HOKUGA 北海学園学術情報リポジトリ
学校法人北海学園
北海学園大学
北海商科大学

タイトル	名称想起時における脳波を用いた脳活動部位の時空間的推定 ： 形状の異なる視覚刺激に対する比較
著者	杉本, 幸司; Sugimoto, Koji
引用	
発行日	2018-03-21

Hokkai-Gakuen Organization of Knowledge Ubiquitous through Gaining Archives.

2017 年（平成 29 年）度　博士学位論文

名称想起時における脳波を用いた
脳活動部位の時空間的推定
－形状の異なる視覚刺激に対する比較－

杉　本　幸　司

北海学園大学大学院
工学研究科　電子情報工学専攻
2018 年（平成 30 年）3 月

目次

第１章　序論　―脳機能研究の意義―

１．１　研究背景.....1

１．２　研究の目的.....6

１．３　本論文の構成.....6

第２章　ヒト脳の構造と活動

２．１　ヒト脳の構造.....9

２．２　ヒト脳の機能.....18

２．３　脳の活動.....24

第３章　EEG の計測と解析手法

３．１　脳活動の計測方法.....29

３．２　EEG の計測手法.....31

３．３　EEG データ処理と解析.....36

第４章　名称想起実験

４．１　実験の概要.....40

４．２　言語と脳活動に関する先行研究.....41

４．３　実験方法.....43

４．４　データ処理.....45

第５章　果物名称想起時における推定結果

５．１　脳内活動部位の推定.....48

５．２　実験 ERP の例.....48

５．３　推定結果.....49

５．４　脳内活動部位に関する比較検討.....83

第６章　四足動物名称想起時における推定結果

６．１　脳内活動部位の推定.....86

６．２　実験 ERP の例.....86

６．３　推定結果.....87

６．４　脳内活動部位に関する比較検討.....101

第７章　考察

７．１　FuG での活動について.....104
７．２　ParaHip での活動について.....105
７．３　言語野での活動およびその優位性について.....105
７．４　Insula での活動について.....106
７．５　脳内活動経路の相違について.....106
７．６　視覚刺激の形状の違いによる脳内活動についての仮説.....106
７．７　呼称課題の結果との一致性.....110
７．８　結論と今後の課題.....112

第８章　展望

８．１　臨床医療への応用.....113
８．２　BMI/BCI への応用.....114
８．３　教育学への応用.....115
８．４　今後の課題.....117

付録 A　EEG 信号処理

A．1　加算平均法.....119
A．2　主成分分析.....121
A．3　独立成分分析.....127

付録 B　順問題・逆問題に関する補足

B．1　球形モデル.....132
B．2　順問題の定式化.....132
B．3　逆問題の定式化.....135

付録 C　SynaCenterPro における設定.....137

付録 D　略語一覧

C．1　脳部位の略語.....141
C．2　その他の略語.....142

謝辞.....143
参考文献.....144
研究業績.....149

図表一覧

○図一覧

図 1.1　脳の言語地図.....3
図 1.2　本論文の構成.....7

図 2.1　脳の区分.....10
図 2.2　大脳半球における機能局在.....11
図 2.3　大脳皮質の層構造.....12
図 2.4　脳溝と脳回.....13
図 2.5　大脳半球の構造.....14
図 2.6　大脳皮質の機能局在.....15
図 2.7　運動野と感覚野の体部位支配を模式的にあらわした図.....16
図 2.8　Brodmann の脳地図.....17
図 2.9　初期視覚認知.....19
図 2.10　言語処理と言語産出に関わる領域.....21
図 2.11　記憶に関わる領域.....23
図 2.12　神経細胞.....24
図 2.13　神経細胞（ニューロン）.....25
図 2.14　活動電位.....26

図 3.1　国際 10-20 法に従った計測.....32
図 3.2　各部位を特定する数字と記号.....34
図 3.3　本研究の実験で用いた器具.....35
図 3.4　本研究の電極位置測定で用いた器具.....35
図 3.5　電極位置の入力.....35
図 3.6　等価電流双極子（ECD）の概念.....37
図 3.7　3 層同心球による解析.....38

図 3.8　SynaCenterPro の解析画面.....40

図 4.1　漢字とひらがなの読み書きの回路.....42
図 4.2　果物画像.....43
図 4.3　四足動物画像.....43
図 4.4　本研究における実験の流れ.....45
図 4.5　実験についての教示文書.....46

図 5.1　果物画像における実験 ERP の例.....48
図 5.2　V1 で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....50
図 5.3　R TE で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....51
図 5.4　R ParaHip (1) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....52
図 5.5　R FuG (1) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....53
図 5.6　R ParaHip (2) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....54
図 5.7　Broca 野 (1) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....55
図 5.8　L Insula で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....56
図 5.9　R ParaHip (3) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....57
図 5.10　Broca 野 (2) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....58
図 5.11　R FuG (2) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....59
図 5.12　Broca 野 (3) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....60
図 5.13　R AnG で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....61
図 5.14　FuG (3) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....62
図 5.15　Wernicke 野で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....63
図 5.16　Broca 野 (4) で推定された ECD（サクランボ, スイカ, リンゴ）.....64
図 5.17　V1 で推定された ECD（イチゴ）.....66
図 5.18　R TE で推定された ECD（イチゴ）.....67
図 5.19　R ParaHip (1) で推定された ECD（イチゴ）.....68
図 5.20　R FuG (1) で推定された ECD（イチゴ）.....69
図 5.21　Broca 野 (1) で推定された ECD（イチゴ）.....70
図 5.22　R ParaHip (2) で推定された ECD（イチゴ）.....71
図 5.23　L Insula で推定された ECD（イチゴ）.....72
図 5.24　R ParaHip (3) で推定された ECD（イチゴ）.....73
図 5.25　Broca 野 (2) で推定された ECD（イチゴ）.....74
図 5.26　R FuG (2) で推定された ECD（イチゴ）.....75

図 5.27　R AnG で推定された ECD（イチゴ）.....76
図 5.28　Broca 野（3）で推定された ECD（イチゴ）.....77
図 5.29　R FuG (3) で推定された ECD（イチゴ）.....78
図 5.30　Wernicke 野で推定された ECD（イチゴ）.....79
図 5.31　Broca 野（4）で推定された ECD（イチゴ）.....80
図 5.32　R ParaHip で推定された ECD（バナナ，カキ）.....82
図 5.33　Broca 野で推定された ECD（バナナ，カキ）.....82
図 5.34　果物画像における脳内活動部位に関する比較検討（前半の経路）.....84
図 5.35　果物画像における脳内活動部位に関する比較検討（後半の経路）.....85

図 6.1　四足動物画像における実験 ERP の例.....86
図 6.2　V1 で推定された ECD.....88
図 6.3　R TE で推定された ECD.....89
図 6.4　R ParaHip (1) で推定された ECD.....90
図 6.5　R FuG (1) で推定された ECD.....91
図 6.6　R ParaHip (2) で推定された ECD.....92
図 6.7　Broca 野（1）で推定された ECD.....93
図 6.8　R FuG (2) で推定された ECD.....94
図 6.9　R ParaHip (3) で推定された ECD.....95
図 6.10　R AnG で推定された ECD.....96
図 6.11　Broca 野（2）で推定された ECD.....97
図 6.12　R FuG (3) で推定された ECD.....98
図 6.13　Wernicke 野で推定された ECD.....99
図 6.14　Broca 野（3）で推定された ECD.....100
図 6.15　四足動物画像における脳内活動部位に関する比較検討(前半の経路).....102
図 6.16　四足動物画像における脳内活動部位に関する比較検討(後半の経路).....103

図 7.1　提示線画例とその呼称成績.....111
図 7.2　丸い形状と丸くない形状の対象の呼称成績.....111

図 A.1　加算平均法の概念図.....119
図 A.2　PCA の概念図.....122
図 A.3　ICA の概念図.....129

図 B.1　3次元極座標における ECD.....134
図 B.2　ヒト脳における 3 層構造の模式図.....134

図 C.1　Nasion 座標系.....137
図 C.2　GOF の表示画面.....138
図 C.3　[推定条件の編集]ウインド.....139

図 D.1　脳部位のおおよその位置とその略語.....141

○表一覧

表 1.1　失語症の分類.....4

表 2.1　ヒト脳の大脳皮質部位の名称.....17

表 3.1　脳信号の非侵襲計測手法の比較.....31
表 3.2　国際 10-20 法の電極名称と記号.....33

表 4.1　被験者についてのデータ.....44

表 5.1　被験者の ECD 推定部位とその潜時（サクランボ，スイカ，リンゴ）.....49
表 5.2　被験者の ECD 推定部位とその潜時（イチゴ）.....65
表 5.3　被験者の ECD 推定部位とその潜時（先行研究バナナ，カキ）.....81

表 6.1　被験者の ECD 推定部位とその潜時.....87

表 7.1　四足動物における視覚刺激の形状と AnG での活動.....108
表 7.2　果物における視覚刺激の形状と AnG での活動.....108

表 C.1　脳部位のおもな略語.....141
表 C.2　脳部位以外のおもな略語.....142

第１章　序論　―脳機能研究の意義―

本章では，本研究の背景としてさまざまな分野と脳機能研究との関係を簡単に紹介したのち，本研究の目的を述べ，全体の構成を示す．

１．１　研究背景

20世紀の最後の10年間は「脳の10年（decade of the brain）」といわれていた．また，21世紀を「脳の時代」と呼んだりしている．このように，ここ数十年で脳に関する研究が進んできた．この後述べるように，現在は臨床医療の分野において，また工学の分野において言語の脳機能研究やアプローチの方法，技術について研究することが重要であり，急務ではある．しかし，脳は複雑な構造を持ち，さらに多くの学問的領域とも関連を持つため，現代の科学技術をもってしても脳の活動部位や時空間的活動経路をはじめ未知の部分が多い．実際に脳機能研究におけるアプローチや応用には多くの困難を内包しているといわれている．

以下では，脳機能研究と他の学問領域である言語学，医学，工学，教育学との関連をいくつか絞って述べる．

１．１．１　言語学と脳機能研究の関係

言語はヒトにしか持ち合わせていない機能であり，知的活動，感性・情緒，コミュニケーション能力の基盤として，生涯を通じて個人の自己形成に関わるとともに，文化の継承や創造に大きく寄与するものである．そのため言語は，言語学という学問領域にとどまることなく，医療，工学，教育の分野など，あらゆる分野での関心事となっている．

また，言語は心と体から切り離すことができない活動である．たとえば，考えるという活動は，言語を用いて心の中で考えている．他から発せられた言語の情報は，文字なら視覚，音声なら聴覚，点字なら触覚というように感覚器官を通して知覚される．このそれぞれの知覚をモダリティー (modality) とよぶが，言語はモダリティーだけではなく，記憶にも関連している．つまり，言葉は音声パターンや文字パターンなどとしてすでに記憶されていて，別に記憶されている文法の規則性に基づいて解釈される．このように言語は心と体の作用の一部であるといっても過言ではないであろう．

一般的な学問体系においては，脳の研究は生理学，心の研究は心理学，言語の研究は言語学という枠組みでとらえられている．しかし言語化のはたらきは，脳から

心へ，そして言語へと至る．逆に，発せられた言語は再び心に返って脳で理解される．したがって，言語についての研究は生理学・心理学・言語学を総合的に扱うべきであって，近年はそのような研究も増えてきている．

このことを踏まえて，酒井は言語についてまず，「言語とは，心の一部として人間に備わった生得的な能力であって，文法規則の一定の順序に従って言語要素（音声・手話・文字など）を並べることで意味を表現し伝達できるシステムである．」と定義し，言語に関する研究として次の4つの柱を提言している[1].

第一の柱は，言語の現象を体系的に扱う言語学である．具体的には言語に見られる法則性を文法理論として体系化すること，意味や音韻などの言語要素，乳幼児が言語を獲得する過程などである．

第二の柱は，言語をコンピューターでモデル化する工学的アプローチである．現在これらは自然言語処理 (natural language processing) や，自然言語理解 (natural language understanding) と呼ばれているものである．

第三の柱は，ヒトの脳の解剖学的構造と言語の生理学的脳機能を調べるアプローチである．言語のいろいろな要素が脳にどのようにマッピングできるか，どんな情報がどのように処理されているかを明らかにする．

第四の柱は，言語の遺伝的基礎を研究するアプローチである．言語障害の遺伝学，遺伝子発現を調べる分子生物学，双生児を対象とした遺伝因子と環境分子を分離する解析などである．

そして酒井は，これら4つの学際的なアプローチを結集させることが言語の脳機能を解明するうえで重要な研究戦略になると述べている．言語学と脳機能研究の関係はこの第三の柱に基づいている．

ヒトの脳において言語で必要となる機能は大脳皮質のいくつかの場所で分担されており，文法中枢，文章理解中枢，音韻中枢，単語中枢，文字中枢などが知られている．いずれも主に脳の左半球に位置する．文法中枢はBroca野とよばれる領域あたりにあり，文の統語構造などの文法を処理しているときに活動が表れる．その下に文章理解中枢があり，単語の組み合わせや文脈から意味を汲み取るときに活動が表れる．音韻中枢は側頭葉の上部Wernicke野とよばれる領域あたりにあり，発音やアクセント，イントネーションなどのルールの判断をする時に活動が表れる．単語中枢は側頭葉から頭頂葉にかけてある．音韻中枢のすぐ下あたりに文字中枢がある．これらの中枢は互いに情報のやり取りをしながら言語活動が行われている．これらの活動領域を図示すると図1.1のようになり，脳の言語地図とよばれている．

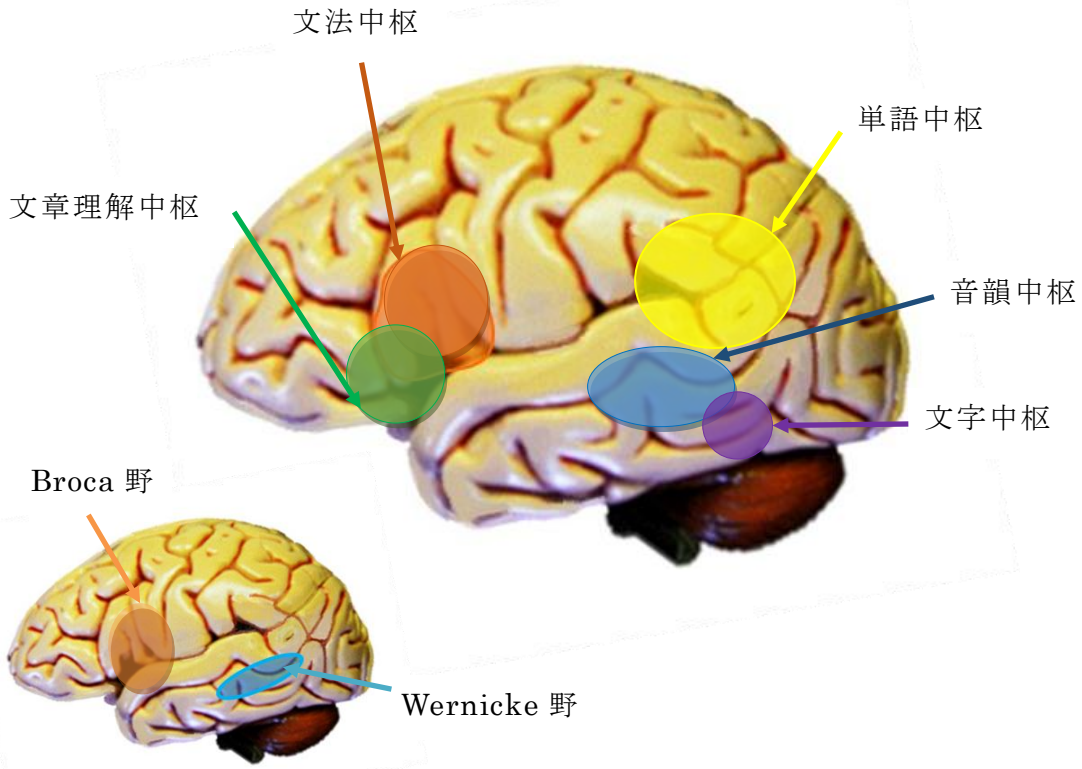


図 1.1　脳の言語地図

１．１．２　医学と脳機能研究の関係

医学の特に臨床医療の分野において，言語に関する障がいとして脳損傷による患者の治療やリハビリ，あるいはそれに起因する障がい者を支援する福祉介護機器の必要性がより一層高まってきている．そのうち，脳のいわゆる「言語野」とよばれる部分を損傷することなどにより失語症を発症した患者に対して，その治療や支援は重要な課題の一つである．

言語機能には「聞く」「話す」といった音声に関わる機能と，「読む」「書く」といった文字に関わる機能がある．失語症 (aphasia) とは，感覚や発声器官には異常がないのに，一旦獲得した音声に関わる言語機能に障害が現れる症状のことである．その原因として脳出血や脳梗塞などの脳血管障害から起因するものが多い．これと似たような症状として字を読む能力の障害である失読症 (alexia) や，字を書く能力の障害である失書症 (agraphia) がある．

失語症には発話の障害が起こるBroca失語や，話し言葉の理解，発話時の言葉の選択に障害が現れるWernicke失語，言語の理解と発話の両方が障害される全失語(global aphasia) などがある．これらの失語症の多くは，Broca失語については左脳のBroca野に，Wernicke失語については左脳のWernicke野に，全失語についてはその両方に損

表1.1　失語症の分類

失語のタイプ	自発発話	言語理解	復　唱	損傷部分
全失語	×	×	×	Wernicke 野と Broca 野
Broca失語	×	○※	×	Broca野
Wernicke失語	○	×	×	Wernicke 野
伝導失語	○	○	×	弓状束
超皮質性失語	×	×	○	（領域が孤立）

傷があることが原因になっている．

これら以外にも，言葉の選択や復唱に障害が起こる伝導失語 (conduction aphasia) や，復唱の能力は障害されていないがその他の点では全失語と同様の症状を示す超皮質性失語 (transcortical aphasia) が知られている．伝導失語はWernicke野とBroca野を連絡する弓状束という神経線維に損傷があるといわれており，超皮質性失語はWernicke野，Broca野，弓状束が他の大脳皮質からの連絡を絶たれて孤立したものといわれている．これらをまとめると表1.1のようになる．この表ではおおむね正常か否かを○×で示してある．なお，表中の※印 (Broca失語における言語理解）はおおむね正常ではあるが，文法理解の障害を伴うことが知られている．

さらに，脳の特定部位の損傷が失語症の発生およびその症候に強く関係することが分かっており，物品の呼称障害のように一旦獲得された言語機能が中枢神経系の損傷によって言語の理解と表出に障害をきたした状態を引き起こすなどの症例が知られている．このような症例は，目標とするカテゴリー（例えば人工物であるとか生物学的物体であるなど）に依存することも知られており，これらの徴候はカテゴリー特異性障害（category-specific disorders）とよばれている[2].

１．１．３　工学と脳機能研究の関係

近年，ヒトの高次脳機能に関する研究手段として脳機能の非侵襲計測法が進展している．非侵襲計測については脳波の方法，脳磁図の方法，近赤外分光法などいくつかその手法が知られている．これらについては詳しくは2.1節において述べる．これらの手段を用いて脳信号を読み取ることによって，脳損傷患者と健常人における信号の違いを比較解析することなどを通して，脳のどの部分またはどの過程で問題を生じているのかがわかり，治療の効果やリハビリの効果を向上させるのに有効であると考えられている．本論文も，非侵襲計測法を用いて脳信号を読み取り，刺激の違いによる信号の違いを比較した研究に関するものである．

臨床医療分野に関連して，頸髄を損傷することなどにより四肢が不自由になる重

度の運動機能障害を患う人に対して，その支援は重要な問題である．これに関連して，工学分野において，筋力を通さずに言語的作業を用いて支援する方法も研究されている．具体的には，脳機能の非侵襲計測法を用いることによって，脳波を活用したブレインーマシン・インターフェース（brain-machine interface: BMI）への応用という活路が開かれている．最近は，ほとんどのマシンがコンピューターを介しているので，ブレインーコンピューター・インターフェース（brain-computer interface: BCI）とよばれるようになっている[3].

BMI/BCIとは，末梢神経系，感覚器，運動器などを介さずに，脳波の微細な信号を計測によって取り出し，操作対象である機械（マシン）との間で，ヒトとのインターフェースをとるというものである．

BMI/BCIユーザーは，コマンドを入力する際に，キーボードやマウス，ハンドルの操作や発声などのように筋力を働かす作業の必要がなく，メンタルタスクを行うのみである．つまり，「言語を用いて心の中で強く意識する」という作業のみを必要とするのである．このBMI/BCIによって，神経リハビリテーションへの応用可能性が言及されるようになってきた．すなわち，BMI/BCIを用いて，運動機能障害者の脳活動の中から目的とする情報を抽出し，その情報を用いて運動器の代わりとなる外部機器を制御するなど，医療・福祉技術としての応用が期待されている．

１．１．４　教育学と脳機能研究の関係

経済協力開発機構（Organization for Economic Co-operation and Development: OECD）と教育研究革新センター（Centre for Educational Research and Innovation: CERI）は 1999 年に学習科学と脳研究（Learning Sciences and Brain Research）プロジェクトを発足させた．このプロジェクトは読み書き能力（Literary），計算能力（Numeracy），生涯学習（Lifelong learning）が主要な研究課題として設定されているが，一生を通じて教育はどうあるべきかを考えるうえで脳機能研究の知見が活用されている．

こうした流れの中で，日本においても教育側から脳機能研究によるアプローチが行われてきた．

大石は大学生を対象に，英語学習をテーマとして，光計測装置による脳活動計測実験を行う実証的な研究を行った[4]．その結果，初級学習者から上級活動者になるにつれて，酸素化ヘモグロビン（oxygenated hemoglobin）の増加によって測定される脳活性パターンが，無活性型から過剰活性型，選択的活性型，自動活性型へと変化することを確認している．また，黒田は大学生を対象に，算数科の中から幾何に関する内容を課題に用いて，光計測装置による脳活動計測実験を行う実証的な研究

を行った[5]．この実験から，課題を解決するための方略を獲得する前は脱酸素化ヘモグロビン(deoxygenated hemoglobin)の増減幅の拡大と上下変動の増加が確認されるが，方策の獲得後では，脱酸素化ヘモグロビンの増減幅が収束するとともに，上下変動が沈静化することを確認している．このことは脳活動計測を通して学習による変化を検出することの可能性を示唆している．

１．２　研究の目的

本研究では，上述した背景をふまえて，脳のしくみを解明するという観点に基づき，以下に述べる三点について解明することを目的とする．

第一に，ヒト脳の解剖学的構造と言語の生理学的脳機能を解明するために，ヒト脳の活動部位および時空間的活動経路を推定するということである．具体的には被験者に視覚刺激として果物または四足動物のモノクローム線画画像を提示する．被験者は提示画像の形を認知して記憶したのち，その画像として描かれた果物または四足動物の名称を想起し，その名称を強く意識（黙読）する．その際に被験者の脳波（electroencephalogram: EEG）を計測する．このEEGデータに対して等価電流双極子推定法による解析を行い，名称の黙読という言語活動を通して脳内のどの部位において活動が行われていて，どのような時空間的活動経路をたどってゆくのかを検証する．

第二に，実験において提示された視覚刺激のカテゴリー，たとえばその種別，形状などの違いにより，脳の活動部位あるいは時空間的活動経路の違いがみられることはないかどうか検討する．さらにそのことからどのような傾向があると帰納されるのか考察する．

第三に，本研究の応用として，言語野を損傷した失語症患者に対する治療に寄与するための基礎的研究である．現在行われている失語症についての研究と本研究との比較を行うことは意味のあることである．たとえば，本研究によって得られた健常人についての脳の活動部位および時空間的活動経路の結果に基づき，脳損傷者の時空間的経路計測で，健常人とどこが違うのか，どの過程で問題を生じているのか検討することによって，リハビリ方法によりどのような経路が代償されてできるのかなど，治療効果やリハビリ効果の判定に応用できるのではないかと考えている．

１．３　本論文の構成

本論文は全８章で構成される．各章の内容は次のとおりである．

第１章は序論である．

第２章では，本研究で必要となるヒト脳の構造や機能と高次脳機能に関する従来

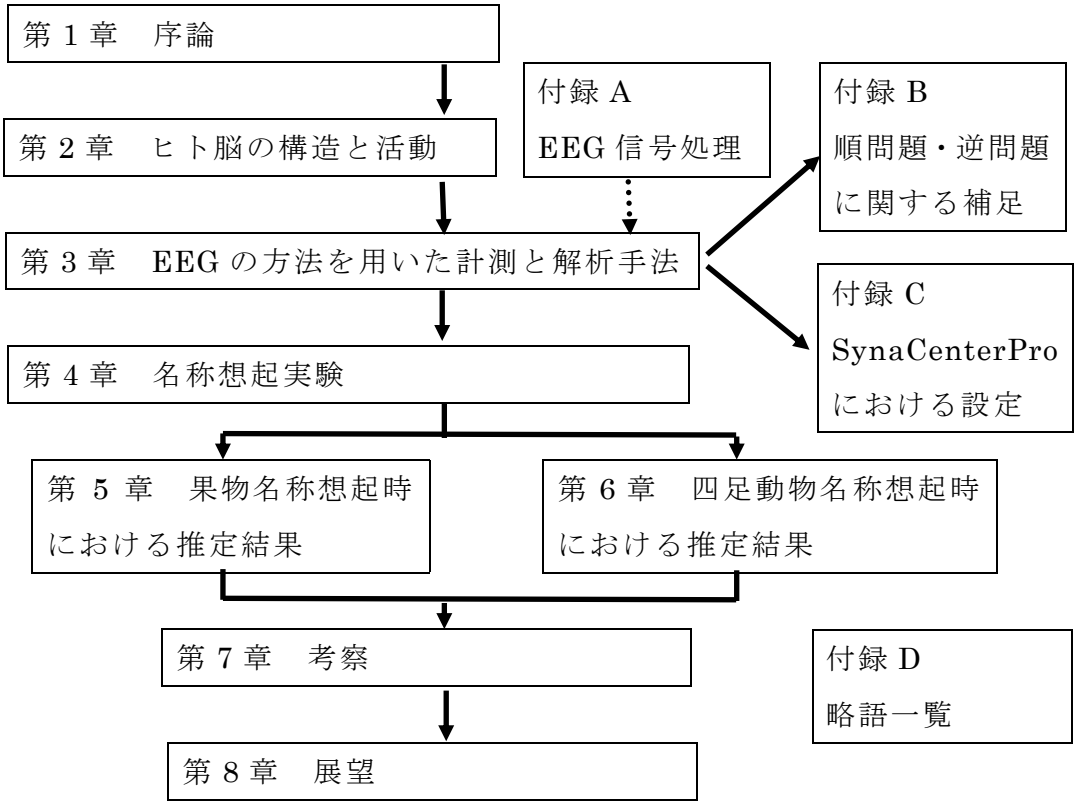


図 1.2　本論文の構成

からの知見について述べる.

第 3 章では，脳活動の計測，次章で行う実験手順，EEG の計測法，および得られたデータから電流源を推定するための解析方法について述べる.

第 4 章では，本研究の目的を遂行するために行った果物ならびに四足動物名称想起時における脳内活動についての実験について述べる.

第 5 章では，第 4 章における実験において，特に果物名称想起時おける脳内活動部位の推定結果などについて述べる.

第 6 章では，第 4 章における実験において，特に四足動物名称想起時おける脳内活動部位の推定結果などについて述べる.

第 7 章では，今回得られた実験結果について検討と考察を行う.

第 8 章では，本研究の手法またはもっと大きく脳活動を計測する手法を用いて解明できる可能性があることがらについて言及し，これからの展望について述べる.

付録 A では,ノイズ除去に関わる EEG 信号処理の基本的方法について数学的な理論を紹介する.

付録 B では，順問題・逆問題に関する補足事項を述べる.

付録 C では,脳内等価電流双極子推定ソフト SynaCenterPro における設定につい

て述べる.

付録 D では，本文で用いられる主要な略語とその意味の対照表を掲載する.

図 1.2 に本論文の構成と関連を一覧にした図を示す.

第２章　ヒト脳の構造と活動

本章では，本研究において必要となる基本的知識として，ヒト脳の構造や機能と高次脳機能に関する従来からの知見について述べる．はじめにヒト脳の解剖学的な区分をまとめ，特に大脳の構造について詳しく説明する．次にヒト脳の機能について述べ，最後に脳の活動としてEEGについて言及する．

２．１　ヒト脳の構造

ヒトの脳（brain）は，神経細胞が凝縮して巨大なネットワークを構築している重さ約1400ｇの臓器である．脳は柔らかく，重要な器官なので，衝撃や揺れから強固に守られている．脳を覆っている構造物には，硬い頭蓋骨とその外表の毛髪・頭皮などがある．頭蓋骨の内部には，髄膜（硬膜・くも膜・軟膜）や髄液などがあり，これらが脳を保護している．

２．１．１　ヒト脳の解剖学的区分

ヒト脳の区分は解剖学的区分（形態学的区分），発生学的区分，機能的区分などいくつかの区分の方法あるが，ここでは，解剖学的区分を紹介する．解剖学的区分とは，図2.1のように脳の形態によって区分する方法であるが，大きく言って以下に述べるような6つの部分に分けられる．

大脳（cerebrum）は左右の大脳半球で占められているので大脳半球ともよばれたり，発生学的に最後に完成した脳なので終脳ともよばれたりしている．総脳量の約85％を占めている．脳の中の最高司令部とでもいう部位で，情報を集め，思考し，判断して体を動かしている．また，感情のような，人間らしい機能を司っている．表面を覆う大脳皮質（灰白質）とその内部にある髄質（白質）で構成されている．

間脳（diencephalon）は中脳と大脳の間にあり，細胞核の集団である視床(thalamus)，視床の下方にある視床下部（hypothalamus），視床の後背部にある視床上部（epithalamus）の3領域に分けられる．間脳は，感覚情報の中継と処理，本能，情動をつかさどる場所で，喜怒哀楽，欲望などの情報を大脳へ送っている．自律神経機能の中枢があり，ホルモン産生の調節なども行っている．疲労情報も大脳に送っている．なお，間脳は，広義には脳幹に含まれることもある．

小脳（cerebellum）は大脳の下背側にあり，表面は細かいひだ状になっている．左右に膨らんだ小脳半球と中央の虫部で成り立っている．総脳量の約10％を占める．体の位置情報，感覚情報を大脳にフィードバックするという感覚と運動機能，および体で覚えた運動記憶を司っている．

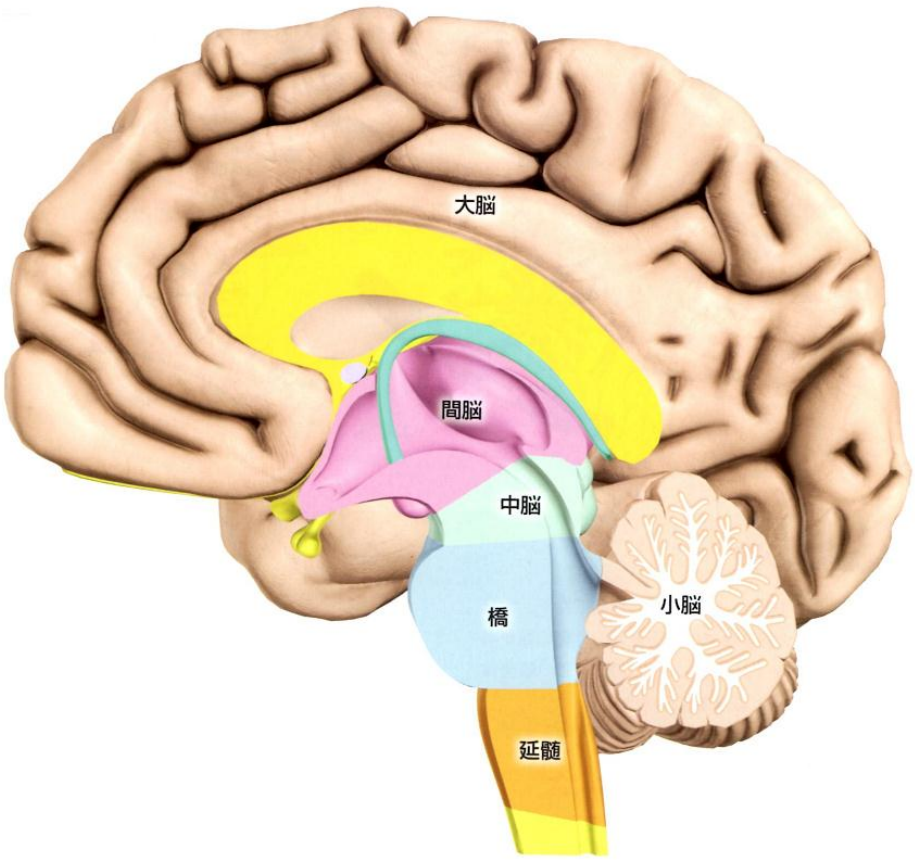


図 2.1　脳の区分［6］

中脳（mesencephalon）は視覚・聴覚情報の処理，体性運動反射，意識の保持に関わっている．

橋（pons）は，小脳と視床への感覚情報の中継を行い，無意識的体性および内臓性運動の中枢である．

延髄（medulla oblongata）は脳の最下部にあり，脊柱管内を通る脊髄（spinal cord）へとつながっている．視床への感覚情報の中継や，内臓機能調節に関わる自律神経中枢（呼吸や消化など）であり，意識，体温調節などの生命の維持に関わる機能を司っている．

なお，機能的には中脳・橋・延髄は一つにまとめられて脳幹（brain stem）とよばれる．

２．１．２　ヒトの大脳の構造としくみ

次に，大脳の構造としくみを見てゆこう[7]．大脳は図2.2のように正中部に大きな裂け目がある．これを大脳縦列（longitudinal cerebral fissure）という．大脳縦列

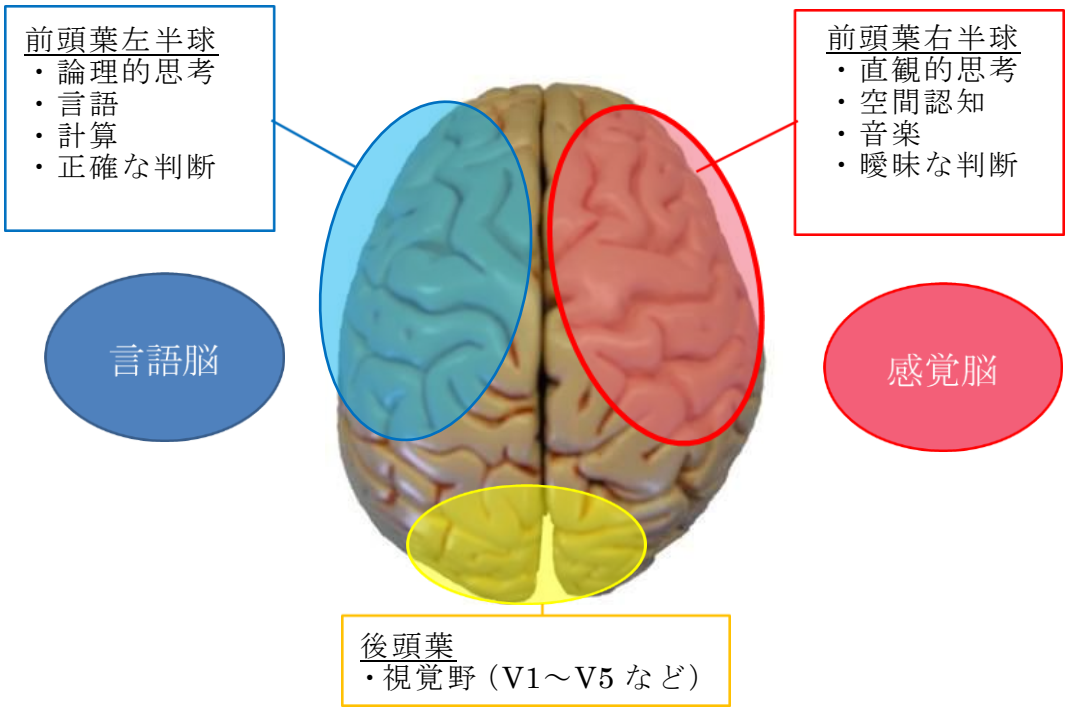


図 2.2　大脳半球における機能局在

によって大脳は左右の大脳半球（cerebral hemisphere）に分かれる．分かれた左右の半球は，脳梁（corpus callosum）とよばれる神経線維によってつながっている．左半球は言語を司る言語野であり，論理的思考をするうえで重要な働きをもつ．右半球は視覚情報の全体的な把握や空間内の操作，音楽を把握する能力が優位である．このような意味で左脳は「言語脳」，右脳は「感覚脳」ともいわれる．後方は視覚野の部分で一次視覚野（V1）や二次視覚野（V2）などがある ．

大脳半球の表面の組織は，大脳皮質（cerebral cortex）とよばれ，厚さは2～3 mm ほど，約100～180億個の神経細胞（ニューロンneuron）によってつくられている．大脳皮質には原皮質（archicortex），古皮質（paleocortex），新皮質（neocortex）があり，新皮質は大脳皮質の約90%を占める．新皮質は図2.3のように大脳表面に平行に重なる第 I 層から第VI層までの6つの層で構成されている．第 I 層から順に分子層，外顆粒層，外錐体細胞層，内顆粒層，内錐体細胞層，多形細胞層とよばれている．ただし，場所によって層の厚さは異なっている．この6層が縦に連絡し合う円柱はコラム（column）とよばれており，このコラムが一つの機能単位になっている．コラムの直径は0.5～1mm程度で，大脳皮質全体でコラムが数百万個存在すると考えられている．コラム内のニューロンが一つの情報処理を担っている．原皮質，古皮質では3～5層構造になっており，3層の場合は分子層，錐体細胞層，多形細胞層で構成されている．

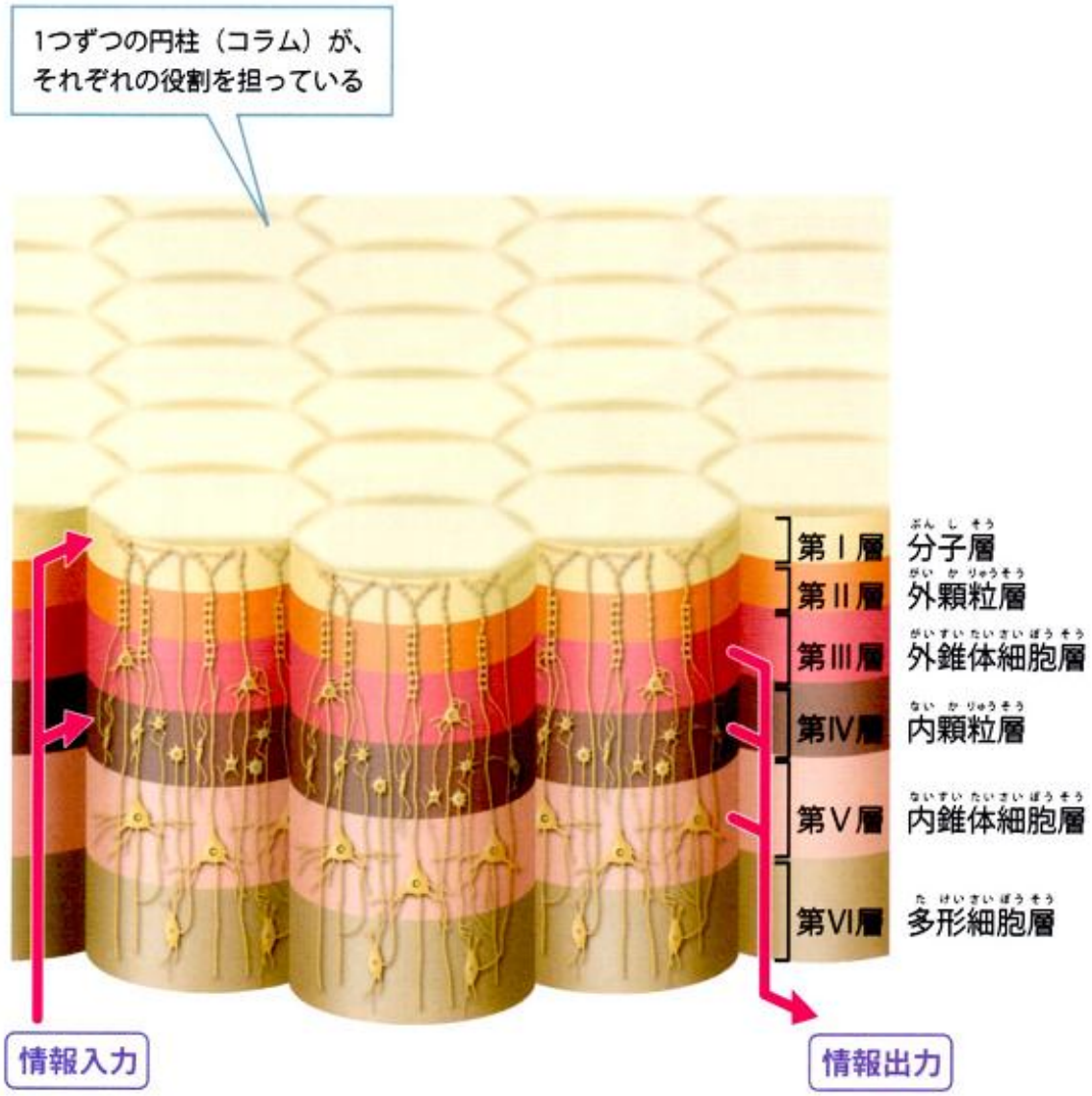


図 2.3　大脳皮質の層構造 [8]

大脳皮質の主な神経細胞は錐体細胞（pyramidical cell），顆粒細胞（granule cell），紡錘細胞（spindle cell）である．錐体細胞は細胞体の形が四角錐に見える細胞で，連絡する相手の細胞の働きを活性化させる．顆粒細胞は細胞体が小さく粒状に見える細胞で，情報処理に関わっている．紡錘細胞は細胞体が紡錘状で皮質の真相に見られる．大脳皮質にはその他水平細胞（horizontal cell），マルチノッティ細胞（Martinotti cell），大顆粒細胞（large granular cell）など10種類ほどが確認されている．

大脳皮質には図2.4のように多数の溝があり，それを脳溝（sulcus）とよぶ．また，それらに囲まれた隆起している部分を脳回（gyrus）とよぶ．代表的な脳溝は中心溝

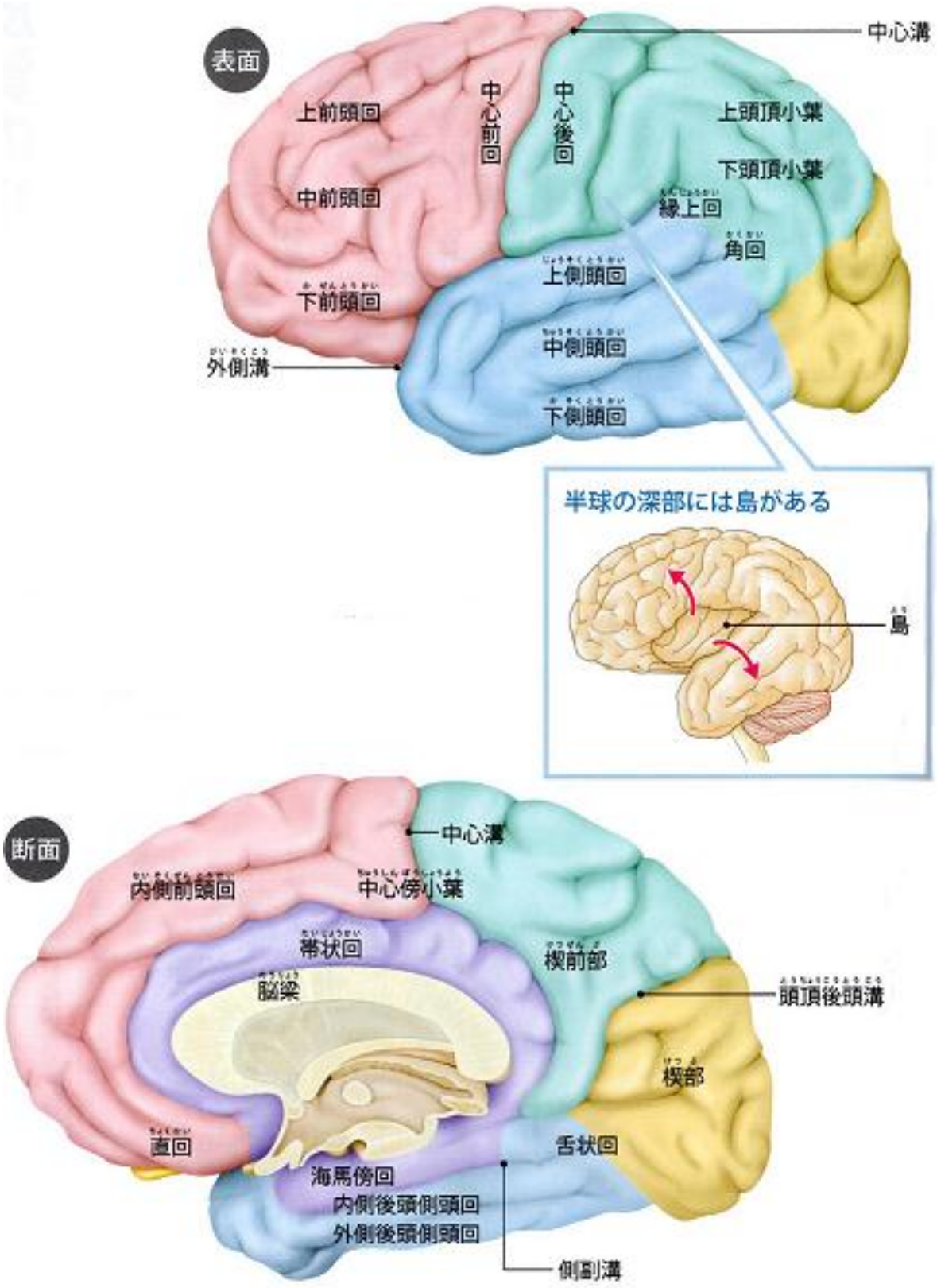

表面
中心溝
上前頭回
中心前回
中心後回
上頭頂小葉
下頭頂小葉
中前頭回
縁上回
角回
上側頭回
下前頭回
中側頭回
外側溝
下側頭回
半球の深部には島がある
島
断面
中心溝
内側前頭回
中心傍小葉
帯状回
楔前部
脳梁
頭頂後頭溝
楔部
直回
舌状回
海馬傍回
内側後頭側頭回
外側後頭側頭回
側副溝

図 2.4　脳溝と脳回 [8]

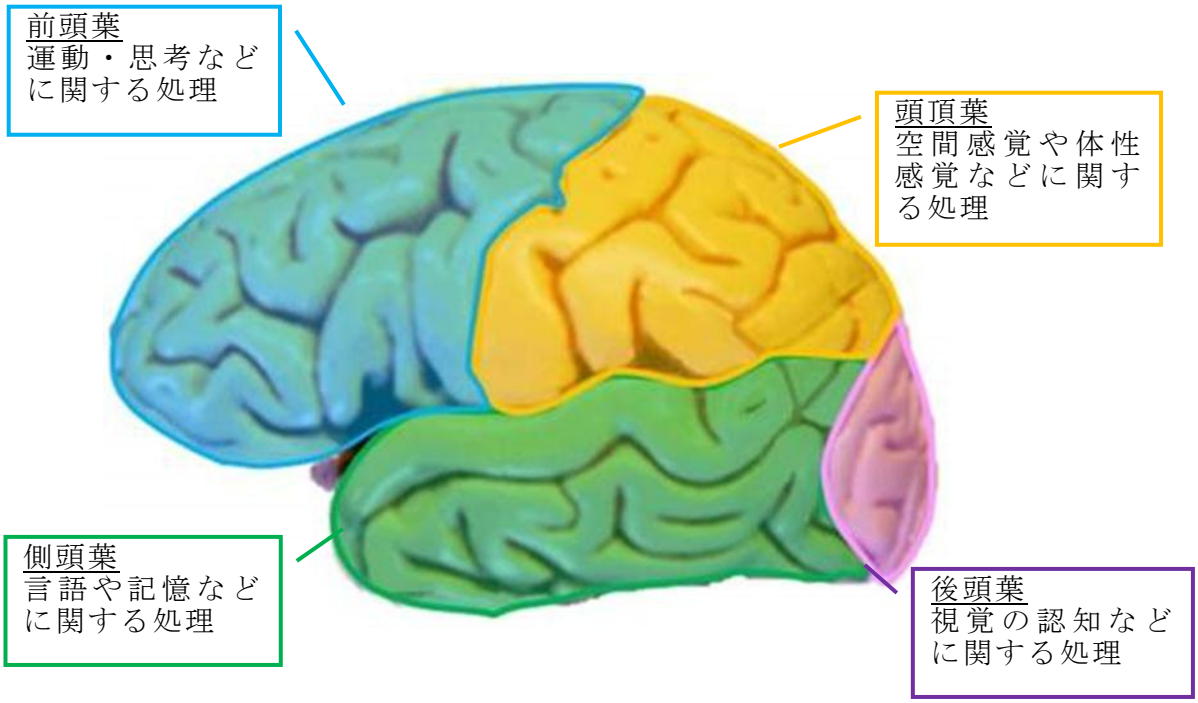


図 2.5　大脳半球の構造

(central sulcus)，外側溝（lateral sulcus)，頭頂後頭溝（parieto-occipital sulcus)の3つである．中心溝，外側溝はそれぞれローランド溝（fissure of Rorando)，シルビウス溝（sylvian fissure）ともよばれる．

これらの脳溝によって図2.5のように4つの葉（cerebral lobe）に分けられ，それぞれ後頭葉（occipital lobe)，頭頂葉（parietal lobe)，側頭葉（temporal lobe)，前頭葉（frontal lobe）とよばれる．後頭葉は頭頂後頭溝から大脳後端までの大脳半球の最尾側にあり，視覚形成の中心である．頭頂葉は中心溝から頭頂後頭溝までの脳上部にあり，痛みや温度などの体性感覚を司る．側頭葉は脳の側面，外側溝の下にあり，言語，記憶，聴覚に関わっている．前頭葉は大脳前端から中心溝までの大脳前方にあり，大脳皮質の体積の約3分の1を占める．思考や判断など高度な知的活動の中枢であり，運動を司る一次運動野などもある．

そのほかにも，大脳中央部の大脳辺縁系（limbic system）とよばれる部分を辺縁葉（limbic lobe）とよぶこともある．ここは帯状回（cingulum)，海馬傍回(parahippocampal gyrus）などからなる．さらに，側頭葉と頭頂葉下部を分ける部分にある島皮質（insular cortex: Insula）も島葉（insular lobe）とよばれたり，脳回の一つとして島回（insular gyrus）とよばれたりもする．

大脳皮質は図2.6のように部位ごとにそれぞれある程度異なる機能を担っている．

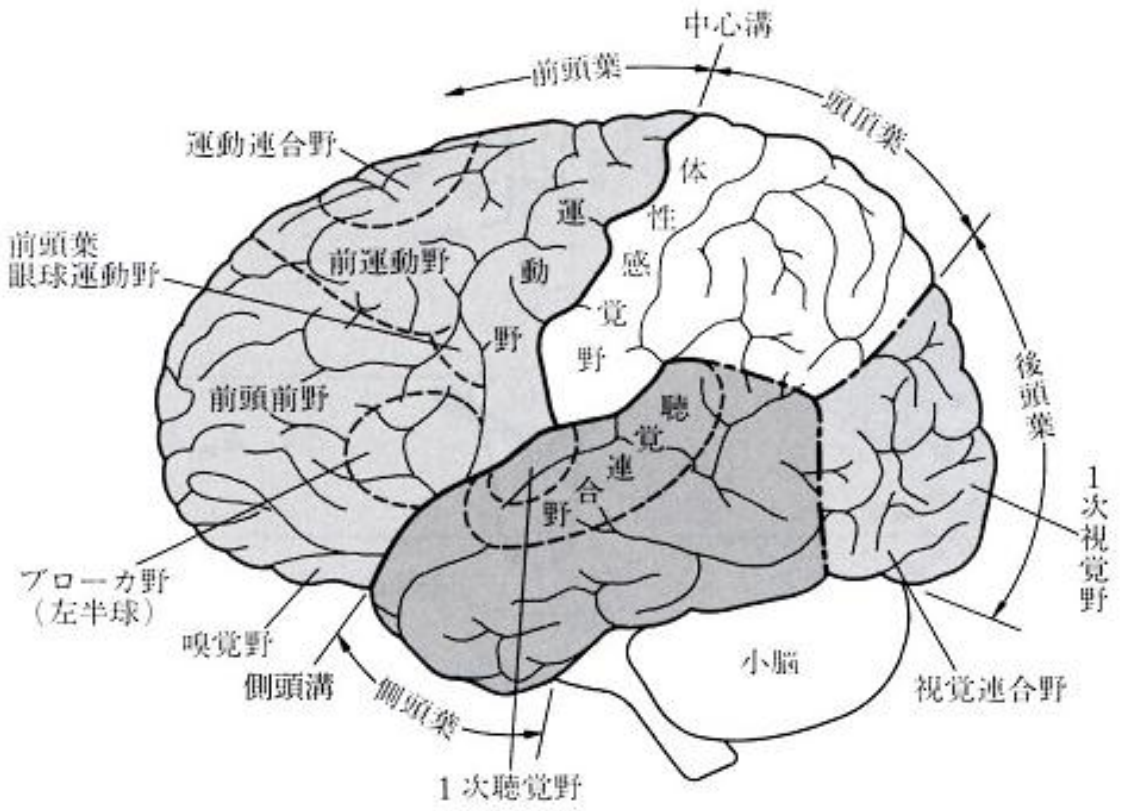


図 2.6　大脳皮質の機能局在 [9]

これを機能局在（functional specialization)という．その各領域を野（area）とよんでいる．野を機能面で大きく分類すると，運動野（motor area），感覚野（sensory area)，視覚野（visual area)，連合野（association area)，言語野（language area)などに分けられる．運動野は前頭葉の後部に位置し，運動を司る．感覚野は中心溝の後方に位置し，皮膚や関節，筋肉からの感覚情報を処理する．感覚野のうち体性感覚野は，皮膚からの触覚や痛覚によって送られる信号を認識する．聴覚野は側頭葉に，嗅覚野は前頭葉下部に，味覚野は頭頂葉下部に位置する．視覚野はV1 及び外線条皮質（V2，V3，V4，V5）に分けられ，V1は後頭葉にある鳥距溝の周りに位置する．連合野は大脳皮質で最も広い面積を占め，前頭連合野（anterior association area），頭頂連合野（parietal association area），側頭葉連合野（temporal association area）に分けられている．前頭連合野は運動野の前方に位置し，大脳皮質の最も前方にある．行動の計画や決定，結果の予測，行動抑制，視覚的に与えられた目標への眼球運動の制御，抽象的思考などを担っている．頭頂連合野は後頭葉の前方，背側で感覚野の後方に位置し，空間情報（「どこに」または「どこへ」）や身体の認識を担っている．側頭連合野は後頭葉の前方，腹側に位置し，聴覚認知，視覚認知，形態視覚（「なにが」）やエピソード記憶を担っている．

これらの領野は，さらに身体部位に対応した領域に分けることができる．カナダの脳神経外科医のWilder Graves Penfield (1891–1976) は，様々な皮質領域に対して電気刺激を与え，それによって起きる運動や体験感覚等を詳しく観察，あるいは患者から聞き取った．一次運動野を刺激すると運動が生じ，一次体性感覚野を刺激すると，その刺激部位によって刺激感覚が生じた．この現象を基に彼は脳の中の小人，ホムンクルス (homunculus) を描き，身体部位再現地図を表した．

図2.7は，運動野と感覚野の体部位支配を模式的にあらわした図である．部位に対する神経支配の大小をその部位の面積の大小で表している．手や顔面が大きく描かれているので，それらの部位に対する神経支配が多いことを表している．

また，大脳皮質の別の区分の仕方として，20世紀の初め，ドイツの解剖学者Korbinian Brodmann (1868–1918) は大脳皮質組織を細胞の配列構造により図2.8のように48の領域に分け，第1野から第52野と名付けた．ただし，第48野から第51野までは欠番である．大脳皮質が6層構造をしていることを発見し，さらに6層の順

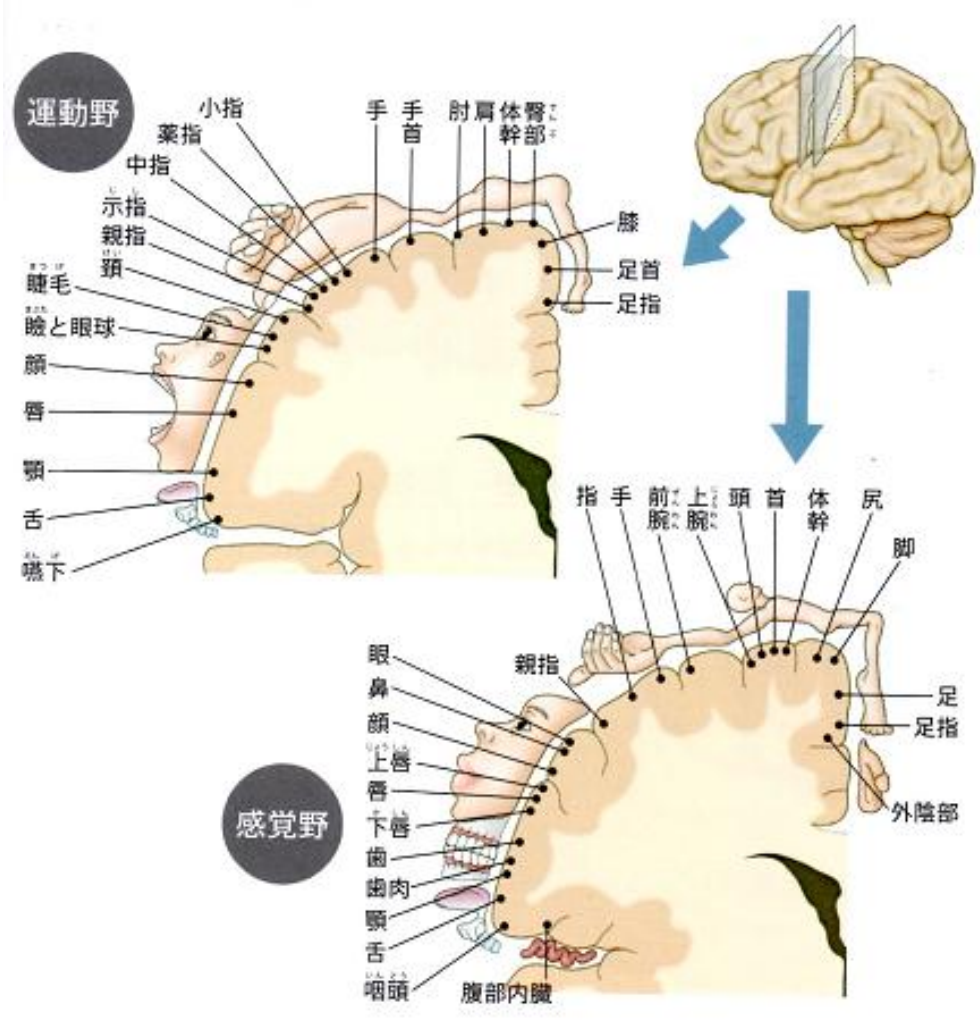


図 2.7　運動野と感覚野の体部位支配を模式的にあらわした図 [8]

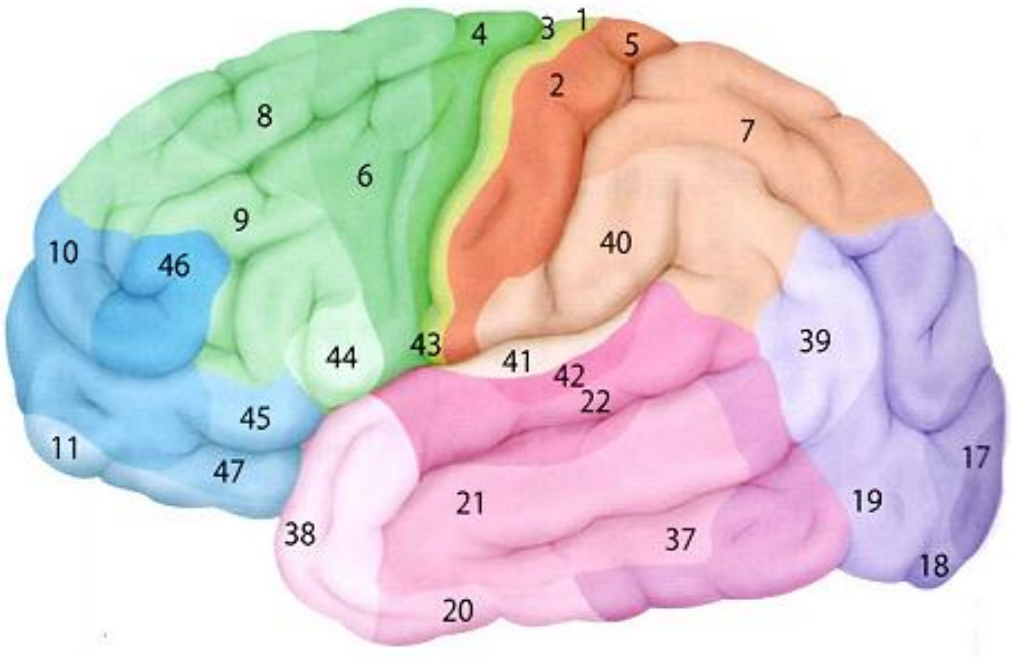


図 2.8　Brodmann の脳地図 [8]

表2.1　ヒト脳の大脳皮質部位の名称

№	解剖学的名称	略称	Brodmannの脳地図の番号
1	上側頭回　superior temporal gyrus	STG	22
2	中側頭回　middle temporal gyrus	MTG	21
3	下側頭回　inferior temporal gyrus	ITG	20
4	ウェルニッケ野　Wernicke's area		22
5	上頭頂小葉　superior parietal loblus	SPL	7
6	下頭頂小葉　inferior parietal loblus	IPL	39の一部, 40の一部
7	角回　angular gyrus	AnG	39
8	縁上回　supramarginal gyrus	SMG	40
9	頭頂間溝　intraparietal sulcus	IPS	
10	中心後回　postcentral gyrus	PstCG	1, 2, 3, 5
11	中心前回　precentral gyrus	PrCG	4,　6の一部
12	上前頭回　superior frontal gyrus	SFG	8, 9, 46の一部
13	中前頭回　middle frontal gyrus	MFG	10, 44, 45の一部, 46の一部
14	下前頭回　inferior frontal gyrus	IFG	11, 45の一部
15	ブローカ野　Broca's area		44, 45の一部

序が各部分で異なっていることを確認した．このことにBrodmannは着目し，1909年に脳の地図を作った．これをBrodmannの脳地図とよぶ．これに従うと，たとえば第4野は運動野に対応し，全身に運動の命令を送る働きを担っているとされている．また，中心溝をはさんで運動野と対峙している体性感覚野は第1野，第2野，第3野および第5野に対応している．

以下では，部位を示す場合には，これらの詳細な区分の表記はせず，解剖学で用いられている大脳に関する各部位の名称で示す．表2.1に代表的な大脳皮質部位の名称を示す．

２．２　ヒト脳の機能

脳は全身の働きの大部分を制御しており，自発的な行動はもちろんのこと，身体の内外からの刺激に対して，眠っているときも起きているときも身体がうまく対応できるように働いている．そのため，常に集まってくる情報を分析し，蓄え，思考・学習している．

脳の主な機能として，大きく3つある．第一に，脳の出力系としての働きである．これは，脳が身体の末梢に様々な指令を出していて，神経系の司令部として働いているものである．第二に，脳の受取系としての働きである．これは，脳が身体の末梢からの情報を受け取る場所であり，情報収集の場として働いているものである．第三に，脳の統合・貯蔵系としての働きである．脳は，末梢から集まった膨大な情報をまとめ，分析し，脳内の各部同士と互いに連絡を取り合い，考える場所であると同時に，経験や知識を記憶として蓄えておく貯蔵庫としての働きを持っているのである．

本節ではヒト脳の機能として特に「視覚情報の伝達」「言語処理と言語産出」「記憶」の3点について述べる．

２．２．１　視覚情報の伝達

視覚情報はまず視細胞が感受し，網膜内で双極神経細胞に伝えられる．さらに神経節細胞に伝えられる．そして視神経線維として眼球から出てゆく．視神経は，眼球後部の視交叉（optic chiasm）で交叉して左半視野は右脳へ，右半視野は左脳へ分かれる．分かれた情報は視索（optic tract）を経由して視床の外側膝状体（lateral geniculate nucleus）に至る．ここで動きに関する情報の経路（M経路）と形や色に関する情報の経路（P経路）に分かれて放射線状にV1に入ってゆく．右の視野からの刺激は大脳の左半球の上で処理され，左の視野からの刺激は大脳の右半球の上で処理される．V1にはそれぞれ特異的な光を担当する細胞があり，これらが集まってコラムを構築している．それぞれのコラムが方向や色，明るさ，動きなどを分析し

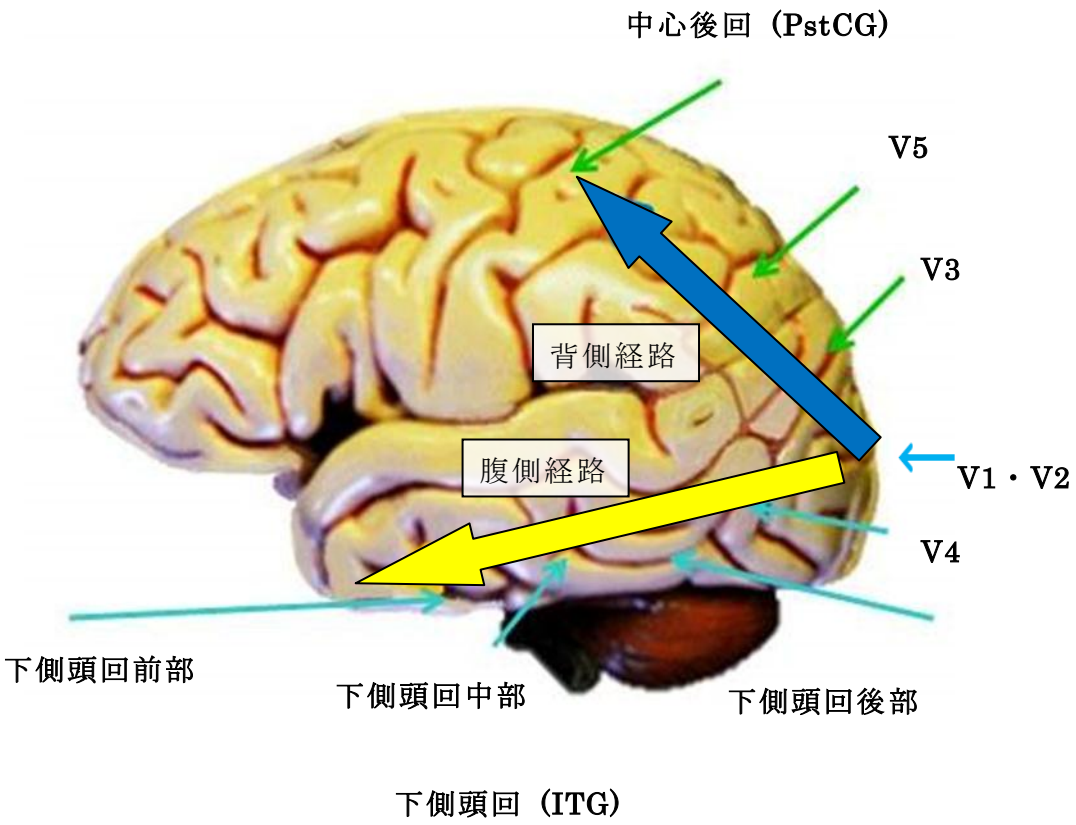


図 2.9　初期視覚認知

ている．

このあとの処理は背側経路（dorsal pathway）と腹側経路（ventral pathway）の2つの経路に分かれる（図2.9）．

背側経路の視覚情報は後頭葉におけるV1からV2，背内側野，五次視覚野（V5）(middle temporal area: MT野ともいう）を通過し，終点の後頭頂皮質へと向かう．視覚情報は，出発点V1では純粋に視覚機能しかないが，終点の後頭頂皮質へ向かうにつれて，空間認識へとその機能が移ってゆく．背側経路の情報は運動の知覚，物体の位置や，眼や腕の制御に関連するといわれている．位置に関連することから背側経路のことをwhere経路とよぶこともある．

腹側経路はV1より始まり，V2，四次視覚野（V4）を通過し，下側頭回（inferior temporal gyrus: ITG），下側頭葉皮質前部（temporal area: TE）へと向かう．腹側経路の情報は視覚対象の認識や形状の表象と関連している．また，長期記憶の貯蔵場所である内側側頭葉や情動をつかさどる大脳辺縁系とも関連している．形状に関連することから腹側経路のことをwhat経路とよぶこともある．

背側経路と腹側経路の2つの経路に分かれるまでの処理を初期視覚認知といい，2つの経路後の処理過程は高次処理といわれる．

背側経路と腹側経路の二分法はUngerleiderとMishkinによって最初に定義されたが，2つの経路は完全に独立ではなく相互に情報を伝達しているとされ，この二分法は現在では，視覚野での実際の出来事を単純化し過ぎていると考えられている．近年の研究では，ヒトの大脳における視覚情報処理には大きく分けて腹側・腹背側・背背側の3つの流れで処理されるとされている[10]．腹側の流れは後頭葉から側頭葉に向かい，対象を同定したり対象についての知識をよび出したりするために色や形を分析する．腹背側の流れは下頭頂小葉に向かい，対象の位置や運動を分析し対象を意識することに関わる．背背側の流れは頭頂間溝や上頭頂小葉に向かい，対象の位置や運動，形を分析して対象に向けた行為の無意識的なコントロールに関わる．

２．２．２　言語処理と言語産出

臨床医療の分野において,言語能力が著しく損なわれる失語症の原因を調べてゆくなかで，脳の特定の部位の損傷と失語症に強い関係があることがわかった．このことから，損傷すると失語症を起こすような言語機能に関わる部位を言語野とみなすことができる．よく研究されたものにBroca失語症とWernicke失語症があり，それらに関連する言語野をそれぞれBroca野（Broca's area），Wernicke野（Wernicke's area）という．

Broca野は前頭葉の運動野の一部であり，前頭葉の弁蓋部と三角部を含み下前頭回腹側部にあり，Brodmannの脳地図における44野と45野の一部にあたる．この領域は口や唇の運動である発話に関与していると考えられている．そのため，Broca野は「表出性言語野」ともよばれている．Broca失語症は運動性失語症ともよばれているが，言語理解はできるものの発話や書字のできない患者において主に損傷している部位である．フランスの医師Paul Broca (1824–1880) の患者で，「タン」としか発音できない患者がおり，1861年に死後解剖を行ったところ左半球の下前頭回に脳梗塞を発見し，ここを運動性失語の病巣および発話等の中枢と推定した．

Wernicke野は左脳の側頭葉上部にある側頭平面から上側頭回後部かけての領域で,Brodmannの脳地図における22野にあたる．この領域は入力された音声を言葉の意味の記憶と関連付けるという，音声認識の高次機能に関与していると考えられている．そのため，Wernicke野は「受容性言語野」ともよばれている．Wernicke失語症は感覚性失語症ともよばれているが，単語の発話や書字はできるものの意味をなさず，言語の理解も困難になる患者において主に損傷している部位である．ドイツの医師Carl Wernicke (1848–1905) が1874年に左半球の上側頭回から角回のあたりに損傷があると感覚性失語が生じることを発見し，ここを感覚性失語の病巣および言語理解の中枢と推定した．

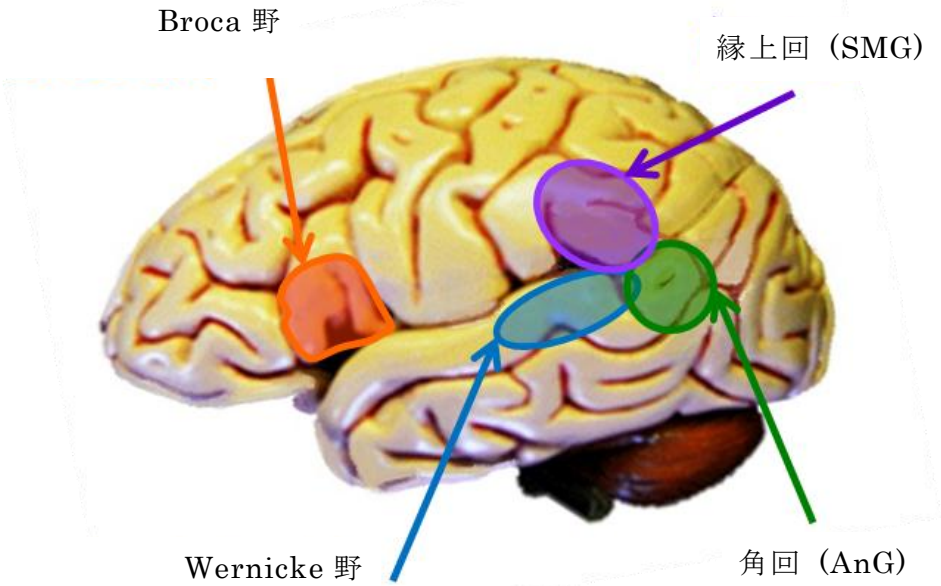


図 2.10　言語処理と言語産出に関わる領域

Broca野やWernicke野の他にも，言語の処理や産出に関わる部分としてよく知られている領域がある（図2.10）．ここではそのうちの代表的な2つについて述べる．

角回（angular gyrus: AnG）は頭頂葉，側頭葉，後頭葉が接する場所に位置する．一次視覚野で処理された文字情報が届くと意味的な処理を行うと考えられている．

縁上回（supramarginal gyrus: SMG）は外側溝の上行枝の末端部を囲むように存在し，AnGに隣接し，外側溝の後端に位置する．語彙の検索に関連し，文字処理を行うネットワークの中心部位と考えられている．この部位の灰白質密度は語彙の量と相関している．

視覚情報に関連した言語理解の場合に限れば，視覚刺激（信号）がV1に入った後，Wernicke野やAnGなどの語彙の認知経路で理解される．

さて，ヒトが言語を認知する際には，これまでは言語野と言われてきた左側頭にある表出性言語野であるBroca野や受容性言語野としてのWernicke野が担っているといわれてきたがそれだけではなく，様々な大脳の部位が関与していることが明らかとなってきている．現在では，入力に関しては，

語音 → 語音の弁別・認知（上側頭回後部など）
→ 意味の認知（Wernicke野など）

を経る過程，出力に関しては，

語の想起（Broca野などの下前頭回と，下側頭回後部，AnGなど）
→ 音の選択・配列（頭頂葉）

→ 発語コントロール（中心前回）

を経る過程が想定されている．またBroca野に関しては，発語そのものではなく発語の前段階，すなわち語の想起などの処理に関与していると考えられており，Wernicke野に関しては，音の弁別や音韻的処理後の過程，すなわち，意味の処理ないし音と意味の連合などを司っていると考えられている[10]-[12].

なお，言語処理を行う言語野には左右の大脳半球で優位性が存在する．脳活動のうち，右利きの人の99%以上，左利きの人の70%前後が左半球優位に集中するといわれている．

また，一般に話すこと，読むこと，書くことなどの言語活動においては脳においては左半球支配であるといわれている．一方脳の右半球は，話すことや書くことにはあまり関与しないが，言語を理解するうえでは大きな役割を果たしている．このように脳は左右の半球で役割に非対称性があるが，機能が完全に分かれているわけではなく，機能を互いに補完していると考えられている．さらに，言語処理においては文字の認識，言語の理解（発音や文法など），意味理解（語彙など）というような複数のプロセスが複雑に絡み合っており，厳密に各現象を分離することが困難である．さらに，一つの部位が複数の役割を果たすということも考えられる．そのため，ヒト脳における個々の部位がどのような処理を行っているかを明確に示すことは非常に困難とされている．

２．２．３　記憶

記憶とは，新しい事象を覚えて保持し，必要な時に想起する働きのことである．記憶の分類にもいくつかの方法がある．

一つの分類方法として記憶を宣言的記憶と非宣言的記憶に分ける方法である．

宣言的記憶は，意識を伴い，覚えた知識や過去の体験などを言語やイメージによって表現できる記憶であり，非宣言的記憶はそうではない記憶である．宣言的記憶はさらに，意味記憶とエピソード記憶に分けられる．意味記憶は事象や法則，概念，言葉の意味や固有名詞などの一般的知識の記憶である．エピソード記憶は時間や空間が特定できる，個人に固有の経験や出来事の記憶である．

非宣言的記憶には手続き記憶がある．これは，自転車の乗り方やギターの弾き方のように，体で覚えるような運動技術や，問題の解き方のような認知技術などの記憶である．

他の分類方法として記憶を短期記憶と長期記憶に分ける方法である．私たちが目や耳などの感覚器から得る情報は常に膨大な量になり，特に意識しない場合，感覚情報保存は1秒程度しかもたないといわれている．一方何らかの理由で注意を向けた事象は記憶が保持される．

短期記憶は数十秒程度しか保持できない記憶のことであり，例えばメモに書かれた電話番号をパッと見てダイヤルするように，電話をかけ終えると番号を忘れてしまうような記憶である．

長期記憶は短期記憶を何度も繰り返す（リハーサルという）ことにより長期間に渡って覚えている記憶のことである．しかし，長い間リハーサルされないとやはり記憶は忘却する．

記憶に関連してよく研究されている部位としていくつか挙げる（図2.11）．

海馬（hippocampus: HiC）は，大脳辺縁系の一部であり，大脳皮質の内側の端に位置する．側頭葉の内側に折りたたまれた状態になっている．この領域ではエピソード記憶について出来事の時間と場所を整理して，想起しやすくすると考えられている．また，空間学習能力に関わるといわれている．しかしこの領域では記憶の固定までは行っていない．整理された記憶は，側頭葉などの大脳皮質に固定されるといわれているが詳細は分かっていない．

海馬傍回（parahippocampal gyrus: ParaHip）はHiCの周囲に存在する灰白質の大脳皮質領域である．この領域は記憶の符号化及び検索において重要な役割を担っている．また，視覚，聴覚，味覚などのさまざまな情報は，この領域を通ってHiCに流れる．

紡錘状回（fusiform gyrus: FuG）は後頭側頭回（occipitotemporal gyrus）とよばれることもある．色情報の処理，顔と身体の認知，単語認知，数字認知など様々な対象に関する認知に関与するといわれている．また，抽象化にも関連するといわれている．

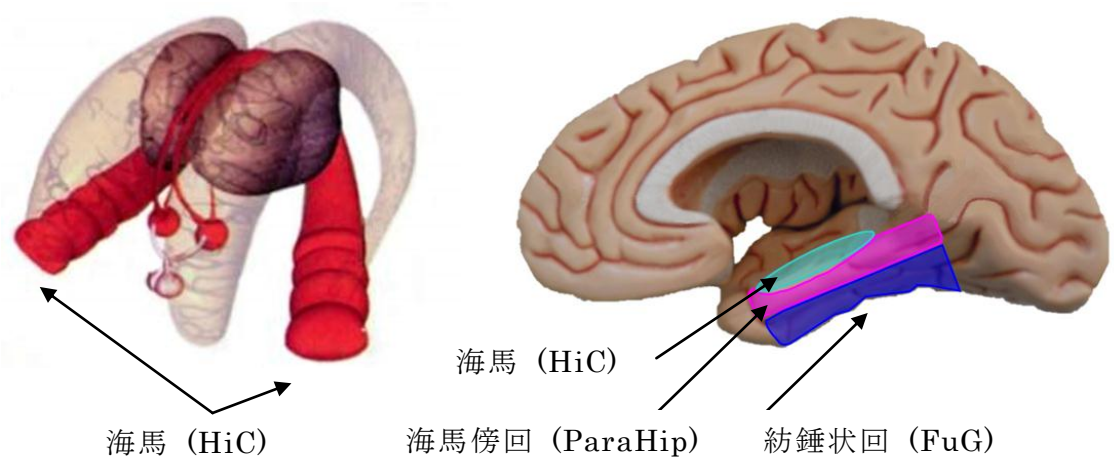


図 2.11　記憶に関わる領域

２．３　脳の活動

脳の活動は，電気的，磁気的な活動を発生させる．それゆえ，脳活動を研究する上で，異なる脳の部位，異なる時間における電気的，磁気的活動の変化の違いをセンサーによって捉えることができる．ここでは脳の活動として，EEGとその発生原理について述べる．

２．３．１　神経細胞

脳は140億個ともいわれる無数の神経細胞のかたまりであり，ヒトの思考や行動を支配しているばかりではなく，その情動面や自律機能をも統制する最高の中枢といわれる．神経細胞は，そこからでている樹状突起を介して互いに微弱な電気によって連絡を取り合っている．この現象は大脳皮質の錐体細胞に生じ，その電気活動は全体的に重なり合って頭の表面に伝わる．この伝わった電気活動を測定したものがEEGである．図2.12はその概念図である．

EEGは基本的に次のようなパラメータで記述される．

(1) 周波数　律動における1秒当たりの波の数（単位 Hz）

(2) 振幅　波の谷から峰までの高さ（単位 μV）

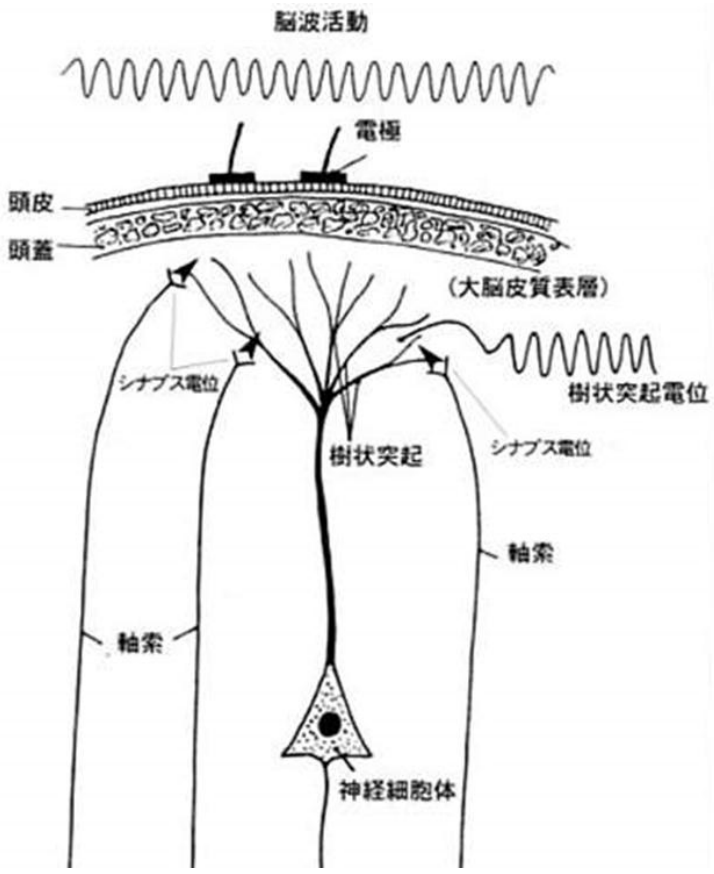


図 2.12　神経細胞

(3) 波形　ひとつまたは一連の波の形

通常，成人の覚醒時におけるEEGは周波数が8～13Hz，振幅が30～50μVの正弦波に似た形をしている．

EEGはしばしばその周波数によって分類される．すなわち徐波帯域のδ波（0.5～3 Hz）とθ波（4～7Hz），中間周波数帯域のα波（8～13Hz），速波帯域のβ波（13～30Hz）とγ波（30Hz～）に分類される．α波は目を閉じ安静にしている時，β波は興奮状態や活発な精神活動時，θ波は睡眠時に見られる．

EEGの変動は臨床医学的な診断の一つとして用いることもある．たとえば，発現部位に対応したEEGのズレや左右の非対称などによってんかん発作や脳腫瘍などが発見できる．

２．３．２　EEGの発生原理

EEGの発生に関与しているのは大脳皮質V層にある錐体細胞であり，図2.13のような多数のニューロン（神経細胞）から発生する．ニューロンが構成する複雑な神経回路により脳機能が実現されている．

ニューロンは細胞体（cell body soma），核（core），樹状突起（dendrite），ミエリン鞘（myelin sheath），軸索（axon），軸索終末（axon terminal）からなる．神経細胞は樹状突起で他の神経細胞からの情報を受け取り統合する．その結果を軸索から出力する．膨大な数の神経細胞が互いにつながりネットワークを構築しており，複雑な情報処理を行っている．

細胞膜は細胞を取り囲み，細胞内の環境を外界と異なる環境に保っている．細胞膜は厚さ5mm程度の脂質2重膜構造になっており，多数のイオンチャンネルが埋め込まれている．イオンチャンネルはさまざまな刺激に応答し，イオンの透過を制御している．

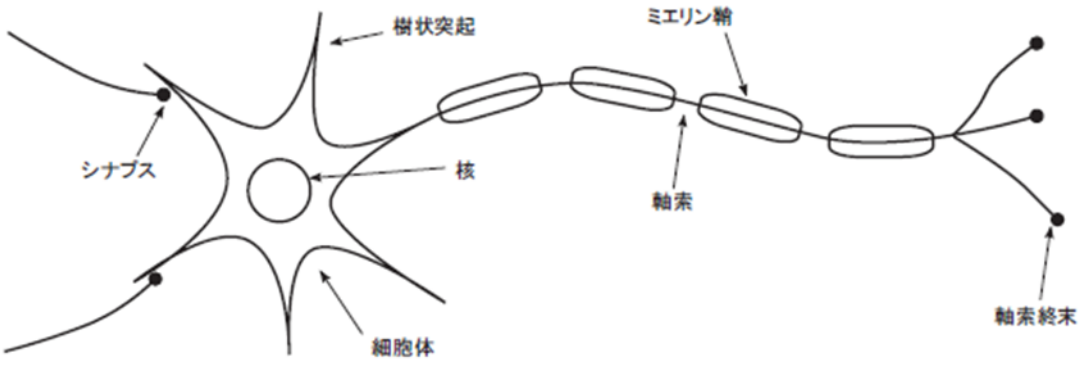


図 2.13　神経細胞（ニューロン）

細胞膜の内と外では，Na，K，Ca，Clなどのイオン濃度が異なっている．そのため細胞外を基準としたときの細胞内部との間には電位差を生じている．この電位差を膜電位というが，これは通常は約－70mV程度であり，これを静止膜電位という．この静止膜電位は神経細胞の膜で行われているナトリウムーカリウムポンプとよばれる細胞内でのイオンのやり取りで発生する．樹状突起では，他の神経細胞から神経伝達物質を受け取り，軸索では他の神経細胞に情報を伝えている．細胞体は通常数十の樹状突起をもち，他の神経細胞の軸索とつながっているが，その情報伝達がなされる部分をシナプス(synapse) という．シナプスでは送り側の軸索から神経伝達物質を分泌し，受け取り側では細胞膜のイオン透過性を変化させる．Na^+が細胞膜の外側から内側に侵入し膜電位を上げるものを興奮性シナプス後電位（excitatory postsynaptic potential: EPSP）とよび，Cl^-が細胞膜の外側から内側に侵入し，膜電位を下げるものを抑制性シナプス後電位（inhibitory postsynaptic potential: IPSP）とよぶ．EPSPにより膜電位が上がる場合，－55mV程度を超えて上がるとイオンチャンネルの動作に変化を生じて膜のイオン透過性が変化する．この電位を閾値（threshold）という．その結果，膜電位が正にまで達して，再び元の電位に戻るという現象が生じる．つまり振幅が40mVを超えるパルスがみられる．このパルスは1ms程度持続する．膜電位がこのような変化を起こしたとき，細胞は発火したまたは興奮したといい，膜電位が正になっている部分を膜の興奮部位という．さらに正になったときの膜電位を活動電位（action potential）という．その後，膜電位は静止

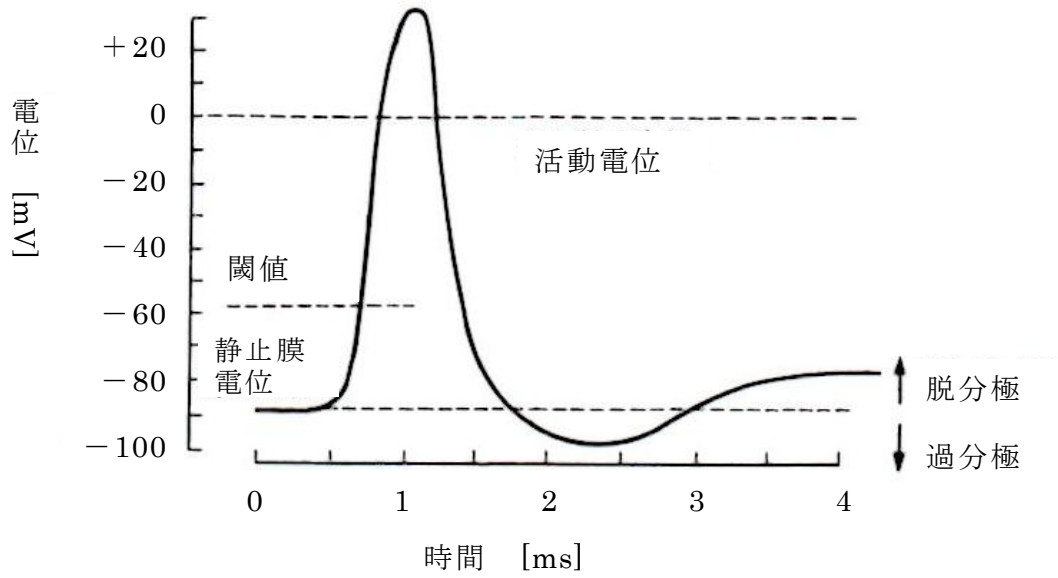


図 2.14　活動電位 [9]

膜電位より低いところまで下がり，約10msの不応期を経て，しばらく反応が見られないようになる（図2.14）．その後膜電位が上がり，電位差が閾値を超えるとまたこの現象が生成する．

膜の電位の変化は，はじめ膜の局所的な部分において生じるが，やがて膜の興奮部分は軸索にそって電気的な信号として伝搬してゆく．これを神経のスパイク(spike) またはインパルス（impulse）という．

ニューロンの電気活動の中で，このEPSPにより発生する電位がEEGの源と考えられている．IPSPの場合は，通常状態での平衡電位が静止膜電位に近いために，大きな信号源にはならない．活動電位は十分な大きさはあるものの，持続時間が短いため，多数のニューロンで同調することが難しく，信号源にはなりにくい．また，EEGの主要電源は錐体細胞とよばれるニューロンであり，この錐体細胞は大脳皮質の第Ⅲ層と第Ⅴ層に多く存在する．

２．３．３　事象関連電位

受容器への刺激や知覚・注意・認知・記憶その他心理過程に関わる事象の後に惹き起こされる脳活動により，正負の振れを含む時間同期した時系列がEEGによって計測される．これを事象関連電位（event-related potential: ERP）とよぶ．

ERPは0.1μV～数十μV 程度の微小な電位変化であり，得られた波形にはノイズが入っているので，同じ条件で測定された複数の波形を加算平均し，ERP成分を同定する．通常はERPといえば，加算平均して同定されたものを考える．

ERPは基本的に次にあげるパラメータで記述される．

(1) 極性　電位の変化の正（positive）負（negative）
(2) 振幅　波の谷から峰までの高さ（単位　μV）
(3) 立ち上がり時間　波の始まりから頂点までの時間（単位　ms）
(4) 潜時　刺激の開始点から波の頂点までの時間（単位　ms）
(5) 頭皮上の分布　記録電極の位置

ERP波形は横軸に時間（ms），縦軸に電位（μV）をとって描く．縦軸の表示は慣習的に下方向を正に，上方向を負にすることが多い．

ERP成分は頭皮上の位置や潜時によって区別される．潜時100ms未満に誘発される初期成分は主に一次感覚野で惹き起こされるものであり，誘発する刺激の特性によって大部分は決定付けられる．潜時100～500msあるいはそれ以上の後期のERP成分は，持続している脳の処理を反映しており，潜時もまちまちである．このERPの起源は，高次の脳の部位であり，より複雑な処理が行われている．最も潜時の長いERP，緩変動電位は，数秒あるいは数分の潜時であり，しばしば脳活動の応答を反映している．

ERPの代表的な例をあげる．

《視覚誘発電位》

最もよく研究がなされているERPとしては，視覚誘発電位（visual evoked potential: VEP）がある[13]．VEPは視覚刺激によって一過性に生じる，おもに後頭葉の神経細胞の集合的電場電位で，視覚刺激後の潜時数百msに惹き起こされる成分からなる．その極性や潜時，皮質上の起源は呈示される刺激により異なる．典型的には，潜時75ms程度に現れる，初めの負の成分は，V1から発生する．その後，潜時100ms後にP1もしくはP100とよばれる正の成分が現れ，さらに潜時約145ms後にN1やN145とよばれる負の成分が現れる．

《P300》

視覚，聴覚，触覚刺激について，一定の刺激の中に頻繁に起きないものが混じっている場合，頭頂中央部にその刺激後潜時300ms程度に，P300とよばれる5～20 μ Vの正の誘発成分が現れる[14]．このような刺激提示は，「オドボール」課題として知られている．オドボール課題によるP300を誘発するには，ターゲット刺激に注意を向けている必要がある．P300の信号の起源は未だ議論されている部分もあるが，P300は継続中の活動の抑制を反映しており，前頭葉から側頭葉への刺激，タスクの情報の伝達を抑制するものだと考えられている．

《緩変動電位》

潜時500ms～10000msの時間をかけて非常にゆっくりと変化するEEGは，緩変動電位（slow cortical potentials: SCP）とよばれ，大脳新皮質で生成される[15]．通常の脳機能では，負のSCPは精神の準備を反映しており，正のSCPは精神の抑制を反映している．負，あるいは正のSCPはそれぞれ大脳新皮質の神経細胞の活動の増加および減少を反映していると考えられている．脳活動によるこの変化は，さらにドーパミンやコリン系によって変調されうる．例えば，随伴陰性変動は，警戒すべき刺激と反応すべき刺激の間で起きる，ゆっくりと大きくなる負のSCPである．

《N400とP600》

これらは言語研究で良く知られているERPである．N400は，意味の誤りがある単語を文中に提示した時に頭頂中心部に優勢に現れるといわれている．

一方，P600は時制や数の一致といった文法上の誤りがある単語で現れることが知られている．

第３章　EEG の計測と解析手法

本章では，はじめに脳活動の計測方法についていくつか取り上げその長所や短所を紹介する．次に次章で行う実験の根本となる EEG の計測法について述べ，最後に得られたデータから電流源を推定するための解析方法について言及する．

３．１　脳活動の計測方法

ここでは脳活動の計測法について述べる[16]，[17].

脳の活動を調べる方法として，大きく分けると「干渉法」と「計測法」の二つに分けることができる．干渉法とは電気刺激や磁気刺激など，外から刺激を加えて脳の電気活動に干渉させ，感覚や行動の変化を調べることで刺激した場所の機能を推測する方法である．一方，計測法は，感覚刺激が与えられたり，自発的に精神活動を行ったりするときに，脳の電気活動の変化を調べることで，変化の起こった場所の機能を推測する方法である．計測法には電気生理的な手法と，脳機能イメージングの方法が広く用いられている．

脳活動の計測法には，大きく分けて侵襲的なものと，非侵襲的なものに分けることができる．侵襲とは，外科手術などによって脳を切開したり，脳の一部を切除したりセンサーを埋め込んだりする行為，または薬剤の投与によって生体内になんらかの変化をもたらす行為のことである．侵襲的な計測法としては，脳を切開し，皮質に直接微小電極を刺して神経細胞の発火現象を直接計測する微小電極計測(micro-electrode measurement: MEM) が古くから行われてきた．このほかの侵襲的な計測として，膜電位感受性色素を用いて神経活動を光学的にイメージする光計測（optical recording: OR）などがある．

実際には，脳の高次機能の同定には生きている人間を非侵襲的に測定することが必要とされている．近年では非侵襲的な計測法が進展しており，たとえば，EEGの方法，脳磁図（magnetoencephalography: MEG）の方法，近赤外分光法（near infrared spectroscopy: NIRS）などがあげられる．

EEGの方法は，脳内の神経活動により発生する電位を頭皮上に配置した電極によって計測するものである．この方法の長所は第一に，技術的要求が比較的少なく，洗練された方法であることである．そのためこの方法は医療，研究分野で長年利用されているものである．第二に，EEG計測装置は比較的安価で，移動が容易であり，かつ実用的であることである．第三に，時間分解能が非常に高いということである．刺激に対して誘発される電位を測定する場合には，その電位がmsのオーダーで変化

するので，時間分解能の高いEEGの方法は有効である．

一方，EEGの方法の短所は第一に，空間分解能が高くないということである．頭蓋骨の伝導率はおよそ4.2×10^{-3}S/mで，頭皮や脳の伝導率はおよそ3.4×10^{-1}S/mである．頭蓋骨の伝導率のほうが頭皮や脳のそれよりはるかに小さいため，電位分布に広がりを生じてしまう．また，電流の減衰と電圧値の低下を招く．第二に，アーチファクトとよばれる，他の電気的活動によるものによる影響を受けやすいことである．そのような電気的活動の典型的なものとしては，被験者の眼球運動や瞬目などによる眼電（electro-oculogram: EOG）や，計測箇所に近い部位における筋電(electromyogram: EMG）がある．また，生体の電気的活動以外からも影響を受ける．例えば，商用電源からのノイズがある．第三に，EEGの計測準備にはMEGやMRI等の他の計測法に比べて手間がかかることである．EEGを導出するための計測用電極として，円盤型のAg-AgCl電極が一般的に用いられるが，十分な質の信号を取得するには，Ag-AgCl電極と接触する部分の頭皮を，特殊な研磨剤によって擦って頭皮上の汚れを落として，インピーダンスを下げる必要がある．電極に高入力インピーダンスの計装アンプを内蔵したアクティブ電極を用いれば，その特殊な研磨剤で擦ることが不要となるが，皮膚と電極との間を電気的に接続させるために特殊な導電性の電極ゲル等を用いる必要がある．そのために，電極ゲル等が乾燥するたびに，装着準備を行わなければならない．また，電極数は数個から100個を超えるものまである．このことは，実用上におけるEEGの方法の大きな短所である．

EEGの方法以外の非侵襲的な計測法について，その概略を述べる．MEGの方法は，神経活動により発生する磁場を頭部表面に配置したコイルで計測する手法である．NIRSは，脳血管中の脳活動に伴うヘモグロビンの酸素化，脱酸素化時の近赤外領域における分光吸収係数の変化を計測するものである．この他にも，脳活動に関わる脱酸化ヘモグロビンの減少（blood oxygenation level-dependent: BOLD）信号の変化について核磁気共鳴現象を利用して計測する機能的磁気共鳴画像（functional magnetic resonance imaging: fMRI）や，グルコースに似た物質に放射性のフッ素(^{18}F）をつけた^{18}F-フルオロデオキシグルコース（^{18}F-fluorodeoxy glucose: ^{18}F-FDG）を体内に投与して，その集積の程度から神経伝達物質の受容体分布，ブドウ糖消費量，局所血流量，酸素消費量などの生理学的機能情報を定量的に画像として与える陽電子放出断層撮影（positron emission tomography: PET）などがある．これらの計測における実用上の短所もそれぞれ持っている．MEG計測装置は巨大な装置であり，非常に高価な装置であることが短所としてあげられる．NIRSは計測方法が確立していない部分もあり，NIRS計測では空間分解能や時間分解能が低いことが短所である．fMRI計測では時間分解能が低いことや，計測に数Tの強磁場を用い

表 3.1　脳信号の非侵襲計測手法の比較

	EEG	MEG	NIRS	fMRI	PET
計測対象	脳活動	脳活動	脳血流	脳血流	脳血流
空間分解能	×3～4cm	△5～10mm	×2cm	○3～5mm	○1～10mm
時間分解能	○1ms	◎0.1ms	×4～5s	×4～5s	×＞30s
時間遅れ	◎なし	◎なし	×4～5s	×4～5s	×＞30s
侵襲性	◎なし	◎なし	◎なし	◎なし	○低
計測安定性	○高	○高	○高	○高	×低
可搬性	○良	×なし	○良	×なし	×なし

ており，人体に与える影響は未知の部分がある．PET計測では時間分解能が低いことや，^{18}F–FDGがグルコースに放射能を出す成分（ポジトロン核種）を組み込んだものであるので放射性薬剤が生体に何らかの危害を加える可能性がある．

このように脳活動を計測する方法としてはいくつかの方法がある．今まで述べてきたように，いずれの方法にも長所と短所がある．本研究では脳活動の計測法として技術的な問題から侵襲計測手法は用いない．表 3.1 に脳信号のおもな非侵襲計測手法についてまとめた．

この表を参照しても分かる通り EEG の方法は安価でかつ高い時間分解能で簡易に測定できるという利点から最もよく用いられている．本研究でも EEG の方法を用いて脳活動の計測を行う．

３．２　EEG の計測手法

本節では EEG の計測手法についての一般論と，本研究における EEG 計測について述べる．

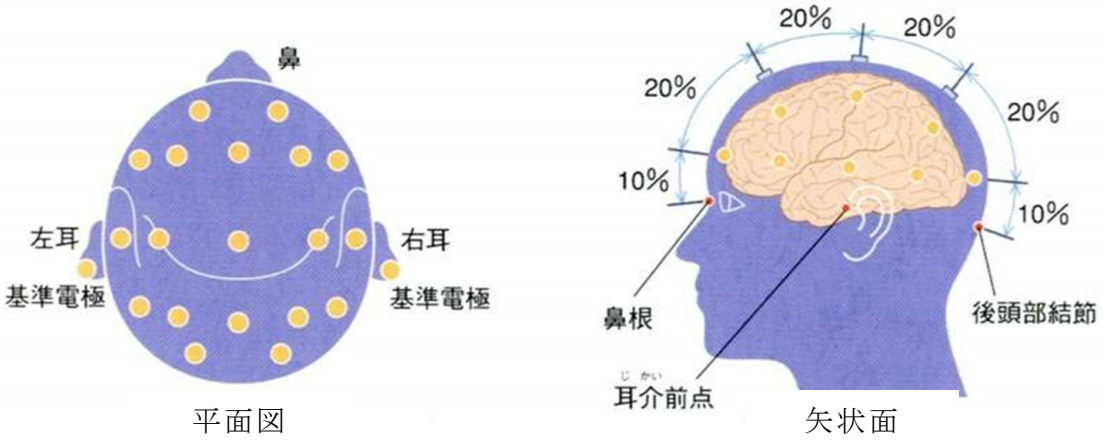
３．２．１　EEG 計測手法の一般論

2.3 節で述べたように，多数の皮質神経細胞の樹状突起における，同一極性でかつ同期している EPSP の総和が EEG の発生源である．生きている人間の頭部表面に 2 つの電極を取り付けると，その間に数十μV 程度の電圧が生じる．この頭皮表面の電位を数十～数百の電極を用いて測定する．対象とされる EEG は約 0.5～60Hz の範囲で，数十μV 程度の微弱なものであるために，これを増幅し，記録する高感度の増幅記録装置が必要である．脳波計はその微弱な EEG を増幅して計測する装置である．EEG を計測するためには，電極に電解ペーストをつけて被験者の頭部に貼り付け，その導出線を通して電極箱に導き，さらに脳波計へと導いて電位を測定する．

脳波計は，増幅器（amplifier）と記録器（recorder）からなっており，脳に発生している微弱な電位変動を，増幅器によって 100 万～200 万倍に増幅してから記録する．また，EEG は頭皮上の各部位によって波形や振幅が異なることから，その分布を同時に測定する必要があり，チャンネル数も 16 や 21 チャンネルなど多チャンネルのものが一般的に用いられている．

電極には，EEG を記録するために頭皮上に装着する電極と，頭皮以外の部位に装着するように工夫された特殊電極とがある．頭皮上に装着する電極には種々の金属が使用されているが，電極に起こる分極による電流成分が生じないように，銀－塩化銀（Ag-AgCl）電極が最も分極が少ないとされてよく用いられている．銀板を直径 1cm 以下の円形に切り抜いたもので，浅いくぼみをもった皿状のものを用いる．電極糊を皿の部分に入れたり，飽和食塩水を浸したガーゼ片を巻き付けたりして，頭皮に装着する．

実際には電極を配置した電極キャップを被験者に装着して実験を行う．EEG は国際的に取り決められた電極位置により計測する．その国際的な基準の一つとして国際臨床神経生理学会連合が推奨する 10-20 電極配置法（ten-twenty electrode-system）（以下国際 10-20 法と略す）がある[18]．これは最も一般的な電極配置法であり，図 3.1 のように配置されている．鼻根（nasion）から後頭極(inion)までを結ぶ矢状中央線をひき，その中点を頭頂（vertex）とする．矢状中央線の長さを 100%として，それに対して 10%または 20%ごとに印をつける．次に，鼻根，左右の耳介前点，後頭極を通る頭蓋の周線を考え，それぞれ両側の周線の長さを 100%として，それに 10%または 20%ごとに印をつける．続いて，頭頂を中心



平面図　　矢状面

図 3.1　国際 10-20 法にしたがった計測

とし，半径が矢状中央線の 10%ずつ小さくなる同心円を 4 本描き，各側の頭蓋周線を 10 等分した各点と中心を結ぶ線分をひく．このようにして，合計 21 か所の電極配置位置が決定される．10%または 20%ごとに印をつけ，電極の位置を決めることが国際 10-20 法の名前の由来である．

各部位を表す記号は，表 3.2 ならびに図 3.2 のように葉を表す文字と，脳半球の場所を特定する数字または文字からなる．葉を表す文字は，前頭極（frontal pole），前頭部（frontal），側頭葉（temporal），中心部（central），頭頂葉（parietal），後頭葉（occipital）の頭文字である Fp, F, T, C, P, O が用いられる．耳（auricular）には A が用いられる．脳半球の場所を表す数字または文字は，鼻根から頭頂部を通り後頭極までを通る直線を中心とし，その部分に乗る半球の位置を z と書き，そこから左半球に離れてゆくごとに 1，3，5，7 と奇数が割り振られ，右半球に離れてゆくごとに 2，4，6，8 と偶数が割り振られてゆく．

また，この方法と類似の方法として，10%ごとに電極を配置したものを拡張 10-20 法とよぶ．拡張 10-20 法では，国際 10-20 法で用いた記号である Fp，F，T，C，P に加え，AF，FC，FT，CP，PO，TP が追加される．これらは前前頭部（anterior frontal），前頭-中心部（fronto-central），前頭-側頭部（fronto-temporal），中心-頭頂部（contro-parietal），頭頂-後側頭部（parieto-occipital），側頭-後頭部（temporal-posteriori temporal）の頭文字を表している．

電極の位置が決まると，頭皮上に置いた関係活性電極（active electrode）と耳朶

表 3.2　国際 10-20 法の電極名称と記号

		電極記号		
		左	中央	右
前頭極	Frontal Pole	Fp1		Fp2
前頭	Frontal	F3	Fz	F4
下前頭	Inferior Frontal	F7		F8
中心	Central	C3	Cz	C4
頭頂	Parietal	P3	Pz	P4
後頭	Occipital	O1		O2
中側頭	Middle Temporal	T3		T4
後側頭	Posterior	T5		T6
耳朶	Auricular	A1		A2

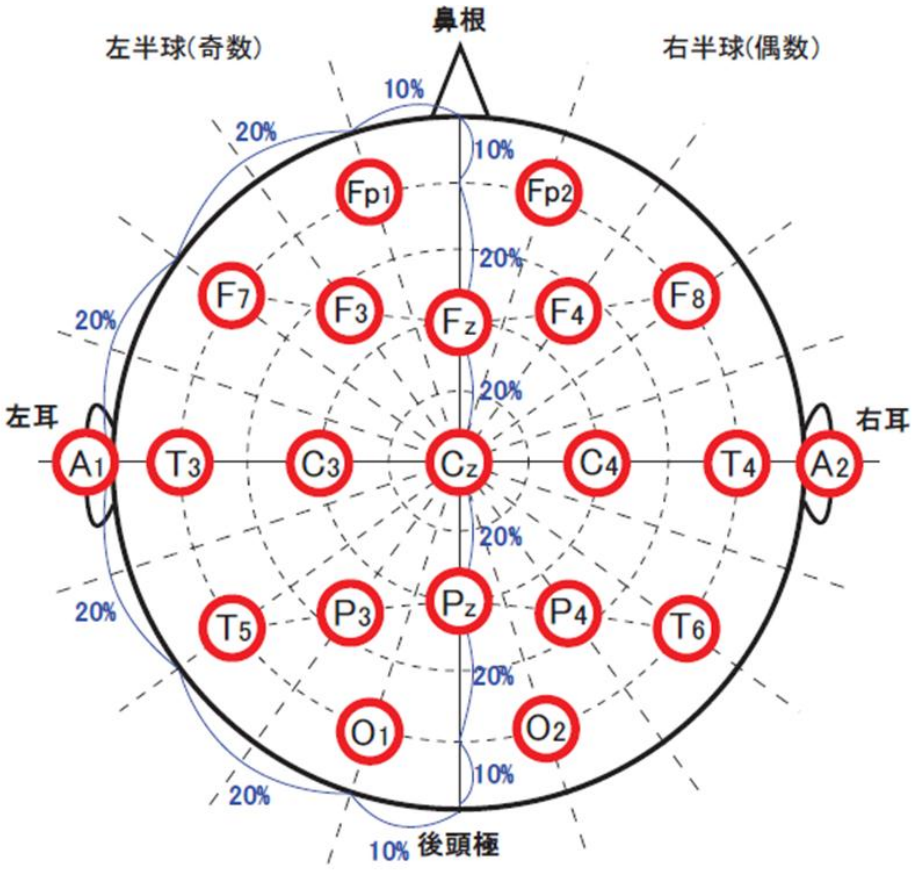


図 3.2　各部位を特定する数字と記号

あるいは乳様突起の上に置いた基準電極（reference electrode）との間で EEG を記録する．耳には電気活動が少ないので，ここを基準電極にすることが多い．基準電極は通常両側の耳朶に置き，左側半球状の関係活性電極には左側耳朶を，右側半球上の関係活性電極には右側耳朶をそれぞれ基準電極として用いる．

３．２．２　本研究における EEG 計測

本研究において，EEG 計測を行う際の電極の配置は上述の国際 10-20 法に基づいた 19 チャンネルを使用して行う．本研究の実験で用いた器具を図 3.3 に示す．EEG を計測する機器は A/D 変換器 Polymate AP1000（図 3.3 左上）とアクティブ電極コネクター（図 3.3 右上）である．これらを接続し，Polymate AP1000 を EEG 計測用ないし保存用 PC の USB 端子に接続することで EEG を計測することができる．図 3.3 左下のアクティブ電極は，EEG，筋電，眼電を計測する際に用いる．電極部分は金で被覆されている．

被験者に EEG 電極固定キャップ（図 3.3 右下）を装着し，基準電極を耳介に配置する．また，利き目の上下瞼に電極を配置する．これは瞬目検知用に用いるもので

図 3.3　本研究の実験で用いた器具

左上: Polymate AP1000　右上: アクティブ電極コネクター

左下: アクティブ電極　　右下: EEG 電極固定キャップ（水泳帽代用）

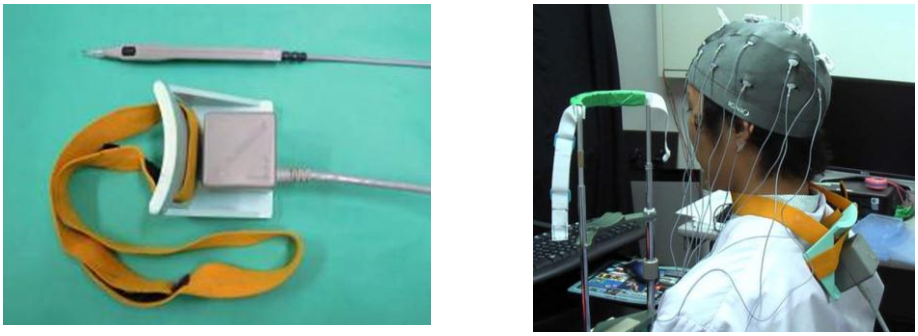


図 3.4　本研究の電極位置測定で用いた器具

左: スタイラス（上）とトランスミッター（下）

右: トランスミッター装着時の様子

図 3.5　電極位置の入力

ある．測定精度を高めるために，電極と皮膚の間に伝導性の高いペーストを注入して電気抵抗を低下させている．また，外的な電気的雑音の影響を少なくするために，シールドルーム内で計測を行う．さらに，目的外電位の混入を極力少なくするために，実験前に被験者に，身体の動きや瞬目を抑制するような指示を行っている．

EEG計測終了後，後処理の解析を行うために頭部の電極位置を測定し．得られた三次元の座標値を検出する．測定には電極位置測定アプリケーションSynaElcと，3次元座標測定器PATRIOTを使用する．図3.4左はPATRIOTの測定用の位置登録スタイラス（上）とトランスミッター（下）である．トランスミッターは被験者の首に掛け（図3.4右），付属のベルトを用いて首の後方で固定する．電極位置の3次元空間位置情報を計測し，1～19 番の電極位置の順番に対応して電極位置の入力を行う（図3.5）．

３．３　EEGデータ処理と解析

実験で得られたEEGに対してまず画像ごとに分割する．得られたEEGには被験者の瞬目等によりノイズが混入するために，計測された全てのEEGについて波形を観察し，大きな乱れの存在する計測データについては解析対象から除外する．

計測された脳からの信号には，ノイズ成分も含まれている．したがってこのような測定時のノイズを軽減し，純粋なEEGの信号成分を抽出する必要がある．そのためによく用いられる手法として加算平均してノイズ成分を打ち消す方法である．これ以外にも「主成分分析」や「独立成分分析」という数学的処理の方法も知られている．これらの数学的理論については付録Aに記す．

このようにデータを処理した後，EEGの解析を始める．

以下ではEEGの解析方法について述べる．

３．３．１　電流源推定

電流源推定としては，等価電流双極子推定法，電流源分布型推定法，LAURA，EPIFOCUS，ベイジアン的推定法などの手法が知られている．等価電流双極子推定法は，EEGの電流源を表現するために用いられる方法で，EEGの電流源推定問題において最も基本となっているモデルである．これは，方向性のみをもつ微小長さを流れる電流を仮定する方法である．電流源分布型推定法は，脳を空間的にグリッドという格子点で離散化し，すべてのグリッド上に電流双極子を仮定した上で，ある種の評価関数を最適化して脳内の電流源分布を推定する方法である．LAURA (local autoregressive average) は，「電流源の影響が距離の2乗で減衰してゆく」という法則をlocal autoregressive averageという観点から重み付けに統合して推定を行う

ものである[19]．EPIFOCUS は，頭皮上の測定データを各グリッドに投影することでその位置の電流源を推定する線形推定法である．ベイジアン的推定法は，神経活動による電流などの時空間的制約からくる先験的な情報を電流源推定に生かそうとする統計的手法である[20]. 以下では等価電流双極子推定法について詳しく説明する．

３．３．２　等価電流双極子

まずは，電流源を表現するモデルが必要である．

個々のニューロンの活動は電気的化学的変換を繰り返して進行してゆく．神経の軸索や樹状突起上に活動電位が発生すると，電流がプラスである吹き出し口からマイナスである吸い込み口へ流れる．実際の神経ではプラスの極とマイナスの極の距離は非常に短いのでこのプラスの極とマイナスの極を持った電流源は点として仮定でき，この電流源を電流双極子（current dipole）という．この電流双極子の活動状態は頭皮上から得られる電位分布 または磁場分布に反映される．電気的に興奮状態のニューロン群が局在しているとき，ニューロンの樹状突起の一定方向にそって電気的に活動するニューロン群を一つの仮設的な電流発生源とみなして数学的に電流双極子の空間位置と大きさ・向き（ベクトル）を近似したものを等価電流双極子(equivalent current dipole source: ECD）という（図 3.6）．このような電流双極子の空間位置と大きさ・向きを推定する方法を等価電流双極子推定（equivalent current dipole localization: ECDL）法という[21].

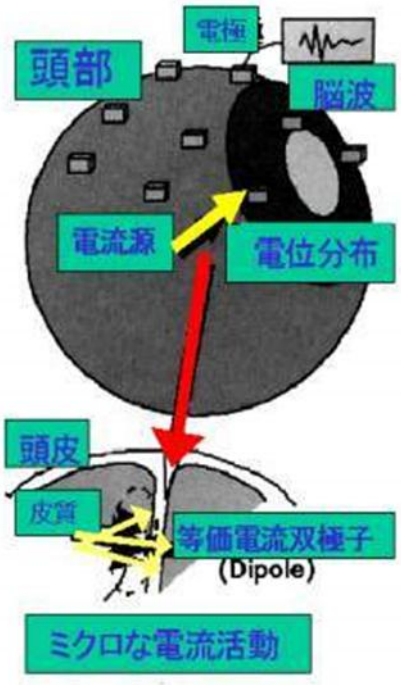


図 3.6　等価電流双極子（ECD）の概念

実際には脳内電流源は大脳皮質の錐体細胞に生じる EPSP の総和であるから，一つ一つの錐体細胞が電流双極子としてなり得る．そして等しい方向性を持った錐体細胞が同時に活動するとき，全体として一つの電流双極子のような信号源としてふるまう．

頭部のモデルとしては，脳組織，頭蓋骨，頭皮の伝導率を考慮して，複数層からなる階層球モデルを用いることが一般的である．頭部の脳組織，頭蓋骨，頭皮などを同心球でモデル化し，ECD を脳組織内の同心球面上に配置するというものである．通常は，頭部を脳組織，頭蓋骨，頭皮の 3 層からなる球で近似する 3 層同心球状モデルを使用する．この同心球モデルでは ECD による頭表電位分布が解析的に求められる．一方，頭部実形状そのものを用いた実形状モデルを用いることもある．実形状モデルを用いたほうが EEG 信号源推定の信憑性向上を期待できるが，組織の分類を手動で行わざるを得ず，長時間の作業を要する，再現性に乏しい，客観性がないなどの短所も多い．

ECDL 法を用いて ECD の位置を推定するには，頭部モデル内に電流双極子を何個仮定するのか，最初の電流双極子の位置をどこにするのかが問題になる．脳電位による ECDL 法においては，測定電極の数が限られていることや，計算に要する時間などを考慮して，通常 3 個以下の電流双極子を仮定することが多い．

ECDL 法の原理は，図 3.7 のようにまず，頭部モデル内に仮設的に ECD を配置し，

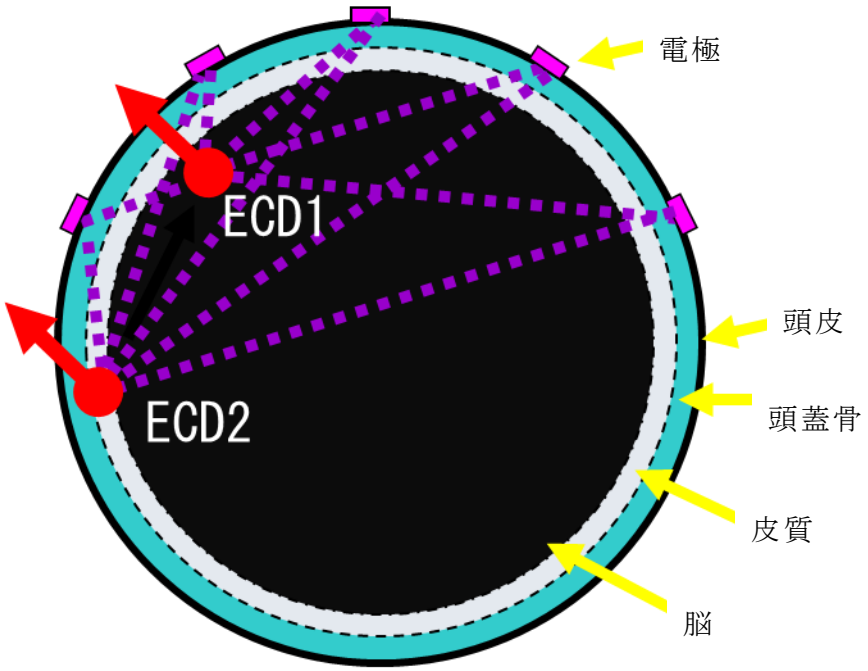


図 3.7　3 層同心球による解析

その仮定された電流源により頭皮表面上に発生する電位分布の理論値を計算するいわゆる「順問題」を解く．次に，電極によって計測される電位データである計測値の正規化 2 乗誤差を求め，その誤差が最小となるよう ECD のパラメータ（向き，大きさ，位置）を最適化する不良最適化問題，いわゆる「逆問題」を解く．この ECDL 法を用いることによって，脳内の電気的活動に対する電流源の推定という状況において，EEG の詳細な解析を行うことができる．なお，この順問題，逆問題についての若干の数学的な定式化は付録 B に記す．

３．３．３　本研究における推定方法

本研究では脳内等価電流双極子推定ソフトと実験終了時に取得した電極の 3 次元位置情報を用いて，ECDL 法による脳内活動部位の推定を行う．本研究では，脳内等価電流双極子推定ソフトとして SynaCenterPro（日本電気（株））を使用し，脳内活動部位の推定を行う．SynaCenterPro の解析画面の例を図 3.8 に示す．

SynaCenterPro における設定については付録 C に記す．

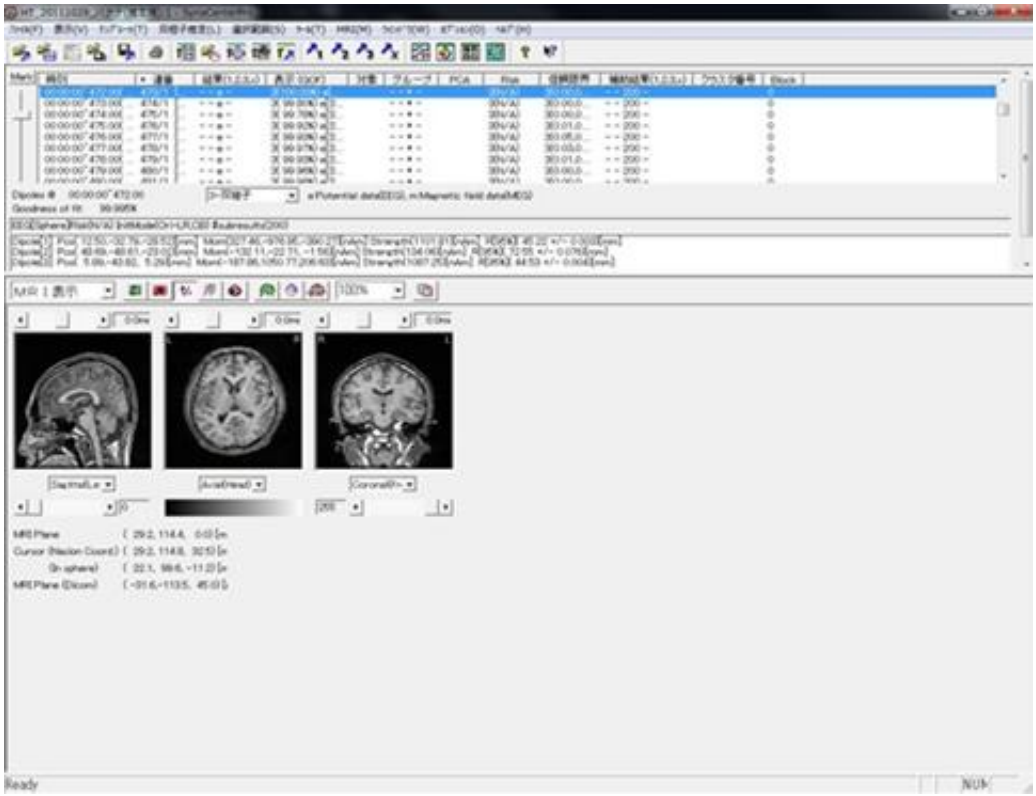


図 3.8　SynaCenterPro の解析画面

第４章　名称想起実験

本章では，研究の目的を遂行するために行った，果物または四足動物の名称想起時における脳内活動に関わる実験について述べる，まず，その実験の概要および関連する先行研究について紹介する．続いて実験の方法ならびにデータ処理の方法について述べる．

４．１　実験の概要

非侵襲計測技術の発展のおかげで生体内に変化をもたらすことなくヒトの脳活動を捉えることが可能となった．ここでは，以下に述べるEEG計測実験（以下「名称想起実験」とよぶ）を行い，結果として得られたEEGをECDL法によって解析するまでの段階について述べる．

《実験の概要》（名称想起実験）

被験者に視覚刺激として果物または四足動物のモノクローム線画画像を提示する．被験者は提示画像の形を認知して記憶したのち，その画像として描かれた果物または四足動物およびその名称を想起し，その名称を強く意識（黙読）する．その際に名称想起時の被験者のEEGを計測する．

1.2節でも述べたとおり，この名称想起実験は，以下の三点について解明することを目的としている．

第一に，上述のように，被験者にその視覚刺激に描かれたものの名称を想起させ，その名前を強く意識（黙読）してもらう．この際にEEG計測実験を行う．EEGデータに対してECDL法による解析を行い，名称の黙読という言語活動を通して脳内のどの部位において活動が行われていて，どのような時空間的活動経路をたどってゆくのかを検証することである．

第二に，提示された視覚刺激と脳の活動部位あるいは時空間的活動経路についてカテゴリーごとの特徴を見出すことである．

第三に，臨床分野において，失語症の原因診断に役立てるという応用に寄与することである．

名称想起実験において，被験者は，提示画像を想起してその「形を認知」する．そののち，画像として描かれたものの「名称を想起」し，その「名称を強く意識（黙読）」する．そこで，この実験における結果について次の4つの仮説を設定した．

《仮説1》提示画像の「形を認知」しているので，形状認知処理に関わる部位，た

とえば紡錘状回（FuG）などでの活動がある．

《仮説2》提示画像の「名称を想起」するので，記憶に関わる部位，たとえば海馬傍回（ParaHip）などでの活動がある．

《仮説3》提示画像の「名称を黙読」するので，言語野，たとえばWernicke野やBroca野などでの活動がある．

さらにこの場合，被験者によって，言語野の優位性が大脳半球の左右どちらかに推定される．

《仮説4》実験において提示された視覚刺激のカテゴリー，たとえばその種別，形状などの違いにより，脳の活動部位あるいは時空間的活動経路の違いがみられる可能性がある．

４．２　言語と脳活動に関する先行研究

2.2節で述べたように，視覚刺激が与えられたとき，その大脳における初期プロセスにおいて，視覚刺激情報は後頭葉におけるV1上で最初に処理される．その後，言語を認知する際には，これまで言語野と言われてきた左側頭にある受容性言語野としてのWernicke野や表出性言語野であるBroca野だけではなく，様々な大脳の部位が関与していることが明らかとなってきている．また，言語処理に関する脳部位（Broca野，Wernicke野，AnG など）の優位性は，利き手によって異なり，右利きの99%以上および左利きの70%前後が左半球優位とされている．

日本語の文字には漢字のように音と意味の両方を表す表音かつ表意文字と，かなのように音のみを表す表音文字の両方が存在する．日本人における文字言語処理においては，漢字とひらがなの想起や書字に際して，脳内において使用する部位が異なることはよく知られている[22]-[24]．たとえばひらがなを読む回路は視覚野 → 左 AnG → Wernicke 野であるのに対して，漢字を読む回路は視覚野 → 左側頭葉後下部 → Wernicke 野である．また，ひらがなを書く回路は Wernicke 野 → 左 AnG → 体性感覚野であるのに対して，漢字を書く回路は Wernicke 野 → 左側頭葉後下部 → 視覚野→ 左 AnG → 体性感覚野である．これらは図 4.1 のようにまとめることができる[25]．

Broca 失語や Wernicke 失語の症状がないのに，字の読みや字を書いたりするときに障害が起こることがある．これを「失読失書」という．日本人においては失読失書について，字の読みや書字に際して漢字とかなの両方に障害が起こることが多いが，字の読みの場合では漢字とかなでは障害の程度が異なることが知られている．すなわち，障害を受けた脳の部位によって，「漢字は読めるがひらがなが読めない」という症状と，「ひらがなは読めるが漢字が読めない」という異なる症状が出る．このことについて山鳥は，漢字の読みを想起して実際に音読したり，理解したりす

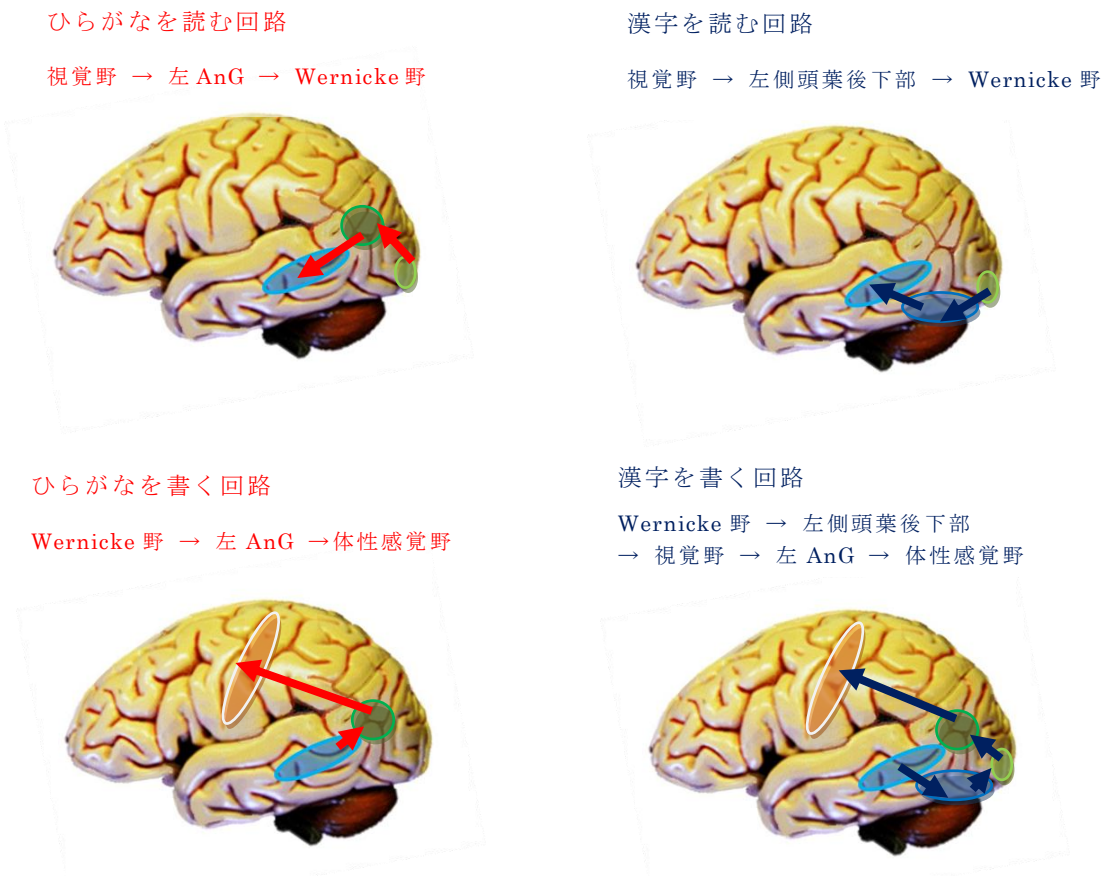


図 4.1　漢字とひらがなの読み書きの回路

ることはよくできるのに，かなの読みを想起することが難しくなる場合が多いことを明らかにしている[26].

山ノ井らは時空間的脳活動のモデルに対しての研究を行っており，さまざまな EEG を計測し，ECDL 法による推定を試みて脳活動について検討をしてきている.

山ノ井らの先行研究によると，左右視野に提示された言語刺激（漢字とひらがなの単語）に対する脳活動について ECDL 法による推定を行った[27]-[31]. その結果，左右脳機能に差が存在することが明らかになった．そして漢字とひらがなの認知では優位脳半球が異なることなどが確認されている．また，潜時 600ms から 800ms までの解析結果では記憶と言語に関する部位に脳活動が推定された. また, 潜時 800 ms 以降の解析結果では，ひらがなの認知過程においては Wernicke 野から Broca 野への遷移が見られたが，単漢字の認知過程においては確認されなかった.

同じく山ノ井らの先行研究によると，提示されたひらがなから音読みすることができる漢字一字を想起するという実験を行い，脳活動について ECDL 法による推定を行った[32]-[34]．その結果，視覚刺激の単語理解から漢字想起までに AnG ，側頭葉内側後下部，HiC の経路を通ることを確認している.

４．３　実験方法

ひらがなから漢字を想起する山ノ井らの先行研究の実験においては，より正確な解析のためには，被験者が漢字を想起したごとに被験者にその想起した漢字を確認することが必要であるとも考えられる．しかしその方法では，実験の時間がかかりすぎるため解析のためのサンプル数が十分に得られないおそれがあるという欠点がある．また，仮に時間節約のために視覚刺激のひらがな各々に対して想起する漢字を指定してしまうと，自然な漢字想起にはならないため不都合が生じる．この問題を解決するためにこの名称想起実験では，視覚刺激の画像から名称を想起する．これは卑近な絵の線画画像を使用するので自然に名称想起ができ，しかも想起には困難を伴うことがないことが特長である．

４．３．１　視覚刺激

被験者に対して提示した視覚刺激はモノクロームの線画である．視覚刺激には次の 2 つのパターンを用意した．一つ目のパターンは，イチゴ，カキ，サクランボなど，10 種類の単純な線画による果物の絵である（図 4.2）．二つ目のパターンは，

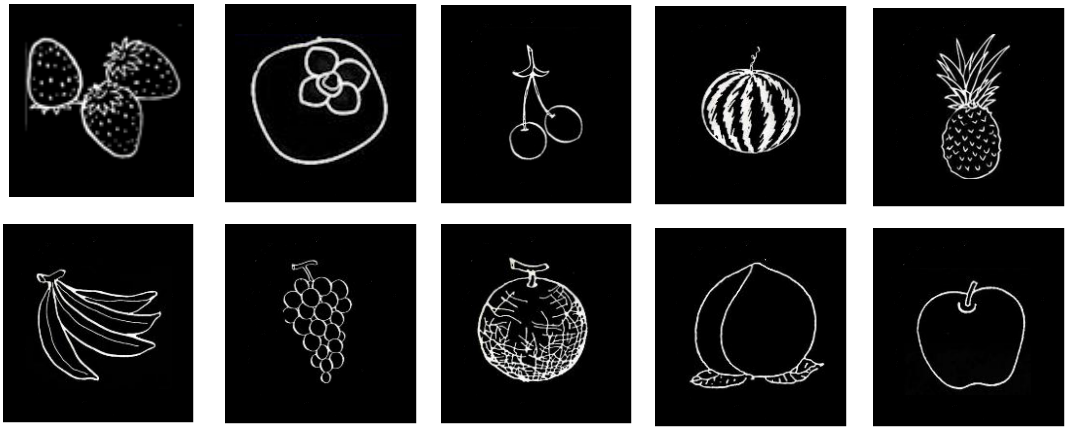


図 4.2　果物画像

上段左から「イチゴ」，「カキ」，「サクランボ」，「スイカ」，「パイナップル」，下段左から「バナナ」「ブドウ」「メロン」「モモ」「リンゴ」

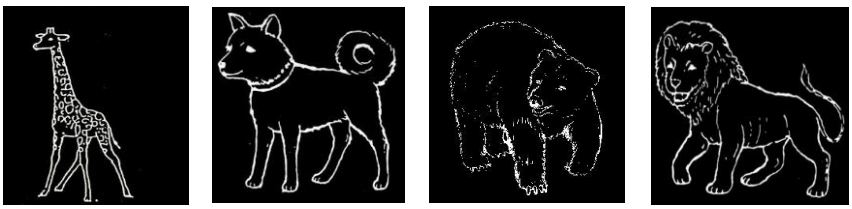


図 4.3　四足動物画像

左から「キリン」，「イヌ」，「クマ」，「ライオン」

キリン，イヌなど，4 種類の単純な線画による四足動物の絵である（図 4.3）．なおこの画像は，失語症患者に対する臨床実験において実際に用いられているものであり，北海道大学大学院保健科学研究院の大槻美佳氏により提供して頂いたものである．

４．３．２　被験者

本研究における実験の被験者は 4 人である．被験者№1 の Y.Y.は 22 歳女性，右利きである．被験者№2 の K.S.および被験者№3 の H.T.はいずれも 22 歳男性，右利きである．被験者№4 の Y.K.は 22 歳男性，左利きである．いずれの被験者も正常な視覚を持っている．また，前日の睡眠時間は 4 人とも 7 時間以上，電極インピーダンスレベルは 4 人とも 40kΩ 未満である．

実験で提示した視覚刺激の画像は上述の果物または四足動物である．また，各被験者に提示した画像は，被験者 Y.Y.については果物または四足動物である．被験者 K.S.および被験者 H.T.ならびに被験者 Y.K.については果物である．

なお，比較のため先行研究で得られた実験結果も参考にする．その被験者は H.T.および Y.K.である．

被験者に関する情報をまとめると表 4.1 のようになる．今回解析を行った研究における被験者は№1～№4 であり，先行研究における被験者は№3 および№4 である．

４．３．３　実験の概要

実験は暗室内で行った．視覚刺激提示には 21 インチ CRT ディスプレイを用いた．被験者とディスプレイとの距離は 30cm とした．被験者は着席し，頭部を固定するためにテーブル上の器具にあごを乗せた．

実験のながれを図 4.4 に示す．実験は，まず被験者に対し画面中央に注視点を 3000ms 間提示した．注視点は被験者の眼球運動を抑制し，EEG 計測開始時の波形を安定させる効果がある．その後，画面中央に視覚刺激である果物または四足動物

表 4.1　被験者についてのデータ

№	被験者	利き手	年齢	性別	前日の睡眠時間	電極インピーダンスレベル	提示画像
1	Y.Y.	右	22	女	7 時間以上	40kΩ 未満	果物　四足動物
2	K.S.	右	22	男	7 時間以上	40kΩ 未満	果物
3	H.T.	右	22	男	7 時間以上	40kΩ 未満	果物
4	Y.K.	左	22	男	7 時間以上	40kΩ 未満	果物

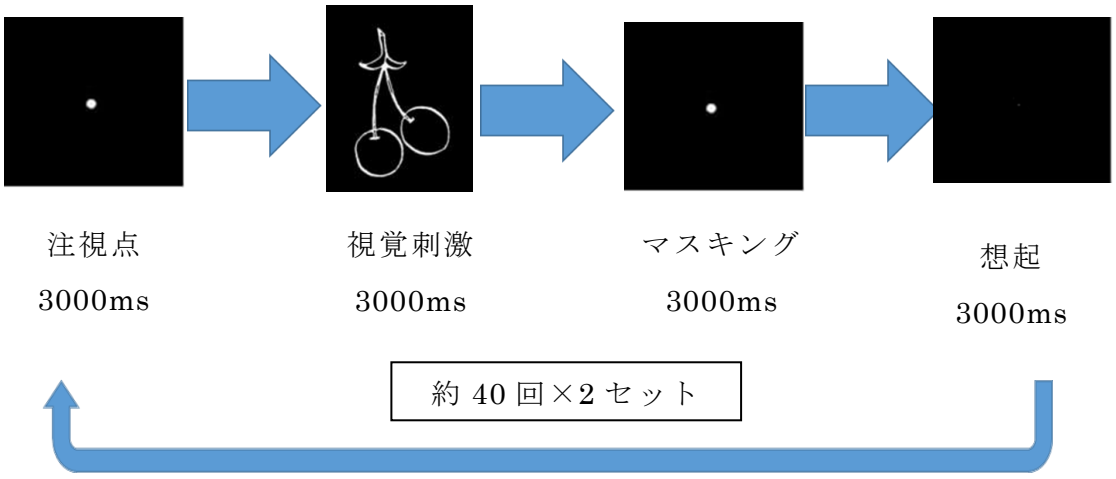


図 4.4　本研究における実験の流れ

画像のうちの 1 つを 3000ms 間提示した．その後マスキング画像を 3000ms 間提示した．想起画面になったときに被験者は視覚刺激に描かれていた果物または四足動物の名称を想起し，その名称を強く意識する．その際，被験者は視覚刺激の名称は声に出さないように指示されている．

以上の一連の流れを 1 試行とし．連続して約 40 回の試行を繰り返した．この約 40 回の試行を 1 セットとして，2 セット行った．なお，視覚刺激は各試行においてランダムに提示した．

４．３．４　実験についての教示

被験者には事前に図 4.5 のような実験方法を説明した文書を熟読してもらい，実験についての教示を行っている．これは四足動物画像提示による名称想起実験の場合である．果物画像提示による名称想起実験についての文書もほぼ同様である．

４．３．５　EEG 計測

EEG は電極を通して multi-purpose portable bio-amplifier recording device (Polymate AP1524, TEAC) によって計測された．電極配置は国際 10-20 法に従うものである．周波数帯は 1.0～2000Hz のあいだである．

各試行において，想起画面になり被験者が名称を想起したときから 3000ms 間の EEG を計測した．出力は PC に記録される．

４．４　データ処理

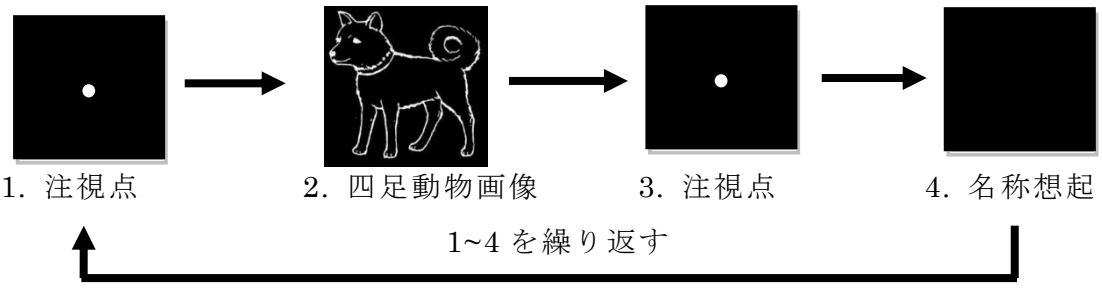
実験で得られた EEG に対してまず画像ごとに分割する．得られた EEG には被験者の瞬目等によりノイズが混入する．このような測定時のノイズを軽減するために，

四足動物画像提示による想起実験について

画面上に提示される四足動物画像について，その動物の名称を想起してください．その間の脳波を計測します．

実験は次の手順で行います．

1. 画面中央に注視点（白い点）が提示されるので，それを注視してください．
2. 次に注視点（白い点）が消えると四足動物画像が提示されるので，提示された画像を覚えてください．この際には画像を注視してください．
3. その後，再び注視点が提示されるので，注視してください．
4. そして，注視点が消えたら，先ほど提示されて覚えた四足動物の名称を想起してください．想起する際には名称を強く意識してください．
5. 1~4 の手順を繰り返し行います．適時休憩をはさみます．



上図のように画像提示を繰り返します．

実験中は以下のことに注意お願いします．

1. 実験中は同じ姿勢を維持し，身体は動かさないようにしてください．
2. 実験中は顔を固定器に乗せ，動かさないようにしてください．
3. 四足動物画像が提示されているときまたは想起する際は，瞬きをしないようにしてください（注視点の際は瞬きをしてもかまいません）．
4. 想起の際は実際に声に出しているように黙読してください．
5. 被験者の方は前日に十分な睡眠（6 時間以上）をとり，体調を整えてください．
6. 実験中に疲労感や眠気があった場合，違和感又は不快感があった場合は，すぐに申し出てください．休憩の際に実験者から疲労感などについて尋ねられた場合には，遠慮や我慢せずに正直にお答えください．

図 4.5　実験についての教示文書

計測された全ての EEG について波形を観察し，大きな乱れの存在する計測データについては解析対象から除外する．その後，加算平均を行い，各画像における ERP データを得た．この ERP データに対し，ECDL 法を適用した．

推定方法については 3.3 節で述べたとおりである．

すなわち頭部モデルとしては，導電率の異なる頭皮，頭蓋骨および皮質の 3 層の同心球としてモデル化した．被験者の同心球モデルの設定には各被験者の MRI を利用した．

また，推定結果の精度および信頼性については，それぞれ，Goodness of fit (GOF) および統計的な信頼限界の値によって評価した (GOF 値については付録 C 参照) ．

これらの解析には PC 版ダイポール推定ソフトウェア（SynaCenterPro: NEC）を用いた．なお，推定結果のうち GOF 値が 99%以上，95%の信頼限界が 1mm 以下である結果を採用した．本研究で用いたダイポール推定ソフト SynaCenterPro では，推定された結果のダイポールが被験者の MRI にスーパー・インポーズされ表示される．

脳内活動部位の推定結果ならびに脳内活動経路については，視覚刺激画像が果物の場合は第 5 章にて，四足動物の場合は第 6 章にて述べる，また，結果の検討と考察については果物，四足動物ともに第 7 章にて述べる．

第 5 章　果物名称想起時における推定結果

本章では，第4章の名称想起実験において，視覚刺激が果物画像の場合に脳内活動部位の推定結果などについて述べる．

５．１　脳内活動部位の推定

本章では第 4 章で述べた名称想起実験において，視覚刺激が果物画像の場合に，視覚刺激に対する想起時の ERP データの解析を行った．

解析を行ったのは被験者については Y.Y.（右利き，22 歳，女性），K.S.（右利き，22 歳，男性），H.T.（右利き，22 歳，男性），Y.K.（左利き，22 歳，男性）の 4 人であり，視覚刺激については果物のサクランボ（被験者 Y.Y.および K.S.），スイカ（被験者 K.S.），リンゴ（被験者 K.S.），イチゴ（被験者 H.T.および Y.K.）の 4 種の画像である．

５．２　実験 ERP の例

例として被験者 K.S.に対して画像サクランボを提示した際に得られた実験 ERP を図 5.1 に示す．横軸は時間，縦軸は電位で，下方向が正である．

先行研究[43]-[50]などの結果では，潜時 350ms あたりまでには視覚刺激に対する初期認知がなされ，それ以降で言語処理などの高次処理がなされると報告されている．これらは「視覚誘発電位」，「P300」，「緩変動電位」に相当するものである．図 5.1 の ERP データでもささやかながらこのことが読み取れる．したがって本研究においてもこのことを考慮に入れながら，脳内活動部位の推定を行った．

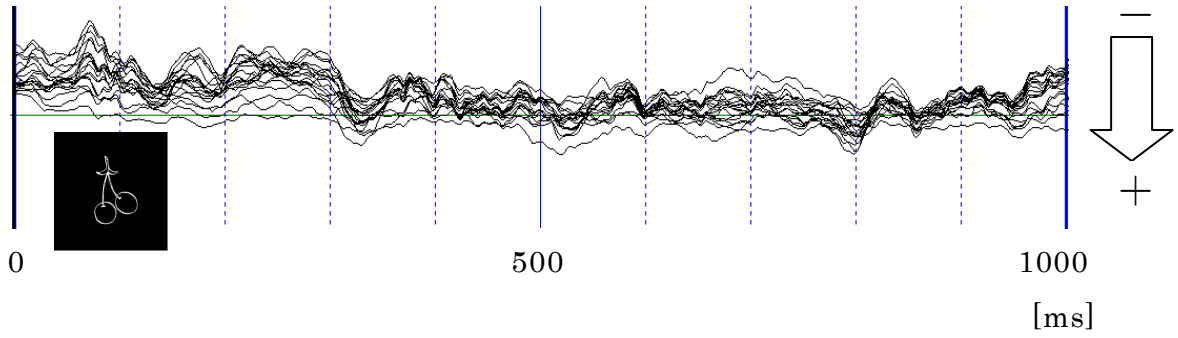


図 5.1　果物画像における実験 ERP の例

被験者 K.S.に対して画像「サクランボ」を提示した際に得られた実験 ERP

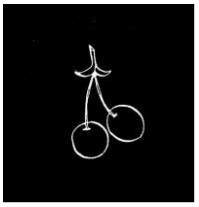
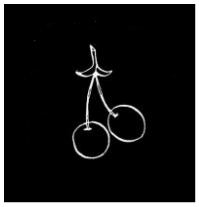
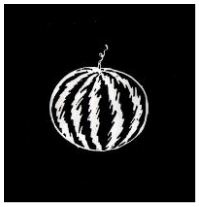
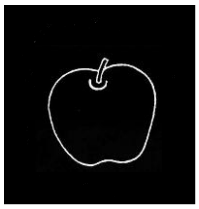
５．３　推定結果

本節では視覚刺激として提示した画像が果物の場合における結果を述べる．視覚刺激は 10 種類の果物画像であるが，ここではサクランボ，スイカ，リンゴおよびイチゴの解析結果を以下に示す．

視覚刺激がサクランボ，スイカ，リンゴ画像の場合について，まず SynaCenterPro により推定された主な ECD とそれらが推定された潜時の関係を表 5.1 に示し，次に SynaCenterPro による脳内活動部位の推定結果を図 5.2～図 5.16 に示す．また，視覚刺激がイチゴ画像の場合について，それぞれ表 5.2，図 5.17～図 5.31 に示す．前者における推定された脳内活動経路と後者におけるそれの相違により，便宜上両者の表及び図を分けている．

まずは視覚刺激がサクランボ，スイカ，リンゴ画像の場合についての結果である．

表 5.1　被験者の ECD 推定部位とその潜時（サクランボ，スイカ，リンゴ）[ms]

被験者	Y.Y.	K.S.	K.S.	K.S.
	サクランボ	サクランボ	スイカ	リンゴ
提示画像				
V1	88	119	84	114
R TE	276	277	248	330
R ParaHip	350	334	311	353
R FuG	361	377	337	363
R ParaHip	375,380	380	386	387
Broca	451	387	439	457
L Insula	466	468	500	468
R ParaHip	485	430,470	504	535
Broca	540	477,530	×	575
R FuG	606	585	×	602,630
Broca	645	601	×	×
R AnG	652	683	648	×
R FuG	678	754	×	×
Wernicke	729	764	759	778
Broca	760 (R)	828	784	792

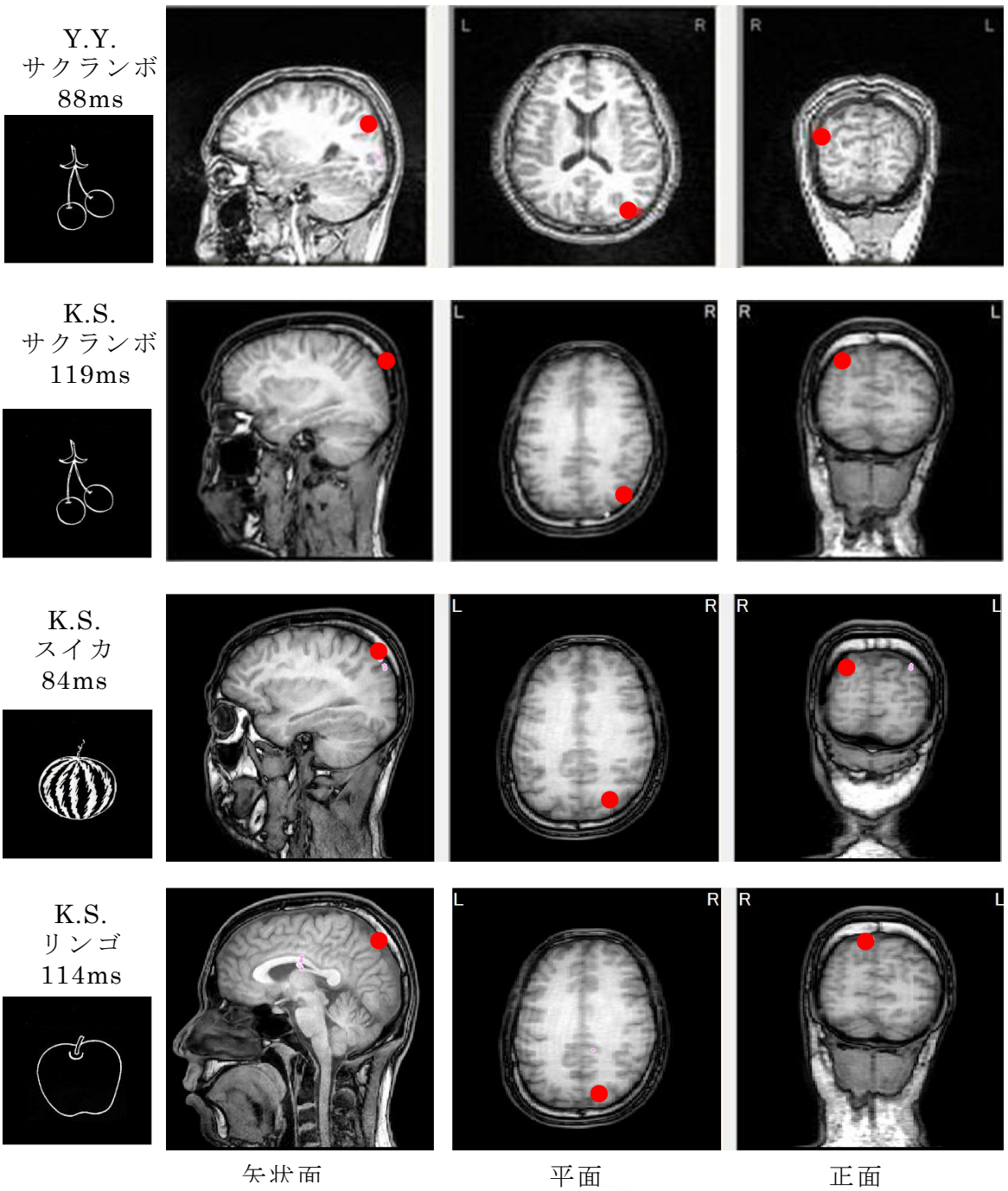


図 5.2　V1 で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

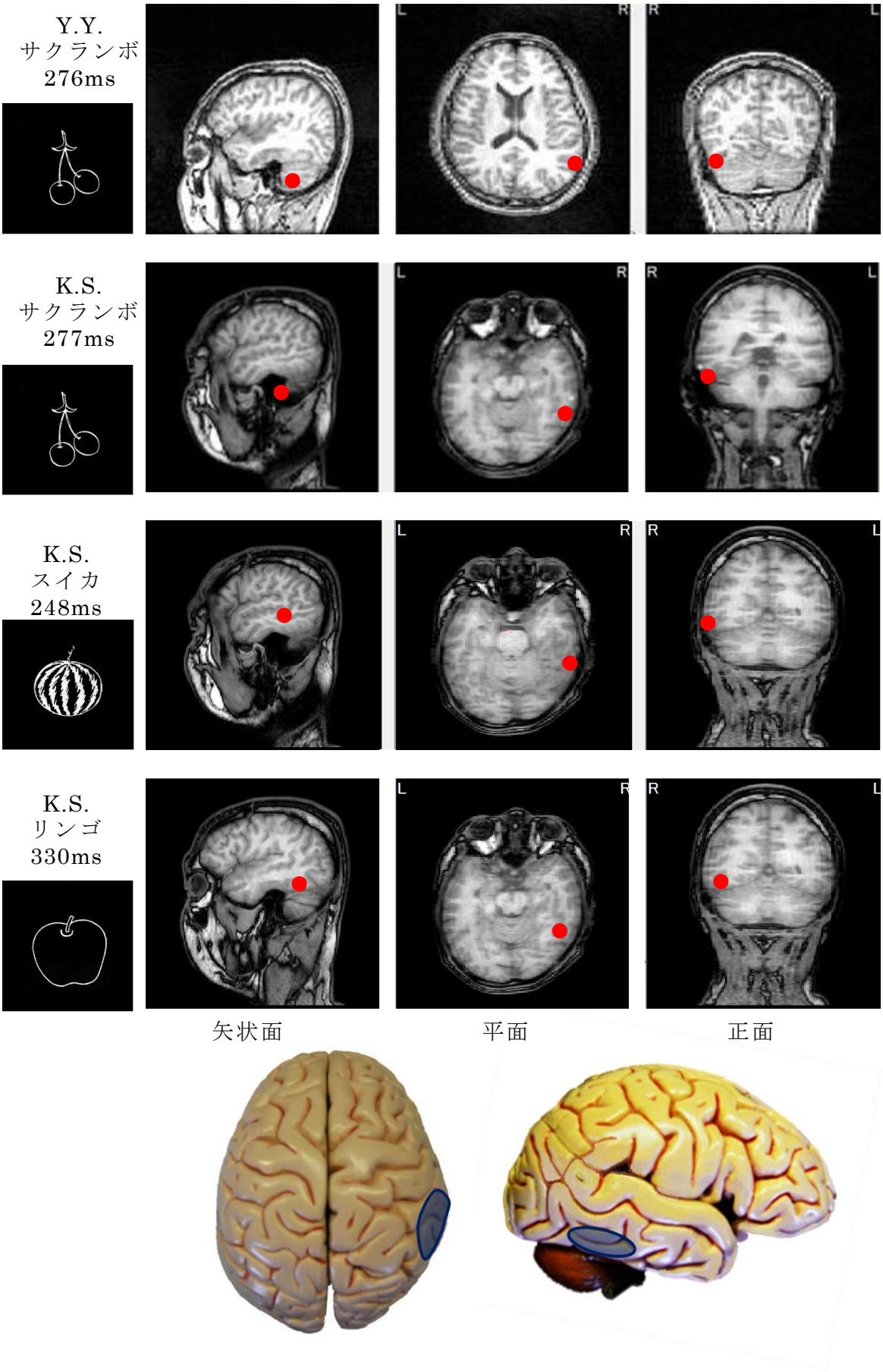
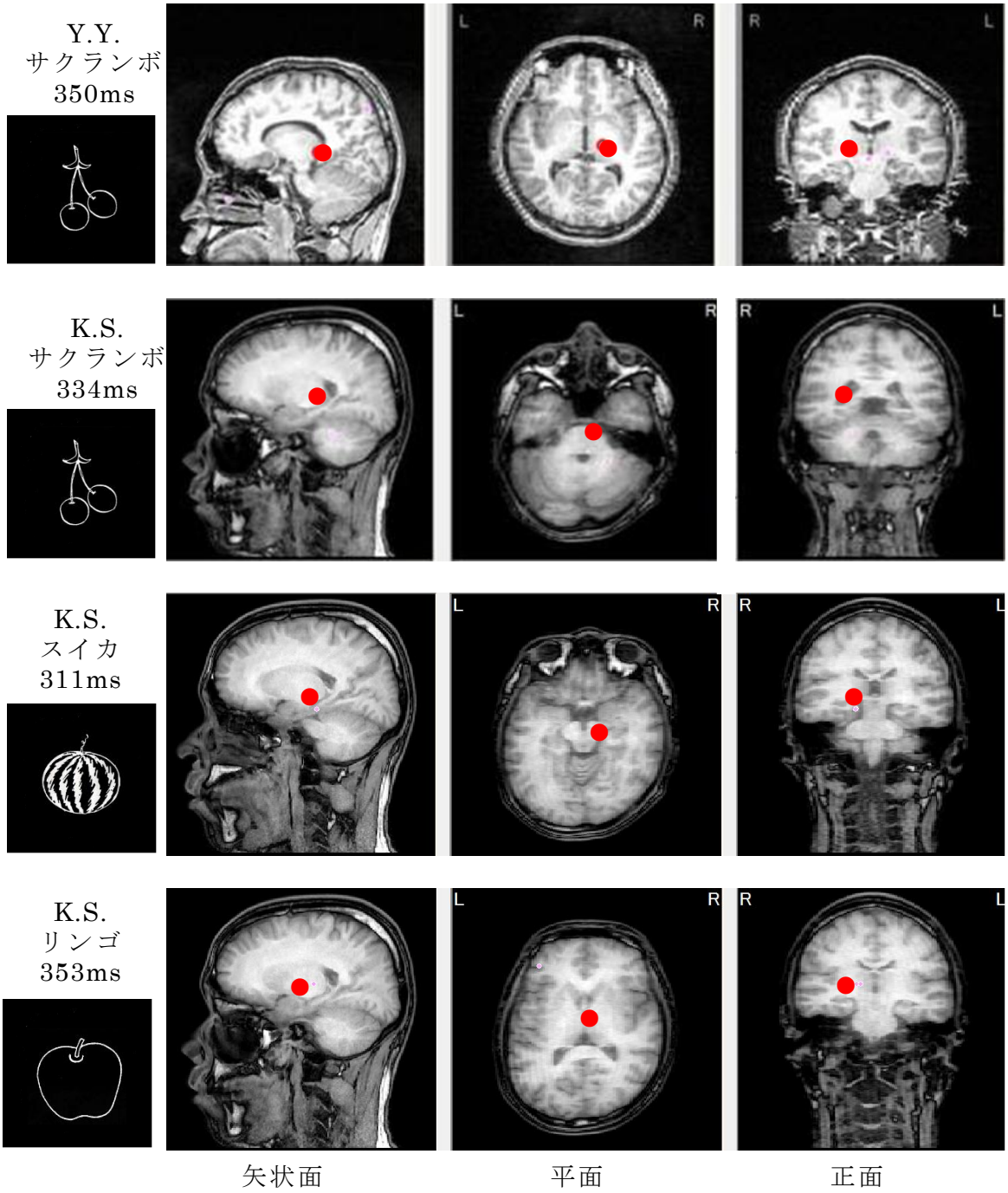


図 5.3　R TE で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）



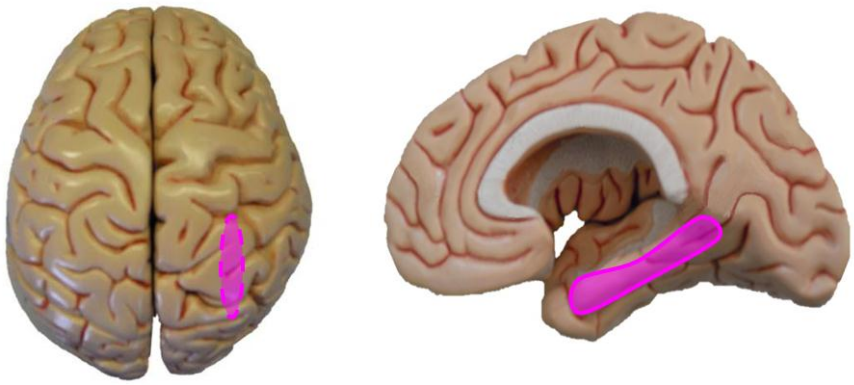
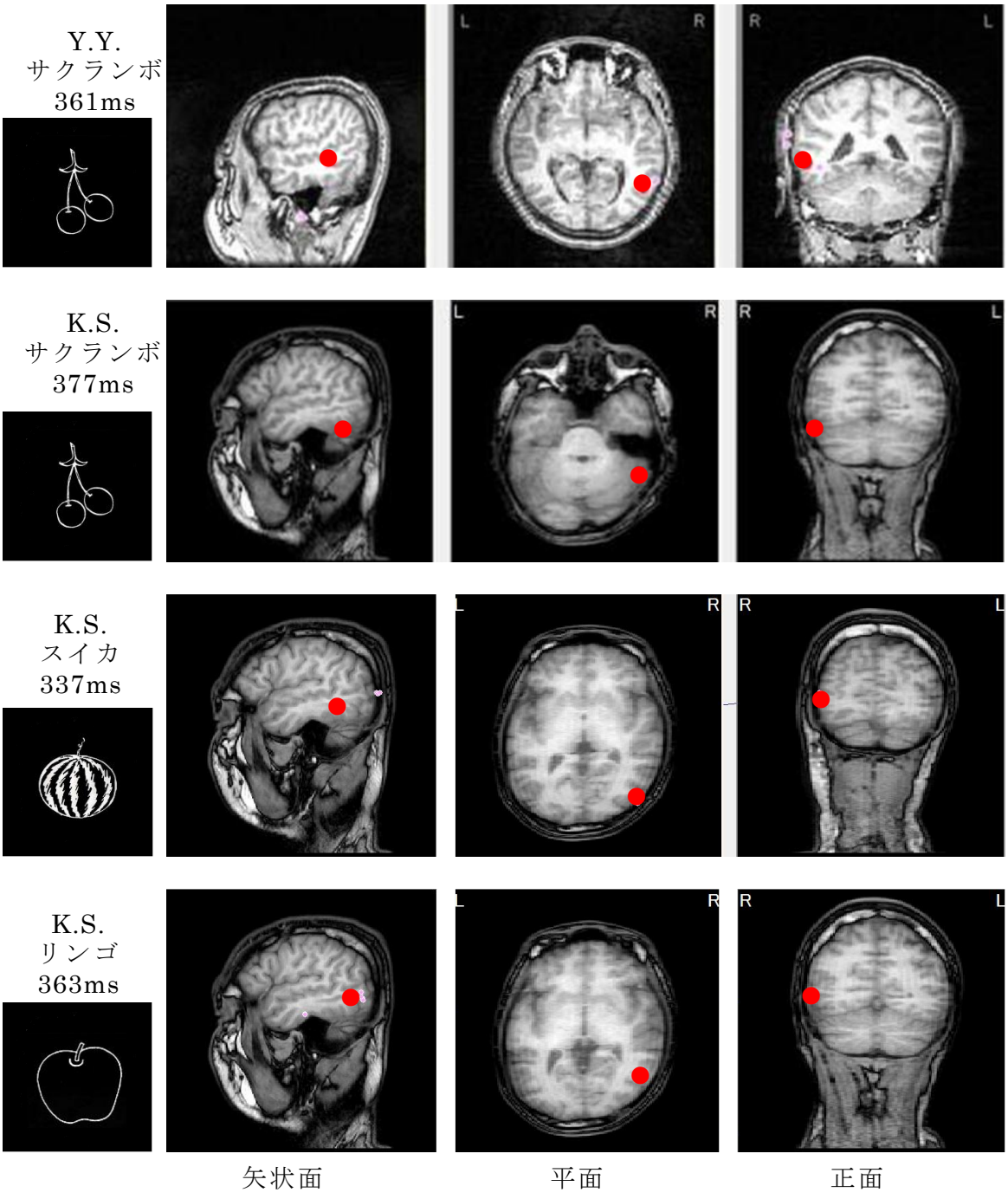


図 5.4　R ParaHip (1) で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）



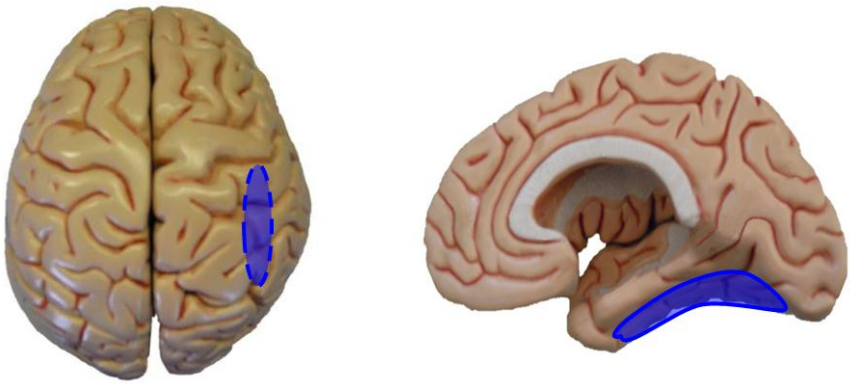
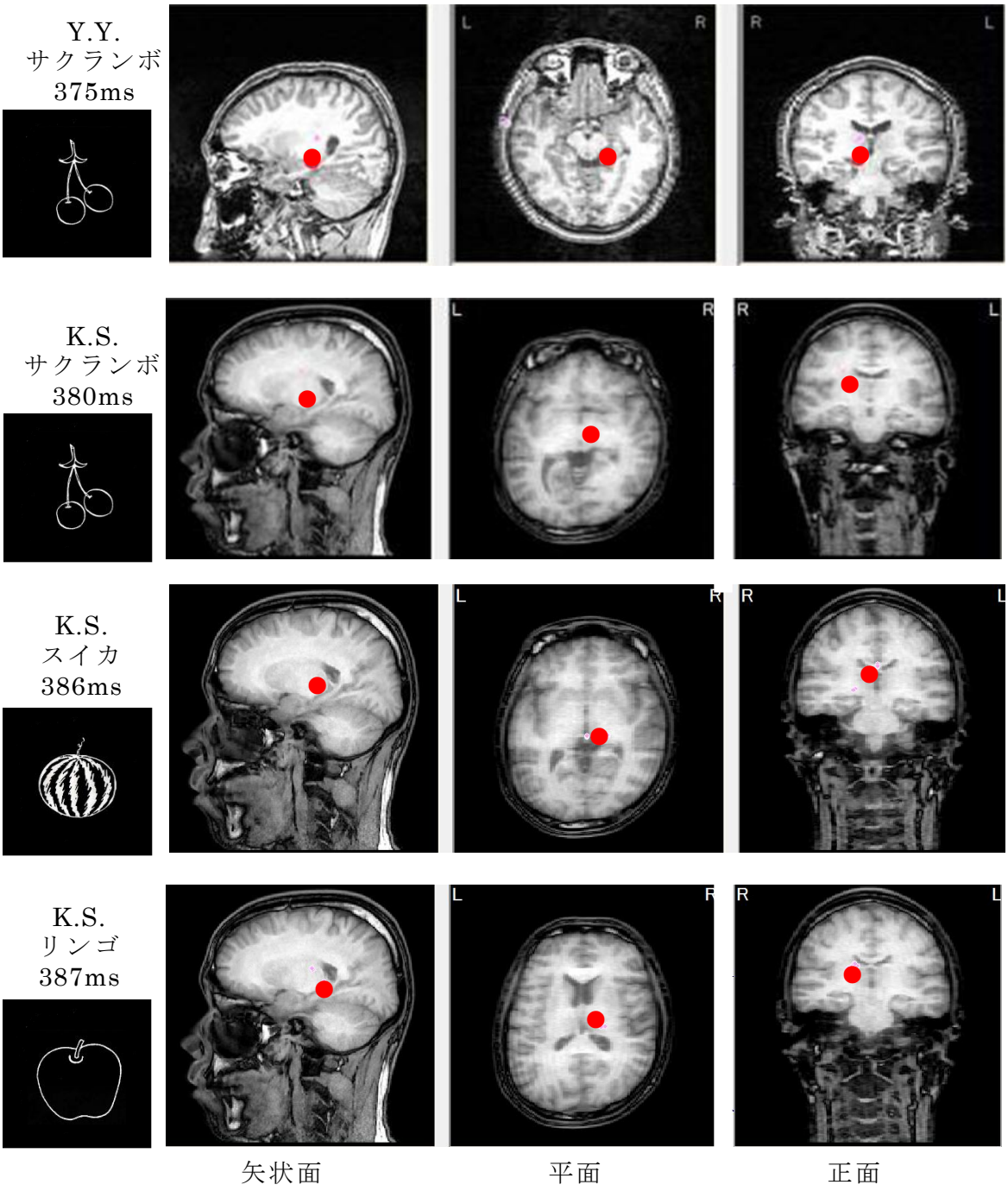


図 5.5　R FuG (1) で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）



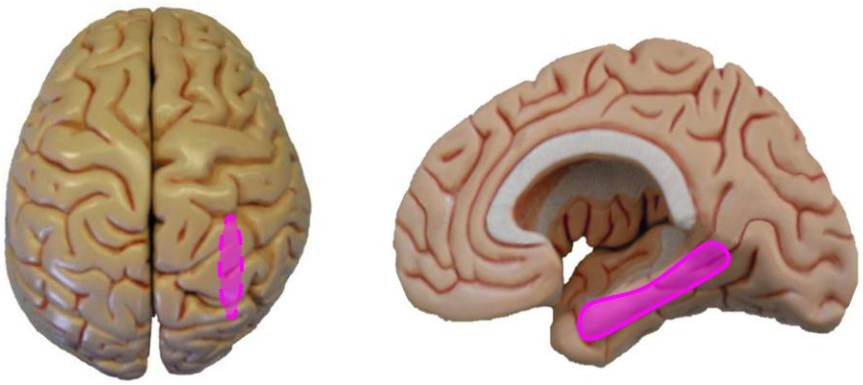


図 5.6　R ParaHip (2) で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

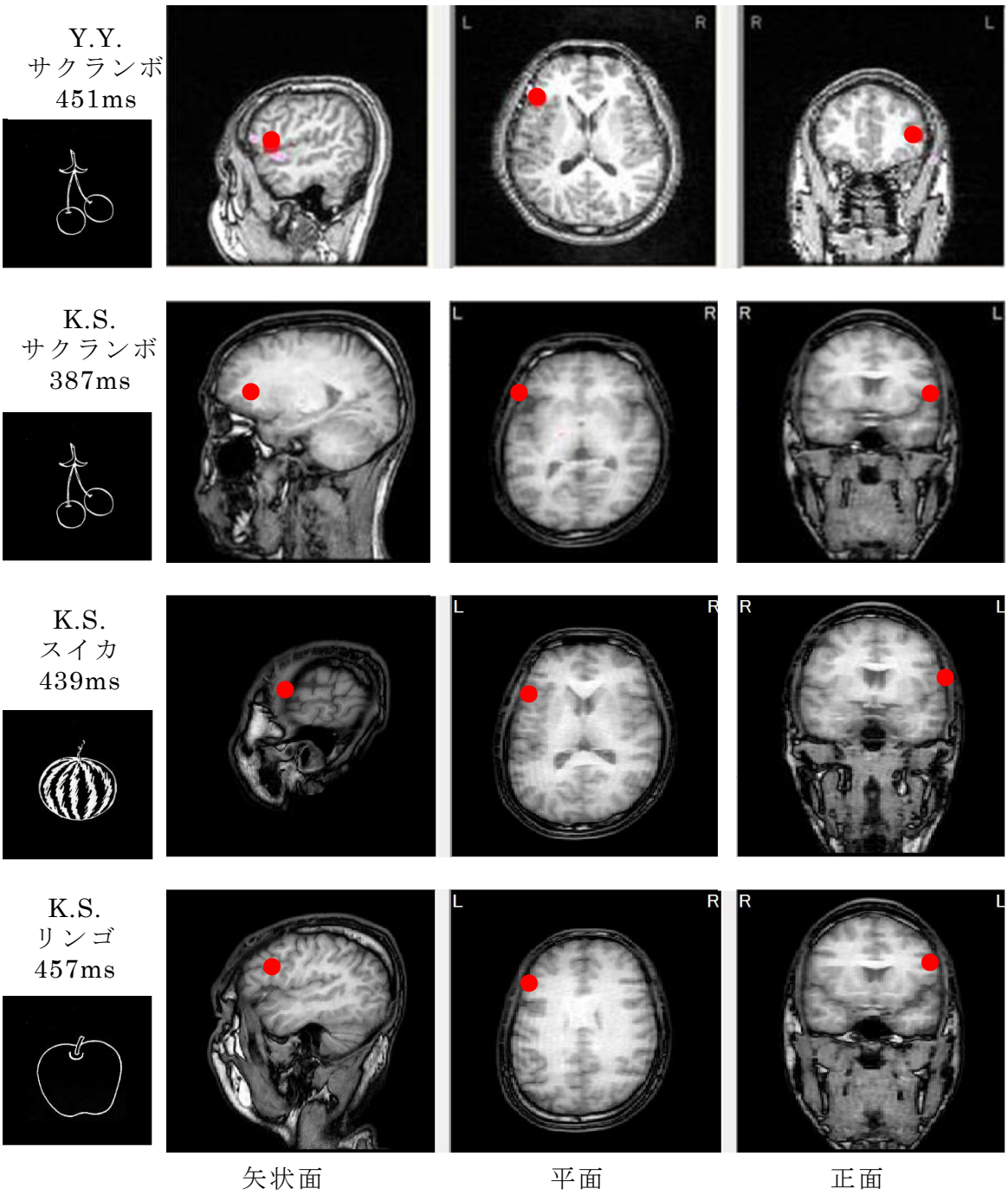
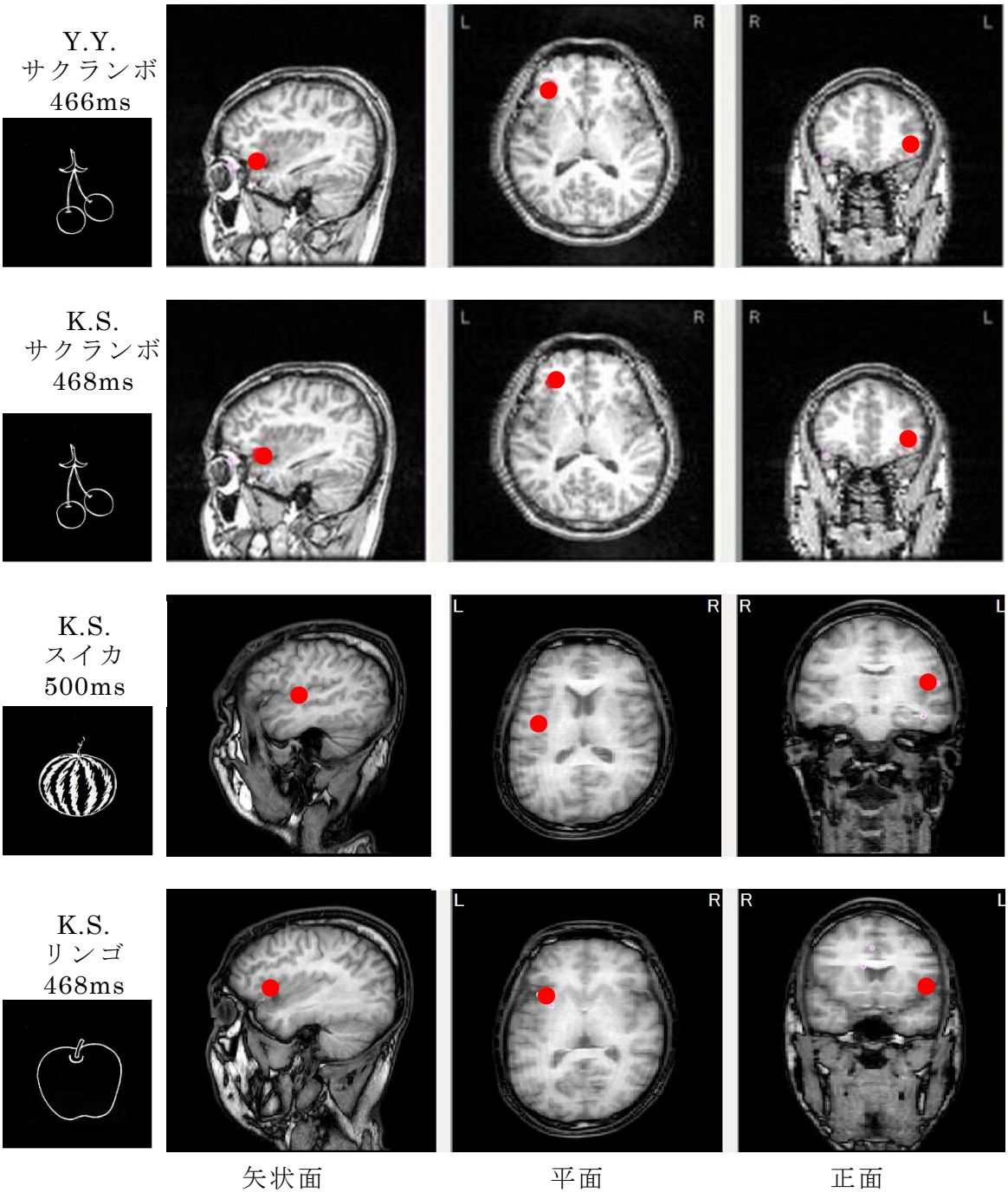


図 5.7　Broca 野（1）で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）



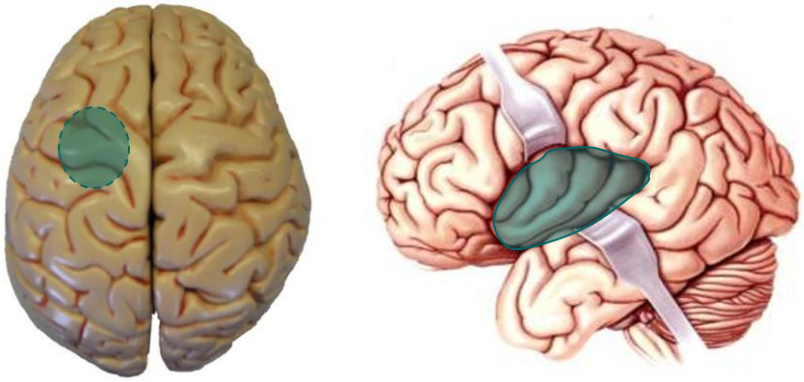


図 5.8　L Insula で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

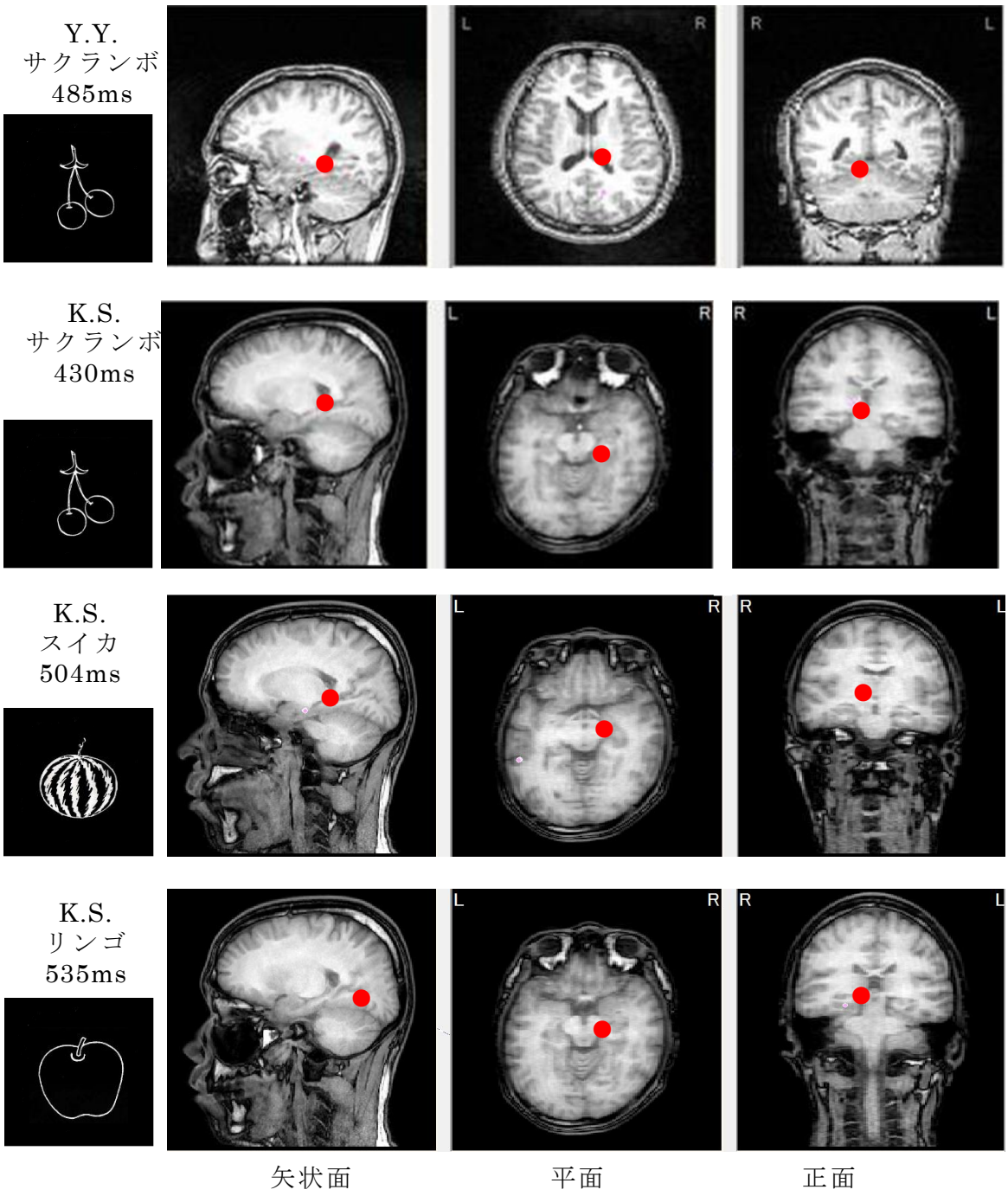


図 5.9　R ParaHip (3) で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

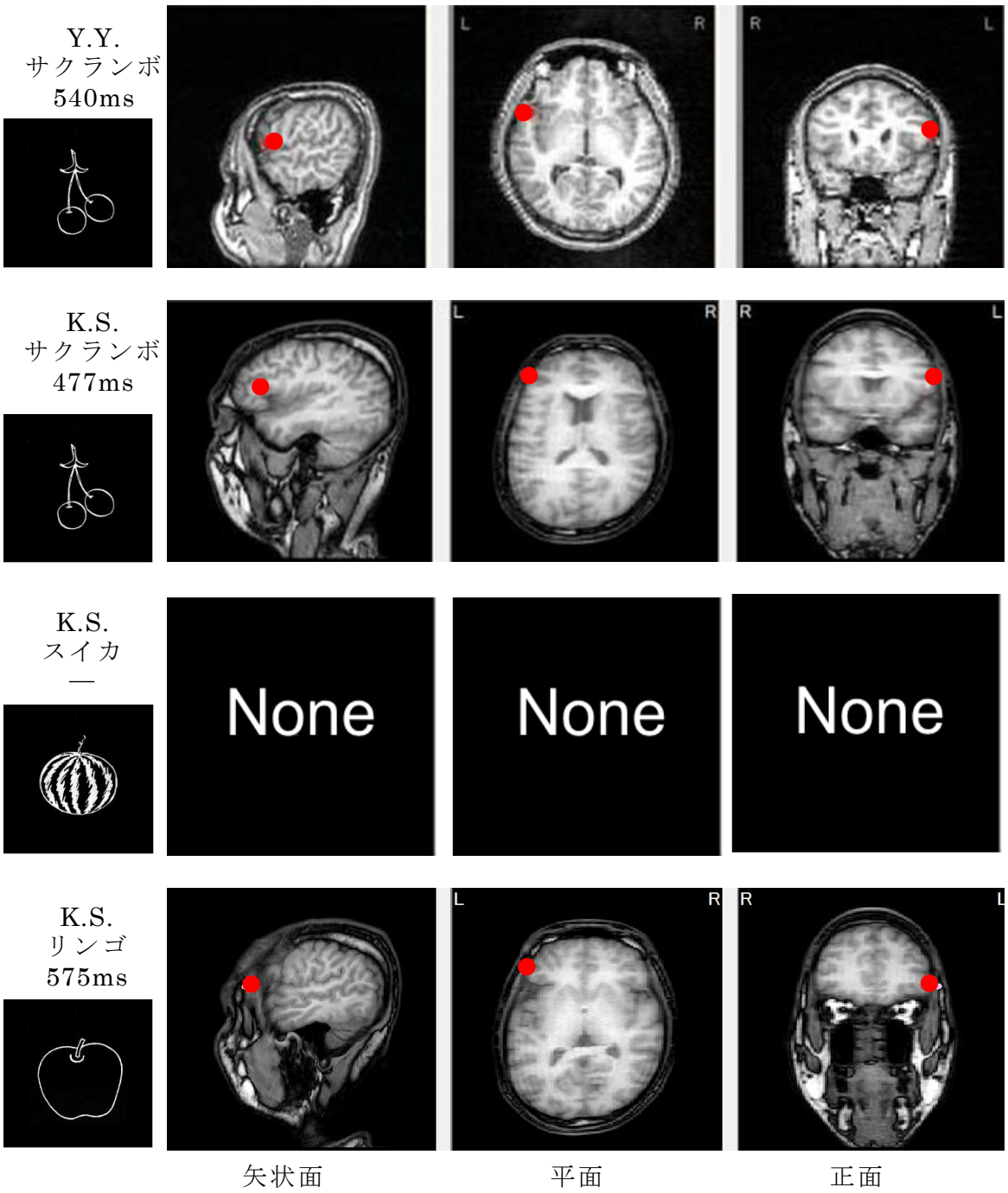
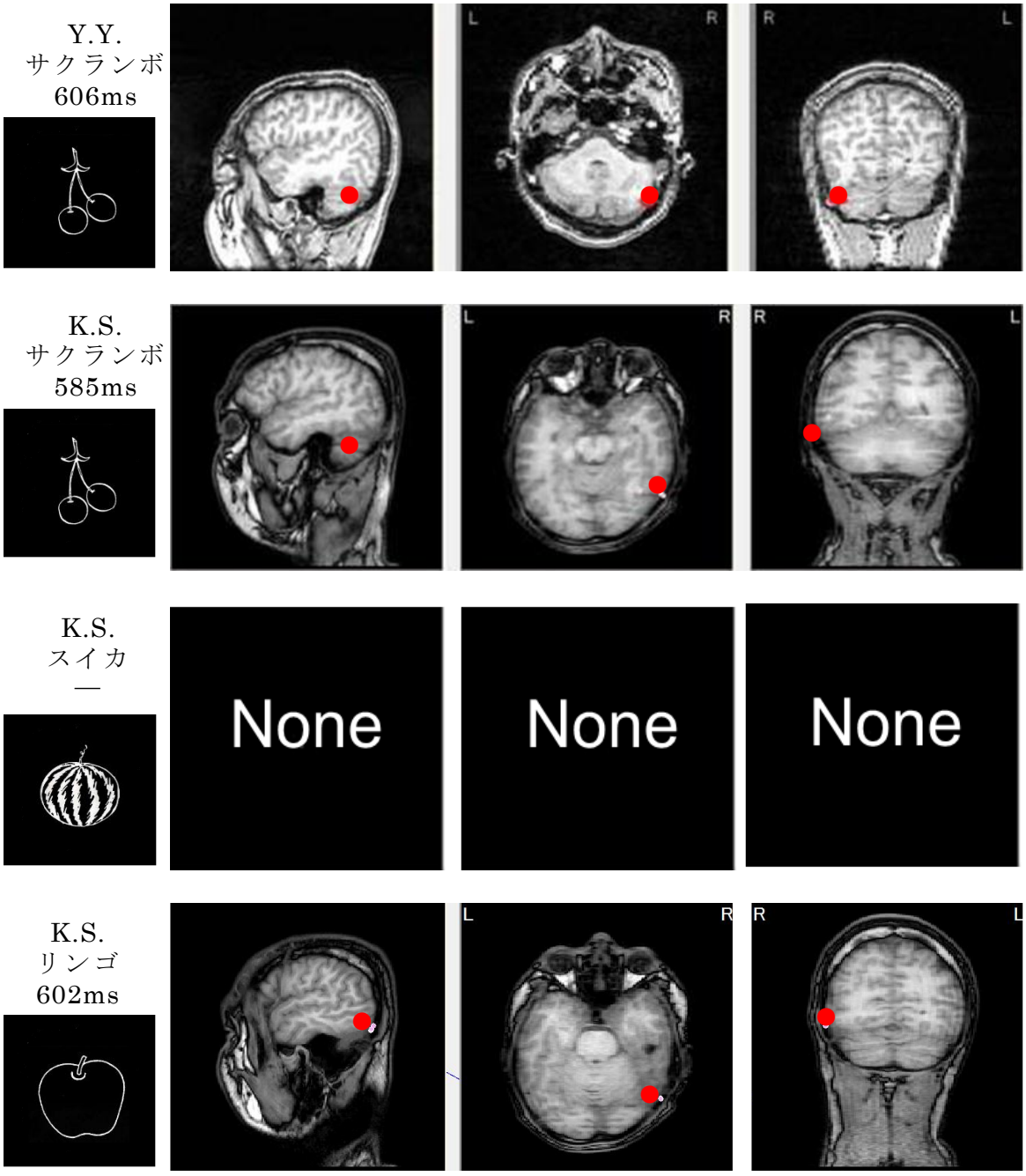


図 5.10　Broca 野（2）で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）



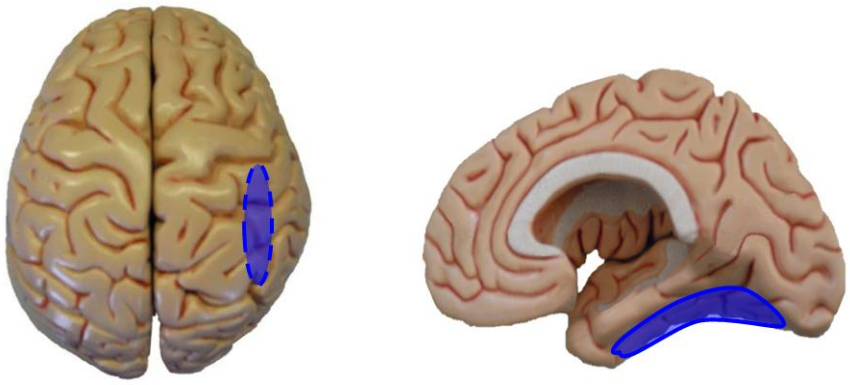


図 5.11　R FuG (2) で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

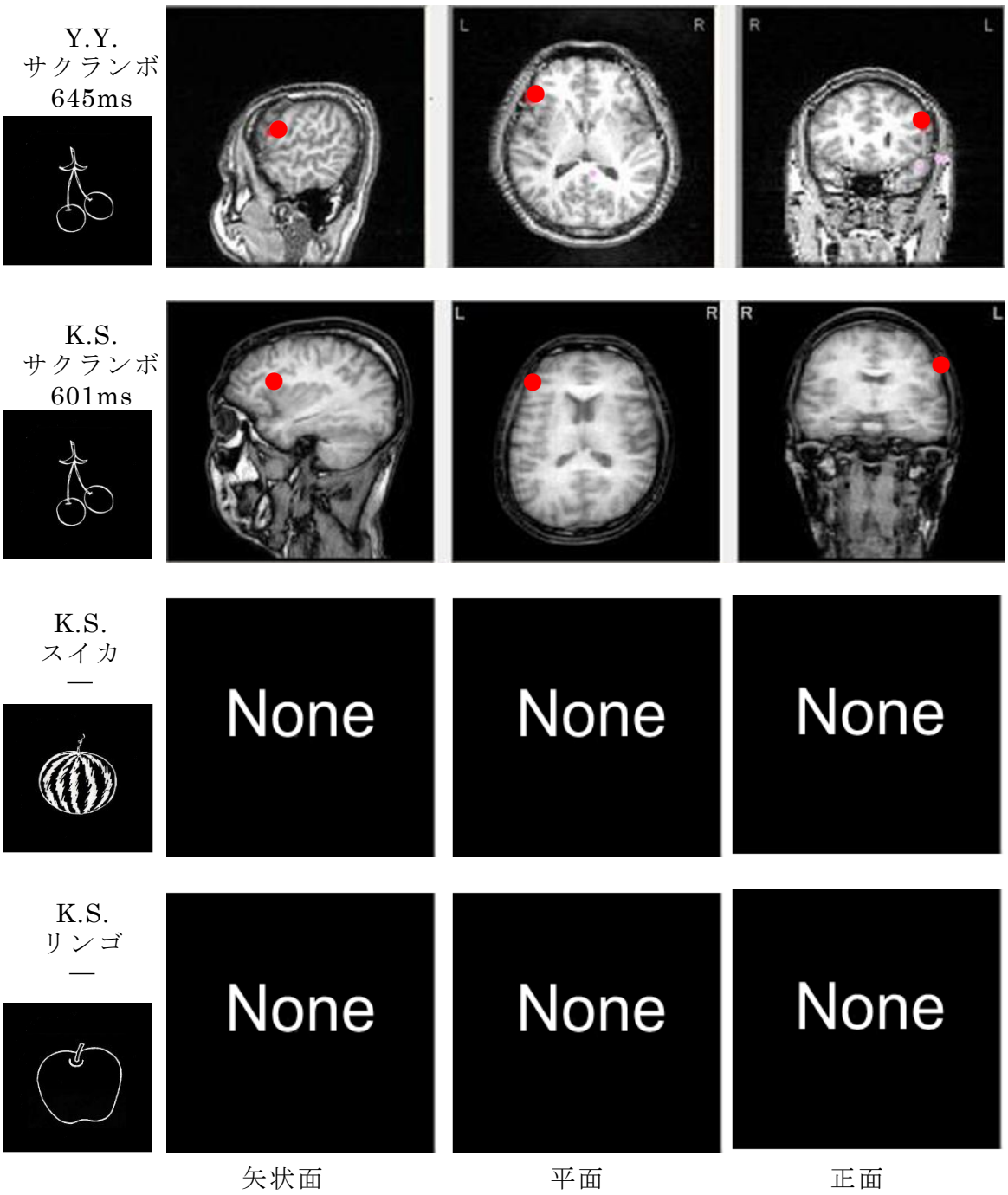
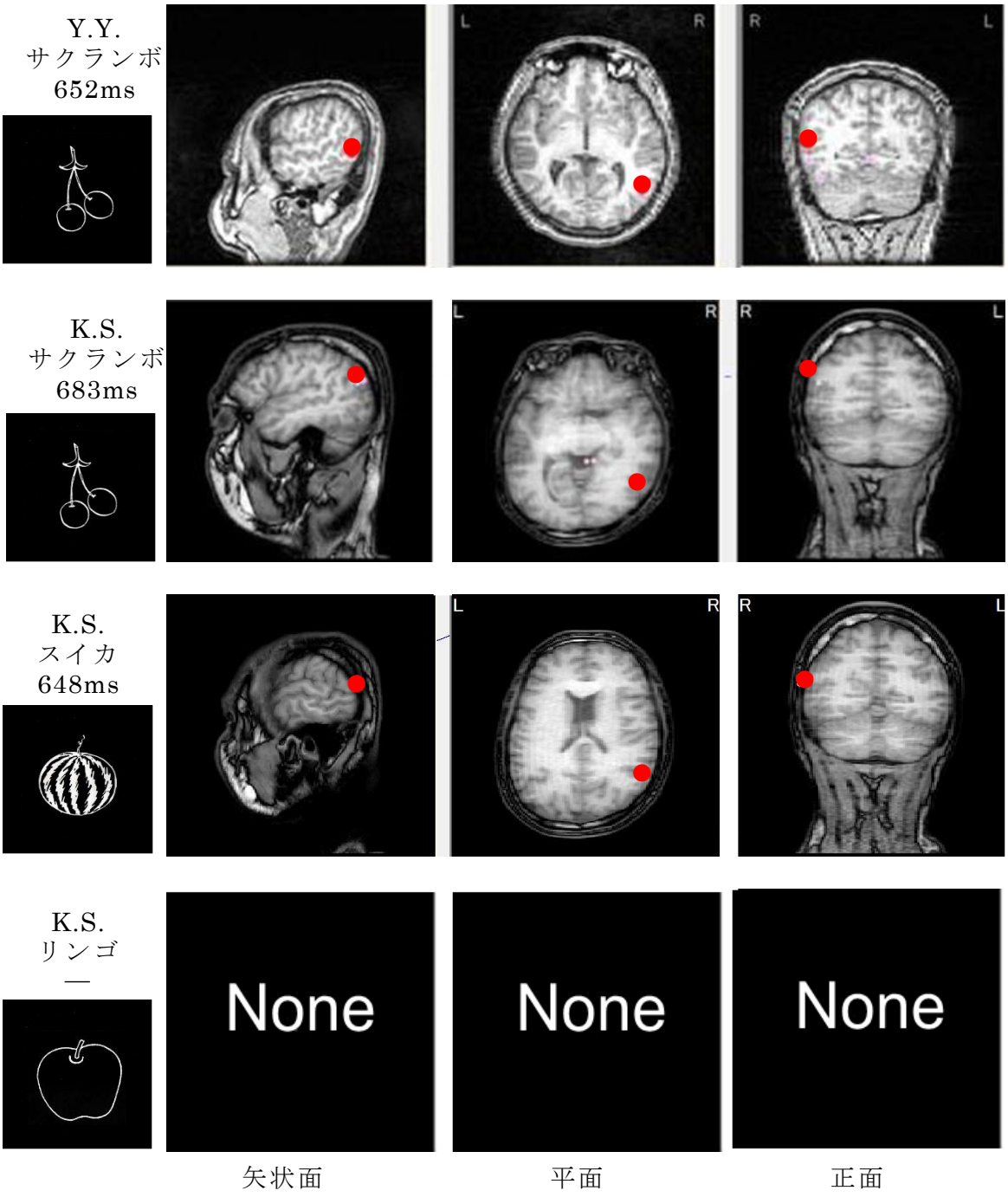


図 5.12　Broca 野（3）で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）



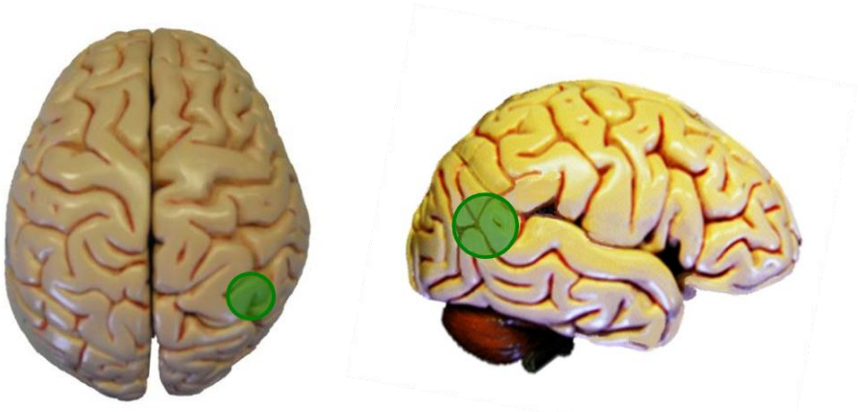


図 5.13　R AnG で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

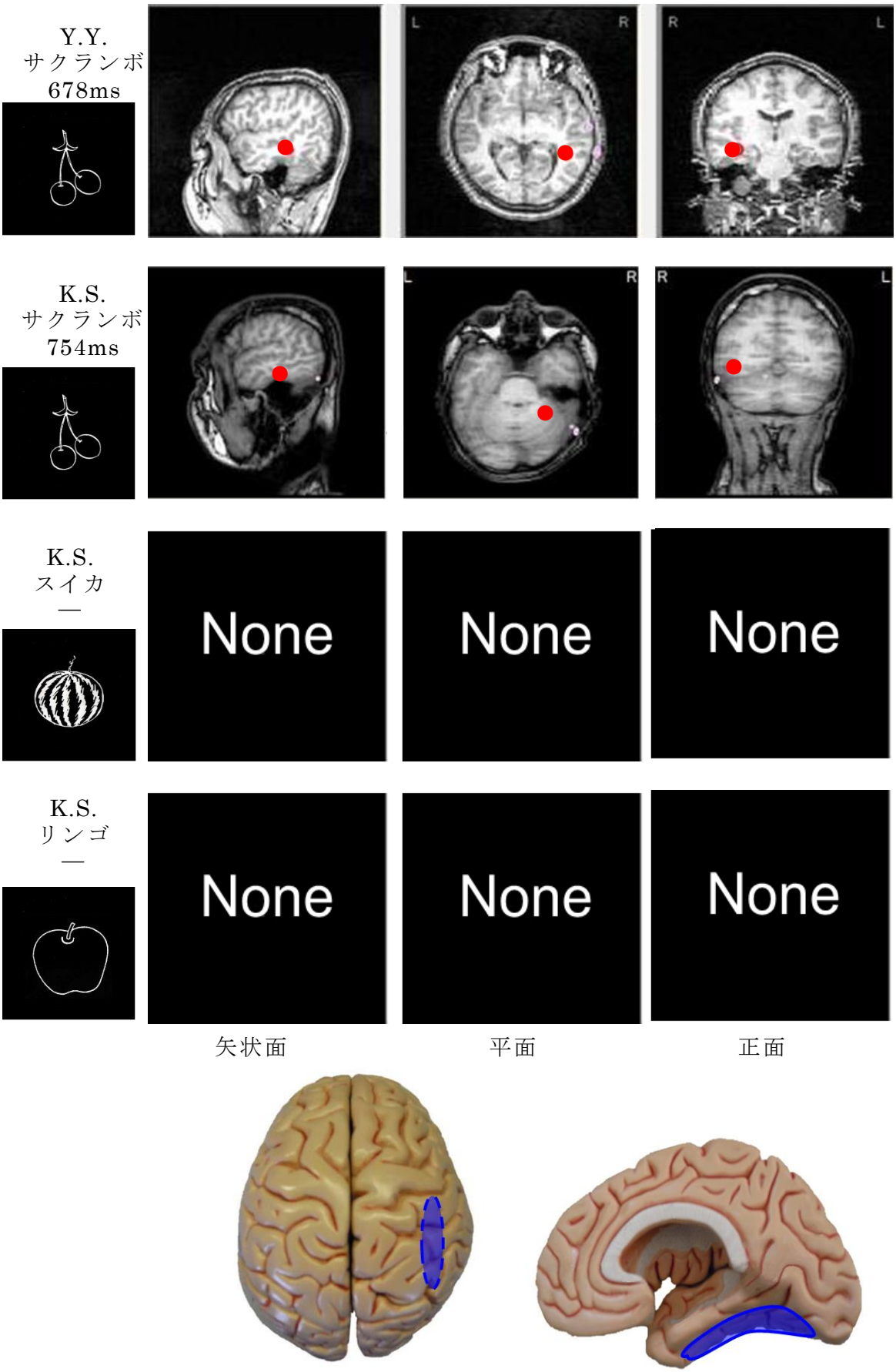


図 5.14　R FuG (3) で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

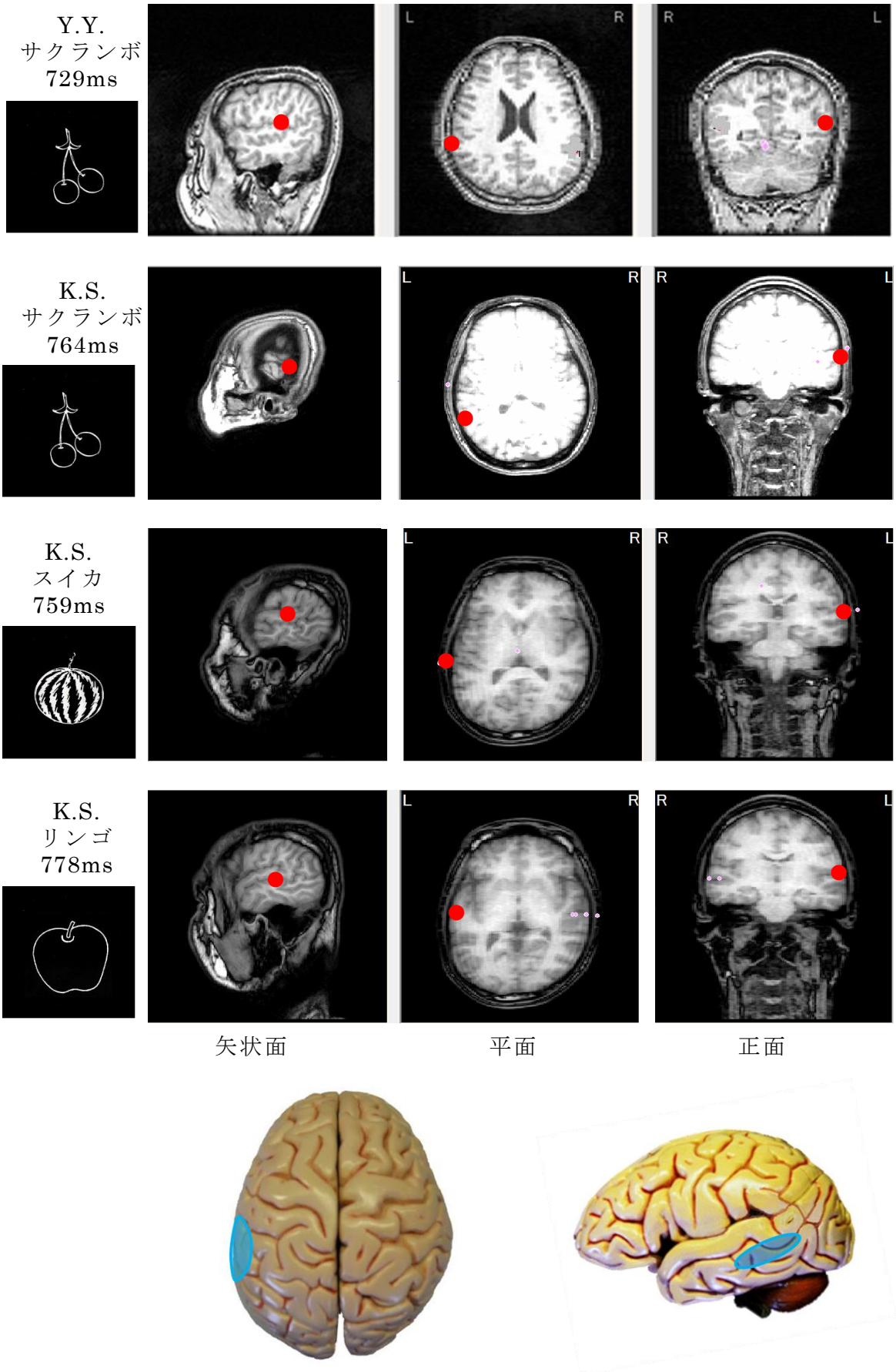


図 5.15　Wernicke 野で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

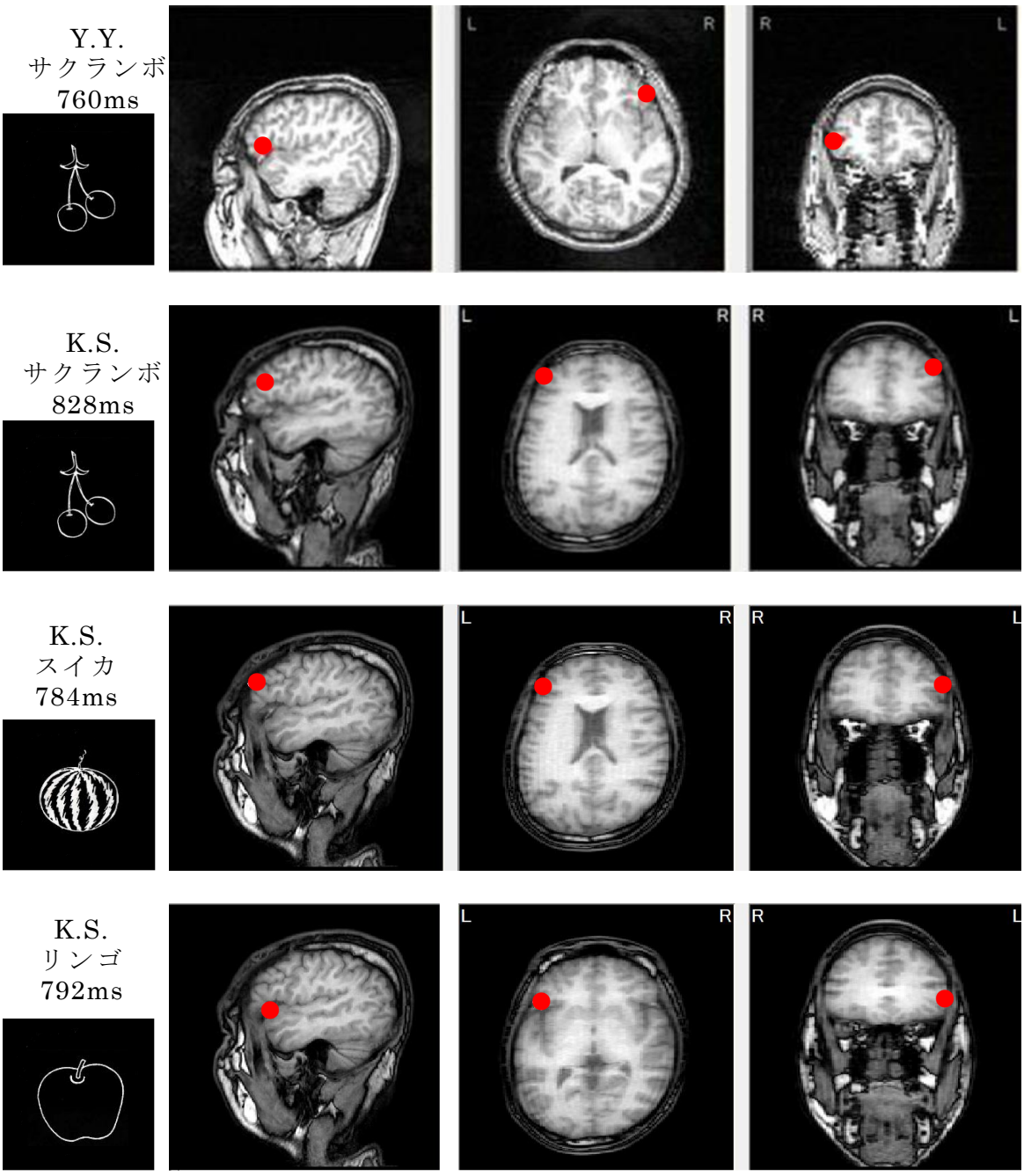
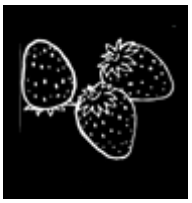


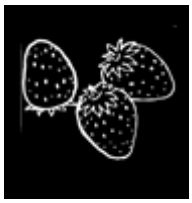
図 5.16　Broca 野（4）で推定された ECD（サクランボ，スイカ，リンゴ）

次に，視覚刺激がイチゴ画像の場合についての解析結果である．

被験者 H.T.と被験者 Y.K.では一部分推定された脳内活動経路が異なるため，表については解析結果を分けて提示する．図については推定部位ごとに一緒に提示する．したがって，Y.K.の経時的脳内活動順序と図の順序が図 5.27 と図 5.28 で逆転していることに注意されたい．

表 5.2　被験者の ECD 推定部位とその潜時（イチゴ）[ms]

被験者	H.T.
	イチゴ
提示画像	
V1	122
R TE	235
R ParaHip	298
R FuG	302
Broca	337
R ParaHip	342
L Insula	355
R ParaHip	374
R FuG	427
R AnG	583
Broca	592
R FuG	614
Wernicke	655
Broca	672

被験者	Y.K.
	イチゴ
提示画像	
V1	129
R TE	269
R ParaHip	300
R FuG	318
Broca	399
R ParaHip	456
L Insula	473
R ParaHip	493
Broca	508
R FuG	545
Broca	585
R AnG	699
R FuG	734
Wernicke	787
Broca	813

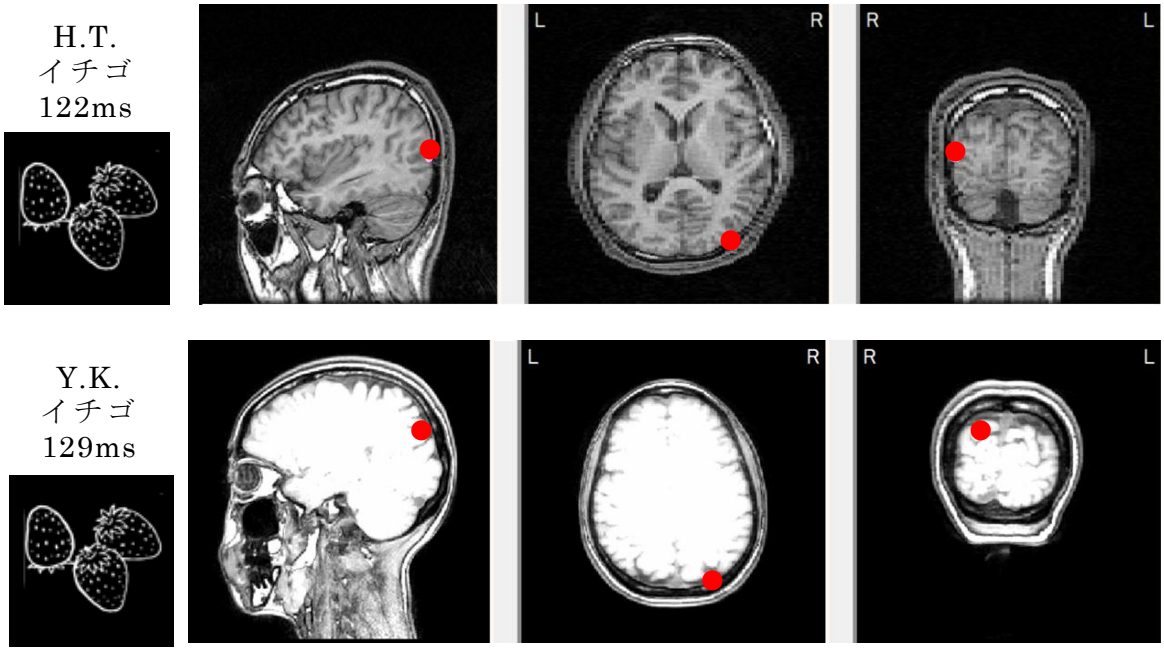
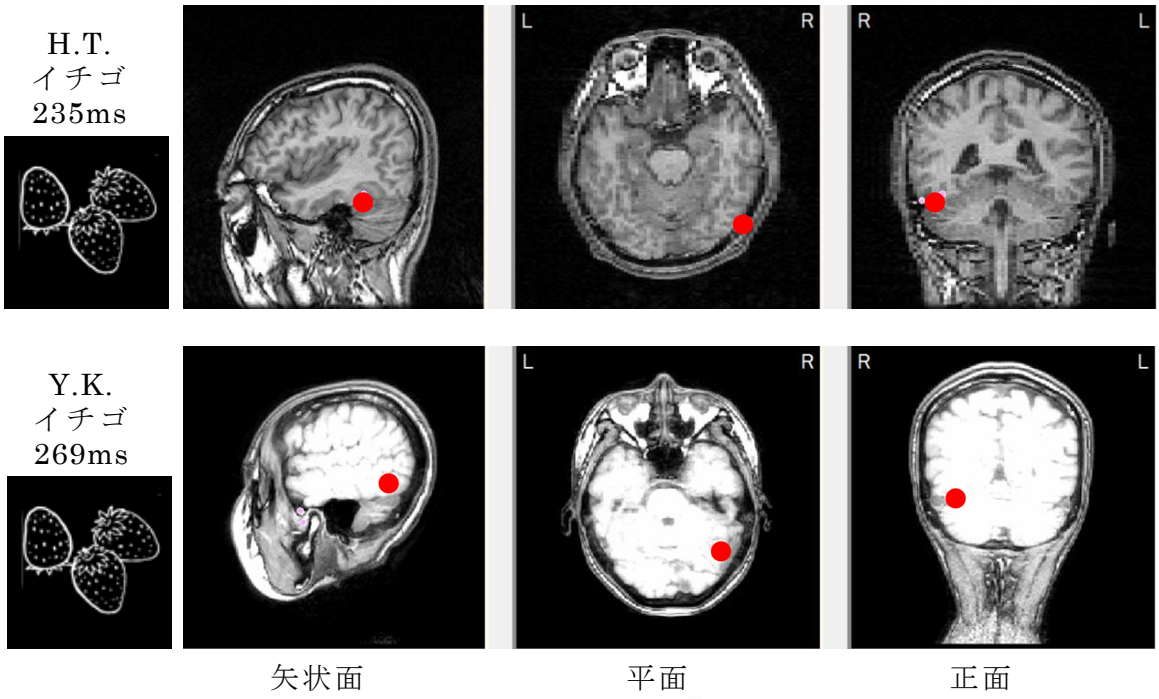


図 5.17　V1 で推定された ECD（イチゴ）



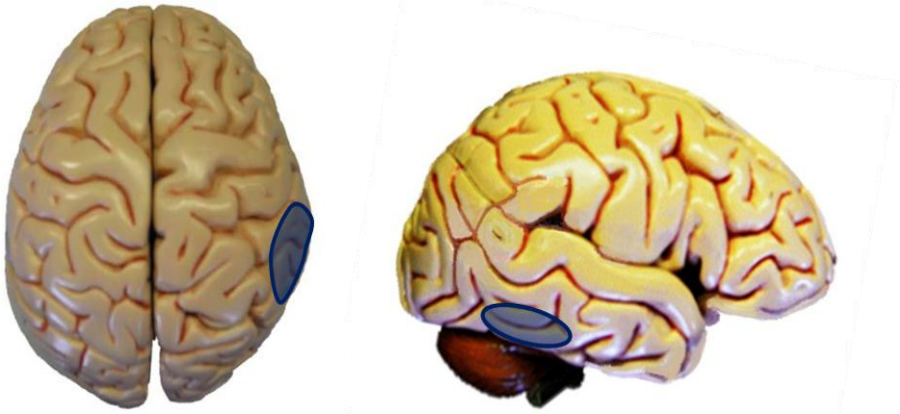
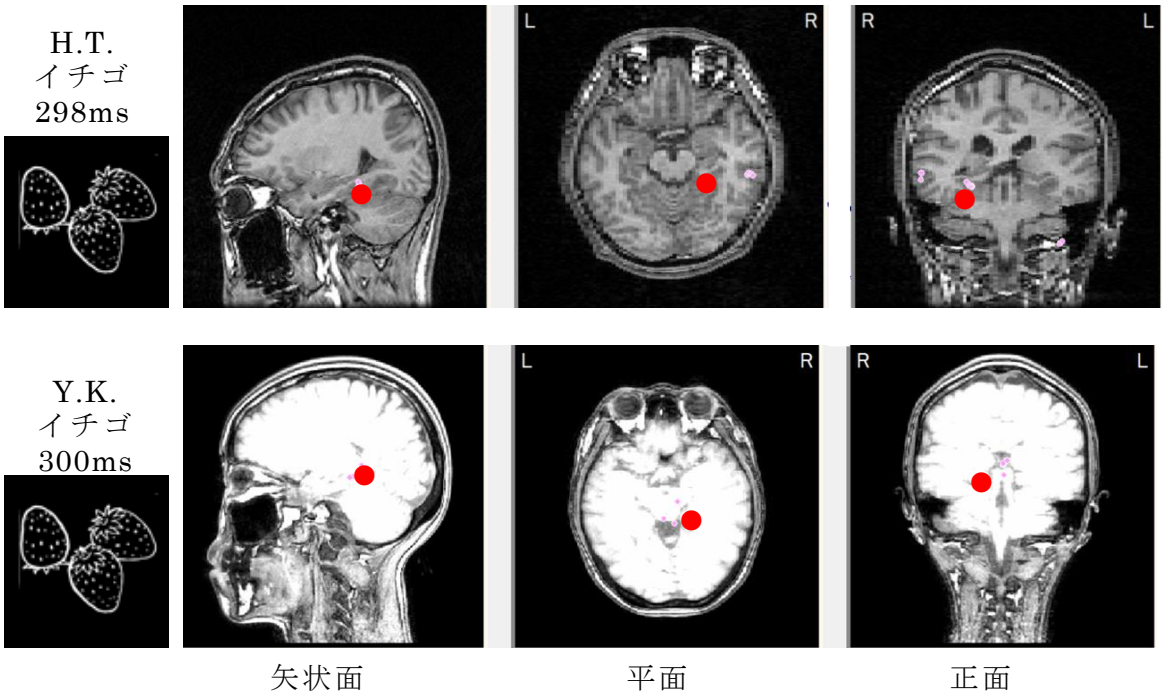


図 5.18　R TE で推定された ECD（イチゴ）



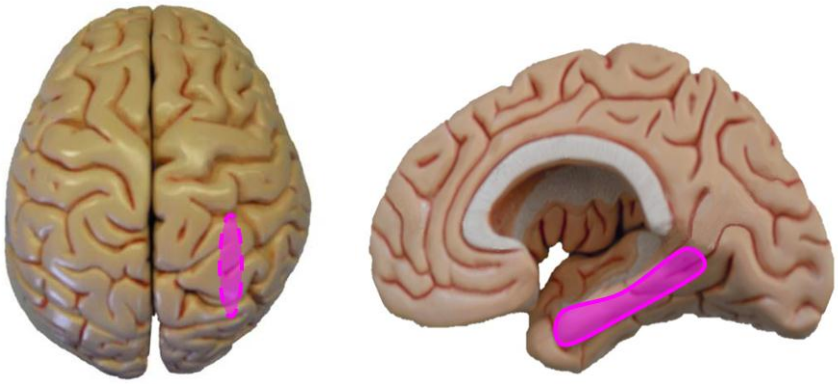
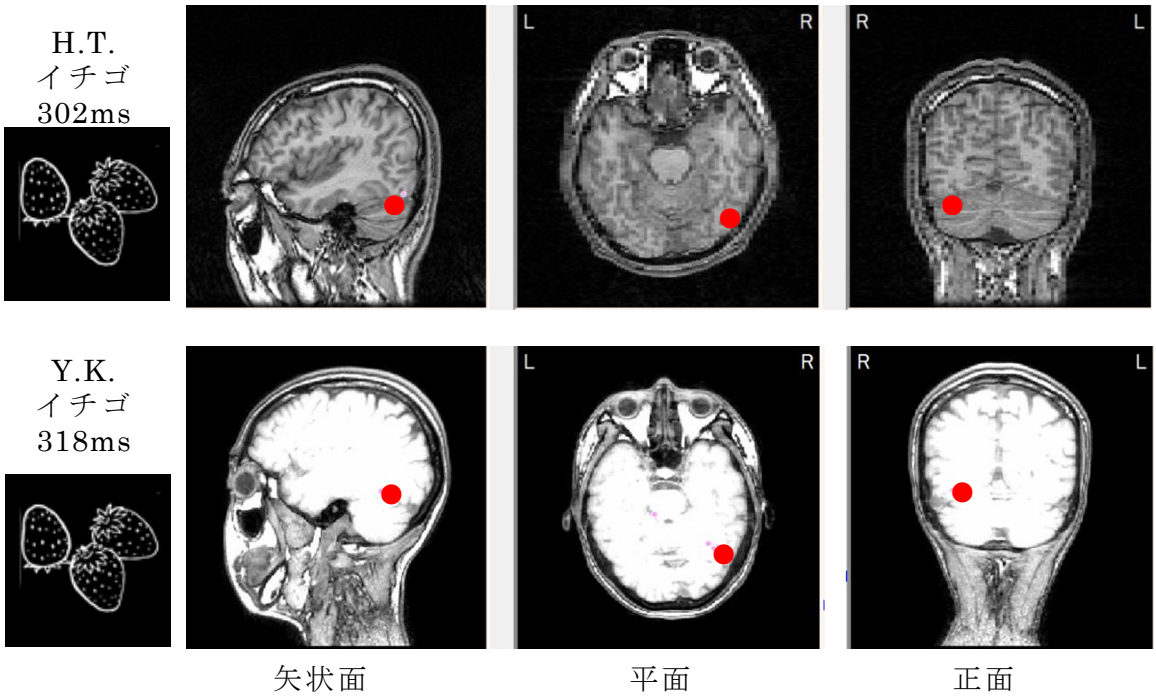


図 5.19　R ParaHip (1) で推定された ECD（イチゴ）



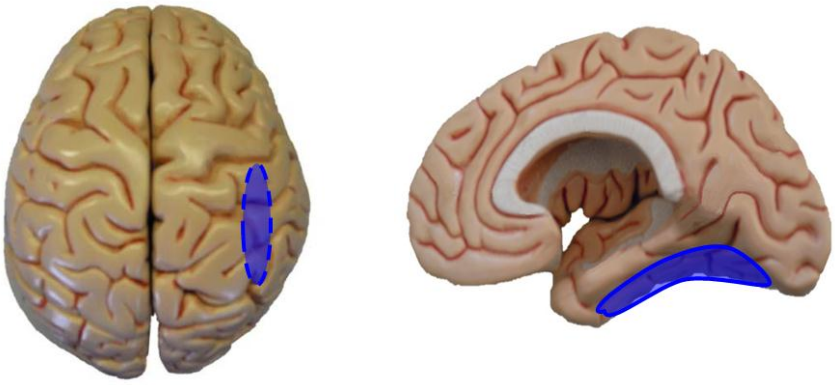


図 5.20　R FuG (1) で推定された ECD（イチゴ）

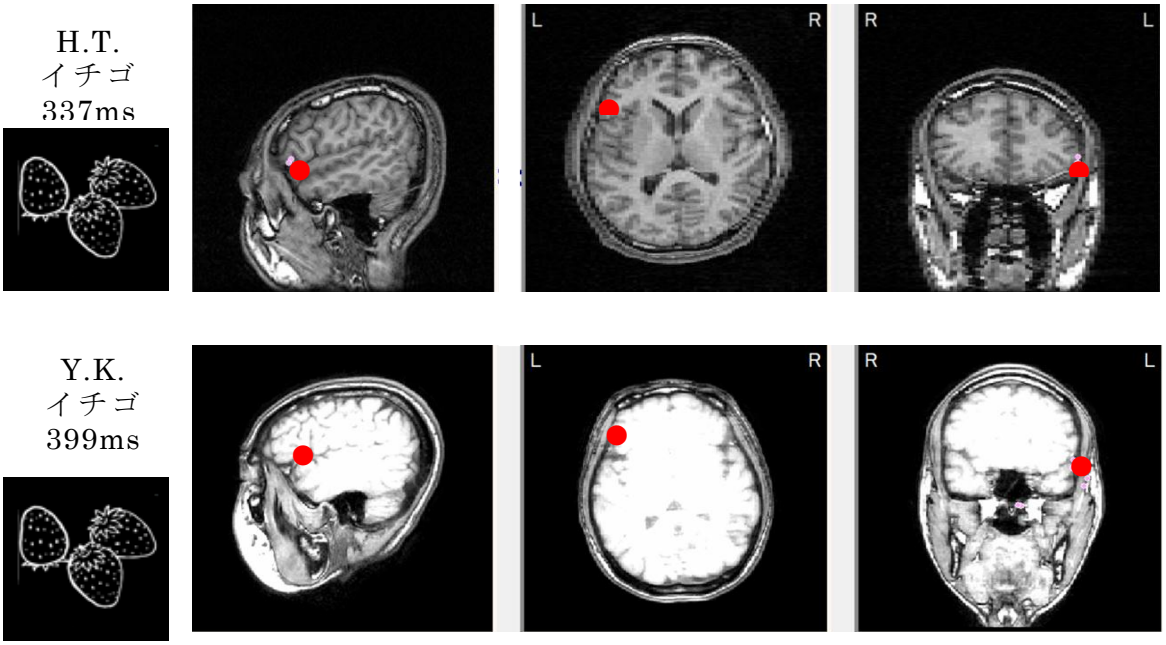


図 5.21　Broca 野（1）で推定された ECD（イチゴ）

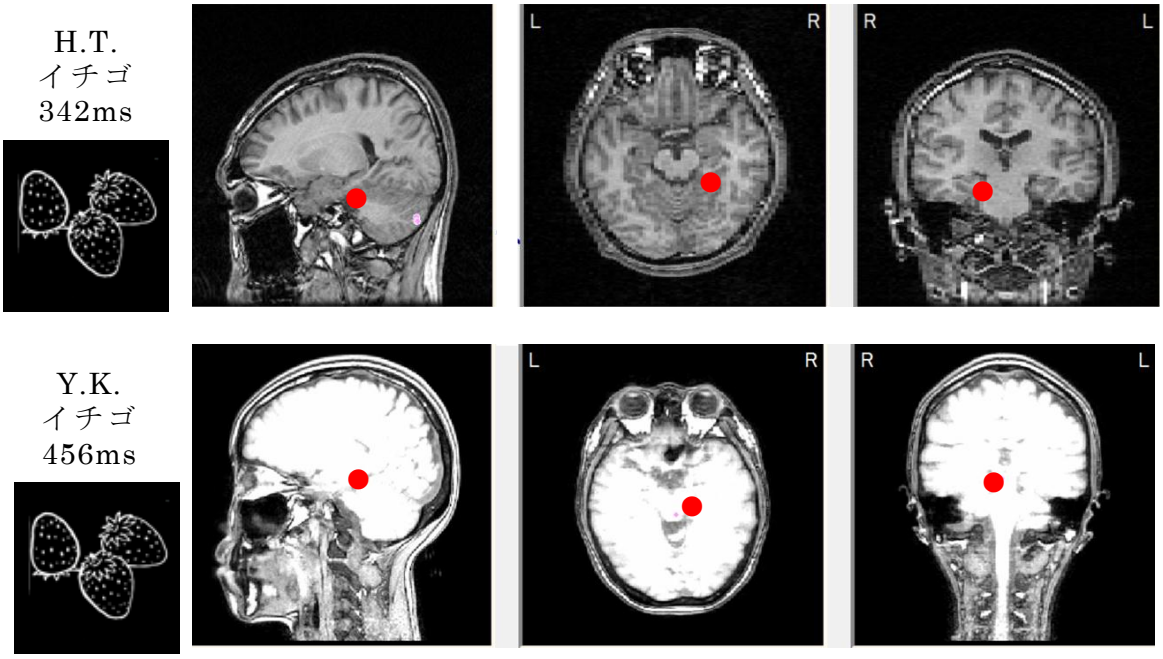
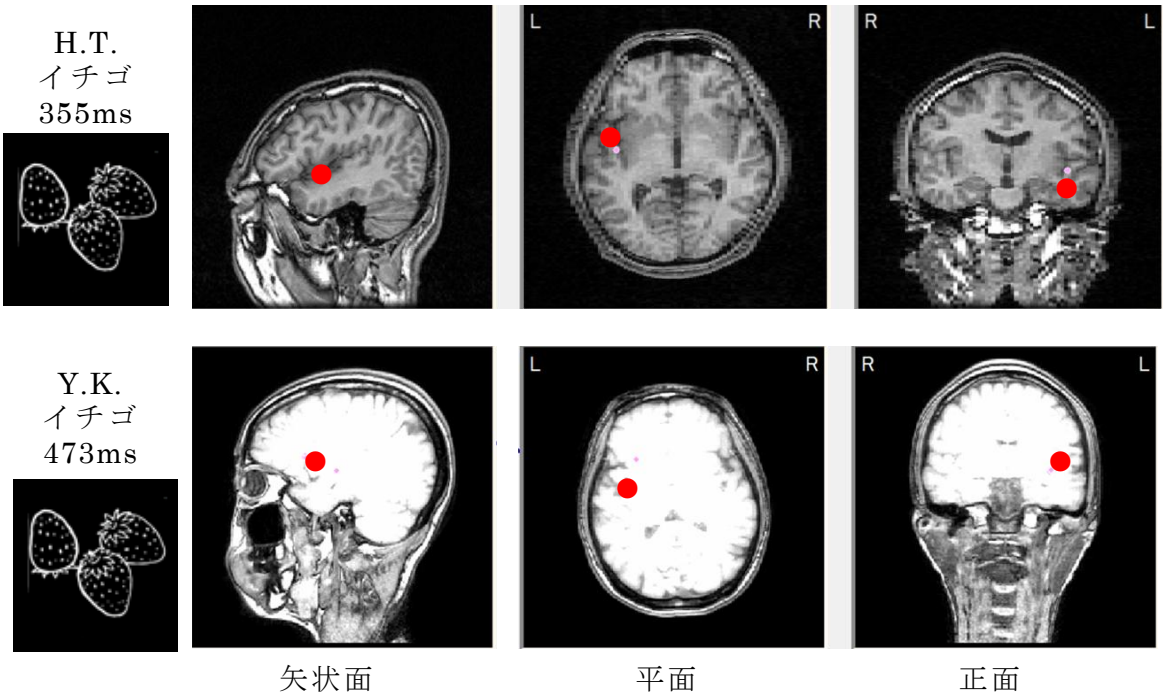


図 5.22　R ParaHip (2) で推定された ECD（イチゴ）



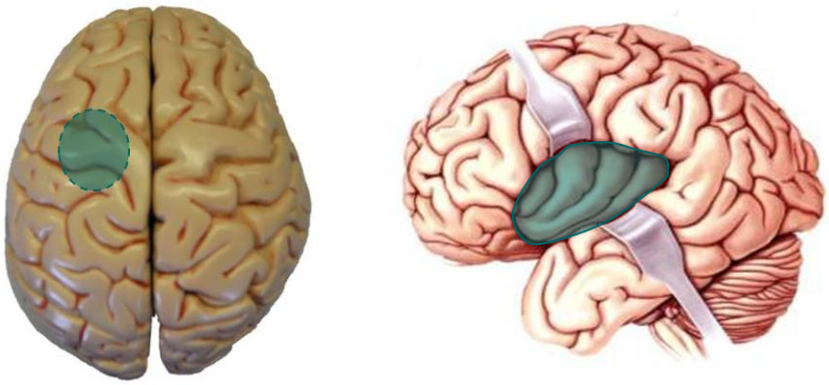
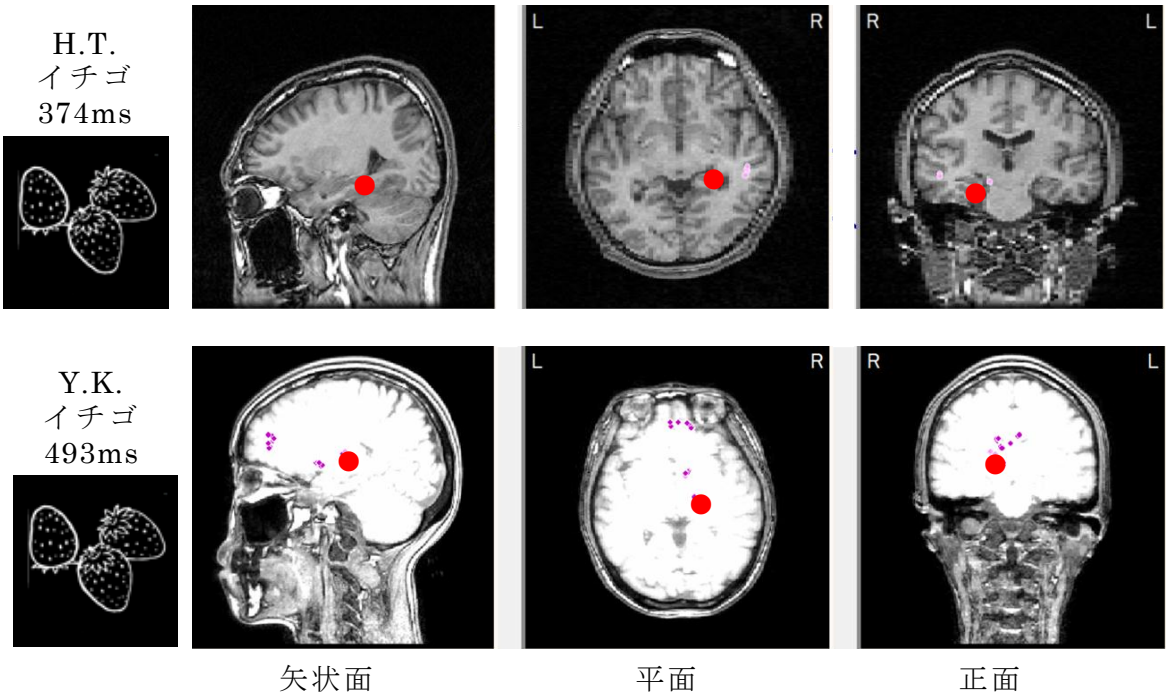


図 5.23　L Insula で推定された ECD（イチゴ）



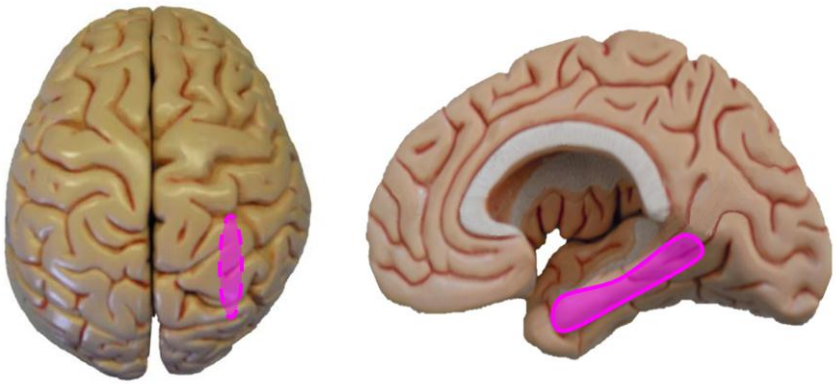


図 5.24　R ParaHip (3) で推定された ECD（イチゴ）

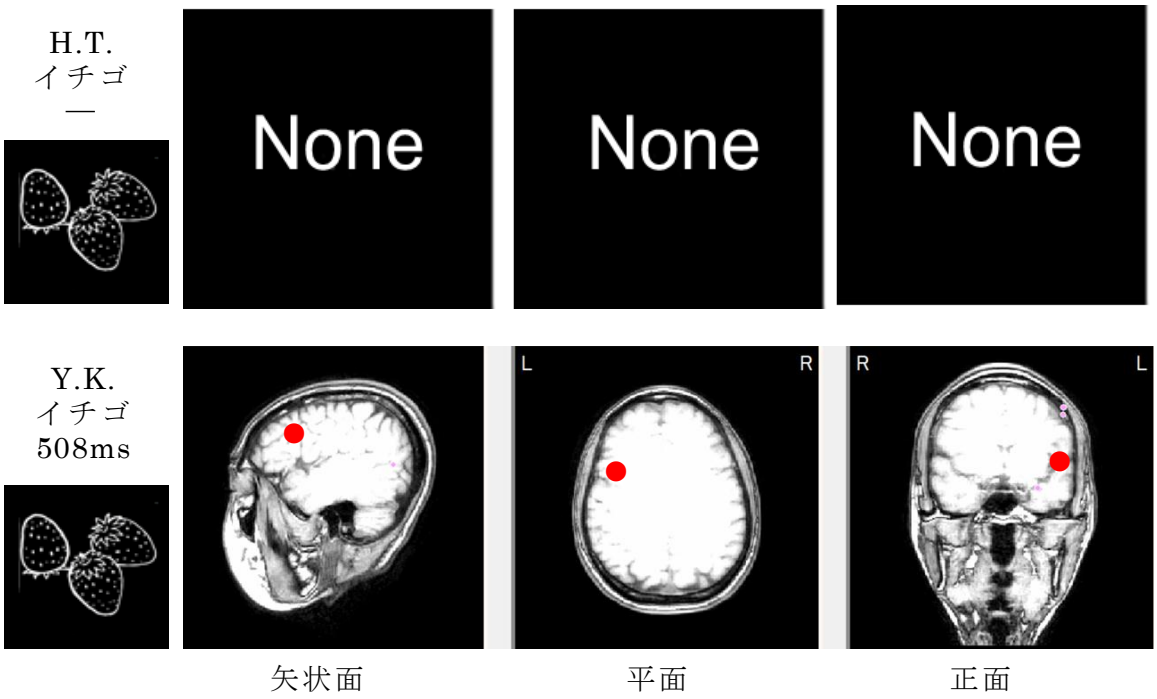
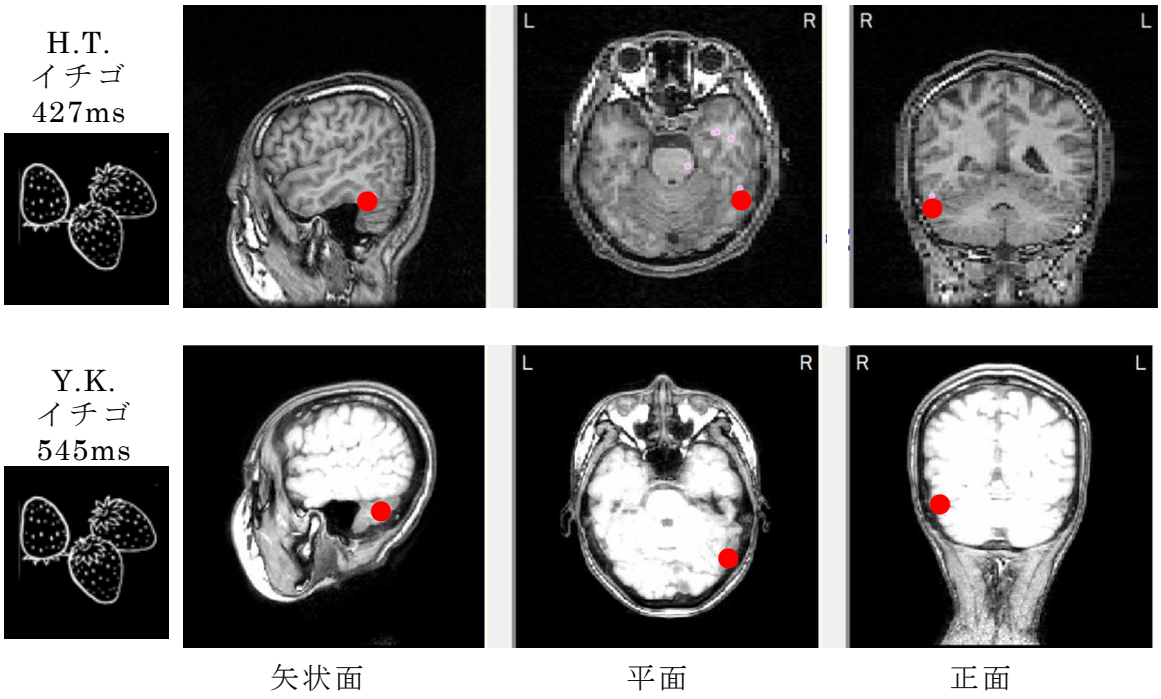


図 5.25　Broca 野（2）で推定された ECD（イチゴ）



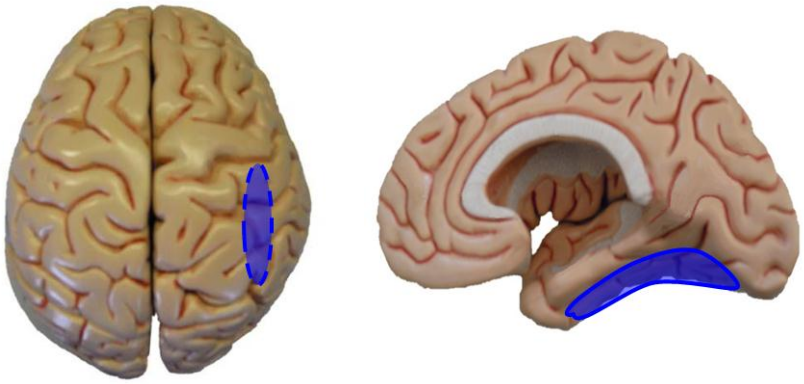
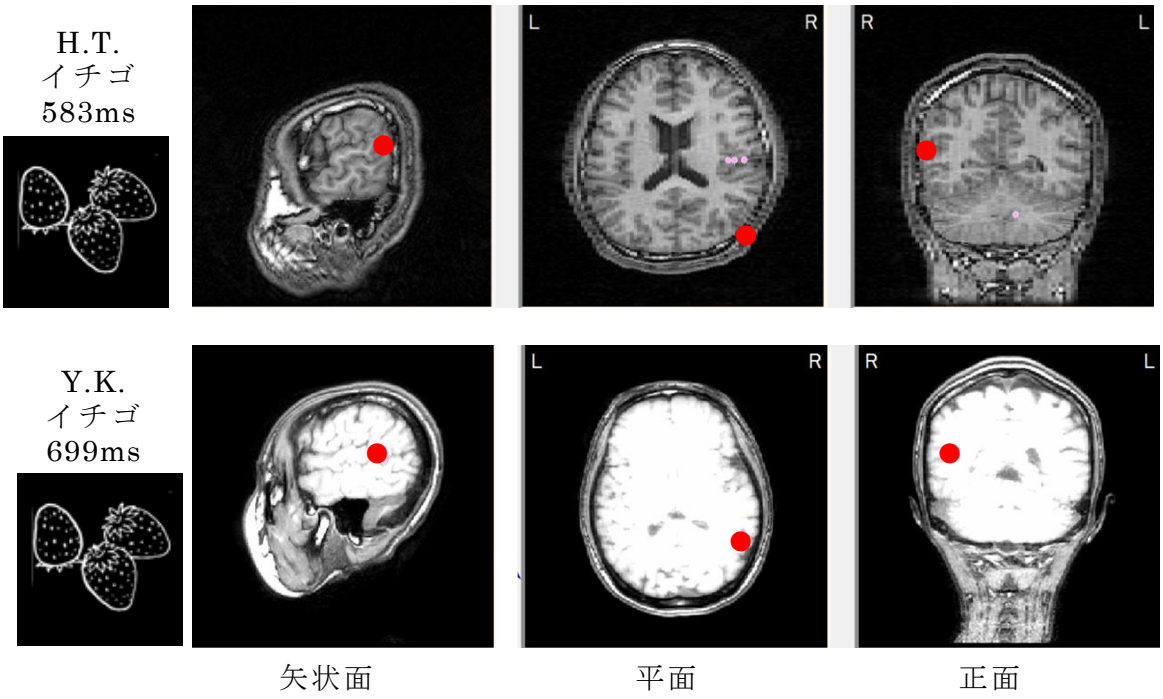


図 5.26　R FuG (2) で推定された ECD（イチゴ）



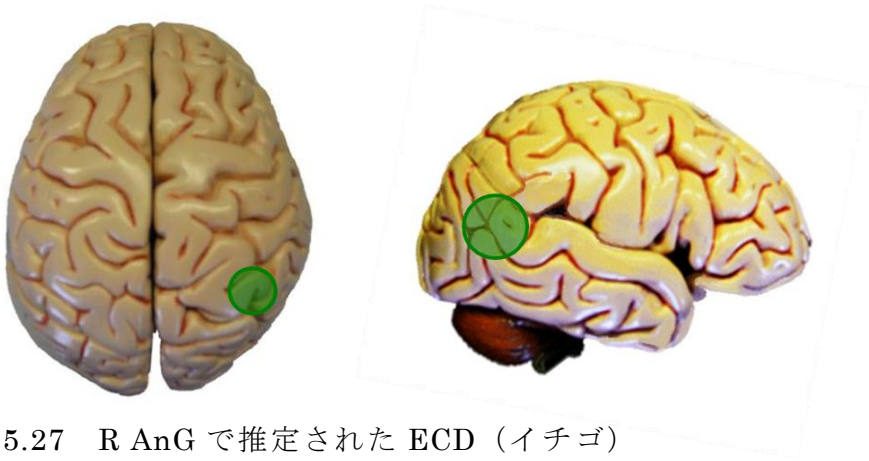


図 5.27　R AnG で推定された ECD（イチゴ）

Y.K.の経時的脳内活動順序と図の順序が図 5.27 と図 5.28 で逆転していることに注意.

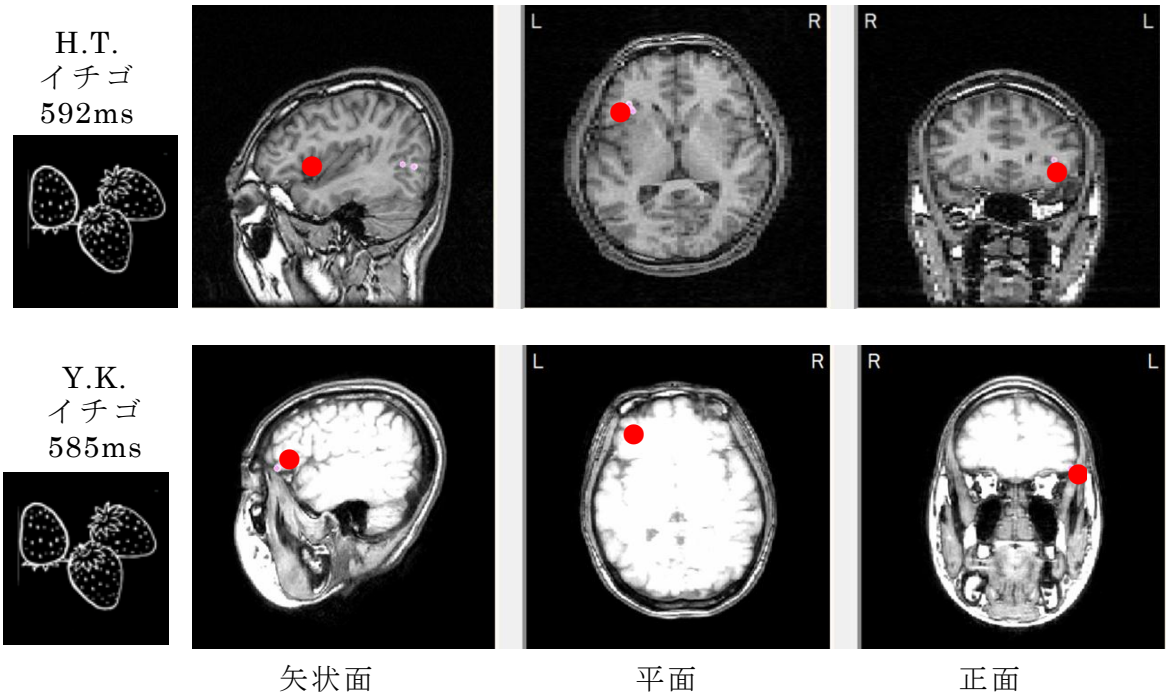
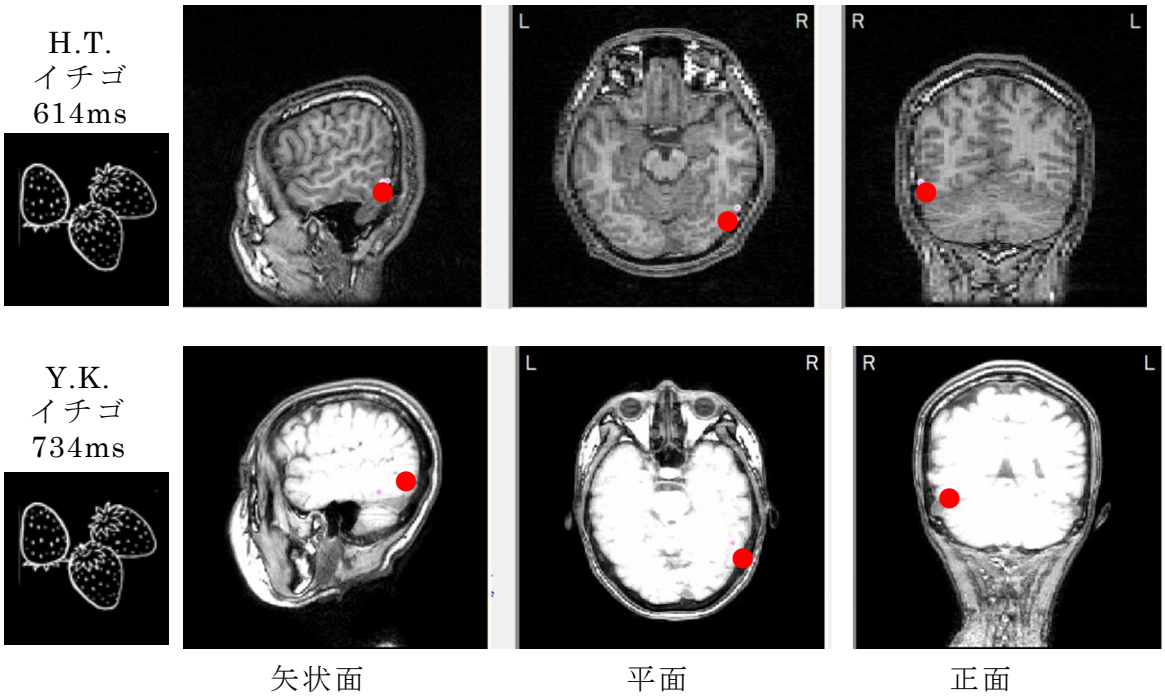


図 5.28　Broca 野（3）で推定された ECD（イチゴ）

Y.K.の経時的脳内活動順序と図の順序が図 5.27 と図 5.28 で逆転していることに注意.



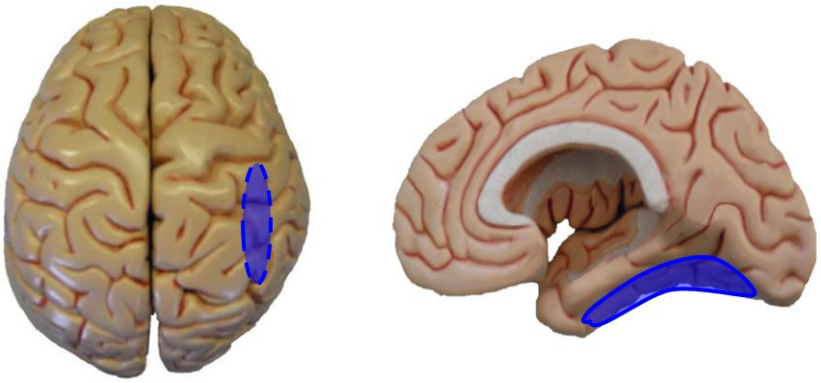


図 5.29　R FuG (3) で推定された ECD（イチゴ）

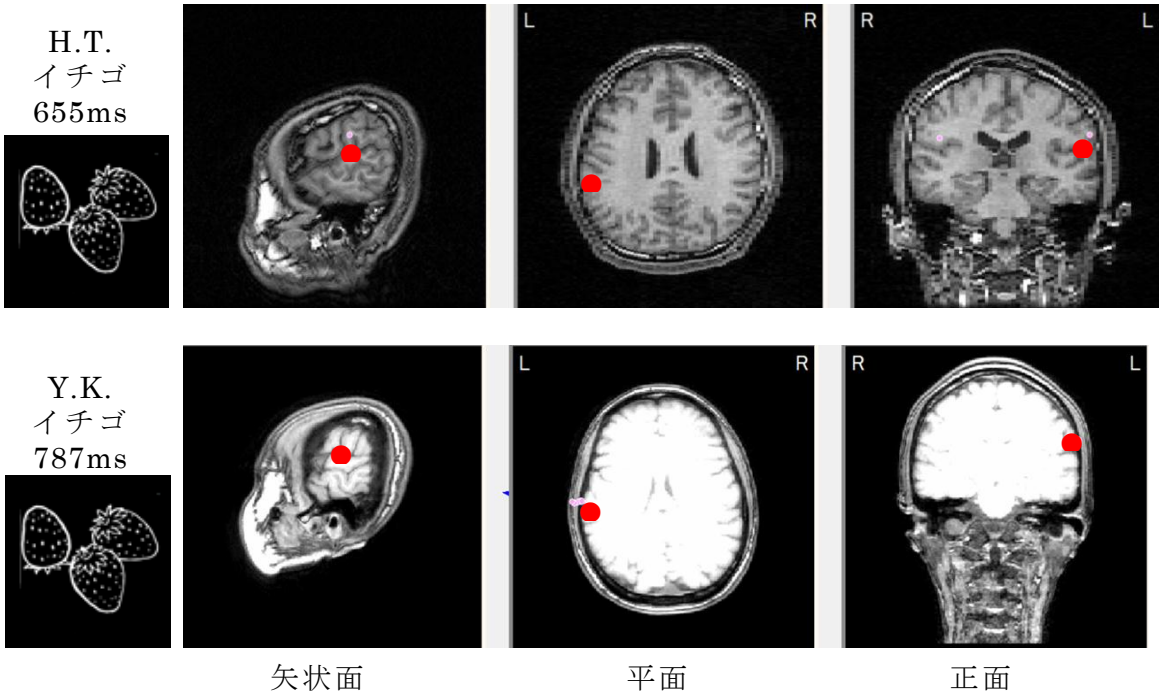


図 5.30　Wernicke 野で推定された ECD（イチゴ）

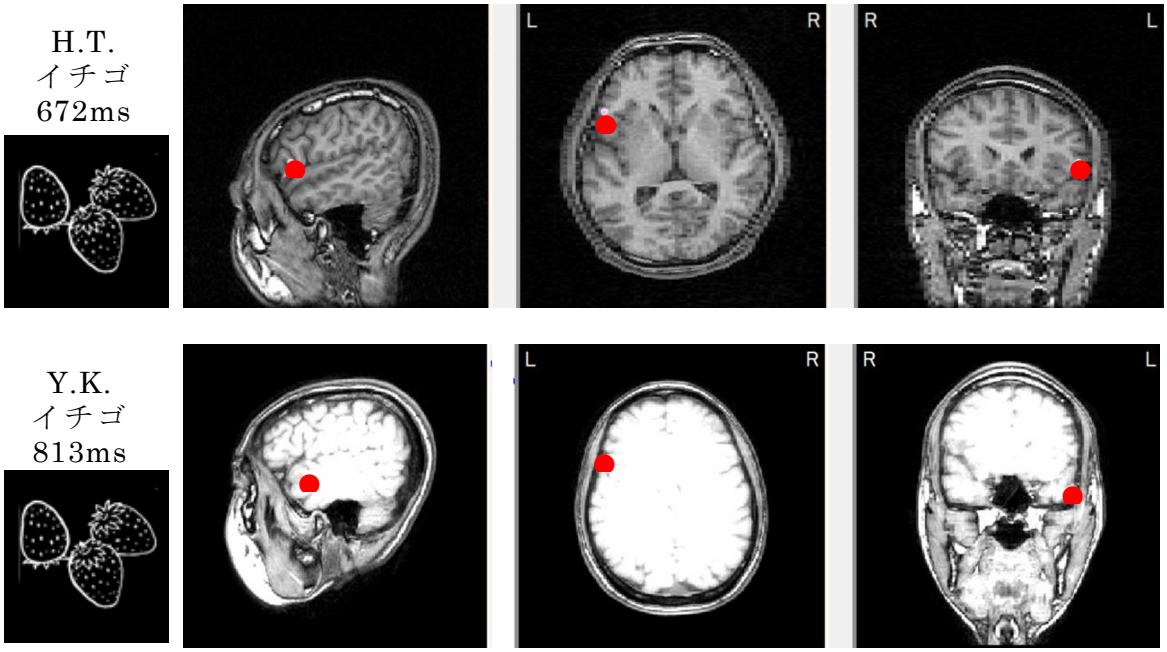
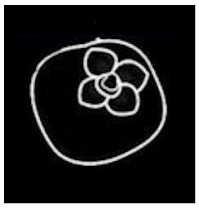


図 5.31　Broca 野（4）で推定された ECD（イチゴ）

比較のため先行研究における解析結果を参考にする．視覚刺激は 10 種類の果物画像であるが，ここではバナナ，カキの解析結果を引用する．被験者はバナナについては H.T.であり，カキについては Y.K.である．

まずは SynaCenterPro により推定された主な ECD とそれらが推定された潜時の関係を表 5.3 に示す．次に SynaCenterPro による脳内活動部位の推定結果の例を図 5.32，図 5.33 に示す．

表 5.3　被験者の ECD 推定部位とその潜時（先行研究バナナ，カキ）　[ms]

被験者	H.T.	Y.K.
	バナナ	カキ
提示画像		
V1	146	87
R TE	291	316
R ParaHip	387	384
R FuG	391	401
R ParaHip	401	416
Broca	436	512
L Insula	442	522
R ParaHip	508,534	548
Broca	569	×
R FuG	584	×
R AnG	626	×
R FuG	655	×
Wernicke	662 (R)	680 (R)
Broca	×	711

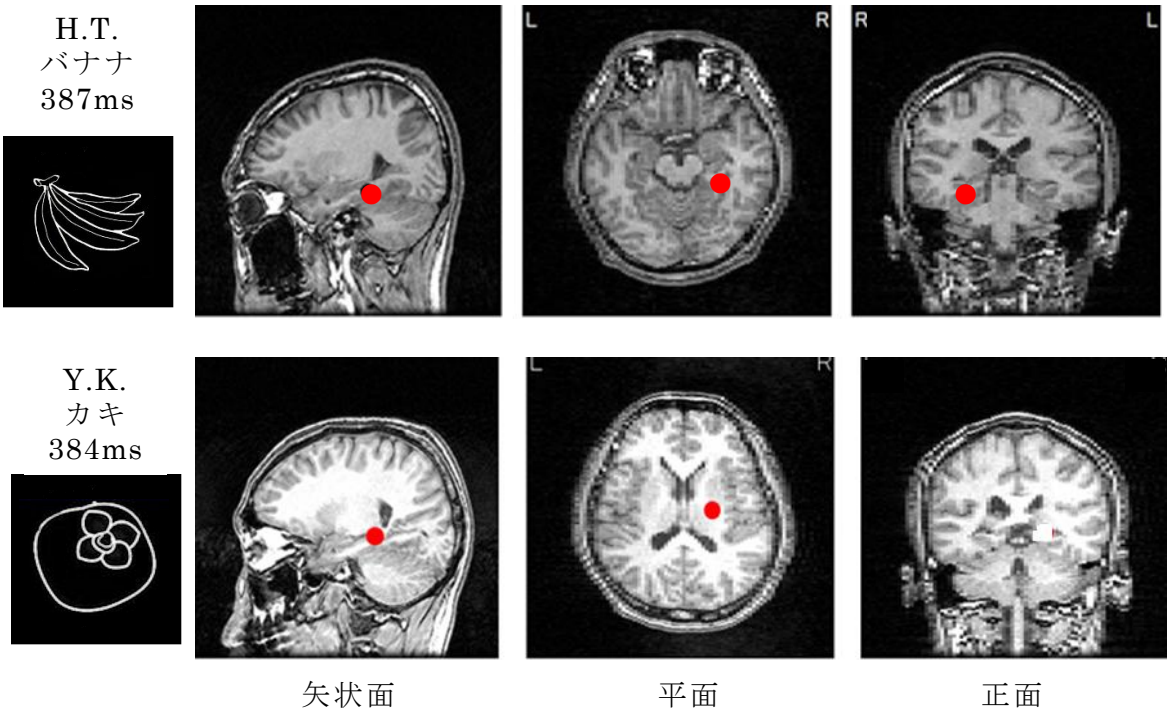


図 5.32　R ParaHip で推定された ECD（バナナ，カキ）

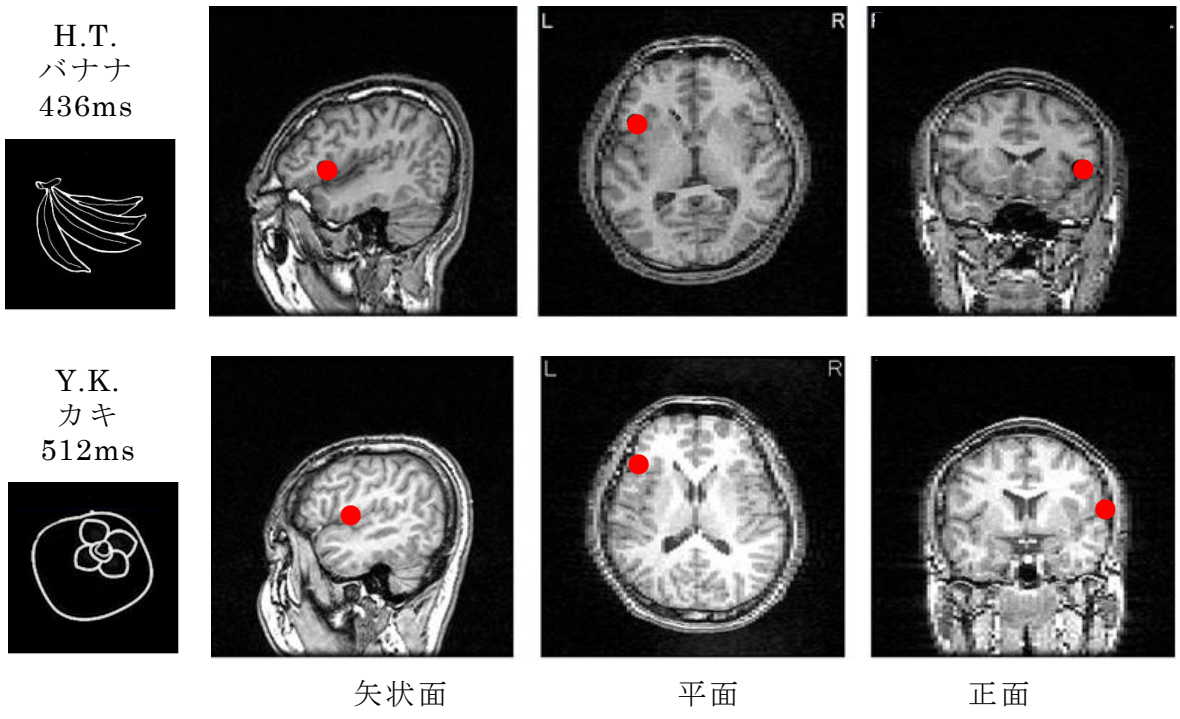


図 5.33　Broca 野で推定された ECD（バナナ，カキ）

５．４　脳内活動部位に関する比較検討

本節では提示画像が果物の場合の脳内活動部位について比較検討する．以下，図 5.34 に前半の経路における脳内活動経路，図 5.35 に後半の経路における脳内活動経路を示す．

被験者における，推定された ECD の部位と潜時の表（表 5.1）から，たとえば K.S. のサクランボ名称想起時の脳内活動経路について考える．言語の認知に関して前半および後半の経路が想定されている．このことより，

《前半の経路》

V1 → R TE → R ParaHip (1) → R FuG (1) → R ParaHip (2) → Broca 野（1）

を経る経路（図 5.34），そして，

《後半の経路》

Broca 野（1) → L Insula → R ParaHip (3) → Broca 野（2)
→ R FuG (2) → Broca 野（3)
→ R AnG → R FuG (2) → Wernicke 野 → Broca 野（4)

を経る経路（図 5.35）が確認できた．

ここでは便宜的に一次視覚野から Broca 野(1) までの経路を前半の経路，それ以降の経路を後半の経路としている．

なお，同様の経路が他の果物名称想起時（図 5.34，図 5.35）にも確認できる．

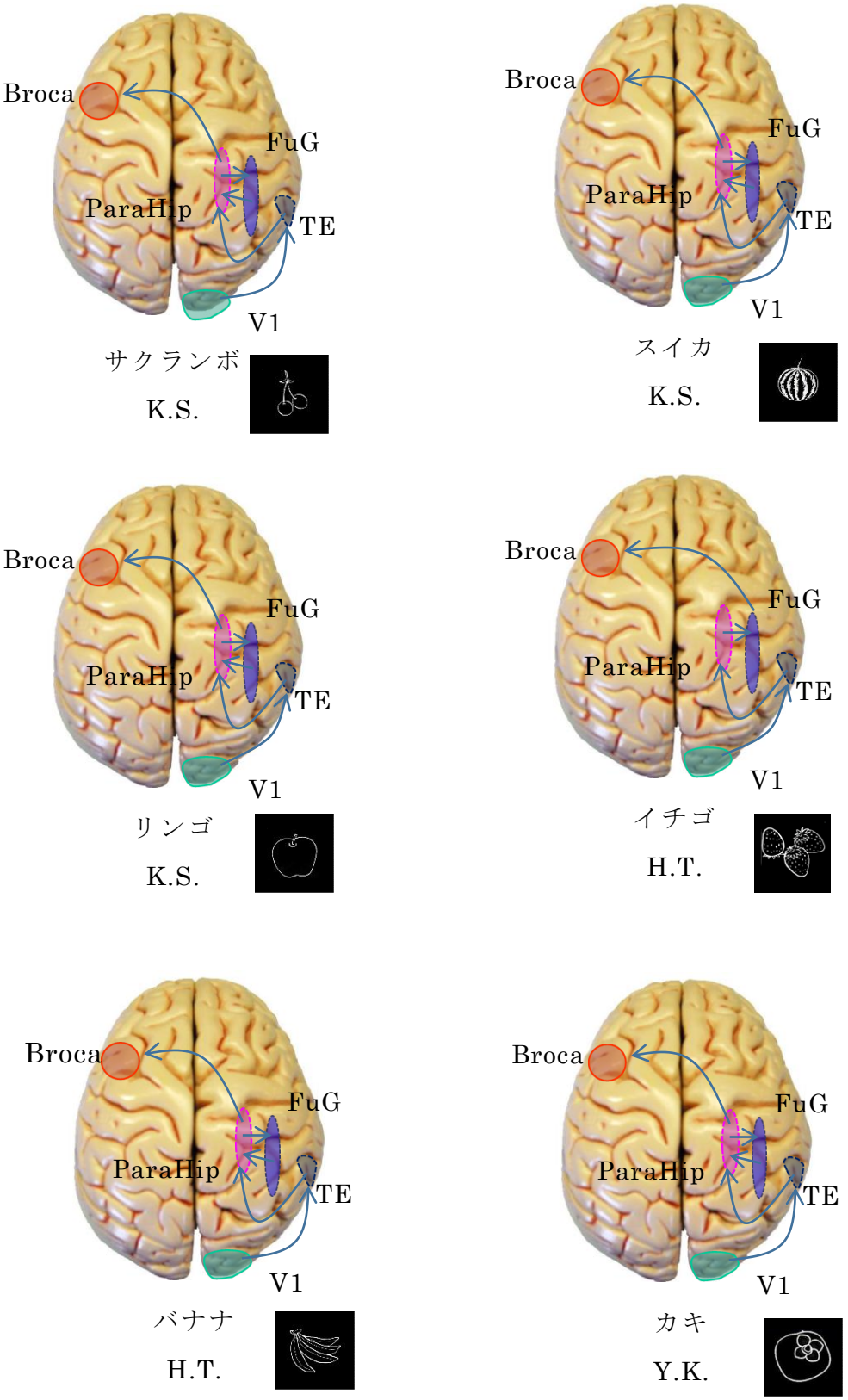


図 5.34　果物画像における脳内活動部位に関する比較検討（前半の経路）

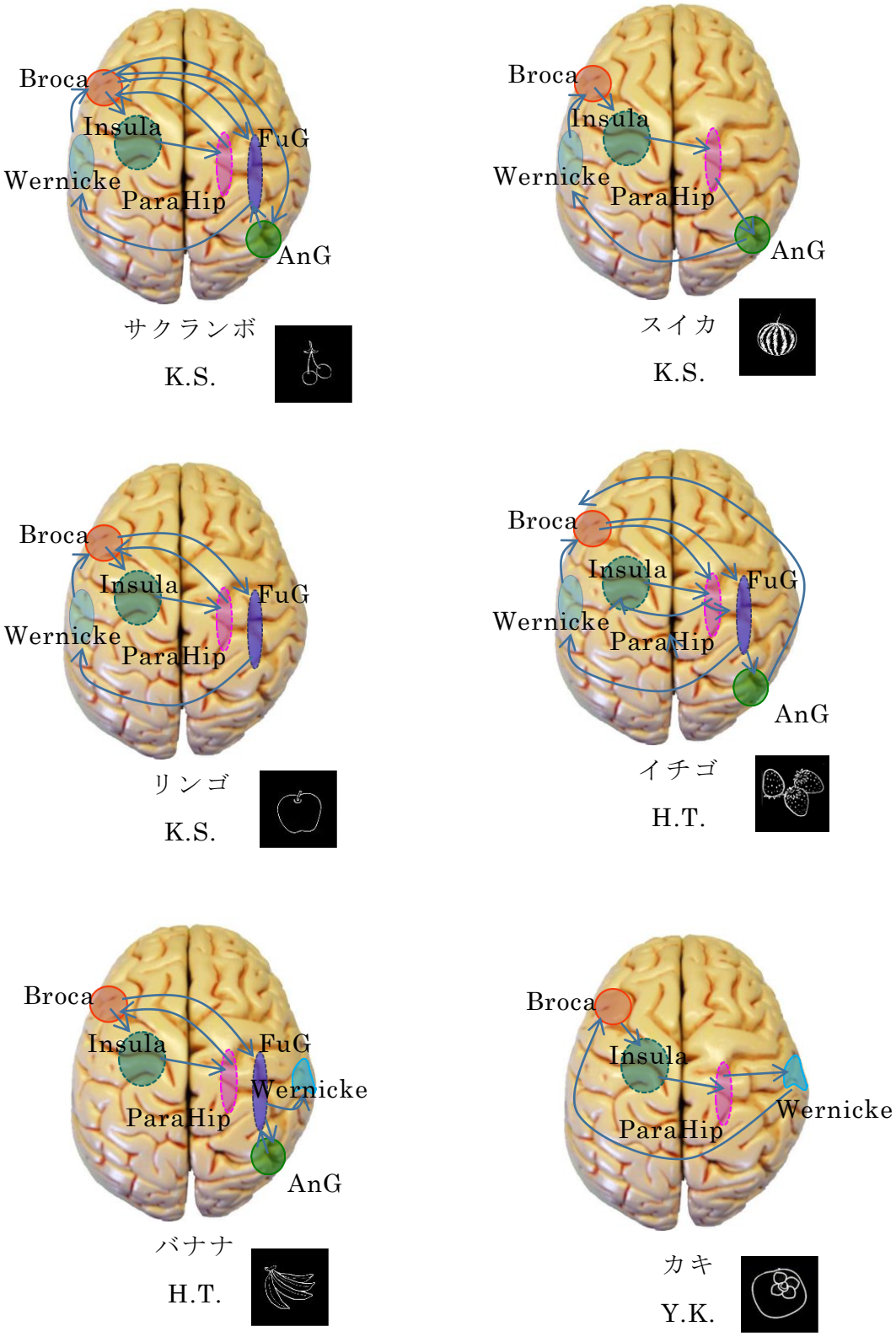


図 5.35　果物画像における脳内活動部位に関する比較検討(後半の経路)

第 6 章　四足動物名称想起時における推定結果

本章では，第4章の名称想起実験において，視覚刺激が四足動物画像の場合に脳内活動部位の推定結果などについて述べる．

６．１　脳内活動部位の推定

本章では第 4 章で述べた名称想起実験において，視覚刺激が四足動物画像の場合に，視覚刺激に対する想起時の ERP データの解析を行った．

解析を行ったのは被験者については Y.Y.（右利き，22 歳，女性）であり，視覚刺激については四足動物のキリン，イヌ，クマ，ライオン（いずれも被験者 Y.Y.）の 4 種の画像である．

６．２　実験 ERP の例

例として被験者 Y.Y.に対して画像クマを提示した際に得られた実験 ERP を図 6.1 に示す．横軸は時間，縦軸は電位で，下方向が正である．

潜時 350ms あたりまでには視覚刺激に対する初期認知がなされ，それ以降で言語処理などの高次処理がなされることについて，図 6.1 の ERP データは，図 5.1 よりは明確にはわからないがこのことが読み取れる．したがって本研究においてもこのことを考慮に入れながら，脳内活動部位の推定を行った．

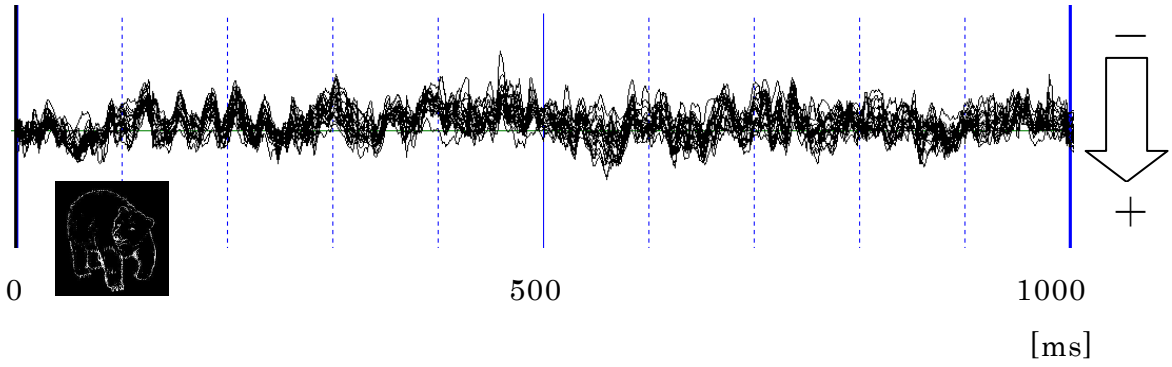


図 6.1　四足動物画像における実験 ERP の例
被験者 Y.Y.に対して画像「クマ」を提示した際に得られた実験 ERP

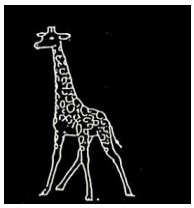
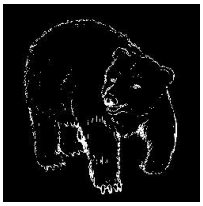
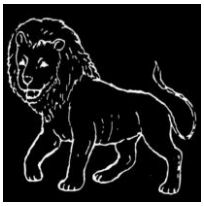
６．３　推定結果

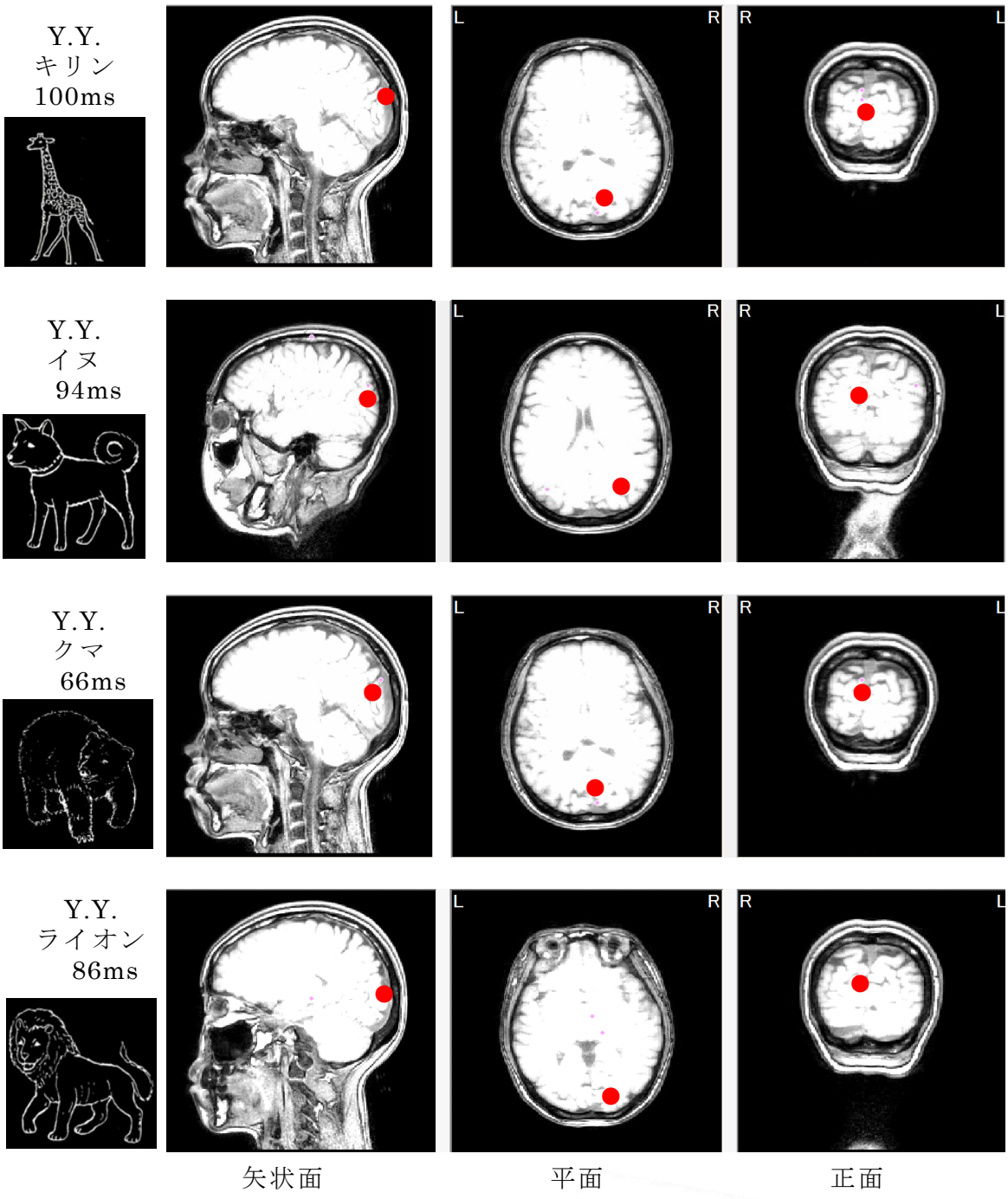
本節では視覚刺激として提示した画像が四足動物の場合における解析結果を述べる.

視覚刺激はキリン，イヌ，クマ，ライオン画像であり，これらの解析結果を以下に示す.

まず SynaCenterPro により推定された主な ECD とそれらが推定された潜時の関係を表 6.1 に示し,次に SynaCenterPro による脳内活動部位の推定結果の例を図 6.2～図 6.14 に示す.

表 6.1　被験者の ECD 推定部位とその潜時　[ms]

被験者	Y.Y.	Y.Y.	Y.Y.	Y.Y.
	キリン	イヌ	クマ	ライオン
提示画像				
V1	100	94	66	86
R TE	287	290	227	231
R ParaHip	362	332	336	313
R FuG	371	365	350	417
R ParaHip	464	470	470	464
Broca	506	537	501	530
R FuG	522	543	539	546
R ParaHip	548	569	553	557
R AnG	575	×	×	×
Broca	609	634	593	588
R FuG	655	660	640	629
Wernicke	679	673	724	701
Broca	749	797	765	755



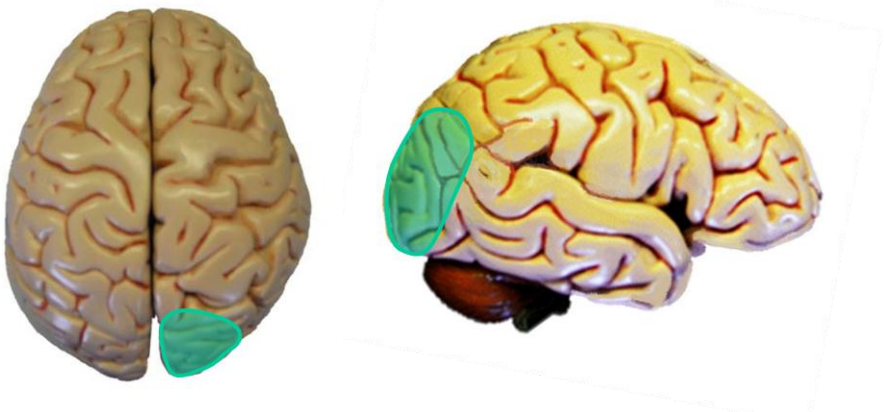


図 6.2　V1 で推定された ECD

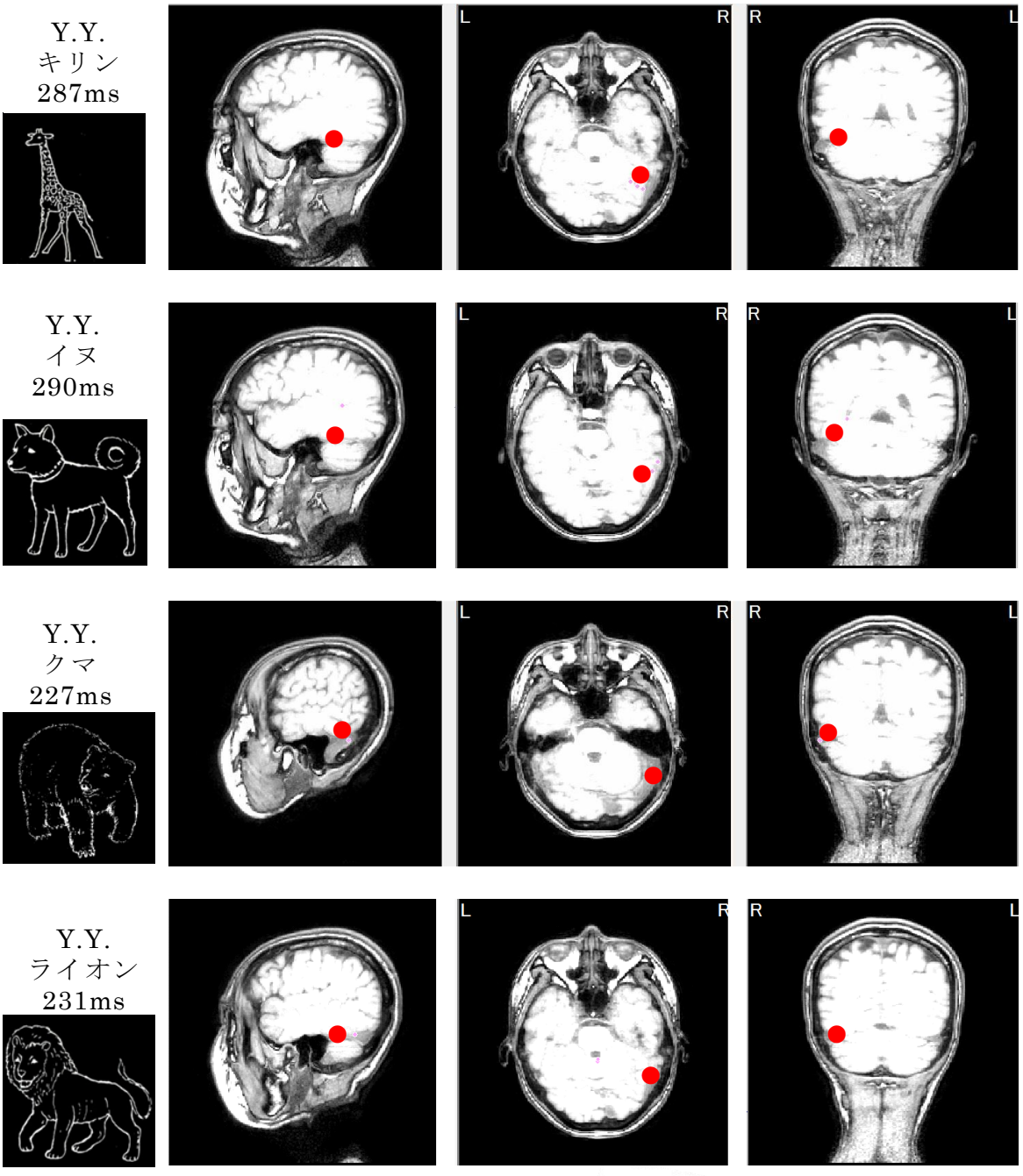
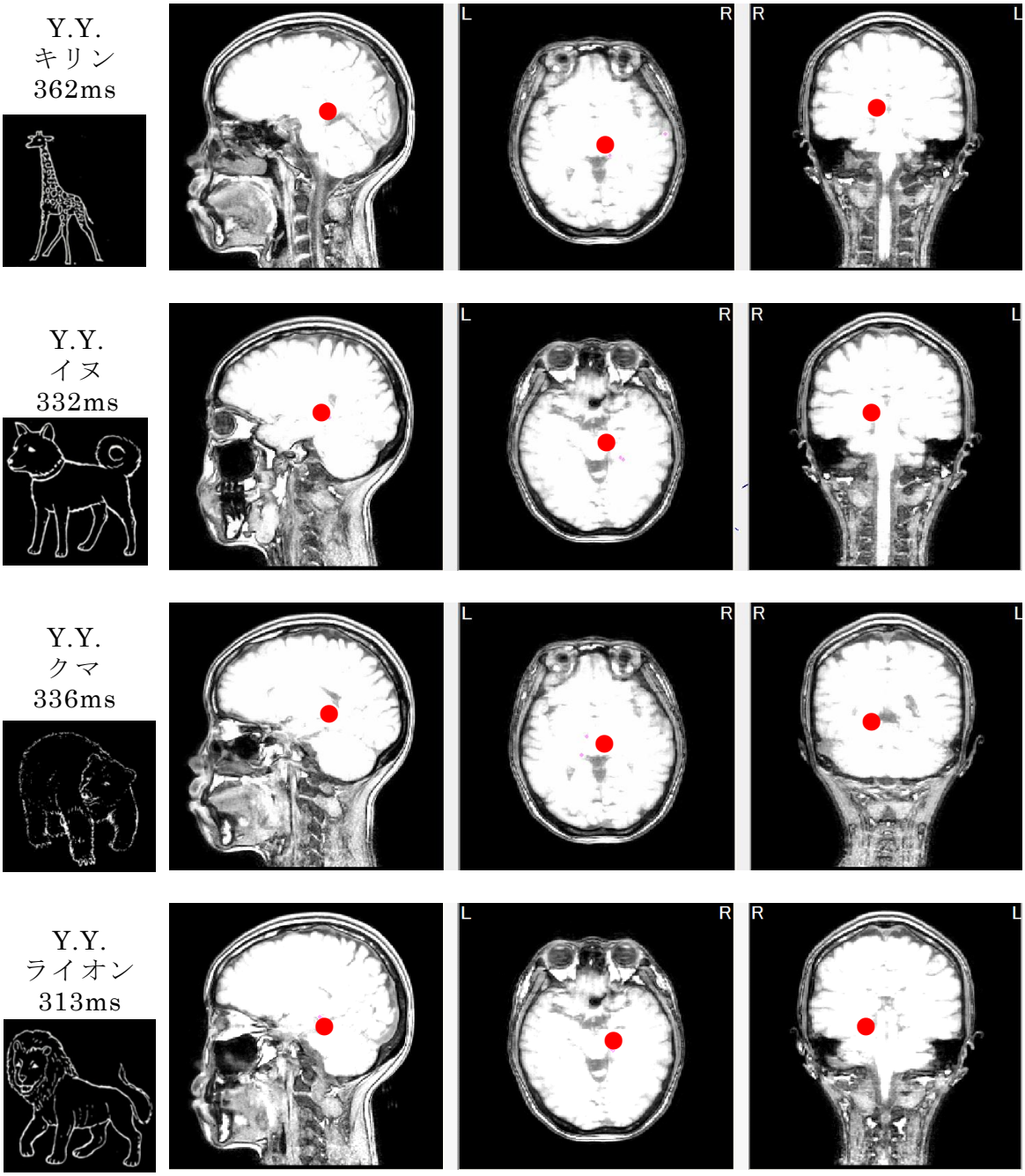


図 6.3　R TE で推定された ECD



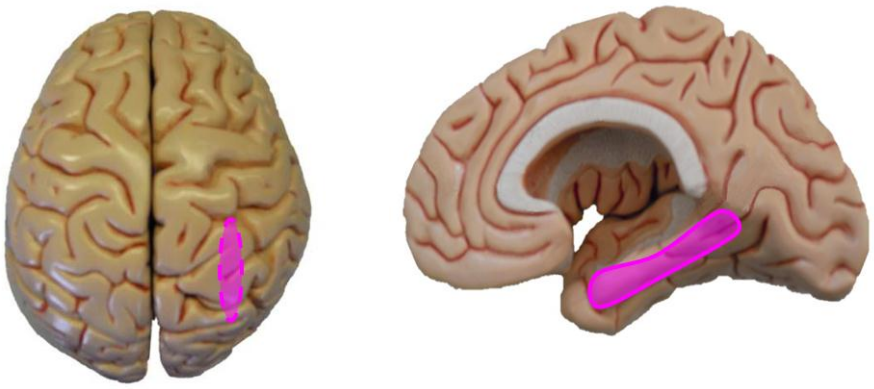
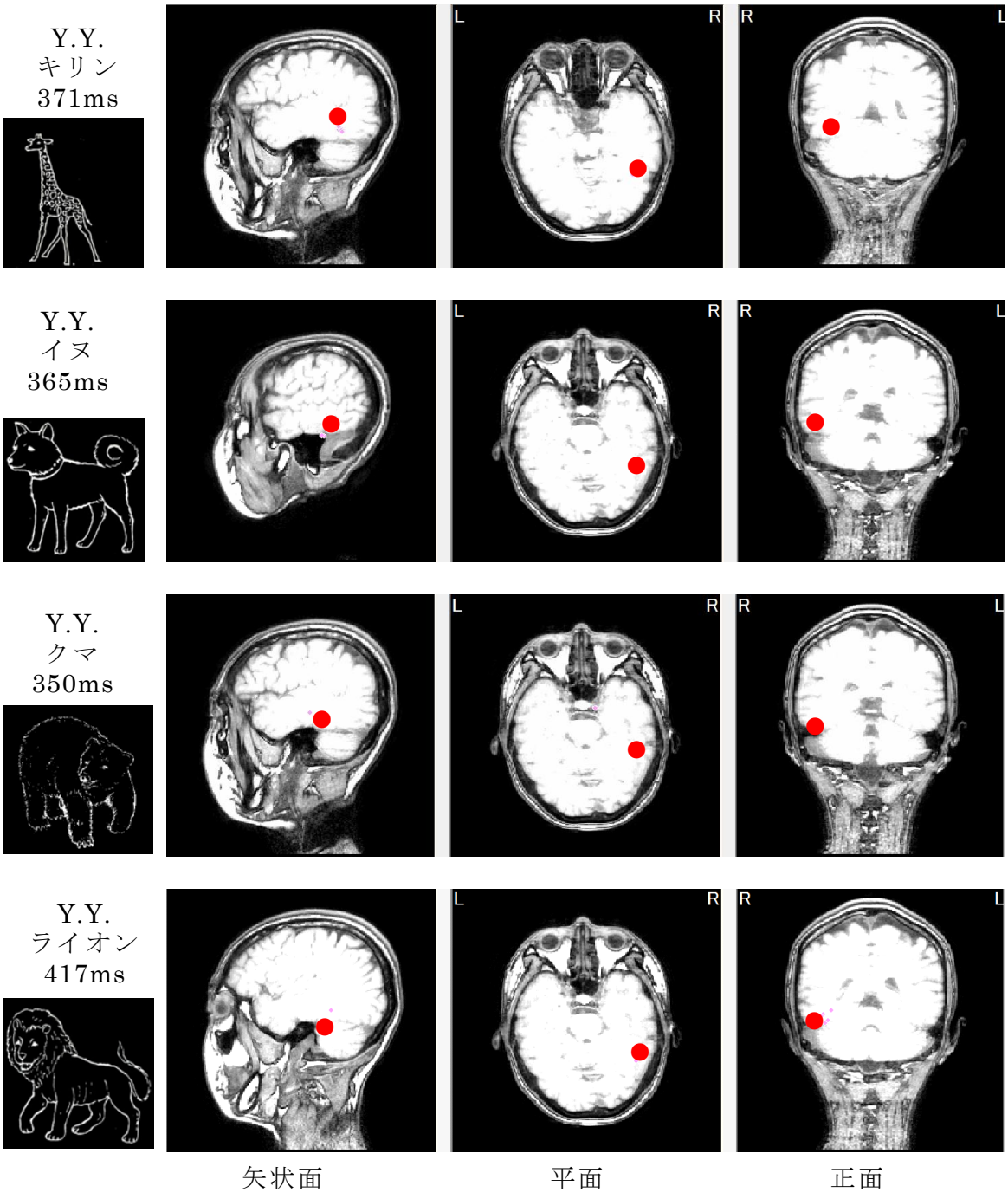


図 6.4　R ParaHip (1) で推定された ECD



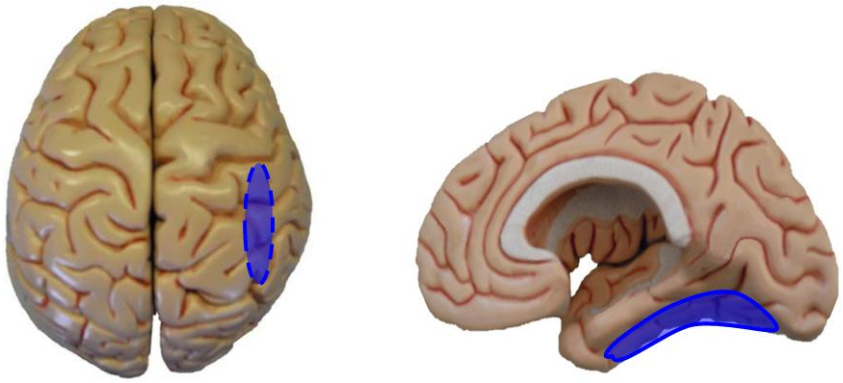
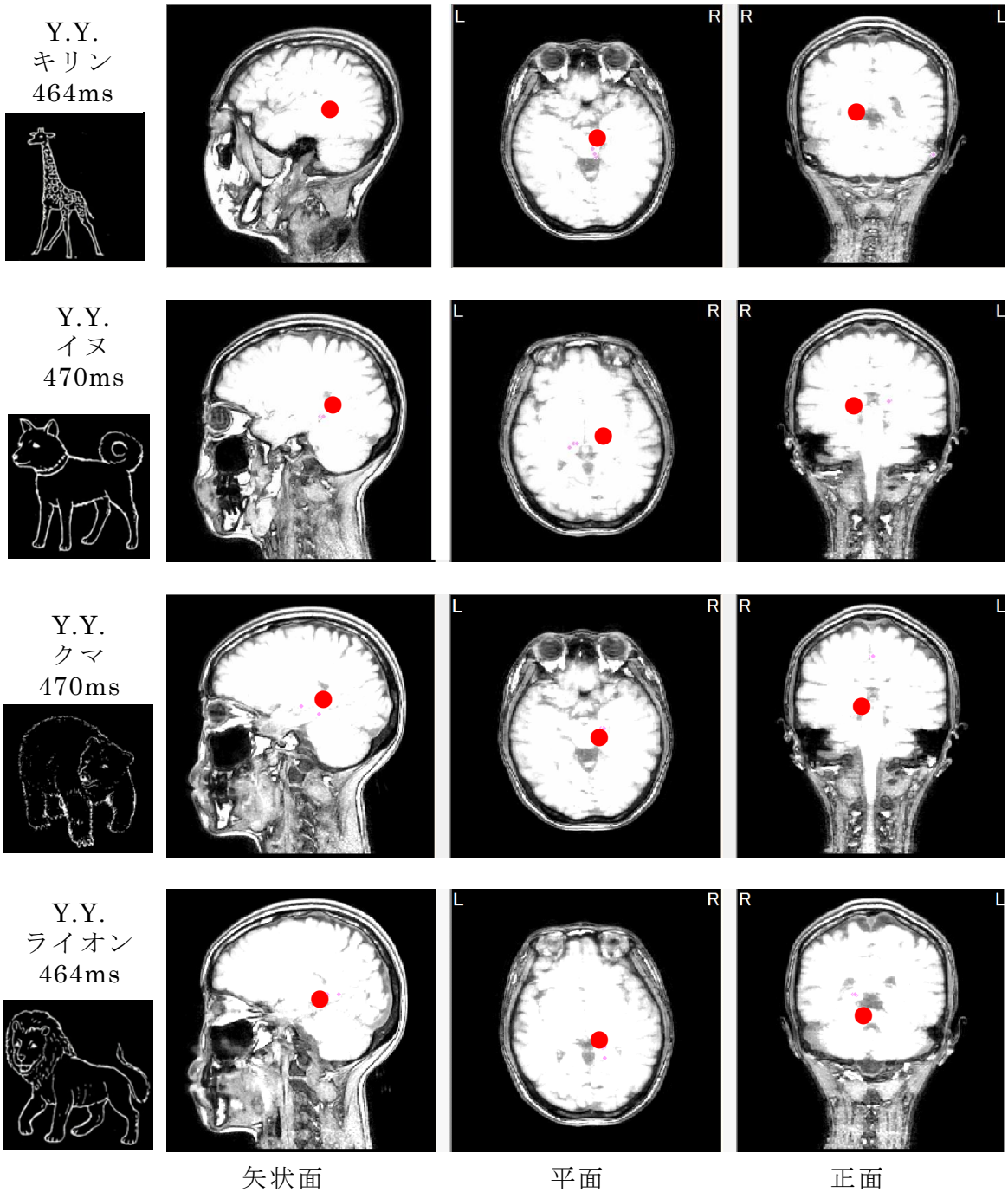


図 6.5　R FuG (1) で推定された ECD



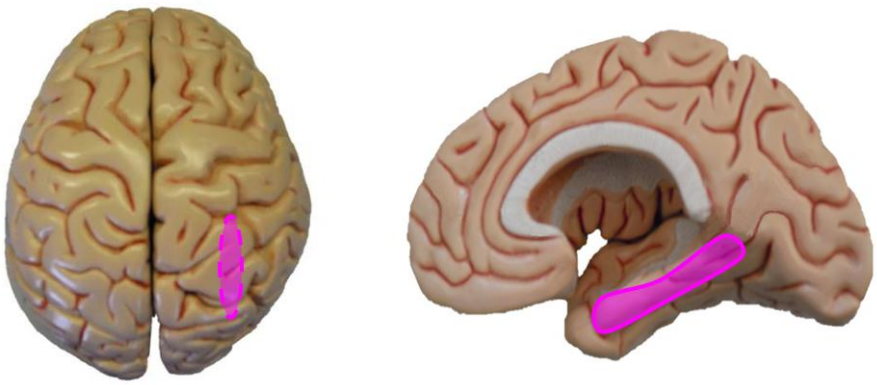


図 6.6　R ParaHip (2) で推定された ECD

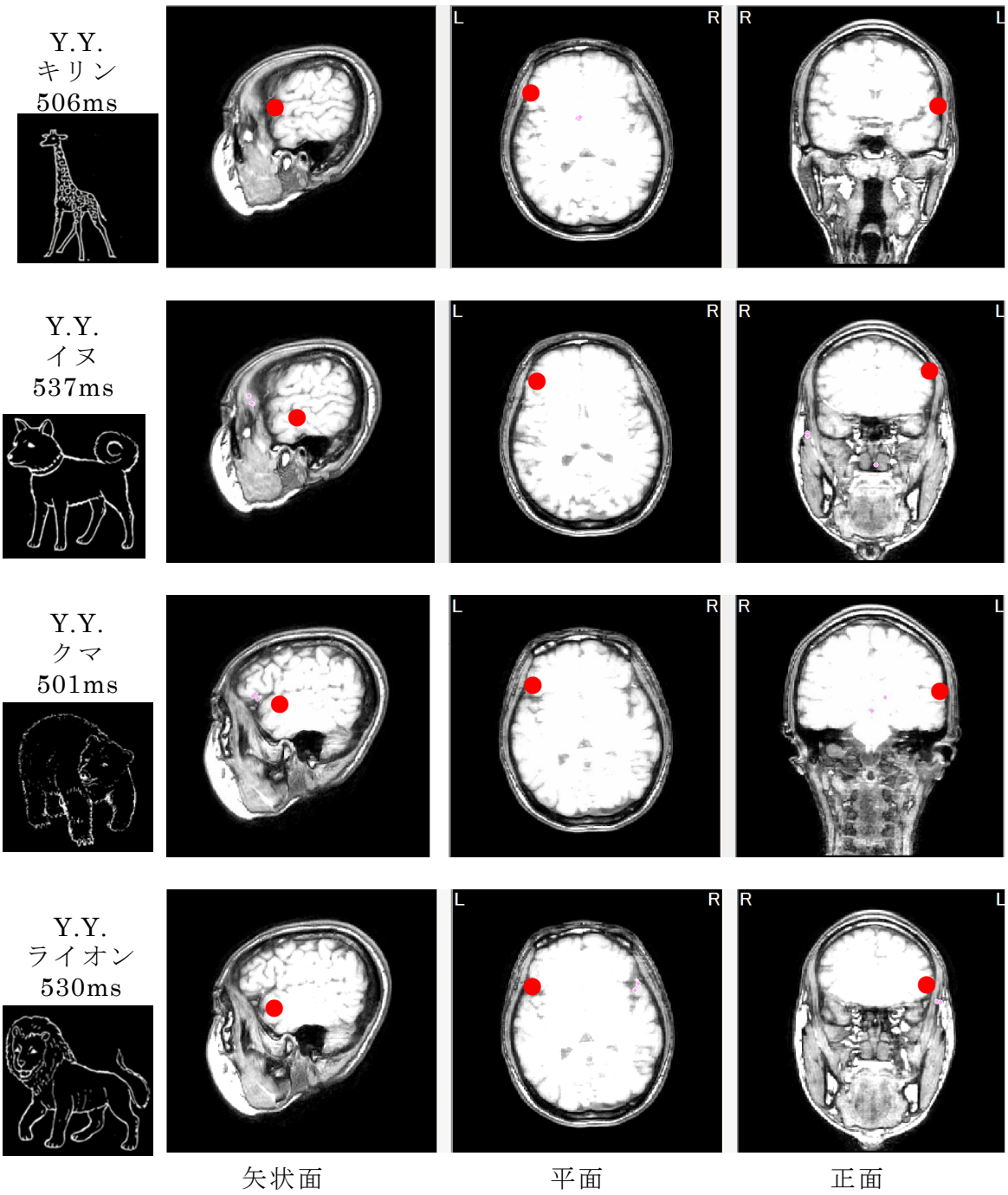
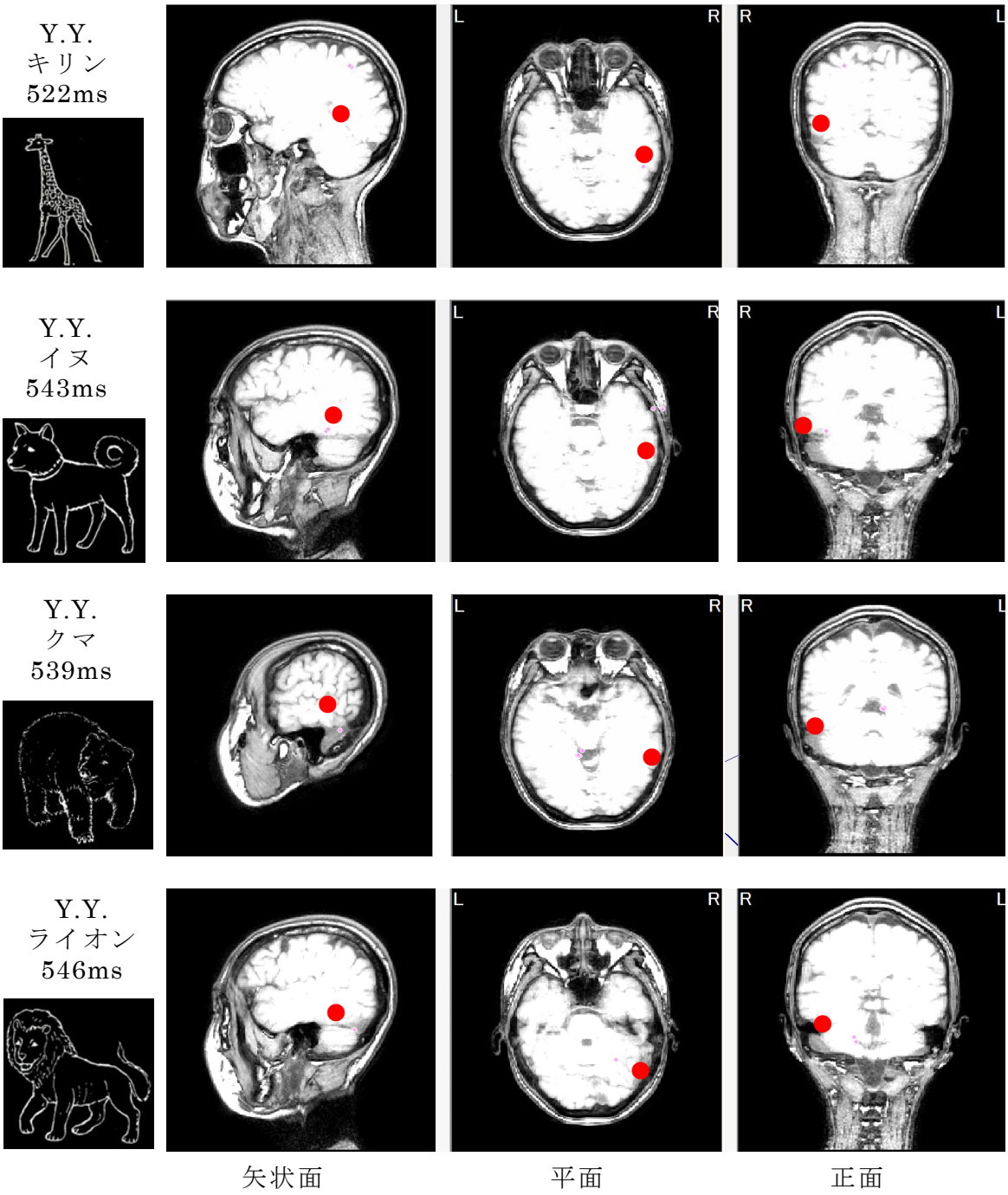


図 6.7　Broca 野（1）で推定された ECD



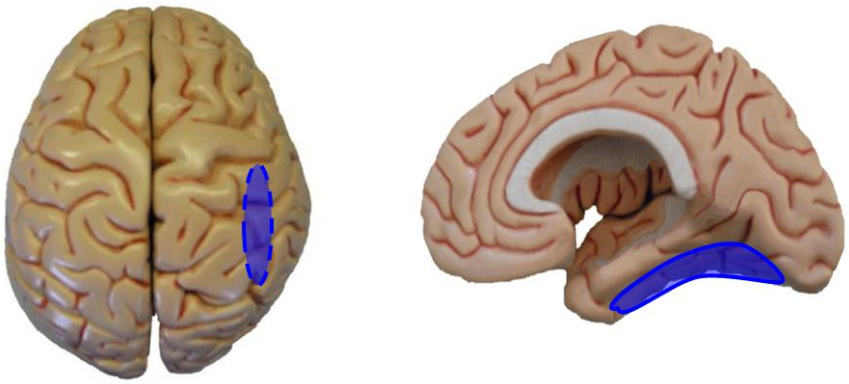
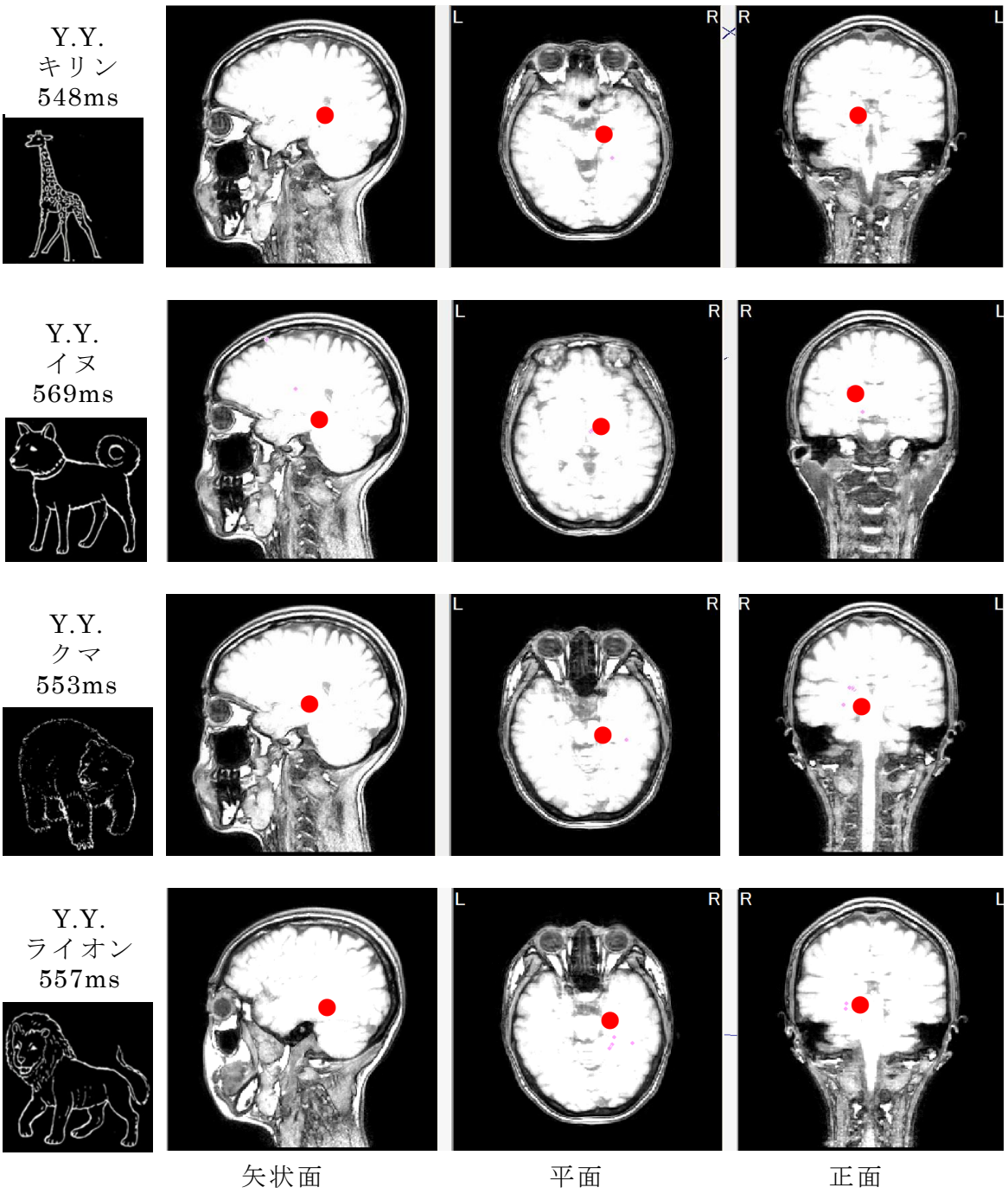


図 6.8　R FuG (2) で推定された ECD



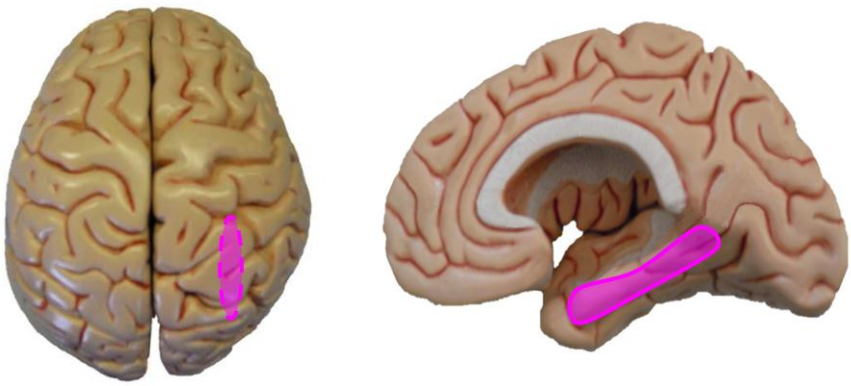


図 6.9　R ParaHip (3) で推定された ECD

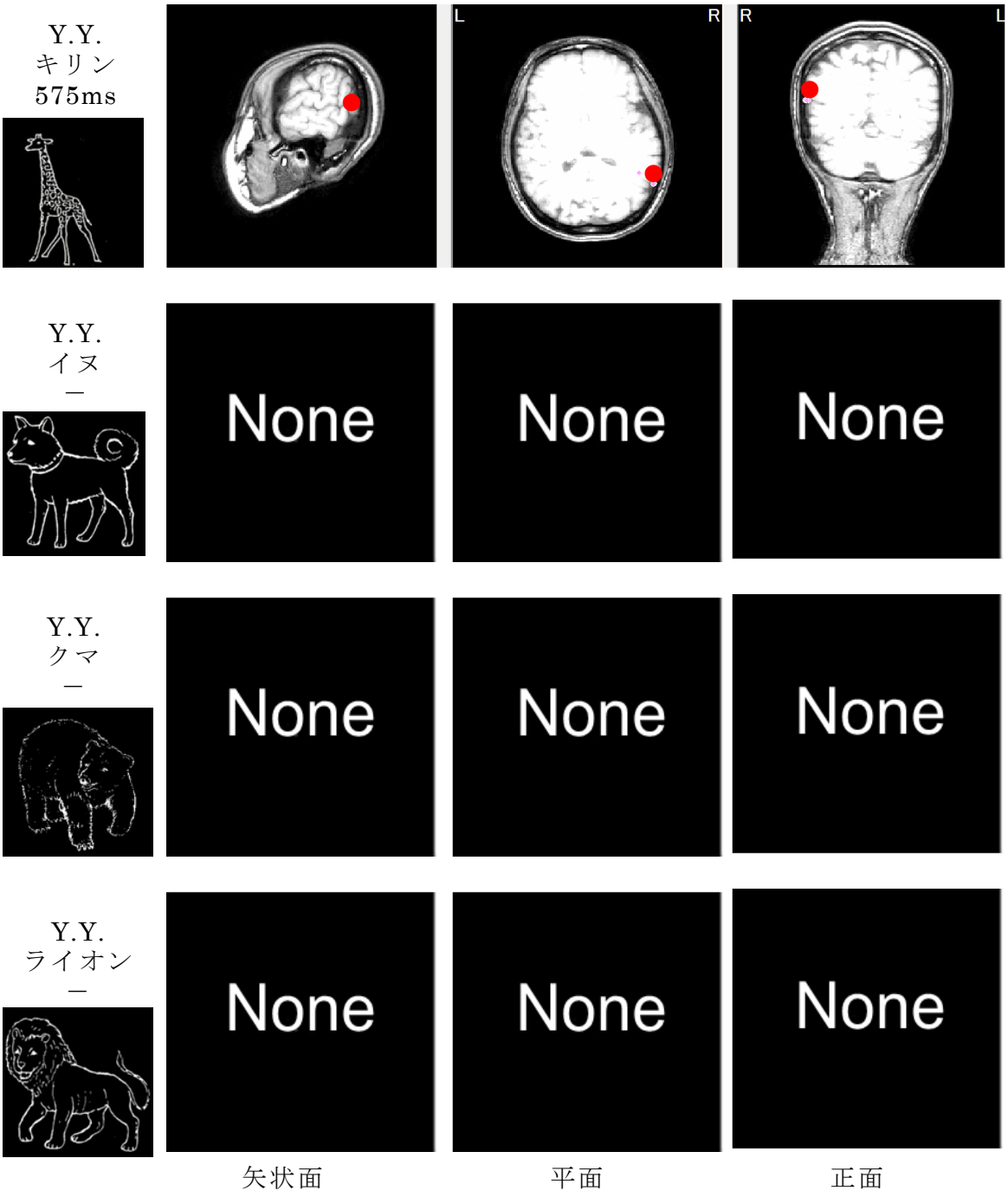


図 6.10　R AnG で推定された ECD

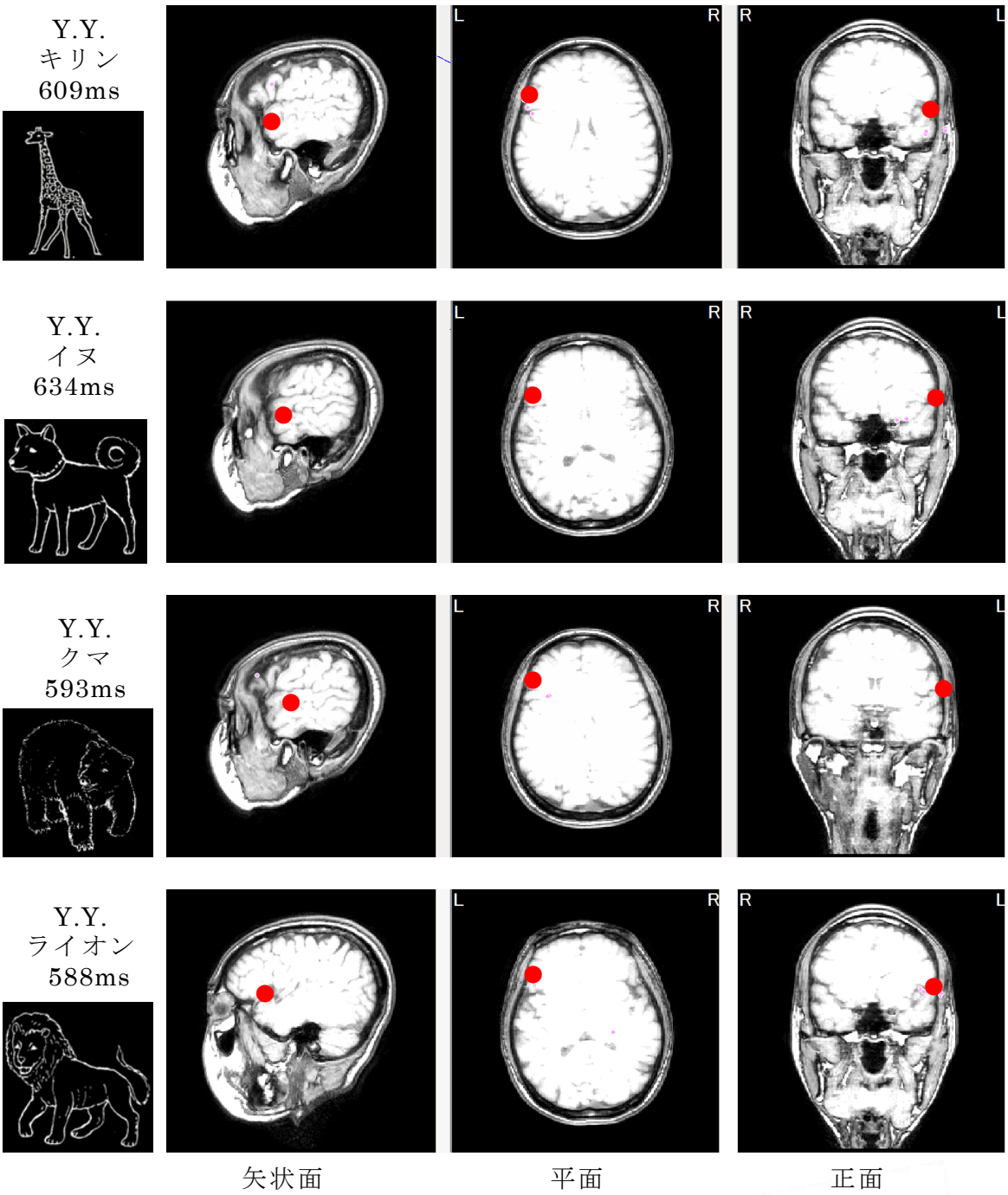


図 6.11　Broca 野（2）で推定された ECD

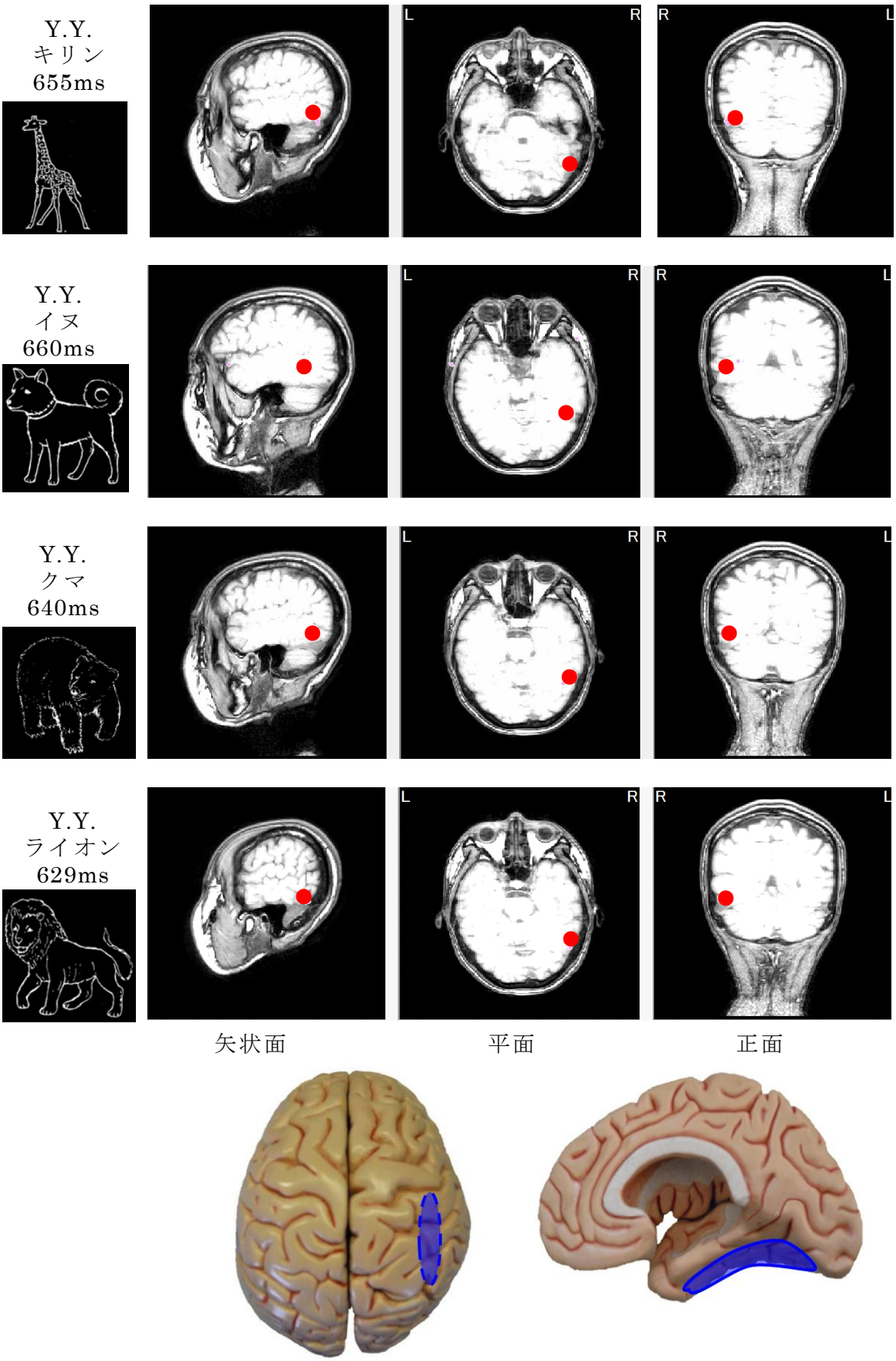


図 6.12　R FuG (3) で推定された ECD

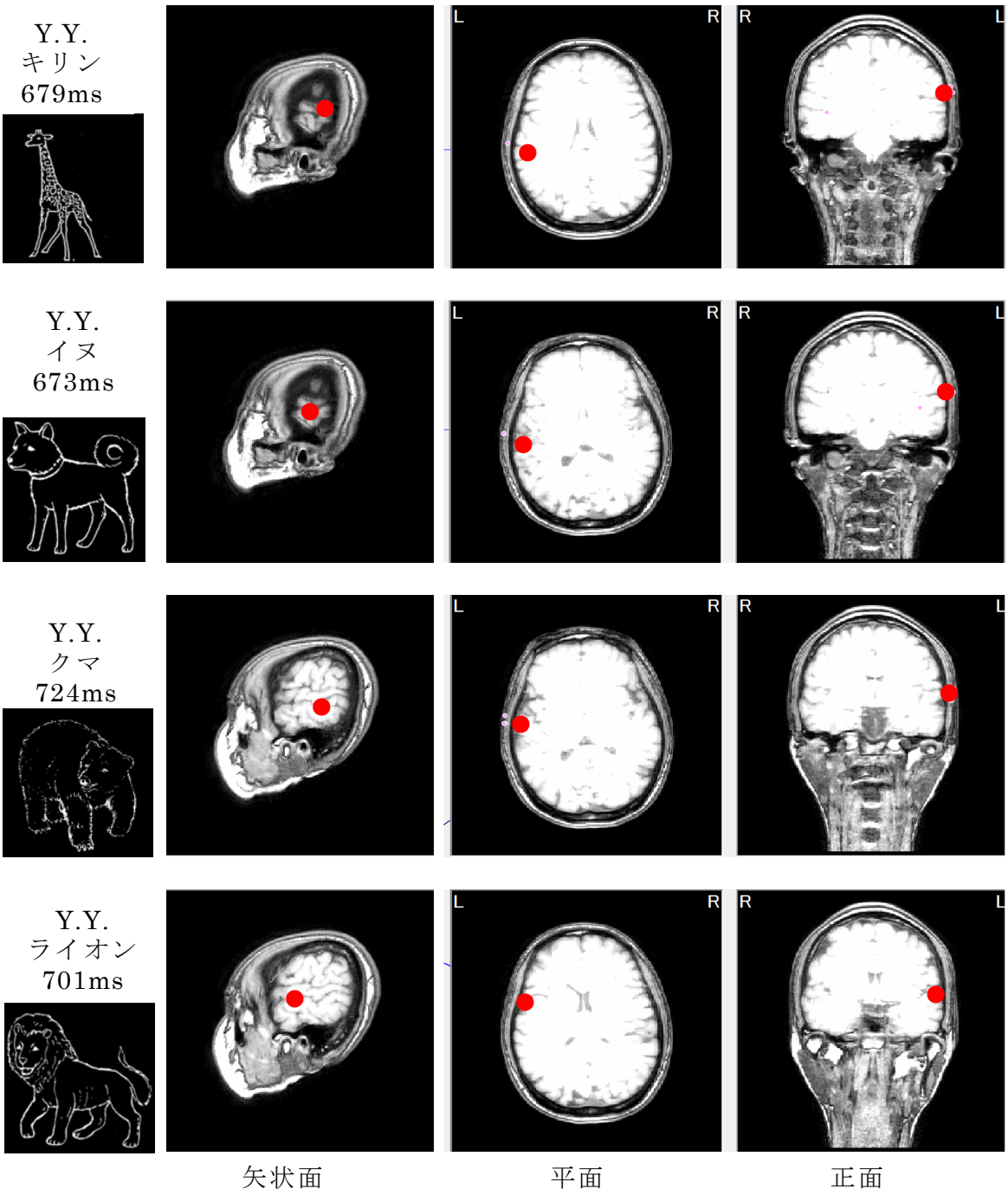


図 6.13　Wernicke 野で推定された ECD

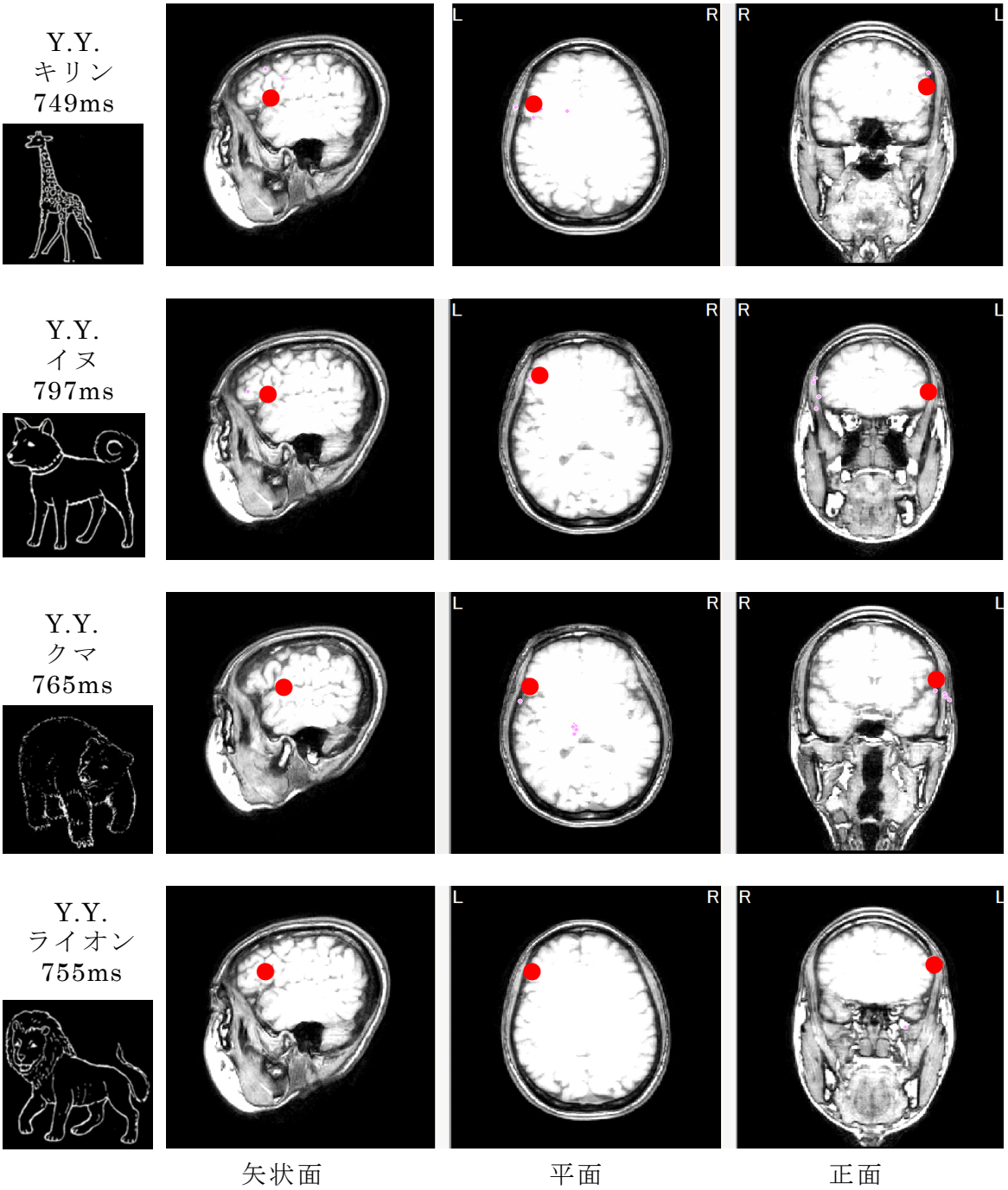


図 6.14　Broca 野（3）で推定された ECD

６．４　脳内活動部位に関する比較検討

本節では提示画像が四足動物の場合の脳内活動部位について比較検討する．以下，図 6.15 に前半の経路における脳内活動経路，図 6.16 に後半の経路における脳内活動経路を示す．

被験者における，推定された ECD の部位と潜時の表（表 6.1）から，たとえば Y.Y. のキリン名称想起時の脳内活動経路について考える．言語の認知に関して前半および後半の経路が想定されている．このことより，

《前半の経路》

V1 → R TE → R ParaHip (1) → R FuG (1) → R ParaHip (2) → Broca 野（1）

を経る経路（図 6.15），そして，

《後半の経路》

Broca 野（1) → R FuG (2) → R ParaHip (3) → R AnG → Broca 野（2)
→ R FuG (2) → Wernicke 野 → Broca 野（3)

を経る経路（図 6.16）が確認できた．

ここでは便宜的に一次視覚野から Broca 野(1) までの経路を前半の経路，それ以降の経路を後半の経路としている．

なお，同様の経路が他の四足動物名称想起時（図 6.15，図 6.16）にも確認できる．

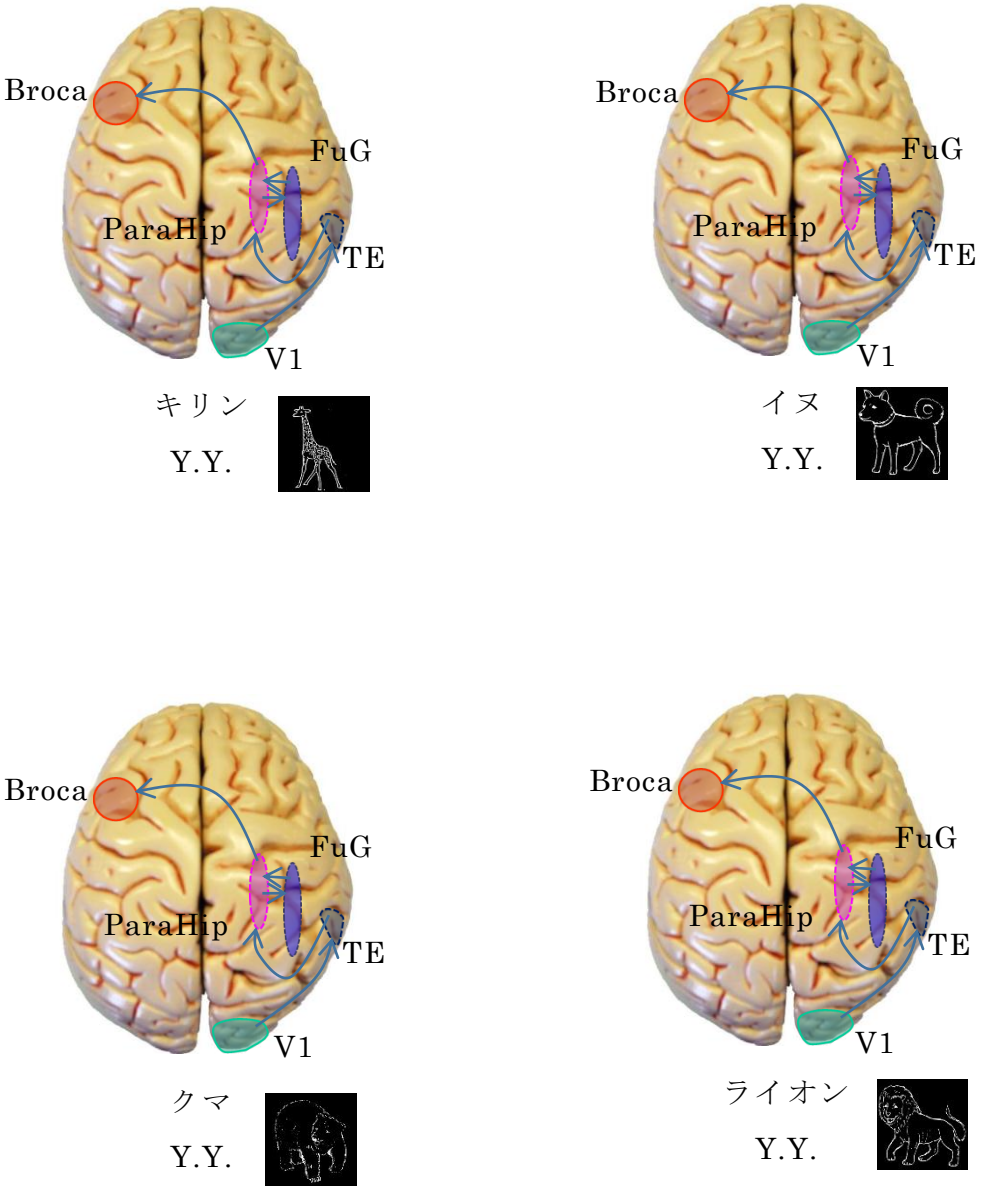


図 6.15　四足動物画像における脳内活動部位に関する比較検討（前半の経路）

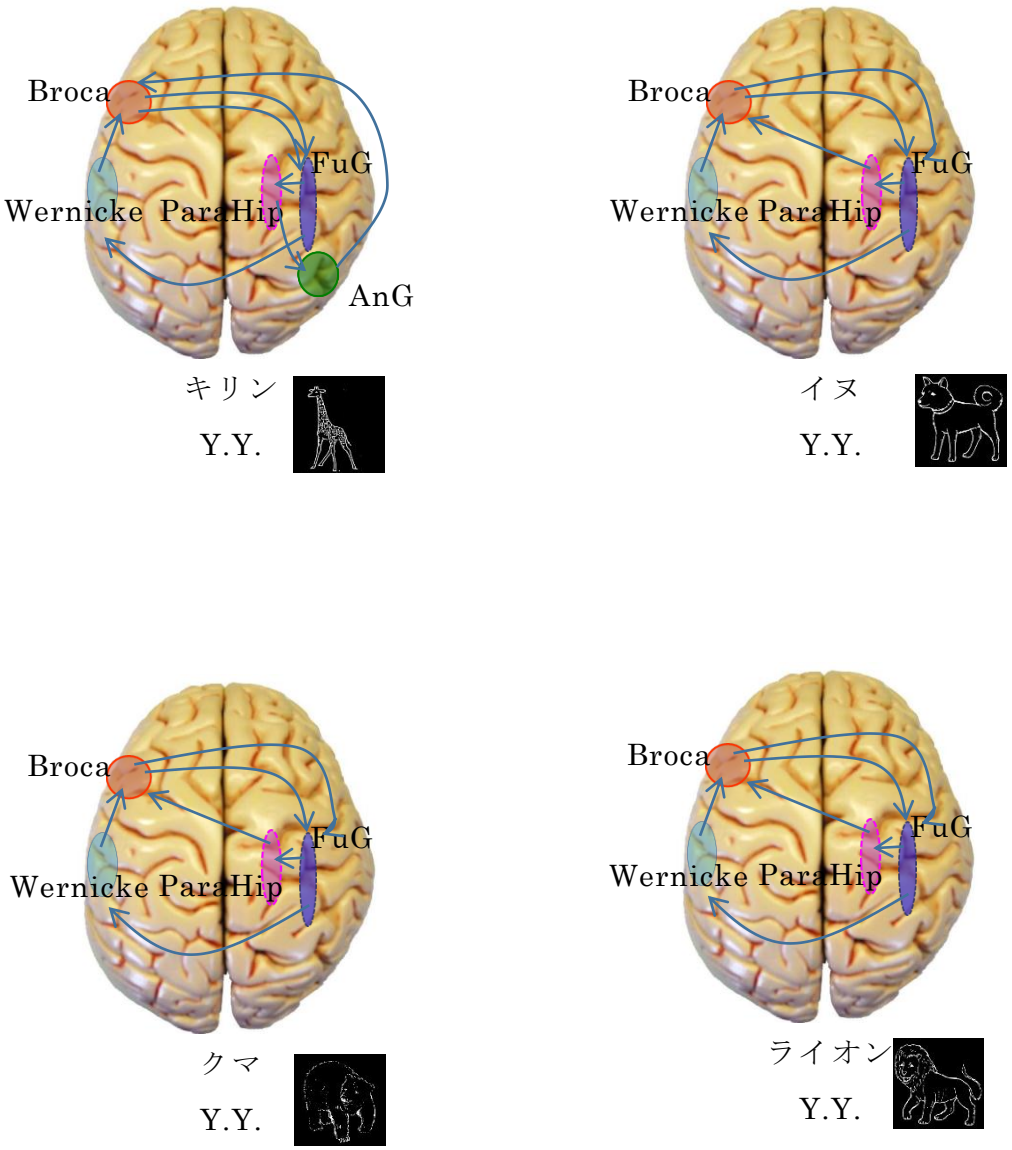


図 6.16　四足動物画像における脳内活動部位に関する比較検討（後半の経路）

第 7 章　考察

本章では，本研究で得られた実験結果について検討と考察を行う．

第 5 章の果物名称想起実験ならびに第 6 章の四足動物名称想起実験では，4 人の被験者に視覚刺激として果物または四足動物のモノクローム線画画像を提示した．被験者は提示画像の形を認知して記憶したのち，その画像として描かれていた果物または四足動物およびその名称を想起し，その名称を強く意識（黙読）した．その際に名称想起時の被験者の EEG を計測した．その後 ECDL 法を用いて解析することによって脳内活動部位および脳内活動経路の時空間的推定を行った．本章ではこれらの名称想起実験から実験結果について検討し，考察をする．

4.1 節で述べたように，名称想起実験における結果について，次の 4 つの仮説を設定した．

《仮説 1》形状認知処理に関わる部位，たとえば紡錘状回（FuG）などでの活動がある．

《仮説 2》記憶に関わる部位,たとえば海馬傍回（ParaHip）などでの活動がある．

《仮説 3》言語野，たとえば Wernicke 野や Broca 野などでの活動がある．

さらにこの場合，被験者によって，言語野の優位性が大脳半球の左右どちらかに推定される．

《仮説 4》実験において提示された視覚刺激のカテゴリーの違いにより，脳の活動部位あるいは時空間的活動経路の違いがみられる可能性がある．

本章では，これらの仮説について検証してゆく．

７．１　FuG での活動について

前半の経路においては，4 人のいずれの被験者についても，まず初期視覚認知に関わる部位として知られる ITG において ECD が推定され，そのあとで単語や色，形状の認知などに関わる部位として知られている FuG において ECD が推定された．このことから，提示された視覚刺激に対する初期視覚認知が行われ，視覚刺激によって得られた色，形状の認知が行われていると考えられる．すなわち腹側経路の処理が実行されたと考えられる．

果物画像の場合，後半の経路においては，最終的に言語野である Wernicke 野での活動の前に，FuG において ECD が推定されているものと，そうでないものがある．スイカ，リンゴ，カキの場合は FuG において ECD が推定されてはいないが，サクランボ，バナナおよびイチゴの場合は FuG において ECD が推定されている．これについては次のように考えられる．一般的に果物は丸い形状のものが多い．スイカ，

リンゴ，カキは丸い形状であるため，早い段階で識別を完了することができ，最終段階ではFuGでの活動を必要としなかった．一方，サクランボ，バナナ，イチゴの場合は細長いまたは尖っているなど一般的な果物の形状と多少異なるため，識別したものが正しいか否かを何度も確認するために，記憶の探索・整理・保持が繰り返されたものであると考えられる．

一方四足動物画像の場合，後半の経路においては，キリン，イヌ，クマ，ライオンいずれの場合においても最終的にWernicke野での活動の前に，FuGにおいてECDが推定されている．四足動物には一般的な形状というものはなく，個々にその固有の形状があるため，いずれの場合に対しても上記の作業が繰り返されたものであると考えられる．

以上により《仮説1》が検証された．

７．２　ParaHipでの活動について

記憶処理に関わる部位として知られているParaHipにおいては，脳の左半球では主に言語記憶を，右半球では主に非言語記憶を司っているといわれている．4人のいずれの被験者においてもECDが右ParaHipにおいて複数回にわたり推定されたことから，初期視覚認知が終了したのちに，名称想起において非言語記憶における何らかの処理が優先的に行われた．つまり，名称を言語として直接想起するというよりは，画像を想起して，そのイメージから名称の想起を行っていると考えられる．しかもそれが複数回にわたって推定されたことから，繰り返し記憶の探索，整理，保持が行われていると考えられる．

以上により《仮説2》が検証された．

７．３　言語野での活動およびその優位性について

言語野とされるBroca野およびWernicke野において，4人の被験者いずれにおいてもECDが推定されたことから，言語の出力過程において，語の想起や発話などの処理および音と意味を連合させる処理が行われていると考えられる．

被験者K.S.およびH.T.ならびにY.T.の推定結果では，言語野とされるBroca野，Wernicke野などにおいて推定されているECDが左大脳半球に集中していることが確認できる．したがってこの3名の言語野は左半球優位であると考えられる．

被験者Y.Y.の推定結果では，おおむね同様なことが確認でき，Y.Y.の言語野も左半球優位であると考えられる．一方でY.Y.においては果物画像のサクランボの場合の結果について，潜時760msにおいて右Broca野でECDが推定されている．このことから，左半球優位ではあっても，右半球での活動も時折見られる．なお，四足動物画像においてはサクランボの場合とは異なってY.Y.の右Broca野での活動は見

られなかった.

以上により《仮説 3》が検証された.

７．４　Insula での活動について

果物画像の場合, 後半の経路においては, 潜時 500ms 前後で, 左 Insula にて ECD が推定されている. Insula は, 食物における味覚に関係するといわれており, いずれの場合も刺激として提示された果物における味覚の意識的な欲望などと関連があると考えられる. このことは先行研究における被験者 Y.K.および H.T.についても同様であった.

一方で, 四足動物画像の場合には Insula にて ECD の推定が見受けられない. これは日本人である被験者にとっては提示された四足動物を食物として捉えることはなく, 味覚の意識的な欲望が感じられないからであろう.

以上の事項は《仮説 4》に対する回答の一つと考えられる.

７．５　脳内活動経路の相違について

被験者の ECD 推定部位の表（表 5.1～表 5.3）を見てみると, 同じ脳部位でも複数回推定されている部位があったり, 推定がなかった部位があったりする. その理由として第一には個人差によるものであると考えられる. 第二にはその部位での活動が何度も必要だったり必要なかったりする何らかの事情があったために推定がそのようになったものと考えられる.

また, サクランボ, スイカ, リンゴにおける脳内活動経路とイチゴにおける脳内活動経路が異なっている部分がある. たとえば, 被験者 H.T.におけるイチゴの例でいえば, 右 AnG (潜時 538ms) のあとに Broca 野（潜時 592ms）で ECD が推定されているが, 他の被験者または他の果物の場合はそれとは順序が逆になっている. その理由としてはもちろん個人差によるものもあるだろう. しかし, 脳内活動経路はただ一すじの経路に沿っているとは限らないことに注意しよう. すなわちここで解明された脳内活動経路は脳内活動部位を単純に時系列に沿って並べているだけである. 実際にはこの経路はいくつかの独立な経路に分岐しており, 個人や画像によっては一方の経路と他方の経路の処理の経過が異なっているという可能性がある. 先ほどの H.T.におけるイチゴの例でいえば, 右 AnG に至る経路と Broca 野に至る経路とは独立であるという可能性があることを示唆しているとも考えられる.

以上の事柄も《仮説 4》に対する回答の一つと考えられる.

７．６　視覚刺激の形状の違いによる脳内活動についての仮説

もう一つ, 《仮説 4》に対する回答の一つと考えられる事項を述べる. 後半の経路

について，四足動物のキリンの場合においては，言語や認知などに関連する多数の処理に関わっているとされている AnG や，Broca 野，Wernicke 野など言語野とされる部位での活動が確認された．AnG で推定された ECD は，その後 Wernicke 野で推定された．この際に入力された情報の統合が行われたと考えられる．

ところが四足動物のイヌ，クマ，ライオンの場合においては，AnG における活動が見られないままに，その後 Broca 野，Wernicke 野で ECD が推定されている．これは，イヌ，クマ，ライオンには共通するが，キリンはこれらとは異なるなにがしかの要因があるためとも考えられる．それがもし視覚的な要素によるものに起因するのであれば，「細長い動物」と「丸い動物」の違いであるとも考えられる．すなわち次のような傾向があるということが確認できる．

《傾向》（視覚刺激の形状と AnG での活動との関連 1）
AnG での活動が見られる場合は，視覚刺激の形状が比較的細長いものである．
AnG での活動が見られない場合は，視覚刺激の形状が比較的丸いものである．

このことについて，果物の場合について確認してみよう．まず，果物のサクランボの場合においては被験者 Y.K.および K.S.どちらの場合においても ECD が Wernicke 野で推定される前に AnG で推定されている．サクランボは果実については丸みを帯びてはいるが，軸があるため全体的に見れば細長い果物と見ることができる．また，先行研究における果物のバナナの場合においても ECD が Wernicke 野で推定される前に AnG で推定されている．バナナもそれぞれの房が細長い果物である．一方で，果物のリンゴの場合においては ECD が AnG では推定されていない．このことは先行研究におけるカキでも同様である．そして，リンゴ，カキともに丸い果物である．これらの果物については先ほどの傾向に一致している．

次に，果物のスイカの場合について見てみよう．スイカの場合は ECD が Wernicke 野で推定される前に AnG で推定されている．ところがスイカは丸い果物である．丸い形状でありながら ECD が AnG にも推定されている．つまり，スイカについては先ほど提示した傾向とは一致していないことになる．

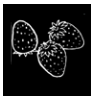
最後に，果物のイチゴの場合について見てみよう．イチゴの場合は被験者 H.T.および Y.K.どちらの場合においても ECD が Wernicke 野で推定される前に AnG で推定されている．ところがイチゴは細長いというよりはむしろ丸い果物である．丸い形状でありながら ECD が AnG にも推定されている．イチゴについても先ほど提示した傾向とは一致していないことになる．

ここで，いままで確認した視覚刺激の形状と AnG での活動との関係を表 7.1 および表 7.2 にまとめておく．この表において形状のコラムの「長」とは視覚刺激の形

表 7.1　四足動物における視覚刺激の形状と AnG での活動

	Y.Y.	Y.Y.	Y.Y.	Y.Y.
形状	長	丸	丸	丸
AnG での活動	○	×	×	×

表 7.2　果物における視覚刺激の形状と AnG での活動

	Y.Y.	K.S.	H.T.	K.S.	Y.K.	K.S.	H.T.	Y.K.
								
形状	長	長	長	丸	丸	丸	丸	丸
AnG での活動	○	○	○	×	×	○	○	○

状が比較的細長いものであることを，「丸」とは視覚刺激の形状が比較的丸いものであることを表す．また，AnG での活動の有無を○×の記号で表示した．

さて，ここで果物のスイカとイチゴの場合の結果から，先ほど確認した傾向について修正し，ひとつの仮説を立てる．

まず，果物のスイカの場合について，先ほどの傾向にしたがっていないという結論を出すのは早計である．これについては，確かにスイカは果実自体については丸い形状をしている．しかし，スイカの画像をもう一度見てみるとわかると思うが，スイカの画像を提示された場合，被験者の多くはその丸い形状にスイカの特徴を見るのではなく，果実の外観の縦じまにスイカの特徴を見出すことが多いと考えられる．縦じまは当然細長いので，先の傾向とは必ずしも矛盾するとは言えないだろうと説明がつく．

では，果物のイチゴの場合についてはどうであろうか．イチゴの場合は，このままの仮説ではスイカのようにうまく説明がつかない．

そこで先ほどの傾向を次のように修正する．

《傾向（修正版）》（視覚刺激の形状と AnG での活動との関連 2）

AnG での活動が見られる場合は，視覚刺激の形状が細長いまたは尖っているなど，比較的特異的な形状のものである．

AnG での活動が見られない場合は，視覚刺激の形状が丸いまたはなめらかであるなど，比較的単純で普通の形状のものである．

イチゴの場合は丸い形状の特徴と尖った形状の特徴を併せもっているという意味で特異な形状であるので，この傾向（修正版）においては矛盾するとは言えないだろう．

それではなぜこのような傾向がみられるのであろうか．そのヒントとして，細長いまたは尖っている形状のものに対して，時に人は恐怖を感じることがある．ひどい場合には先端が鋭いもの，尖っているものに対して過剰に恐怖を感じてしまい，生活に支障が出てしまうような先端恐怖症という精神的な疾患もある．一方で丸い，なめらかな形状のものに対して，多くの人は安心を感じる．心理学では，丸顔の特徴を持つ人物や丸いものを見ると，可愛らしさや純粋無垢なイメージで安心感を抱くという性質があり，これをベビーフェィス効果とよぶ．乳幼児に好かれるキャラクターなどに丸いものが多いこともうなずける．

以上のことをふまえると，視覚刺激の形状に関わって次のような仮説（以下「形状に関わる情動仮説」とよぶ）を立てることができるのではないか．

《「形状に関わる情動仮説」》（形状による心理的情動と AnG での活動との関連）

AnG での活動が見られる場合は，視覚刺激を知覚したとき，無意識的に自らの生命の危険に晒されるのではないかという恐れや不安を感じるような形状であると認識し，注意するべきものであると判断したときである．

AnG での活動が見られない場合は，視覚刺激を知覚したとき，無意識的に安心でき，自らの生命の不安を感じないような形状であると認識し，注意するべきものではないと判断したときである．

前者の場合は生命の危機を回避する方法を探索するために原始的な防衛機制が働き，その防衛機制の一つとして AnG での活動が見られたと説明できる．また，後者の場合は生命の危機を感じることはないので原始的な防衛機制が働かず，AnG での活動が見受けられないと説明できる．

一般に，ヒトは不安や恐怖を感じると，側頭葉内側の奥に存在する扁桃体において活動が見られることが知られている．今回の解析では扁桃体における活動までは見出すことができなかったが，さらに詳しく解析することにより扁桃体と AnG が同期して活動することが確認できれば，「形状に関わる情動仮説」についてその証明の一つとして支持を得ることができるだろう．

さて，この「形状に関わる情動仮説」の下で，各視覚刺激について再考しよう．

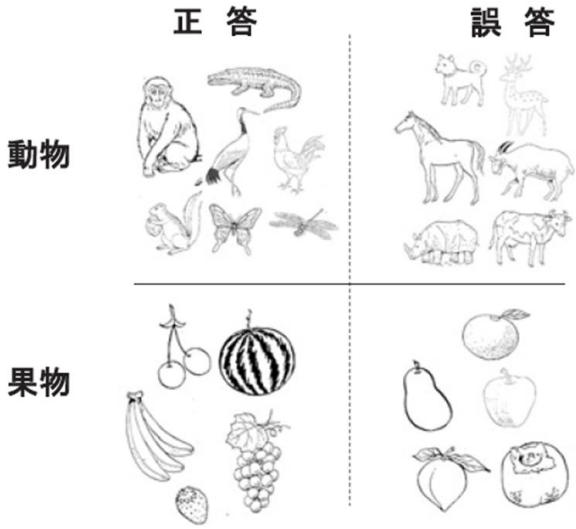
四足動物のイヌ，クマ，ライオンについては形状が比較的丸く，また，幼児用のぬいぐるみなどにもこれらの動物が使われるように安心感を与えるものであると考えられる．果物のリンゴやカキについても丸い形状である．丸いものやなめらかなものはベビーフェイス効果がはたらき，安心を感じさせる．そのため原始的な防衛機制が働かず，AnG での活動が見られないと説明される．一方，四足動物のキリン，果物のサクランボ，バナナについては形状が細長い．スイカについてもその縦じまがそうである．細長いものや尖ったものは先端恐怖症のような心理がはたらき，針や槍，ナイフのような武器や凶器のようなものが突き刺さったりチクチクしたりすることを連想させる．そのような意味で，恐れや不安を感じさせる．そのため原始的な防衛機制が働き，AnG での活動が見られたのだろう．最後にイチゴについて考える．たしかにイチゴは細長いというよりはむしろ丸い形状の果物である．しかし，イチゴの果肉部分は果頂部（先端）が尖っており，イチゴの形状自身も先史時代の石斧や矢尻のような凶器を連想させる．そのような意味で，恐れや不安を感じさせる．そのため原始的な防衛機制が働き，AnG での活動が見られたと説明がつく．

なお，これらの議論は純粋に視覚刺激の形状が被験者に対して無意識的に不安を感じるものであるのか安心を感じるものであるかについての比較について論じているものであり，その視覚刺激の表すもの自身の感じ方ではないことに注意しておく．クマの線画では AnG での活動は見受けられないが，実物のクマは民家付近で出没すると報道され，注意を促される．場合によっては狂暴になり我々の生命を奪うこともある．一方，イチゴの線画では AnG での活動が見られたが，イチゴは美味であり，イチゴを用いたデザートやスナック菓子の種類が豊富にあるようにその味覚については老若男女問わず人気がある果物である．つまり，視覚刺激の表すものの性質についての心理的捉え方はこの場合関係がないようである．

さらに，果物のスイカについて，7.1 節の事例においては FuG における活動が丸い形状のものと同様の結果になったが，本節の事例においては AnG における活動が丸い形状のものと異なる結果になったことは注目すべきことであろう．

７．７　呼称課題の結果との一致性

大槻は本研究とは独立に，語の想起障害を示す患者に対して，丸い形状と丸くない形状の対象のモノクローム線画に対してその画像の名称を答える課題（以下「呼称課題」とよぶ）を課し，そのときの成績について考察している．それによると，果物カテゴリーにおける呼称課題の結果として，誤答しているものはすべて丸い形状である．さらに果物に限らず丸い形状の対象は丸くない形状の対象よりも有意に成績が低下していることを確認している[51]．このことと先ほどの「形状に関わる情動仮説」との間には何かしらの関連があることが十分考えられる．具体的な提示線



果物についての呼称課題では，多くの丸い形状の呼称は誤答している（右下）が，スイカとイチゴは正答している（左下）．

図 7.1　提示線画例とその呼称成績　[51]

丸い形状と丸くない形状の対象の呼称成績

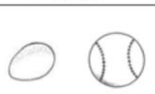
	丸い形状の対象	丸くない形状の対象
図版例		
線描画	25%	92%
実　物	50%	92%

図 7.2　丸い形状と丸くない形状の対象の呼称成績　[51]

画とその呼称成績については図 7.1 および図 7.2 のようになっている．

図 7.1 の果物カテゴリーについて見てみると，名称想起実験で用いた視覚刺激と同一のものに対して，形状が細長いあるいは尖った部分があるものについては正答している（図 7.1 左下）．ここで，図 7.1 において，正答した対象の中にサクランボとバナナがあるが，それに加えてスイカとイチゴの視覚刺激が入っていることに注意いただきたい．この形状における例外も名称想起実験の結果に一致している．つまり本研究での考察の段階では，名称想起実験における AnG での活動の有無と，呼称課題の正誤が完全に一致している．

なお，図 7.1 の動物カテゴリーについても見てみると，名称想起実験で用いた視覚刺激と同一のものはイヌのみであり，これについては名称想起実験における AnG での活動の有無と，呼称課題の正誤が一致しているが，その他の視覚刺激の場合における AnG での活動の有無は確認できない．しかし，果物カテゴリーの場合と同様

に，形状が丸いものは誤答しているが，形状が細長いあるいは尖った部分があるものは正答している．これによって，原始的な防衛機制と AnG での活動を結び付けた先ほどの「形状に関わる情動仮説」と呼称課題との関係性において，矛盾しない結果になることは十分予想される．

７．８　結論と今後の課題

本研究を通して，脳内活動部位および脳内活動経路の時空間的推定を行ってきた．解明できた点は必ずしも多くはないが，若干なりとも寄与できたと思われる．

4.1 節において期待される結果について 4 つの仮説を立てた．そして実際に《仮説 1》～《仮説 3》についてはほぼ期待されるような結果が得られた．

特に《仮説 4》については次の 3 点の興味深い結果が得られた．一点目は提示画像のカテゴリーの違いによって左 Insula における活動の有無の違いがあった．二点目は，AnG での脳内活動と他の脳内活動経路の独立性が示唆された．三点目は，視覚刺激の形状と AnG での活動の有無との関連性が認められ，無意識的な情動と考えられる関係性から興味深い「形状に関わる情動仮説」を立てることができた．

以上のように，《仮説 1》～《仮説 4》で予想したほぼ期待通りの結果が得られた．よって，本研究のこれらの仮説は支持される．

今後の課題としては，他の諸例についても同様に研究し，比較検討する．特に，視覚刺激画像の例とそのデータをさらに多く収集して，「形状に関わる情動仮説」の正当性をさらに補強する，または「形状に関わる情動仮説」と矛盾するような他の視覚刺激画像の例が見つかれば，そこから「形状に関わる情動仮説」を修正し，再検討することである．そのためには形状についてはたとえば視覚刺激画像の細長い形状または尖り具合の度合い，具体的には縦長の形状と横長の形状，縦横の長さの比の差異，先端部のなす角の大きさの大小，曲線の曲率の違いなどによって結果に違いが見られるかの検討が考えられる．また，視覚刺激画像から導かれる心理的情動を表す指標を見出し，視覚刺激画像と結びつけることによりさらなる結果が得られることを期待したい．なお，情動を示す指標の一つとして先述のとおり扁桃体と AnG が同期して活動することを確認することができればその論証の一つとなるであろう．その他にも筋電図を用いた方法も有効であると考えられる．カシオポらは，ビデオ視聴中の表情分析として筋電図を検討している[52]．その結果，不快な感情を想起するビデオでは皺眉筋の活動が優位になり，快な感情を想起するビデオでは大頬骨筋，眼輪筋の活動が優位になる．筋電図を用いた心理的情動を表す指標の本研究における有効性，あるいは他の指標の検討と連結した研究も必要である．

第８章　展望

本章では，本研究の手法またはもっと大きく脳活動を計測する手法を用いて解明できる可能性があることがらについて言及し，将来への展望としたい．

脳活動を計測する手法はさまざまな分野での応用例が考えられる．この手法は，被験者の精神活動や行動の生物学的基盤に基づくため，個人の脳活動計測データは客観的なデータとして利用できると考えられる．たとえば，脳活動計測データを性格検査のような心理検査として用いることが考えられる．現在用いられている心理検査の多くは質問形式であるため，心理検査の有効性という観点では，同一質問，同一被験者対しても回答にばらつきがあるなど測定における信頼性と妥当性の問題が生じることがある．これに対して脳活動を計測する手法を用いれば客観的なデータが得られるであろう．

ここでは，医療，工学，教育学への応用について述べる．

８．１　臨床医療への応用

まずは，臨床医療への応用を考える．

1.2節で述べたとおり，本研究は失語症患者に対する治療に寄与するための基本的研究となることを目標の一つとしている．ここでは失語症についてはもちろんのことではあるが，それには限らず，一般に臨床医療への応用として考えられることを六点挙げる．

一点目に，臨床研究からの知見によると，対象を認知したけれどもその名称を言うことができない障害があり，「語想起障害」とよばれている．この語想起障害は脳の左半球でいくつかの部位が関連するとされている．臨床知見で挙がっている病巣部位としては，TE，ParaHip，Broca 野，FuG，AnG などである．これらの部位は，本研究においても第 5 章および第 6 章で述べた結果のように，ECDL 法によって推定された部位と一致しており，非常に興味深い知見が得られた．また，これに関連してその病巣部位における時空間的脳活動推移については臨床の分野においてはほとんど知見がないといわれている．本研究における入力経路および出力経路で明らかになった時空間的脳活動推移については臨床分野においても参考になることが期待される．

二点目に，臨床の患者においては，視覚刺激における形状によって呼称能力に違いがあるケースが報告されている[53]．これまで知られている障害としては第一に，生物カテゴリーと非生物（人工物）カテゴリーでの呼称能力の乖離である．このような障害は「カテゴリー特異性障害」とよばれている．第二に，入力モダリティー

の違い（たとえば見ても名前が出てこないが，触ったら出てくるなど）による呼称障害が知られている．このような障害は「モダリティー特異性障害」とよばれている．そして，7.7節で述べたように，「丸い形状」のときに呼称成績が低下するというような症例もある．このような乖離の仕方をするという事実から，視覚刺激の認知に関連する経路が別個に複数存在するということも推測される．本研究の結果はそのことを示唆している可能性がある．

三点目に，本研究の結果は，健常者における視覚性呼称の経路に関する研究であるが，脳損傷者の経路計測で，健常者との違いや，どの経路で問題が生じるのかがわかれば，治療効果やリハビリ効果の判定にも使われることが期待される．

四点目に，失語症の治療以外にも，精神疾患に対する治療の一助になることも考えられる．実際，うつ病，不安障害やPTSDに認められる過度な不安や恐怖という症状は，扁桃体の活動が過剰であることが知られている．反対に統合失調症や自閉症に認められる感情や対人コミュニケーションの障害は，扁桃体における活動の低下と関連していることも知られている．このため本研究で用いた手法で扁桃体の活動を解析することによって，このような精神疾患の治療に役立つことが期待される．

五点目に，最近，臨床の場では，デフォルトモードネットワーク（Default Mode Network: DMN）の画像化がさかんになっている．デフォルトモードネットワークとは後部帯状回と前頭葉内側が同期して活動しているという脳内ネットワークのひとつであり，ぼんやりと何もしない時の脳の働きに関連している．デフォルトモードネットワークの画像化において，ネットワーク構造がわかっても，実際の活動の様子はあまり知られていない．本研究の時間解像度の極めて高いデータを取得する手法が，脳活動の全貌を知るのに不可欠であると考えられる．

六点目に，EEGのような生物学的なデータは非線形に相互作用する複雑系の信号であるといわれている．このようなデータはとても複雑なふるまいを示して，構造の理解を難しくしている．本研究で用いた手法は，このような複雑系の理解の一助になる可能性もありうる．

８．２　BMI/BCIへの応用

次に工学への応用として1.1節でも言及したBMI/BCIへの応用について述べる．

BMI/BCIの基本的な構成は，

1.メンタルタスクや外部刺激による脳活動の誘発

2.脳信号の取得

3.特徴抽出

4.パターン認識

5.デバイス命令への変換

という5つのステップに分かれている．これらのステップを経て，BMI/BCIは車いすやコンピューターのカーソルなどを操作する．ここでは，4.のパターン認識について着目する．

パターン認識とは，脳信号が観測されたときに，ユーザーがどのメンタルタスクを行ったかまたはどの刺激に注意を向けたかを判別するものである．よく用いられる例として，一点目には，ユーザーが刺激に対する認知を行うことでERPを誘発させるというような認知を用いるものである．二点目にはユーザーが点滅する刺激を注視することでコマンド入力を行うものである．しかしこれらは刺激を提示する装置を必要とするという欠点を併せ持つ．

山ノ井らは，向きを示す単語と記号に関する脳内活動部位の推定及び比較を行うため，被験者が視覚刺激として提示された向きを表す単語（漢字: 上，下，左，右）と記号（矢印: ↑，↓，←，→）とを観察する際のEEGを計測し，ECDL法を試み，脳活動の時空間的な比較を行った[54]．この結果，潜時500ms前後で漢字と矢印とで共通した脳活動が前頭葉において観察された．これらの潜時で逆の向きを示す視覚刺激に対して得られたERPを比較した結果，ERPのポテンシャル極性の反転が確認された．このことから，ERPのポテンシャル極性の反転を検知することで，被験者がイメージした矢印の種類を判別できると考えられる．

また，山ノ井らは身体部位や四足動物，家電製品などの線画を提示して，線画想起時のEEGを計測する実験を行った[55]．前処理したEEGデータに対して正準判別分析という手法を用いて解析した．この結果，いずれの被験者に対しても四種類の想起に関しての判別率は95%以上，十種類の想起に関してもほぼ80%以上となる結果を得た．

これらの知見を基にして，山ノ井らはBCIへの応用を試みている．

８．３　教育学への応用

最後に教育学への応用として現在の段階では測定しにくい学力に関する測定について着目する．

現行の学習指導要領に基づいて，従来の詰込み型教育だけでは対応できないような「思考力・判断力・表現力」などを新たな学力指標として導入することは，すでに実施されてはいるが，それが徹底されることが検討されているところである．もちろん大学入試のあり方においても例外ではない．

文部科学省は，「新しい時代にふさわしい高大接続の実現に向けた高等学校教育，大学教育，大学入試選抜の一体的改革について（答申）」において，新しい大学入試の基本的な考え方として次のように述べている（平成26年12月22日・中央教育審議会）[56]．

> 18歳頃における一度限りの一斉受験という特殊な行事が，長い人生航路における最大の分岐点であり目標であるとする，我が国の社会全体に深く根を張った従来型の「大学入試」や，その背景にある，画一的な一斉試験で正答に関する知識の再生を一点刻みに問い，その結果の点数のみに依拠した選抜を行うことが公平であるとする，「公平性」の観念という桎梏は断ち切らなければならない．

そのために，この答申によれば，現行の大学入試センター試験を廃止し，新たに「大学入学希望者学力評価テスト（仮称）」が導入される．そのあり方として次のようなことが述べられている（同上）．

> 「1点刻み」の客観性にとらわれた評価から脱し，各大学の個別選抜における多様な評価方法の導入を促進する観点から，大学及び大学入学希望者に対して，段階別表示による成績提供を行う．

このことによって，大学入試の方向性として例えば，小論文，面接，プレゼンテーション等で受験生の合否を定めることになると予想される．

一方で，小学校や中学校においても，現在の学校現場において，子どもたちが多様化してゆく中，個々の学習状況も多様化している．この状況に応じて教師は子どもにとって適切な指導方法を選択し，その方法を実施するとともに，そこで用いられた指導方法が適切であったかどうかを検証することが必要になってきている．しかし客観的指標を用いた学力の測定，評価についてはその手法がまだ確立してはおらず，従来のペーパーテスト形式にたよらざるを得ない傾向がある．

このような学校教育の現状を踏まえたうえで，脳活動を計測する手法に期待される成果を三点述べる．

一点目は，子どもの学習状況を診断する際に，脳活動計測データが客観的な指標になると期待できることである．言い換えると，外部観察からでは判別できないような学力のデータを脳活動計測によって測定，評価できる可能性を有しているということである．梶田は，主要な学習状況の把握や評価方法として標準テスト，教師作成テスト，質問紙法，問答法，観察記録法，レポート法，制作物法の 7 つを挙げている[57]．このうち，前半の 3 つは評価の客観性に関して優れているが実態把握の深さについては問題点があり，後半の 4 つは実態把握の深さに関して優れているが客観性については問題がある．このように，両者の点で優れているものは現在も見いだせていない．文部科学省も「言語能力の向上に関する特別チーム」を立ち上げたり，授業においてアクティブラーニングを導入したりするなど，言語活動の充実を謳ってきているが，積極的に発言できる子どもと比較的おとなしい子どもであるとか，学習状況を正確に説明できる子どもとそうとは言えない子どもを公平に扱うことは難しい．しかし，今後データを蓄積してゆくことで，情意面も含めた客観的

指標として脳活動計測データを用いることが期待される．つまり，子どもの感じている難度や解決方法の獲得状況，緊張状態などが判定できるようになれば，これまでの教育学では持ち合わせていなかった「実態把握の深さ」と「評価の客観性」ともに有する学習状況の診断の指標として脳活動計測データが活用できる可能性があると期待される．

二点目は，教師の指導方法を改善する際に，脳活動計測データが分析の指標になると期待できることである．現在の算数・数学教育においてもある程度の知識を得ている子どもの理解を発展させるために固定観念を問い直す「概念くだき」を図ること，計算方法や公式などの技法を習得した後の理解を確立するために正当性を問う「ゆさぶり」の発問を行うこと，子ども自身に思考させたり間違いに気づかせたりするために意図的に沈黙を設けることなどがよくおこなわれる．しかし，子どもの学習特性の個人差が大きいため，教師は指導に際して子どもに応じた方法を考えなければならない．これらを一斉授業で行った場合，子どもによっては概念くだきやゆさぶりがかえって混乱を招く場合も少なくない．そこで，一点目に述べたような学習状況の診断を踏まえ，教師が，どのような説明が子どもにとって効果的であったか，どのタイミングで助言を行うことが子どもにとって有益であったのかなど，教師自身の省察だけでは判断の難しい指導方法の改善について，脳活動計測データを利用し，子どもの差異の生理学的意味から，適切な指導を検討する上での基礎的資料として用いることが期待される．

三点目は，脳活動計測データを用いることにより，カリキュラム配置の妥当性を検証することができる可能性があることである．教育内容の各領域における横断的共通性と，各領域における縦断的関連性を再検討し，より適切なカリキュラム構築につなげる一助になることが期待される．

８．４　今後の課題

これまで述べてきたように，脳活動を計測する手法には，さまざまな分野での応用例が考えられるが，逆に今後の課題も存在する．たとえば以下に述べるような問題点である．

一点目は，脳活動計測装置自身の問題である．EEG計測装置は，比較的安価で，移動が容易であり，かつ実用的であるということは3.1節で述べたとおりである．しかしさらに利用可能性の高いものとなることが望まれる．たとえば可動性を高めるために計測装置自体を軽量化すること，使用者の阻害要因とならないようにEEG電極固定キャップを軽量化したりアクティブ電極からのデータ情報を無線化したりすること，装着時の負担を軽減するために装着方法を簡略化すること，購入可能性を高めるために廉価化することなどの改善の余地がある．

二点目は，倫理的問題である．心とか精神という現象はいままで測定不可能だと思われてきたが，脳活動計測として測定および解析可能になり，そのメカニズムが明らかになることは確かに意義が大きい．しかし，もし個人の思想や道徳意識などを脳活動のデータとして評価することが可能になると，その情報が本人や家族以外の人々に知られることにより，プライバシーが侵害されたり，雇用や結婚に関して差別を受けたりするというおそれもある．

また，デカルトの心身二元論のもとでは，身体はモノであり，その所有権が本人にあると考えられる．したがって，身体の所有権に基づいて，身体に関する決定を行う権利は本人にあるというように考えられている．このような自己決定権をどこまで認めるべきかが問題になるであろう．つまり，本人ではなく他人が脳活動のデータを利用して，精神的部分を操作し，それによって身体に関する決定を行うことも可能になることが十分予想される．たしかに個人の精神的部分を操作すればたとえば発達障害の児童，生徒に対して社会習慣や生活習慣，学習習慣を身に着けられるようにしたり，うつ病，不安障害などの患者に対して行動を安定させたり自死の防止に用いることは可能かもしれない．しかし，他人が精神的部分を操作することが可能になれば当然それを悪用して犯罪につながるなど，倫理的な問題をはじめ，様々な問題が発生するおそれがあることは明らかである．

このように脳活動のデータの適切な取り扱いとして，さまざまな倫理的な問題が解決すべき困難として浮上してくる．どこまで実現させるのかは社会が十分に検討し，判断しなければならない．

付録 A　EEG 信号処理

付録 A では，ノイズ除去に関わる EEG 信号処理の基本的方法を紹介する．

A．1　加算平均法

脳からの信号においては，EEG の信号成分だけではなく，振幅の大きな自発電位や外部からのノイズ，心電や瞬目など解析する上で必要のないノイズが加わって観測される．したがって EEG の信号成分とノイズ成分を分離するために何がしかの処理をしなければならない．

もっとも単純な方法として加算平均法がある．これは，同じ実験を複数回繰り返し，それらの測定値の平均を求めるという方法である．図 A.1 は，加算平均法の概念図である．これにより，雑音成分が減少し信号成分を抽出できる．詳しく述べると，複数回の実験で測定した脳波を刺激提示時刻で揃えたものを考える．測定した脳波には，刺激による誘発電位の他に，ノイズが含まれている．ここで誘発電位は，刺激提示時刻に同期しているため，全て同じ位相である．しかし，ノイズは，刺激に同期していないため，位相がそろってはいないと考えられる．そのため，測定された脳波を加算平均すると，誘発電位のみが表れ，ノイズは小さくなると考えられる．もちろん実験の回数を多くすればするほど加算平均すればノイズはより小さく

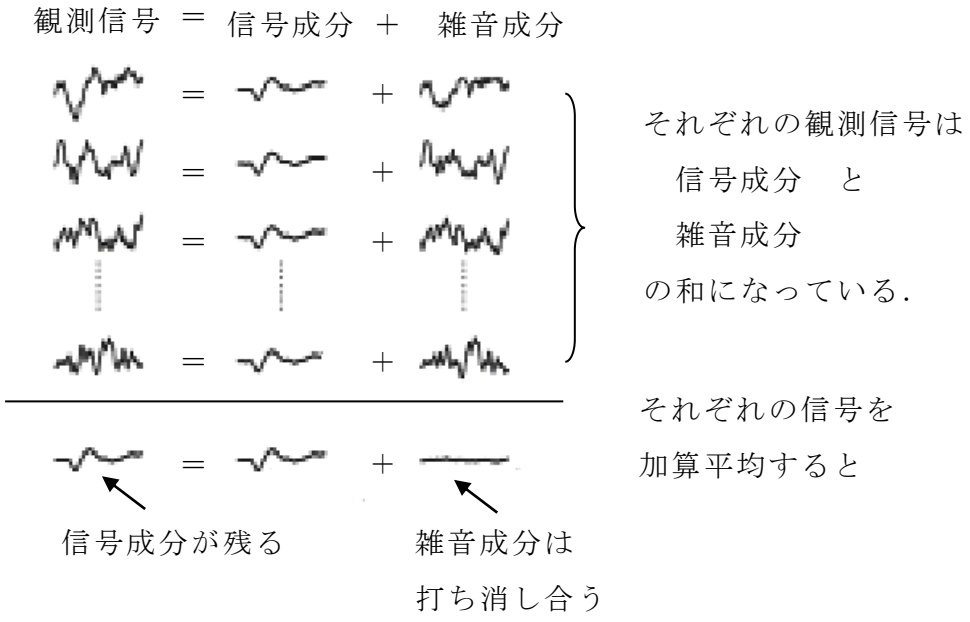


図 A.1　加算平均法の概念図

なっていく.

加算平均法における数学的な理論づけについて，その原理となるのは統計学において非常によく知られている中心極限定理である.

定理（Lindeberg の中心極限定理）平均μ，分散σ^2をもつ独立同分布にしたがう確率変数列$\mathbf{X}=(X(n)\mid n=1,2,\cdots)$に対して，

$$S_n=\sum_{k=1}^{n}X_k$$

とおく．このとき，任意の実数αに対して

$$P\left(\frac{S_n-n\mu}{\sqrt{n}\sigma}\leqq\alpha\right)\ \rightarrow\ \frac{1}{\sqrt{2\pi}}\int_{-\infty}^{\alpha}e^{-\frac{\sigma^2}{2}}dx\qquad(n\rightarrow\infty)$$

が成り立つ.

この中心極限定理が主張するところは，独立同分布にしたがう確率変数は，その分布がなんであるのかに関わらず，$\frac{S_n-n\mu}{\sqrt{n}\sigma}$は平均 0，分散 1 の標準正規分布 N(0,1) に法則収束するということである．したがって，標本数Nが十分大きな自然数であるとき，

$$\frac{S_N-N\mu}{\sqrt{N}\sigma}=\frac{\frac{S_N}{N}-\mu}{\frac{\sigma}{\sqrt{N}}}$$

であるから標本平均$\overline{X}_N=\frac{S_N}{N}$と真の平均$\mu$との差は平均 0，分散$\frac{\sigma^2}{N}$の正規分布にしたがうとみなしてよいということである.このことは,N回の加算平均で分散が$\frac{1}{N}$倍になる，すなわち標準偏差が$\frac{1}{\sqrt{N}}$倍になることを意味している.

世の中に存在する雑音の多くはガウス分布にしたがうと考えてよいといわれている.ガウス分布にしたがう雑音の平均振幅は標準偏差に比例するので,雑音成分をN回加算平均すると，平均振幅は$\frac{1}{\sqrt{N}}$倍となる．一方，信号成分の方は同期して加算されるので，その平均振幅は変わらない．したがって，信号-雑音比（signal-noise ratio: SN 比）は$\sqrt{N}$倍に改善されることがわかる.

一方で，加算平均法には短所もいくつかある．第一に，加算平均を行うことによ

って，single-trial ごとの詳細な情報が消失してしまうおそれがあるということである．第二に，雑音を含む観測信号の中から信号成分を取り出すためには，多くの試行を行う必要があるということである．信号によっては，数百回から数千回程度の試行を行い，加算平均する必要があるといわれている．時間的変動の大きいデータを加算することによって，当然のごとく時間分解能は犠牲になる．第三に，同じような刺激を繰り返すことによって，最も敏感な成分は慣れの効果のために消滅するおそれがあるということである．第四に，被験者の疲労などによる実験回数の制限がある．第五に，瞬目などノイズを排除する必要があるという実験中の制約があるということである．加算平均法を用いる場合，まずはアーチファクトを含む試行をできるだけ除くようにする．ここで，アーチファクト（artifacts）とは，脳波記録に混入する脳波以外の現象のことである．これには生体に由来するものとそれ以外のものがある．生体に由来するアーチファクトには，被験者の眼球運動や瞬目などによる眼電，体動や筋電位，発汗，心電図によるアーチファクトなどがある．また生体外に由来するアーチファクトには，商用電源からのノイズ，電極の装着不良や破損・断線によるものや，電灯線・電気器具による交流障害などがある．

このように加算平均法には欠点も少なくないので実際に信号処理を実行する際には注意を要する．

A．2　主成分分析

EEG の信号成分とノイズ成分に分離する手法のひとつに主成分分析（principal component analysis: PCA）がある．これは，多次元データのもつ情報をできるだけ損わずに低次元空間に情報を縮約する方法として用いられる．情報損失量をできるだけ小さくするということは，得られる情報量をできるだけ大きくするということと同じである．

PCA には二つの一般的な方法がある．いずれの場合にも，データ点を主部分空間（principal subspace）とよばれる低次元の線形空間の上へ直交射影することによって定義するものである．第一の方法として，得られる情報量を最大にするために，データのばらつきを最もよく表す方向，すなわち直交射影を，射影されたデータの分散が最大化されるようにし，このようにして主成分を設定するという方法である[58]．第二の方法として，もともとのデータ点と射影した点との重相関係数の 2 乗和を最大化するような線形射影として定義するというものである．ここでは，第一の方法による定義を詳しく述べる．

図 A.2 は，PCA について，第 1 の方法の概念図である．

まずは，データ点の部分空間への直交射影の分散が最大になるような低次元の空

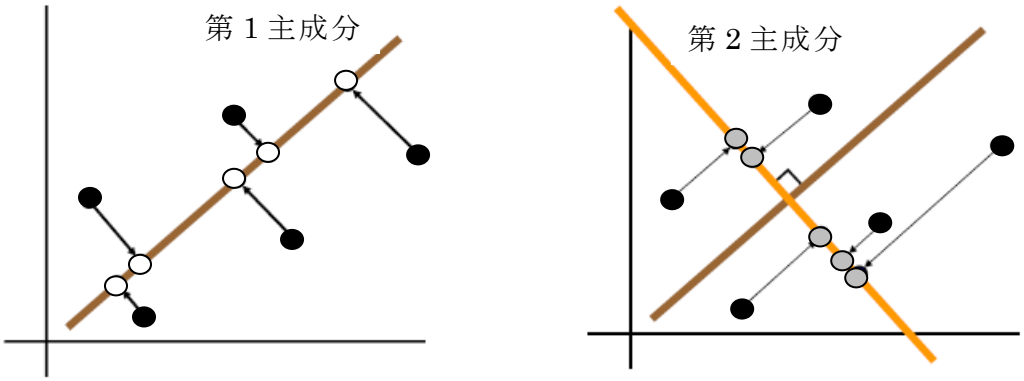


図 A.2　PCA の概念図

間を探す．図 A.2 の場合は 2 次元のデータで，データ点は黒丸で表されている．図 A.2 左の図において，右上がりの軸（茶色の直線）がそれであり，これを第 1 主成分とよぶ．データ点の部分空間への直交射影を白丸で表している．次に，第 1 主成分と直交する部分空間の中で，その上に射影したデータ（灰色丸）の分散が最大となるものを探す．図 A.2 右の図において，右下がりの軸（朱色の直線）がそれであり，これを第 2 主成分とよぶ．

センサー数を N とし，時刻 t におけるセンサー番号 n の計測電位を $v_n(t)$ とする$(1 \leqq n \leqq N)$．$(v_1(t), v_2(t),\ldots, v_N(t))$ は何らかの相関関係があると考えられる．また，時刻 t において，N 次元ベクトル $\boldsymbol{v}(t)$ を，

$$\boldsymbol{v}(t) = \begin{bmatrix} v_1(t) \\ v_2(t) \\ \vdots \\ v_N(t) \end{bmatrix}$$

で定める．時刻 t は $t=0,1,\cdots,T-1$ で観測されたものとする．このとき，T 組の計測電位データ $(\boldsymbol{v}(0), \boldsymbol{v}(1),\ldots, \boldsymbol{v}(T-1))$ が得られる．これら T 組のデータは，それぞれ N 変数相互に関連のある変動を示しているとみなせるから，これを説明する関数として，N 個の変量の線型結合

$$s(t) = \boldsymbol{\gamma}^T \boldsymbol{v}(t) = \gamma_1 v_1(t) + \gamma_2 v_2(t) + \cdots + \gamma_N v_N(t)$$

で表されると仮定する．ここで，係数ベクトル $\boldsymbol{\gamma}$ は $\boldsymbol{\gamma} = \begin{bmatrix} \gamma_1 \\ \gamma_2 \\ \vdots \\ \gamma_N \end{bmatrix}$ とし，$\boldsymbol{\gamma}^T$ は $\boldsymbol{\gamma}$ の転置ベクトルを表す．

計測電位ベクトル $\boldsymbol{v}(t)$ の特徴を表す指標として，以下に述べる主成分とよばれるものが用いられる．

定義（第 k 主成分）$s_1(t), s_2(t), \ldots, s_N(t)$ について，大きさが 1 の係数ベクトル $\boldsymbol{\gamma}$ をそれぞれうまくとって，$s(t) = \boldsymbol{\gamma}^T \boldsymbol{v}(t)$ に対して

（条件 1）　$s(t)$ の直交射影の分散が最大になる

［このときの $s(t)$ を $s_1(t)$ と表すことにする］．

（条件 k）　$s_1(t), s_2(t), \ldots, s_{k-1}(t)$ までが定義されたとき，$s_1(t), s_2(t), \ldots, s_{k-1}(t)$ と無相関な $s(t)$ で，直交射影の分散が最大になる

［このときの $s(t)$ を $s_k(t)$ と表すことにする］．

となるように決める．

このとき，$s_1(t)$ を第 1 主成分，$s_2(t)$ を第 2 主成分，…，$s_k(t)$ を第 k 主成分という．

なお，上の 2 つの条件はそれぞれ次の 2 つの条件と同値であることが知られている．

（条件 1）′　$\sum_{t=0}^{T-1} \left\| \boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma} \right\|^2$ が最小になる．

（条件 k）′　$s_1(t), s_2(t)$ ，…，$s_{k-1}(t)$ までが定義されたとき，対応する係数ベクトル $\boldsymbol{\gamma}$ をそれぞれ $\boldsymbol{\gamma}_{(1)}, \boldsymbol{\gamma}_{(2)}, \cdots, \boldsymbol{\gamma}_{(k-1)}$ とすると，

$$\sum_{t=0}^{T-1} \left\| \left(\boldsymbol{v}(t) - s_1(t)\boldsymbol{\gamma}_{(1)} - s_2(t)\boldsymbol{\gamma}_{(2)} - \cdots - s_{k-1}(t)\boldsymbol{\gamma}_{(k-1)} \right) - s(t)\boldsymbol{\gamma} \right\|^2$$

が最小になる．

さて，係数ベクトル $\boldsymbol{\gamma}$ はどのようにとればよいだろうか．

いま，必要ならば標本平均ベクトルを引くことにより計測電位データ $(\boldsymbol{v}(0), \boldsymbol{v}(1), \cdots, \boldsymbol{v}(T-1))$ の標本平均ベクトルを $\mathbf{0}$ としておく．このとき，標本分散行列

$$\boldsymbol{V} = \frac{1}{T} \sum_{t=0}^{T-1} \boldsymbol{v}(t)\boldsymbol{v}(t)^T$$

は非負正定値対称行列であるのでその固有値は非負であり，大きい順に $\lambda_1 \geqq \lambda_2 \geqq \cdots \geqq \lambda_N$ とする．また，対応する大きさ 1 の固有ベクトルをそれぞれ $\boldsymbol{\gamma}_1, \boldsymbol{\gamma}_2, \cdots, \boldsymbol{\gamma}_N$ とする．

定理（主成分の求め方とその性質）計測電位データ $(\boldsymbol{v}(0), \boldsymbol{v}(1), \ldots, \boldsymbol{v}(T-1))$ の標本平均ベクトルを $\mathbf{0}$ とし，その標本分散行列を $\boldsymbol{V}$ とする．$\boldsymbol{V}$ の固有値を大きさの順

に$\lambda_1 \geqq \lambda_2 \geqq \cdots \geqq \lambda_N$とする．また，固有値に対応する大きさ1の固有ベクトルをそれぞれ$\boldsymbol{\gamma}_1, \boldsymbol{\gamma}_2, \cdots, \boldsymbol{\gamma}_N$とする．このとき，次の (1) ～ (4) が成り立つ．

(1) 第k主成分$s_k(t)$は

$$s_k(t) = \boldsymbol{\gamma}_k^T \boldsymbol{v}(t)$$

で与えられる．

(2) $\boldsymbol{v}(t) = s_1(t)\boldsymbol{\gamma}_1 + s_2(t)\boldsymbol{\gamma}_2 + \cdots + s_N(t)\boldsymbol{\gamma}_N$

(3) $0 \leqq i, j \leqq N$に対して　$\dfrac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} s_i(t)s_j(t) = \lambda_i \delta_{ij}$

(4) $\dfrac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} \|v(t)\|^2 = \sum_{i=1}^{N} \lambda_i$

この定理の (1) より主成分を求めることができる．また，(3) の事実より各主成分は無相関であることがわかる．

定理の証明のために補題を一つ準備する．

補題　任意の大きさ1のベクトル$\boldsymbol{\gamma}$を固定したとき，$\|\boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma}\|$を最小にするのは$s(t) = \boldsymbol{\gamma}^T \boldsymbol{v}(t)$で与えられる．

［証明］ $\|\boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma}\|^2 = \|\boldsymbol{v}(t)\|^2 - 2s(t)\boldsymbol{\gamma}^T\boldsymbol{v}(t) + s(t)^2 = (s(t) - \boldsymbol{\gamma}^T\boldsymbol{v}(t))^2 + \|\boldsymbol{v}(t)\|^2 - \{\boldsymbol{\gamma}^T\boldsymbol{v}(t)\}^2$

であるから，$\|\boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma}\|$は$s(t) = \boldsymbol{\gamma}^T \boldsymbol{v}(t)$のとき最小値$\sqrt{\|\boldsymbol{v}(t)\|^2 - \{\boldsymbol{\gamma}^T\boldsymbol{v}(t)\}^2}$をとる．■

補題における$\|\boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma}\|$について，直観的には$\boldsymbol{v}(t)$と$\boldsymbol{\gamma}$で張られる直線の距離を表しているので，$\boldsymbol{v}(t)$からおろした垂線の長さが最小であるということを表している．

［定理の証明］(1) まず，<u>$k=1$のとき</u>　(条件 1)′ の$\sum_{t=0}^{T-1}\|\boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma}\|^2$が最小になる場合を考える．

補題より各$\|\boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma}\|$は$s(t) = \boldsymbol{\gamma}^T \boldsymbol{v}(t)$のときに最小になる．このとき

$$\sum_{t=0}^{T-1}\|\boldsymbol{v}(t) - s(t)\boldsymbol{\gamma}\|^2 = \sum_{t=0}^{T-1}\|\boldsymbol{v}(t)\|^2 - \|s(t)\boldsymbol{\gamma}\|^2$$

であるから，これを最小化することは$\sum_{t=0}^{T-1}\|s(t)\boldsymbol{\gamma}\|^2$を最大化することと同値である．

$$\sum_{t=0}^{T-1}\left\|s(t)\gamma\right\|^2=\sum_{t=0}^{T-1}\left\|(\gamma^T\boldsymbol{v}(t))\gamma\right\|^2=\sum_{t=0}^{T-1}\left\|\gamma\ (\boldsymbol{v}(t)^T\gamma)\right\|^2$$
$$=\sum_{t=0}^{T-1}\{(\gamma^T\boldsymbol{v}(t))\gamma^T\}\{\gamma(\boldsymbol{v}(t)^T\gamma)\}$$
$$=\gamma^T\left(\sum_{t=0}^{T-1}\boldsymbol{v}(t)\boldsymbol{v}(t)^T\right)\gamma$$
$$=T\gamma^TV\gamma$$

であるから，$\gamma^T\ V\gamma$ を最大化する γ を求めればよい．

Vは非負正定値対称行列であるので，行列 R を $R=(\gamma_1\ \gamma_2\ \cdots\ \gamma_N)$ とすれば R は直交行列で，

$$R^TVR=\begin{pmatrix}\lambda_1 & & O\\ & \ddots & \\ O & & \lambda_N\end{pmatrix}\qquad(\lambda_1\geqq\lambda_2\geqq\cdots\geqq\lambda_N)$$

と対角化される．

いま，任意の大きさ 1 のベクトル $\boldsymbol{u}=(\boldsymbol{u}_1,\boldsymbol{u}_2,\ldots,\boldsymbol{u}_N)^T$ に対して $\gamma_u=Ru$ とおけば，γ_u の大きさは 1 であり，

$$\gamma_u^T\ V\gamma_u=u^TR^TVRu=u^T\begin{pmatrix}\lambda_1 & & O\\ & \ddots & \\ O & & \lambda_N\end{pmatrix}u=\lambda_1u_1^2+\lambda_2u_2^2+\cdots+\lambda_Nu_N^2$$

であるから，$\lambda_1\geqq\lambda_2\geqq\cdots\geqq\lambda_N$に気をつければこれを最大化する u は明らかに $\boldsymbol{u}=(1,0,\ldots,0)^T$ である．したがって，

$$\gamma=R\begin{pmatrix}1\\0\\\vdots\\0\end{pmatrix}=(\gamma_1\ \gamma_2\ \cdots\ \gamma_N)\begin{pmatrix}1\\0\\\vdots\\0\end{pmatrix}=\gamma_1$$

のとき最大であり，$\gamma^T\ V\gamma=\lambda_1$ である．

次に <u>$k=2$ のとき</u>，$k=1$ のときと同様にして $\boldsymbol{v}(t)-s_1(t)\gamma_1$ の分散行列を V_1 とするとき，$\gamma^T\ V_1\gamma$ を最大化する γ を求めればよい．

$$V_1=\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}(\boldsymbol{v}(t)-s_1(t)\gamma_1)(\boldsymbol{v}(t)-s_1(t)\gamma_1)^T=\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}\boldsymbol{v}(t)\boldsymbol{v}(t)^T-\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}s_1(t)\gamma_1s_1(t)\gamma_1^T=V-\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}s_1(t)^2\gamma_1\gamma_1^T$$

$$R^TV_1R=R^TVR-\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}s_1(t)^2R^T\gamma_1\gamma_1^TR$$

$$= \begin{pmatrix} \lambda_1 & & O \\ & \ddots & \\ O & & \lambda_N \end{pmatrix} - \frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} s_1(t)^2 \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & \cdots & 0 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} \lambda_1 & & O \\ & \ddots & \\ O & & \lambda_N \end{pmatrix} - \frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} s_1(t)^2 \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & 0 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 0 \end{pmatrix}$$

ここで,

$$\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} s_1(t)^2 = \frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} \gamma_1^T v(t) v(t)^T \gamma_1 = \gamma_1^T V \gamma_1 = \lambda_1 \qquad \cdots \quad \bigstar$$

であるから

$$R^T V_1 R = \begin{pmatrix} 0 & & & O \\ & \lambda_2 & & \\ & & \ddots & \\ O & & & \lambda_N \end{pmatrix}$$

となり，$k=1$ のときと同様にして

$$\gamma_u^T V \gamma_u = u^T R^T V_1 R u = u^T \begin{pmatrix} 0 & & & O \\ & \lambda_2 & & \\ & & \ddots & \\ O & & & \lambda_N \end{pmatrix} u = \lambda_2 u_2^2 + \lambda_3 u_3^2 + \cdots + \lambda_N u_N^2$$

を最大化する u は明らかに $\boldsymbol{u} = (0,1,0,\ldots,0)^T$ である．したがって,

$$\gamma = R \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix} = (\gamma_1 \ \gamma_2 \ \cdots \ \gamma_N) \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix} = \gamma_2$$

のとき最大である.

$k \geqq 3$ のときも同様である.

(2) N次元の Fourier 展開より明らか.

(3) ★と同様にすれば $\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} s_i(t)^2 = \lambda_i$ は得られる.

$i \neq j$ のときは γ_i と γ_j は直交するので

$$\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} s_i(t) s_j(t) = \frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1} \gamma_i^T v(t) v(t)^T \gamma_j = \gamma_i^T V \gamma_j = \gamma_i^T (\lambda_j \gamma_j) = 0$$

(4) (2)より

$$\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}\|v(t)\|^2 = \frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}\|s_1(t)\gamma_1 + s_2(t)\gamma_2 + \cdots + s_N(t)\gamma_N\|^2$$
$$= \frac{1}{T}\sum_{t=0}^{T-1}(s_1(t)^2 + s_2(t)^2 + \cdots + s_N(t)^2)$$
$$= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \cdots + \lambda_N^2$$

以上ですべて証明された．■

さて，できるだけ少ない主成分でデータをできるだけ正確に説明したいのであるから，各主成分が元のデータに含まれる特徴をどの程度表現しているのか，あるいは何個の主成分を用いれば元のデータに含まれる特徴を十分に表現できるかを示す指標が必要である．この指標の一つとして，寄与率および累積寄与率がある．寄与率（proportion）は，第 k 主成分が元のデータに含まれる特徴をどの程度表現しているかを示す指標であり，

$$C_k = \frac{\lambda_k}{\mathrm{trace}(V)}$$

で定義される．寄与率 C_k は通常%を用いて表される．また，

$$P_k = \sum_{i=1}^{k} C_i$$

を第 k 主成分までの累積寄与率（accumulated proportion）とよぶ．通常，累積寄与率が 80%程度を目安として主成分の個数を決める．

A．3　独立成分分析

前節の PCA は互いに直交する手部分空間になるよう信号分離するのに対し，独立成分分析（independent component analysis: ICA）は，互いに最も独立になるよう信号分離するものである．ICA は混合信号を分離する手法の一種であり，脳の信号処理においても，EEG の特定の信号成分を分離・抽出するのに多く用いられている．また，EEG や MEG の信号分離のほか，画像処理等，様々な分野で用いられている一般的な手法である．

ICA のモデルは次のとおりである．ある瞬間に脳内の複数の箇所が活動し，それぞれから誘発される個々の信号が頭の表面に設置されたセンサーによって観測されるとする．脳内の活動箇所数を D とし，時刻 t における脳内活動から誘発される信号を $s_i(t)$ $(i = 1,2,\cdots,D)$ とする．次に，センサー数を N とし，時刻 t におけるセンサー番号 n の計測電位を $v_n(t)$ $(n = 1,2,\cdots,N)$ とする．時刻 t において D 次元ベクトル $\boldsymbol{s}(t)$ および N 次元ベクトル $\boldsymbol{v}(t)$ を，

$$\boldsymbol{s}(t)=\begin{bmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \\ \vdots \\ s_D(t) \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{v}(t)=\begin{bmatrix} v_1(t) \\ v_2(t) \\ \vdots \\ v_N(t) \end{bmatrix}$$

で定める．以下では簡単のために，$\boldsymbol{s}(t)$ の平均ベクトルは $\mathbf{0}$ とする．

観測される時刻 t は $t=0,1,\cdots,T-1$ とし，各時刻 t において N次元のデータベクトル $\boldsymbol{v}(t)$ が逐次観測されるとする．このとき $\boldsymbol{v}(t)$ は次式のように表される．

$$\boldsymbol{v}(t) = A\boldsymbol{s}(t)$$

ここで A は $N \times D$ 行列である．行列 A を混合行列とよぶ．

問題となっていることは観測される N次元のデータベクトル $\boldsymbol{v}(t)$ から信号源の D次元ベクトル $\boldsymbol{s}(t)$ を推定しようということである．もちろん行列 A は未知であるから簡単には解決しない．そこで，

「信号源 $s_1(t)$，$s_2(t)$，…，$s_D(t)$ はすべて独立である」

という仮定のもとで，$\boldsymbol{v}(t)$ から $\boldsymbol{s}(t)$ の推定ベクトル $\hat{\boldsymbol{s}}(t)$ をある行列 Wを用いて

$$\hat{\boldsymbol{s}}(t) = W\boldsymbol{v}(t)$$

のように表すことを考える．ここで Wは $D\times N$行列である．

図 A.3 に ICA の概念図を示す．

左端の元信号 $\boldsymbol{s}(t)=\begin{bmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \\ s_3(t) \end{bmatrix}$ が線型的に混合して中央の観測信号 $\boldsymbol{v}(t)=\begin{bmatrix} v_1(t) \\ v_2(t) \\ v_3(t) \\ v_4(t) \end{bmatrix}$ が出力されることを想定する．すなわちこの図においては，$D=4$，$N=3$ である．ICA の手法は，観測信号 $\boldsymbol{v}(t)$ から，その独立成分を抽出し，元の信号 $\boldsymbol{s}(t)$ の推定信号である右端の信号 $\hat{\boldsymbol{s}}(t)$ を推定するのである．この図の場合は，混合行列 A が 3×4 行列であり，Wは 4×3 行列になる．

以下では問題を単純にするために，センサーの数と互いに独立な信号の数とが等しい場合を考える．すなわち，$N=D$ とする．

ICA においては，その独立性の基準として何をとるのかによって様々な考え方がある．ここでは確率分布を用いる方法を一つだけ紹介する．結論としては次のアルゴリズムを用いて復元行列 Wを推定するというものである．

アルゴリズム　復元行列 Wを次の更新則を用いて求める．

$$W \leftarrow W + \varepsilon \, \Delta W$$

$$\Delta W = (I + E[\varphi(\hat{s})\hat{s}^T])\, W$$

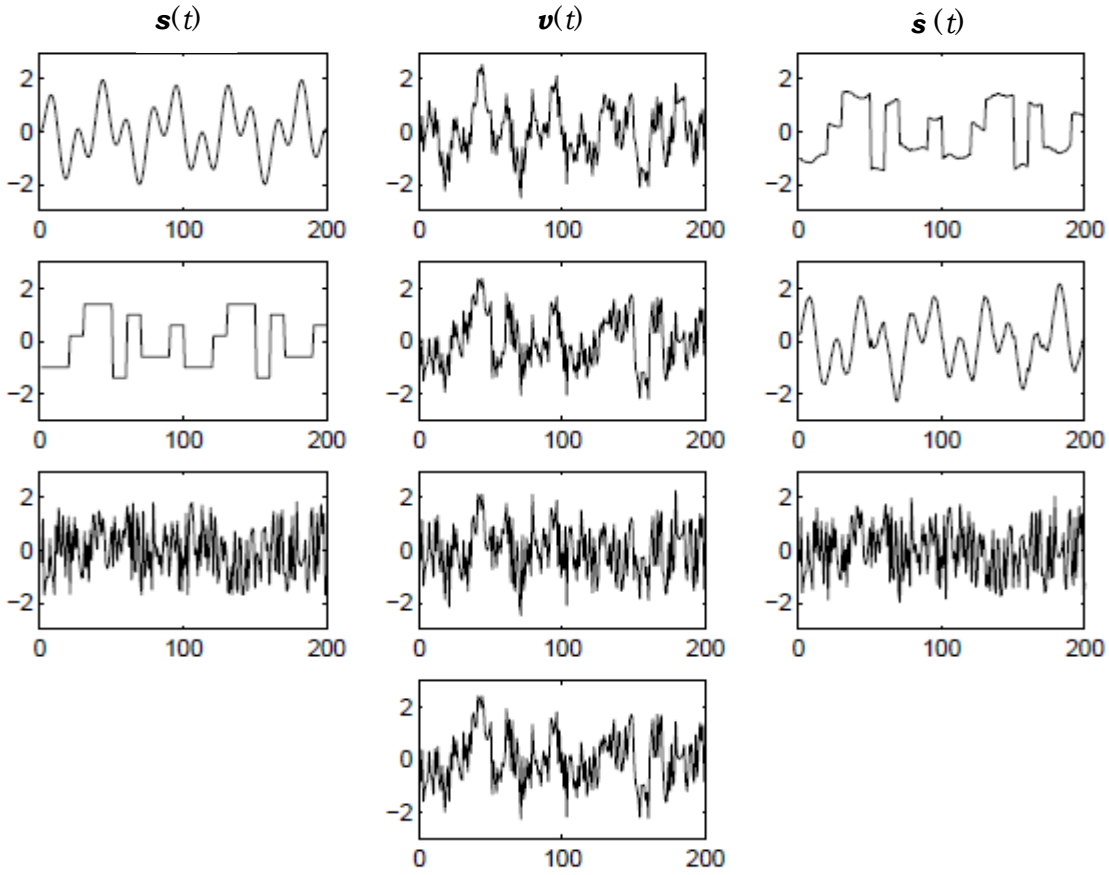


図 A.3　ICA の概念図

ここで，φ は復元信号の確率分布の対数の微分であり，E は期待値をあらわす．実際には標本平均に置き換えて計算する．また，ε は学習率とよばれる正の定数である．学習率は，大きな値に設定すると解への収束が早くなる反面，解の精度が悪化するなど問題があるので場合に応じて適切な値に設定する．

［アルゴリズム導出の考え方の概要］煩雑さを避けるため，以下では時刻を表す t を省略する．

復元された信号 $\hat{\boldsymbol{s}}$ が観測された信号 $\boldsymbol{v}$ から

$$\hat{\boldsymbol{s}} = W\boldsymbol{v}$$

のように得られるとしている．まず，$\hat{\boldsymbol{s}}$ の確率分布を $P_{\hat{s}}(s_1, s_2, \cdots s_N)$ とし，$\hat{\boldsymbol{s}}$ の各成分 $\hat{s}_i$ の確率分布を $P_{\hat{s}_i}(s_i)$ とする．いま，次の量 $I(\hat{\boldsymbol{s}})$ を考える．

$$I(\hat{\boldsymbol{s}}) = \int P_{\hat{s}}(s_1, s_2, \cdots s_N) \log \frac{P_{\hat{s}}(s_1, s_2, \cdots s_N)}{P_{\hat{s}_1}(s_1) \cdots P_{\hat{s}_N}(s_N)} ds_1 \cdots ds_N$$

これは $P_{\hat{s}}(s_1, s_2, \cdots s_N)$ と $P_{\hat{s}_1}(s_1) \cdots P_{\hat{s}_N}(s_N)$ の Kullback-Leibler 情報量とよばれる量で

あり，非負の値をとる．これを計算すると

$I(\hat{\boldsymbol{s}})$

$$= -\sum_{i=1}^{N}\int P_{\hat{s}}(s_1,s_2,\cdots,s_N)\log P_{\hat{s}_i}(s_i)ds_i + \int P_{\hat{s}}(s_1,s_2,\cdots,s_N)\log P_{\hat{s}}(s_1,s_2,\cdots,s_N)ds_1\cdots ds_N$$

$$= -\sum_{i=1}^{N}\int P_{\hat{s}_i}(s_i)\log P_{\hat{s}_i}(s_i)ds_i + \int P_{\hat{s}}(s_1,s_2,\cdots,s_N)\log P_{\hat{s}}(s_1,s_2,\cdots,s_N)ds_1\cdots ds_N$$

$$= \sum_{i=1}^{N}H(\hat{s}_i) + \int \frac{P_v(W^{-1}(s_1,s_2,\cdots,s_N))}{|W|}\log\frac{P_v(W^{-1}(s_1,s_2,\cdots,s_N))}{|W|}ds_1\cdots ds_N$$

$$= \sum_{i=1}^{N}H(\hat{s}_i) + \int \frac{P_v(v_1,v_2,\cdots,v_N)}{|W|}(\log P_v(v_1,v_2,\cdots,v_N)) - \log|W|)ds_1\cdots ds_N$$

$$= \sum_{i=1}^{N}H(\hat{s}_i) + \int P_v(v_1,v_2,\cdots,v_N)\log P_v(v_1,v_2,\cdots,v_N)dv_1\cdots dv_N - \log|W|$$

$$= \sum_{i=1}^{N}H(\hat{s}_i) - H(v) - \log|W| \quad （＝ \mathrm{I} - \mathrm{II} - \mathrm{III} とおく）$$

が得られる．ただし，Hはエントロピーを表す．

もし，$\hat{\boldsymbol{s}}$の各成分$\hat{s}_i$が独立であれば$P_{\hat{s}}(s_1,s_2,\cdots s_N) = P_{\hat{s}_1}(s_1)\cdots P_{\hat{s}_N}(s_N)$ であるから $I(\hat{\boldsymbol{s}})$ ＝0になるはずである．しかし，一般にはこれを陽に解くことはできない．$I(\hat{\boldsymbol{s}})\geqq 0$であるから，数値解析的には $I(\hat{\boldsymbol{s}})$ を最小化する W を見つける．そのためには

$\left.\dfrac{\partial I(\hat{\boldsymbol{s}})}{\partial W}\right|_{W=\hat{W}} = 0$ となる $W=\hat{W}$ を求める．

まず，$H(\boldsymbol{v})$ は Wによらないので$\dfrac{\partial \mathrm{II}}{\partial W}$はつねに 0 である．

次にIIIを考える．W ＝(w_{ij}) の ij成分に関する余因子行列をΔ_{ij}とすると，

$$\frac{\partial \mathrm{III}}{\partial W} = \frac{\partial \log|W|}{\partial W} = \left(\frac{\partial \log|W|}{\partial w_{ij}}\right) = \frac{1}{|W|}\left(\frac{\partial |W|}{\partial w_{ij}}\right) = \frac{1}{|W|}\left(\Delta_{ij}\right) = (W^{-1})^T$$

が得られる．

最後にIを考える．

$$\frac{\partial \mathrm{I}}{\partial W} = \frac{\partial}{\partial W}\sum_{i=1}^{N}H(\hat{s}_i) = \left(-\frac{\partial E[\log P_{\hat{s}_i}(\hat{s}_i)]}{\partial w_{ij}}\right) = \left(-\frac{\partial E[\log P_{\hat{s}_i}(\sum_{k=1}^{N}w_{ik}v_k)]}{\partial w_{ij}}\right)$$

$$= \left(-E_{P_v}\left[\frac{d\log P_{\hat{s}_i}(\hat{s}_i)]}{\partial \hat{s}_i}v_j\right]\right) = E_{P_v}\left[\varphi(\hat{s})v^T\right]$$

となる．したがって，

$$\frac{\partial I(\hat{\boldsymbol{s}})}{\partial W} = E_{P_v}\left[\varphi(\hat{s})v^T\right] - (W^{-1})^T = (E_{P_v}\left[\varphi(\hat{s})\hat{s}^T\right] - I)(W^{-1})^T$$

が得られる.

数値解析においては，ある条件の下で上記の量にW^TWを掛けたものが最急降下方向であることが知られている．したがって

$$\Delta W = (I + E[\varphi(\hat{s})\hat{s}^T])W$$

を更新則に用いる．■

上記のほかにも，最尤法を用いる手法など多くの手法が知られている．また，前処理として無相関化をおこない，学習高速化をはかる方法もよく用いられている.

EEGの解析においては，加算平均法によりデータが解析されていることが多い．実際に本研究においてもデータ解析には加算平均法を用いて解析している．しかし，先述のようにこの方法では多くの試行を行う必要があることや，single-trialごとの詳細な情報が消失してしまうおそれがあるという短所がある.一方ICAの方法による解析では加算平均のように多くの試行を必要とせず，single-trialごとの特徴をよく捉えている.またICAの方法による解析においても加算平均法による解析と同じような結果が得られている例が多く見られる．そのためICAによる解析の方法は，例えばBMI/BCIへの応用に威力を発揮すると考えられていて，研究開発が期待されている.

付録 B　順問題・逆問題に関する補足

付録 B では，3.3 節で述べた順問題と逆問題に関する補足事項を述べる．

B．1　球形モデル

脳内の電気的活動に対してその厳密な活動源を推定するためには，より実際の頭部の構造を忠実に模擬した頭部モデルを作成しなくてはならない．実際に MRI 画像から頭皮，頭蓋骨，皮質の境界面を判別して頭部モデルを作成したり，境界面を微小な面要素の集まりで構成されると見なす境界要素法とよばれる方法を用いたりすることも多い．これらの方法は活動源の推定の信頼性を高めるという長所があるが，境界面を完全に復元することは困難であったり，膨大な計算量が必要になったりするという短所がある．

そこで思い切って脳の境界面を球で近似してしまうという立場がある．確かにヒトの頭部形状は球形とはいいがたいが，実際には短い計算時間で比較的良い結果が得られているので現在でもこの球形モデルを用いることが標準的である．

また，脳の場合，導電率が不均一であり，その領域に影響されるところがある．そのため頭部モデルを n 層同心球対称導体とみなして電位分布を求める．実施には $n=3$，すなわち 3 層同心球頭部モデルがよく用いられている．頭部を脳組織層，頭蓋骨層，頭皮層の 3 層からなる同心球で近似するということである．

以下では，3 次元空間にデカルト座標系 (x,y,z) を導入する．はじめに，簡単のために単層球形モデル Ω を考える．Ω の中心を原点，半径を R とする．すなわち

$$\Omega=\{(x,y,z):x^2+y^2+z^2\leqq R^2\}$$

を頭部モデルとする．

B．2　順問題の定式化

順問題とは，頭部モデル内に ECD を配置し，頭皮上の電位分布の理論値を計算するものである．

ECD の総数を L とする．簡単のために単層球形モデル Ω に対して原点に関する回転を施すことによって l 番目の ECD の位置を z 軸上の $(r_0^l,0,0)$，モーメントを zx 平面上の $(m_x^l,0,m_z^l)$ としよう $(1\leqq l\leqq L)$．

まずは誘電率 σ の場合を述べる．

空間に電荷分布の密度関数 ρ の電荷の分布があるとする．このとき，この電荷分布は電位の場 E を定める．この電位の場は保存力場であるからポテンシャル u を用

いて

$$E = -\nabla u$$

と表される．ここで，∇ は

$$\nabla = \begin{pmatrix} \dfrac{\partial}{\partial x} \\ \dfrac{\partial}{\partial y} \\ \dfrac{\partial}{\partial z} \end{pmatrix}$$

という微分演算子のベクトルである．このポテンシャル関数がみたす偏微分方程式は Poisson 方程式

$$\Delta u = -\frac{\rho}{\sigma}$$

である[61]．ここで Δ は 3 次元 Laplace 作用素

$$\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$$

である．

さて，3 次元極座標（r, θ, φ）は

$$x = r\sin\theta\cos\varphi, \quad y = r\sin\theta\sin\varphi, \quad z = r\cos\theta$$

$$(r \geqq 0, \ 0 \leqq \theta \leqq \pi, \ 0 \leqq \varphi \leqq 2\pi)$$

で定義され，3 次元 Laplace 作用素 Δ は

$$\Delta = \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{2}{r}\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{r^2}\frac{\partial^2 u}{\partial \theta^2} + \frac{\cot\theta}{r^2}\frac{\partial u}{\partial \theta} + \frac{1}{r^2\sin^2\theta}\frac{\partial^2 u}{\partial \varphi^2}$$

と表される．3 次元極座標における l 番目の ECD の位置は（r_0^l,0,0）であり，モーメントを（M_r^l, M_θ^l,0）とする（$1 \leqq l \leqq L$）（図 B.1）．この 3 次元 Laplace 作用素の固有値問題はよく知られた通り Legendre 多項式 $P_n(\cos\theta)$および Legendre 陪多項式 $P_n^l(\cos\theta)$を用いて表される．この場合，単層球形モデル Ω の表面上の点 A(R, θ, φ) における電位 ϕ は，

$$\phi = \sum_{l=1}^{L} \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n} \left(\frac{r_0^l}{R}\right)^{n-1} \left\{ n M_r^l P_n(\cos\theta) + M_\theta^l P_n^1(\cos\theta)\cos\varphi \right\}$$

と表される[62]．

実際には，頭蓋骨の導電率は脳や頭皮の 80 分の 1 程度であるので単層球モデルでは不十分である．次に 3 層同心球頭部モデルを考える（図 B.2）．脳皮質表面，頭蓋骨表面，頭皮表面に相当する同心球の半径をそれぞれ R_1，R_2，R とし，これらの導電率をそれぞれ σ_1, σ_2, σ とする．このとき，3 層球モデルの表面上の点 A(R, θ, φ) における電位 ϕ は，

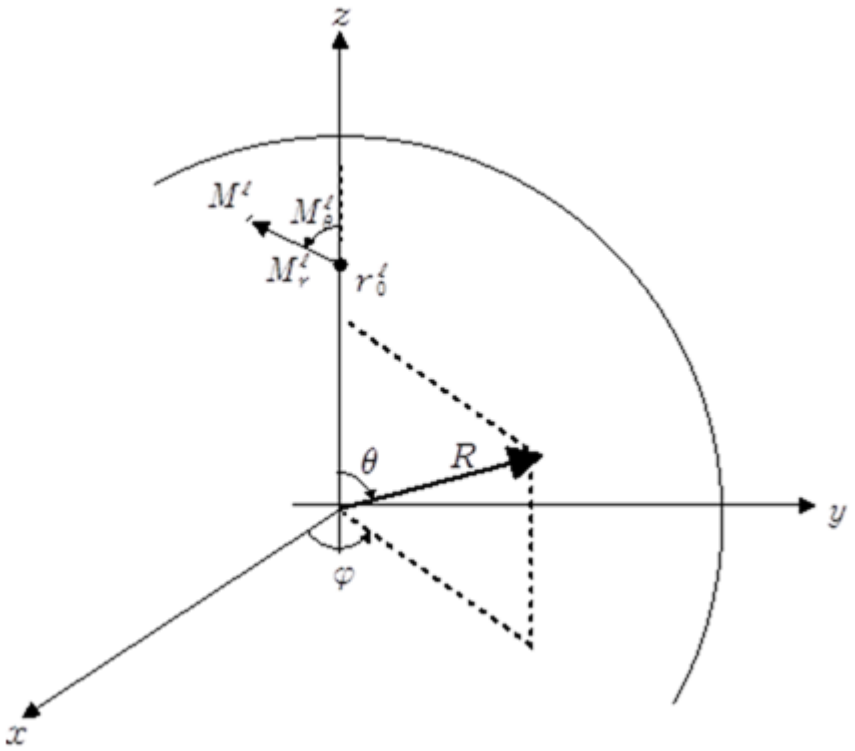


図 B.1　3 次元極座標における ECD

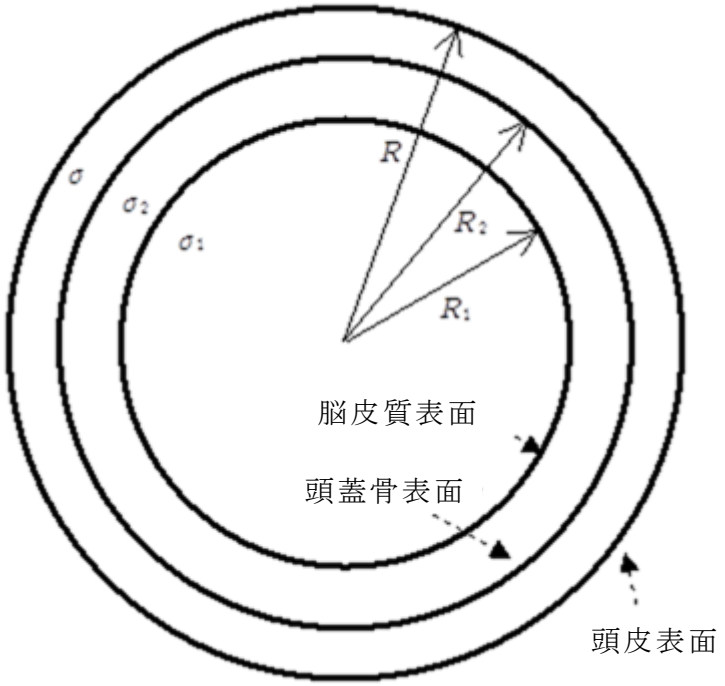


図 B.2　ヒト脳における 3 層構造の模式図

$$\phi = \sum_{l=1}^{L} \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n} \left(\frac{r_0^l}{R} \right)^{n-1} \frac{\xi(2n+1)^2}{d_n(n+1)} \left\{ nM_r^l P_n(\cos\theta) + M_\theta^l P_n^1(\cos\theta)\cos\varphi \right\}$$

と表される[62]．ここで，

$$\xi = \frac{\sigma_2}{\sigma_1}$$

であり，

$$f_1 = \frac{R_1}{R}, \quad f_2 = \frac{R_2}{R}$$

とおくとき，

$$d_n = \{(n+1)\xi + n\}\left(\frac{n\xi}{n+1} + 1 \right) + (1-\xi)\{(n+1)\xi + n\}(f_1^{2n+1} - f_2^{2n+1}\} - n(1-\xi)^2 \left(\frac{f_1}{f_2} \right)^{2n+1}$$

である．

B．3　逆問題の定式化

逆問題とは，電極によって計測される電位データである計測値の正則 2 乗誤差を求め，その誤差が最小になるよう ECD のパラメータを最適化することをいう．

ECD の総数を L とする．l 番目の ECD の位置を a_l，モーメントを M_l としよう（$1 \leqq l \leqq L$）．このとき電流密度 J はデルタ関数

$$\delta(x) = \begin{cases} 0 & (x \neq 0) \\ 1 & (x = 0) \end{cases}$$

を用いて

$$J(x) = \sum_{l=1}^{L} M_l \delta(x - a_l)$$

となっているものと考える．このパラメータの設定を簡単に (M, a) と表す．

観測点（電極）の位置を x_1，x_2，…，x_m とし，3 層球モデルにおける ECD の位置 a_1，a_2，…，a_L に対して，各観測点 x_l で観測される出力電位の理論値を ϕ_l とする．また，実際に観測点 x_l で観測された電位を b_l とする．ただし，$1 \leqq l \leqq m$ である．このとき，$J(M, a)$ を

$$J(M, a) = \frac{1}{2} \sum_{l=1}^{m} (\phi_l - b_l)^2$$

で定義する．推定パラメータ (M, a) を次のような手順で計算する．

(1) 3 層球モデルにおける脳皮質内部に対して，任意の向き，大きさ，位置に ECD を配置する．

(2) 頭皮上の電位分布の理論値を計算する．

(3) $J(M,a)$の値を求める.

(4) a_1以外を固定し，a_1のみのパラメータを摂動させてして $J(M,a)$の値を減少させる（減少しない場合は a_1のパラメータを変更しない).

(5) a_2に対して(4)と同じことをする.

(6) 以下，この操作を a_Lまで繰り返す.

(7) $J(M,a)$の値が極小になるまでこのプロセスを反復する.

なお，単一刺激に対する ECD モデルでは，多数観測点のデータの下で高精度が実現されていることが報告されている[63].

付録 C　SynaCenterPro における設定

付録 C では，脳内等価電流双極子推定ソフト SynaCenterPro における設定について述べる．

前段階として，実験で得られた EEG データを種類ごとに分割する．この際，波形の大きな乱れ（身体の動きや瞬目などのノイズ）が含まれている EEG は事前に除去する．加算平均後に ECDL 法を用いた解析として，本研究では脳内等価電流双極子推定ソフト SynaCenterPro を使用し，脳内活動部位の推定を行う．

SynaCenterPro を用いて推定するにあたって，本研究では以下のような設定を行っている．

頭部のモデルとしては，頭部を脳組織，頭蓋骨，頭皮の 3 層からなる球で近似する 3 層同心球状モデルを使用する．その設定の際には被験者の脳の MRI 画像を利用する．

仮定する電流双極子の個数については 3 個と設定する．すなわち 3 双極子モデルによって解析的に推定を行う．

座標系としては，Nasion 座標系を基本としている．これは，図 C.1 のように左右の耳介前点を結ぶ線を x 軸とし，鼻根点から x 軸に垂線を下ろし，その交点を原点，垂線を y 軸とする．また，x 軸，y 軸に垂直な線を z 軸とする．このようにして定めた 3 次元座標系を Nasion 座標系という．

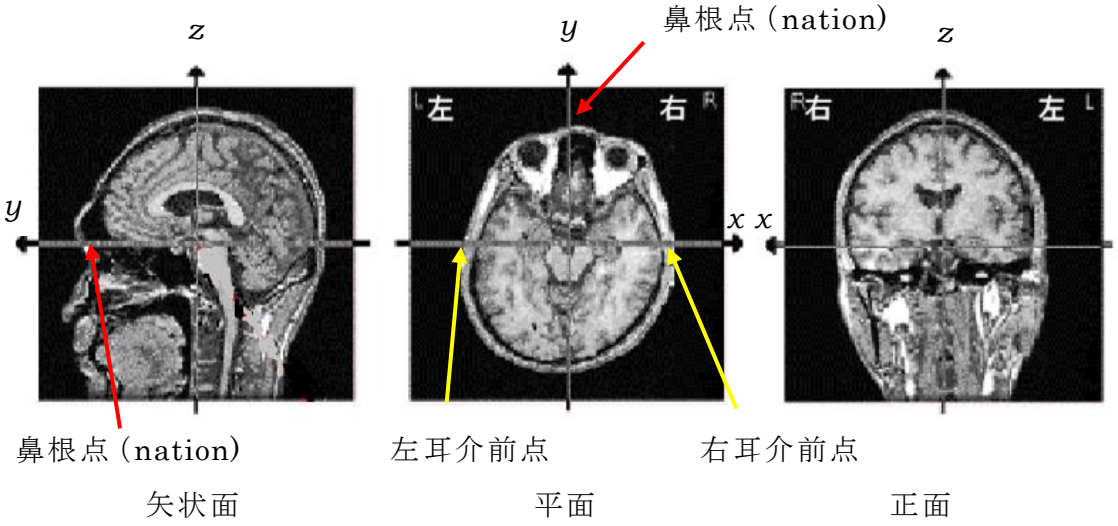


図 C.1　Nasion 座標系

実際には，推定された双極子の位置データを表現するために，Nasion 座標系の原点を，球モデルの中心位置に平行移動した球モデル座標系を用いる．

双極子推定にあたっては，次のような正規化 2 乗誤差 E を定義し，この値ができるだけ小さくなるように推定を行う．

$$\text{正規化 2 乗誤差 } E = \frac{\{\text{（測定値）} - \text{（モデルによる計算値）}\}^2\text{の和}}{(\text{測定値})^2\text{の和}} \times 100$$

ここで，（測定値）とは各電極での測定電位を表す．（モデルによる計算値）とは頭部モデルの内部に電流双極子を置き，このモデル表面に置かれた電極での電位の理論値を計算したものである．

一方で，推定値の判定条件として Goodness of fit (GOF) という値もよく用いられる．これは，正規化 2 乗誤差と逆の意味を持ち，

$$\text{GOF} = 100 - E$$

で定義される．この値が大きいほど，双極子推定の結果が「数学的」に妥当であることを示している．SynaCenterPro では，図 C.2 のようにこの GOF の値が表示される．

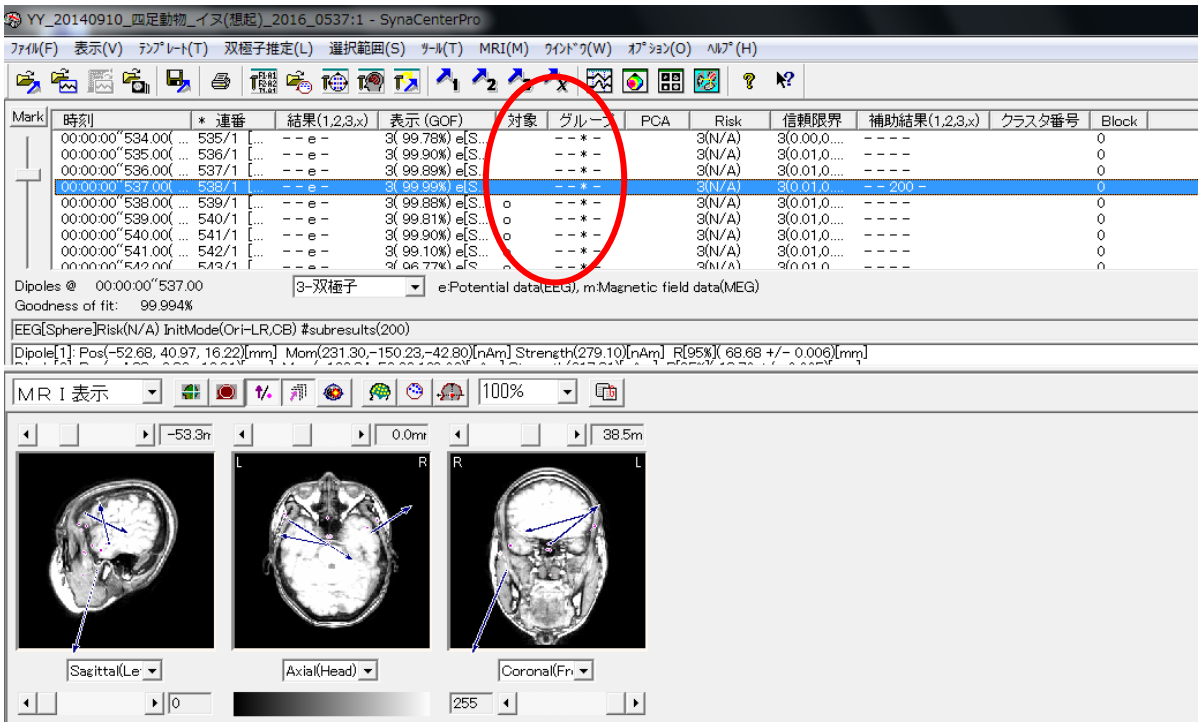


図 C.2　GOF の表示画面

なお, SynaCenterPro における推定条件の設定は,［推定条件の編集］ウインド（図 C.3）からつぎのように行う．まず 3 双極子モデルのタブを開く．初期値を与える方法としては，初期値モードとして「オリジナル設定」を選択し，オリジナル設定エリアで次のように指定する．まず，初期値のセット数は「200」と指定する．初期値のタイプは「格子点＋ランダム」と指定する．これは，脳を含む立方体を想定し，その立方体を上下・左右・前後に 8 つに分割し，そのうち脳内部にある格子点を定めたものと，脳内部に乱数によって点を定めたものの中から，GOF が高い順に初期値のセット数である 200 点を選び，それらの点を初期値とするものである．最終的な推定結果は，これらの初期値から推定した結果の中で，一番 GOF が高いものが選択され，記録される．最適化パラメータとしては,「精度良く」の方に最高レベルに設定する．この設定は，推定が完了するまでに膨大な時間がかかるのではあるが，一方で精度は最高によく，推定の速さよりも正確さを優先させたものである．推定が終了するとダイアログが閉じ，図 C.2 のように時刻リストの指定した時刻に推定結果の GOF などが表示される．これらの結果は,「数学的に」得られた結果であるため，計測データに含まれるノイズなどの影響を受けている可能性がある．そのため推定結果の妥当性を評価するために，GOF が十分に高い値であるか検討する必要がある．

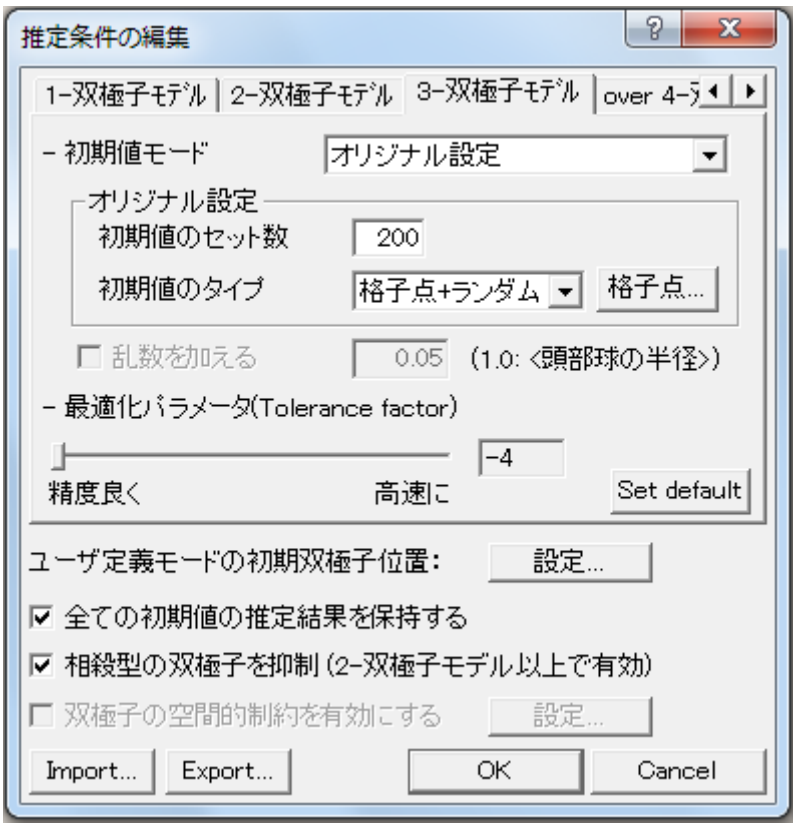


図 C.3　［推定条件の編集］ウインドウ

推定が終了して活動部位が見つかったら，本当にその活動部位が正しく推定されたのかどうかを確認する．その方法としては，注目する活動部位が確認された潜時からその前後 10ms に対してもう一度 3 双極子推定の設定を行い，前後 10ms の再解析を行う．その結果注目する活動部位にほとんどばらつきが生じない場合，推定された活動部位が妥当であると判断する．

付録 D　略語一覧

付録 D では，本文で用いられる主要な略語とその意味の対照表を掲載する．

D. 1　脳部位の略語

まずは脳部位について，そのおもな略語の一覧を表 D.1 に，その部位のおおよその脳の位置を図 D.1 に提示した．

表 D.1　脳部位のおもな略語

№	略語	正式名称	意味
1	AnG	angular gyrus	角回
2	Broca	Broca's area	ブローカ野
3	FuG	fusiform gyrus	紡錘状回
4	Insula	insular cortex	島皮質
5	ITG	inferior temporal gyrus	下側頭回
6	ParaHip	parahippocampal gyrus	海馬傍回
7	PstCG	postcentral gyrus	中心後回
8	TE	temporal area	下側頭葉皮質前部
9	TEO	temporal occipital area	下側頭葉皮質後部
10	V1	visual area 1	1 次視覚野
11	Wernicke	Wernicke's area	ウェルニッケ野

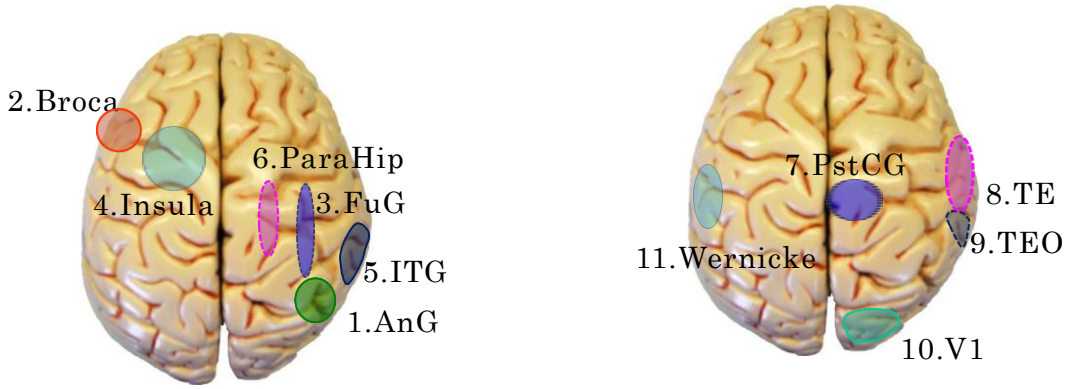


図 D.1　脳部位のおおよその位置とその略語

D．2　その他の略語

次に脳部位以外について，そのおもな略語の一覧を表 D.2 に提示した．

表 D.2　脳部位以外のおもな略語

№	略語	正式名称	意味
1	BOLD	blood oxygenation level dependent	脱酸化ヘモグロビン減少
2	BCI	brain-computer interface	ﾌﾞﾚｲﾝ-ｺﾝﾋﾟｭｰﾀｰ・ｲﾝﾀｰﾌｪｲｽ
3	BMI	brain-machine interface	ﾌﾞﾚｲﾝ-ﾏｼｰﾝ・ｲﾝﾀｰﾌｪｲｽ
4	ECD	equivalent current dipole source	等価電流双極子
5	ECDL	equivalent current dipole localization	等価電流双極子推定
6	EEG	electroencephalogram	脳波
7	EMG	electromyogram	筋電
8	EOG	electro-oculogram	眼電
9	EPSP	excitatory postsynaptic potential	興奮性シナプス後電位
10	ERP	event-related potential	事象関連電位
11	fMRI	functional magnetic resonance imaging	機能的磁気共鳴画像
12	ICA	independent component analysis	独立成分分析
13	IPSP	inhibitory postsynaptic potential	抑制性シナプス後電位
14	MEG	magnetoencephalography	脳磁図
15	MEM	micro-electrode measurement	微小電極計測
16	NIRS	near infrared spectroscopy	近赤外分光法
17	OR	optical recording	光計測
18	PCA	principal component analysis	主成分分析
19	PET	positron emission tomography	陽電子放出断層撮影

謝辞

本研究は，北海学園大学大学院工学研究科電子情報工学専攻教授の山ノ井髙洋先生のご指導のもとに行われたものであり，博士学位論文としてまとめたものである．山ノ井先生には，この分野に関しては全くの門外漢であった私をこの学問にお導きいただき，本研究を遂行するにあたって，多大なご指導を賜った．また，研究と本業との両立に健康上の問題も相俟って，常に限界を感じていた私に，先生から何度も励ましをいただいた．研究者としてだけではなく，人間性も優れていて尊敬できる山ノ井先生に深く感謝する．

本論文の副査を担当していただいた北海学園大学大学院工学研究科電子情報工学専攻教授の魚住純，大西真一，高橋考太先生に深く感謝する．

ジャパンテクニカルソフトウエアの豊島恒氏には，本研究を遂行するにあたり，有意義な助言をいただいた．豊島氏の細かいところまでのご指導，ご鞭撻がなければ本研究は完成していなかったものと思われる．また，社会人大学院生の先輩としての経験を踏まえて，研究と本業との両立について様々なアドバイスをいただいた．豊島氏に深く感謝する．

北海道大学大学院保健科学研究院准教授の大槻美佳先生には，臨床研究などで得られた脳機能についてのさまざまな情報を提供していただいた．大槻先生に深く感謝する．

北海学園大学工学部医務室保健師の毛利優子さんには，在学中に健康を害して苦しんでいた折，私を精神的な面から支えていただいた．毛利さんの健康に関する助言のおかげでここまでたどり着けたと思う．毛利さんに深く感謝する．

実験データを集め，解析の下準備をしていただいた山ノ井研究室卒業研究生の皆さんをはじめ，研究を遂行するにあたって直接的または間接的に多くの方のご協力があった．私を支えてくださった方々皆さんに感謝する．

私が研究者を目指すきっかけとなったのは今から約 30 年前，北海道大学理学研究科教授（当時）の故・岡部靖憲先生に師事したことである．その後岡部先生と意見が合わず，不本意ながら研究の道をあきらめざるを得なかった．そのため目指していた研究者にはなれなかったが，分野は異なるとはいえ今回学位論文を提出するまでに至ったことを岡部先生が草葉の陰で喜んでくれていることを望む．

最後に，北海学園大学大学院工学研究科にて研究することを快諾していただいた札幌静修高等学校長加島政人先生（当時）をはじめ，職場の教職員の皆様に深く感謝する．

参考文献

《第 1 章》

[1] 酒井邦嘉: 『言語の脳科学』, 中央公論新社, 2002

[2] K. Parmer, P. C. Hansen, M. L. Kiringelbach, I. Holliday, G. Barnes, A. Hillebrand, K. H. Singh and P. L. Cornelissen: “Visual word recognition: the first half second, NuroImage”, Vol. 22-4, pp. 1819-1825, 2004

[3] 山ノ井高洋: 『BMI/BCI の研究の現状』, 計測と制御, 第 55 巻, 第 2 号, pp. 107-113, 2016

[4] 大石晴美: 『脳科学からの第二言語修得論　英語学習と教授法開発』, 昭和堂, 2006

[5] 黒田恭史: 『脳科学の算数・数学教育への応用』, ミネルヴァ書房, 2007

《第 2 章》

[6] 竹内京子: 『脳ナビ』, 医学教育出版社, 2017

[7] 原　一之: 『人体スペシャル脳の地図帳』, 講談社, 2005

[8] 坂井建雄, 久光正: 『ぜんぶわかる脳の事典』, 成美堂出版, 2011

[9] 武田常広: 『脳工学（電子情報通信レクチャーシリーズ D-24)』, コロナ社, 2003

[10] G. Rizolatto, M. Matelli: “Two different streams from the dorsal visual system: anatomy and functions”, Experimental Brain Research, Vol 153, pp. 146-157, 2003

[11] Geschwind and A. M. Galaburda: “Cerebral Lateralization”, The Genetical Theory of Natural Selection, Clarendon Press, Oxford, 1987

[12] K. Parmer, P. C. Hansen, M. L. Kringelbach, I. Holliday, G. Barnes, A. Hillebrand, K. H. Singh and P. L. Cornelissen: “Visual word recognition: the first half second”, NeuroImage, Vol. 22-4, pp. 1819-1825, 2004

[13] G. G. Celesia and N. S. Peachey: “Visual Evoked Potentials and Electroretinograms”, In E. Niedermeyer and F. H. L. da Slva (Eds), Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields”, pp. 1017-1043, Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 2004

[14] J. Polich: “Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b”, Clinical Neurophysiology, Vol.118, No.10, pp. 2128-2148, 2007

[15] N. Birbaumer, T. Elbert, A. G. Canavan, and B. Rockstroh: “Slow potentials of the cerebral cortex and behavior”, Physiological Reviews, Vol.70, No.1, pp. 1-41, 1990

《第 3 章》

[16] 武田常広: 『脳工学（電子情報通信レクチャーシリーズ D-24)』, コロナ社, 2003

[17] 宮内 哲: 『脳を測る: 改定ヒトの脳機能の非侵襲的計測』, 心理学評論 vol.56, no.3, pp. 414-454, 2013

[18] 入戸野 宏: 『心理学のための事象関連電位ハンドブック』, 北大路書房, 2009

[19] Rolando Grave de Peralta Menendez, Micah M. Murray, Christoph M. Michel, Roberto Martuzzi, and Sara L. Gonzalez Andino: “Electrical neuroimaging based on biophysical constraints”, NeuroImage, Vol.21, pp. 527-539, 2004

[20] Toni Auranen, Aapo Nummenmaa, Matti S. Hamalainen, Iiro P. Jaaskelainen, Jouko Lampinen, Aki vehtari, and Mikko Sams: “Bayesian analysis of the neuromagnetic inverse problem with l^pnorm priors”, NeuroImage, Vol.26, pp. 870-884, 2005

[21] T. Yamazaki, K. Kamijo, T. Kiyuma, Y. Takaki, Y. Kuroiwa, A. Ochi and H. Otsubo: “PC-based multiple equivalent current dipole source localization system and its applications”, Res. Adv. in Biomedical Eng., 2, pp. 97-109, 2001

《第 4 章》

[22] I. Tamura, M. Otsuki, Y. Nakagawa, N. Nishizawa and K. Tashiro: “The study of category-specific semantic deficits in a case of word meaning (Gogi) aphasia”, Higher Brain Function Research, Vol. 30, No. 4, pp. 523-532, 2010

[23] 大槻美佳: 『書字の神経機構』, M. Iwata, M. Kawamura (Eds.), 医学書院, pp. 179-220, 2007

[24] 大槻美佳: 『言語の神経心理学』, 神経心理学, 第 32 巻, pp. 104-119, 2016

[25] 岩田 誠: 『脳のしくみ』, ナツメ社, 2000

[26] A. Yamadori: “Ideogram reading in alexia”, Brain, 98, pp. 231-238, 1975

[27] T. Yamanoi, T. Yamazaki, J.-L. Vercher, E. Sanchez and M. Sugeno: “Dominance of recognition of words presented on right or left eye -Comparison of Kanji and Hiragana”, Modern Information Processing, From Theory to Applications, Elsevier Science B.V., Oxford, pp. 407-416, 2006

[28] M. Sugeno, T. Yamanoi: “Spatiotemporal analysis of brain activity during understanding honorific expressions”, Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 15, No. 9, pp. 1211-1220, 2011

[29] M. Saito, T. Yamanoi. S. Ohnishi and T. Yamazaki: “Human Brain Information

Processing during Stereoscopic Vision -A Study by Event-Related Potentials and the Dipole Analysis-", Medical Electronics and Biological Engineering, Vol. 39, No. 4, pp.312-317, 2001

[30] T. Yamanoi, H. Toyoshima, T. Yamazaki, S. Ohnishi, M. Sugeno and E. Sanchez: "Micro Robot Control by use of Electroencephalograms from Right Frontal Area", Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 13, No. 2, pp. 68-75, 2009

[31] H. Toyoshima, T. Yamanoi, T. Yamazaki and S. Ohnishi: "Spatiotemporal Brain Activity during Hiragana Word Recognition Task", Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 15, No. 3, pp. 357-361, 2011

[32] 山ノ井高洋, 豊島恒, 大槻美佳:『同音漢字想起時におけるヒト脳内活動部位の時空間推定』, 北海学園大学工学部研究報告 39, pp. 113-123, 2012

[33] 山ノ井高洋, 田中良典, 平佐将孝, 豊島, 恒, 大槻, 美佳: 『同音漢字想起時におけるヒト脳内活動部位の時空間推定Ⅱ』, 北海学園大学工学部研究報告 40, pp. 119-128, 2013

[34] 山ノ井髙洋, 田中良典, 豊島恒, 大槻美佳: 『同音漢字想起時におけるヒト脳内活動部位の時空間推定Ⅲ』, 北海学園大学大学院工学研究科紀要 13, pp. 41-46, 2013

[35] T. Yamanoi, et al.: "Dominance of recognition of words presented on right or left eye -Comparison of Kanji and Hiragana-", Modern Information Processing from Theory to Applications, pp. 407-416, Elsevier Science B.V., Oxford, 2006

[36] Y. Tanaka, T. Yamanoi, M. Otsuki et al.: "Spatiotemporal Brain Activities on Recalling Body Names", 22th Soft Science Workshop, pp. 27-28, 2012

[37] Y. Tanaka, T. Yamanoi, M. Otsuki et al.: "Spatiotemporal Human Brain Activities on Recalling Body Names", 5th International Symposium on Computational Intelligence and Industrial Applications, 2012

[38] Y. Tanaka, T. Yamanoi, M. Otsuki et al.: "Spatiotemporal localization of Brain Activities on Recalling Body Names", 28th Fuzzy System Symposium, pp. 932-935, 2012

[39] T. Yamanoi, H. Toyoshima and H. Ichihashi: "Spatiotemporal Brain Activities in Recalling Sentences by Loci Mnemonic System", 2007 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, pp. 1878-1883, 2007

[40] H. Toyoshima, T. Yamanoi, T. Yamazaki and S. Ohnishi: "Spatiotemporal Brain Activity During Hiragana Word Recognition Task", Journal of Advanced Computational

Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 15, No. 3, pp. 357-361, 2011

[41] I. Hayashi, H. Toyoshima and T. Yamanoi: “A Measure of Localization of Brain Activity for the Motion Aperture Problem Using Electroencephalogram”, Developing and Applying Biologically-Inspired Vision System: Interdisciplinary Concept, Chapter9, pp. 208-223, 2012

[42] M. Sugeno, T. Yamanoi: “Spatiotemporal analysis of brain activity during understanding honorific expressions”, Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 15, No. 9, pp. 1211-1220, 2011.

《第 5・6 章》

[43] T. Yamanoi, et al.: “Dominance of recognition of words presented on right or left eye -Comparison of Kanji and Hiragana-”, Modern Information Processing from Theory to Applications, pp. 407-416, Elsevier Science B.V., Oxford, 2006

[44] Y. Tanaka, T. Yamanoi, M. Otsuki et al.: “Spatiotemporal Brain Activities on Recalling Body Names”, 22th Soft Science Workshop, pp. 27-28, 2012

[45] Y. Tanaka, T. Yamanoi, M. Otsuki et al.: “Spatiotemporal Human Brain Activities on Recalling Body Names”, 5th International Symposium on Computational Intelligence and Industrial Applications, 2012

[46] Y. Tanaka, T. Yamanoi, M. Otsuki et al.: “Spatiotemporal localization of Brain Activities on Recalling Body Names”, 28th Fuzzy System Symposium, pp. 932-935, 2012

[47] T. Yamanoi, H. Toyoshima and H. Ichihashi: “Spatiotemporal Brain Activities in Recalling Sentences by Loci Mnemonic System”, 2007 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, pp. 1878-1883, 2007

[48] H. Toyoshima, T. Yamanoi, T. Yamazaki and S. Ohnishi: “Spatiotemporal Brain Activity During Hiragana Word Recognition Task”, Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 15, No. 3, pp. 357-361, 2011

[49] I. Hayashi, H. Toyoshima and T. Yamanoi: “A Measure of Localization of Brain Activity for the Motion Aperture Problem Using Electroencephalogram”, Developing and Applying Biologically-Inspired Vision System: Interdisciplinary Concept, Chapter9, pp. 208-223, 2012

[50] M. Sugeno, T. Yamanoi: “Spatiotemporal analysis of brain activity during understanding honorific expressions”, Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 15, No. 9, pp. 1211-1220, 2011

《第 7 章》

[51] 大槻美佳: 『言語の神経心理学』, 神経心理学, 第 32 巻, pp. 104-119, 2016

[52] J. T. Cacioppo, R. E. Petty, M. E. Losch and H. S. Kim: “Electromyographic activity over facial muscle regions can differentiate the valence and intensity of affective reactions”, Journal of Personality and Social Psycology,50, pp. 260-268,1986

《第 8 章》

[53] 大槻美佳: 『脳における言語の表象と処理』, 岩波講座「コミュニケーションの認知科学」岩波書店, pp. 93-121, 2014

[54] 豊島 恒, 山ノ井高洋, 山崎敏正, 大西真一, 菅野道夫: 『向きを表す単語と記号に対する時空間的脳活動の比較』, 計測と制御, 第 18 巻, 第 3 号, pp. 425-433, 2006

[55] 山ノ井高洋, 豊島 恒, 山崎敏正, 大槻美佳, 菅野道夫: 『十種の画像イメージング時 EEG による BCI』, 第 30 回ファジィシステムシンポジウム予稿集, pp. 278-281, 2014

[56] 文部科学省「新しい時代にふさわしい高大接続の実現に向けた高等学校教育, 大学教育, 大学入学者選抜の一体的改革について（答申）（中教審第 177 号）」 http://www.mext.go.jp/b_menu/shingi/chukyo/chukyo0/toushin/1354191.htm （2017 年 11 月 4 日閲覧）

[57] 梶田叡一: 『教育評価』, 有斐閣, 1986

《付録 A》

[58] 河口至商: 『多変量解析入門 I 』, 森北出版, 1973

[59] 村田 昇: 『入門独立成分分析』, 東京電機大学出版, 2004

[60] A.Hyvarinen, A.Karhunen, E.Oja 著, 根本幾, 川勝真喜訳: 『詳解独立成分分析』, 東京電機大学出版, 2005

《付録 B》

[61] 金子 晃: 『偏微分方程式入門』, 東京大学出版会, 1998

[62] 山ノ井高洋:『EEG によるダイポール推定とその BCI への応用』, 逆問題講演会, 2010

[63] 鈴木 貴: 『数理医学入門』, 共立出版, 2015

研究業績

○論文

1. Koji SUGIMOTO, Takahiro YAMANOI, Hisashi TOYOSHIMA, Mika OTSUKI, Shin-ichi OHNISHI and Toshimasa YAMAZAKI: “Spatiotemporal Human Brain Activities on Recalling Fruit Names”, 工学研究（北海学園大学大学院工学研究科紀要）,第 16 号, pp27-32, 2016
2. Koji SUGIMOTO, Takahiro YAMANOI, Hisashi TOYOSHIMA, Mika OTSUKI, Shin-ichi OHNISHI and Toshimasa YAMAZAKI: “Spatiotemporal Human Brain Activities on Recalling 4-Legged Mammal and Fruit Names”, 工学研究（北海学園大学大学院工学研究科紀要）,第 17 号, pp45-50, 2017

○国際会議

1. Koji SUGIMOTO, Takahiro YAMANOI, Hisashi TOYOSHIMA, Mika OTSUKI, Shin-ichi OHNISHI and Toshimasa YAMAZAKI: “Spatiotemporal Human Brain Activities on Recalling Fruit Names”, Joint 8th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 17th International Symposium on Advanced Intelligent Systems, pp438-441, 2016（2016 年 8 月発表）
2. Koji SUGIMOTO, Takahiro YAMANOI, Hisashi TOYOSHIMA, Mika OTSUKI, Shin-ichi OHNISHI and Toshimasa YAMAZAKI: “Spatiotemporal Human Brain Activities on Recalling 4-Legged Mammal and Fruit Names”, Joint 17th World Congress of International Fuzzy Systems Association and 9th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems, 2017（2017 年 6 月発表）
3. Koji SUGIMOTO, Takahiro YAMANOI, Hisashi TOYOSHIMA, Mika OTSUKI, Shin-ichi OHNISHI and Toshimasa YAMAZAKI: “Comparison of Spatiotemporal Brain Activities on Recalling Tetrapod Animals and Fruit Names”, 18th International Symposium on Advanced Intelligent Systems, pp818-825, 2017（2017 年 10 月発表）（Best Paper Award　受賞）

○学会発表

1. 杉本幸司, 山ノ井髙洋, 豊島恒, 大槻美佳, 大西真一, 山﨑敏正: 『果物名称想起時における脳内活動部位について』, 第 26 回ソフトサイエンス・ワークショップ, pp. 18-21, 2016（2016 年 3 月発表）

2. 杉本幸司, 山ノ井髙洋, 豊島恒, 大槻美佳, 大西真一, 山﨑敏正: 『四足動物および果物名称想起時における脳内活動部位について』, 第 49 回測自動制御学会北海道支部学術講演会, pp. 95-98, 2017（2017 年 2 月発表）
3. 杉本幸司, 山ノ井髙洋, 豊島恒, 大槻美佳, 大西真一, 山﨑敏正: 『四足動物および果物名称想起時におけるヒト脳内活動部位の時空間的推定』, 第 27 回ソフトサイエンス・ワークショップ, 2017（2017 年 3 月発表）
4. 杉本幸司, 山ノ井髙洋, 大槻美佳, 豊島恒, 大西真一, 山﨑敏正: 『四足動物および果物の名称黙読想起時におけるヒト脳内活動の相違について』, 第 33 回ファジィシステムシンポジウム, 2017（2017 年 9 月発表）

（次ページ）ISIS2017　Best Paper Award

KIIS
Korean Institute of Intelligent Systems

ISIS2017
Oct. 11-14, 2017, Daegu, Korea

ISIS2017

The 18th International Symposium on Advanced Intelligent Systems

Best Paper Award

Presented to

Koji Sugimoto, Takahiro Yamanoi, Hisashi Toyoshima, Mika Otsuki, Shin-ichi Ohnishi, Toshimasa Yamazaki

Hokkai-Gakuen University, Takahiro Yamanoi, Hisashi Toyoshima, Mika Otsuki, Shin-ichi Ohnishi, Toshimasa Yamazaki

for the Paper titled

Comparison of Spatiotemporal Brain Activities on Recalling Tetrapod Animals and Fruit Names

Daegu, Republic of Korea
11-14 October 2017

Byung-Jae Choi
General Chair of ISIS2017

Koichi Yamada
General Co-chair of ISIS2017