

「fMRI による脳機能計測：基礎と展望」

国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部

岩淵 俊樹

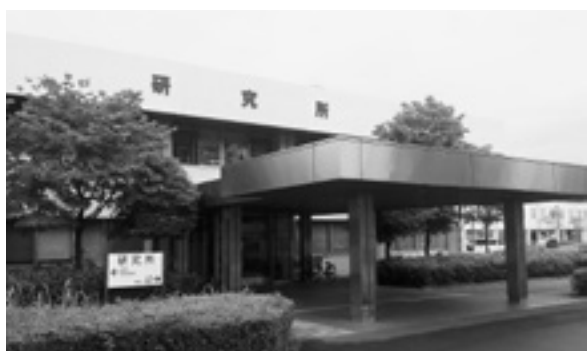


写真 1. 研究所外景

1. はじめに

機能的核磁気共鳴画像法（functional magnetic resonance imaging：fMRI）を利用した脳機能研究の始まりは 1990 年にまでさかのぼる。その後、医学や神経科学ばかりでなく心理学、教育学、言語学、経済学といったさまざまな領域の研究者がこの分野に参入し、fMRI 研究の数は爆発的に増え続けてきた。fMRI について言及した一年当たりの論文の出版数は、2000 年の時点では 500 に満たなかったのに対し、2012 年には 2000 を越えている（Stelzer et al., 2014）。本稿は、まず fMRI の基本的な原理と分析方法について概観する。その後、近年行われている発展的な研究手法を簡単に紹介



写真 2. Magnetom Skyra 3T（シーメンス社製）

し、fMRI 研究の今後の展望について述べる。

2. fMRI の原理

2-1. BOLD 信号とは

機能的な脳活動に関連する MRI 信号の変化を検出することで、非侵襲的に脳機能を計測する方法が fMRI である。あらゆる認知的・精神的な活動は、脳内における神経細胞（ニューロン）の電気的な活動を基盤としていと考えられる。われわれが脳機能計測を通して知りたいのはこうした神経活動であるが、非侵襲的な方法を用いる限り、個々のニューロンの電気的な活動を調べることは現時点ではできない。fMRI は神経活動それ自体を計測するのではなく、神経活動と相関する生理的变化を検出することで、間接的に脳活動を計測する。

現在、最も広く用いられる fMRI の計測方法は、Blood Oxygenation Level Dependent（BOLD）

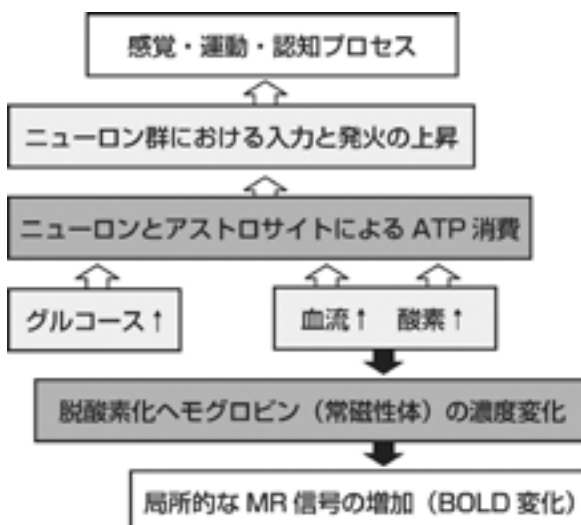


図 1. 感覚・運動・認知プロセスと fMRI データの間をつなぐ一連の生理学的変化（Huettel et al. 2008, Figure 6.1 を参考に作成）。

信号変化に基づくものである。BOLD 信号の変化は神経活動そのものではなく、神経的な応答に付随する血流動態および代謝的变化に起因する。神経活動から BOLD 信号変化が生じるまでのプロセスは複雑だが、その一連の流れは図 1 のようにまとめられる。脳内で情報処理が起こるとニューロンが活動するが、この活動はエネルギー供給のためアデノシン三リン酸 (ATP) を必要とする。ATP の産生にはグルコースが酸素によって解糖されることが必要なので、ニューロンが活動すると酸素と糖の代謝活動が生じる。この酸素と糖の供給により、神経活動が増した部位では局所脳血流が増加する。そして局所脳血流が変化すると、それに伴って血中の酸素化ヘモグロビン濃度が増し、脱酸素化ヘモグロビンの濃度が減少する。ここで、酸素化ヘモグロビンが反磁性であるのに対し、酸素分子と結合していない脱酸素化ヘモグロビンは常磁性を持つ。常磁性体である脱酸素化ヘモグロビンの含有量に伴って、磁気共鳴信号が変化することを BOLD 効果と呼ぶ

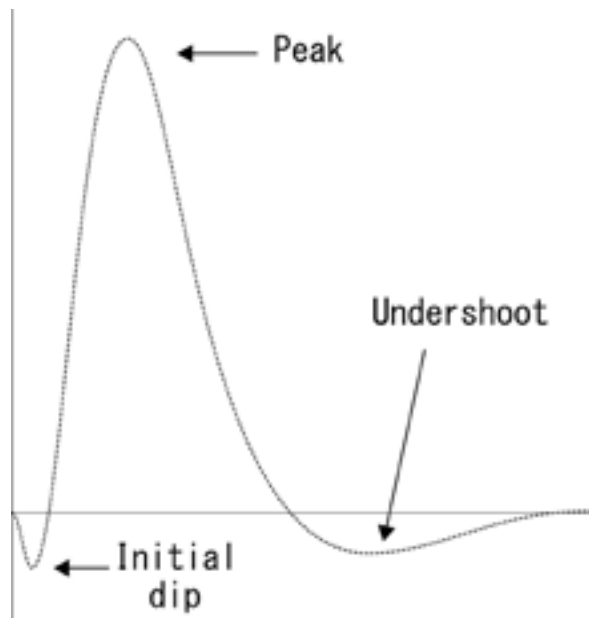


図 2. 血行動態反応関数。神経活動ののち、一時的な脱酸素化ヘモグロビンの増加により T_2^* 信号が低下し (initial dip)、その後増加して 5 ～ 6 秒後にピークに達する。上昇した T_2^* 信号は undershoot を経て 20 秒ほどで元に戻る。

(Ogawa et al., 1990)。通常の状態では脱酸素化ヘモグロビンが存在するため、RF パルスが加えられてからの T_2^* 緩和時間 (巨視的横磁化成分の見かけ上の緩和時間) は短縮している。しかし、ある領域で神経活動が生じると、血流量が増大して脱酸素化ヘモグロビンが減少するため、領域内の磁場の均一度が上がり、 T_2^* 緩和時間が延長する。すなわち神経活動に伴って T_2^* 信号が増大する。この信号強度の変化を検出するのが fMRI である。 T_2^* 信号の増加は、神経活動に対して時間的に遅れて生じる。この応答特性は血行動態反応関数 (hemodynamic response function : HRF) としてモデル化される (図 2)。 T_2^* 信号の増加は、典型的には神経活動から 5 ～ 6 秒ほどでピークに達し、約 20 秒ほどで元に戻ると考えられている。この HRF は、後述する一般線形モデルでの解析にも利用される。ただし、HRF 自体はあくまで経験的に導かれたモデルであり、神経活動と BOLD 信号変化の正確な関係については不明な点も多い。fMRI の原理に関するさらに詳しい説明は宮内 (2013) などを参照されたい。

2-2. fMRI 研究における前提

「fMRI で人間の脳機能を調べる」というとき、われわれは暗黙裡に一つの前提条件を受け入れている。それは「脳内で機能は空間的に分離しており、ある機能はこの領域が担当し、別の機能は別の領域が担当する」といった具合に局在化されている」ということである。脳内における機能局在は神経心理学の研究によって支持されてきたが、fMRI や PET に代表される脳機能イメージング技術の発展に伴い、ますます多くの実験的証拠が積み重ねられてきている。例えば、Paul Broca が左前頭葉下部の損傷によって呈される失語症候群を報告したのは 19 世紀のことだが、この左前頭葉下部 (いわゆるブローカ野) に言語に関連する機能が局在していることは、膨大な量の脳機能イメージング研究によっても確かめられてきた (Price, 2012 for review)。fMRI は非侵襲的な計

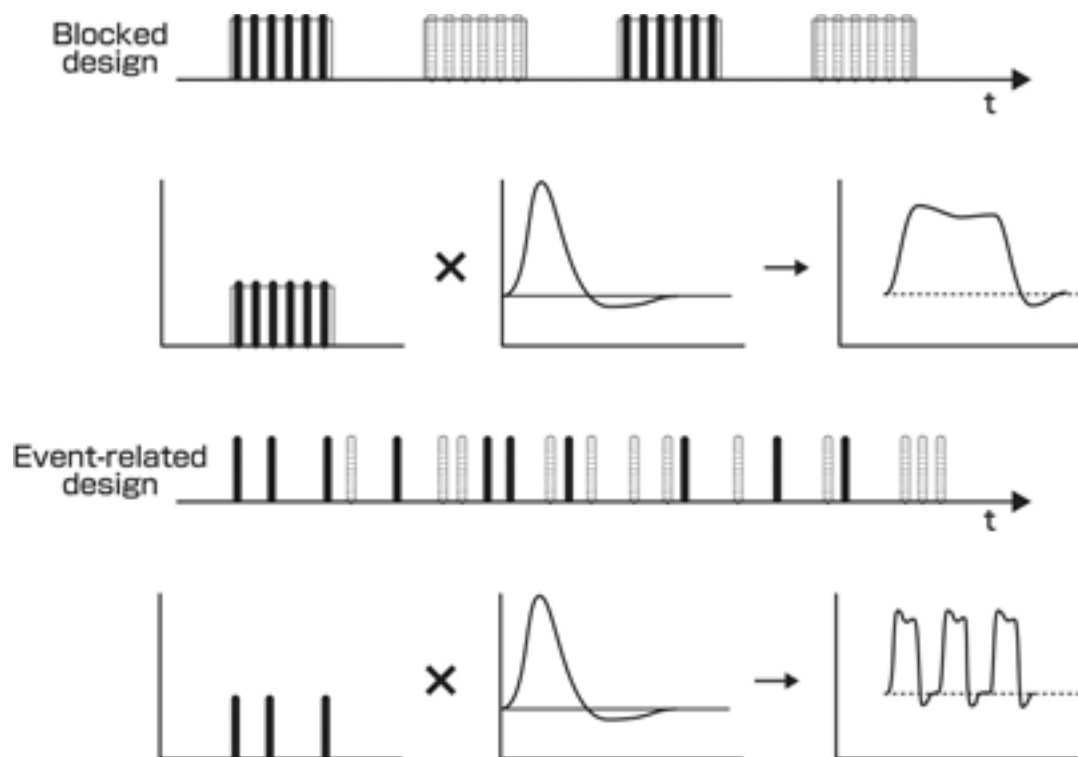


図3. fMRI 実験におけるブロック・デザイン (blocked-design) と事象関連デザイン (event-related design)。図中の黒いバーと横縞のバーは、互いに異なる実験条件を表す。各条件において予測される BOLD 信号変化は、刺激系列に血行動態反応関数 (HRF) を重畳することでモデル化される。

測手法でありながら、高い空間解像度で機能の局在部位を同定し、マップ化することができる。これは fMRI が持つ大きな利点であるが、fMRI の原理や前提を正しく踏まえずにデータを解釈しようとする、思いがけず誤った結論に導かれてしまう危険性もある。次章では、fMRI 実験における問題設定、デザインの立て方、分析方法などについて紹介する。

3. fMRI の方法と実践

3-1. fMRI 実験における問題設定

fMRI 実験を行う目的は、究極的には従属変数（すなわち BOLD 信号強度）に対する独立変数（例. 刺激、課題、被験者群間の差異など）の効果を調べることである。例えば、有名人の顔と知らない人の顔を見たときで、異なる反応をする脳部位を調べたいのであれば、これら 2 種類の顔刺激が独立変数になる。ある刺激に対する統合失調

症患者と健常者の応答の差異を調べたい場合は、患者群と健常者群が独立変数である。

3-2. fMRI データの構成

fMRI 実験を行う際の仮説の立て方や検証の仕方などについて具体的に説明する前に、fMRI 実験およびデータに関連する用語を簡単に整理しておこう。fMRI 実験では、一定時間の撮像を行って一揃いのデータを取得するが、この一連の撮像を session と呼ぶ（あるいはこの一連の撮像を run といい、複数の run で 1 session が構成されるという呼び方をすることもある）。1 session（または 1 run）の撮像で多数の volume データが取得される。この volume というのは、1 回の繰り返し時間（repetition time: TR）当たり撮像される 3 次元の脳画像である。TR は RF パルスを照射する時間間隔に相当し、1 volume の撮像を scan と呼ぶ。1 つの volume は数十枚程度の 2 次元画像

(slice) から構成される。slice は細かな升目に区切られていて、その一つ一つは voxel と呼ばれる。fMRI のデータにおいて、信号強度の変化を分析できる最小の空間的単位がこの voxel である。仮に slice の縦横の長さ (field of view : FOV) が共に 192 mm として、1 voxel の大きさが 3 mm × 3 mm × 3 mm だとすると、1 slice は 64 × 64 の升目 (matrix) に区切られることになる。

3-3. fMRI の実験デザイン

前述のように、定量的な BOLD 信号変化を従属変数として、実験刺激などの独立変数の効果を見るのが fMRI 実験の基本的な在り方である。ここでは簡単に 2 つの実験条件を比較する場合を考え、fMRI における基本的な実験パラダイムを紹介していく。

fMRI 実験には 2 つの代表的な実験デザインがあり、それぞれブロック・デザイン (blocked-design)、事象関連デザイン (event-related design) と呼ばれている (図 3)。一般的なブロック・デザインでは、1 つの実験条件を十数秒～1 分といった長い単位 (ブロック) で提示したのち、今度は別の実験条件を同程度の時間提示する。このデザインを用いた場合の分析では、1 つのブロックに対する持続的な脳活動を条件間で比較することになる。もう 1 つの代表的デザインは事象関連デザインと呼ばれる。ブロック・デザインと異なり、事象関連デザインでは各々の実験試行 (すなわち事象) に対する信号変化を捉える。これらのデザインには一長一短があり、一概にどちらがよいデザインとはいえない。例えば、ブロック・デザインは基本的に事象関連デザインよりも信号変化が大きく検出しやすいという特長を持つが、個々の試行に対する応答を調べるのが難しく、また課題への予測や慣れが生じやすいといった問題もある。そのためさまざまな実験課題に対してより柔軟に適用できるのは事象関連デザインの方である。どのような実験デザインを用いるかは、目的や使用する刺激の性質などを考慮して適切に決め

ていくことが肝要である。

3-4. データの前処理

生の fMRI データにはさまざまなアーチファクトが含まれていたり、あるいは個人ごとの脳の形状の違いなどが存在したりするため、そのままの形で分析することはできない。データの分析に先立って、これらの問題を前処理によって補正する必要がある。実験協力者の体動を補正する処理 (motion correction または realignment) は、前処理における重要な過程の 1 つである。画像上のボクセルが体動のためズレてしまうと、BOLD の時系列変化を適切に分析することができなくなる。また fMRI では 1 volume の撮像に TR の時間を要するため、スライスの部位によって最大 TR 分だけ撮像タイミングがズレてしまうという問題がある。このスライス・タイミングの補正 (slice timing correction) も前処理の段階でしばしば実施される。多人数のデータを分析して平均的な活動部位を同定したり、異なる実験協力者間での比較を行ったりする場合には、個人ごとの脳形状の違いを補正する手続きも不可欠である。標準脳をテンプレートとして、各人の脳画像を変形させる処理のことを標準化 (normalization) という。標準化のためのパラメータ推定には、解剖学的に詳しい情報を持つ各実験協力者の T1 強調画像を利用する。この構造画像を BOLD 信号変化の情報を含む機能画像とあらかじめ位置合わせ (coregister) ことで、機能画像を適切に標準化することができる。機能画像の平滑化 (smoothing) も前処理の段階で頻繁に行われる。

現在は、fMRI のデータ分析を行うためのソフトウェアが無償・有償を問わず多数存在している。無償ソフトウェアでは SPM (<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>) や FSL (<http://fsl.fmrib.ox.ac.uk/fsl/>) などが代表的である。Brain Voyager (Brain Innovation 社) は有償であるが広く用いられている。上に述べたような前処理は、これらのソフトウェアを用いて簡易に実行することができる。

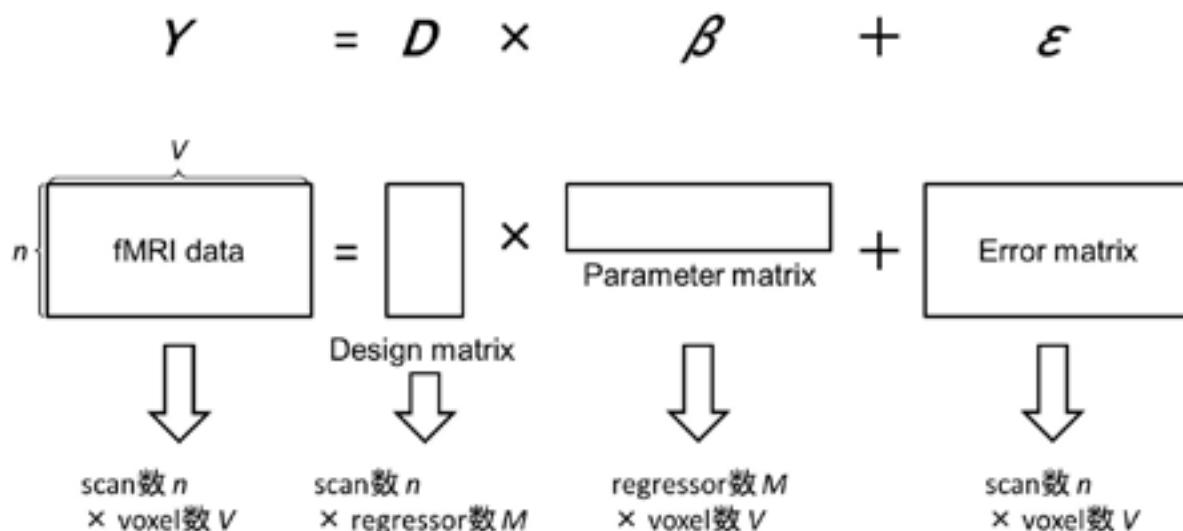


図4. fMRI分析における一般線形モデル。計画行列（design matrix）に対する重みパラメータをデータに基づいて推定する。

3-5. 一般線形モデルによるfMRI分析

前処理を行った後、各独立変数の脳活動に対する効果を統計解析によって同定する、というのがfMRI分析の基本である。現在のところ、fMRIの統計解析では一般線形モデル（general linear model: GLM）が最も広く利用されており、先に紹介したSPMやFSL、BrainVoyagerといったソフトウェアに実装されている。以下ではGLMの枠組みと処理の流れについて述べる。

2種類の実験刺激AとBを独立変数として、それぞれのfMRIデータに対する効果を比べたいという場合を考えてみよう。GLMによる分析では、各voxelにおける信号変化の時系列データを従属変数として、刺激Aによる効果、刺激Bによる効果を推定するという処理を行う。仮に、2つの刺激A、Bが図3に示すような時間的順序で協力者に提示されたものとしよう。一定の持続時間を持つ刺激は矩形波（box-car関数ともいう）で表され、刺激に伴うBOLD信号変化はbox-car関数とHRFの重畳（畳み込み積分）によってモデル化される。図3に示すように、事象関連デザインとブロック・デザインでは刺激の持続時間が異なるため、信号変化の仕方も異なっている。こ

れらの刺激A、Bの系列に基づいて作成されたモデルを独立変数（regressor）とし、voxelごとに線形重回帰分析を行うというのがfMRIにおけるGLMの枠組みである。図4はこの枠組みを行列の形で表現している。図中の計画行列（design matrix）とは、regressorを組み合わせで作られる行列のことを指す。現在の例では刺激AとBの2つのregressorが存在するため、計画行列はscan数 $\times$ 2の行列となる。

あるvoxelが仮に刺激Aに対して活動していたとすれば、このvoxelのBOLD信号データは刺激Aの系列から作られるregressorと強い相関を持ち、重回帰分析のパラメータが大きく推定されることが考えられる。今、あるvoxelにおける刺激AとBのパラメータの大きさに対して t 検定を行い、仮に刺激Aのほうが有意に大きかったとしよう。これはそのvoxelにおいて、刺激Bよりも刺激Aで脳活動が大きく変化していたと解釈できる。fMRI論文ではしばしば活動部位が色付けされたマップが報告されているが、あれらの多くは条件間で統計的検定を行い、パラメータの差が有意だったvoxelの統計量を示したものである。



写真3. 刺激装置

3-6. fMRI 分析における多重比較

GLM により実験刺激などの違いによる脳活動の差を調べられることを見てきたが、fMRI の結果を解釈する上で、多重比較の問題には十分注意する必要がある。先ほど述べた GLM 分析では、voxel ごとにパラメータの大きさを検定し、条件間での比較を行うことを想定していた。ここで、1 slice が 64×64 の matrix で構成され、1 volume に 30 slice が含まれていたと仮定すると、検定を行うべき voxel 数は $64 \times 64 \times 30 = 122,880$ に上る。これだけの数の t 検定を行った場合、仮に有意水準を $\alpha = 0.001$ に設定していたとしても、100 を超える voxel で偽陽性の活動が検出されてしまう。Bennet et al. (2010) は、死んだ蛙を MRI で撮像し「視点取得に関する領域の活動」を報告しているが、これは多重比較の補正を行わないことの危険性に対するユーモアを込めた指摘である。fMRI の結果を報告する際には、多重比較の補正を行うことが不可欠であることは十分留意しておく必要がある。多重比較補正はほとんど全ての fMRI 分析ソフトに標準装備されており、簡単に行うことが可能である。

4. fMRI 研究のさらなる展開

本稿では、これまで fMRI の原理や基本的な分析方法を述べてきた。以下では fMRI の発展的な分析手法を幾つか紹介する。

4-1. 領域間結合の分析

GLM を用いた fMRI 分析は、脳の機能局在を

前提とした上で、認知・感覚・運動などの諸機能と相関する脳部位を検出するというものだった。しかし、脳内のある部位は他の部位から独立して機能しているわけではなく、むしろ機能的なネットワークの一部として他の部位と協働して働いている。fMRI データに基づく結合性分析によって、このような脳内のネットワークを調べることができる。fMRI における結合性の分析には、機能的結合 (functional connectivity) を調べるものと、実効的結合 (effective connectivity) を調べるものの2種類が存在する。

機能的結合分析とは、2つの領域間における BOLD 信号変化の相関を調べる手法である。この手法では結合の方向性を評価することはできないが、活動が同期的に変化する領域群を同定することができる。安静時の fMRI (resting-state fMRI) を測定し、自発的な脳活動における機能的結合を分析するという方法が近年特に盛んになっている。安静時 fMRI のネットワークは加齢 (Damoiseaux et al., 2008) や精神神経疾患 (Argyelan et al., 2014) などに伴って変化するという報告もなされており、認知機能の基盤となるネットワークを探るのみならず、診断への臨床応用といった点にも期待が持てる。

領域間の実効的結合は機能的結合と異なり、「ある領域の活動からの他の領域の活動に対する影響」という方向性のある結合を分析する。fMRI における代表的な実効的結合の分析法には、グレンジャー因果性分析 (Granger causality analysis: GCA) と動的因果モデリング (dynamic causal modeling: DCM) の2つがある。これらの手法は、共にある領域1の信号変化が他の領域2の信号変化の予測に寄与するかどうかを評価する。もし領域1の活動を使って領域2の活動が予測できるのであれば、領域1から領域2への因果的な結合が存在していると解釈するのである。GCA と DCM の比較や使い分けについては、Valdes-Sosa et al. (2011) や Friston et al. (2013) を参照されたい。

4.2. マルチボクセル・パターン分析

単一 voxel ごとに条件間で脳活動の大きさを比較するのではなく、多数の voxel が示す信号の空間的パターンを分析することで、どのような情報が脳内で表現されているかを調べる手法も提案されており、この 10 数年ほど勢いを増している。このような手法はマルチボクセル・パターン分析 (multi-voxel pattern analysis: MVPA) と呼ばれる。ある刺激 A と B が同じ領域を同程度に強く活動させる場合でも、その領域に含まれる voxel 群の示す信号の空間的パターンは異なるということがあり得る。従来の GLM 分析ではこうした差異を検出することは不可能だった。MVPA は機械学習の手法を応用することで、複数の voxel が示す空間的パターンの違いを識別することができる。MVPA の詳細な手順については Mur et al. (2009) などが詳しい。

MVPA は脳内の情報表現を調べられるというだけでなく、脳活動に基づいて認知的・感覚的な内容を解読できる可能性がある。Horikawa et al. (2013) はその好例である。彼らは、まず覚醒時にさまざまな物体の画像を見ている視覚皮質の脳活動パターンを使ってパターン分類器を学習させ、脳活動パターンから見ている画像を予測するパターン認識アルゴリズムを構築した。その上で、睡眠中に取得した脳活動パターンをこのアルゴリズムによって解析したところ、夢の中に現れている物体（「本」や「家具」など）を解読できたと報告している。この手法は夢の解読だけでなく、脳活動に基づいて機械を操作する Brain Machine Interface (BMI) のような分野にも寄与し得る。

4.3. ニューロフィードバック

最後に、fMRI データをリアルタイムで分析し、その結果を被験者自身にフィードバックする方法 (fMRI ニューロフィードバック) を紹介する。頭皮脳波を用いたニューロフィードバックは 1970 年代ごろから各所で報告されてきたが、

fMRI でのニューロフィードバックが可能になったのは比較的最近のことである。Weiskopf et al. (2003) は、リアルタイムで分析した前帯状皮質 (anterior cingulate cortex: ACC) の信号を実験協力者にフィードバックし、その信号ができるだけ大きくなるように制御することを被験者に要求した。すると具体的な課題や方略を何も明示しなかったにもかかわらず、セッションを追うごとに被験者は ACC の活動を自己制御できるようになった。

fMRI ニューロフィードバックを行う利点は幾つか考えられるが、基礎研究の観点からは、脳活動と認知機能の因果関係に言及し得るという点に大きなメリットがある。古典的な fMRI の研究では、実験的に操作した独立変数と脳活動の相関を調べることが限界であり、ある領域の脳活動がある認知機能に対して因果的に働くかどうかを評価することはできなかった。fMRI ニューロフィードバックは、脳活動が変化したことによる認知的な変化を検証することができるため、因果関係を証明できる可能性がある。

fMRI ニューロフィードバックは非侵襲的な方法で脳に可塑的变化を促すことができるため、さまざまな医療応用が期待される。脳梗塞後の運動リハビリテーションに fMRI ニューロフィードバックが有効であることや (Sitaram et al., 2012)、うつ病の症状軽減にも役立つこと (Linden et al., 2012) などがすでに報告されてきている。他の臨床的・リハビリ的な手法と比較したときの有効性についてはまだ明らかとはいえないが、多彩な可能性を秘めた分野であるといえる。

5. 結語

本稿では、fMRI の原理および GLM を使った基本的な分析手法について概観した。また結合性の分析や MVPA、ニューロフィードバックといった手法についても簡単に紹介した。これまで fMRI は脳内の機能局在を詳細にマッピングすることに大きく貢献してきた。しかし、今やそれだ

けでなく、神経的・精神的な疾患や障害の背後にある機能的ネットワークを明らかにしたり、診断や治療に応用したりできる可能性も芽生えてきている。本稿がこのようなfMRIの最近の動向に対して興味を持ってもらうことの一助となれば幸いである。

謝辞

本稿の執筆に際して貴重なお意見を賜りました国立障害者リハビリテーションセンター研究所 高次脳機能障害研究室 室長 幕内充先生、および図の作成に多大な助力をいただきました同 技術補助員 東山祥子さんに深謝申し上げます。

参考文献

- Argyelan, M., Ikuta, T., DeRosse, P., Braga, R. J., Burdick, K. E., John, M., . . . Szeszko, P. R. (2014). Resting-state fMRI connectivity impairment in schizophrenia and bipolar disorder. *Schizophr Bull*, **40**, 100-110.
- Bennett, C.M., Baird, A.A., Miller, M.B., Wolford, G.L., 2010. Neural correlates of interspecies perspective taking in the post-mortem Atlantic salmon : an argument for multiple comparisons correction. *J Serendipitous Unexpected Results* **1**, 1-5.
- Damoiseaux, J. S., Beckmann, C. F., Arigita, E. J., Barkhof, F., Scheltens, P., Stam, C. J., . . . Rombouts, S. A. (2008). Reduced resting-state brain activity in the "default network" in normal aging. *Cereb Cortex*, **18**, 1856-1864.
- Friston, K., Moran, R., & Seth, A. K. (2013). Analysing connectivity with Granger causality and dynamic causal modelling. *Curr Opin Neurobiol*, **23**, 172-178.
- Horikawa, T., Tamaki, M., Miyawaki, Y., & Kamitani, Y. (2013). Neural decoding of visual imagery during sleep. *Science*, **340**, 639-642.
- Huettel, S. A., Song, A. W., & McCarthy, G. (2008) Functional magnetic resonance imaging. Sunderland : Sinauer Associates.
- Linden, D. E., Habes, I., Johnston, S. J., Linden, S., Tatineni, R., Subramanian, L., . . . Goebel, R. (2012). Real-time self-regulation of emotion networks in patients with depression. *PLoS One*, **7**, e38115.
- 宮内哲 (2013) 脳を測る：改訂 ヒトの脳機能の非侵襲的測定．心理学評論，**56**, 414-454.
- Mur, M., Bandettini, P. A., & Kriegeskorte, N. (2009). Revealing representational content with pattern-information fMRI--an introductory guide. *Soc Cogn Affect Neurosci*, **4**, 101-109.
- Ogawa S., Lee T. M., Kay A. K. & Tank D. W. (1990) Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc Natl Acad Sci U S A*, **87**, 9868-9872.
- Price, C. J. (2012) . A review and synthesis of the first 20 years of PET and fMRI studies of heard speech, spoken language and reading. *Neuroimage*, **62**, 816-847.
- Sitaram, R., Veit, R., Stevens, B., Caria, A., Gerloff, C., Birbaumer, N., & Hummel, F. (2012). Acquired control of ventral premotor cortex activity by feedback training : an exploratory real-time FMRI and TMS study. *Neurorehabil Neural Repair*, **26**, 256-265.
- Stelzer, J., Lohmann, G., Mueller, K., Buschmann, T., & Turner, R. (2014) Deficient approaches to human neuroimaging. *Front Hum Neurosci*, **8**, 462.
- Valdes-Sosa, P. A., Roebroeck, A., Daunizeau, J., & Friston, K. (2011). Effective connectivity : influence, causality and biophysical modeling. *Neuroimage*, **58**, 339-361.
- Weiskopf, N., Veit, R., Erb, M., Mathiak, K.,

Grodd, W., Goebel, R., & Birbaumer, N. (2003). Physiological self-regulation of regional brain activity using real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI): methodology and exemplary data. *Neuroimage*, **19**, 577-586.

岩渕 俊樹 (いわぶち としき)

【所属】

国立障害者リハビリテーションセンター研究所
脳機能系障害研究部 高次脳機能障害研究室

〒359-8555 埼玉県所沢市並木 4-1

E-mail address: iwabuchi-toshiki@rehab.go.jp

電話 04-2995-3100 (内線 2518)

fax 04-2995-3132

【略歴】

2008 年 3 月 京都大学総合人間学部総合人間
学科 卒業

2010 年 3 月 京都大学大学院情報学研究科知
能情報学専攻修士課程 修了

2013 年 3 月 京都大学大学院情報学研究科知
能情報学専攻博士後期課程 修了

博士 (情報学)

【職歴】

2011 年 4 月 - 2013 年 3 月 日本学術振興会
特別研究員 (DC2)

2013 年 4 月 - 2014 年 3 月 京都大学大学院情
報学研究科 特定研究員 (産官学連携)

2014 年 4 月 - 現在 国立障害者リハビリテー
ションセンター研究所 流動研究員

【研究テーマ】

文理解の脳メカニズムを中心に研究していま
す。文というのは単語の系列であり、単語が集
まって句を形成し、句が集まって文を形成する

というように階層的な構造を持っています。従って文を理解するためには、入力された系列を階層的に組織化する機能が重要です。失語症の責任領域の1つであるブローカ野は、こうした階層的な組織化に関連していると考えられています。一方で、ブローカ野は遂行機能とも密接に関係しています。このブローカ野の働きに着目し、文に代表されるような系列の階層的組織化と遂行機能の関係を明らかにしたいと考えています。

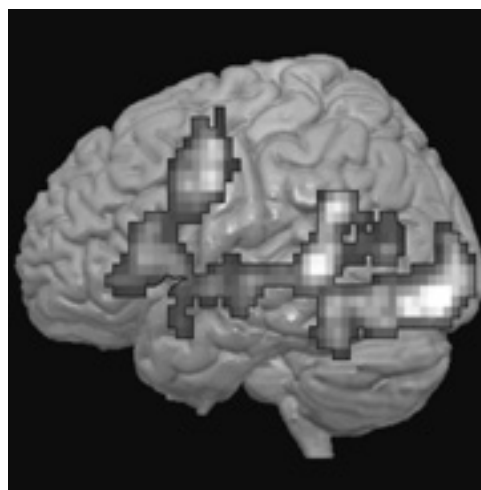


図 5. 文理解中の脳活動の例