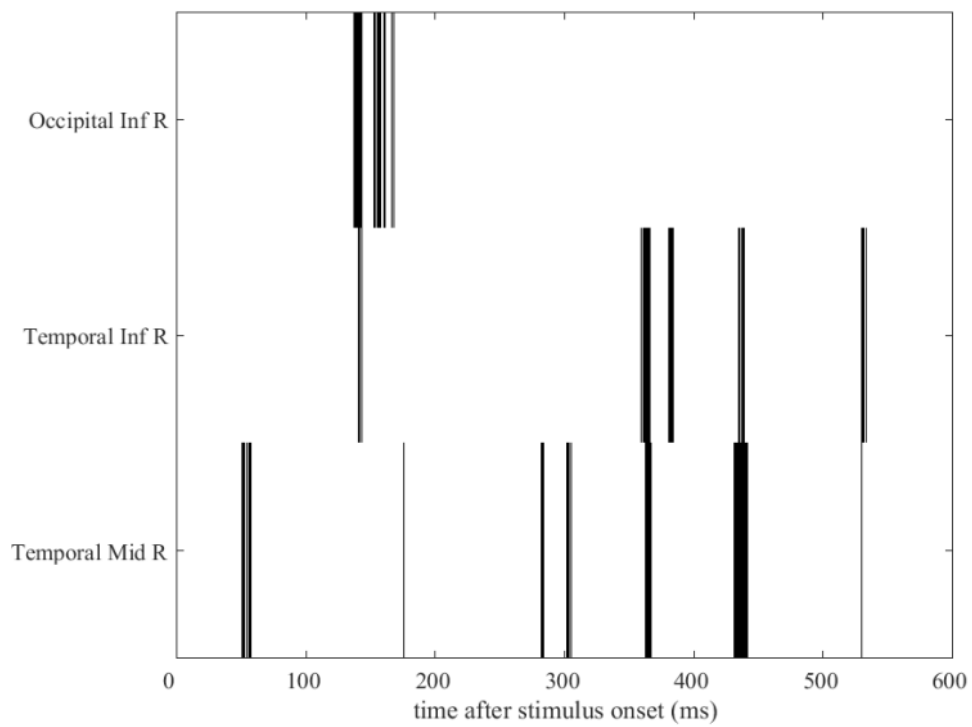


Fig.5.19 脳波による深部推定と MRI の結果で一致した部位とそのタイミング

sad-neutral (p < 0.001, uncorrected)

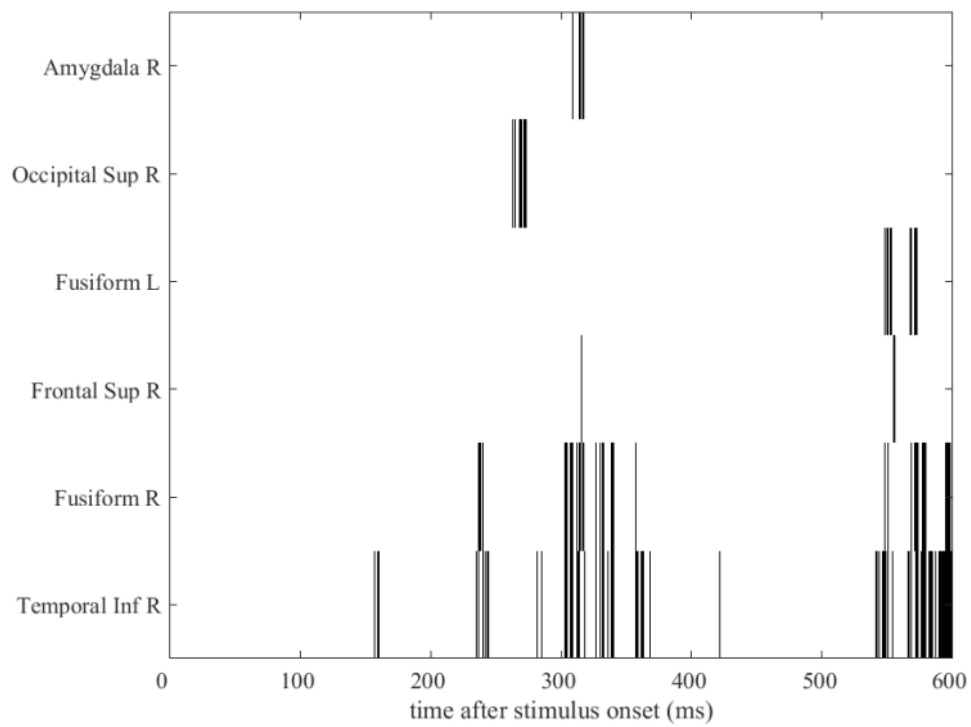


Fig.5.20 脳波による深部推定と MRI の結果で一致した部位とそのタイミング

grotesque-neutral (p <0.001, uncorrected)

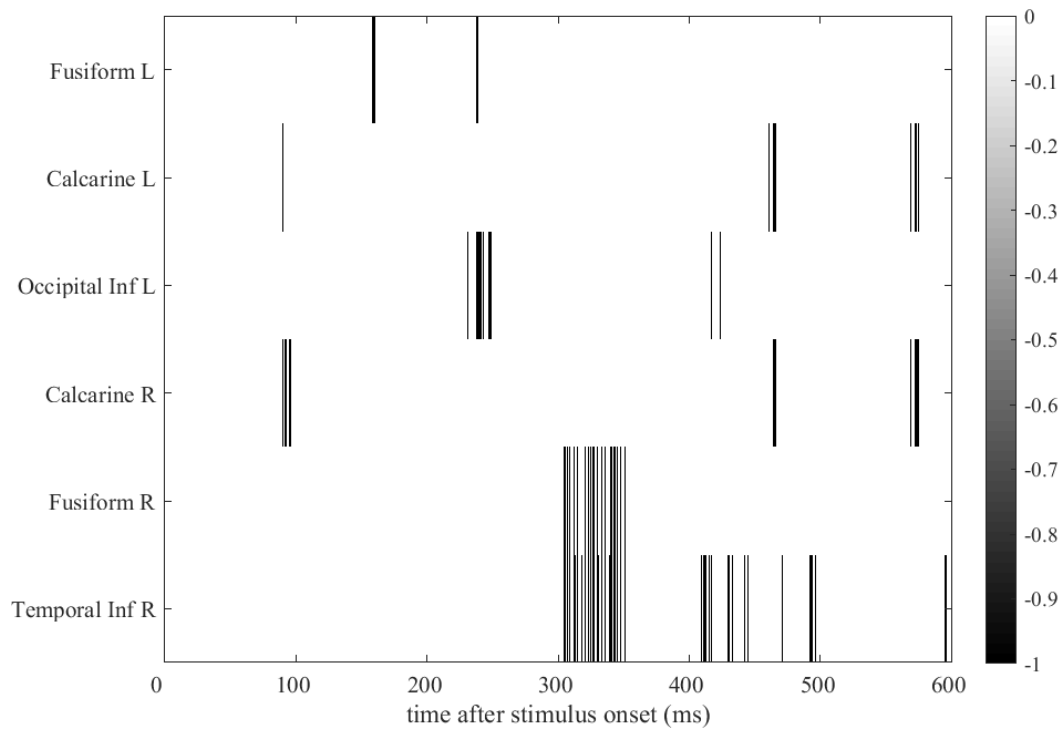
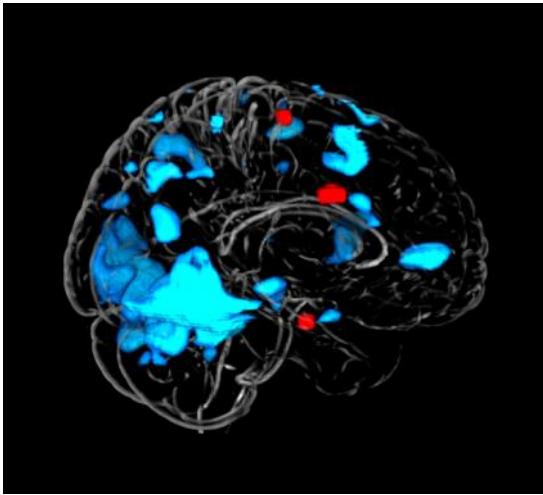
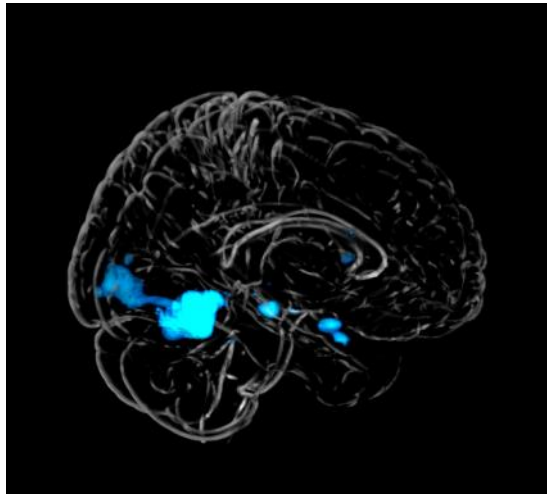


Fig.5.21 脳波による深部推定と MRI の結果で一致した部位とそのタイミング

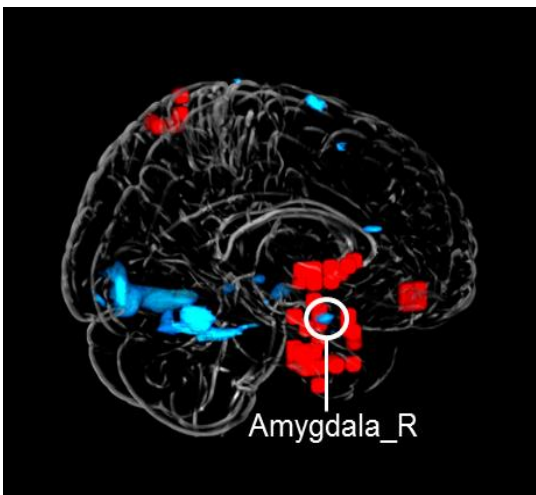
grotesque-neutral ($p < 0.001$, uncorrected)



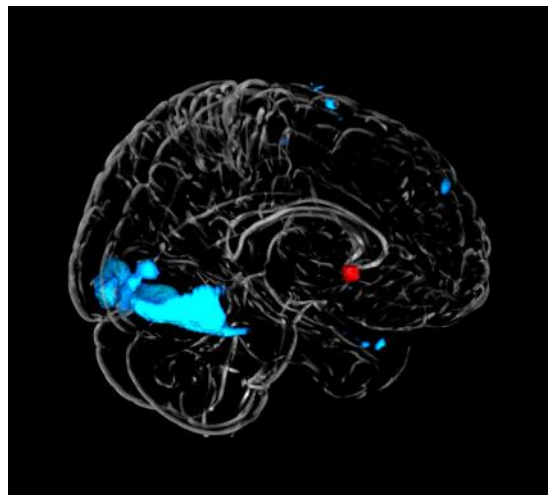
(a) erotic > neutral



(b) sad > neutral



(c) grotesque > neutral



(d) relax > neutral

Fig.5.22 MRI と脳波により抽出された脳部位の比較 ($p < 0.001$, uncorrected)

青: MRI により特定された部位

赤: 脳波により特定された部位 (刺激提示から 314ms の脳波により推定)

Table.5.2 MRI のみで抽出された脳部位

Emotion	Brain region
erotic >neutral	Occipital_Inf_L
	Cerebelum_4_5_L
	Precentral_R
	Parietal_Sup_R
sad >neutral	Occipital_Inf_L
	Hippocampus_R
	Vermis_4_5
relax >neutral	Occipital_Inf_R

5.4 考察

主観評価では、ラッセルの円環モデルを用いて各画像が想起させた情動の評価を行った。結果、erotic、animal 画像は高い快適感を想起させ、grotesque、sad 画像では、低い快適感を想起させたことが確認された。また、erotic、grotesque 画像では高い覚醒感を想起させ、animal、sad 画像では低い覚醒感を想起させたことが確認された。また、neutral 画像では、他の画像より原点に近い位置に配置されたことから、他の情動想起画像と比較して、情動の想起が小さいことが確認された。また、本結果は第三章の Fig.3.2 でも同様の結果であり、過去の画像刺激実験と同様の結果が得られたことが確認された。

MRI の結果では、全ての画像に対する賦活部位として、視覚野の活動が確認された。特に、楔部の賦活が全情動刺激画像に対して確認された。本部位は初期の視覚情報処理に関与している。今回はスパース撮像法を用いて計測を行ったが、視覚刺激に対する脳活動の応答が計測できていることから、MRI による脳活動計測が正しく実施できていると判断した。また、情動想起時の脳活動に着目した結果、不快感の高い情動を想起した sad 画像では右側海馬、grotesque 画像では右側扁桃核、右側海馬傍回の活動が確認された。これらは、第三章で不快感が増すほど活動量が増加する部位として抽出され、様々な研究で不快情動と関与しているとの報告があると示したが[7,8,9,10,11]、今回も同部位

を抽出することができた。しかし、快適に関連する脳部位のうち、第三章でも抽出された部位は確認することができなかった。その原因として、第三章では快適感が増加に伴い活動量が増加する部位を探索したが、今回は快適感想起時の脳活動に着目したため、このような結果になったことが想定される。

ERPの結果では、Pz電極におけるN100とP300にの潜時と振幅に着目して解析を行った。その結果、P300の振幅でのみ有意差が確認され、grotesque ≡ erotic > sad ≡ relax ≡ neutralの順であった。P300は知覚から中枢資源に関連すると考えられており[12]、注意資源の配分量を反映するとされている[13,14]。また、覚醒感と関係しているとの報告がある[15]。今回P300の振幅の大きかったgrotesque、erotic画像は高い覚醒感を想起させる画像であり、その結果が事象関連電位に反映されていることが確認された。以上の結果より、MRI内で脳波が正しく計測できていると判断した。

電流源推定の結果では、特に第3章、第4章でも着目した不快感想起時の右側扁桃体の活動を308-316msの区間で確認することができた。本部位は聴覚、視覚刺激を用いた際の深い情動想起時に活動することができたが、今回も同様に抽出することができた。P300は情動にも関連すると報告が多く存在しているため[16,17,18,19]、この時間帯で抽出された結果は妥当だと考えられる。

上記のように多くのMRIによって抽出された脳部位が、脳波による電流源推定から抽出することができた。しかし、Table.5.2で示すように、電流源推定では抽出されない部位も確認された。そのような結果になった原因として以下5点が考えられる。

1点目は脳波の空間的な分解能が悪い点である。これは、脳内伝導率が約0.34S/mであるのに対して頭蓋が約 4.2×10^{-3} S/mと非常に大きく、電位分布に広がりを生じさせることが起因している。

2点目は頭部の形状及び、頭蓋の厚みが被験者ごとに異なることが挙げられる。今回の解析では、全ての被験者の電極を標準脳上に配置させ、電流源の推定を行なったが、

例えば脳波の全計測チャンネルを3次元座標として抑えておくことで精度が向上する可能性がある。また、頭蓋の厚みをT2強調画像から抽出し、被験者ごとに異なる頭部モデルを用いることで、より精度の高い電流源推定を行うことが可能になると考えられる。

3点目は、ERPのピーク出現が個人の状態によって異なることが挙げられる。例えば刺激の弁別の複雑さや、課題の複雑さにより、P300のピークは遅延するとの報告がある[11]。しかし、今回の電流源推定では全被験者が1ms単位で同じ反応を示す仮定の元、賦活部位を特定した。例えば、個人のピークに合わせて解析を行ない賦活部位を特定することで、精度が向上する可能性がある。

4点目は、MRI内で混入するアーチファクトを完全に除去できていない可能性があることが挙げられる。今回はBCG artifact及び、ヘリウムポンプアーチファクトがMRI特有のアーチファクトであるが、今回用いた主成分分析法及び、rsPCAによる除去手法において、これらアーチファクトを完璧に除去することは困難である。特に後者のアーチファクトについては、一時的にポンプを停止させるたうえで実験を行うことで、精度が向上する可能性がある。

5点目は脳波の性質上、神経細胞の軸索が同じ方向に電気信号を伝達しない場合、脳波で検出が難しい点が挙げられる。各神経細胞が発生させる電圧は非常に低く、脳波計で検出するためには神経細胞が束となり、同一方向へ同時に信号を伝達する必要がある。しかし、fMRIは血流変化を検出している関係上、神経細胞の活動量のみに着目しており、電流の方向性まで考慮する必要がない。本理由から、MRIのみで検出された脳部位は、神経細胞の束が少なく、多方向に信号伝達を行う部位である可能性も考えられる。

以上のように、脳波を用いてMRIと同様の脳活動を抽出するためには、まだまだ多くの課題がある。しかし、本技術が実現することで、今までは不可能であった一般生活環境内での脳深部活動の計測が実現し、より汎用的・高精度に情動を予測できる可能性

を示すことができた。

5.5 結論

本章では、今回の報告では、画像刺激を用いて情動を想起させ、その際の脳活動を MRI 及び、EEG を用いて同時計測した。解析では、MRI によって抽出された部位を EEG によって抽出することを目的に検討を行った。その結果、一部の脳活動を脳波から抽出することができた。特に grotesque 画像を提示時の恐怖や不快感と関連する右側扁桃体が P300 付近の脳波を用いることで抽出できることが確認された。また、他部位についても脳波の高い時間分解能から、信号伝達まで表出できる可能性が示唆された。しかし、一部の脳部位については、脳波で検出できておらず、引き続き検討が必要である。

本部位を抽出できたことにより、MRI ではなく、脳波を用いて脳深部の活動を抽出し、情動を定量化できる可能性が示唆された。特に視覚刺激、聴覚刺激の双方の及ぼす不快感で抽出された右側扁桃体の活動は刺激提示後 300ms の脳波に着目することで抽出できる可能性が示された。本結果により、従来では MRI が必要であった情動の計測がより汎用的な空間で計測できる可能性が示唆された。

参考文献

- [1] Menon V., Crottaz-Herbette S., Combined EEG and fMRI studies of human brain function, *Int Rev Neurobiol.*, 66, 291-321, (2005).
- [2] Tzourio-Mazoyer, N., Landeau, B., Papathanassiou, D., Crivello, F., Etard, O., Delcroix, N., and Joliot, M., Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain. *Neuroimage*, 15(1), 273-289, (2002).
- [3] Removal of FMRI environment artifacts from EEG data using optimal basis sets. R.K. Niazy et al. *NeuroImage*, in press (2005).
- [4] G.D. Iannetti et al, Simultaneous recording of laser-evoked brain potentials and continuous, high-field functional magnetic resonance imaging in humans, *NeuroImage*, 15;28(3):708-19, (2005).
- [5] Kim et al., Iterative approach of dual regression with a sparse prior enhances the performance of independent component analysis for group functional magnetic resonance imaging (fMRI) data, *NeuroImage*, 63 (4): 1864-89, (2012).
- [6] N. Tzourio-Mazoyer, B. Landeau, D. Papathanassiou, F. Crivello, O. Etard, N. Delcroix, B. Mazoyer, and M. Joliot., Automated Anatomical Labeling of Activations in SPM Using a Macroscopic Anatomical Parcellation of the MNI MRI Single-Subject Brain. *NeuroImage*. 15 :273-289, (2002)
- [7] Baker, K. B., and Kim, J. J., Amygdalar lateralization in fear conditioning: evidence for greater involvement of the right amygdala. *Behavioral Neuroscience*, 118(1), 15, (2004).
- [8] Gosselin, N., Samson, S., Adolphs, R., Noulhiane, M., Roy, M., Hasboun, D., .and Peretz, I., Emotional responses to unpleasant music correlates with damage to the parahippocampal cortex, *Brain*, 129(10), 2585-2592, (2006).

- [9] Khalfa, S., Guye, M., Peretz, I., Chapon, F., Girard, N., Chauvel, P., and Liegeois-Chauvel, C., Evidence of lateralized anteromedial temporal structures involvement in musical emotion processing. *Neuropsychologia*, 46(10), 2485-2493, (2008).
- [10] Lane, R. D., Reiman, E. M., Bradley, M. M., Lang, P. J., Ahern, G. L., Davidson, R. J., and Schwartz, G. E., Neuroanatomical correlates of pleasant and unpleasant emotion. *Neuropsychologia*, 35(11), 1437-1444, (1997).
- [11] Stefanacci, L., Suzuki, W. A., and Amaral, D. G., Organization of connections between the amygdaloid complex and the perirhinal and parahippocampal cortices in macaque monkeys. *J Comp Neurol.*, 375(4), 552-582, (1996).
- [12] Donchin, E., Kramer, A. F., and Wickens, C. D., Applications of brain event-related potentials to problems in engineering psychology. In M. G. H. Coles, E. Donchin, and S. W. Porges (Eds.), *Psychophysiology: Systems, processes, and applications*. New York: Guilford Press., 702-718, (1986).
- [13] Suzuki, J., Nittono, H., and Hori, T., Level of interest in video clips modulates event-related potentials to auditory probes. *Int J Psychophysiol.*, 55, 35-43, (2005).
- [14] Wickens, C. D., Kramer, A. F., Vanasse, L., and Donchin, E., Performance of concurrent tasks: A psychophysiological analysis of the reciprocity of information-processing resources. *Science*, 221, 1080-1082. (1983).
- [15] Feng C, Wang L, Liu C, Zhu X, Dai R, Mai X, Luo YJ. The time course of the influence of valence and arousal on the implicit processing of affective pictures, *PLoS One*, 7(1), (2012).
- [16] Lifshitz, K., The averaged evoked cortical response to complex visual stimuli. *Psychophysiology*, 3, 55-68, (1966).
- [17] Mini, A., Palomba, D., Angrilli, A., and Bravi, S., Emotional information processing and visual evoked brain potentials. *Percept Mot Skills.*, 83, 143-152, (1996).

[18] Radilova, J., The late positive component of visual evoked response sensitive to emotional factors. *Act Nerv Super (Praha)*, 3, 334-337, (1982).

[19] Palomba, D., Angrilli, A., and Mini, A., Visual evoked potentials, heart rate responses and memory to emotional pictorial stimuli. *Int J Psychophysiol.*, 27, 55-67, (1997).

[20] McCarthy G, Donchin E, A metric for thought: a comparison of P300 latency and reaction time. *Science*. 2;211(4477):77-80., (1981).

第6章 結論

本章では、第3章の視覚実験、第4章の聴覚実験、第5章のfMRI/EEG実験の結論をまとめ、今後の可能性について提言する。

本研究では、感性価値の定量的な評価手法の構築を目指して脳活動に着目し検討を行った。特に情動と関連する脳深部を計測するため、MRIを用いて情動の種類と強度に関連する脳部位の探索を行った。その結果、それぞれ関連する可能性のある脳部位を抽出することができた。さらに、生活空間内での汎用的な脳深部活動計測を構築するため、脳波を用いて右側扁桃体の活動の抽出を目的に検討を行った。その結果、その可能性を示すことができた。本研究で得られた各章ごとの成果を要約した内容を以下に示す。

第1章では本研究の背景・意義述べた。

第2章では、本研究に関する基礎知識として、心理評価手法、及び生理評価手法について記載した。前者は主にラッセルの円環モデルを用いた情動の評価法について説明し、後者はMRI、脳波計及びMRIと脳波計の同時計測について述べた。

第3章ではMRIを用いて視覚刺激の及ぼす情動の種類とその強度に関連する脳部位の探索を16名の被験者を対象に実施した。情動刺激画像としてはIAPSを使用して、MRI内で想起された情動の種類及び強度を被験者は応答ボタンを用いて回答し、関連する部位の探索を行った。その結果、「快適感」は側頭極上側頭回部（左）、「不快感」は扁桃体（右）、「覚醒感」は中部帯状回（左）、中心前回（左）の活動がそれぞれの情動強度と関連する部位である可能性を示すことができた。これら脳部位は情

動に関連していることを示す先行知見はあるものの、情動を強く想起した際に活動量が増加することは示されていなかった。しかし、本脳部位は検定の際に多重比較補正を行わずに抽出された部位であるため、推測の域を出ないのが現状である。今後は本部位に対して ROI 解析を行う等の、より詳細な解析が必要であると考え。しかし、本研究結果により、これら脳部位が情動の種類だけでなく強度にまで関連している可能性があることを明らかにすることができた。これらの脳領域の活動量に着目することで、視覚刺激の及ぼす情動の種類及び、その強度を予測することができる可能性がある。

第4章ではMRIを用いて聴覚刺激により想起された情動の種類及び強度に関連する脳部位の探索を行った。聴覚実験では、視覚刺激のように標準的な情動喚起刺激が無く、まずは情動刺激楽曲を26名の被験者を対象に主観評価実験を行うことで構築した。その後、抽出された楽曲を用いて第3章と同様に情動の種類及び強度と関連する脳部位を探索した。その結果、「楽しい」の評価値と関連する脳部位としては、角回（左）、鳥距溝（左）、尾状核（左）、小脳 第IV/V半球小葉（左）、中部帯状回（左）、後部帯状回（左）、楔前部（左）、上側頭回（左）、上側頭回（左）、視床（左）が抽出された。「悲しい」の評価値と関連する脳部位としては、視床（左）が抽出された。「怖い」の評価値と関連する脳部位としては、扁桃核（右）、島皮質（右）、島皮質（右）、ローランド溝弁蓋（右）、下前頭葉三角部（左）、中前頭回（右）、下前頭葉三角部（右）、上前頭回眼窩内側部（右）、中前頭回（右）、島皮質（左）、舌状回（右）、海馬傍回（右）、楔前部（左）、直回（左）、ローランド溝弁蓋（右）、補足運動野（右）、上側頭回（左）、視床（左）、小脳虫部 第IV/V小葉が抽出された。特に不快情動想起時の右側扁桃核は第3章の視覚刺激の実験でも抽出された部位であり、不快の強度と強く関連している可能性を示すことができた。しかし、本脳部位は3章と同様に、

検定の際に多重比較補正を行わずに抽出された部位であるため、推測の域を出ない。また、不快以外の情動については視覚実験と同一の脳部位を抽出することができなかった。これは、刺激系が異なる場合、別の脳部位が情動と関連している可能性がある点や、情動の想起した要因が異なる点が要因であると想定される。

第5章では、MRIと脳波の同時計測実験を行い、MRIで抽出された脳部位を脳波の情報のみ用いて抽出することを目的に検討を行った。ERPの結果では、刺激提示後から約100ms、300msに出現することで知られる特徴的なピークであるN100、P300が確認された。さらに、後頭部中央に配置したPz電極において、先行研究と同様にgrotesque画像がP300の振幅が最も高いことが確認された。さらに、erotic画像とneutral画像、grotesque画像とneutral画像、grotesque画像とrelax画像間で有意差を確認することができた。特にP300の振幅は刺激への注意量に関連すると言われ、覚醒感の高い刺激ほど大きくなることが報告されている。今回の振幅の結果ではgrotesque ≧ erotic > sad ≧ relax ≧ neutralであったことから、従来と同様の結果が得られており、MRI内でERPが計測できていたことを示すことができた。さらに、ERPを用いた電流源推定では、特に不快と関連する右側扁桃体は刺激提示後308-316msで抽出することができた。これは、情動と関連するP300が刺激提示後300msec付近で出現するとの報告があることから、妥当な結果であると考えられる。また、他のMRIで抽出された部位についても、一部を除いて高時間分解能で活動が抽出できたことから、脳内の信号伝達経路まで可視化できる可能性が示された。しかし、MRIでのみ抽出された部位もあり、頭蓋の個人差や電極位置の違いや疲労などに起因する脳波の反応時間の差など、解決すべき課題はまだ多い。例えばT1画像を用いて個人ごとの頭部モデル等を検討することで、さらに精度が向上できると考える。

本論文において、視覚刺激及び聴覚刺激の不快感の強度と右側扁桃体の活動量が関係している可能性を示すことができた。本部位に着目することで、不快感を定量的に評価できる可能性がある。さらに、P300付近の脳波に着目することで、不快情動想起に伴う右側扁桃体の活動を脳波から抽出できる可能性を示すことができた。しかし、本脳部位は検定の際に多重比較補正を行わずに抽出された部位であるため、推測の域を出ないのが現状である。また、脳波からの脳活動推定モデルにおいて、一部脳部位の活動は抽出できていない。例えば、個人ごとの頭部モデル等を考慮することで、抽出精度が向上できると考える。今後はこれらの課題を解決し、情動の予測精度まで明らかにすることで、一般住宅環境内での情動計測技術へ展開を図り、より快適な居住空間の実現に貢献していきたい。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、多くの貴重なご意見を賜りました皆様に心より御礼申し上げます。

研究活動において、研究促進のために厳しくも優しい指導を賜りました、渡辺好章教授、秋山いわき教授、松川真美教授、小山大介准教授、廣安知之教授に心より感謝を申し上げます。

また、数多くの助言を与えて頂きましたパナソニック株式会社の笹部孝司氏、岩川幹生氏、吹野美和氏、伊達俊彦氏に感謝申し上げます。

そして、共に研究に取り組み、切磋琢磨してきた長雄紅美氏、森泉裕貴氏、畑田大翼氏、岩田直樹氏、内藤葵氏、吉田祥子氏、佐伯崇氏、廣安研究室のみなさまには心より感謝申し上げます。

また、実験の際に被験者を快く引き受けてくださり、そして多くのご指摘を下さいました後輩の皆様に感謝いたします。本当にありがとうございました。

2016年11月 医心館にて

奥谷 晃久