

脳波を用いた  
知覚・認知情報の抽出に関する研究

2013 年 1 月

博士 (工学)

横 田 悠 右  
豊橋技術科学大学



# 脳波を用いた知覚・認知情報の抽出に関する研究

## 論文要旨

我々の行動や思考が、脳によって生み出されていることが明らかにされてから、脳機能を解明しようとする研究が発展を続けている。さらに、安全かつ手軽に脳信号を計測できる非侵襲計測技術の普及は、脳内信号を様々な分野に応用しようとする動きを加速させた。例えば産業界では、人々の商品に対する興味を脳内信号から直接抽出するニューロマーケティングが注目されており、また医療分野では、口頭での意思伝達が困難な患者のために、脳から情報を抽出して意思を代替して伝達する装置が開発されようとしている。こうした脳内信号からヒトの意思を解読して、機械に出力する技術はブレインコンピュータインタフェース (Brain-computer interface: BCI) と呼ばれる。BCI では、解読すべき神経活動が、脳内でどのような信号として表現されているかを知ることが重要である。すなわち、解読すべき情報が、いつ・どこで・どのような信号として脳で符号化されているか解明し、解読すべき神経信号を高速、高精度に解読するアルゴリズムが必要不可欠である。本論文は、こうした背景のもと、ヒトの非言語情報の中から、特に認知と知覚に関わる脳活動の解読と抽出に関して論じたものである。

本論文ではまず、脳における認知成分の解読を目的とし、ヒトが感じる不自然さについて検討した。不自然さは、記憶や経験に関わる高次認知成分であり、その脳内符号化に関しては、未だ十分な知見が得られておらず、その解明は高次認知機能を理解する有効な視点を与える。本論文では、不自然さは単一の感覚刺激だけではなく、複数の感覚刺激の組み合わせでも発生するという予測のもと、ブライミング手法を利用したクロスモーダル実験を行い、脳波の 30Hz 以上の振動成分であるガンマ帯にその影響が反映されていることを明らかにした。またこれまでの研究により、不自然さの影響は脳波の振幅成分にも反映されることが報告されていることから、不自然さを高速、高精度に解読するための特徴抽出及び判別法を提案した。その結果、わずか単一呈示の脳波データから 80 %以上の精度で不自然さを解読することに成功した。

さらに本論文では、我々が意識せずとも自発的に複数の知覚解釈が発生する知覚闘争現象について論じ、自発的知覚交代には 14-28Hz のベータ帯振動が関わっていることを明らかにした。また、知覚交代に関わる脳処理を明らかにするため、従来の実験法に SSVEP と呼ばれる脳波成分を導入する新しい実験手続きを提案し、従来法より高い時間精度で知覚交代の活動潜時および脳活動を特定することができた。

以上、本研究は脳で符号化されている認知と知覚に関わる視覚神経処理の解読とそれらを効率良く抽出する手法を示した。本研究は、今後、ヒトの脳活動を用いた産業応用へと発展させる新しい技術基盤を与えるものとして貢献できると考える。





# Extraction of neural processes about perception and cognition using EEG

## ABSTRACT

Research that attempts to understand the brain function has been evolving since our behavior and mind have been revealed correlated with neural processing. Moreover, the spread of non-invasive recording technique that makes it possible to measure brain signals safely and easily has accelerated the application of brain signals to various fields. For example, the neuromarketing that estimates consumers' cognitive and affective response to market stimuli from the brain signals has attracted attention. In medical field, the devices that decode the information from the brain and transmit message to people have been developed for patients with difficulty in oral communication. These techniques are called brain computer interface (BCI). In the BCI research, it is important to know how the neural activity is expressed in the brain. In other words, the issue is to find when, where, and how the specific brain activity is encoded in the brain. Further we have to develop an algorithm to decode neural signals with high-speed and high-precision. This thesis aims to discuss the extraction and decoding of the nonverbal information such as brain activity related to cognition and perception.

First, this thesis has studied the feeling of unnaturalness. Unnaturalness is higher cognitive state related to memory and experience. However, evidence related to encoding unnaturalness in the brain is not sufficient. This study conducted a cross-modal priming experiment to investigate not only unnatural stimuli of single sensory but also unnaturalness caused by combination of different modalities. As a result, neural signals in the gamma-band might reflect multisensory processing of different modalities and unnaturalness of visual stimuli. These methods can be used as an extraction of neural information about cognitive function. This result suggested that gamma band activity might be a new index to extract the human unnaturalness.

Second, this thesis proposed feature extraction and discrimination method in order to decode the unnaturalness with high-speed and high-accuracy. As described above, we had decoded the effects of unnaturalness from gamma-band activity. However, in general, an oscillatory activity is likely to be contaminated by artifacts generated by eye movement. In

addition, signal to noise ratio of oscillatory activities is low compared with that of ERP component. Therefore, it is difficult to extract cognitive information such as unnaturalness in real-time recording. For this reason, this thesis discussed to extract unnaturalness from ERP amplitude that is used for the BCI technique to date. Previous studies demonstrated that the amplitude of the oddball ERP component is modulated by the naturalness of visual stimuli. To estimate unnaturalness from single-trial ERP, this thesis proposed a method that combines several signal analyses: Specifically individual component analysis (ICA) as pre-processing method, principal component analysis (PCA) as feature extraction and weighted multi-support vector machines (mSVM) as classification method were employed. By this method, the effect of unnaturalness was decoded with an accuracy of more than 80% from a single-trial ERP.

Next, this thesis studied perceptual rivalry that produces spontaneous switching between unchanging ambiguous figures. As to perceptual rivalry, timing of perceptual switching is variable and unpredictable. In order to know how the neural activity is expressed in the brain, this thesis recorded EEG related to spontaneous switching by the two proposed methods. The one method is modified discontinuous presentation. By this method, right-parietal beta-band activity increased in the periods 50-150 ms after the onset of the ambiguous perceptual switching. These results indicate that activity in the right-parietal beta band reflects spontaneous switching between rivaling percepts. Moreover, this thesis proposed a new experimental procedure using SSVEP in order to elucidate the brain activity related to perceptual switching. This method is modified continuous presentation incorporating SSVEP component. This proposed method solved the ambiguity problem about the latency of perceptual switching. The stimuli were presented ambiguous figure flickering at 8Hz and 12Hz to tag the two different perceptions with different oscillatory activities. Our aim is to investigate the neural activities relevant to perceptual switching from the SSVEP. The experiment showed that tagged-activity before perceptual switching showed significant difference between ambiguous figure and stable figure. These results suggest that SSVEP reflects different neural processing between ambiguous perceptual rivalry and physical reversal.

Taken together, these studies suggested the technique of decoding the visual neural processing related to perception and cognition and extracting them efficiently. These studies might be a key technology to lead many researches about brain activity to the application for industry.

# 目次

第 1 章	序論	1
1.1	脳情報計測の背景と本研究の位置づけ	1
1.2	本論文の構成	5
第 2 章	脳波と BCI	7
2.1	本章の概要	7
2.2	脳波研究の歴史	7
2.3	脳波解析法	8
2.3.1	事象関連電位と加算平均法	8
2.3.2	脳波スペクトル	9
2.3.3	スペクトル解析法	12
2.3.4	周波数パワーの時間位相	12
2.4	BCI/BMI	13
2.4.1	P300 スペラー	14
2.4.2	定常視覚誘発電位	15
2.4.3	運動想起	16
2.5	BCI における課題	17
2.6	本章の統括	17
第 3 章	聴覚-視覚刺激間によって誘発される不自然さの神経活動	19
3.1	本章の概要	19
3.2	不自然さとは何か	19
3.3	不自然さに関する脳活動と新たな課題	20
3.4	聴覚-視覚プライミングを用いた実験	22
3.4.1	被験者	22
3.4.2	実験刺激	23
3.4.3	実験環境	23

3.4.4	ERP の記録 . . . . .	24
3.4.5	実験パラダイム . . . . .	24
3.5	データ解析 . . . . .	25
3.5.1	ERP 解析 . . . . .	25
3.5.2	周波数振動解析 . . . . .	26
3.6	結果 . . . . .	27
3.6.1	行動結果 . . . . .	27
3.6.2	ERP 解析結果 . . . . .	28
3.6.3	時間-周波数解析結果 . . . . .	29
3.7	考察 . . . . .	30
3.7.1	事象関連電位に与える影響 . . . . .	31
3.7.2	ガンマ帯周波数振動に与える影響 . . . . .	31
3.8	本章の総括 . . . . .	32
第 4 章	不自然な視覚刺激における ERP を用いた認知状態推定	35
4.1	本章の概要 . . . . .	35
4.2	高次認知機能の工学的応用に対する課題 . . . . .	35
4.3	自然さ, 不自然さを誘発させる視覚実験 . . . . .	36
4.3.1	被験者 . . . . .	36
4.3.2	実験刺激 . . . . .	36
4.3.3	脳波計測 . . . . .	36
4.3.4	実験手続き . . . . .	37
4.4	判別課題の設定 . . . . .	38
4.4.1	不自然刺激オドボール課題 . . . . .	38
4.4.2	自然刺激オドボール課題 . . . . .	39
4.4.3	標的刺激からの不自然さの推定 . . . . .	39
4.5	解析手順 . . . . .	39
4.5.1	独立成分分析 . . . . .	39
4.5.2	主成分分析 . . . . .	41
4.5.3	状態推定法 . . . . .	43
4.5.4	サポートベクターマシン . . . . .	44
4.6	結果・考察 . . . . .	45
4.7	本章の総括 . . . . .	48
第 5 章	多義図形を用いた知覚闘争における自発的知覚変化の神経活動	49

5.1	本章の概要 . . . . .	49
5.2	知覚闘争現象とその問題点 . . . . .	49
5.3	断続呈示による知覚闘争実験 . . . . .	51
5.3.1	被験者 . . . . .	51
5.3.2	実験刺激と手続き . . . . .	52
5.3.3	脳波計測 . . . . .	53
5.4	データ解析 . . . . .	53
5.4.1	時間-周波数解析 . . . . .	54
5.4.2	ERP 解析 . . . . .	55
5.4.3	統計解析 . . . . .	55
5.5	結果 . . . . .	55
5.5.1	行動結果 . . . . .	55
5.5.2	ERP 解析 . . . . .	55
5.5.3	時間-周波数振動に与える影響 . . . . .	57
5.6	考察 . . . . .	58
5.6.1	ERP に与える影響 . . . . .	59
5.6.2	周波数活動に与える影響 . . . . .	61
5.7	本章の統括 . . . . .	63
第 6 章	定常状態視覚誘発電位を利用した自発的知覚変化の抽出	65
6.1	本章の概要 . . . . .	65
6.2	断続呈示法と SSVEP を利用した実験手続きの提案 . . . . .	65
6.3	連続呈示と SSVEP による知覚闘争実験 . . . . .	67
6.3.1	被験者 . . . . .	67
6.3.2	実験刺激と手続き . . . . .	67
6.3.3	脳波計測 . . . . .	69
6.4	データ解析 . . . . .	69
6.4.1	知覚交代とボタン押しの時間ずれ解析 . . . . .	70
6.4.2	時間-周波数解析 . . . . .	70
6.4.3	統計解析 . . . . .	70
6.5	結果 . . . . .	70
6.5.1	時間ずれ解析結果 . . . . .	70
6.5.2	時間-周波数解析結果 . . . . .	71
6.6	考察 . . . . .	72
6.7	本章の統括 . . . . .	75

---

第 7 章 結論	77
謝辭	89
研究業績目錄	91

# 第 1 章

## 序論

### 1.1 脳情報計測の背景と本研究の位置づけ

人間は日常生活において，考えたり，覚えたり，問題を解いたり，といった様々な行動を行う．こうした我々の活動は，どのようにして生み出されているのだろうか．

イギリスの Thomas Willis はこの疑問に対して 1600 年代の中頃，脳への損傷が行動に影響することを提唱し，この考えが現在の認知神経科学の出発点となった．その後も，脳と人間の行動の相関に関する研究は続き，19 世紀初頭，骨相学と呼ばれる認知神経科学の源流となる科学理論が提案された．骨相学は，脳を 35 以上の領域に分割し，その領域の大きさが，人間の言語や色の認知機能，希望や自尊心に関与していると主張する学説である．その後の研究で，骨相学は否定されたが，特定の脳領域と役割が関連しているという考えは，今日の神経科学の発展に大きく貢献した．当時，研究者は疾患をもつ患者の脳を対象に研究を行っており，1861 年にフランスの Paul Broca が，会話ができないが，言葉を理解することができる患者から，この原因が左前頭葉下部にある損傷であると主張した．この領域は Broca 野と呼ばれ，言語特有の領域であることが明らかにされた．また，1876 年にドイツの Carl Wernicke は，流暢に会話することができるが言葉の読み書きが理解できない患者の脳を解剖した．この患者は Broca の患者に比べて左脳のより後ろの領域に損傷があり，その領域は現在 Wernicke 野と呼ばれる．Broca や Wernicke の発見は，局所性脳疾患が行動に影響を与えることを示しており，Willis の提案した事実を裏付けた．こうした患者を用いた侵襲的な脳研究は，今日においても貴重な知見を数多く報告している．

20 世紀になり，頭皮上に装着した電極から電位変化，すなわち脳波 (Electroencephalogram: EEG) を記録できることが発見され，神経科学にとって新たな展開となった．それまで，脳の働きを調べるためには，患者の頭を切り開く手術が必要とされた．一方，脳波は，電極と信号を増幅させるアンプから計測が可能であり，患者に限らず健常者にも利用

できる．この脳波計測によって，刺激の物理的属性に対して誘発される外因性の電位とは別に，刺激の心理的な意味によって出現する内因性の電位が発見されたことで，脳波は心理学の分野で大きな注目を集めた．こうした背景から，心理や認知機能がどのような神経回路によって生み出されるかという疑問を解き明かそうとする認知神経科学が発展した．

その後，脳に対する興味は，広く一般の人々にまで広がっている．この脳科学の急速な浸透の背景には，脳活動の非侵襲計測技術の進歩が関係している．例えば，先に述べたヒトの頭部で観測される脳波は最も古くから活用されてきた．脳波以外にも，電気活動を磁場の観点から記録する脳磁図 (Magnetoencephalogram: MEG) が知られており，さらに脳の電気信号だけではなく，血流に伴う物質の移動から，神経活動が生じたことを推定するポジトロン CT (Positron emission tomography: PET) や機能的 MRI (functional magnetic resonance imaging: fMRI) の出現により，さらに詳細な脳機能計測が可能になった．情報処理技術の急速な進歩は，高い空間分解能，時間分解能での解析を可能にした．

一方，計測技術の発展より明らかとなった脳機能の役割と，それに付随する行動的要素を産業応用しようとする動きが現在活発化している．例えば，脳科学の立場から消費者の心理や行動の仕組みを解明する試みはニューロマーケティングと呼ばれ，企業はヒトの購買意欲に関する意思決定の要因を探るべく，脳の働きに注目している．実際，ヒトは自分が考えている以上に，無意識に取得している情報によって意思が決定されることが示された．したがって，定量化が困難とされているヒトの趣向や感性を脳から解読できれば，新しい商品開発に利用することができる．

また，福祉医療分野においても，こうした脳機能計測技術が患者の生活の質を向上させることができると期待されている．総務省の統計によれば，近い将来，2050 年の時点において，日本人の 3 人に 1 人は 65 歳以上の高齢者になる．同時に核家族化も進行しており，一人暮らしの高齢者の割合がますます増加する．こうした急速な少子高齢化社会への移行によって，脳や体にハンディを持つ人々が暮らしにくい社会になることが危惧されている．特に，運動機能に関する疾患を抱える患者は，自由に行動することが困難なため，家族とのコミュニケーションも損なわれてしまう危険性が高い．このような背景から患者の運動や意思伝達をサポートする新技術が重要視されている．

ヒトの脳内信号を産業や福祉に応用するためには，脳内信号を解読する技術とその信号を表現する機械が鍵となる．この脳信号を機械と相互通信する技術は，ブレインマシンインターフェース (Brain machine interface: BMI)，あるいはブレインコンピュータインターフェース (Brain computer interface: BCI) と呼ばれる．BCI は，脳内信号から特定の意思に関わる情報を解読して，それを機械が表現するシステムだが，2012 年現在，ヒトの意思をリアルタイムに解読するシステムは開発されていない．なぜなら，ヒトの脳は，人間の体の司令塔であり，臓器の働きを維持することはもちろん，呼吸から手足の運動といった筋肉の操作，感覚器によって得られる信号処理など，生命活動に必要なあらゆる情報を処



理している．この莫大な情報のなかから，ヒトの意思に関わる特定の情報を抽出することは困難を極める．そのため，脳から特定の意思を抽出する BCI を利用するためには，以下に示す大きく 2 つの課題を解決しなければならない．

第一の課題として，脳がどのように情報を符号化・表現しているかを明らかにする必要がある．脳内情報の解読には，特定の処理に関与している脳領域とそこで生成される電気信号の意味を理解しなければならない．しかしながら，脳機能の全貌は未だ解明されておらず，特に意思決定や計画の立案，実行，精神的柔軟性といった複雑な機能である高次認知機能の解読は困難である．現在の BCI 技術は，機械の操作に，手足の運動機能に関する信号や，特定の刺激に対するヒトの注意を反映している脳信号を代替的に利用しているにすぎない．したがって，認知機能を解読そして利用するためには，脳内信号と認知機能の関連を明らかにする必要がある．

第二の課題として，符号化された情報を高速・高精度に抽出するアルゴリズムを開発する必要がある．ヒトの認知活動に関する研究の多くは，多数の被験者を対象にしたデータ計測が基礎になっている．BCI を日常生活で利用するためには，脳内信号を計測しつつ，リアルタイムに特定の認知機能に関する信号パターンを抽出しなければならない．しかし，現在の非侵襲計測法で得られるデータは，非常に莫大な情報を有しており，情報処理技術の発展により計算機の性能が向上しているとはいえ，莫大な情報の中から，無関係なデータを除外し，必要な情報をリアルタイムに抽出することは困難な問題である．したがって，脳からこうした情報を解読できたとしても，それを日常生活の中にストレスなく効率的に活かす手法が確立されないかぎり，BCI は有効に活用できない．

これらの問題を解決するためには，脳における高次認知処理機能を明らかにする基礎研究と，明らかにされた情報を有効活用するための応用研究の 2 つの視点からアプローチしなければならない．そこで本研究は，ヒトのもつ高度な脳機能の解読，さらに脳活動データを解読するためのアルゴリズムを提案することを目的とする．脳活動には，現在もっとも安価かつ簡易に計測が可能な脳波を対象に計測を行い，高次認知機能をターゲットとして，ヒトが感じる不自然さおよび自発的知覚変化を引き起こす知覚闘争現象に着目した．

不自然さに関する研究はまだ少ないものの，これまでにいくつか脳活動が報告されている [1, 2]．不自然さは，新しい刺激情報が呈示されたとき，これまで保有している記憶とは異なる認識によって発生する感性情報である．すなわち，不自然さは記憶との照合や直感的な判断に該当する成分であり，不自然さを感じる脳機能から記憶やひらめきの現象を探る手がかりになり得る．こうした不自然さの解読は，商品の客観的な品質評価指標や感性情報による患者の意思伝達などの応用が期待できる．これまでの研究によると，単純な刺激呈示からの感性情報抽出は困難であることが示されている．したがって，不自然さに関わる脳活動の解読も，視覚刺激の呈示のみでは抽出が困難と考えられるため，本研究では視覚と聴覚の二つの感覚刺激を利用して，刺激の組み合わせによって発生する高次認知

成分，特に 30Hz 以上の振動成分であるガンマ帯活動から不自然さの解読を試みた．さらに今後，不自然さに関わる脳活動を様々な分野に応用することを考慮し，不自然さを反映する脳内信号をリアルタイムに抽出するアルゴリズムを開発した．このアルゴリズムは，独立成分分析および主成分分析を組み合わせた特徴抽出法とマルチサポートベクターマシンによる機械判別法から構成されており，リアルタイム処理への応用が可能である．

また，自発的な知覚変化現象は，ひとつの図形のなかに複数の対立する図形が隠されている多義図形において発生する．多義図形を観測すると，我々は通常そのなかの片方の図形を知覚・認識するが，刺激の観測を続けると，ある瞬間から対立する図形へと知覚が交代する．この現象は，柔軟性と不安定さという脳の不思議な特性を表しており，認知処理に加えて知覚処理の観点から脳機能を解読のための貴重な知見を与えるものと考えられる．知覚闘争における課題は，知覚変化が発生するタイミングを正確に特定し，知覚交代に関わる脳信号を特定することである．本研究は，断続呈示法および連続呈示法と呼ばれる二種類の実験手法をそれぞれ改良し，脳波の周波数成分から知覚交代に関する活動を特定した．断続呈示法は，視覚刺激を短時間に 2 回呈示する方法であり，特定のタイミングで被験者の知覚を交代させることができるため，連続呈示法よりも正確な交代潜時および脳活動を計測できる．本研究では，知覚交代がグローバルな脳内ネットワークから構成されていると考え，脳波のベータ帯活動から知覚交代に関して論じた．一方の連続呈示法は，多義図形を長時間呈示する方法であり，知覚交代活動は完全に被験者の内因性に委ねられている．そのため，断続呈示法より「自然」な知覚交代活動を計測できるが，被験者の知覚交代のタイミングを予測できないといった問題点を抱えていた．この問題を解決するため，定常視覚誘発電位 (steady state visual evoked potentials : SSVEP) と呼ばれる脳波成分を連続呈示法に組み込む新手法を提案した．

脳の働きが身体および精神に与える影響は，未だ多くの疑問を生み続けており，脳に対するアプローチも多様化している．近年，脳研究は脳から情報を解読するにとどまらず，逆に脳に対して外部から電気および磁気刺激を行い，人為的に脳機能の活性化あるいは抑制化させる研究も報告されている．脳への電気刺激および磁気刺激は，脳内のニューロン活動を変化させることができ，治療行為として，うつ病や運動能力改善に使用されており，刺激前後の脳信号および行動の変化から，神経回路の機能や役割の推定にも利用されている．脳から信号を計測するデコーディングに加え，このような脳に対するエンコーディングは，今後，BCI 開発において，脳と機械を相互にフィードバックする技術開発への大きなブレークスルーになり得る．こうしたエンコーディング研究の第一課題は，どの脳領域がどのような神経処理に関わっているかを解明することからはじまる．ヒトの高次認知機能に関わる脳活動を明らかにしようとする本研究は，今後の神経科学の発展において新しい展開を導くものと考えられる．

## 1.2 本論文の構成

図 1.1 に示すように，本論文は全 7 章で構成される．第 2 章では，非侵襲脳活動計測法として主に脳波の歴史および代表的な解析手法と現在の BCI について述べる．第 3 章と第 4 章では，ヒトの感じる不自然さを脳波データから解読した．第 3 章では，不自然さに関する生理学的調査のため，脳波の周波数と多感覚処理の影響について述べる．第 4 章では，これまでの研究で明らかにされた不自然さに関わる脳活動を応用するために，高速・高精度に脳波から不自然さの状態を抽出するアルゴリズムを提案する．第 5 章と第 6 章では，曖昧性多義図形を用いた知覚闘争現象から脳の知覚活動について述べる．知覚闘争に対して 2 つの異なる実験手続きを利用し，第 5 章では，知覚闘争と周波数活動の関連を明らかにする．そして第 6 章では，第 5 章の実験手法が抱える課題を解決するため，新たな実験手法を提案し，その有効性について述べる．第 7 章に本論文を総括する．

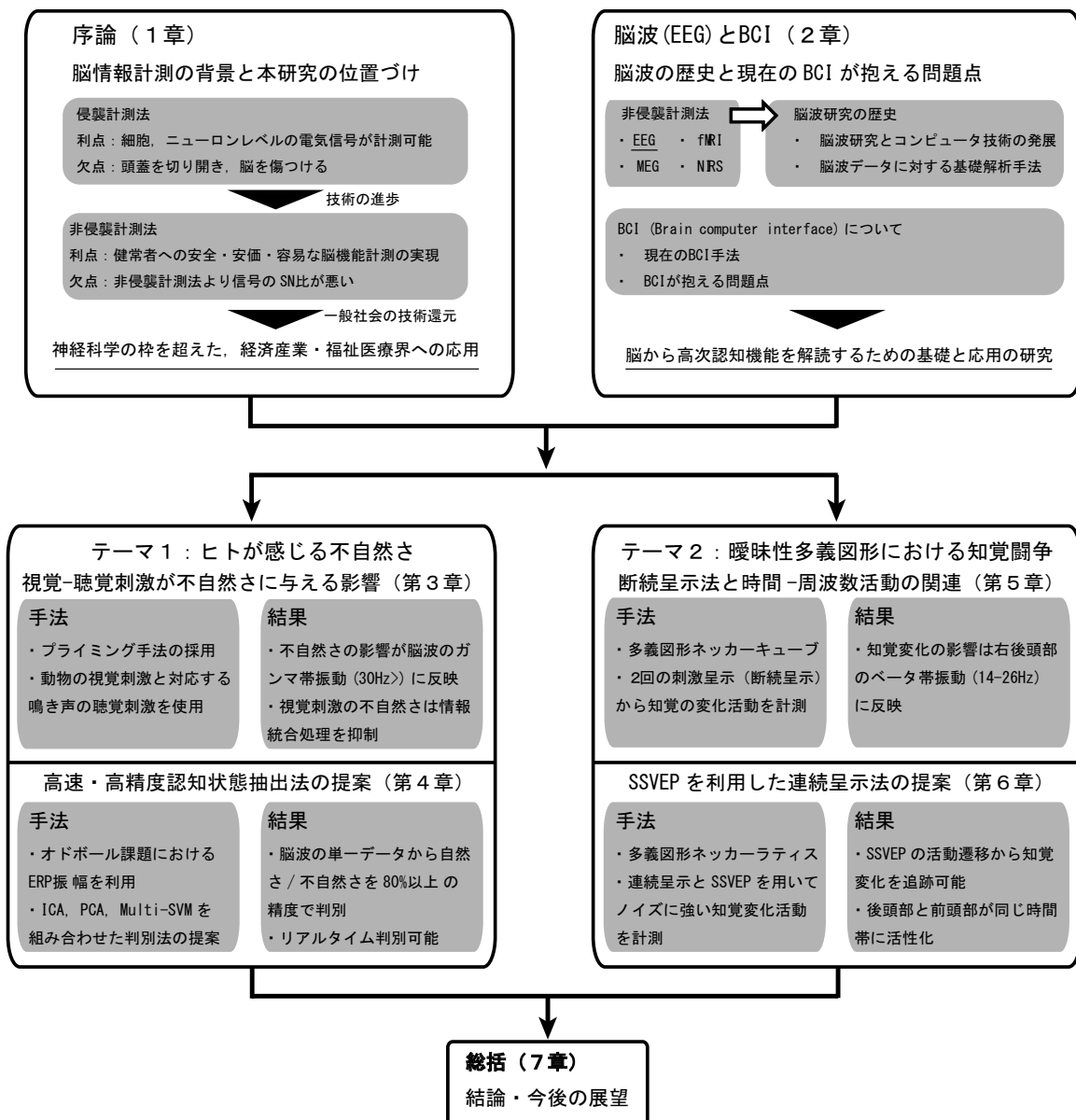


図 1.1 本論文の構成

## 第 2 章

# 脳波と BCI

### 2.1 本章の概要

本章では，本研究の背景となる脳波研究の歴史を概説するとともに脳波データの解析手法について述べる．また，BCI の事例を示すとともに，現在の BCI が抱える課題を指摘する．

### 2.2 脳波研究の歴史

1924 年に Caton は，動物の脳から刺激に対する電気反応を記録した [3]．これが最初の誘発電位の研究である．1929 年，Berger によってヒトの脳から電気活動が計測できることが報告され，またヒトの頭皮上に電極を置いて計測された信号を増幅し，その電位の変化をプロットすることで，ヒトの脳の電氣的活動を計測することに成功した [4]．Berger はこの電氣的活動を Electroencephalogram(EEG) と呼んだ．その後，1934 年に Adrian が，1939 年に Davis と Lennox が Berger の観測結果を詳細に確認したことで，脳波は実質的な現象として受け入れられた [5]．その後 10 年間，脳波は科学的，そして臨床的応用として利用された．当時，既に外部刺激に対して一時的に生じる誘発電位は確認されていたが，自発的に生じる背景脳波に埋もれてしまうため，観測された波形はとても荒く，特に認知神経科学の焦点である神経処理の推定には利用されなかった．

しかしながら，1951 年に Dawson が，刺激時点にそろえて信号を加算平均し，背景脳波を相殺する方法を提案したことによって，脳波から明確な感覚，認知，運動活動などの反応を抽出できるようになった [6]．デジタルコンピュータが市販されるようになると，信号処理法の発展とともに事象関連電位 (Event-related potential: ERP) は数多く報告されるようになった．特に，P300 は，1964 年 5 月 20 日に Sutton がヒトの期待とそれに関するフィードバックに対応した脳電位を調べるために新しい課題を用いた実験によって発見さ

表 2.1 脳波研究の歴史

年代	人物	事柄
1875	Caton	脳の電気活動の最初の報告
1929	Berger	ヒトの脳の電気活動の最初の報告
1939	Davis	ヒトから外部刺激に対する誘発電位を記録
1947	Dawson	末梢神経の電気刺激に同期して脳波をオシロスコープで記録
1951	Dawson	アナログ式加算平均器の開発
1958	Clark	デジタル式加算平均器の開発
1964	Walter	随伴陰性電位 (CNV) の発見
1965	Sutton	P300 の発見
1975	Squires	P3a/P3b の発見
1978	Naatanen	Mismatch negativity の発見
1980	Kutas	N400 の発見

れた [7]。この頃から，ヒトの認知を情報処理のモデルによって説明しようとする認知心理学が発展した。続く 50 年は，多くの研究が様々な認知実験での ERP 記憶や解析法を発達させた。1980 年代中期になると，安価なコンピュータの普及が進み，ERP 研究はますます加速した。なお，脳磁図 (MEG) やポジトロン CT，近赤外分光法 (NIRS) による脳活動計測は 1960 年代から 70 年代に始まった。fMRI の実用化は 1990 年代であり，これらの非侵襲計測法と脳波の歴史にはおよそ 20 年ほどの時間差があり，この間の研究の積み重ねが現在の ERP の技術的成熟につながっている。

## 2.3 脳波解析法

### 2.3.1 事象関連電位と加算平均法

生きているヒトの頭部に 2 つの電極を貼り付けると，その間に数マイクロボルトのわずかな電位差が生じる。これをアンプで数万倍に増幅すると，リズムをもった波として観察できる。これが脳波である。

脳は，生命を維持するために心臓などの臓器を無意識のうちにコントロールしている。そのため脳波は，その個体が生きている限り絶え間なく自発的に出現する。これに対し，光や音などの外部から与えられる刺激によって特定の事象に関連して一時的に生じる脳の電気活動がある。これを，事象関連電位と呼ぶ。

ERP は，自発的な背景脳波 (background EEG) に重なって生じる。ERP は，背景脳波

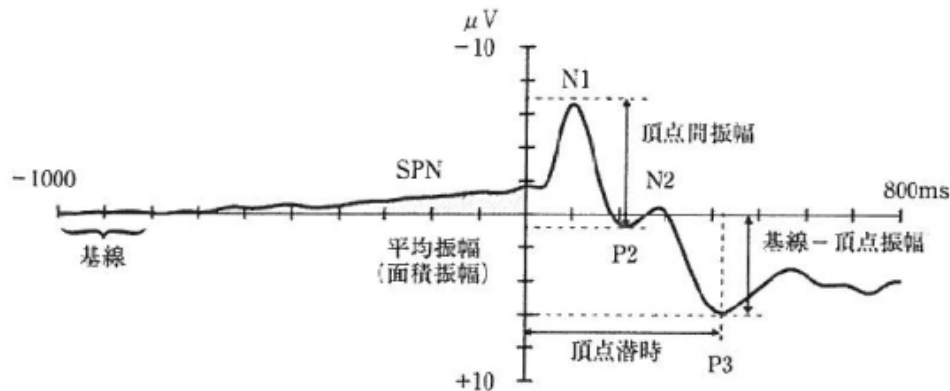


図 2.1 ERP 波形の例 [8]

ERP は、基線からの頂点潜時および頂点間振幅に着目する。

に比べて振幅が小さいため、単一の刺激呈示によって計測されるデータから ERP を抽出することは難しい。ERP 計測では、多数の刺激呈示と計測から得られた脳波データを事象の生起時点にそろえて加算平均する方法がよく用いられる。背景脳波はゼロマイクロボルトの前後で時間的に無関係（ランダム）に生じるため、多数のデータの加算平均によって背景脳波は抑えられる。一方、ERP は刺激の生起時点から一定の潜時で生じるため、計測を重ねるごとにその振幅は明瞭化する。そのため、加算平均法によって事象とは時間的に無関係に生じる背景脳波を相殺し、ERP 成分のみを観測することができる。

ERP は通常、いくつかのピークからなる波形として記録され、それぞれのピークを成分と呼ぶことがある。ERP 波形の例を図 2.1 に示す。ERP は、事象の開始点から、それぞれのピークまでの時間をミリ秒単位で測定する。これが頂点潜時であり、そのときの振幅を頂点間振幅と呼ぶ。振幅がプラス方向であれば陽性電位 (Positive) として P、マイナス方向であれば陰性電位 (Negative) として N の頭文字が付く。また、陽性あるいは陰性電位の振幅が、事象の開始点から何番目の振幅であるかを数字で示す。例えば、よく知られている脳波成分 P3 は、3 番目の陽性電位としての意味合いだが、別名の P300 は 300ms 付近の陽性電位として意味付けられている。ERP 研究では、この成分の潜時あるいはピーク値に注目して、脳活動の指標とする。

### 2.3.2 脳波スペクトル

加算平均法は ERP 研究における一般的な解析法のひとつであり、多くの研究で用いられている。しかしながら、加算平均法によって求まる波形は、刺激に対して位相や潜時が固定された成分であり、いくつかの問題が考えられる。

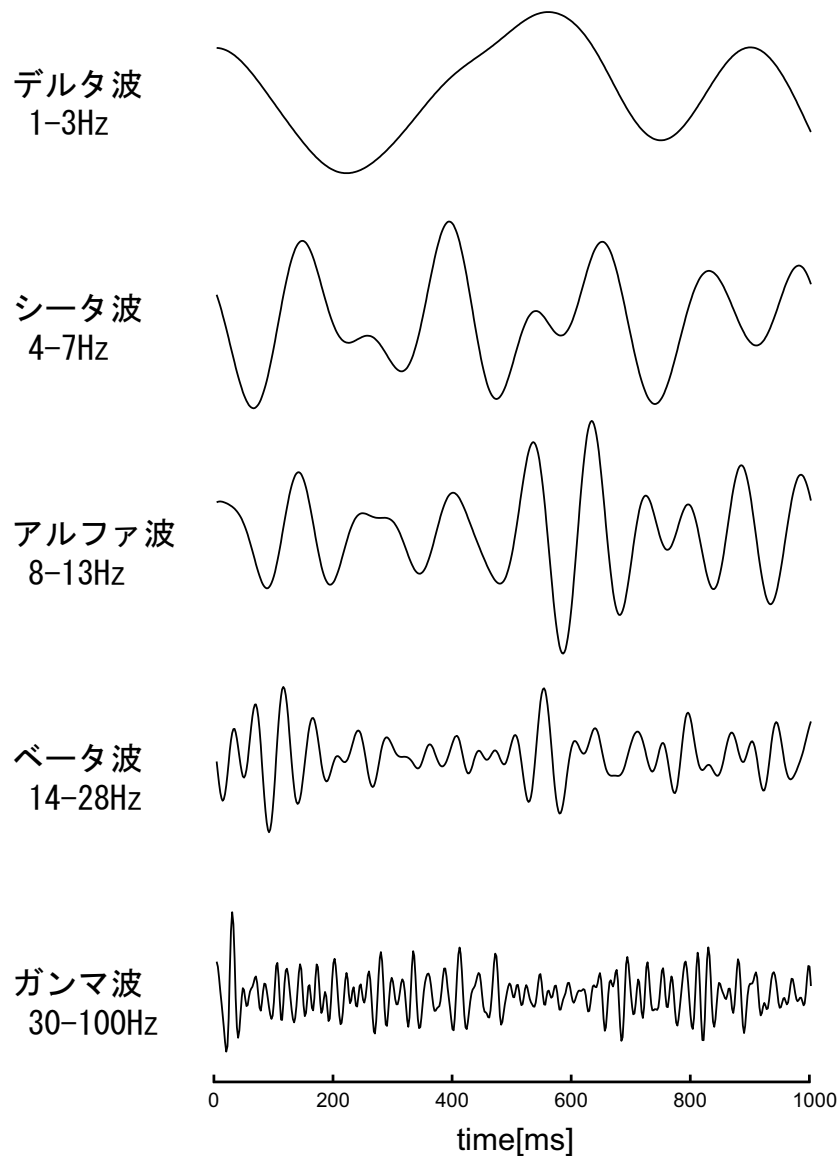


図 2.2 周波数スペクトル

脳波スペクトルは、帯域ごとに様々な脳機能を反映している。

- 刺激呈示ごとに位相が異なる成分が存在する場合、加算平均法では、その波形を観測することはできない。
- 位相が固定されていない成分は、測定におけるノイズとして無視してよい。
- 高振幅の ERP 波形は低周波帯活動であり、低振幅の高周波帯活動は ERP 波形に埋もれてしまう。
- 低振幅の高周波帯活動が、重要な脳活動を反映していないか。



加算平均法では、位相が固定されていない成分あるいは高周波活動は、加算平均法によって観測できないため、ノイズとして処理されることがある。このような背景から、脳波の振幅特性や時間特性だけでなく、脳波の周波数活動に注目が集まるようになり、脳波スペクトルの解析が行なわれるようになった。

脳波スペクトルには、特定の帯域ごとに名前がつけられており、それぞれ異なった生理学的な意義を反映していることが解明されている。図 2.2 に、それぞれの脳波スペクトルを示す。また、主な周波数帯域とその生理学的知見を示す。

- デルタ波

デルタ波は 1～3Hz の高振幅の脳波である。通常、健康な成人の覚醒時には、デルタ波の活動は計測されない。デルタ波は、主に睡眠研究で用いられ、レム睡眠とよばれる、体は眠っているが、脳が活動している深い睡眠時に観測される。

- シータ波

シータ波は 4～7Hz の高振幅の脳波である。シータ波は、傾眠時など眠気を誘発している状態において大きく観測される。また、ワーキングメモリと関連していると示されており、一時的な記憶保持作業などの精神的負荷をかけた状態で強く活動する [9, 10, 11, 12, 13]。

- アルファ波

アルファ波は 8～13Hz の脳波であり、後頭部位を中心として観測される。一般的に、閉眼時や安静時に観測され、肉眼でも確認できる。逆に、開眼時や視覚刺激呈示、暗算など精神的負荷を必要とするタスク実行において活動が減少する [9, 10, 11, 14]。脳や意識の状態によって変化することが経験的に知られているため、医学分野では意識障害、認知症、精神疾患、睡眠障害などの診断補助・状態把握に用いられる。後頭部位以外でもアルファ帯の 8～13Hz 帯の脳波が発生しており、中心溝周辺ではミュー波として知られている。

- ベータ波

ベータ波は 14～28Hz の脳波であり、覚醒時の活動と意識を表している。認識時のイメージ処理に関連があるとされており、側頭部では記憶符号化を示唆されている。また、運動と関連があり、運動あるいは運動準備時に活動が減少するが、運動後あるいはリラックス時に活動が増加する [15]。また、トップダウン制御や意思決定などの広域の脳領域間での相互関連を必要とする機能はベータ帯に反映されることが報告されている [16]。

- ガンマ波

ガンマ波は 30Hz 以上の高周波の脳波である。意識、知覚や記憶などの高次認知機能と関連付けられており、物体の特徴と物体特有の情報結合において重要な役割を

果たしているという見解がある．近年では，ガンマ波に焦点を当てた研究が数多く報告されており，周波数の振幅情報だけでなく，位相情報にも注目が集まっている．局所的な興奮性-抑制性の相互作用は，感覚，運動，認知などを形作り，局所的なガンマ帯に反映される [16]．

### 2.3.3 スペクトル解析法

複数の変動成分が含まれている信号の解析では，フーリエ変換が広く用いられている．フーリエ変換は，信号の定常性と線形性を仮定している．しかしながら，脳波データは非定常性があり，時間とともにデータに含まれる成分は刻々と変化する．そのため，フーリエ変換では，時間変化における周波数成分の増減を抽出することができない．フーリエ変換は，自発脳波などの常に出現している時間変化に関連のない脳波の解析には有効であるが，ERP などの特定の刺激を呈示したときに惹起される誘発反応の解析には不向きである．

そこで，信号の時間情報を保持したまま，周波数の変動を解析する方法として時間-周波数変換が用いられてきた．代表的な手法は，ショートフーリエ変換や自己回帰モデル，ヒルベルト変換，ウェーブレット変換である．特に，ウェーブレット変換は，多くの脳波研究で用いられてきた．ウェーブレット変換は，マザーウェーブレットと呼ばれる信号に，対象となる波形がどの程度合致しているか調べる．マザーウェーブレットを拡大・縮小しつつ，時間軸方向にシフトし，時間変化における周波数情報の振幅と位相情報を求めることで，ショートフーリエ変換よりも優れた変換精度を実現している．

### 2.3.4 周波数パワーの時間位相

前述したように，時間-周波数解析では，刺激呈示ごとに異なる潜時で惹起する成分も観測することができる．したがって，時間-周波数変換解析では時間変化における位相ずれを考慮しなければならない．図 2.3 に，測定された脳波を加算平均した後に時間-周波数変換した結果と，試行ごとに脳波を時間-周波数変換した後に，加算平均した結果を示す．試行ごとに測定された脳波 (図 2.3A) のうち，早期潜時の振幅は時間位相が固定されているため，加算平均しても信号は減衰しない (図 2.3B)．しかし，後期潜時の振幅は試行ごとに位相が異なるため，加算平均法では成分が互いを相殺してしまう．このように，時間位相が試行ごとに固定されている成分を Evoked activity，時間位相が試行ごとに異なる成分を Induced activity と呼ぶ．Evoked activity は時間位相が固定されているため，加算平均によって成分が強調されるが，Induced activity は位相が異なる成分によって互いを打ち消し合う (図 2.3C)．そこで，脳波を加算平均する前に，試行ごとに時間-周波数変

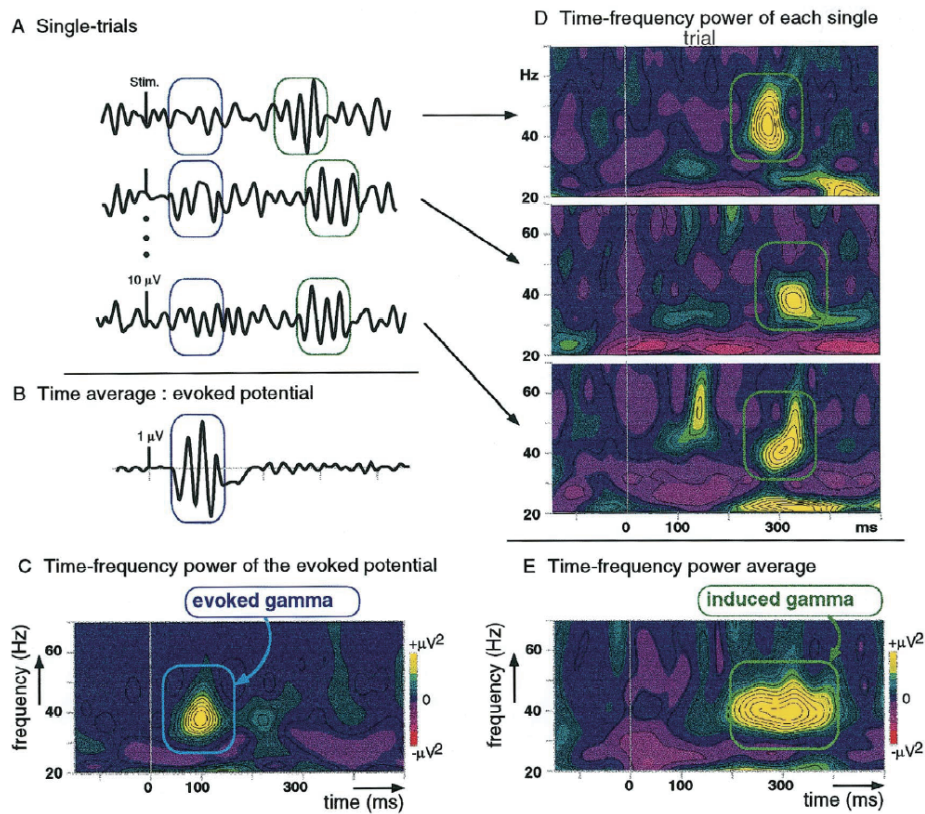


図 2.3 位相同期成分 (Evoked activity) と非位相同期成分 (Induced activity)[17]

- (A) 試行ごとに測定された脳波 (B) 加算平均波形 (C) 加算平均波形の時間-周波数パワー  
(D) 試行ごとの時間-周波数パワー (E) 試行ごとの時間-周波数パワーの平均結果

換を行い(図 2.3D), その後加算平均することで, Induced activity の観測が可能になる(図 2.3E). 一般的に, 図 2.3C は時間位相が固定されている成分だけに注目した Evoked 解析と呼び, 図 2.3E は, 時間位相が固定されている成分と時間位相が異なる成分の両方の成分 (Total activity) に注目した Total 解析と呼ぶ. これらの活動, 解析はいずれかの成分が優れているといった優劣はなく, どの成分に着目するか研究の目的に応じて柔軟に対応する必要がある.

## 2.4 BCI/BMI

近年の急速な科学技術の発達, 多チャンネル, 高サンプリングにおける環境での脳波計測を実現させ, 莫大な情報量のデータを短時間で解析することが可能になった. その結果, 脳研究は, 脳機能を解明するためだけではなく, 脳活動と工学の技術を融合させた, まったく新しいインターフェースにも応用されつつある. このような脳と機械を相互に接続する技術が, ブレインコンピュータインターフェース (Brain Computer Interface:BCI),

あるいはブレインマシンインターフェース (Brain Machine Interface: BMI) である。BCI は、脳と機械/コンピュータを直接つなぎ、脳の命令を身体ではなく機械に入力するシステムである。BCI は、考えるだけで機械の操作が行えるようになるため、近未来の技術として注目されている。BMI と BCI の用語の間に明確な役割はないが、BMI は、直接脳の表面あるいは内部に侵襲性の電極を設置する技術を指し、BCI は、脳波や fMRI などの、直接脳を傷つけない非侵襲手法により脳活動を推定する技術を指す場合が多い。

BMI は電極を脳に貼り付けることで、脳の電気信号を直接計測できるため、筋電位などのアーチファクトによる信号汚染が存在しない。一方、BCI は脳内の電気信号を直接計測することはできない。脳によって生成された電気信号は、頭皮上で計測されるまでに、頭蓋や頭皮の影響を受ける。さらに、近い位置にある筋電位が脳波に混入する。脳信号の精度の観点から比較すると、BMI が優れているが、健常者を対象とした利用法を考慮すると、BMI は技術的にも倫理的にも多くの問題が存在する。現状、BMI 実験は動物実験あるいは、患者に協力を仰ぎ、手術の際に電極を埋め込むという方法でしか実現できない。手術には、医療的な認可も必要であり、実験を行うために大きな労力と時間とリスクを必要とする。BMI は手軽に研究することが難しく、一部の大学や研究施設でしか行なうことができない。そのため、BMI より精度は落ちるものの、一般の人々が脳情報を利用することを考慮すると、BCI の発展は必要不可欠だろう。

BCI は、主に非侵襲的な手法で脳と機械を接続する手法である。数ある非侵襲手法の脳活動計測のなかでも、脳波を利用した BCI が多く研究されている。一般的に、脳波測定は増幅アンプと電極だけで計測が可能であり、大規模な設備も必要なく、手軽に計測できる。実験タスクにおける制限も少なく、日常生活における活動の中で使用可能である。以下、脳波を用いた代表的な BCI 研究手法を説明する。

### 2.4.1 P300 スペラー

P300 スペラーは、事象関連電位 P300 を有効に利用した手法である [18]。P300(P3) は、ヒトが特定の刺激に注意を払うと、刺激が呈示されてから陽性方向の 3 番目の振れ、潜時 300ms 付近に出現する脳波成分である。代表的な P300 スペラーを図 2.4 に示す。P300 スペラーでは、ランダムに 1 行あるいは 1 列の文字列が連続的に点滅する。図 2.4 は第 4 行目が点滅した瞬間を示している。ユーザは、あらかじめ、選択した文字だけに注目するように教示されている。仮に「I」の文字を選択したとする。各行列の文字列がランダムに点滅を繰り返している間、入力者は「I」が点滅した瞬間に注意を払う。この場合、第 2 行目および第 3 列目の文字列が点滅した瞬間に回数を数えると第 2 行目と第 3 列目が点滅した瞬間をオンセットとした潜時 300ms 付近に、文字に注目した認知成分を反映する P300 が大きく誘発される。これらの 2 つの行と列で共通して P300 が確認できる文字



図 2.4 P300 スペラー [18]

P300 スペラーではランダムに 1 行あるいは 1 列が高速に点滅する．ユーザは，選択している文字が点滅した回数をカウントすることで文字を入力する．

は「I」であるため，ユーザが「I」に注目していたことが推測できる．P300 スペラーは，P300 振幅の大きさからユーザが選択している文字を判別するため，P300 を特定・判別するアルゴリズムが重要となる．

### 2.4.2 定常視覚誘発電位

定常視覚誘発電位 (steady state visual evoked potentials : SSVEP) は高速に点滅する光源を注視したときに発生する周期的な脳波成分である [19]．高頻度の刺激観察中に誘発され，刺激と同じ時間周波数を持つ定常的な正弦波状の電位である．例えば，光源が 5Hz の時間周波数で点滅を繰り返している場合，その光源を観察すると，5Hz の脳波成分の周波数電位が増幅する．この原理は，BCI 手法の一つとして利用されている．複数個の異なる周波数をもつ光源を呈示させ，ユーザはそこから一つの光源に注目する．ユーザの脳波には，光源に対応する周波数活動が活発化するため，ユーザが注目している光源を予測することができる．事前に，それぞれの光源に役割や意味合いを持たせ，実験者とユーザの間で情報を共有することで，意思の伝達が可能になる．SSVEP の利点は，光源を観測するだけで脳活動の変化を誘発できるため，P300 スペラーや後述する運動想起のように，精神的負荷をあまり必要としないことである．

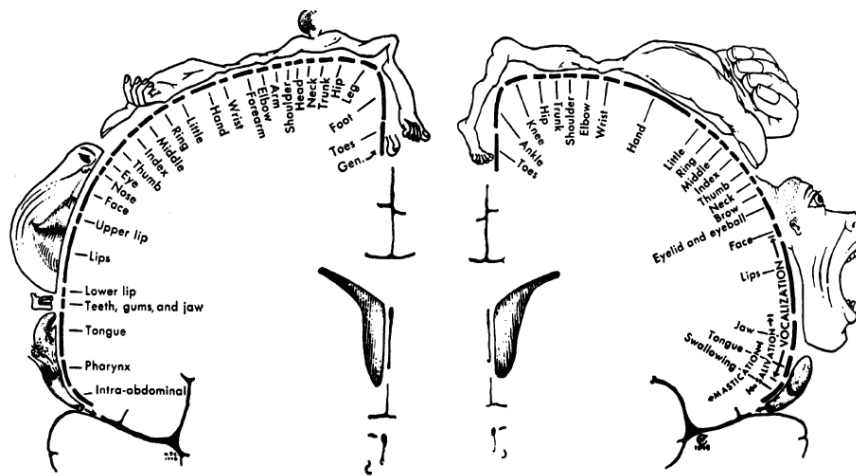


図 2.5 ペンフィールドのホムンクルスと運動野の対応図 [20, 21]

体の各部位の大きさが、大脳皮質運動野に占める割合に相当する。

### 2.4.3 運動想起

ある周波数成分が刺激などの事象に前後して増加することを事象関連同期 (Event-Related Synchronization: ERS), 減少することを事象関連脱同期 (Event-Related Desynchronization: ERD) と呼ぶ [15]。これらの活動をユーザが自発的に発生させ、ERS/ERD の特徴を解析することで、ユーザの意思を機械が解読できる。ERS/ERD を一般的に発生させる方法が、手あるいは足の運動想起 (motor imagery) である [22, 23]。我々が手や足の運動をイメージすると、頭頂部の運動野におけるアルファ帯、ベータ帯の活動が平常時より減衰する。これらの周波数活動の変調からユーザの命令を解読して BCI を操作する。運動想起において、手足の運動イメージが用いられる理由は、手と足に対応している脳の面積が大きいためである。図 2.5 にペンフィールドのホムンクルス [20] と呼ばれる大脳皮質と体の各部の関係を示す。この図は、ホムンクルスの体の各部位の大きさが、大脳皮質運動野の相当領域の面積に対応するように書かれている。体表面積と脳の運動野・感覚野の対応する部分の面積は同じ比率になっていない。特に、手指や顔の割合は大きく描かれている。この結果は、ヒトの手先および言語を発するための唇・舌がきわめて発達していることを示している [24]。このような生理学的背景から、手の運動イメージは、脳の運動野において大きく変調するため、非侵襲計測でも ERS/ERD を抽出することが容易となる。また、左右の手の運動イメージはそれぞれ異なる半球で観測されるため、複数の命令を作り出せる。さらに、ERD/ERS は P300 スペラーや SSVEP と異なり、脳波計測装置以外のモニタや刺激呈示プログラムが不要のため、機械的、技術的制限を受けにくいといっ

た利点がある。

## 2.5 BCI における課題

このように現在の BCI は、脳の信号をいくつかのパターンに分類して、その信号パターンの違いからユーザが操作したいであろう情報を読み取り、機械が識別できる信号に変換する方法が主流である。しかしながら、脳信号は莫大な情報量を保持しており、五感によって入力される外界の刺激情報を知覚し、刺激を意味づけすることで感情や論理的思考など高次の認知処理を可能としている。脳内情報を詳細に解読できれば、夢などの脳内イメージの抽出や、言葉にできない細かなニュアンスの表現を伝えることができる可能性がある。ヒトの伝達手段では、完全に伝えることのできない非言語情報を解読できれば、革新的な技術としてその応用範囲は広がる。BCI の利用は産業分野だけではない。医療分野では、正常な認知能力を持ちながら、筋肉の操作が自由に行えないため、意思を表現できない患者が多数存在しており、BCI を利用した意思伝達装置が注目されている。脳疾患が発生する可能性は、年齢を重ねるに連れて高まる。今後、高齢化社会が訪れることが予測されており、意思を自由に伝達できる BCI の開発が望まれている。

このような BCI を開発するためには、主に以下の 2 つの課題を解決しなければならない。

- 解読すべき脳情報は、どこかの脳領域に関連しており、どのような電気信号として脳波から計測できるか。特に、意思伝達には認知や知覚に関する高度な情報処理が関わっていると考えられるが、どのような脳波成分として反映されているか。
- 脳波は、同時多発的に生成された複数の脳活動が融合した結果として計測されている。この莫大な情報のなかから、解読すべき脳信号を精度よく抽出するための手法が必要である。特に、リアルタイムに特定の脳信号の抽出を可能にするアルゴリズム開発が望まれる。

本研究では、この 2 つの課題に対して、認知および知覚に関わる活動を解読するため生理学的基礎研究および、認知に関わる成分を高速・高精度に抽出する工学的応用の 2 つの側面からアプローチした。

## 2.6 本章の統括

本章では、脳波研究の始まりから発展、現在の解析手法への拡張と BCI の代表的な研究事例を示し、最後に BCI の課題を述べた。BCI はその発展が望まれているが、未だヒトの高次認知機能をリアルタイムに抽出することは難しい。次章では、ヒトが感じる不自然



さに関わる活動を解読し，脳がどのように不自然さを符号化しているかについて述べる．



## 第 3 章

# 聴覚-視覚刺激間によって誘発される不自然さの神経活動

### 3.1 本章の概要

本章では、高次認知機能のひとつとしてヒトが感じる不自然さが脳内でどのように符号化されているか検討した。ヒトが感じる不自然さを実験室場面で再現するため、視覚と聴覚情報を利用したクロスモーダル実験を行い、脳波のガンマ帯に反映された影響について議論した。

### 3.2 不自然さとは何か

ヒトはどのようなときに不自然さを感じるのだろうか。「不自然」とは一般的に、自然でないさま、わざとらしいことと定義されている。不自然さの感じ方は、ヒトによって異なるが、我々が一般的に認識している記憶とは異なる刺激が与えられたときに発生すると考えられる。例えば、ヒトの顔色が肌色ではなく、青い色であれば、それは不自然であるといえるだろう。実際、我々に強いインパクトを与え、記憶に残りやすい青い顔色は、映画やアニメなどの創作において利用されている。それでは、物体の色が通常存在し得ないであろう色であれば、ヒトは不自然に感じるだろうか。しかしながら、ある程度の慣れを生じると、そのキャラクターに対して不自然さや違和感は感じなくなる。逆に、それらのキャラクターが、一般的に普通とされる特徴をもつことが不自然さを誘発するのではないか。また、不自然さを感じさせる要因は、色だけではない。視覚的な情報では、色の他に、形や質感といった刺激特徴が変化すれば、不自然さを誘発するだろう。さらに、聴覚情報や嗅覚情報でも不自然さという認知状態は発生するかもしれない。

不自然さに関連して、不気味の谷 (図 3.1 参照) と呼ばれる現象が存在する。不気味の

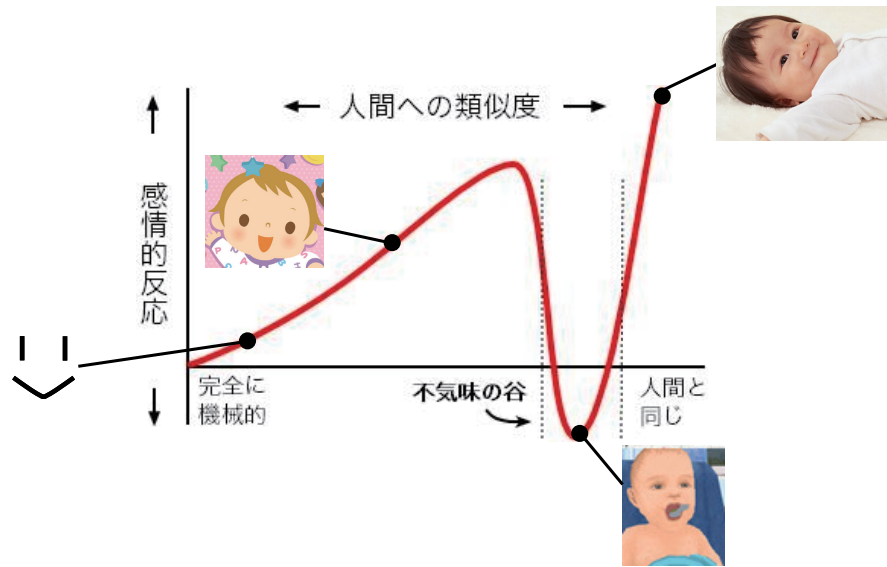


図 3.1 不気味の谷

人間への類似度に比例して、より好感的、共感的に感情的反応が上昇していくが、ある時点で突然強い嫌悪感に変わる。

谷は、ロボットやアニメーションの人物に対する好感度・共感度が、人間への類似度に比例して高まるが、ある時点で突然強い嫌悪感に変わる現象である。もし、ヒトの不自然さが、ヒトから離れているほど強く発生すると考えると、不気味の谷の現象はこの仮定に反する結果となる。不気味の谷は、ヒトへの類似度を対象とした現象ではあるが、色や形など他にも不自然となる要素は多数存在する。

このように不自然さという感性は、そのメカニズムが解明されていないものの、高次認知機能と深く関連していると考えられる。不自然さを生み出すメカニズムの理解は、高次認知処理の解明に貢献できる。また脳活動計測から不自然さに関連する成分を抽出できれば、産業分野では、商品の品質評価の指標として利用でき、福祉医療の分野では、脳情報を利用したコミュニケーションのツールとして役立つ。

### 3.3 不自然さに関する脳活動と新たな課題

不自然さに関する脳活動の従来研究は数少ないが、一部の ERP 研究において、ヒトが感じる不自然さの影響がオドボール課題における標的刺激に反映されることが示されている [1, 2]。従来研究では、オドボール実験において不自然な刺激と自然な刺激を採用しており、標的刺激に不自然さを感じる刺激と自然な刺激を呈示し、両者の間で ERP を比較している。その結果、オドボール課題における P3 成分が、呈示刺激画像に対する「自然さ」、「不自然さ」という感性に強く影響を与えていることを報告した。標的刺激に不自然

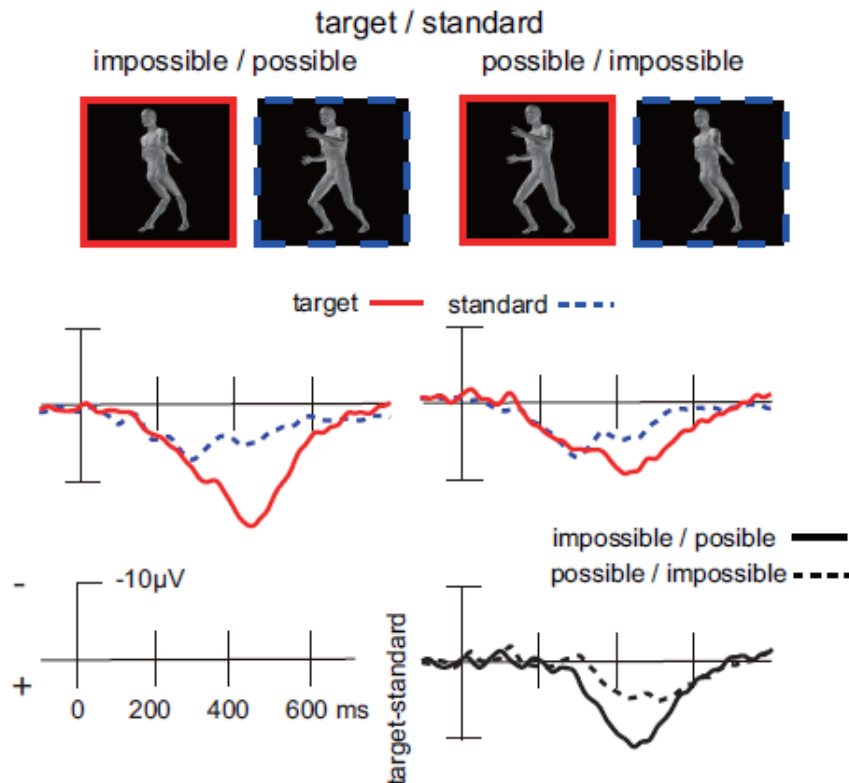


図 3.2 不自然さと P3[1]

オドボール課題の標的刺激に不自然画像を呈示した場合，P3 振幅が増幅される．

な刺激を呈示した場合，P3 成分はより高振幅な波形となって観測される（図 3.2 参照）。一方，標的刺激に自然な刺激を呈示した場合，P3 成分は標準刺激と比較して高い振幅を示すものの，不自然な刺激を呈示した場合と比較して，その振幅は小さい．一般的にオドボール課題における標的刺激の P3 振幅は，注意に関わる神経処理を反映して大きく惹起されるが，標的刺激が不自然さを感じる場合，P3 成分にその認知的処理が反映されて，振幅がさらに増大する．この P3 成分には，不自然さだけではなく，様々な認知処理を反映していると考えられるが，不自然さに関わる脳活動が影響していることは明らかである．

しかしながら，不自然さに関わる研究は未だ少なく，不自然さという高次認知機能を知るためにはさらなる実験が求められる．前述したように不自然さの影響は，脳波の P3 成分の振幅に反映されることが示唆されたが，脳波の周波数成分に与える影響は明らかにされていない．脳波の周波数情報には，帯域ごとに異なるヒトの認知状態を反映していることが明らかにされており，特に 30Hz 以上のガンマ帯には，ヒトの高次認知機能を反映し

ていることが示されている [25]. ガンマ帯の高次認知機能は顔研究や注意・認知研究で報告されてきた. 例えば, ヒトの顔刺激を用いた研究において, 顔刺激は顔以外の刺激と比較して, ガンマ帯を大きく活発化させ, さらに頂点潜時が早くなることが報告されている [26]. また, Anaki ら [27] はヒトの顔認識において, 広く知られている有名人の顔は, 無名人よりもガンマ帯が強く活動することを示した. 注意, 認知研究では, 二値化した隠し絵を呈示した場合, そこに隠されている絵を認知したとき, ガンマ帯が活動することが報告されている [28]. これらの報告から, 高次認知機能とガンマ帯の関連は疑いようもない. したがって, 高次認知処理である不自然さは, ガンマ帯振動を変調させることが予想される.

不自然さは, その刺激が持つ単体としての不自然さだけではなく, 異なる感覚刺激の組み合わせによる不自然さも考えられる. これまでの研究で, 複数の感覚機能の活動は, 脳波のガンマ帯活動にその高次認知機能の影響が反映され, その重要性が示されてきた [29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36]. 例えば, 視覚と聴覚刺激の相互作用が引き起こす認知処理は, 単一の聴覚刺激によって生じる認知処理より強いガンマ帯活動を引き起こし, さらに刺激に対する注意によって活動の強さが変調される [34]. したがって我々は, 刺激間における情報をコンテキストとして意味付けすることで高次認知処理を行なっているといえる. 日常生活において我々は, 常に複数の感覚刺激にさらされており, 複数の感覚刺激の組み合わせによって生じる不自然さの神経処理の解明は, 今後, 実環境における脳情報の応用範囲を拡大すると考えられる.

本研究は, 刺激自体の不自然さと複数の感覚刺激による組み合わせの不自然さの相互作用に関して検討する. 単一の感覚刺激と刺激の組み合わせが与える2つの不自然さの側面からアプローチすることで, 不自然さがどのような脳波成分として符号化されているか解明する. 複数の感覚刺激を組み合わせるために, クロスモーダル プライミング手法を採用し, 聴覚刺激と視覚刺激を利用した聴覚-視覚クロスモーダルプライミング実験を行った.

## 3.4 聴覚-視覚プライミングを用いた実験

### 3.4.1 被験者

実験に協力した被験者は, 17名の健康な豊橋技術科学大学の関係者(男性15名, 女性2名, 年齢幅21-27)である. その内1人は, アーチファクト除去の結果, 十分な試行回数が得られなかったためデータから除外した. すべての被験者は, 実験内容について十分理解して, 参加の同意を得た上で実験を行った. なお, 本実験は国立大学法人豊橋技術科学大学安全衛生委員会「ヒトを対象とする研究」審査会の承認を受け, 行われた.

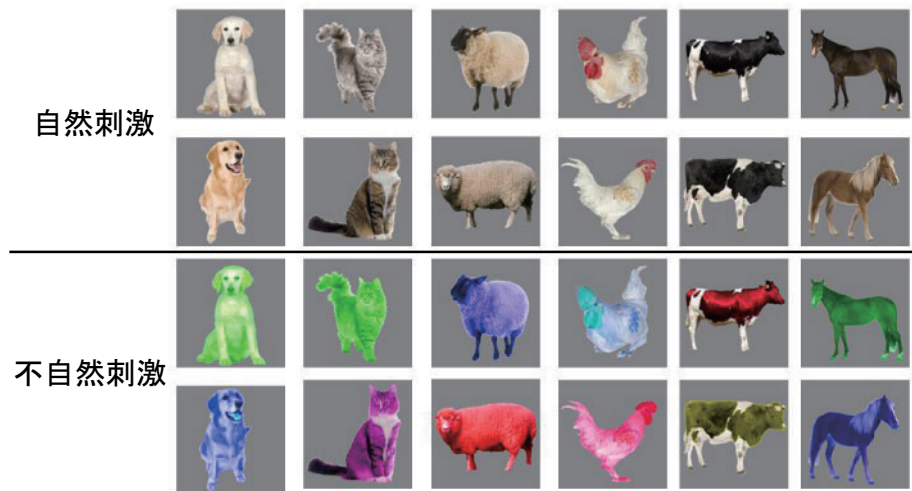


図 3.3 視覚刺激

実験には 6 種類の動物画像の自然色画像と不自然画像色画像を使用した。不自然色画像は自然色画像を変色して作成した。

### 3.4.2 実験刺激

視覚刺激は、6 種類の動物の自然色画像と不自然色画像を使用した。動物の種類はそれぞれ 2 種類の、イヌ、ネコ、ウシ、ウマ、ヒツジ、ニワトリの画像を使用した。不自然色画像は自然色画像を変色して作成した。視覚刺激を図 3.3 に示す。

視覚刺激は 400ms 間呈示され、256 色、視野角 6 度で表示した。背景色は CIE1931(x,y,Y)=(0.290, 0.323, 26.8) のグレーとした。

聴覚刺激は、視覚刺激に対応する 6 種類の動物ごとに 3 つの自然な鳴き声の音声データ (計 18 データ) を使用した。音声 (サンプリングレート 44kHz, オーディオサンプルサイズ 16 ビット, モノラル) は開始 50ms 後に鳴り始めるように設定した。すべての音声は 1000ms 呈示し、最大音圧は一定になるように調整した。

### 3.4.3 実験環境

実験はシールド暗室で行い、VSG2/5(Cambridge ResearchSystem 製) によって制御し、ディスプレイ (CV921X, TOTOKU 製, 解像度 800 × 600pixel, Frame Rate100Hz) に呈示した。被験者は、75cm の観察距離から顎台によって頭部を固定され、両眼にて画面を観察した。また、聴覚刺激は両耳イヤホンによって再生した。

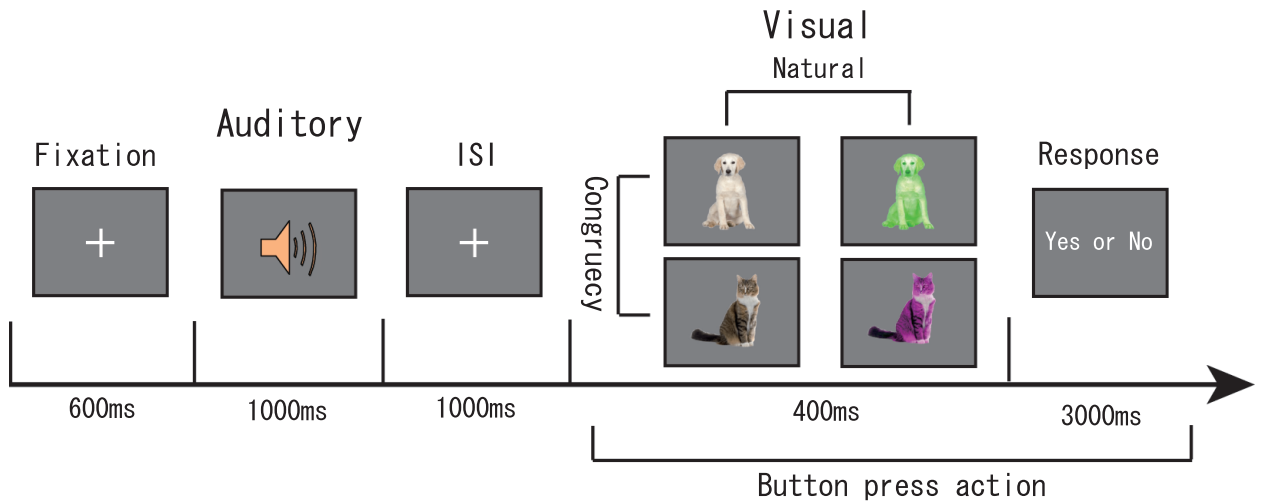


図 3.4 実験手順

実験手順は、聴覚刺激呈示、視覚刺激呈示、そして被験者応答から構成される。聴覚刺激呈示では、6種類の動物の中からランダムな動物の鳴き声を選択させ、1000ms 呈示される。その後、視覚刺激呈示では、ランダムな動物の画像が 400ms 呈示される。実験は、先行する聴覚刺激の動物と比較して、同じ種類の動物であるか (Congruency)、画像の動物の色が自然であるか (Naturalness) の条件で構成される。被験者は、視覚刺激で呈示された動物が「家畜として扱われているか否か」を 2 択のボタン押しで報告するよう教示された。

#### 3.4.4 ERP の記録

生体アンプ (Polymate, TEAC 製) を用いて、実験中の被験者の脳波を計測した。エレクトロキャップ (日本光電製) を被験者に装着し、国際 10 - 20 法 [37] に基づく、19 チャンネルの電極から計測した。基準電極は両耳朶連結とし、垂直方向の眼球運動を監視するために、左目上縁に EOG 電極を装着した。計測された脳波をサンプリング周波数 500Hz で A/D 変換した。

#### 3.4.5 実験パラダイム

実験の流れを図 3.4 に示す。実験パラダイムは、固視点 600ms、聴覚刺激呈示 1000ms、刺激間隔 1000ms、視覚刺激 400ms、被験者応答 3000ms の 5 つのパートから構成される。聴覚刺激と視覚刺激は、6 種類の動物のうち 1 種類の動物がランダムに呈示される。聴覚-視覚刺激の組み合わせは、2 つの要因から構成される。第一の要因は、先行刺激の音声と後続刺激の画像が、意味的に一致しているかどうか (カテゴリー一致/不一致) であり、第二

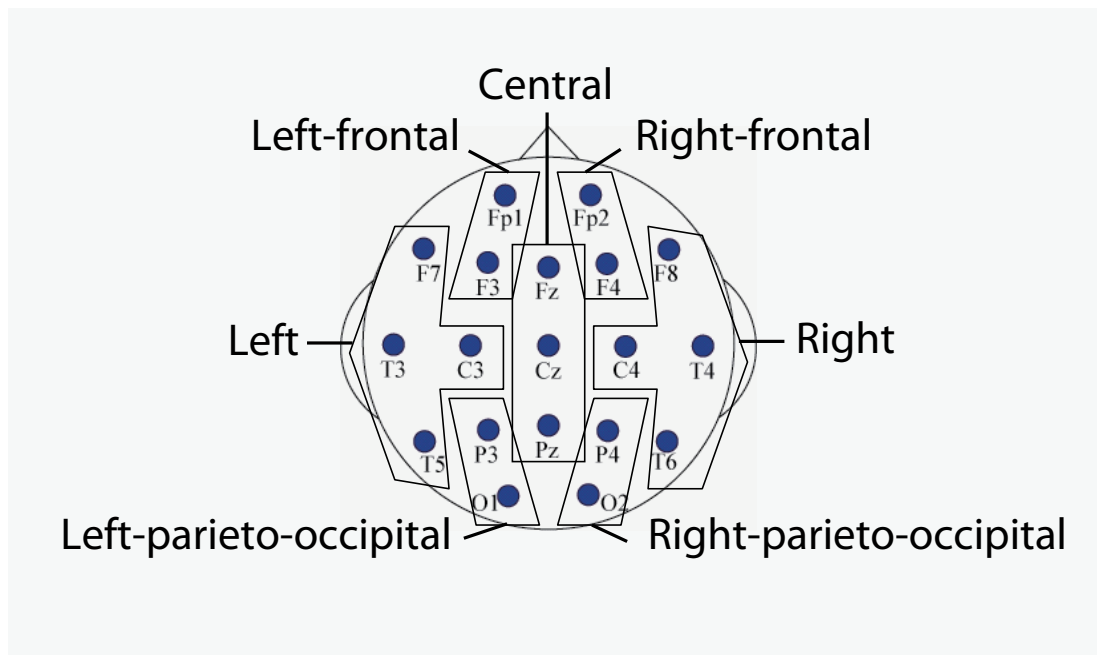


図 3.5 領域分割図

19 チャンネルのデータを 7 つの領域に分割して解析した。

の要因は、視覚刺激が自然色であるかどうか(自然/不自然)である。聴覚と視覚刺激の組み合わせは、すべて等しい確率(25%)で呈示され、それぞれ 60 試行、全プロセスにおいて合計 240 試行呈示された。被験者は、実験に集中するための課題として、「視覚刺激の動物が家畜として扱われているか」を 2 択のボタン押しで報告するよう教示された。被験者は、視覚刺激が呈示されてからできるだけ早く、正確にボタン押しを行った。なお、応答は視覚刺激の自然さは考慮しないものとする。1 試行はボタン押しが行われるか、レスポンスから 3000ms ボタン押しがなければ、次の試行に移行する。

## 3.5 データ解析

解析ソフトは、Matlab 2007b(MathWorks 社) およびオープンソースツールボックスである EEGLAB 6.03b[38] を使用した。

### 3.5.1 ERP 解析

計測された脳波データに対して、バンドパスフィルタ(バターワース 10 次, 0.5~30Hz)をかけ、高周波雑音を除去した。使用するデータは、視覚刺激パートをオンセットとした、刺激呈示前-500ms から呈示後 1000ms のデータを抽出した。ただし、アーチファク



ト除去として、脳波計測に利用した 19 チャンネルにおける  $\pm 80[\mu V]$  の電位を超える試行と、EOG チャンネルにおける一定の閾値を超える試行を除いた。なお、EOG チャンネルにおける閾値は、波形を目視で確認し、被験者ごとに設定した。閾値は、およそ  $\pm 50 \sim 80[\mu V]$  である。次に、EEGLAB を使った、傾きによる除去 (最大傾斜=50,  $R^2=0.3$ )、同時確率を用いた除去 (電極内分散=5, 電極間分散=5)、尖度を使用した除去 (電極内分散=5, 電極間分散=5) によりアーチファクト除去を行った。傾きによる除去では、各試行およびチャンネルデータごとに、最小二乗的に最適近似する 1 次多項式の係数として傾き (最大傾斜) を求め、傾きが 50 以上かつ決定係数  $R^2$  が 0.3 以上の試行、確率を使用した除去では、あるチャンネル、時間において計測されるデータを収集し、その地点における値の発生率を計算し、異常値と見なされる試行、そして尖度を使用した除去では、突発的なノイズによる電位の振れを抽出するために、各試行およびチャンネルデータの尖度を求め、各チャンネルおよび全チャンネル間の尖度の Z 値分散が 5 を超える試行を除去した。ベースラインは、刺激呈示前-100ms とした。その後、19 チャンネルを 7 つの領域に分割し、データを加算平均した。領域は図 3.5 に示す通り、左前頭 (Left-frontal: Fp1,F3)、右前頭 (Right-frontal: Fp2,F4)、頭頂 (Central: Fz,Cz,Pz)、左後頭 (Left-parieto-occipital: P3,O1)、右後頭 (Right-parieto-occipital: P4,O2)、左側頭 (Left: F7,T3,T5,C3)、右側頭 (Right: F8,T4,T6,C4) とした。こうして得られた事象関連電位に対し、カテゴリ要因 (聴覚-視覚刺激の組み合わせにおけるカテゴリ一致/不一致)、刺激色要因 (視覚刺激における自然色/不自然色) および領域要因 (計測領域) から構成される 3 要因分散分析を行なった。なお、本研究のデータに対して、Kolmogorov-Smirnov 検定を行ったところ、一部のデータに対して正規性は認められなかった。しかし、分散分析では正規性と非正規性のデータ間で有意性に大きな傾向の差がないこと、および先行研究では、脳波データに対して正規性の仮定を認めていることから、本研究では統計解析に分散分析を使用した [34, 39, 40, 41, 42, 43, 44]。

### 3.5.2 周波数振動解析

ディジタルフィルタとして、バンドパスフィルタ (バターワース 10 次,  $0.3 \sim 110\text{Hz}$ ) をかけた。使用するデータは、ERP 解析と同様に刺激呈示前-500ms から呈示後 1000ms のデータを抽出し、 $\pm 80[\mu V]$  の電位を超える試行を除いた後、EEGLAB を用いたアーチファクト除去を行ったデータを使用した。

時間-周波数解析として、複素モレットウェーブレット変換を使用した。時間幅は 10ms 刻み、周波数幅は 4Hz から 100Hz までは 1Hz 刻みで変換した。なお、加算平均を行なう前に、時間-周波数変換を単一試行で行なった。ベースラインは、周波数ごとに刺激呈示



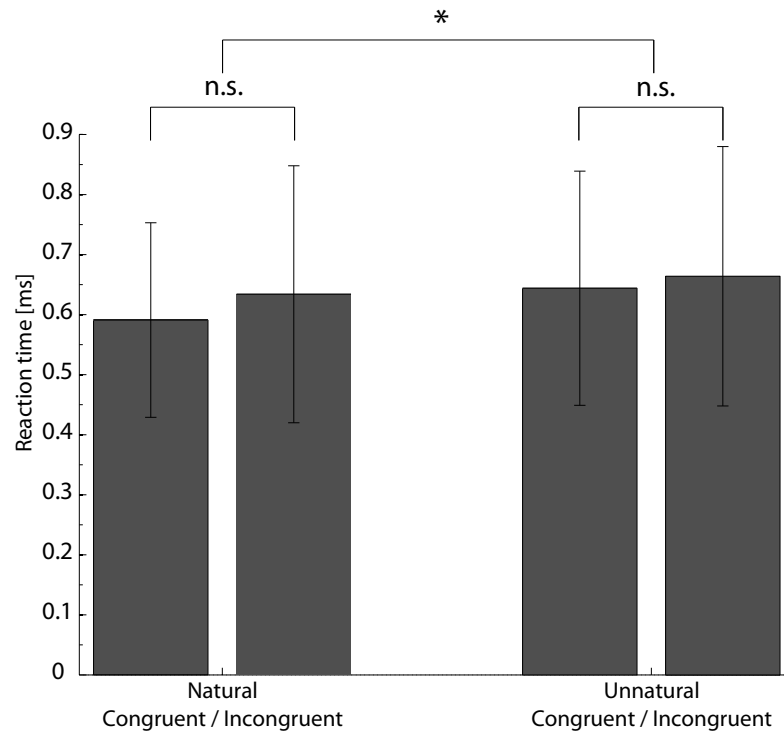


図 3.6 ボタン押し反応速度

各条件における被験者のボタン押しの反応速度を示す。聴覚-視覚刺激が不一致，もしくは視覚刺激が不自然になるほど反応速度が遅くなっている。

前とのパワーの増加比とした。

$$P(t, f)_{corrected} = \frac{P(t, f)}{P_{baseline}(f)} \quad (3.1)$$

ベースラインはすべての周波数帯において，刺激呈示前-300ms から-50ms とした。

時間-周波数の統計解析として，ERP 解析と同様に，カテゴリ要因，刺激色要因，および領域要因から構成される 3 要因分散分析を行なった。

## 3.6 結果

### 3.6.1 行動結果

被験者 16 名のボタン押しタスクを行い，反応速度 (reaction time:RT) を測定した。視覚刺激の呈示をオンセットとしたとき，各条件の反応速度を図 3.6 に示す。

図 3.6 より，聴覚と視覚のカテゴリが異なる，または刺激色が不自然な条件において反応速度が増大していることが判明した。聴覚-視覚刺激のカテゴリ一致と視覚刺激の自然さを要因とした 2 要因分散分析を行なった結果，主効果は，カテゴリに対しては認められ

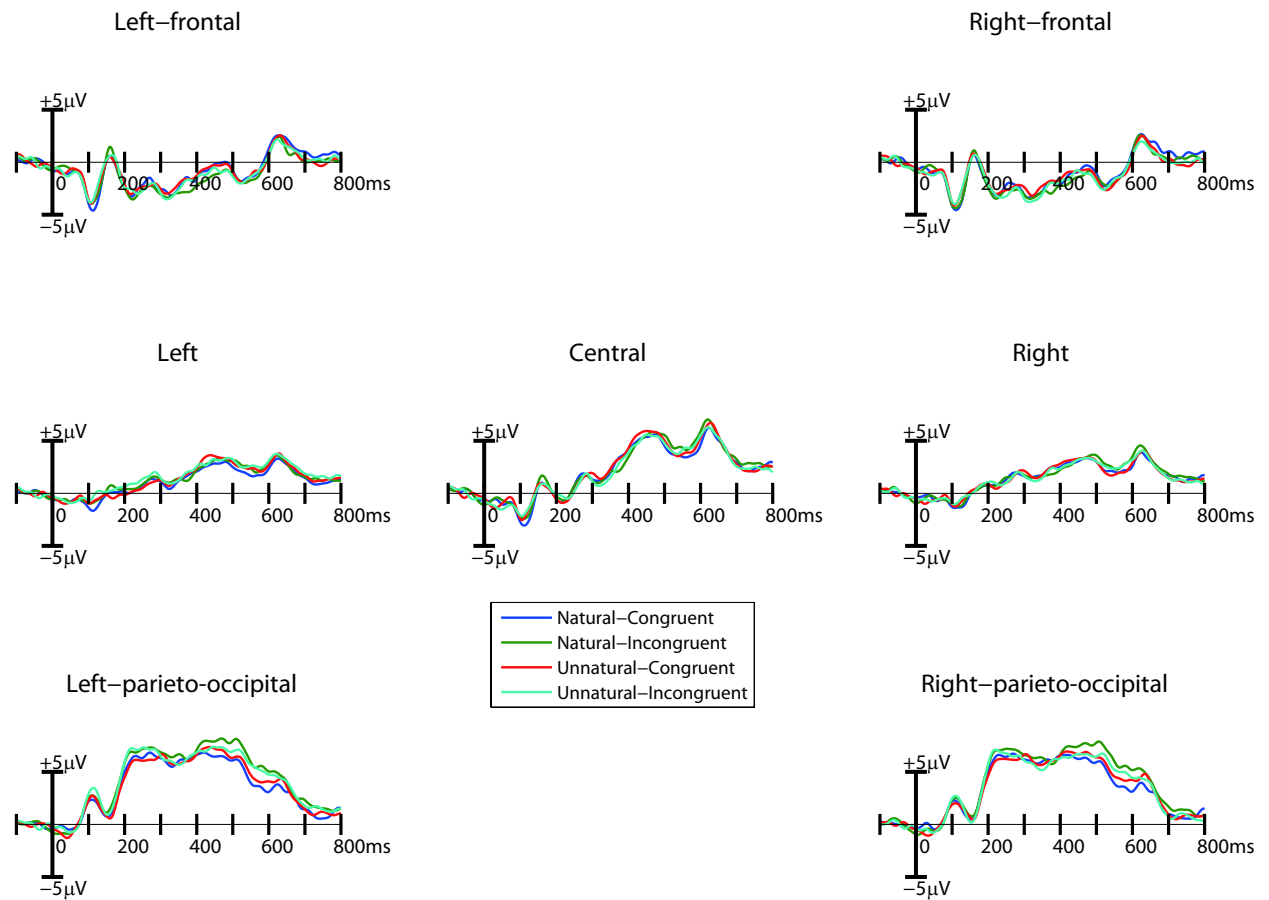


図 3.7 ERP 加算平均波形

視覚刺激をオンセットとした，7つの領域のERP加算平均波形を示す．統計解析として，3要因分散分析をN1(70～180ms)，P2(150～300ms)，後期成分LC(300～500ms)で行ったところ，すべてのERPで領域による主効果が認められた．

ず ( $F(15)=3.65$ ,  $p=0.0752$ )，刺激色に対してのみ認められた ( $F(15)=7.90$ ,  $p=0.0131$ )．刺激色の不自然さが，反応速度を増大させる効果にあることが判明した．また，検定における有意差は認められなかったものの，カテゴリ不一致による効果において，反応速度を増大させることが判明した．交互作用 ( $F=0.49$ ,  $p=0.495$ ) の統計的有意差は認められず，2つの主効果が組み合わされたことによる反応速度の変化は観測されなかった．

### 3.6.2 ERP 解析結果

視覚刺激をオンセットとしたときの，被験者16名のERPの加算平均結果を図3.7に示す．プライミングの先行知見では，先行刺激と後続刺激の一致がP2を増幅させることが

報告されている [39] . さらに , 刺激の repetition 効果が後期成分 (LC) に反映されることが報告されている [40] . また , マスクプライミングにおける報告では , 刺激の繰り返し効果が初期の陰性成分に反映されることが示された [45] .

N1 (70 ~ 180ms) , P2 (150 ~ 300ms) , 後期成分 LC (300 ~ 500ms) に対して , 3 要因分散分析を行なった . その結果 , N1 は領域 (左前頭 , 右前頭 , 頭頂 , 左後頭 , 右後頭 , 左側頭 , 右側頭) による主効果 ( $F(6,90)=22.5, p < 0.00001$ ) , P2 は領域による主効果 ( $F(6,90)=24.1, p < 0.0001$ ) およびカテゴリ一致と領域の交互作用 ( $F(6,90)=4.19, p < 0.001$ ) , LC は領域による主効果 ( $F(6,90)=46.9, p < 0.0001$ ) およびカテゴリ一致と領域の交互作用 ( $F(6,90)=2.43, p < 0.05$ ) が認められた . その他の主効果と交互作用に有意差は認められなかった . さらに , 主効果および交互作用が認められた条件に対して , Tukey-kramer による多重比較および単純効果検定を行った . N1 は前頭および頭頂で増幅し , 前頭 (左前頭 , 右前頭) と後頭 (左後頭 , 右後頭) と側頭 (左側頭 , 右側頭) の間に有意差が認められた . P2 は , 多重比較の結果 , 前頭と後頭と側頭の間に領域間の有意差が認められた . カテゴリ一致と領域の交互作用では , 水準左後頭における要因カテゴリ一致に単純主効果 ( $F(1,105)=6.150, p < 0.05$ ) が認められ , 刺激が不一致の場合 , P2 が増幅した . LC は , 多重比較の結果 , 前頭と後頭と側頭の間に有意差が認められ , 頭頂は他のすべての領域の間で有意差が認められた . カテゴリ一致と領域の交互作用では , 水準カテゴリ一致における要因領域に単純主効果 ( $F(6,180)=40.351, p < 0.001$ ) およびカテゴリ不一致における要因領域に単純主効果 ( $F(6,180)=48.442, p < 0.001$ ) が認められた . 水準左後頭における要因カテゴリ一致では , 刺激が不一致の場合 , LC が増幅する傾向が見られたが , 統計的有意差は認められなかった ( $F(1,105)=2.999, p < 0.1$ ) .

### 3.6.3 時間-周波数解析結果

各領域に対する時間-周波数解析の結果を図 3.8 および 3.9 に示す . 図 3.8 より , 後期潜時約 400-500ms において , 聴覚-視覚刺激が意味的に一致しているカテゴリ一致条件において , 25-50Hz のガンマ帯が増幅している .

後期潜時ガンマ帯活動は , カテゴリ一致の主効果 ( $F(1,15)=5.20, p < 0.05$ ) , およびカテゴリ一致と刺激色と領域の交互作用 ( $F(6,90)=2.54, p < 0.05$ ) が認められた . また , カテゴリ一致と刺激色と領域の交互作用における単純効果検定を行なった結果 , 水準自然色における要因カテゴリ一致と領域の交互作用 ( $F(6,180)=3.42, p < 0.01$ ) , 水準カテゴリ一致における要因刺激色と領域の交互作用 ( $F(6,180)=2.93, p < 0.01$ ) , 水準左後頭における要因カテゴリ一致と刺激色の交互作用 ( $F(6,180)=5.43, p < 0.05$ ) , 水準右後頭における要因カテゴリ一致と刺激色の交互作用 ( $F(6,180)=4.56, p < 0.05$ ) に単純交互作用が認められた . さらに , 水準カテゴリ一致と水準左後頭において要因刺激色に単純・単純主効果

( $F(1,210)=4.33, p < 0.01$ ), 水準カテゴリ一致と水準右後頭において要因刺激色に単純・単純主効果 ( $F(1,210)=4.33, p < 0.01$ ), 水準自然色と水準頭頂において要因カテゴリ一致に単純・単純主効果 ( $F(1,210)=5.86, p < 0.05$ ), 水準自然色と水準左後頭において要因カテゴリ一致に単純・単純主効果 ( $F(1,210)=11.2, p < 0.001$ ), 水準自然色と水準右後頭において要因カテゴリ一致に単純・単純主効果 ( $F(1,210)=10.6, p < 0.005$ ) が認められた。すなわち, 左後頭および右後頭におけるガンマ帯活動はカテゴリ一致/自然色において増幅するが, カテゴリ一致/不自然色の場合は抑制され, さらに, カテゴリ不一致であれば, たとえ刺激が自然色でもガンマ帯は抑制されることが示された。

### 3.7 考察

従来研究では, 被験者に同じ刺激, または類似している刺激を繰り返し提示すると, ERP やガンマ帯活動が減少することが報告されており, この効果は繰り返し効果として知られている。しかし, 同じカテゴリに属している刺激を, 視覚や聴覚の組み合わせなどの異なる感覚刺激で繰り返し提示すると, ERP 振幅やガンマ帯活動は増幅することが示された [40]。これは, 脳が同じ刺激の繰り返しではなく, 刺激間の意味情報に繋がりがあると認識し, 情報結合を行った結果であると解釈されている。それでは, 異なる感覚刺激であり, また同じカテゴリに分類される刺激の一方がヒトに不自然さを誘発する場合, 脳はどのように物体を認識するのだろうか。

これらの疑問を明らかにするため, 視覚-聴覚プライミングと視覚刺激の不自然さを組み合わせて実験を行い, その結果, 以下の知見が得られた。

1. 不自然な視覚刺激が提示された場合, 被験者のボタン押し応答速度が有意に増大する。
2. ERP 成分は, N1, P2, LC の振幅が計測領域によって変化した。頭頂, 後頭領域では, 有意差は認められないものの, カテゴリ一致/自然において N1 振幅がわずかに増幅した。
3. ガンマ帯振動は, 聴覚と視覚のカテゴリが一致かつ視覚刺激が自然さである場合, 刺激呈示後約 400ms の潜時において増幅した。しかし, 視覚刺激が不自然であればガンマ帯振動は抑制された。また, 聴覚と視覚のカテゴリが一致していない場合も, ガンマ帯振動は抑制された。

得られた実験結果から, ERP, ガンマ帯振動の考察を行った。

### 3.7.1 事象関連電位に与える影響

ERP 解析における統計解析の結果，計測チャンネルによる領域要因において有意差が認められたが，刺激の組み合わせと刺激色を与える影響は確認できなかった．図 3.7 より，前頭領域では，すべての ERP がほぼ同じ波形傾向を示しており，刺激条件の違いによる脳活動の違いを捉えることができなかった．側頭領域でも同様に，刺激条件の違いによる波形の有意差は認められなかった．頭頂，後頭領域では，P2，LC 振幅が刺激呈示条件によって，わずかに変化したが，領域要因および一致と領域の交互作用以外の統計的有意差は認められなかった．しかし，カテゴリ一致/自然条件において，頭頂，左側頭の N1 振幅が増大しており，N1 が聴覚と視覚の刺激間で両者に意味的な繋がりを持たせたことによる脳活動の影響を反映した結果であることが示唆される．また，P2 において，自然な刺激より不自然な刺激を呈示した場合，振幅が抑制されている．これらの結果から，クロスモーダルプライミングにおける画像の自然さ/不自然さの影響は，プライミング効果に影響を与える可能性が示唆される．

### 3.7.2 ガンマ帯周波数振動に与える影響

前述したように，ERP 解析では，刺激の一致/不一致と視覚刺激の不自然さの組み合わせによる影響が，振幅特性として反映されることが示唆されたが，刺激の組み合わせによる不自然さと，刺激自体がもつ不自然さが，直接どのように作用しているかについては，明確な結論を得るには至らなかった．そこで，ヒトの高次認知機能を反映しているガンマ帯振動から不自然さに関わる脳活動にアプローチした．

図 3.8 より，後期潜時約 400ms におけるガンマ帯振動は，聴覚と視覚刺激がカテゴリ一致しており，かつ視覚刺激が自然である場合に活性化されている．この活動は，聴覚と視覚という異なる刺激カテゴリでありながら，刺激間に認知的な意味情報の結合が発生したことを示しており，その結果，脳活動が活性化したことを示唆している [39, 41]．しかし一方で，カテゴリが一致しているが，ヒトに不自然色さを与える視覚刺激が呈示されると，ガンマ帯活動は抑制された．これまでの報告から，クロスモーダルプライミングにおける，聴覚-視覚刺激のカテゴリ一致は，ガンマ帯活動を活性化させることが知られているが [39]，カテゴリ一致における刺激色の自然さ/不自然さが刺激の組み合わせに与える影響は明らかになっていない．もし，不自然な視覚刺激を呈示しても，ガンマ帯の活動が活性化するのであれば，感覚様式を超えた刺激の組み合わせは，視覚刺激の自然/不自然に影響されないと考えられる．しかし，カテゴリ一致における脳活動の活性化は，視覚刺激が自然な場合に限定して発生しており，視覚刺激が不自然な場合，刺激の不自然さが情報結

合に関わる認知処理を抑制することが示唆された。水準カテゴリー一致と水準左後頭および右後頭において要因刺激色の単純・単純主効果でも有意差が認められており、カテゴリー一致における刺激色の要因が認知処理に影響を与えることを支持している。

これらの結果を総合すると、聴覚-視覚刺激に意味的に繋がりと認識する過程で、情報結合が発生する。このとき、視覚刺激が自然であれば、後期のガンマ帯に刺激様式を超えた多感覚入力の影響が反映される。しかし、視覚刺激が不自然であれば、本来の刺激の色記憶との差異により、高次認知に負荷が加わり、聴覚-視覚のカテゴリー一致によって発生するガンマ帯の活動が、視覚刺激の不自然さの影響により抑制される。聴覚-視覚刺激におけるカテゴリー一致が、ガンマ帯を振動活性させる一方で、異なるカテゴリによる組み合わせでは、視覚刺激が自然か不自然かに関わらず、ガンマ帯で振動活性は見られない。これは多感覚処理における先行知見と一致している [39][41]。クロスモーダルブライミングにおけるガンマ帯の活性化は、聴覚と視覚の情報を繋げるために、刺激のカテゴリー一致と視覚刺激の自然さが前提にあり、一方で、視覚刺激の不自然さやカテゴリの不一致は、周波数振動活性を抑制させる。本研究は、クロスモーダルブライミングにおける視覚と聴覚の情報結合を利用することで、刺激の前後関係におけるコンテキストと視覚刺激の2つの不自然さが、ガンマ帯振動に反映されることを示した。

### 3.8 本章の総括

ヒトの不自然さを解読するため、聴覚と視覚刺激を組み合わせたクロスモーダルブライミング実験を行った。聴覚と視覚刺激の組み合わせは、先行刺激の音声と後続刺激の画像が一致しているかどうか(カテゴリー一致/不一致)と、視覚刺激が自然色であるかどうか(自然/不自然)の4条件である。その結果、カテゴリー一致かつ視覚刺激が自然であれば、潜時400ms付近でガンマ帯振動が見られた。しかし、視覚刺激が不自然であれば、ガンマ帯振動が抑制され、さらに、カテゴリ不一致の場合も、同様にガンマ帯振動は抑制された。これは、聴覚-視覚間において、意味的に関連がある刺激が呈示された場合、刺激間のコンテキストの処理が促進され、脳内ネットワークが形成されたことを示している。このとき、視覚刺激が不自然であれば、刺激本来の自然色との差異による負荷がかかり、その影響がガンマ帯に反映されたと考えられる。カテゴリ不一致では、メモリコンテンツのネットワークが形成されないため、ガンマ帯振動が発生しないと考えられる。これらの結果から、異なる刺激の統合によるコンテキスト処理および視覚刺激の不自然さの影響は、ガンマ帯振動に反映されることが示唆された。

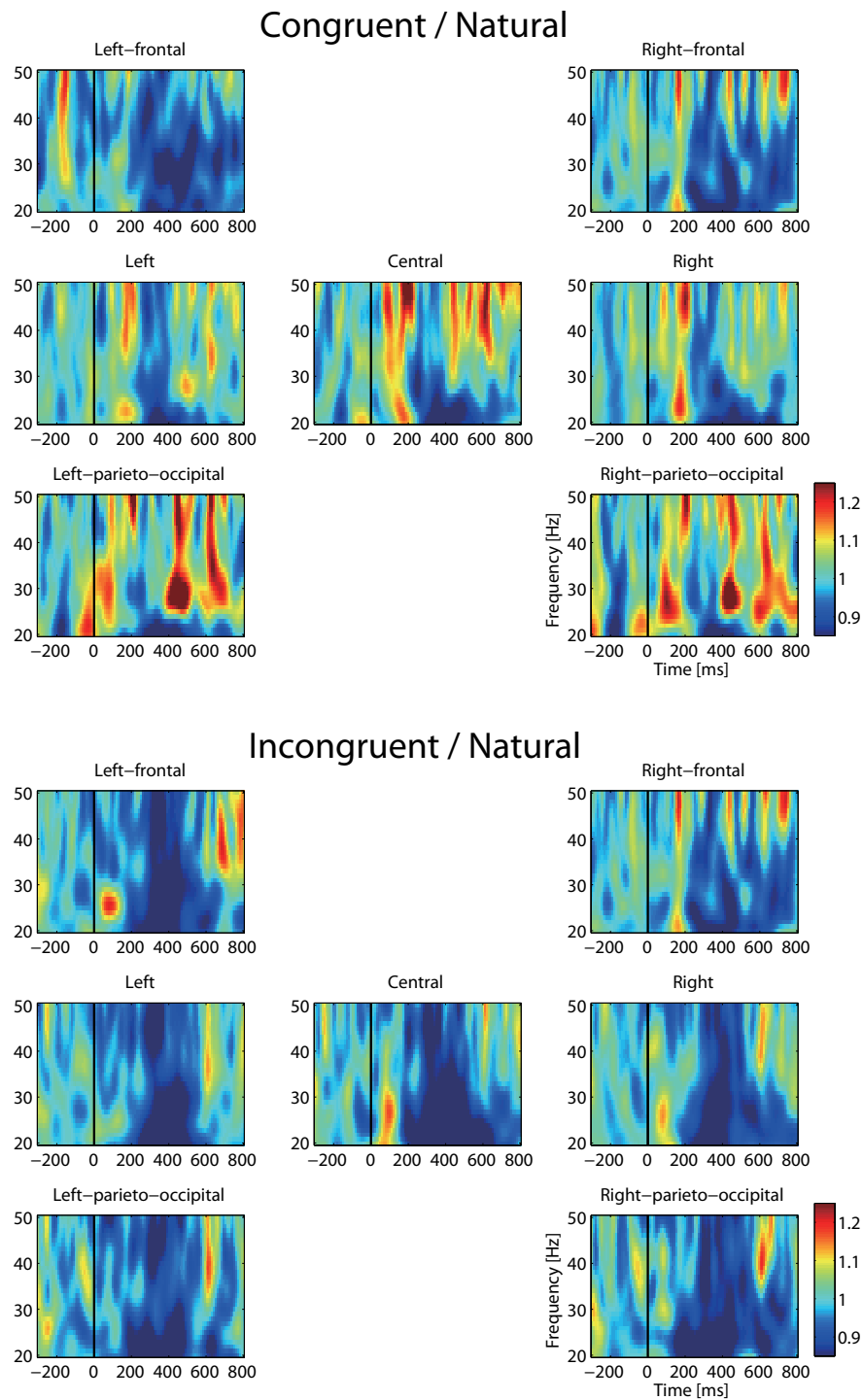


図 3.8 ガンマ帯活動 一致/自然 (上) 不一致/自然 (下)

視覚刺激をオンセットとした，時間-周波数パワーを示す。プロットは，呈示刺激前-200～-50ms から呈示刺激度の周波数パワーの増加比を表す。上図はカテゴリー一致/自然色の測定結果，下図はカテゴリー不一致/自然色の測定結果を表す。

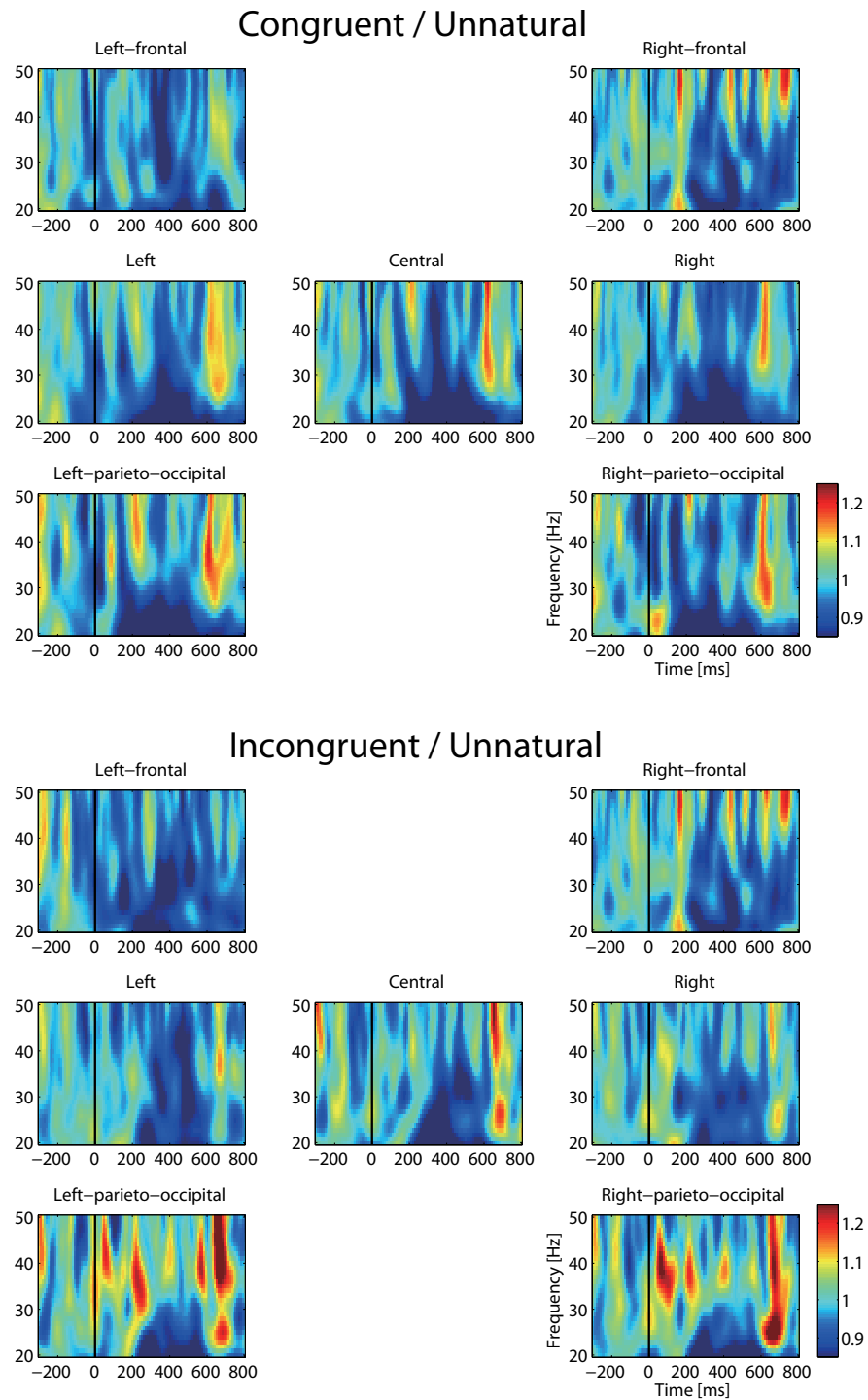


図 3.9 ガンマ帯活動 一致/不自然(上) 不一致/不自然(下)

上図はカテゴリ一致/不自然色の測定結果，下図はカテゴリ不一致/不自然色の測定結果を表す．



## 第 4 章

# 不自然な視覚刺激における ERP を 用いた認知状態推定

### 4.1 本章の概要

第 2 章で述べたように，BCI 開発では，脳で処理されている情報がどのように符号化されているかを明らかにするとともに，符号化されている信号を，短時間および高精度に抽出するアルゴリズムの開発が重要である．本章では，こうした課題を解決するために，不自然さに関わる脳活動を高速・高精度に抽出するアルゴリズムについて述べる．

### 4.2 高次認知機能の工学的応用に対する課題

第 3 章で示したガンマ帯振動は，ヒトの脳から不自然さという情報を抽出する新しい指標となる可能性がある．また，視覚情報だけではなく，聴覚情報を加えた複数の感覚間での不自然さの影響も反映しているため，現実に近い環境での応用も期待できる．それでは，このガンマ帯振動に着目することで，リアルタイムにヒトが感じる不自然さを抽出できるだろうか．既に述べたように，脳からリアルタイムに特定の活動を抽出して機械を動作させる BCI では，高速・高精度に脳活動を判別するアルゴリズムの存在が必要不可欠である．しかしながら，一般的に脳波の周波数情報は，背景脳波と比較してその SN 比は小さく，単一計測で得られた脳波データからの判別は困難とされる．一方，脳波の振幅情報は，既に BCI の動作手法のひとつとして利用されており，単一計測データにおける状態判別は現在の BCI における課題の一つとされている．

そこで本章では，ヒトが感じる不自然さの工学的応用の第一歩として，従来知見で報告されたオドボール課題における事象関連電位の振幅情報から効率的に不自然さを推定する方法を検討した．ここで発生する問題点は，P3 のような ERP とは無関係に生じる背景脳

波や皮膚の下にある筋肉活動から生じる電位活動（アーチファクト）である．通常，オドボール課題では，ERP とアーチファクトを区別するために，刺激呈示と脳波計測を繰り返し行い，計測された波形を加算平均することで，背景脳波やアーチファクトの影響を抑える．従来研究では，不自然さの認知状態を推定するために，複数回の刺激呈示と脳波計測による加算平均法を用いているが，実環境での動作を目標とする BCI では，リアルタイム性を重視した単一計測データから状態を抽出する方法が望まれる．この単一計測における状態推定で鍵となる技術が，ノイズ除去法や特徴抽出法の選択である．本章では，ヒトが感じる自然さ，不自然さの状態を単一計測の脳波データから高速・高精度に推定するためのアルゴリズムを提案する．

## 4.3 自然さ，不自然さを誘発させる視覚実験

### 4.3.1 被験者

実験に協力した被験者は，健康な豊橋技術科学大学の関係者である．顔画像とオレンジ画像を使用した実験に 20 代の男女 11 人（男性 10 人，女性 1 人），ポーズ画像を使用した実験に 20 代の男女 12 人（男性 10 人，女性 2 人）が被験者として参加した．すべての被験者は，実験内容について十分理解して，参加の同意を得た上で実験を行った．なお，本実験は国立大学法人豊橋技術科学大学安全衛生委員会「ヒトを対象とする研究」審査会の承認を受け，行われた．

### 4.3.2 実験刺激

図 4.1 に実験刺激として使用した，顔画像，オレンジ画像，ポーズ画像の不自然画像と自然画像を示す．顔とオレンジの不自然画像は，元画像の色を変色させて，実環境では存在しない刺激となるように作成した．ポーズの不自然画像は，人間が動作できない関節が折れ曲がった形である．

### 4.3.3 脳波計測

実験は，シールド暗室で行われた．各視覚刺激は，VSG2/5（Cambridge Research System 製）によって制御され，ディスプレイ（GDM，F500R，SONY 製解像度 800 × 600pixel，Frame Rate 100Hz）に呈示された．被験者は，スクリーンから 75cm 離れた顎台によって頭部を固定され，両眼にて刺激を観察した．課題遂行中の被験者の脳波を，生体アンプ（Polymate，TEAC 製）を用いて計測した．エレクトロキャップ（日本光電製）を用いて被験者に装着し，国際 10-20 法 [37] に基づく，19 チャンネルの電極から計測し，すべて

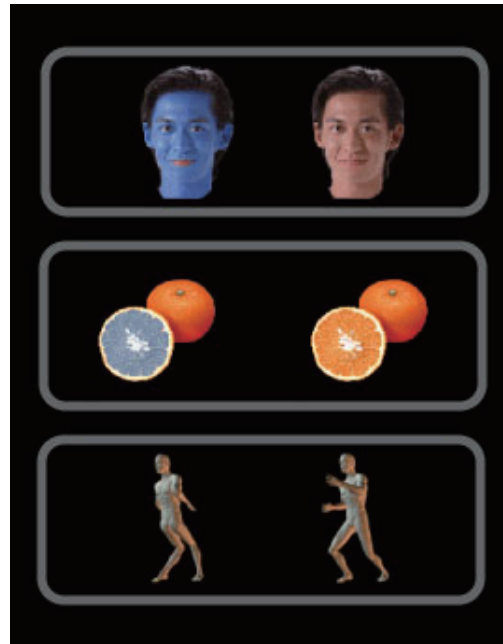


図 4.1 実験刺激

顔，オレンジ，ポーズの 3 種類の自然画像と不自然画像を使用した。

の電極の接触抵抗が  $20\text{k}\Omega$  以下となるように調整した。基準電極は両耳朶連結とし，垂直方向の眼球運動を監視するために左目上縁に電極を装着した。計測された脳波をサンプリング周波数  $200\text{Hz}$  で A/D 変換し，ノイズ除去のためにローパスフィルタ（バターワースフィルタ 10 次カットオフ周波数  $30\text{Hz}$ ）をかけた。使用するデータは，アーチファクト除去として  $\pm 80[\mu\text{V}]$  の電位を超える試行を除いたデータを使用した。

#### 4.3.4 実験手続き

本研究では，自然画像と不自然画像を使ったオドボール課題において，それぞれ標準刺激（高頻度に呈示される刺激）と標的刺激（低頻度に呈示され，被験者が注目する刺激）を交互に入れ替えて実験を行った。2 つの実験の内容を図 4.2 に示す。実験 1 では，標準刺激に自然画像，標的刺激に不自然画像を使用した。実験 2 では，実験 1 の刺激の役割を入れ替え，標準刺激に不自然画像，標的刺激に自然画像を使用した。実験 1 と実験 2 のオドボール課題をそれぞれ顔，オレンジ，ポーズの 3 種類の画像で行い，合計 6 回の実験を行った。本実験は，オドボール手続きに基づいて刺激呈示を行った。まず，固視点（ $1800\text{ms}$ ）が呈示され，その後，標的刺激あるいは標準刺激（ $200\text{ms}$ ，視野角  $9.7 \times 9.7$  度，平均輝度  $15.15\text{cd/m}^2$ ）が呈示された。その後，再び固視点が呈示され，次の刺激が呈示された。実験では標準刺激を 80%，標的刺激を 20% の割合でランダムに呈示した。ま

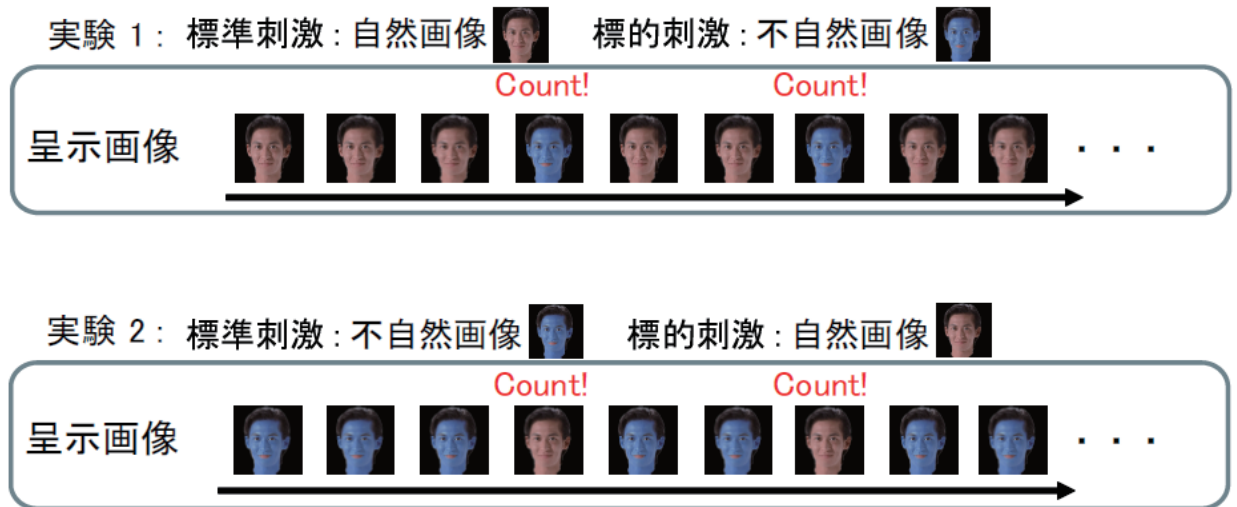


図 4.2 オドボール実験

2つのオドボール実験を行い，データを計測した．実験 1 では，標準刺激に自然画像，標的刺激に不自然画像を使用した．実験 2 では，実験 1 の画像の役割を入れ替え，標準刺激に不自然画像，標的刺激に自然画像を使用した．被験者は，標的刺激が呈示された回数を静かに数えるように教示された．

た，標準刺激と標的刺激の呈示回数の総和は，約 100-150 回の範囲でランダムに変動させた．実験 1 と実験 2 の順序は，すべて被験者の間で等しくなるようカウンターバランスが取られた．被験者はタスクとして，実験中に呈示された標的刺激の回数を静かに数えるように教示された．

## 4.4 判別課題の設定

オドボール実験で測定された脳波データから 3 つの判別課題を設定した．ただし，顔画像を用いた実験のうち 2 名とオレンジ画像を用いた実験のうち 3 名はアーチファクトにより，学習に十分な試行回数が得られなかったため，データから除外した．

### 4.4.1 不自然刺激オドボール課題

標準刺激を自然画像，標的刺激を不自然画像としたオドボール課題（図 4.2：実験 1）の自然画像と不自然画像の判別を行う．標準刺激と標的刺激が呈示されたときの脳波データの特徴を，教師あり学習であるサポートベクターマシンで学習を行い，機械学習器を作成した．学習器の評価は，交差確認法（クロスバリデーション）により，すべての単一計測

データから行った．ただし，標準刺激の試行回数が標的刺激の試行回数よりも多いため，標準刺激の学習量は標的刺激と同じ回数になるように調整した．これらの試行数調整は，交差確認法を用いた精度評価において，判別機がランダムな回答を算出した場合，正答率が 50% になるように行った．

#### 4.4.2 自然刺激オドボール課題

標準刺激を不自然画像，標的刺激を自然画像としたオドボール課題（図 4.2：実験 2）の自然画像と不自然画像の判別を行う．不自然画像オドボール課題と同様に，標準刺激と標的刺激の学習量が同じになるように，標準刺激の学習量を調整した．

#### 4.4.3 標的刺激からの不自然さの推定

不自然画像を標的刺激，自然画像を標準刺激としたオドボール課題における標的刺激（図 4.2：実験 1 における不自然画像）と，自然画像を標的刺激，不自然画像を標準刺激としたオドボール課題における標的刺激（図 4.2：実験 2 における自然画像）を判別する．それぞれの標的刺激の試行回数はほぼ同いため，可能な限り学習データとして使用した．

### 4.5 解析手順

本研究における解析手順を図 4.3 に示す．単一計測データから状態を推定するためには，ノイズとなるアーチファクトを除去し，不自然さが反映されている脳波の特徴を適切に抽出する必要がある．そこで本研究では，アーチファクト除去法として，バンドパスフィルタと独立成分分析を採用した．また，特徴抽出・次元圧縮法として主成分分析を利用し，状態推定に有効なデータの抽出とノイズとなるデータの削減を行った．さらに，脳波パターンが個人ごとに異なることを考慮して，すべての被験者で有効に状態推定できる方法を提案する．

#### 4.5.1 独立成分分析

独立成分分析（Independent Component Analysis：ICA）とは，多変量の信号を複数の加法的な成分に分離するための計算手法である．独立成分分析と類似する手法として，主成分分析（Principal Component Analysis：PCA）が有名であり，特徴抽出法として信号解析に用いられる．主成分分析は，新しい主成分が，常に異なる主成分と直交しなければならない．一方，独立成分分析は，独立性を最大にする制約に基づき，データを分解する．計測された脳波データは，いくつかの信号源から発生した脳信号の和と脳活動以外のアー

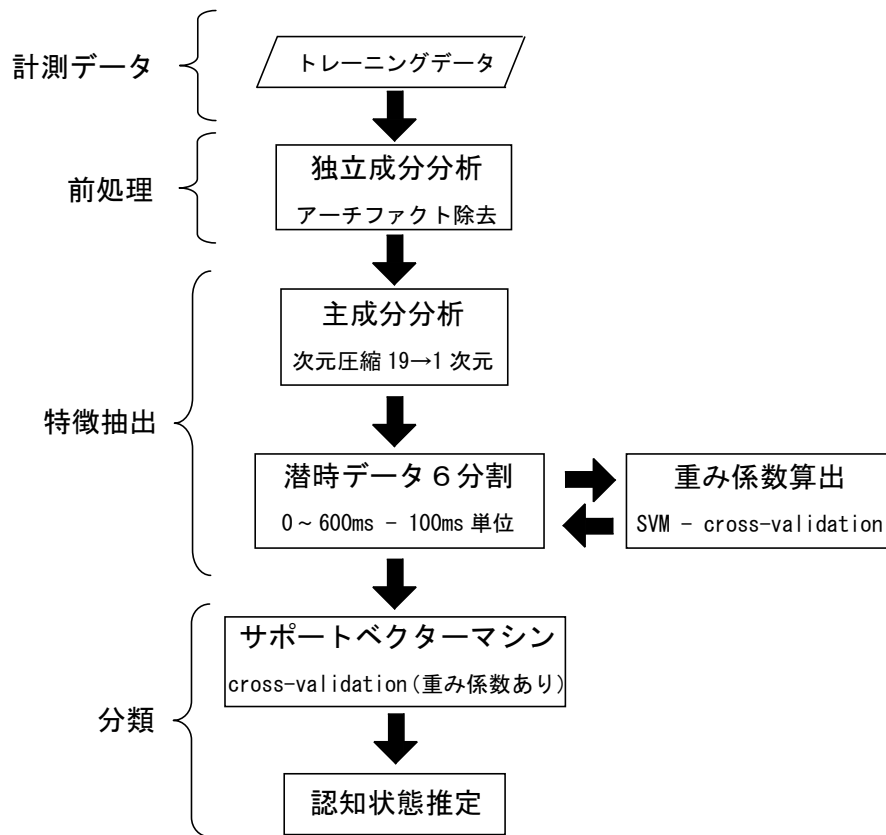


図 4.3 解析手順

前処理としてフィルタと独立成分分析によるアーチファクト除去，特徴抽出法として主成分分析を行う．その後，刺激呈示から 100ms ごとにデータを分割し，データごとに機械学習を行い，判別機の重み係数を求めた．最後に，交差確認法と重み付きサポートベクターマシンから状態を推定した．

チファクトによって構成される．そのため，独立成分分析はアーチファクトを検出する能力が高く，ノイズ除去法として利用できる．本研究は，独立成分分析の特性を利用して，脳波データに含まれる眼電アーチファクトの検出に用いた．脳波計測における眼電アーチファクトは，主にまばたきによってデータに混入し，振幅のずれを引き起こすため，まばたきのタイミング次第では，アーチファクト除去による試行回数の減少につながる．そこで，独立成分分析によって眼電の成分を取り除くことで，これまでアーチファクトとして使えなかった試行の利用とノイズのない波形を復元した．本研究では，EEGLAB に搭載されている情報量最大化 ICA (Infomax ICA) を使用した．情報量最大化とは，相互情報量の最大化を行うことで，信号が互いに独立となるような変換行列を求めるアルゴリズムである．すべての被験者の脳波データのチャンネル方向に独立成分分析を適用し，チャンネル数と同じ 19 個の独立成分を求めた．被験者ごとに 19 個の独立成分の中から，眼電を反映している独立成分を目視で確認して特定し，脳波データから独立成分へと変換する変

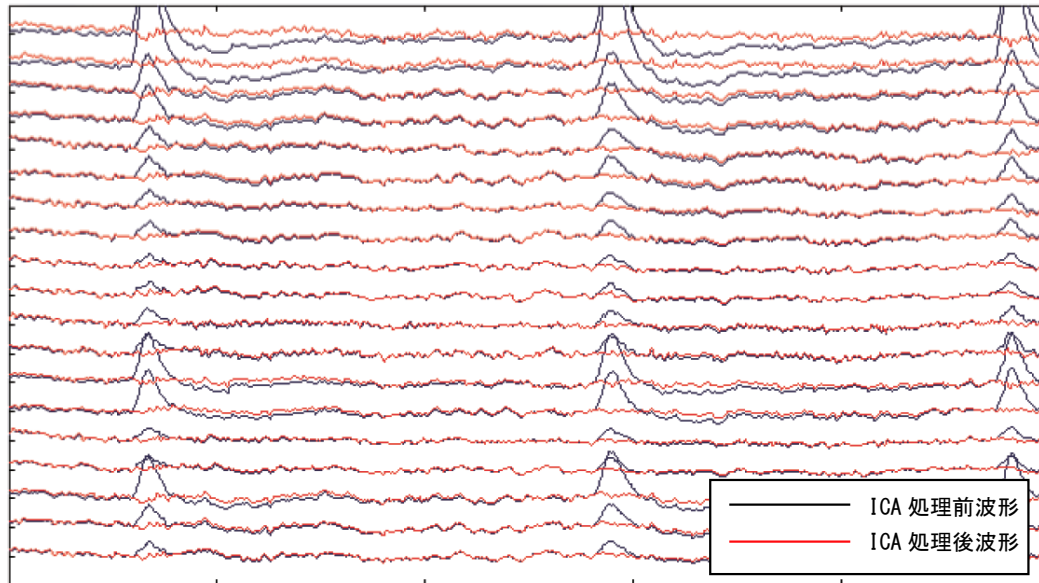


図 4.4 独立成分分析の解析結果

黒線は独立成分分析の処理前の計測波形，赤線は処理後の波形を示している．定期的に脳波に混入している眼電の除去が確認できる．

換行列と独立成分から脳波成分を再現する逆変換行列を得た．通常，眼電は脳波波形の中にスパイク状波形として混入する．その形状は通常の脳波と容易に区別することができるため，目視によって独立成分のなかから眼電成分を特定することは可能である．脳波データから変換行列によって独立成分を求め，眼電を反映する次元のデータを削除した逆変換行列を用いて脳波データを復元することで，高速に眼電が除去できるようになる．これらの一連の処理はリアルタイム処理が重要視される BCI にも応用可能である．最後に，成分除去前の計測波形と除去後の復元波形を比較し，眼電成分が取り除かれ，脳波波形が復元されていること確認した．図 4.4 に ICA 解析前と ICA 解析後の脳波データを示す．黒線が ICA 解析前，赤線が ICA 解析後の波形である．定期的に混入する眼電アーチファクトが正確に除去され，脳波波形が復元されている．本手法の特徴は，眼電アーチファクト成分を特定，除去することで，眼電アーチファクトのない脳波波形が復元できることである．

#### 4.5.2 主成分分析

サポートベクターマシンに代表される機械学習では，必要以上に高次のデータ学習は性能の低下を招くため，特徴の集約・圧縮が前処理として用いられることが多い．そこで，本研究では，次元圧縮・特徴抽出として主成分分析を利用した．空間主成分分析として，

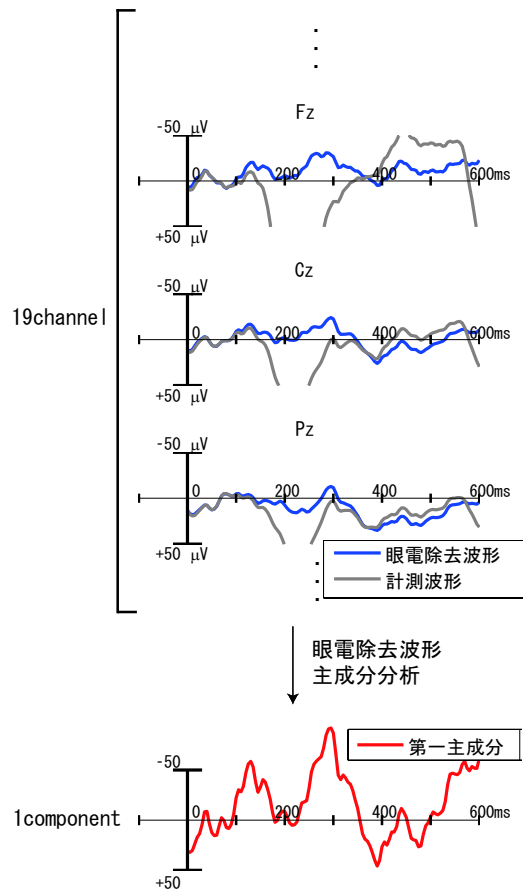


図 4.5 ICA と PCA の流れ

脳波計で計測された波形をグレー，ICA 後の波形を青，PCA 後の波形を赤線で示している．脳波計測時に混入したアーチファクトは，ICA により除去された．その後，PCA による次元圧縮により，チャンネル間における ERP の特徴が抽出される．

チャンネル方向に主成分分析を適用し，チャンネルデータと同じ数である 19 個の主成分を得た．主成分分析によって各チャンネル間における ERP の特徴を抽出し，データの次元を圧縮することで，機械学習における計算量を減少させる事が目的である．本研究では，主成分分析によって得られた 19 主成分から，第一主成分のみを使用した．第一主成分の累積寄与率はおおよそ 60 %であった．これまでの前処理，特徴抽出法の流れを図 4.5 に示す．計測された未処理の脳波波形，独立成分分析によりアーチファクトが除去された波形，および主成分分析から求めた第一主成分データを示している．独立成分分析により，200ms と 500ms 付近に混入したアーチファクトが除去され，脳波波形が復元された．そして，主成分分析により，19 次元のデータを 1 次元に圧縮しつつ，全チャンネル間の ERP の特徴が求められた．



### 4.5.3 状態推定法

従来研究は，オドボール課題の標的刺激で惹起される P3 に，ヒトが感じる不自然さが反映されることを示した [1, 2]．そのため，P3 が惹起される潜時 300 ~ 500ms のデータを利用することで，高い精度による状態推定が可能になると予想される．しかし，この方法にはいくつかの問題が考えられる．状態推定において，特定潜時のデータ利用は，次元圧縮効果による機械学習・推定の高速化の利点をもたらす一方で，アーチファクトに対して脆弱になる可能性がある．潜時 300 ~ 500ms の区間におけるアーチファクトが混入するだけで，状態判別が困難となり，正しい状態が推定できない．また，脳波パターンは個人差が大きく，必ずしも P3 が 300 ~ 500ms の潜時に出現しない，あるいは P3 に不自然さの影響が反映されていないといった問題も考えられる．そのため，安定した状態推定を行うためには，個人データごとにチューニングを行い，不自然さが反映されている特徴を正確に抽出する必要がある．

そこで本研究では，データを 6 つの潜時に分割し，6 つの学習器の多数決から状態を推定した．さらに，被験者ごとにすべての判別器を最適化し，高い精度で状態推定が可能な方法を提案する．一方，チャンネル選択における状態推定精度に関して，P3 が高く惹起される頭頂チャンネルの選択は，必ずしも精度の向上に繋がらないことが示されている [46]．そのため，本研究では，特徴抽出としてチャンネル選択を行わず，すべてのチャンネルデータを状態推定に使用した．

はじめに，脳波データを潜時 100ms 単位で 6 つのデータに分割した．それぞれのデータは機械学習の学習データとして利用され，6 つの判別器を作成した．最終的な状態推定は 6 つの判別器の判別結果の多数決から求めた．また，各判別器は重み係数 (Weight) が付けられ，判別器の状態推定決定力に優劣を持たせた．一般的に，潜時 300 ~ 500ms の区間に惹起する P3 は不自然さの影響を強く反映しているため，この潜時のデータが状態推定に有効と考えられる．そのため，この潜時に該当する判別器には，高い重み係数を持たせたい．しかし，前述したように脳波パターンは個人差が大きく，P3 以外の成分に不自然さの影響が反映されている可能性を考慮すると，この方法は必ずしも有効な手段とはいえない．そこで，個人ごとに状態推定の重み係数を以下の手順で与えた (図 4.6 左図参照)．

1. 主成分分析によって求めたデータを 100ms 単位で 6 つのデータに分割し，それぞれのデータを用いて機械学習を行い，判別器を作成する．
2. 判別器ごとに交差確認法を用いて状態推定を行い，6 つの判別器の精度を求める．
3. 6 つの判別器の精度の正規化を行う．正規化したデータをそれぞれの重み係数とする．

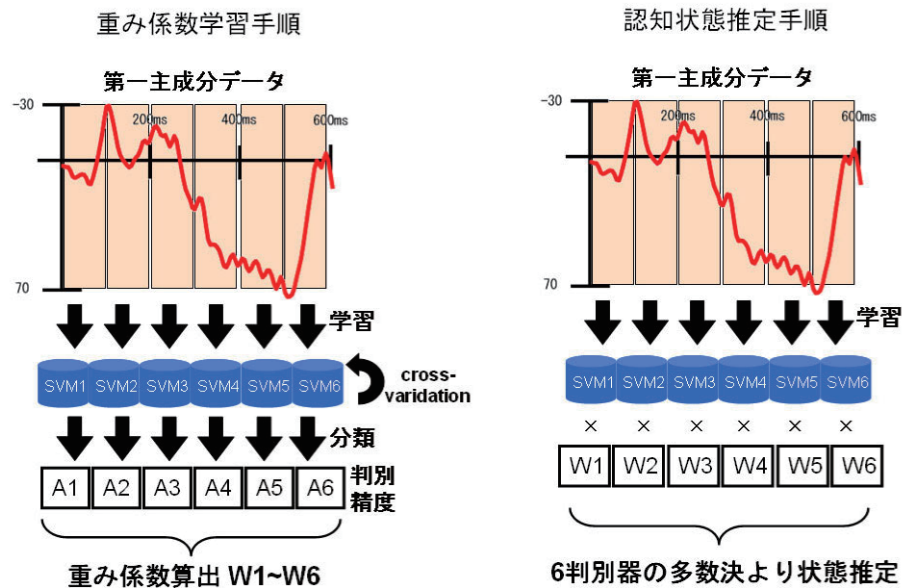


図 4.6 重み係数と状態推定手順

各潜時の重み係数は、各潜時データのみを用いて状態推定したときの判別精度を用いた（左）。最終的な認知状態推定は、潜時ごとの判別器の結果と重み係数の積を求め、多数決により決定した（右）。

4. 以上の手順をすべての被験者、判別条件で行う。

最終的な状態推定は、6つの判別器の結果と重み係数の積を取り、判別結果の多数決から決定した（図 4.6 右図参照）。

#### 4.5.4 サポートベクターマシン

優れた学習モデルとしてサポートベクターマシン（Support Vector Machine：SVM）が挙げられる。データを2つに分類するために、マージン最大化と呼ばれる基準を用いることで、従来の線形判別システムより、未学習のデータをより高精度で判別可能にしている。マージン最大化とは、超平面とトレーニングデータの隙間を出来る限り大きく取ろうと試みであり、データ特徴量の次元が大きくとも分類精度を高く保てるという利点がある。

本研究では、Suykens ら [47] により提案された最小自乗サポートベクターマシン（Least Squares Support Vector Machines: LS-SVM）を使用した。カーネルは、RBF カーネル（ガウシアンカーネル）を採用した。SVM の学習は交差確認法により、すべての単一計測データで行なった。本研究では、評価基準として判別率（0～100 %）を定義した。すべて

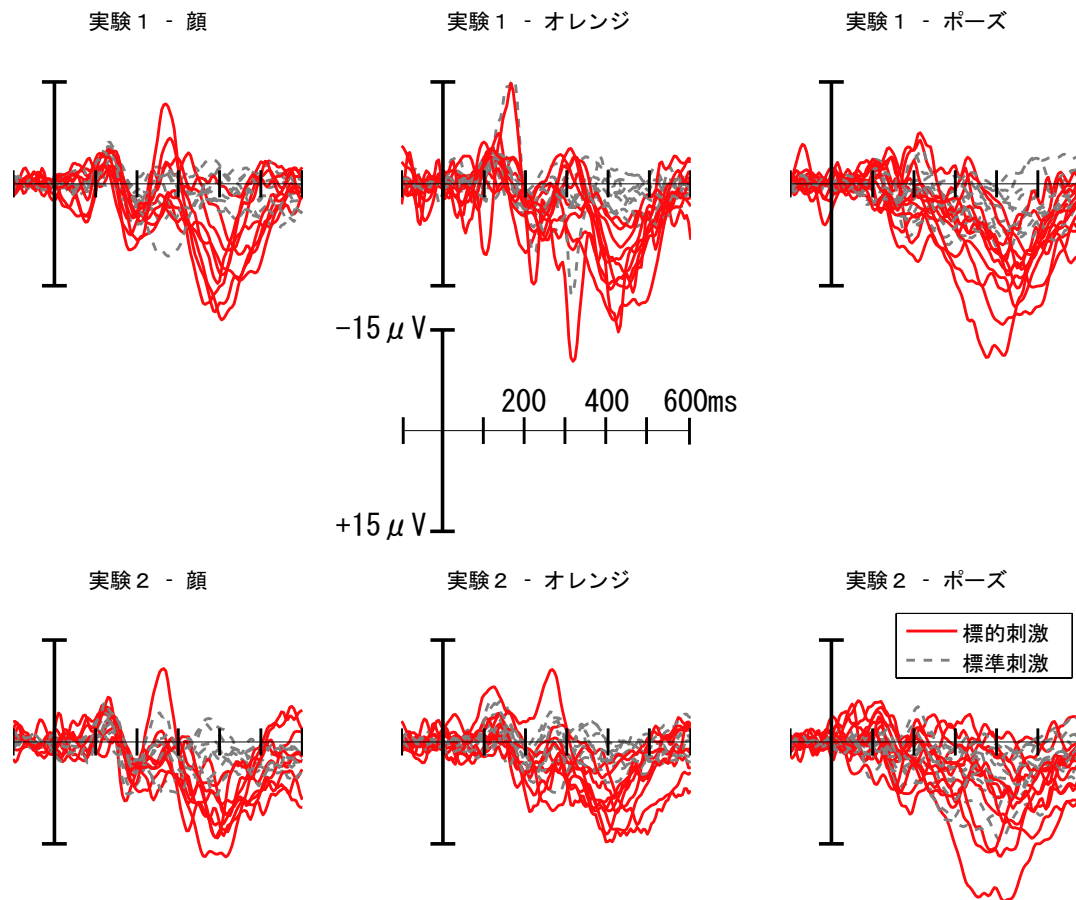


図 4.7 オドボール課題における ERP 波形

実験 1 と実験 2 で計測された，すべての被験者の加算平均波形を示す．すべての実験条件において，標的刺激の呈示により，400ms 付近の正方向に高振幅の P3 成分が惹起されている．

の被験者ごとに単一計測データで自然/不自然の判別を行い，すべての被験者の判別結果の平均値を判別率と定義する．

## 4.6 結果・考察

実験 1，実験 2 のオドボール課題遂行中に計測された，すべての被験者の加算平均波形を図 4.7 に示す．P3 成分は頭頂部優位であることが知られており，Fz，Cz，Pz の 3 チャンネルの加算平均を求めた．すべての実験条件において，標的刺激の呈示後，およそ 400ms 時点で P3 が惹起されていることが確認できる．また，標的刺激として不自然画像を呈示した実験 1 では，標的刺激として自然画像を呈示した実験 2 と比較して，高振幅の P3 が観測された．この結果は，標的刺激呈示時に P3 振幅が惹起され，かつ不自然な刺激

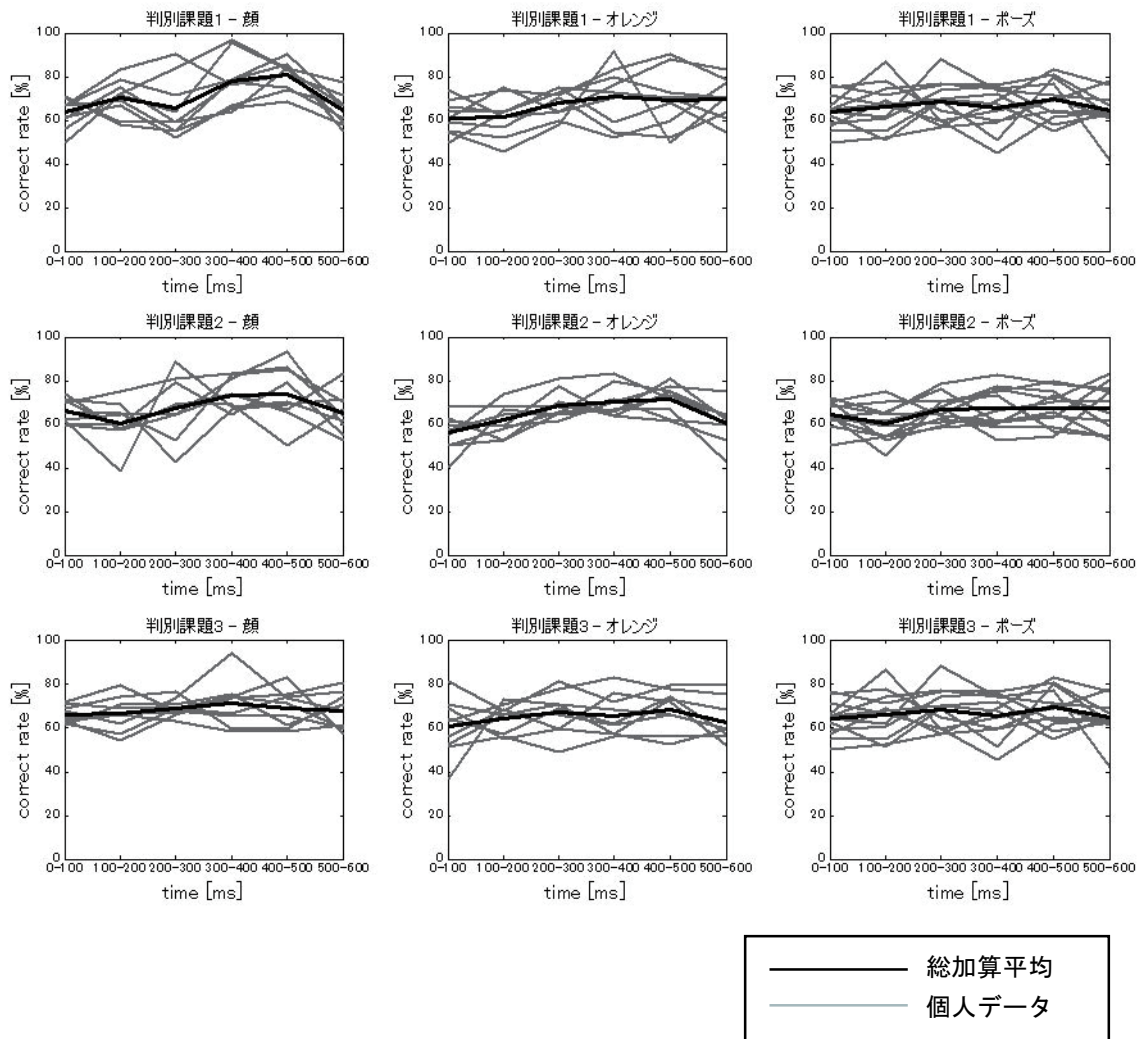


図 4.8 各潜時データの判別率

すべての判別課題における，全被験者の潜時データごとの判別率を示す．グレーが各被験者，黒線が全被験者の平均判別率を表している．

が P3 振幅を増大させたことを示している [1, 2]．

次に，重み係数算出過程によって求めた，すべての被験者の潜時データの判別率を図 4.8 に示す．判別率は，主成分分析から求めた第一主成分を潜時 100ms ごとに抽出し，SVM から求めた．グレーが各被験者の判別率，黒線が全被験者の平均判別率を示している．本研究の判別は 2 状態判別であり，チャンスレベルは 50% である．潜時ごとに比較すると，潜時 300～500ms の区間が，他の区間を利用したときよりも，比較的高い精度で判別可能であることが判明した．特に，「判別課題 1-顔」では，400～500ms のデータを用いた場合，精度が最も高くなっており，P3 に不自然さの影響が強く反映された結果といえる．また，300～400ms の区間においても，判別率は比較的高い精度を示しており，P3 振幅の影

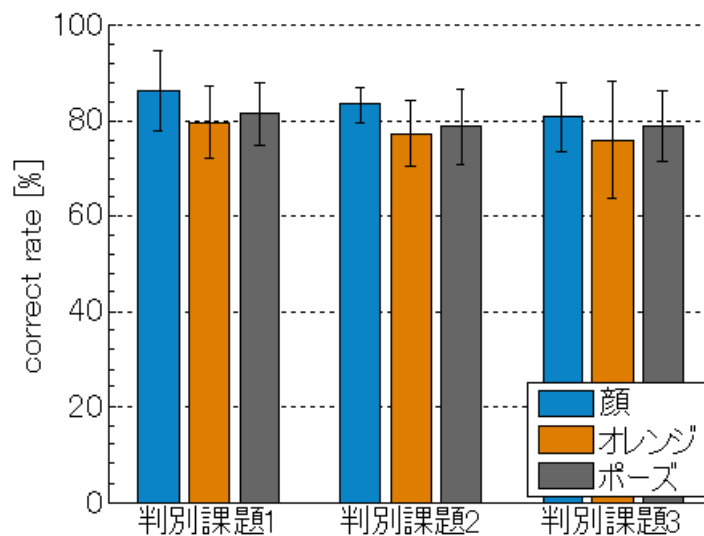


図 4.9 状態推定結果

6つの判別器と重み係数を用いた状態推定結果を示す。各バーは全被験者の平均精度，エラーバーは標準偏差を表している。

響が強く反映された結果といえる。一方で，200～300ms と 500～600ms の区間では，わずかに判別精度が減少した。しかし，潜時ごとの判別率に多少の差があるものの，被験者全体の判別率は，いずれの条件においてもおよそ 60% となっており，すべての潜時において，刺激の自然さ / 不自然さの影響が脳波に反映されていることを示している。被験者個人の精度は，ばらつきが大きく，脳波に反映される自然さ / 不自然さを単一計測データから判別するためには，個人ごとに合わせたチューニングが必要不可欠であるといえる。

最後に，重み係数と 6 つの判別器の多数決から状態推定を行った結果を図 4.9 に示す。図中の各バーは被験者全体の平均精度，エラーバーは被験者間の標準偏差を表している。「判別課題 1 - 顔」の条件では判別率が 86% となり，被験者全体で最も高い判別率が得られた。その他の条件においても，すべての被験者でおよそ 80% の高い精度が得られた。実験刺激を比較すると，顔刺激がもっとも判別精度を示した。これは，顔刺激がヒトにとって特別な刺激であり，不自然さの影響が P3 振幅により強く反映された結果と考えられる。また，ポーズ刺激でも高い精度が得られており，人間にとって馴染みが深い刺激ほど，ERP が強く惹起され，単一計測データからの状態判別も容易になることが示唆される。被験者ごとの判別精度のばらつきも小さく，本手法が判別条件や被験者を選ばず，安定した状態判別を可能にしたことを示している。また，本研究の SVM の学習に使用した各サンプル数は，およそ 20 試行前後であり，十分な学習回数を得られない実験条件下においても有効な手法であることを示している。本手法は，オドボール課題中の ERP 成分

からヒトが感じる自然さ / 不自然さを，単一計測かつ高精度に判別する有効な手法であるといえる．

## 4.7 本章の統括

本章では，オドボール課題における ERP 成分からヒトの感じる不自然さを高速・高精度に推定する手法を提案した．莫大な脳波データのなかから，独立成分分析，主成分分析により，データの次元を圧縮しつつ，特徴的な脳活動を抽出することに成功した．そして，判別機として複数の SVM の多数決を利用し，自然さ / 不自然さの認知状態を推定した．その結果，およそ 80% 以上の精度で，単一脳波データから自然さ / 不自然さの認知状態を正しく判別した．これらの手法は，個人の脳波パターンや突発的なノイズに強い手法である．試行ごとに異なる脳波やノイズパターンに依存することが少なく，安定して認知状態を推定できる．本手法は，あらかじめデータ学習が必要ではあるが，リアルタイム推定にも応用が可能である．今後は，実際に脳波を計測しつつ不自然さの認知成分を推定できるか検討する予定である．

## 第 5 章

# 多義図形を用いた知覚闘争における 自発的知覚変化の神経活動

### 5.1 本章の概要

第 3 章および第 4 章では，視覚に関連する高次認知機能としてヒトが感じる不自然さに関して述べた．不自然さは，定量的に評価が困難である感性情報ではあるが，我々是不自然さに関して脳情報を利用せずとも表現することは可能である．BCI の最大の特徴は脳から意思を解読することであり，我々が自身でもうまく表現できない非言語情報までも脳内信号を利用すれば表現が可能になる．脳波を最大限利用するためには，このような非言語情報の解読も重要である．本章では，視覚情報処理のなかでも多義図形を観察しているときに生じる自発的な知覚変化について着目した．対立する知覚が交互に切り替わる知覚闘争現象を通じて脳の知覚処理機能について述べる．

### 5.2 知覚闘争現象とその問題点

非侵襲計測法によって脳の神経信号を直接計測できる利点のひとつとして，被験者が無意識に行なっている脳活動を計測できることがあげられる．これまで述べてきた不自然さを例にあげると，どのような脳機能によって不自然さを感じることができるか，我々はうまく説明できない．しかしながら，脳内信号を計測できれば，不自然さがどこの脳部位のどのような相互関係によって働いているか知ることができる．第 3 章では，ヒトの高次認知処理について不自然さに関する脳活動を報告した．それでは，我々が刺激を認知する前段階である知覚に関する処理はどのように働いているだろうか．網膜に入った光は，後頭の視覚野へと伝達され，色や形の情報として変換される．その後，複数の経路に分割して前頭葉へと伝達され，我々は物体が何であるかを知ることができる．感覚によって情報を



取り入れ、知覚によって対象を判断し、認知によって対象を意味付けする。この知覚現象を知るためには、やはり脳によって生じる神経信号を計測することが重要になるだろう。本章と第6章では、ヒトの知覚に関する脳活動を解読した。

ヒトの知覚現象のひとつに多義図形を用いた知覚闘争と呼ばれる現象がある [48, 49]。多義図形とは、網膜に映る信号は不変であるのに対し、複数の知覚解釈が可能な画像である。多義図形に着目すると、突然、それまで認識していた画像とは異なる形の画像に知覚が切り替わる。この現象は自発的知覚変化と呼ばれており、その発生メカニズムに関しては、様々な解釈があるが明確な合意には達していない。知覚闘争では、物理的にはまったく変化しない多義図形が、複数の知覚解釈を引き起こす。そのため、知覚闘争は、網膜に入力される情報が変化していないにも関わらず、脳内の知覚が変化するため、知覚処理に関する脳活動の解明に都合のよい手法である。本研究は、多義図形を用いた知覚闘争からヒトの知覚機能について議論する。

これまで自発的知覚変化に対して複数の脳活動計測による研究が行われてきた。例えば、fMRI を使用した研究において、仮現運動刺激を使用した知覚闘争における自発的知覚変化は、右下部前頭葉が関与していることが示された [50]。また、fMRI と経頭蓋磁気刺激法を組み合わせた調査では、自発的知覚変化に上頭頂葉が関与していることが示された [51]。磁気刺激を用いて上頭頂葉の機能を抑制した場合、知覚変化の頻度が低下することが報告されている。fMRI による調査では、その高い空間解像度から知覚変化に関連がある脳領域を正確に特定できるが、一方で、時間解像度の低さから、時間変化における脳活動の変調を観測することは難しい。

高い時間解像度を必要とする脳活動計測では、脳波がよく用いられる。初期の ERP 研究では、多義図形を被験者に呈示し続け、知覚が切り替わる瞬間を、被験者にボタン押しで報告させる方法が採用された。この手法は連続呈示法と呼ばれる。この実験手続きによって、P300 に似た成分が知覚変化に影響を与えていることが示唆された [52]。しかしながら、この方法は、ボタン押しの応答速度に個人差があり、試行ごとに発生する時間ずれのばらつきが大きいため、正確な潜時による知覚変化を捉えることは困難とされていた。脳波の高い時間解像度を有効に利用するためには、知覚が変化した瞬間の活動を正確に求める必要があるが、知覚変化の発生タイミングは予測ができないという問題を抱えていた。

そこで近年、この問題を解決するために新しい実験手続きが提案された [53]。この手続きでは、曖昧な視覚刺激を2回に渡って断続的に呈示することで、刺激の前後で擬似的な知覚変化を構成している。2回目の刺激呈示を知覚変化のオンセットとみなすことで、従来の被験者のボタン押しをオンセットとする連続呈示法より、高い精度で知覚変化に関わる脳活動の観測が可能になった。この手法は断続呈示法と呼ばれる。そして、断続呈示法を採用した研究において、早期 ERP である P1, N1, reversal negativity(RN) が、自発的



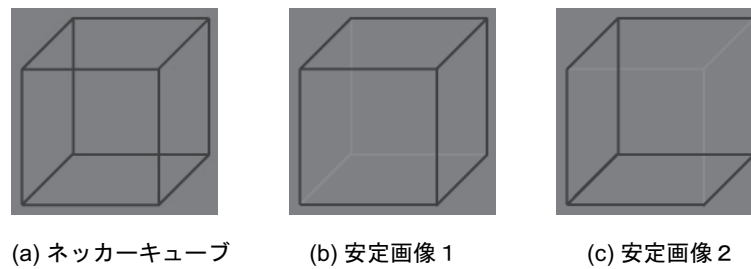


図 5.1 実験刺激

知覚変化の効果を反映していることが示された。

従来研究によって、知覚闘争中の自発的知覚変化の影響は早期 ERP 成分に反映されることが明らかにされてきたが、断続呈示法を利用した中で、脳波の振動活動に着目している研究はまだ少ない。数少ない研究のひとつは、脳波のガンマ帯が知覚変化に関与していると報告している [54]。第 3 章で述べたように、多くの研究はガンマ帯と高次認知処理の関連を支持しており、知覚変化に関連する活動がガンマ帯に反映される可能性は高い。しかし、その他の周波数帯に関しては深く言及されていない。本研究は、周波数帯活動のなかでも、脳の統合認知成分、意思決定や知覚推定の反映が示唆されているベータ帯活動に着目した。両目に異なる刺激を呈示すると、左右の眼の間で知覚交代する両眼視野闘争を用いた研究では、ベータ帯が知覚変化に関与していることが報告されており [55]、多義図形による知覚闘争でも類似した神経処理が関わっていると考えられる。そこで本研究は、知覚闘争に対してさらなる知見を深めるため、多義図形の知覚が交代する瞬間の脳活動を、高時間解像度を有する脳波から計測し、知覚変化のメカニズムを脳波の周波数活動から明らかにする。

## 5.3 断続呈示による知覚闘争実験

### 5.3.1 被験者

実験に協力した被験者は、14 名の健康な豊橋技術科学大学の関係者（男性 12 名、女性 2 名、年齢幅 23-39）である。その内 4 人は、アーチファクト除去の結果、十分な試行回数が得られなかったためデータから除外した。すべての被験者は、実験内容について十分理解して、参加の同意を得た上で実験を行った。なお、本実験は国立大学法人豊橋技術科学大学安全衛生委員会「ヒトを対象とする研究」審査会の承認を受け、行われた。

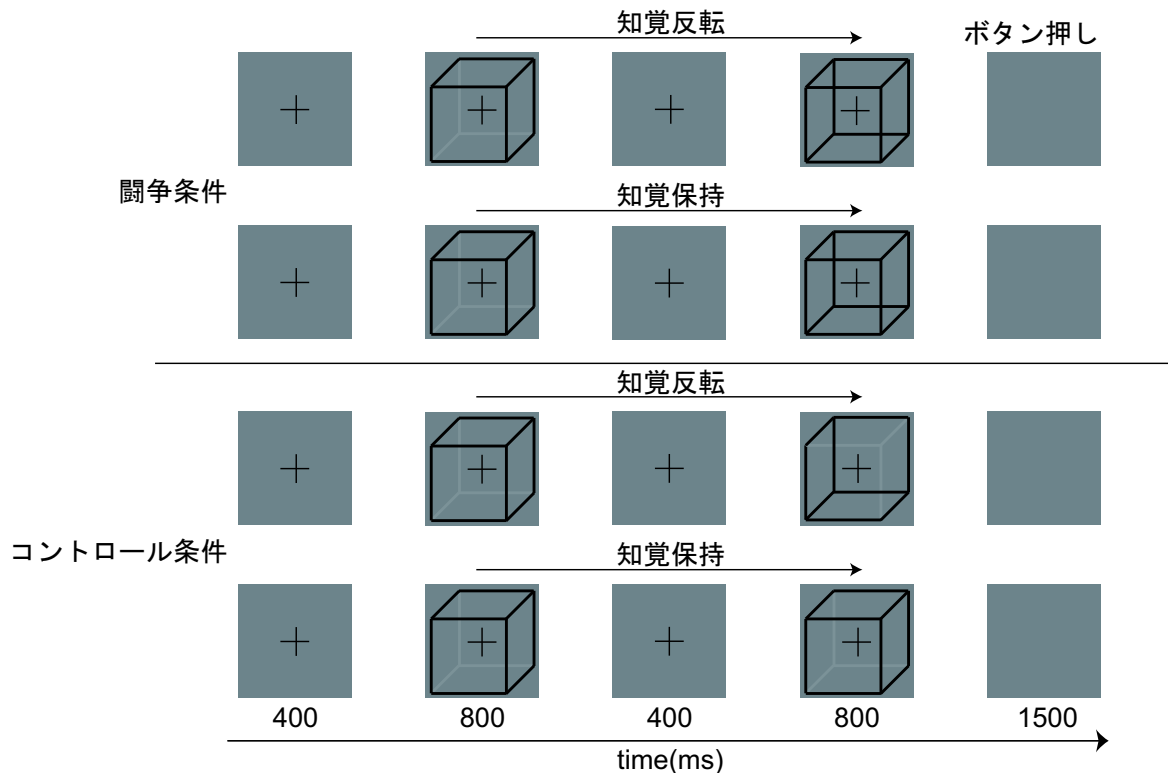


図 5.2 実験手続き

刺激は 800ms 呈示され，刺激間に 400ms のブランクが挿入される．第一刺激は，闘争およびコントロールの両条件において，安定画像が呈示される．第二刺激は，闘争条件ではネッカーキューブ，コントロール条件では，再び安定画像が呈示される．被験者は，第二刺激における知覚が第一刺激の知覚から交代したか，あるいは同じであったかをボタン押しで報告するよう教示された．

### 5.3.2 実験刺激と手続き

実験刺激は 2 種類の安定画像と 1 種類の知覚が曖昧なネッカーキューブ [48] を使用した (図 5.1 参照)．実験はシールド暗室で行い，視覚刺激は VSG2/5(Cambridge ResearchSystem 製) によって制御し，ディスプレイ (CV921X, TOTOKU 製，解像度  $800 \times 600$  pixel, FrameRate100Hz) に呈示した．刺激は，視野角 4 度，背景色は CIE1931(x,y,Y)=(0.290,0.323,26.8) のグレーで呈示した．また，刺激の中心に固視点を呈示した．被験者は，75cm の観察距離から顎台によって頭部を固定され，両眼にて画面を観察した．

実験の流れを図 5.2 に示す．パラダイムは，刺激が断続的に呈示され，800ms の視覚刺激，400ms のブランク画像 (ISI) および 1500ms のレスポンス区間から構成されている．実験は，1 回の試行内で，2 回の視覚刺激が呈示される．1 回目に呈示される刺激は，常

に知覚が一意に決まる立方体刺激 (図 5.1(b)(c)) が呈示される．そして，ブランク画像を呈示した後，2 回目の刺激には，被験者の内因性によって自発的知覚変化が発生するネッカーキューブ (図 5.1(a))，もしくは被験者の外因性によって知覚が一意に固定される立方体刺激 (図 5.1(b)(c)) が再び呈示される．2 回目の刺激にネッカーキューブが呈示される条件を闘争条件，立方体刺激が呈示される条件をコントロール条件とする．

闘争条件とコントロール条件の両条件において，被験者は 1 回目に呈示された刺激と比較して，2 回目に呈示された刺激が，反転した画像として知覚されるか，あるいは同じ形のまま保持して知覚される．闘争条件では，2 回目の刺激に常にネッカーキューブが呈示される．被験者はネッカーキューブから 2 種類の画像を知覚できるため，知覚変化 (reversal)，あるいは知覚保持 (stability) が発生する．一方，コントロール条件では，2 回目の刺激に 2 種類の安定した立方体刺激のうち 1 つの刺激が呈示される．この場合も被験者は，呈示された刺激に応じて知覚変化，あるいは知覚保持が発生する．闘争条件におけるネッカーキューブを使用した知覚変化は，被験者の内因性の変化によって知覚が切り替わる．一方，コントロール条件では，立方体を使用した知覚変化は，刺激の物理的な変化から外因的の知覚変化によって知覚が切り替わる．本研究では，闘争条件とコントロール条件の知覚変化における脳活動の比較から，自発的知覚変化における活動を明らかにする．

被験者は，実験に集中するためにボタン押しタスクを行った．被験者には，2 回目に呈示された刺激が，1 回目に呈示された刺激と同じ知覚 (stability) か異なる知覚 (reversal) かを，2 つのボタンで報告するよう教示した．ボタン押しは，2 回目の刺激が消えた後に行うよう教示した．なお，ボタン押しは両手の人差し指で行い，被験者間でカウンターバランスが取られた．実験は，闘争条件とコントロール条件をそれぞれ 4 ブロック，合計 8 ブロック行った．1 ブロックは 90 試行から構成され，各実験時間はおよそ 6 分である．

### 5.3.3 脳波計測

脳波計測には 128 チャンネルのセンサーネット電極 (Geodesic EEG System 300, Electrical Geodesics, Inc 製) を用いて，被験者の脳波を計測した (図 5.3 参照)．なお，センサーネット電極と頭皮の間の接触抵抗は電解溶剤 (塩化カリウム KCl) 水溶液によって低減させ，50k $\Omega$  以下とした．基準電極は頭頂部 Cz である．計測された脳波をサンプリング周波数 500Hz で A/D 変換した．

## 5.4 データ解析

解析ソフトとして，Matlab 2007b, 2010b (Math-Works 社) とオープンソースツールボックスである，EEGLAB 6.03b[38] と Fieldtrip[56] を使用した．リファレンスを無限遠点に

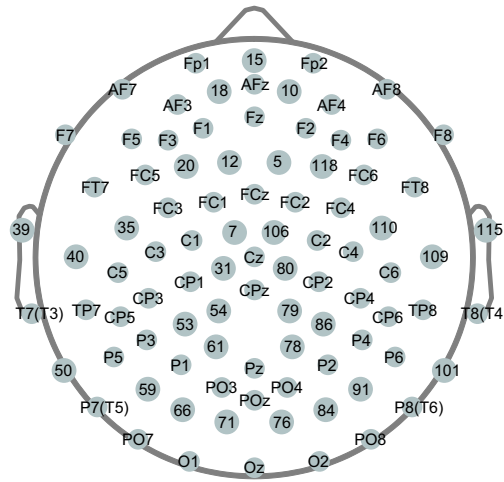


図 5.3 計測チャンネル

脳波は 128 チャンネルの電極で計測された。解析では、頭皮外に設置されたチャンネルデータを除去した。

変更するため、CSDtoolbox[57] を使用した。

#### 5.4.1 時間-周波数解析

計測された脳波データに対して、バンドパスフィルタ (バターワース 4 次, 0.3 ~ 100Hz) をかけた。使用するデータは、2 回目の刺激呈示をオンセットとした、刺激呈示前-1000ms から呈示後 1300ms のデータを抽出した。試行ごとに切り分けたデータに対して、閾値を利用したアーチファクト除去を行った。両眼の EOG チャンネルは、チャンネル内の  $M \pm 1.96\mu[\mu V]$  ( $M$ : 平均,  $\mu$ : 標準偏差) を超える試行を除去した。その他のチャンネルは、 $\pm 70[\mu V]$  の電位を超える試行を除去した。次に、EEGLAB を用いた傾きによる除去 (最大傾斜=50,  $R^2=0.3$ ) を利用してアーチファクト除去を行った。その後、CSDtoolbox を使用しリファレンスを無限遠点に変更した。一般的に脳波計測では、リファレンス位置と電極の距離によって電位差の影響を受ける。本研究は、ラプラシアン変換を利用した特異値分解によって、リファレンス位置を仮想の無限遠点と見なし、電位差の変動の影響を抑えた。リファレンスを変更した後、EEGLAB を用いた、同時確率を用いた除去 (電極内分散=5, 電極間分散=5)、尖度を使用した除去 (電極内分散=5, 電極間分散=5) を行った。最後に、コントロール条件で計測したデータに対して、被験者のレスポンスと実際に呈示された刺激の対応が一致していない試行を除去した。

時間-周波数解析は Fieldtrip に搭載されている複素モレットウェーブレット変換 (サイクル数: 7) を使用した。時間幅は 10ms 刻み、周波数幅は 4Hz から 100Hz までを 2Hz 刻みで変換した。なお、加算平均を行う前に、時間-周波数変換を単一試行で行なった。ベ-

スラインは，周波数ごとにボタン押し前のパワーの増加比とした．

$$P(t, f)_{corrected} = \frac{P(t, f)}{P_{baseline}(f)} \quad (5.1)$$

ベースラインはすべての周波数帯において，ボタン押し前-300ms から-50ms とした．

### 5.4.2 ERP 解析

はじめに，リファレンスを Cz からアベレージリファレンスに変更した．次に，計測された脳波データに対して，バンドパスフィルタ (バターワース 4 次, 0.3 ~ 30Hz) をかけ，高周波雑音を除去した．使用するデータは，時間-周波数解析と同様に，2 回目の刺激呈示をオンセットとした，刺激呈示前-1000ms から呈示後 1300ms のデータを抽出した．ERP 解析で使用データは，時間-周波数解析に用いた試行と同じデータを使用した．ERP 解析のベースラインは，刺激呈示前-100ms から-0ms とした．

### 5.4.3 統計解析

闘争条件とコントロール条件の活動を比較するため，ノンパラメトリック並べ替え検定を使用した．アルゴリズムはモンテカルロ法，多重補正は HOLM 法を採用し，1000 回の繰り返し検定を行った．検定は，特定の窓平均の値を使用した．ERP 解析では，各被験者の加算平均によって得られたデータのうち，P1(90 ~ 150ms)，N1(180 ~ 200ms)，reversal negativity(RN)(230 ~ 260ms)，late positive component(LPC)(300 ~ 400ms) に対して並べ替え検定を行った．また，時間-周波数解析では，アルファ帯活動，ベータ帯活動，ガンマ帯活動に対して検定を行った．アルファ帯活動は 8-12Hz，ベータ帯活動は 16-26Hz，ガンマ帯活動は 28-40Hz のパワーの平均値を利用した．

## 5.5 結果

### 5.5.1 行動結果

コントロール条件において，被験者は 96.7 %  $\pm$  0.117 % の知覚反転，99.4 %  $\pm$  0.234 % の知覚保持を検出した．加えて，闘争条件における知覚反転率は 44.7 %  $\pm$  12.8 % である．

### 5.5.2 ERP 解析

本解析では，知覚反転と知覚保持の間の ERP 成分を比較するため，チャンネルを 9 つの領域に分割して並べ替え検定を行った．領域およびチャンネルは，左前頭 (Fp1, AF7,

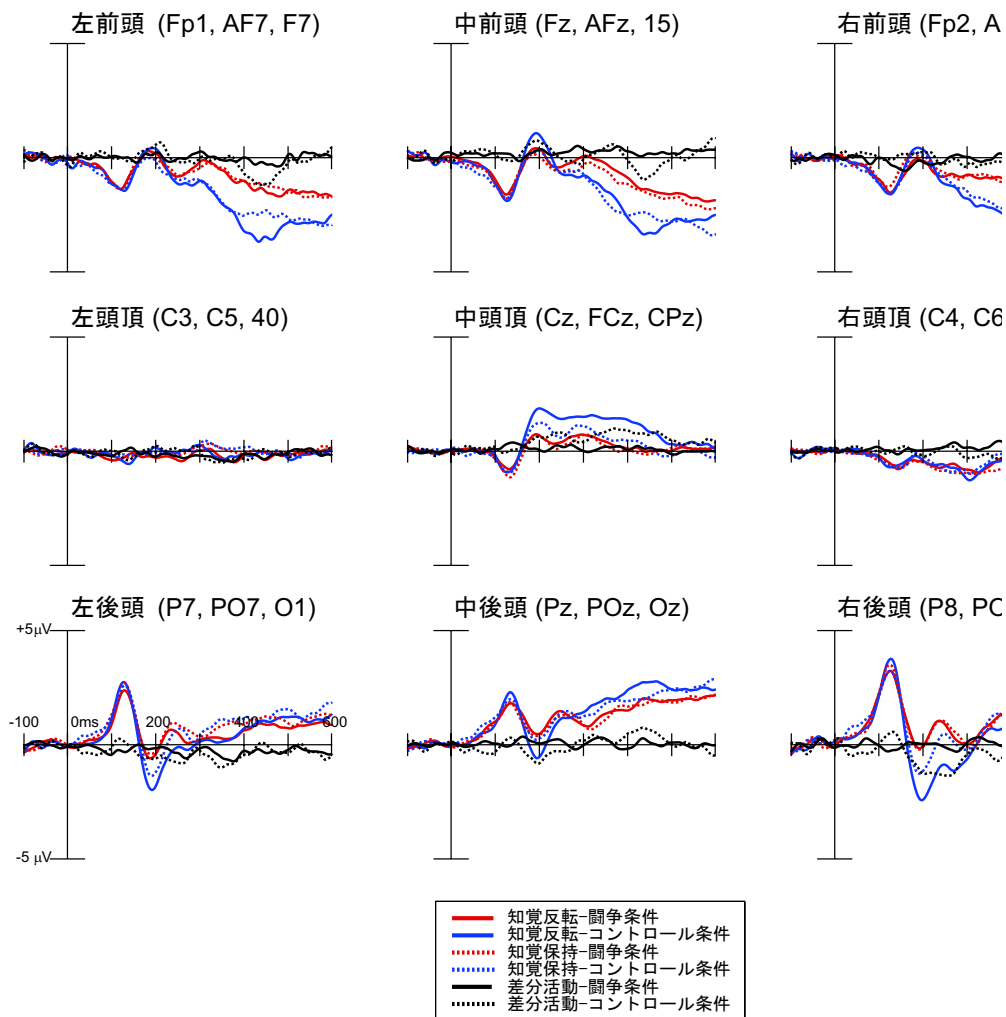


図 5.4 総加算平均 ERP

9つの領域の総加算平均波形を示す．実線は知覚変化活動，破線は知覚保持活動を表し，また赤線は闘争条件，青線はコントロール条件を表す．黒線は知覚変化と知覚保持活動の差分である．

F7), 中前頭 (Fz, AFz, 15), 右前頭 (Fp2, AF8, F8), 左頭頂 (C3, C5, 40), 中頭頂 (Cz, FCz, CPz), 右頭頂 (C4, C6, 109), 左後頭 (P7, PO7, O1), 中後頭 (Pz, POz, Oz), 右後頭 (P8, PO8, O2) である．被験者 10 人の総加算平均波形を図 5.4 に示す．また, P1, N1, RN, LPC 成分のトポグラフィーおよび統計結果を図 5.5 に示す．並べ替え検定はコントロール条件において以下のような結果を示した．後頭領域 ( $p < 0.01$ ) と中前頭領域 ( $p < 0.05$ ) において, N1 振幅は知覚反転より知覚保持状態で増加した．また, 右後頭領域 ( $p < 0.01$ ) と中頭頂領域 ( $p < 0.01$ ) において, RN は知覚反転より知覚保持状態で増加した．加えて, 中頭頂領域 ( $p < 0.01$ ) において, LPC は知覚反転より知覚保持状態で有意差が認められた．

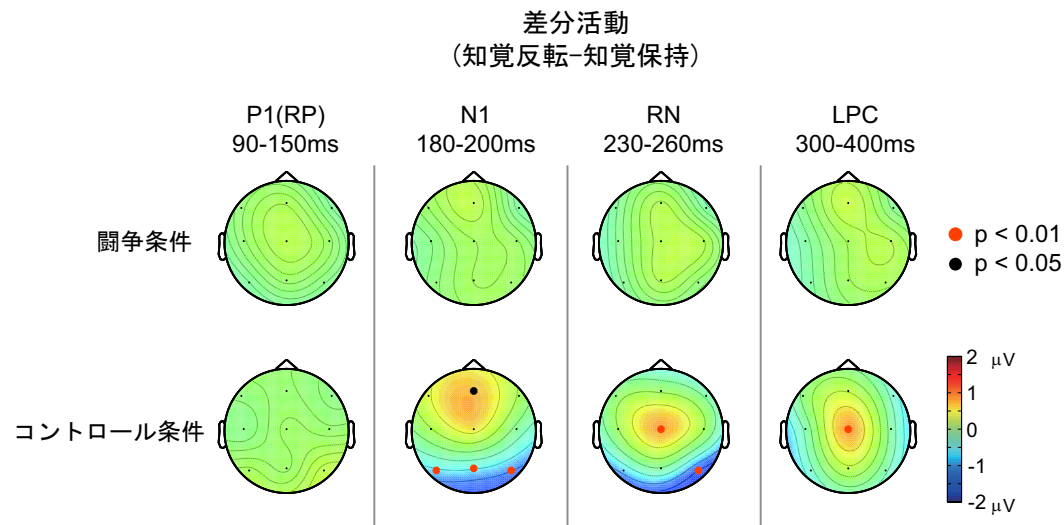


図 5.5 ERP トポグラフィー

RP, N1, RN, LPC の ERP トポグラフィーおよび統計解析結果を示す．カラーサークルは知覚変化と知覚保持で有意差が認められた領域を表す（オレンジ: $p < 0.01$ ，黒: $p < 0.05$ ）．

### 5.5.3 時間-周波数振動に与える影響

時間-周波数解析における，左右後頭領域の総加算平均応答を図 5.6 に示す．上段は知覚反転，中段は知覚保持の応答を表し，下段は知覚反転と知覚保持の差分活動である．両条件に共通して，刺激呈示直後からアルファ帯およびベータ帯の活動が増加している．その後，応答は高周波数帯から徐々に減衰を始め，400ms 時点で収束した．実際，アルファ帯とベータ帯活動は 200ms から減衰している．これらの結果は従来研究と類似した傾向を示している [54]．闘争条件では，ベータ帯活動が知覚変化後に活性化している一方，コントロール条件では，より低い周波数帯であるシータ帯が活性化している．

アルファ，ベータ，さらにガンマ帯活動のトポグラフィーおよび統計解析結果を図 5.7 に示す．ベータ帯活動は，闘争条件における 50～150ms および 400～500ms の右後頭領域で観測された．対照的に，この活動はコントロール条件において観測されなかった．

並べ替え検定の結果，知覚反転と知覚保持状態の間でベータ帯活動に統計的な有意差が認められた ( $p < 0.05, 0.01$ )．しかしながら，アルファ帯および大部分のガンマ帯活動において統計的有意差は認められなかった．



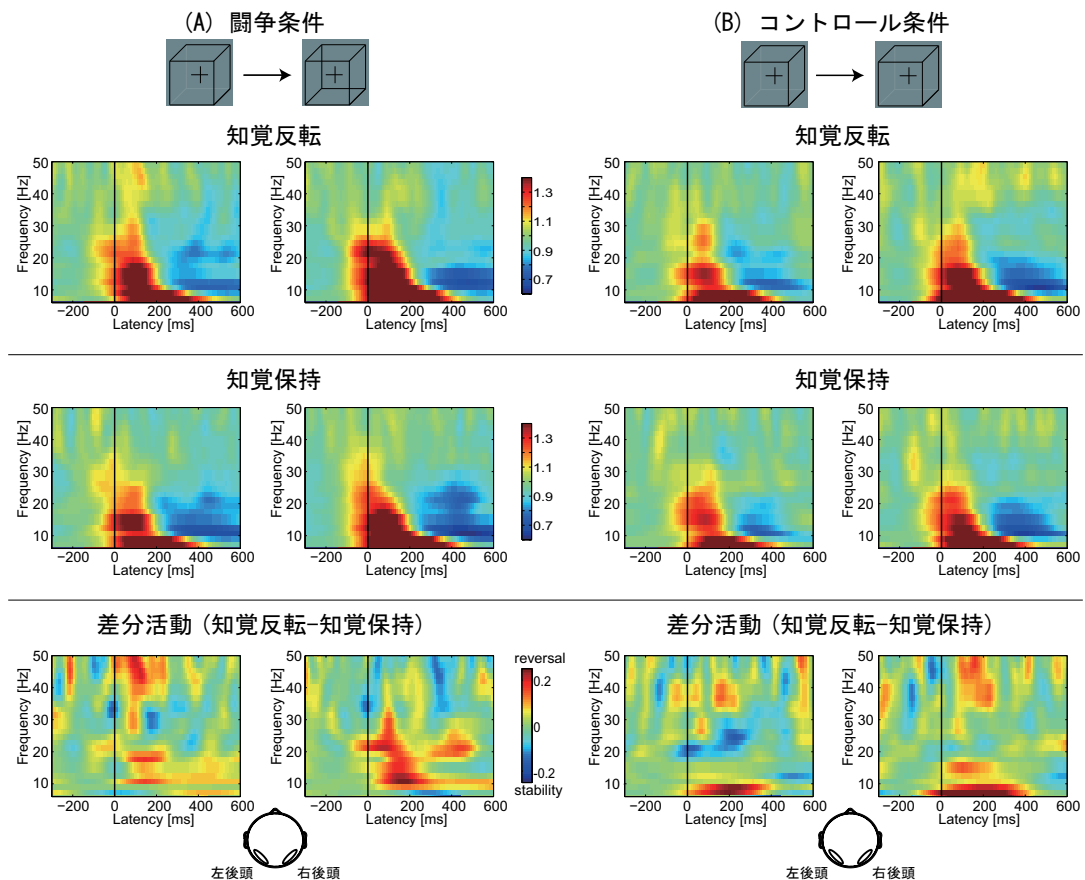


図 5.6 時間-周波数応答

左後頭および右後頭における時間-周波数解析結果を示す。

上段：知覚変化 中段：知覚保持 下段：知覚変化と知覚保持の差分活動

## 5.6 考察

本研究は、複数の知覚認識が可能な曖昧な多義図形を用いた知覚闘争実験を行い、自発的知覚変化時に発生する脳活動を脳波から計測した。自発的知覚変化は、刺激の特徴変化によって誘発される外因的な活動ではなく、被験者の内因的な活動によって生じるため、知覚変化に関連する脳活動の計測は困難とされてきた。知覚に関連する脳活動計測では、正確に自発的知覚変化のタイミングを特定することが重要である。従来研究は、この問題を解決するために、一定のブランク期間を設け、2回分の刺激を断続的に呈示することで、刺激のオンセットを知覚変化のタイミングと見なし、正確な脳活動の抽出を可能にした [53, 58, 59, 60]。本研究では、自発的変化に関わる神経活動を明らかにするため、ERP成分に加えて振動活動を解析した。



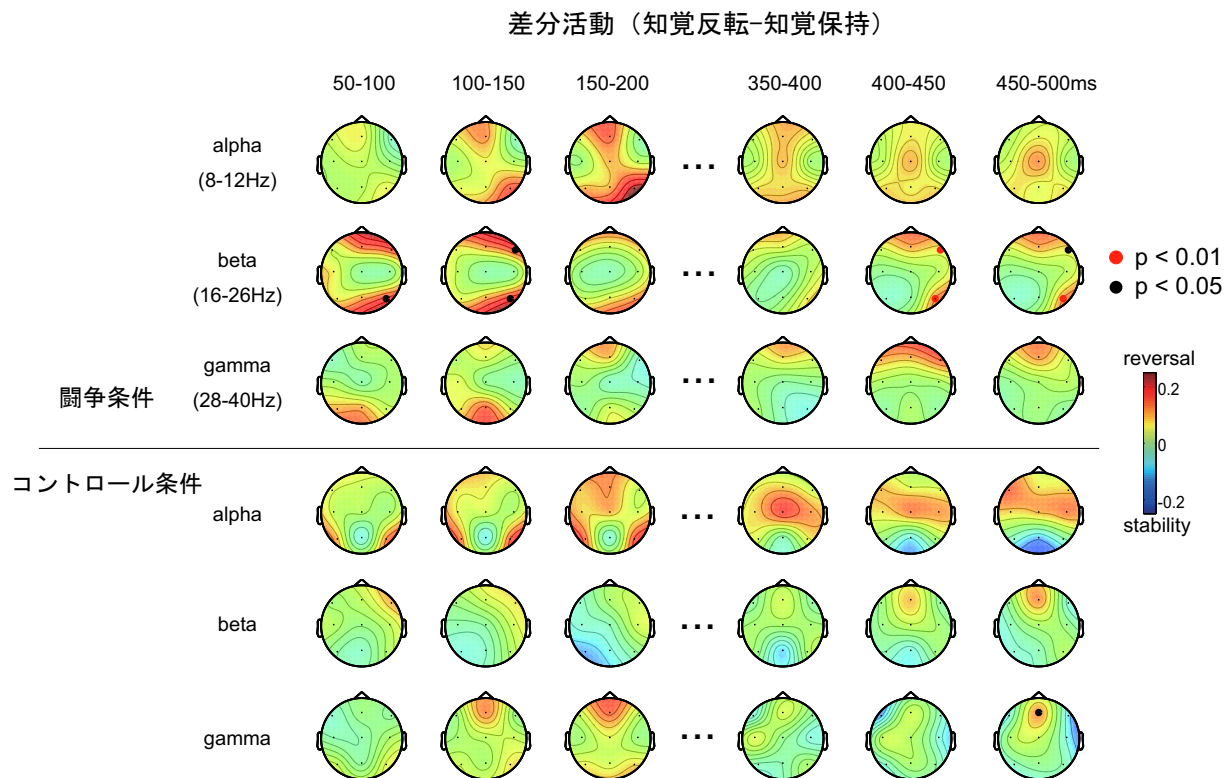


図 5.7 時間-周波数トポグラフィー

アルファ帯，ベータ帯，ガンマ帯における知覚変化と知覚保持の差分活動のトポグラフィーを示す．カラーサークルは有意差が認められた領域を表す（オレンジ: $p < 0.01$ ，黒: $p < 0.05$ ）．

### 5.6.1 ERP に与える影響

曖昧な視覚刺激を用いた自発的知覚変化は，後頭領域における RP, N1, RN 成分にその影響が反映されることが報告されている [53, 58, 59, 60]．並び替え検定の結果，P1(文献によっては Reversal Positivity: RP と表記) 成分に統計的有意差は認められなかった．RP を調査した従来研究では，後頭部の RP の惹起は，曖昧な図形の知覚変化時のみに限られることを報告されている [61, 53, 58, 59, 62]．また、PR は刺激のサイズが振幅の大きさに影響を与えず，被験者の知覚のみに変調されることが示されており，RP は曖昧性の除去の始まりを示唆していることが報告されている [63]．N1 成分は，闘争条件において，知覚反転と知覚保持の間の活動に差が認められない．一方で，コントロール条件では後頭領域に有意な活動差が認められた．しかし，従来知見では，曖昧な図形を利用した知覚反転の影響が N1 に反映されることが示されている [60]．このように，本研究の ERP の初期成分は先行知見とは異なり闘争条件における統計的な有意が認められなかった．本研究の実験の特色は，被験者に呈示する第一刺激をネッカーキューブのような曖昧な図形ではな

く、一意に知覚が定まる曖昧ではない刺激を使用していることである。そして、2 回目に曖昧な図形を呈示した瞬間に発生する疑似的な知覚闘争の影響を解析している。2 回目の刺激オンセットの知覚状態の間には、実験条件による僅かな違いがあるが、ERP の傾向にはいくつかの差が表れた。この影響が実験タスクの依存性によって引き起こされたものか、もしくは刺激呈示の方法の変化によって被験者の知覚解釈が変化したために生じたものかどうかは現時点では明らかではない。ERP の初期成分に差が見られなかった可能性のひとつに、RP が初期の視覚処理を反映している P1 潜時に近いため、P1 の変調が RP の変調を打ち消した可能性が挙げられる。この予測をサポートする研究として、視野闘争中の知覚変化における P1 成分の変調があげられる。例えば、両目に異なる空間周波数のグレイティングを呈示した両眼視野闘争研究では、刺激の空間周波数の影響が P1 成分を変調させた [64]。視野闘争では、二種類の異なる視覚刺激を呈示しているために、低次レベルの視覚処理の影響が P1 成分に反映される。視野闘争と知覚闘争の間では、必ずしもまったく同じメカニズムによって知覚変化が生じているとは限らないが、曖昧性の除去のための解釈は、類似した神経回路が使用されていることが示唆されている [65]。RP が P1 の変調によって打ち消されたかどうかの可能性については、今後のさらなる実験による検証が求められる。

次に RP, N1 成分に続いて惹起される RN および LPC に着目する。RN は、知覚変化と知覚保持の活動差を比較したときに、後頭領域 200-400ms 付近の潜時に出現する陰性電位である。これまで多くの知覚闘争および視野闘争研究において、RN が観測された [53, 58, 59, 60]。RN 振幅は、知覚保持に比べて知覚反転時に大きくなる [63, 60]、一方で、RN の信号源解析を行なった研究によると、RN の発生源は、後側頭部、紡錘状回に位置することが明らかになっており [66, 67]、その活動は、ERP 振幅の傾向とは異なり、知覚反転より知覚保持のときに強く活動することが報告された [61]。また、内因性によって知覚が変化する曖昧な視覚刺激と外因性によって強制的に知覚が変化する一意に知覚が定まる刺激呈示による RN 振幅を比較すると、後者の刺激によって発生する知覚反転のほうが大きな活動を起こすことが知られている [68]。これは、RN が内因性の知覚変化に加えて外因性の知覚変化の影響も反映していることを示している。無意識に変化する注意の移り変わりの役割は未だ説明されていないが、Leopold は、無意識な知覚変化は外因性の知覚変化と同じ神経回路を共有すると主張しており、RN はその影響の反映を示唆している [69]。

並び替え検定の結果、RN はコントロール条件において、右後頭領域に有意差が認められたものの、闘争条件では、知覚反転と知覚保持の間に有意な活動差は認められなかった。コントロール条件において、N1 潜時に前頭部で発生した陽性電位は頭頂部へと移動しており、LPC の活動へと続いている。一方、闘争条件では、RN が右後頭領域で観測されたが、後頭領域では有意な活動差が認められなかった。RP と同様に RN においても、

闘争条件では従来知見とは異なる傾向が得られた [58, 59, 60]。この結果の解釈として、RP の活動がその後に続く RN の活動に影響を与えた結果が考えられる。Britz は、RP の活動潜時中に増加した活動は知覚反転と関連があり、一方で RN の活動潜時中に減衰した活動は、知覚保持と関連があることを主張している [66]。また、RP の活動がその後に続く RN のインターバルにバイアスを与えることを提案した。この考えによると、本研究の刺激呈示による P1 振幅の変調が、その後に続く RN 活動にまで影響を与え、その結果、従来研究とは異なる傾向を示した可能性がある。

並び替え検定の結果、LPC は闘争条件において RN 同様に活動差が認められず、コントロール条件では、頭頂部で強く有意な活動の差が認められた。従来知見においても、P300 に酷似した成分が知覚反転に影響することが報告されているものの [52, 70]、本研究の LPC 活動は従来研究と比較して異なる活動を反映しているようにみえる。

### 5.6.2 周波数活動に与える影響

前述したように、ERP では外因性による知覚変化の影響が強く ERP に反映されたが、内因性の知覚変化による自発的知覚変化時に発生する活動を捉えることはできなかった。次に、ニューロン活動の反映が示唆されている脳波の振動活動に着目した。ERP 解析では、特定の刺激によって潜時が固定されて惹起される活動を捉えることはできるが、知覚推測、トップダウンアテンション、意思決定といった統合機能は、脳のネットワークの相互作用によって生成されと考えられている [16]。そのため、統合機能を対象とした研究では、その影響を捉えることができるスペクトル解析が重要である。本研究では、時間-周波数解析として、ウェーブレット変換を用いて、知覚闘争中の振動活動を解析した。

断続的な刺激呈示と曖昧な図形を利用した知覚闘争研究において時間-周波数に焦点を当てた研究は少ない。Ehm らは、内因性の知覚反転処理の影響が、刺激オンセットの前後 200ms で発生するガンマ帯活動に影響を与えることを示した [54]。一方で、従来研究はガンマ帯が知覚変化に関連があることを示している [71, 72, 73]。一般的にガンマ帯活動は、プライミング効果による感覚統合や意味的情報結合などの高次認知処理機能に関わることが示されており [32, 35, 36, 30, 33, 31, 39, 34, 29, 41]、数多くの知見は、ガンマ帯振動が皮質の局所的な符号化のあらわれであると提案している [74, 75, 76]。Ehm らの研究では、知覚反転に関わる活動がガンマ帯活動に反映されていることを示唆したが、これらは広域な脳ネットワークの内の局所的な活動のみを反映している可能性が考えられる。fMRI を使った知覚闘争研究では、前頭-後頭領域が知覚反転に関わっていることが示されており [77, 78, 79]、一方で EEG 研究では、後頭領域の RP や RN 成分の変調が知覚反転に関与していることを示唆している。これらの結果から、知覚反転活動が複数の脳領域のネットワークから構成されていることが予想される。局所的な相互作用を反映しているガンマ帯

活動とは対照的に、広域の相互作用は統合認知機能（トップダウン制御や意思決定）を仲介し、その影響がベータ帯活動に反映されることが報告されている [16]。そのため、知覚反転処理のメカニズムを解明するためにも、ガンマ帯活動のみならず、ベータ帯活動を調査することは重要といえる。

本研究の結果、闘争条件において、知覚保持時より知覚反転時に潜時 50-150ms および、400-500ms の右後頭領域のベータ帯活動 (16-26Hz) が強く活動した。このベータ活動は、コントロール条件では観測できず、闘争条件でのみ観測されたことから自発的知覚変化の影響を示唆している。これらの活動は、早期潜時 50-150ms と後期潜時 400-500ms の右後頭領域で強く活動しており、それぞれ異なる処理を反映していると考えられる。早期潜時のベータ帯活動潜時は、RP の活動潜時と比較的近い。視覚情報経路に関する研究によると、視覚情報は V1 に 56ms 以内に到達し、前頭領域に 80ms、フィードバック回路は初期の視覚処理に 100ms 以内に影響を与える [80]。そのため、早期潜時のベータ帯活動の増加は、視覚野とその他の領域とのネットワーク回路が形成された影響を反映している可能性がある。従来研究は、曖昧性の除去が少なくとも 250ms までに行われることを示しており [59]、後期のベータ帯活動が直接知覚反転の影響そのものを反映しそうにはない。後期潜時のベータ帯活動は、おそらく曖昧性の除去が行われて後の LPC と関連があり、知覚情報かワーキングメモリにおける知覚の意識過程を反映していると考えられる [65]。

右後頭部における知覚反転の活動の重要性もこれまでに報告されている [81, 82]。右後頭に障害のある患者は、連続した動きやフリッカー刺激を区別できるが、仮現運動の知覚の欠損が見られる傾向があった [83]。ベータ帯活動における知覚変化の関連も、類似した知覚研究において報告されている。例えば、知覚闘争と類似した現象である、illusory motion reversal(IMR) でもベータ帯活動が、擬似的な運動知覚の反転時に活性化することが報告されている [55]。

ベータ帯活動とは対照的に、アルファ帯および大部分のガンマ帯活動では知覚反転と知覚保持の間に有意な活動差が認められなかった。先行研究は、内因性の知覚変化は潜時 200ms のガンマ帯活動に反映されていることを示唆している [54]。本研究と先行研究の主な違いは、実験の第一刺激である。ERP 結果と同様に、曖昧画像における知覚変化と安定画像を用いた疑似的な知覚変化の違いが知覚反転の神経処理に影響を与えた可能性がある。

本研究では、ガンマ帯活動だけではなく、ベータ活動が自発的知覚変化の活動に重要な役割に果たしていることを示した。しかしながら、おそらく知覚反転の処理は複数のスペクトル帯域の相関によって行われていると考えられる。今後は、複数の周波数帯に渡るネットワーク解析を利用して知覚反転に関わる処理を解明する予定である。

## 5.7 本章の統括

本章では，多義図形の観測中に生じる自発的な知覚変化現象について述べた．正確な潜時活動を得るために，短時間に 2 回の刺激呈示を行う断続呈示法を採用し，脳波計測実験を行った．その結果，内因性の自発的な知覚変化が後頭のベータ帯振動に反映された．一方，自発的な知覚変化が発生しない場合，ベータ帯振動の活性化は認めらなかった．これらの結果から，自発的な知覚処理は，脳波のベータ帯に反映されていることが示唆される．ベータ帯は，脳の広域ネットワークを示しており，知覚変化が単一の脳部位のみならず，複数の脳領域の相互情報連絡によって生じている可能性が示された．



## 第 6 章

# 定常状態視覚誘発電位を利用した自発的知覚変化の抽出

### 6.1 本章の概要

前章は、知覚闘争中の自発的知覚変化に関わる活動を解読するために、短時間に 2 回の刺激呈示を行い、その前後間で発生する知覚画像の変化を利用した断続呈示法により正確な潜時活動を特定した。特に、脳波の周波数活動に対する知見は未だ不十分であり、後頭におけるベータ帯振動が知覚変化に関与するという発見は意義がある結果である。しかしながら、2 つの刺激呈示を行う断続呈示法だけでは、ヒトの脳機能を解明するために十分とはいえない。本章では、この問題点を解決するために新しい手法を提案する。

### 6.2 断続呈示法と SSVEP を利用した実験手続きの提案

これまで指摘したように、連続呈示法は、知覚変化の潜時を被験者のボタン押しによる報告から特定している。しかしながら、知覚変化の発生は被験者自身にも予測が不可能であり、実際に知覚が変化した瞬間からボタンが押されるまでにわずかな時間ずれが発生するため、正確な交代潜時の特定は困難という問題点が指摘されていた。また、ボタン押しを基準点とした加算平均法の利用は、位相ずれによって互いの活動成分を打ち消しあう危険性がある。このような問題点から、刺激を短時間に 2 回呈示し、2 回目に刺激呈示を知覚交代の瞬間とみなす断続呈示法が提案され、連続呈示法に代わる新しい手法として利用されるようになった。前章の研究は、さらにこの手法において時間-周波数活動の観点から知覚変化活動について新たな知見を加えた。

しかしながら、断続呈示法にも問題点が考えられる。断続呈示法では、第一刺激によって脳内に一時的なイメージが生成され、第二刺激の呈示によって知覚されたイメージと比

表 6.1 連続呈示法と断続呈示法の比較

	連続呈示法	断続呈示法
刺激呈示	常にモニタに描画	短時間に2回呈示
刺激オンセット	被験者のボタン押し時	2回目の刺激呈示時
利点	本質的な自発的知覚変化活動を特定可	・正確な活動潜時を特定可 ・試行間のばらつきが少ない
欠点	オンセットが被験者のボタン押しに依存するため試行間のばらつきが大きい	擬似的な自発的知覚変化活動しか得られない

較することで知覚が交代したか否かを判断する．刺激は常に呈示されておらず，誘発される知覚変化は擬似的な活動であるといえる．常に刺激が呈示されている連続呈示法と一時的な刺激呈示による断続呈示法の間では，知覚活動に関連する共通のメカニズムが存在するとは考えられるが，まったく同じ脳機能によって処理されているとは考えにくい．そのため，断続呈示法だけではなく，連続呈示法による知覚変化活動を用いた脳活動を特定することは，自発的知覚変化の脳機能を解明するために重要である．表 6.1 に連続呈示法と断続呈示法の利点と欠点を示す．

本章では，知覚闘争に関わる脳活動を連続呈示法から解読するため，定常状態視覚誘発電位 (SSVEP) と呼ばれる脳波成分を利用した．SSVEP は，視覚誘発電位 (VEP) と呼ばれる視覚刺激を観測したときに生じる一過性の脳活動が連続的に生じた成分である．一定の時間間隔で視覚刺激が呈示されると，視覚誘発電位も同じく一定の時間間隔で生じる．したがって，一定の時間間隔で刺激を呈示すると，その周波数に対応する脳活動が活性化する．この活動が SSVEP である．VEP は，視覚刺激が眼から後頭皮質まで達する時間を計測することで，眼科の診断や臨床応用として使用される．SSVEP は，基本的に VEP の連続的な発生である．VEP の振幅と位相が定常状態を保持し続けることにより，SSVEP のピークは常に安定し，肉眼で観測できるほど頑健な電位となる．そのため，ERP と比較してまばたきや眼の運動によって発生するアーチファクトの影響や筋電ノイズ汚染も受けにくい．

SSVEP は，一時的な視覚誘発電位でしかない．しかしながら，特定の刺激やタスクによって SSVEP の活動が変調されることが示されてきた．認知研究では，視覚注意，両眼視野闘争，ワーキングメモリ，脳リズムを明らかにするために，SSVEP が利用されている [84]．SSVEP は視覚刺激を観測するだけではなく，注意によっても変調されることが示されており，特定の周波数で呈示された刺激が複数存在する場合，より注意が向いている刺激に対応する周波数活動が高くなる [85]．この効果は，曖昧性画像であるルビンの壺を用いた研究でも同様の効果が得られることが報告されており，被験者の知覚対象に応じ



て，対応する脳波振動が変調することが示された [86]．したがって，SSVEP 活動に被験者の知覚変化の影響が反映されているといえる．SSVEP に対応する周波数の変化に着目することで，被験者の知覚変化の瞬間を特定できると考えられる．また，高い SN 比をもつ SSVEP は，信号源解析においても ERP や時間-周波数成分より信頼性の高い結果が得られる．本章では，従来の連続呈示法の問題点を解決するため，SSVEP を利用する新しい実験手法を提案し，自発的知覚変化に関わる脳活動を抽出するための手法について述べる．

## 6.3 連続呈示と SSVEP による知覚闘争実験

### 6.3.1 被験者

実験に協力した被験者は，13 名の健康な豊橋技術科学大学の関係者（男性 11 名，女性 2 名）である．すべての被験者は，実験内容について十分理解して，参加の同意を得た上で実験を行った．なお，本実験は国立大学法人豊橋技術科学大学安全衛生委員会「ヒトを対象とする研究」審査会の承認を受け，行われた．

### 6.3.2 実験刺激と手続き

実験刺激は，自発的知覚変化を引き起こすネッカーラティスと，ネッカーラティスによって知覚できる 2 つの安定画像を使用した．実験はシールド暗室で行い，視覚刺激は VSG2/5 (Cambridge Research System 製) によって制御し，ディスプレイ (Flexscan-T761, EIZO 製，解像度  $800 \times 600$  pixel, FrameRate 120Hz) に呈示した．背景色は黒で呈示し，ネッカーラティスは白で描画した．また刺激の中心に固視点を呈示した．被験者は，一定の観察距離から顎台によって頭部を固定され，両眼にて画面を観察した．

実験パラダイムを図 6.1 に示す．パラダイムは，闘争条件とコントロール条件から構成され，それぞれフリッカリング刺激が連続的に 150 秒間呈示される．刺激は 8Hz と 12Hz の 2 つの周波数で呈示された．闘争条件では，常にネッカーラティスが呈示され，2 つの知覚画像を構成する辺が 8Hz と 12Hz で振動する．被験者は，実験の間，ネッカーラティスを自然に観測し，観測中に生じる自発的な知覚交代を 2 択のボタン押しによって報告するよう教示された．コントロール条件では，ネッカーラティスの代わりに安定画像が呈示される．この安定画像は，ネッカーラティスで知覚できる 2 つの画像であり，常にそのうちの 1 つが呈示される．刺激はおよそ 5 秒ごとに交互に異なる安定画像へと切り替わる．被験者は，闘争条件と同様に刺激を自然に観測し，画像の切り替わりによる知覚変化を 2 択のボタン押しで報告した．闘争条件では，刺激の物理的变化に依存しない内因性の知覚変化が発生し，またコントロール条件では，物理的な刺激変化による外因性の知覚変化が

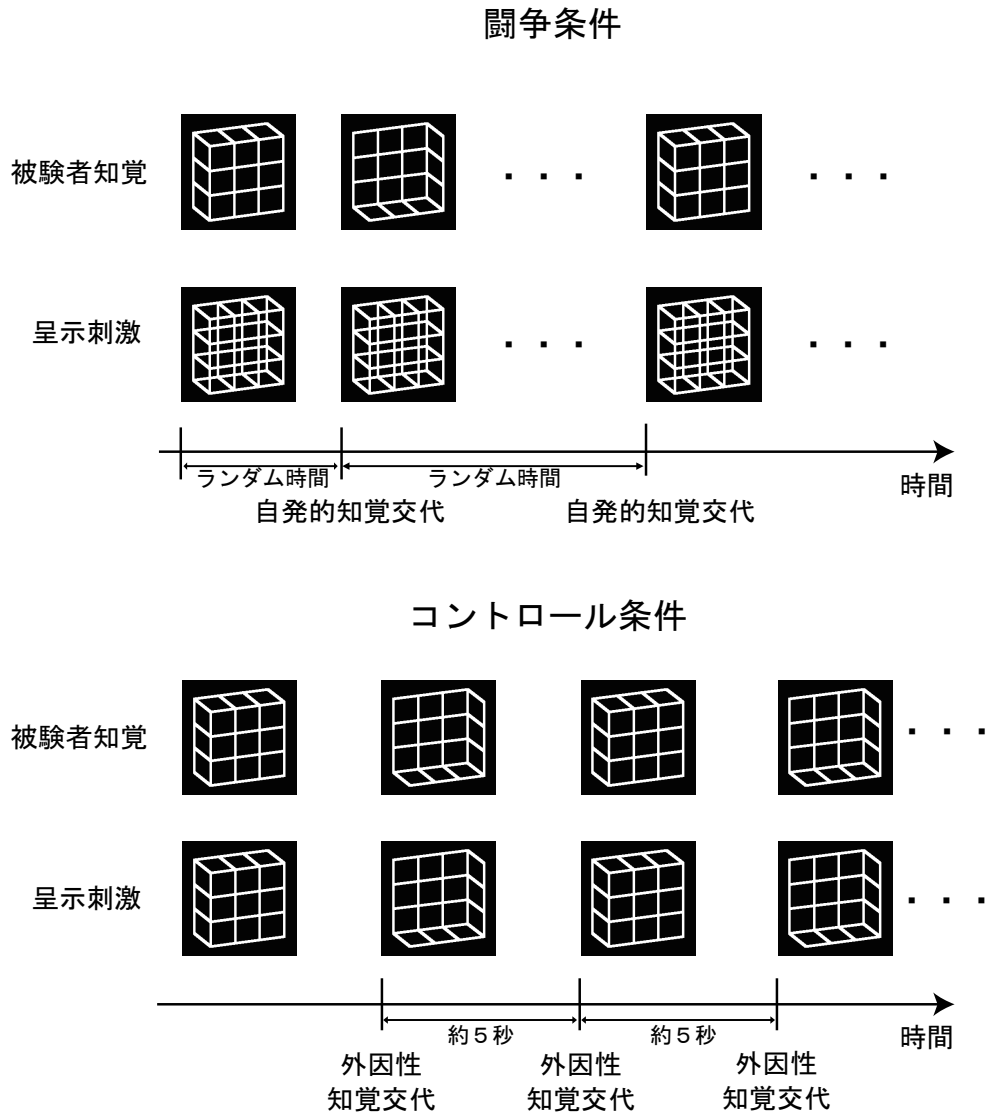


図 6.1 実験手続き

闘争条件では、ネッカーラティスが 8Hz と 12Hz の周波数で呈示される。被験者は刺激を自然に観測し、自発的知覚交代の発生をボタン押しにより報告するよう教示された。コントロール条件では、知覚が固定された 2 つの安定画像が 8Hz または 12Hz の周波数で呈示される。ただし、コントロール条件の画像は、およそ 5 秒ごとに異なる周波数および安定画像へと交互に切り替わる。したがって、被験者の知覚は外因性要因によって強制的に交代する。闘争条件と同様に、被験者は知覚交代の発生をボタン押しによって報告した。

発生する。本研究は、2 つの知覚変化の間で発生する神経活動の差分から自発的知覚変化の影響を解読した。実験時間は、1 セット 150 秒間であり、闘争条件とコントロール条件条件ごとに 4 セットの実験を行った。実験条件の順番は被験者ごとにカウンターバランスがとられた。

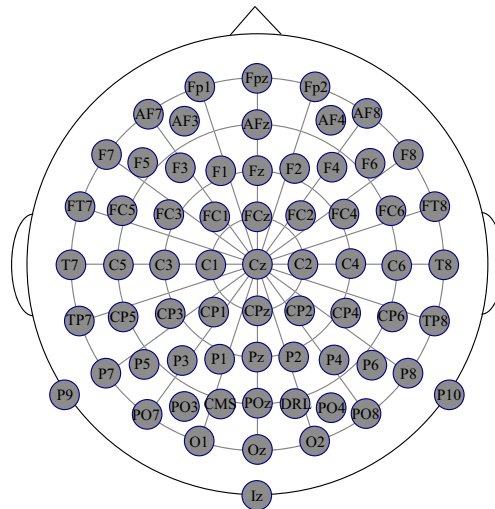


図 6.2 計測チャンネル

脳波は 64 チャンネルの電極によって計測された。

### 6.3.3 脳波計測

脳波計測には 64 チャンネルのアクティブ電極（ActiveTwo, BioSemi 製，図 6.2）を用いて，被験者の脳波を計測した．なお，電極と頭皮の間の接触抵抗は電解ペーストによって低減させ  $50\text{k}\Omega$  以下とした．基準電極は後頭頂部 CMS である．計測された脳波をサンプリング周波数  $512\text{Hz}$  で A/D 変換した．

## 6.4 データ解析

解析ソフトとして，Matlab 2007b, 2010b (Math-Works 社) とオープンソースツールボックスである，EEGLAB 6.03b[38] と Fieldtrip[56] を使用した．

計測された脳波データに対して，ダウンサンプリングを行い，データを  $200\text{Hz}$  に変換した．そして，バンドパスフィルタ（バターワース 4 次， $6\sim 14\text{Hz}$ ）をかけ，リファレンスを全電極の平均値（アベレージリファレンス）とした．使用するデータは，ボタン押しをオンセットとした， $-3000\text{ms}$  から  $3000\text{ms}$  のデータを抽出した．試行ごとに切り分けたデータに対して， $\pm 80[\mu\text{V}]$  を超える電位をアーチファクトとして除去し，さらに EEGLAB を用いた傾きによる除去（最大傾斜=50， $R^2=0.3$ ），同時確率を用いた除去（電極内分散=5，電極間分散=5），尖度を使用した除去（電極内分散=5，電極間分散=5）を利用してアーチファクトを除去した．

### 6.4.1 知覚交代とボタン押しの時間ずれ解析

コントロール条件では，安定画像が交互に呈示されるため，画像の切り替わりの瞬間を知覚交代の瞬間とみなせる．被験者は，闘争条件と同様に，知覚交代をボタン押しによって報告するように教示されているため，画像の切り替わりを認知した後にボタン押しを行っている．この画像の切り替わりとボタン押しの間に発生する時間は，被験者が知覚変化を認識してから実際にボタン押しを行うまでの時間ずれである．この時間ずれは，闘争条件でも同様に発生していることが考えられる．したがって，闘争条件とコントロール条件において，この時間ずれを時間方向に補正することで，被験者が実際に知覚交代した瞬間を予測できる．コントロール条件における画像交代とボタン押しの時間を計測し，被験者ごとに時間ずれの影響を計測した．

### 6.4.2 時間-周波数解析

時間-周波数解析は，複素モレットウェーブレット変換を使用した．時間幅は 10ms 刻み，周波数幅は 6Hz から 14Hz までを 0.5Hz 刻みで変換した．その後，周波数パワーをデシベルに変換した．時間-周波数変換は，加算平均前に，単一試行ごとに行い，ベースラインはすべての周波数帯において，試行ごとに -3000ms から 3000ms までのデータ全区間の Z 値を利用した．

$$P(t, f)_{corrected} = \frac{P(t_{-3s-+3s}, f) - \text{mean}(P(t_{-3s-+3s}, f))}{\text{std}(P(t_{-3s-+3s}, f))} \quad (6.1)$$

### 6.4.3 統計解析

闘争条件とコントロール条件の活動を比較するため，ノンパラメトリック並べ替え検定を使用した．アルゴリズムはモンテカルロ法，多重補正はクラスター法を採用し，1000 回の繰り返し検定を行った．検定は，知覚変化前 -3000ms から 0ms まで 500ms ごとの時間窓平均データに対して行った．

## 6.5 結果

### 6.5.1 時間ずれ解析結果

知覚交代とボタン押しの時間ずれ解析結果を図 6.3 に示す．刺激周波数 8Hz から 12Hz への知覚交代は平均 0.28 秒，標準偏差 0.12，また 12Hz から 8Hz への知覚交代は平均 0.34 秒，標準偏差は 0.11 である．

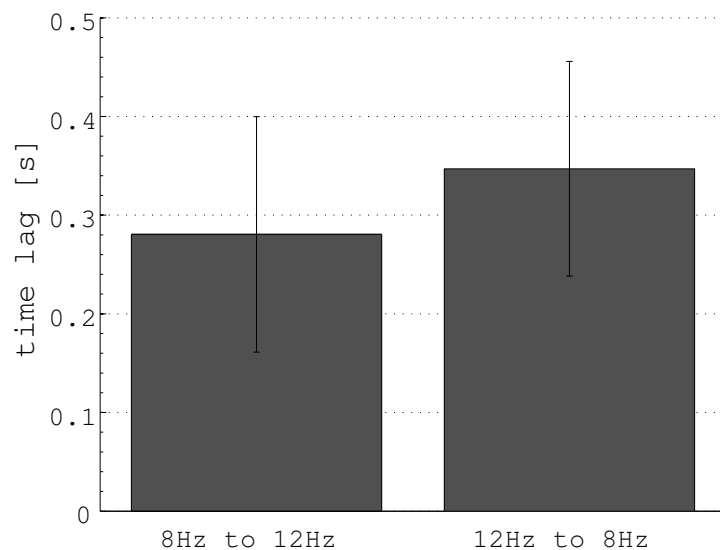


図 6.3 時間ずれ解析結果

被験者の知覚交代からボタン押し報告まで，刺激周波数 8Hz から 12Hz では平均 280ms，12Hz から 8Hz では平均 340ms の時間ずれが発生している．

### 6.5.2 時間-周波数解析結果

知覚交代の前後 3 秒の総加算平均結果を図 6.4 および図 6.5 に示す．図 6.4 はベースライン補正前のデシベル値，図 6.5 は Z 値によるベースライン補正後の活動比を表している．図 6.4 より 8Hz 帯と 12Hz 帯において SSVEP の活動が表れている．コントロール条件では，潜時 0ms の前後で刺激周波数が切り替わるため，0ms の前後において，活性化する SSVEP の周波数帯が異なる．一方，闘争条件で呈示されたネッカーラティスは 8Hz と 12Hz の 2 つの周波数刺激から構成されているため，脳波には常に 8Hz と 12Hz の 2 つの周波数活動が観測された．

図 6.5 より，Z 値によるベースライン補正は，知覚変化前後における活動の遷移を強調させた．例えば，図 6.5 の左上に示す闘争条件では，8Hz 刺激から 12Hz 刺激への知覚変化は，マイナスの潜時において 8Hz の周波数帯，プラスの潜時において 12Hz の周波数帯の SSVEP が惹起している．12Hz 刺激から 8Hz 刺激への知覚変化も同様に，マイナスの潜時では，12Hz の周波数が活性化しているが，知覚交代が発生すると SSVEP は 8Hz へと遷移している．

闘争条件とコントロール条件の活動を比較するため，並び替え検定を行った結果を図 6.6 に示す．内因性と外因性による知覚交代の間で，前頭と後頭領域に有意な差が認めら

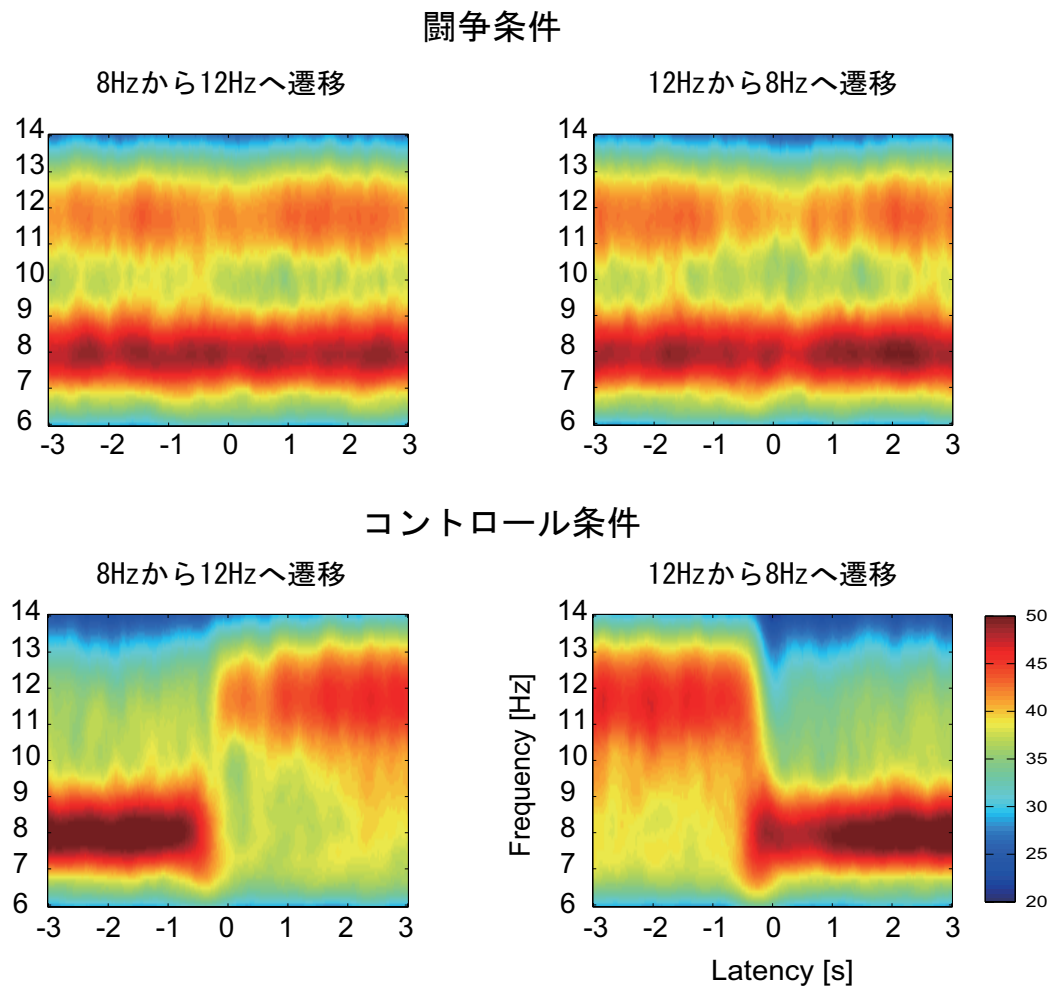


図 6.4 時間-周波数解析結果 (Raw)

電極 O1, O2, Oz の平均値の時間-周波数解析結果を示す。ウェーブレット変換後のパワーをデシベルに変換した値を表している。闘争条件では、8Hz と 12Hz の 2 つの SSVEP が同時に活発化している。コントロール条件では、知覚交代の前後で増幅する SSVEP が遷移している。

れた ( $p < 0.05, 0.01$ )。

## 6.6 考察

図 6.3 から、被験者の知覚交代からボタン押しまでおよそ 300ms の時間ずれがあることが解明された。また、時間ずれ幅は、呈示周波数によって変化することが示された。低周波から高周波への変化、つまり 8Hz から 12Hz への知覚交代は、高周波から低周波への変化より、時間ずれが少ない。高周波は、刺激が消えてから次の描画が開始されるまでの間隔が短いため、時間ずれが小さくなったと考えられる。また、別の可能性の一つとして、高周波による刺激描画は、低周波による刺激描画より、知覚が強くなる傾向が見られる。

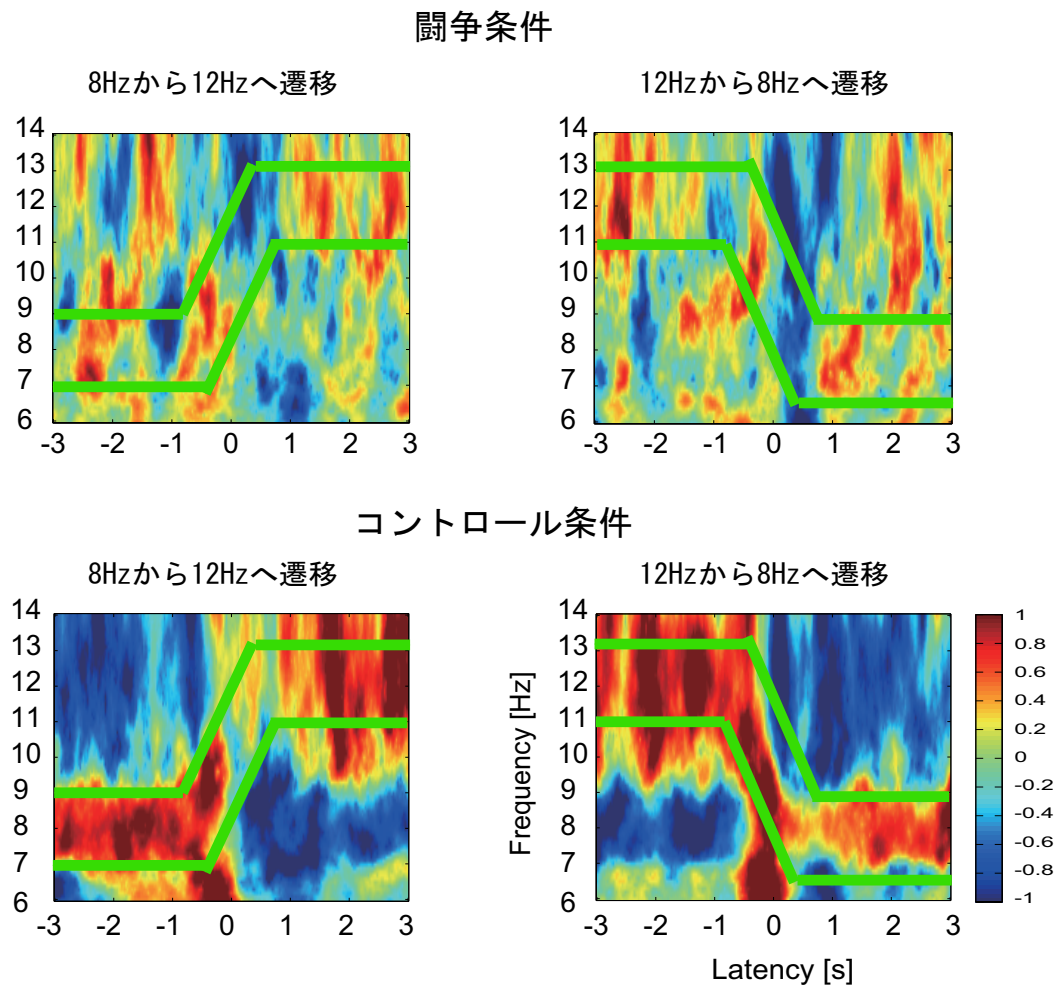


図 6.5 時間-周波数解析結果 (Zscore)

電極 Cz の時間-周波数解析結果を示す。ウェーブレット変換後のパワーをデシベルに変換した後、各周波数ごとに-3~3 秒の Z 値を用いてベースライン補正を行った。闘争条件では、知覚変化前と知覚変化後に対応する SSVEP が断続的に活発化している。コントロール条件では、Raw データと同様に、知覚交代の前後で強く SSVEP が遷移している。

そのため、低周波から高周波への知覚変化は、はっきりとした強い知覚を誘発するが、高周波から低周波への知覚変化は、曖昧であり、被験者のボタン押しの反応を遅らせた可能性が考えられる。

このような時間ずれを考慮して、時間-周波数解析における時間方向の補正を行った結果、図 6.4 および図 6.5 に示したコントロール条件における活動遷移は、ほぼ 0ms の時点で発生している。したがって、SSVEP の活動は、ほぼ正確に被験者が認識している画像を反映していると考えられる。SSVEP の活動は、被験者の知覚を正確に表しており、遷移の追跡によって、知覚交代開始のタイミングおよび終了のタイミングを判断する材料になり得る。



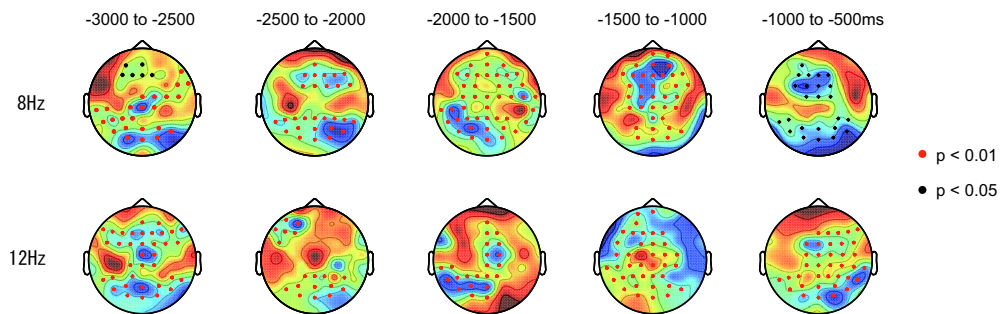


図 6.6 時間-周波数トポグラフィー

闘争条件とコントロール条件の差分活動をトポグラフィーで表している．図中のカラーサークルは条件間で統計的に有意差が認められたチャンネルを表している（オレンジ:  $p < 0.01$ ，黒:  $p < 0.05$ ）．

図 6.4 に示したベースライン補正を行っていない Raw データでは，0ms の前後で常に SSVEP が活動しているため，被験者の知覚に応じて増大する SSVEP の差を検出できない．そこで，知覚変化の前後 3 秒を基準とするベースライン補正を行うことで，僅かながら知覚変化に関連する SSVEP の活動を捉えた．図 6.5 に示したベースライン補正後の活動では，緑線に沿った枠内において SSVEP の活動が増大しており，知覚変化前-3 ~ 0 秒および知覚変化後 0 ~ 3 秒では，それぞれ呈示した周波数に相当する SSVEP が観測できる．さらに，知覚交代が発生している 0ms 付近では，8Hz と 12Hz の中間の周波数である 10Hz の成分が増大している．2 つの周波数の中間に相当する活動の活性化は，これまでの研究でも報告されている [19]．

知覚交代前の-3 ~ -0.5 秒の闘争条件およびコントロール条件の活動を比較したところ，広範囲の前頭および後頭領域において有意差が認められた．前頭および後頭領域の知覚交代への関与は fMRI を使用した研究において報告されており [77, 78, 79]，前頭と後頭の間で情報の交換を行うネットワークが形成されている可能性が考えられる．また，後頭部における知覚交代への関与は，前章で述べたようにベータ帯およびいくつかの ERP が関与していることから明らかである．しかしながら，現段階において，闘争条件とコントロール条件における活動差は，広範囲に及んでおり，具体的にどの脳領域が知覚交代に関与しているかは明らかにされていない．そのため，今後は，信号源解析を用いて具体的に知覚関与に貢献している領域の特定することが課題となる．SSVEP は，ERP よりも強い SN 比が強く，ノイズに対して頑健である．この特徴は，信号源解析において信頼できるデータを導き出すことに繋がると考えられる．



## 6.7 本章の統括

本章では、自発的な知覚変化を解読するため SSVEP と連続呈示法を組み合わせた新しい実験手法を提案した。実験刺激は 8Hz と 12Hz の 2 つの周波数帯を使用して、SSVEP から被験者の知覚応用を追跡した。その結果、被験者の知覚は対応する周波数帯に反映され、自発的な知覚交代の影響は、前頭-後頭の広範囲において認められた。SSVEP と連続呈示法の融合は、連続呈示法における従来のボタン押しによる時間ずれの問題を解決するとともに、SSVEP の強い SN 比を生かした信頼性の高い信号源解析に応用できる。今後の知覚闘争研究において、SSVEP は知覚交代の発生に関与する脳領域と信号の解明に大いに利用できると思われる。



## 第 7 章

# 結論

ヒトの行動や精神が脳によって生成されることが解明されて以来，神経科学という研究フィールドは多くの学問分野と組み合わせながら発展を続けてきた．さらに，これまでの研究で明らかにされた脳に関する知識は，産業界や医療界が抱える課題を解決するための新技術として応用が期待されている．このような脳内で生じている生体信号から直接情報を抽出するブレインデコーディングと機械を融合した技術がブレインコンピュータインターフェース (BCI) である．BCI は，脳から意思を伝達できる装置として注目されているが，解決すべき課題も数多く残っている．BCI の第一課題は，伝達したい情報がどのような生体信号として符号化されているかを明らかにすることである．脳は，我々の意識的な活動に加えて，生命を維持し，運動を制御するといった様々な命令を出力している．BCI では，脳内における莫大な情報のなかから，特定の脳機能に関連する情報を抽出しなければならない．さらに，脳信号の解読をリアルタイムに行うためには，符号化されている信号の特徴を高速かつ高精度に抽出するアルゴリズムが必要不可欠となる．したがって，脳における高次認知処理機能を明らかにする基礎研究と，解明された情報を有効利用するための応用研究の 2 つの側面からアプローチする必要がある．本研究では，脳から認知処理機能の解読に加え，脳活動データから効率よく意思を抽出するためのアルゴリズムを提案した．

第 3 章では，ヒトの高次認知処理成分の一つである不自然さについて述べ，複数の刺激間における統合処理と不自然さが脳波に与える影響を明らかにした．本研究では，不自然さという感性が，刺激がもつ情報だけではなく，複数の刺激の組み合わせによって発生するコンテキスト処理でも不自然さを誘発させるのではないかと考え，プライミング手法を利用したクロスモーダル実験を行った．実験の結果，視覚刺激が与える不自然さと刺激間の組み合わせによって発生する不自然さは，高次認知処理を反映しているガンマ帯活動を変調させた．本手法は，認知処理に関連する感性情報抽出として利用でき，ガンマ帯活動が不自然さを抽出する新たな指標として利用できることを示した．

第 4 章では、不自然さに関わる脳活動を高精度に抽出するアルゴリズムを提案した。第 3 章では、脳波のガンマ帯から不自然さの影響を解釈したが、周波数活動は ERP よりアーチファクトの影響を受けやすく、リアルタイム計測における情報の抽出は困難とされる。そこで、既に BCI 技術の一つとして利用されている脳波の振幅情報から、短時間かつ高精度に不自然さを解釈することを目的とした。これまでの研究で、脳波の ERP に不自然さの影響が反映されていることが明らかにされており、周波数活動より高い精度で不自然さの活動を抽出できると考えられる。ERP から不自然さを抽出するために、独立成分分析および主成分分析を組み合わせた次元圧縮・特徴抽出法を採用した。そして、最終的な判別は、複数のサポートベクターマシンの判別結果の多数決によって行った。本研究で提案した手法は、個人ごとに異なる脳信号パターンから不自然さの影響が顕著に反映されている時間帯、およびチャンネルから情報を選択するという特徴を備えており、突発的なアーチファクトにも頑健である。本手法により、単一呈示によって計測された脳波データから、自然および不自然さの認知状態を 80% 以上の精度で判別することに成功した。

第 5 章および第 6 章では、知覚闘争における自発的知覚変化活動について述べた。このような被験者本人ですら予測不可能な情報の解釈は、まさに脳内信号の計測でのみ解釈が可能であり、BCI における新たな発展を与えるものと考えた。本研究ではまず、自発的な知覚変化がどのような脳内信号として符号化されているかを明らかにするため、従来研究の課題であった知覚交代潜時を詳細に特定することからはじめた。

第 5 章では、多義図形を短時間に 2 回呈示する断続呈示法から知覚交代潜時を詳細に特定した結果、脳波のベータ帯が自発的知覚変化に関与することが示された。ベータ帯活動は、脳全体のグローバルなネットワークを反映していることが示唆されており、知覚交代が局所的な脳領域ではなく、複数の領域間の相互作用によって生じている可能性を示した。

第 5 章で採用した断続呈示法は、刺激を短時間に 2 回呈示し、その前後間で知覚した画像の比較によって、知覚変化に関わる活動を明らかにする手法である。しかしながら、断続呈示法の知覚変化は擬似的であり、本質的な知覚闘争の活動を抽出したとはいえなかった。そこで第 6 章では、被験者に多義図形を呈示しつづける連続呈示法から知覚闘争に関わる活動を明らかにすることを試みた。従来の連続呈示法は、詳細な交代潜時の特定が困難という課題を抱えていたが、本研究では、SSVEP と呼ばれる SN 比に優れた脳波成分を利用することで、連続呈示法における課題を解決した。この提案手法は、被験者が知覚している画像が、脳波から特定できるという特性をもち、また、計測された波形は優れた SN 比を有しているため、従来より詳細な信号源解析も期待できる。本手法は、知覚闘争における自発的知覚交代に関わる脳活動を明らかにするための優れた手法になると考えられる。

以上、本研究では、不自然さと自発的知覚変化という認知と知覚に関わる 2 つの脳活動

を脳波から解読した．これらの活動はヒトの高次神経処理を抽出する新たな指標になりえる．しかしながら現段階では，複数の刺激呈示とデータ計測によって統計的に活動の違いを判断しているにすぎない．そのため今後の課題の一つとして，さらに少ないデータ計測による抽出が考えられる．本手法で提案した解読アルゴリズムは，不自然さを反映する ERP に対してのみ検証しており，周波数成分やさらにはそのほかの認知成分に有効に作用するかどうか検討すべき課題である．

また今後，不自然さという感性をさらに明らかにするためには，不自然さに関わる活動を正確に特定する必要がある．第 4 章では，ERP のなかでも特に P3 に着目して不自然さを解読したが，P3 は単一の認知機能が反映された成分ではなく，様々な脳活動処理が働くことで生じる複合成分であり，P3 のみから，他の複合成分を除いた刺激の自然さ，不自然さを純粋に推定することは難しい．本研究は，オドボール課題において，標的刺激が文脈からの逸脱に対して惹起される P3 振幅に，刺激の不自然さが反映されることを利用して，ヒトが感じる自然さ，不自然さの推定を行っているため，P3 から刺激の不自然さを定量的に推定するには，文脈逸脱効果の P3 振幅を考慮した解析が必要となる．また，本研究は刺激の自然さ，不自然さの状態推定を，2 状態判別から求めた．そのため，ヒトが感じる自然さ，不自然さを両極の状態で推定している段階であり，今後実社会でヒトの感性を利用していくためには，さらに複数の状態判別問題を設定し，自然さ，不自然さを定量的に推定する必要がある．

自発的知覚変化に関わる解読も同様の課題が発生する．第 5 章と第 6 章では，断続呈示法と連続呈示法の 2 種類の実験手続きから知覚変化に関わる活動を抽出した．連続呈示法と断続呈示法では，異なる実験手続きによって知覚変化を引き起こしているため，計測された知覚活動は異なる神経回路を使用されることが考えられる．今後の課題は，両実験手法から共通して抽出できる成分と差分として反映される成分がどのような知覚情報を含んでいるか明らかにすることである．

昨今の BCI 技術は脳波だけにとどまらない．fMRI や NIRS といった脳の電気信号以外の生体信号を利用した BCI が開発されており，さらに複数の脳活動計測法を組み合わせることで解読精度を向上しようとする動きが見られる．このような脳に対する多角的アプローチは，今後もますます発展することが予想される．こうした時代の流れの中で，本研究は今後の視覚認知神経処理の解読と応用に貢献できるものと期待している．



## 参考文献

- [1] 後藤紀美子, 打尾健太, 北崎充晃, 中内茂樹: “オドボール課題における視覚刺激の不自然さが事象関連電位に与える影響”, 信学技報 TECHNICAL REPORT OF IEICE., **106**, pp. 19–24 (2006).
- [2] T. Minami, K. Goto, M. Kitazaki and S. Nakauchi: “Asymmetry of p3 amplitude during oddball tasks reflects the unnaturalness of visual stimuli.”, *Neuroreport*, **20**, pp. 1471–1476 (2009).
- [3] R. Caton: “The electric currents of the brain”, *British Medical Journal*, **2**, p. 278 (1875).
- [4] H. Berger: “On the electroencephalogram in man”, *Archiv fur Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, **87**, pp. 527–570 (1929).
- [5] P. A. Davis: “Effects of acoustic stimuli on the waking human brain”, *Journal of Neurophysiology*, **2**, pp. 494–499 (1939).
- [6] G. D. Dawson: “A summation technique for detecting small signals in a large irregular background”, *Journal of Physiology*, **115**, pp. 2P–3P (1951).
- [7] S. Sutton, M. Braren, J. Zubin and E. R. John: “Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty”, *Science*, **150**, pp. 1187–8 (1965).
- [8] 入戸野宏: “心理学のための事象関連電位ガイドブック”, 北大路書房 (2005).
- [9] A. S. Gevins, G. M. Zeitlin, C. D. Yingling, J. C. Doyle, M. F. Dedon, R. E. Schaffer, J. T. Roumasset and C. L. Yeager: “Eeg patterns during ‘cognitive’ tasks. i. methodology and analysis of complex behaviors”, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, **47**, 6, pp. 693–703 (1979).
- [10] A. S. Gevins, G. M. Zeitlin, J. C. Doyle, R. E. Schaffer and E. Callaway: “Eeg patterns during ‘cognitive’ tasks. ii. analysis of controlled tasks”, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, **47**, 6, pp. 704–10 (1979).
- [11] A. Gundel and G. F. Wilson: “Topographical changes in the ongoing eeg related to the difficulty of mental tasks”, *Brain topography*, **5**, 1, pp. 17–25 (1992).
- [12] S. Yamamoto and S. Matsuoka: “Topographic eeg study of visual display terminal (vdt)

- performance with special reference to frontal midline theta waves”, *Brain topography*, **2**, 4, pp. 257–67 (1990).
- [13] T. Ishihara and N. Yoshi: “Multivariate analytic study of eeg and mental activity in juvenile delinquents”, *Electroencephalography and clinical neurophysiology.*, **33**, 1, pp. 71–80 (1972).
- [14] M. B. Sterman, C. A. Mann, D. A. Kaiser and B. Y. Suyenobu: “Multiband topographic eeg analysis of a simulated visuomotor aviation task”, *International Journal of Psychophysiology*, **16**, 1, pp. 49–56 (1994).
- [15] G. Pfurtscheller: “Central beta rhythm during sensorimotor activities in man”, *Electroencephalography and clinical neurophysiology.*, **51**, 3, pp. 253–64 (1981).
- [16] T. H. Donner and M. Siegel: “A framework for local cortical oscillation patterns.”, *Trends in Cognitive Sciences*, **15**, pp. 191–9 (2011).
- [17] C. Tallon-Baudry and O. Bertrand: “Oscillatory gamma activity in humans and its role in object representation”, *Trends in Cognitive Sciences*, **3**, 4, pp. 151–162 (1999).
- [18] L. A. Farwell and E. Donchin: “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials”, *Electroencephalography and clinical neurophysiology.*, **70**, 6, pp. 510–23 (1988).
- [19] D. Regan: “Human brain electrophysiology: Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine”, *British Journal of Ophthalmology*, **74**, 4, p. 255 (1990).
- [20] W. Penfield and E. Boldrey: “Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation”, *Journal of Neurophysiology*, **60**, pp. 389–443 (1937).
- [21] G. D. Schott: “Penfield’s homunculus: a note on cerebral cartography”, *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, **56**, 4, pp. 329–33 (1993).
- [22] J. Decety and D. H. Ingvar: “Brain structures participating in mental simulation of motor behavior: a neuropsychological interpretation”, *Acta Psychol (Amst)*, **73**, 1, pp. 13–34 (1990).
- [23] J. Decety: “Do imagined and executed actions share the same neural substrate?”, *Brain research. Cognitive brain research*, **3**, 2, pp. 87–93 (1996).
- [24] 河合良訓, 原島広至: “脳単 ( ノウタン ) 語源から覚える解剖学英単語集”, 株式会社 エヌ・ディー・エス (2005).
- [25] P. Fries: “Neuronal gamma-band synchronization as a fundamental process in cortical computation”, *Annual Review of Neuroscience*, **32**, pp. 209–24 (2009).
- [26] E. Zion-Golumbic, T. Golan, D. Anaki and S. Bentin: “Human face preference in gamma-frequency eeg activity”, *NeuroImage*, **39**, 4, pp. 1980–7 (2008).



- [27] D. Anaki, E. Zion-Golumbic and S. Bentin: “Electrophysiological neural mechanisms for detection, configural analysis and recognition of faces”, *NeuroImage*, **37**, 4, pp. 1407–16 (2007).
- [28] E. Rodriguez, N. George, J. P. Lachaux, J. Martinerie, B. Renault and F. J. Varela: “Perception’s shadow: long-distance synchronization of human brain activity”, *Nature*, **397**, 6718, pp. 430–3 (1999).
- [29] A. von Stein, P. Rappelsberger, J. Sarnthein and H. Petsche: “Synchronization between temporal and parietal cortex during multimodal object processing in man”, *Cerebral Cortex*, **9**, 2, pp. 137–50 (1999).
- [30] M. A. Kisley and Z. M. Cornwell: “Gamma and beta neural activity evoked during a sensory gating paradigm: effects of auditory, somatosensory and cross-modal stimulation”, *Clinical Neurophysiology*, **117**, 11, pp. 2549–63 (2006).
- [31] O. W. Sakowitz, R. Quian Quiroga, M. Schurmann and E. Basar: “Spatio-temporal frequency characteristics of intersensory components in audiovisually evoked potentials”, *Cognitive Brain Research*, **23**, 2-3, pp. 316–26 (2005).
- [32] J. Bhattacharya, L. Shams and S. Shimojo: “Sound-induced illusory flash perception: role of gamma band responses”, *Neuroreport*, **13**, 14, pp. 1727–30 (2002).
- [33] J. Mishra, A. Martinez, T. J. Sejnowski and S. A. Hillyard: “Early cross-modal interactions in auditory and visual cortex underlie a sound-induced visual illusion”, *Journal of Neuroscience*, **27**, 15, pp. 4120–31 (2007).
- [34] D. Senkowski, D. Talsma, C. S. Herrmann and M. G. Woldorff: “Multisensory processing and oscillatory gamma responses: effects of spatial selective attention”, *Experimental Brain Research*, **166**, pp. 411–426 (2005).
- [35] J. J. Foxe, G. V. Simpson and S. P. Ahlfors: “Parieto-occipital approximately 10 hz activity reflects anticipatory state of visual attention mechanisms”, *Neuroreport*, **9**, 17, pp. 3929–33 (1998).
- [36] K. M. Fu, J. J. Foxe, M. M. Murray, B. A. Higgins, D. C. Javitt and C. E. Schroeder: “Attention-dependent suppression of distracter visual input can be cross-modally cued as indexed by anticipatory parieto-occipital alpha-band oscillations”, *Cognitive Brain Research*, **12**, 1, pp. 145–52 (2001).
- [37] G. H. Klem, H. O. Luders, H. H. Jasper and C. Elger: “The ten-twenty electrode system of the international federation. the international federation of clinical neurophysiology”, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, **52**, pp. 3–6 (1999).
- [38] A. Delorme and S. Makeig: “Eeglab: an open source toolbox for analysis of single-trial eeg dynamics including independent component analysis”, *Journal of Neuroscience*

- Methods, **134**, 1, pp. 9–21 (2004).
- [39] T. R. Schneider, S. Debener, R. Oostenveld and A. K. Engel: “Enhanced eeg gamma-band activity reflects multisensory semantic matching in visual-to-auditory object priming.”, *NeuroImage*, **42**, pp. 1244–1254 (2008).
- [40] T. Gruber and M. M. Muller: “Oscillatory brain activity dissociates between associative stimulus content in a repetition priming task in the human eeg.”, *Cerebral Cortex*, **15**, pp. 109–116 (2005).
- [41] S. Yuval-Greenberg and L. Y. Deouell: “What you see is not (always) what you hear: induced gamma band responses reflect cross-modal interactions in familiar object recognition.”, *Journal of Neuroscience*, **27**, pp. 1090–1096 (2007).
- [42] N. Conrad, C.-M. Giabbiconi, M. M. Muller and T. Gruber: “Neuronal correlates of repetition priming of frequently presented objects: insights from induced gamma band responses.”, *Neuroscience Letters*, **429**, pp. 126–130 (2007).
- [43] P. J. Laurienti, R. A. Kraft, J. A. Maldjian, J. H. Burdette and M. T. Wallace: “Semantic congruence is a critical factor in multisensory behavioral performance.”, *Experimental Brain Research*, **158**, pp. 405–414 (2004).
- [44] D. Senkowski, M. Gomez-Ramirez, P. Lakatos, G. R. Wylie, S. Molholm, C. E. Schroeder and J. J. Foxe: “Multisensory processing and oscillatory activity: analyzing non-linear electrophysiological measures in humans and simians.”, *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*, **177**, pp. 184–95 (2007).
- [45] M. D. Eddy and P. J. Holcomb: “Electrophysiological evidence for size invariance in masked picture repetition priming.”, *Brain and Cognition*, **71**, pp. 397–409 (2009).
- [46] 横田悠右, 後藤紀美子, 南哲人, 中内茂樹: “視覚刺激における p300 からの高次認知状態の推定”, *BPES2008 proceeding*, pp. 27–30 (2008).
- [47] J. Suykens, T. Van Gestel, J. De Brabanter, B. De Moor and J. Vandewalle: “Least Squares Support Vector Machines”, *World Scientific* (2002).
- [48] L. Necker: “Observations on some remarkable optical phaenomena seen in switzerland; and on an optical phaenomenon which occurs on viewing a figure of a crystal or geometrical solid”, *London and Edinburgh Philosophical Magazine and Journal of Science*, **1**, 5, pp. 329–337 (1832).
- [49] E. Rubin: “Figure and ground, in readings in perception”, *Van Nostrand* (1958).
- [50] P. Sterzer and A. Kleinschmidt: “A neural basis for inference in perceptual ambiguity”, *Proceedings of National Academy of Sciences of the United States of America*, **104**, pp. 323–328 (2007).

- [51] R. Kanai, B. Bahrami and G. Rees: “Human parietal cortex structure predicts individual differences in perceptual rivalry.”, *Current Biology : CB*, pp. 1–5 (2010).
- [52] C. Basar-Eroglu, D. Struber, M. Stadler, P. Kruse and E. Basar: “Multistable visual perception induces a slow positive eeg wave”, *International Journal of Neuroscience*, **73**, 1-2, pp. 139–51 (1993).
- [53] J. Kornmeier and M. Bach: “Early neural activity in necker-cube reversal: evidence for low-level processing of a gestalt phenomenon.”, *Psychophysiology*, **41**, pp. 1–8 (2004).
- [54] W. Ehm, M. Bach and J. Kornmeier: “Ambiguous figures and binding: Eeg frequency modulations during multistable perception.”, *Psychophysiology*, **48**, 4, pp. 547–58 (2010).
- [55] G. Piantoni, K. A. Kline and D. M. Eagleman: “Beta oscillations correlate with the probability of perceiving rivalrous visual stimuli”, *Journal of Vision*, **10**, pp. 1–11 (2010).
- [56] R. Oostenveld, P. Fries, E. Maris and J. M. Schoffelen: “Fieldtrip: Open source software for advanced analysis of meg, eeg, and invasive electrophysiological data”, *Computational Intelligence and Neuroscience*, **2011**, p. 156869 (2011).
- [57] J. Kayser and C. E. Tenke: “Principal components analysis of laplacian waveforms as a generic method for identifying erp generator patterns: Ii. adequacy of low-density estimates”, *Clinical Neurophysiology*, **117**, 2, pp. 369–80 (2006).
- [58] J. Kornmeier and M. Bach: “The necker cube—an ambiguous figure disambiguated in early visual processing”, *Vision research*, **45**, pp. 955–960 (2005).
- [59] J. Kornmeier and M. Bach: “Bistable perception – along the processing chain from ambiguous visual input to a stable percept”, *International Journal of Psychophysiology*, **62**, pp. 345–349 (2006).
- [60] M. A. Pitts, J. L. Neger and T. J. R. Davis: “Electrophysiological correlates of perceptual reversals for three different types of multistable images.”, *Journal of Vision*, **7**, p. 6 (2007).
- [61] J. Britz, T. Landis and C. M. Michel: “Right parietal brain activity precedes perceptual alternation of bistable stimuli”, *Cerebral Cortex*, **19**, pp. 55–65 (2009).
- [62] J. Kornmeier, W. Ehm, H. Bigalke and M. Bach: “Discontinuous presentation of ambiguous figures: how interstimulus-interval durations affect reversal dynamics and erps”, *Psychophysiology*, **44**, 4, pp. 552–60 (2007).
- [63] J. Kornmeier, M. Pfaffle and M. Bach: “Necker cube : Stimulus-related ( low-level ) and percept-related ( high-level ) eeg signatures early in occipital cortex”, *Journal of Vision*, **11**, pp. 1–11 (2011).
- [64] M. A. Pitts, A. Martinez and S. A. Hillyard: “When and where is binocular rivalry

- resolved in the visual cortex?”, *Journal of Vision*, **10**, 14 (2010).
- [65] M. A. Pitts and J. Britz: “Insights from intermittent binocular rivalry and eeg”, *Frontiers in Human Neuroscience*, **5**, (2011).
- [66] J. Britz and M. A. Pitts: “Perceptual reversals during binocular rivalry: Erp components and their concomitant source differences”, *Psychophysiology*, **48**, 11, pp. 1490–9 (2011).
- [67] M. A. Pitts, A. Martinez, C. Stalmaster, J. L. Nerger and S. A. Hillyard: “Neural generators of erps linked with necker cube reversals”, *Psychophysiology*, **46**, 4, pp. 694–702 (2009).
- [68] M. A. Pitts, W. J. Gavin and J. L. Nerger: “Early top-down influences on bistable perception revealed by event-related potentials”, *Brain and Cognition*, **67**, 1, pp. 11–24 (2008).
- [69] D. A. Leopold and N. K. Logothetis: “Multistable phenomena: changing views in perception”, *Trends in Cognitive Sciences*, **3**, 7, pp. 254–264 (1999).
- [70] U. Isoglu-Alkac, C. Basar-Eroglu, A. Ademoglu, T. Demiralp, M. Miener and M. Stadler: “Analysis of the electroencephalographic activity during the necker cube reversals by means of the wavelet transform”, *Biological Cybernetics*, **79**, 5, pp. 437–42 (1998).
- [71] S. M. Doesburg, K. Kitajo and L. M. Ward: “Increased gamma-band synchrony precedes switching of conscious perceptual objects in binocular rivalry”, *Neuroreport*, **16**, 11, pp. 1139–42 (2005).
- [72] P. Fries, P. R. Roelfsema, A. K. Engel, P. Konig and W. Singer: “Synchronization of oscillatory responses in visual cortex correlates with perception in interocular rivalry”, *Proceedings of National Academy of Sciences of the United States of America*, **94**, 23, pp. 12699–704 (1997).
- [73] A. Revonsuo, M. Wilenius-Emet, J. Kuusela and M. Lehto: “The neural generation of a unified illusion in human vision”, *Neuroreport*, **8**, 18, pp. 3867–70 (1997).
- [74] M. Siegel, T. H. Donner, R. Oostenveld, P. Fries and A. K. Engel: “High-frequency activity in human visual cortex is modulated by visual motion strength”, *Cerebral Cortex*, **17**, 3, pp. 732–41 (2007).
- [75] J. Van Der Werf, O. Jensen, P. Fries and W. P. Medendorp: “Gamma-band activity in human posterior parietal cortex encodes the motor goal during delayed prosaccades and antisaccades”, *Journal of Neuroscience*, **28**, 34, pp. 8397–405 (2008).
- [76] V. Wyart and C. Tallon-Baudry: “Neural dissociation between visual awareness and spatial attention”, *Journal of Neuroscience*, **28**, 10, pp. 2667–79 (2008).

- [77] T. Inui, S. Tanaka, T. Okada, S. Nishizawa, M. Katayama and J. Konishi: “Neural substrates for depth perception of the necker cube; a functional magnetic resonance imaging study in human subjects”, *Neuroscience Letters*, **282**, 3, pp. 145–8 (2000).
- [78] A. Kleinschmidt, C. Buchel, S. Zeki and R. S. Frackowiak: “Human brain activity during spontaneously reversing perception of ambiguous figures”, *Proceedings of The Royal Society Biological Sciences*, **265**, 1413, pp. 2427–33 (1998).
- [79] S. D. Slotnick and S. Yantis: “Common neural substrates for the control and effects of visual attention and perceptual bistability”, *Cognitive Brain Research*, **24**, 1, pp. 97–108 (2005).
- [80] J. J. Foxe and G. V. Simpson: “Flow of activation from v1 to frontal cortex in humans. a framework for defining “early” visual processing”, *Experimental Brain Research*, **142**, 1, pp. 139–50 (2002).
- [81] E. D. Lumer and G. Rees: “Covariation of activity in visual and prefrontal cortex associated with subjective visual perception”, *Proceedings of National Academy of Sciences of the United States of America*, **96**, 4, pp. 1669–73 (1999).
- [82] F. Tong, K. Nakayama, J. T. Vaughan and N. Kanwisher: “Binocular rivalry and visual awareness in human extrastriate cortex”, *Neuron*, **21**, 4, pp. 753–9 (1998).
- [83] L. Battelli, P. Cavanagh, J. Intriligator, M. J. Tramo, M. A. Henaff, F. Michel and J. J. Barton: “Unilateral right parietal damage leads to bilateral deficit for high-level motion”, *Neuron*, **32**, 6, pp. 985–95 (2001).
- [84] F. B. Vialatte, M. Maurice, J. Dauwels and A. Cichocki: “Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives”, *Progress in Neurobiology*, **90**, 4, pp. 418–38 (2010).
- [85] M. M. Muller, S. Andersen, N. J. Trujillo, P. Valdes-Sosa, P. Malinowski and S. A. Hillyard: “Feature-selective attention enhances color signals in early visual areas of the human brain”, *Proceedings of National Academy of Sciences of the United States of America*, **103**, 38, pp. 14250–4 (2006).
- [86] L. Parkkonen, J. Andersson, M. Hamalainen and R. Hari: “Early visual brain areas reflect the percept of an ambiguous scene”, *Proceedings of National Academy of Sciences of the United States of America*, **105**, 51, pp. 20500–4 (2008).



## 謝辞

本研究は，多くの方々の御指導と御協力を受けて進めることができました．研究のみならずあらゆる目標を達成するための心構えを説いて下さり，多忙な中，御指導，御鞭撻頂きました豊橋技術科学大学大学院工学研究科中内茂樹教授，永井岳大助教，エレクトロニクス先端融合研究センター南哲人特任准教授に心から感謝致します．本論文をまとめるにあたり貴重なご意見をいただいた本学堀川順生教授，北崎充晃准教授に深く感謝申し上げます．研究を進める上で貴重なご助言を頂いた本学情報・知能工学系の先生方に深く感謝申し上げます．また，本研究の遂行にあたり文部科学省グローバル COE プログラムより多大なる支援を受けましたことを，ここに深く感謝致します．

日頃，生活面において大変お世話になり，精神的にも支えて下さった河合由紀氏，宮澤佳苗氏，谿雄祐氏，石橋妙子氏に感謝致します．研究室生活で日常生活から研究に至るまで，数多くの助言を頂いた視覚認知情報学研究室の諸先輩方，同輩，後輩一同に感謝致します．あらゆる面で苦楽を共にし，心の支えとなってくれた，友人一同に感謝致します．最後に，大学生活をあらゆる面で支えてくれた両親に，あわせて感謝の意を表します．





# 研究業績目録

## 学術論文

- 横田悠右, 南哲人, 中内茂樹, ”ERP に基づく視覚刺激における不自然さの推定”, 日本感性工学会論文誌, Vol.10, No. 2, pp.277-285, 2011
- 横田悠右, 南哲人, 中内茂樹, ”聴覚-視覚プライミング及び不自然な視覚刺激が脳波事象関連電位及びガンマ帯振動に与える影響”, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J94-D, No.9, pp.1579-1588, 2011

## 国際学会発表

- Yokota, Y., Minami, T., Nakauchi, S., ”Multisensory processing and gamma band activity in the unnaturalness and cross-modal priming”, Brain Topography and Multimodal Imaging (ISBET; Kyoto, Japan), pp.27-30, 2009
- Yokota, Y., Minami, T., Nakauchi, S., ”Neural processes for pseudo perceptual switching using bistable figure”, Association for the Scientific Study of Consciousness 15 (ASSC15; Kyoto, Japan), pp.82, 2011
- Yokota, Y., Minami, T., Nakauchi, S., ”The effects on EEG’s beta band activity of perceptual rivalry in bistable figures”, The 2011 Annual meeting of the International Society for Neuroimaging in Psychiatry, (ISNIP2011; Heidelberg, Germany), pp.160, 2011
- Yokota, Y., Minami, T., Nakauchi, S., ”EEG’s beta oscillations correlate with the pseudo perceptual transitions of bistable figure”, The Asia-Pacific Interdisciplinary Research Conference(APIRC; Toyohashi, Japan), 2011
- Yokota, Y., Minami, T., Nakauchi, S., “ The tracing of neural processing on perceptual rivalry using steady-state visual evoked potential ”, 1st Joint Meeting of ECNS / ISBET / ISNIP / EPIC (ECNS2012; Bristol, USA), 2012

## 国内学会発表

- 横田悠右, 後藤紀美子, 南哲人, 中内茂樹, ”視覚刺激における P300 からの高次認知状態の推定”, 第 23 回生体・生理工学シンポジウム (BPES2008)”, pp.27-30, 名古屋, 2008
- 横田悠右, 南哲人, 中内茂樹, ”聴覚-視覚プライミングにおける視覚刺激の不自然さが脳波の周波数特性に与える影響”, 第 32 回日本神経科学学会, pp.241, 名古屋, 2009
- 横田悠右, 南哲人, 中内茂樹, ”ERP に基づく視覚刺激における不自然さの推定”, 第 12 回日本感性工学会大会, 東京, 2010
- 横田悠右, 南哲人, 中内茂樹, ”双安定画像の疑似的知覚変化における脳波の振動活動の影響”, 第 34 回日本神経科学学会大会, pp.188, 横浜, 2011

## 特許

- 福井利尚, 木村賢治, 江部和俊, 南哲人, 横田悠右, ”ドライバの眠気/漫然状態判別装置”, 特願 2010-119754, 2009 年 5 月

## 受賞

- ”センシングアーキテクト優秀活動賞”, 豊橋技術科学大学, 2011 年 3 月
- ”センシングアーキテクト特別賞”, 豊橋技術科学大学, 2011 年 3 月

## その他

- 豊橋技術科学大学グローバル COE ポスターコンペティション研究費獲得, 2010 年
- 豊橋技術科学大学グローバル COE センシング・アーキテクトシンポジウム実行委員, 2010 年
- 海外短期留学 ドイツ ユストゥス・リービッヒ大学ギーセン, 2012 年 1 月 5 日 - 2 月 28 日