

実験心理学からみた機能的磁気共鳴画像法（fMRI）による脳画像解析

荳 阪 直 行^{*}・矢 追 健

京都大学

Brain analyses using functional magnetic resonance imaging (fMRI) viewed from experimental psychology

Naoyuki OSAKA^{*} and Ken YAOI

Kyoto University

Functional magnetic resonance imaging (fMRI) is the way to study neural correlates of consciousness involving perception, memory, learning, thinking and affection through measuring cardio vascular response using the principle of nuclear magnetic resonance. By estimating differential functions between oxy- and deoxy-hemoglobin in the blood, we can calculate BOLD signals and obtain a brain image which indirectly suggest brain's local activation induced by the current task. It should be noted that the activation images are assumed not direct evidence reflecting brain's neuronal activities. Moreover, we briefly discussed on the parameters for imaging, image analyses using SPM and restraints on the participant.

Keywords: fMRI, brain imaging, brain mapping, BOLD signal, HRF

はじめに

ヒトの脳には1千億を超えるニューロンが神経ネットワークを形成しており、それらのネットワークは相互に作用し合って認識や行動、そして意識を生みだしている。たとえてみれば、数百億を超えるニューロンがスパースな群をつくり、脳の宇宙は重力で相互作用する星雲のようでもある。脳のはたらきが、さまざまな心や意識のはたらきと密接に相関することはよく知られている。脳と意識がどうかかわるかについての問題は一般にNCC (neural correlates of consciousness) 問題として取り上げられ、ヒトの脳についても脳波やfMRIなどを用いた実験で検討されてきた(荳阪, 2010)。そして、脳波を測定する脳波計に続いて、fMRI (functional Magnetic Resonance Imaging: 機能的磁気共鳴画像法) は、心のはたらきの脳内表現を調べる研究の道具として、fNIRS (functional near-infrared spectroscopy: 機能的近赤外分光

法) とともに、今や実験心理学の世界でも遅ればせながら市民権をもった感がある (Figure 1)。fMRIは核磁気共鳴という物理現象を用いて脳の機能や構造を探索する方法である。

脳活動の2つの観察法

脳は多くのエネルギーを消費し、体全体の20%もの血液が脳のさまざまな活動とかかわっているという。一方、脳の障害がさまざまな症状をもたらすことは古くか



Figure 1. View of the fMRI apparatus.

^{*} Corresponding author. Department of Psychology, Graduate School of Letters, Kyoto University, Yoshida-Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto 606-8501, Japan. E-mail: nosaka@bun.kyoto-u.ac.jp

ら知られていたが、健常者では脳のはたらきはふつう自分で意識することはない。しかし、身近な人が脳血栓などで突然歩行が困難になったり、急にこぼが話せなくなったりすることなどを経験すると、その背後にある脳の精緻な活動をあらためて認識させられる。実際に健常者の脳の活動を調べる場合、心理学では非侵襲的な方法として、2つの観察法が用いられることが多い。脳のニューロン集団の（活動をあらわすと想定されている）電気活動の反映を、脳波などによって観察する方法と、脳血流を通して間接的にみる方法である。

脳波でみる脳活動

NCC問題への関心は1929年にヒトの脳の電気活動にアルファ波（8-12 Hz）など律動性のある波を見いだしたドイツの精神科医H. Bergerにはじまる。Bergerはこの脳の波を脳波（Elektroenkephalogram）と名づけて1929年にドイツの専門誌「精神医学と神経症」誌に発表した。これが電気活動を通して脳を検討する道を開いたのである。彼は、微小電流や電圧の測定技術が未熟な時代に、当時のドイツのシーメンス社製の2重コイル検流計を用いて脳表に観察される1万分の1ボルト程度の微弱な電圧を頭部の表面に置いた金属電極で記録することに成功したのである。脳波は銀箔を貼った電極を頭部に接着させることで記録したといわれる。（余談であるが、86年後の現在、世界で稼働中のfMRI装置もシーメンス社製がトップであるのは面白い。ちなみに、近年のfMRIの世界シェアはシーメンス33%（ドイツ）、GE32%（米国）とフィリップス21%（オランダ）の3社で8割以上、日本製は東芝10%と日立3%程度といわれる。本邦製品の劣勢の原因は技術面ではなくソフトウェア面にあるといわれる）。Bergerは脳波の発見のみならず、彼自身の観察から、脳が活動している間に脳波は常に観察されることや、閉眼安静時に観察されるアルファ波が開眼したときにさらに律動周波数の高いベータ波によって抑制されること（アルファ・ブロッキング）なども報告している。また、精神科医として、てんかん患者には違った波形の脳波が認められることも見いだしている。Bergerは当時ドイツのイエーナ大学で研究しており、今日、ブロードマンの脳地図で知られるK. Brodmannとも脳の機能局在について共同研究を行ったといわれる。

このような事情から、1929年以降、脳波は意識の観察の手段として精神医学のみならず生理学や心理学の重要な研究の手段となってきた。覚醒状態や心的活動の違いが脳波の律動周期や波形パタンの違いに反映されることがわかるにつれて、脳波は心理学の研究に欠かすことが

できない指標の仲間入りをしたのである。病院での患者の意識状態の診断にも用いられるようになって、世界各国で脳波計と呼ばれる専用の医療装置が市場に出回るようになり、心理学研究室でも導入されるようになった。

20世紀中葉以降になると刺激呈示と同期して脳波を一定の時間加算することで、S/N比を上げて脳波中の信号成分を取り出せる、誘発電位も好んで測定されるようになった。これは、ノイズ成分の多い脳波を平均加算法で実際の刺激特性に対応した信号を取り出すための方法であり、視覚や聴覚誘発電位などが測定できるようになった。脳波にノイズが混入しやすいのは、脳波が頭骨を通してみられる脳表でのマクロな神経活動の集合電位であるためであり、ふつうの連続脳波ではそのデータの解析には限界があったのである。刺激呈示と同期して脳波を切り取る事象関連法による加算法はfMRIの実験でも事象関連法として引き継がれている。

脳血流でみる脳活動

さて、NCCを評価する理想的なインデックスは脳のニューロン集団の電気活動を脳皮質から直接とらえることである。しかし、それはヒトの場合倫理的な理由から不可能である。脳波のメリットは、頭骨を介した雑音の混入した集合電位ではあっても、脳の電気活動を見ているところにある。一方、**脳のニューロン集合の活動を、それを支える血流によって間接的に捉える方法がある。脳が正常にはたらくには、その神経系を形成するニューロン群に酸素を供給する必要がある。たとえば、眼の網膜のニューロンへの酸素や栄養素の補給が弱ってくると一時的にものが見えにくくなるのも、あるいは脳に局所的な血流の不全が生じると対応した（運動や記憶などの）心的機能が障害を受けたり失われたりすることも血流の不足によっているのである。したがって、もし脳内の局所血流動態が的確に観察できるなら、NCC仮説に従って血流と相関するニューロン集合がそのような心的機能のはたらきとかがわかるのである。血流の測定は、すでに19世紀末にはドイツの生理学者C. Ludwigがフローメータで血流動態を測定し、データを回転ドラム式記録器であるカイモグラフで記録する精緻な研究を行っている。しかし、頭骨に覆われた脳の血流を的確に計測するには、後年の核磁気共鳴現象を利用したfMRI装置の出現を待たなくてはならなかった。**

fMRIによる脳内血流動態の観察

fMRI（機能的磁気共鳴画像法）の磁気共鳴という表現は核磁気共鳴と呼ばれる物理現象に由来しており、

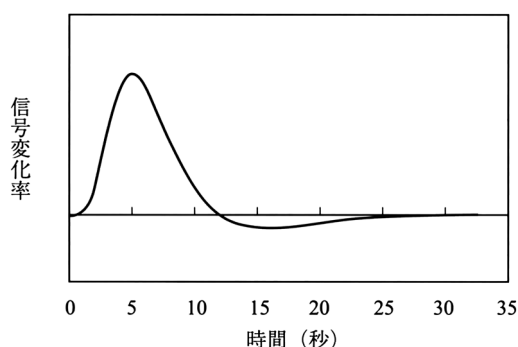


Figure 2. An example of hemodynamic response function (HRF).

fMRIはこの現象を利用して脳の血流動態 (cardio vascular response) を観測するのである。脳の神経系を形作るニューロン集団の電気的活動を直接観察しているのではないことに注意が必要である。むしろ、知りたいのは血流動態の観察を通じたニューロン集団の活動なのであるが、現在のところその相互の因果的関係を厳密に証明したデータは残念ながらないのである。

神経活動に伴う血流の増加は局所的に生じるが、その増加はゆっくりしており5秒程度の時間的遅れが生じる。その後、20～30秒程度を経てようやく反応は元のベースラインに戻る。これはfMRIの時間解像度の低さの原因ともなっている。信号変化率として知られるBOLD (blood oxygenation level dependent; 血中酸素濃度依存性) 信号 (後述) がそれを示しており、刺激提示による神経活動の後に増加し、ゆるやかに減少することが知られている。これは血流動態反応関数 (Hemodynamic Response Function: HRF) と呼ばれ (Figure 2), いわばBOLD信号のインパルス応答関数に相当する。これをブロックデザインで繰り返したときの例がFigure 5に示されている。

fMRIの原理の簡単な説明に移る前に、fMRIによって、何がわかるのかを3つの脳画像化の具体例を通してみたい。たとえば明るい光刺激を提示する知覚課題では、後頭葉の1次視覚野が賦活され (Figure 3A) (Tsumobi, Ikeda, & Osaka, 2012), 特定の単語を保持しながら文を理解するワーキングメモリ課題では前頭葉の認知的制御にかかわる背外側前頭前野 (Dorsolateral Prefrontal Cortex: DLPFC) や前部帯状回 (Anterior Cingulate Cortex: ACC) が (Figure 3B) (Osaka, Osaka, Morishita, Kondo, & Fukuyama 2004), さらに、自己や他者への参照課題では内側前頭前野 (Medial Prefrontal Cortex: MPFC) (Figure 3C) (Yaoi, Osaka, & Osaka 2009) などが、それぞれ賦活される

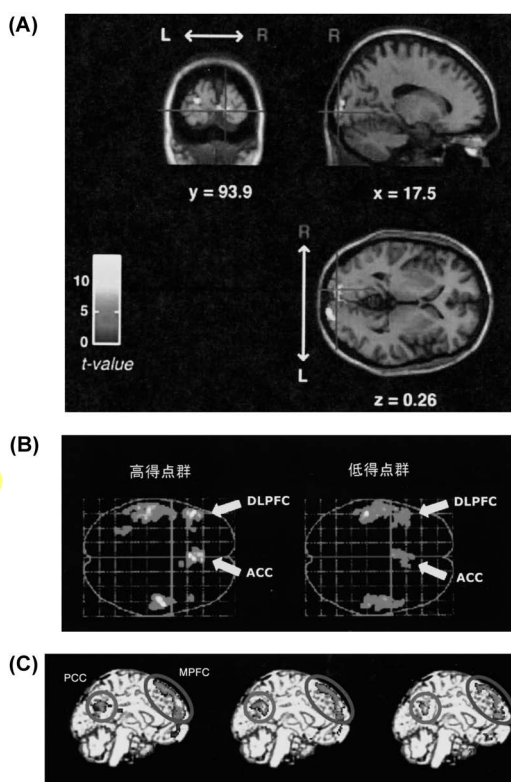


Figure 3. (A) Activation of primary visual cortex induced by white light local stimulation. (B) activation of dorsolateral prefrontal cortex (DLPFC) and anterior cingulate cortex (ACC) induced by working memory task. (C) activation of medial prefrontal cortex (MPFC) and posterior cingulate cortex (PCC) induced by self-reference task (adapted from Osaka & Osaka, 2007; Tsumobi et al., 2014; Yaoi et al., 2009 with partial modification).

ことから、知覚、記憶から高次認知までそれぞれの心のはたらきに対応した脳の領域が活性化することがわかる。

測定の原理

まず、fMRIの基礎となる核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance: NMR) についてみる。原子核はスピンをもち、コマのように回転しているが、それぞれのスピンはばらばらな方向を向いている。ここに強い静磁場 (例えば近年の一般的なfMRIの場合、3テスラの磁場強度) をかけると磁針のように磁場に沿って向きがそろう。ここに、ラジオ周波数 (10～100 MHz程度) のパルス (RFパルス) を与えると、回転軸の方向が一時的に変わるが、その後再び静磁場に沿った方向に戻る (緩和

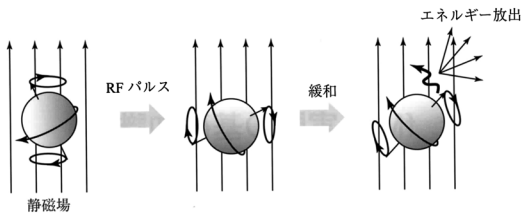


Figure 4. Principle of nuclear magnetic resonance (NMR)
(adapted from Ashida, 2010)

効果)。その際エネルギーが放出され、これは自由誘導減衰 (Free Induction Decay: FID) 信号として測定できる (蘆田, 2010)。このパルスで脳に多く含まれる水分子に共鳴するようにセットすることで、水素原子の密度差から脳の内部構造が推定できるのである (生体について核磁気共鳴 (NMR) を用いる場合は単に磁気共鳴 (MR) と呼んでいる)。

この原理を利用し、静磁場に加えて傾斜磁場コイルにより磁場の強さを局所的に変化させることでいわゆる脳の断層撮像が可能となる。

緩和画像

緩和にはスピンの静磁場に沿って平衡に向かう T1 緩和と、直行方向にスピンのばらけてゆく T2 緩和の 2 種がある。T1 と T2 緩和のそれぞれで得られる画像を T1 および T2 緩和強調画像と呼び、前者は脳の構造画像 (解剖学的構造で脳の灰白質や白質が見分けられる) として利用される。FID の実際の減衰 (T2 緩和の実測値) の代わりにエンベロープの時定数を示す T2* (ティーツースター) を使うと、時間領域での T2* 短縮はフーリエ変換後のスペクトルでは、半値幅で示される。磁場の乱れは半値幅の変化、つまり輝度の変化としてとらえることができる。T2* 緩和強調画像からは、赤血球中の酸化 (oxy-Hb)・還元ヘモグロビン (deoxy-Hb) の磁化率のわずかな相違に応じた信号変化率つまり BOLD 信号を利用することで機能画像を得ることができる。fMRI は血流動態を観察する便利な機器であり、BOLD 現象を使って、脳の機能を画像化して可視化することで脳のはたらきや構造を調べる。その観察には、脳を強力な磁場 (3~7 テスラ) に置くことが必要である (磁場は固定磁石やコイルにより発生させる)。その理由は、血液の成分である赤血球のヘモグロビンが鉄の成分を含むことを利用していることにある。

ニューロン集団が活動すると酸素の消費量が増加し、oxy-Hb はそれを含まない deoxy-Hb に変わり、その近辺で一時的な酸素濃度の低下が生じる。しかしその直後に

血流が急に増加に転じると、今度はニューロン集団が消費しきれないほど oxy-Hb が増加する。oxy-Hb は反磁性体であり、deoxy-Hb は常磁性体のため、信号を乱す deoxy-Hb の割合が相対的に減少すると、その領域からの BOLD 信号は強くなる。これが BOLD 現象 (BOLD 効果) であり、小川誠二らによって見だされた (Ogawa, Lee, Kay, & Tank, 1990)。前述したように、MRI は循環する血液の変化をみているのであり、脳の電気的活動を見ているわけではないことに注意する必要がある。

撮像と実験デザイン

撮像は脳全体で 20~50 枚程度に分割 (スライス) した断面像を何度も撮像する。(例えば、3 mm のスライス厚で 50 枚の場合、撮像される幅は 150 mm となる。ただしギャップなしの場合)。実験時間にとくに技術的な制約はないが、長時間にわたる実験は集中力の低下や強い眠気をもたらす可能性があるため望ましくない。fMRI 実験にあたっては特に眠気を感じる被験者が多くいるため、課題の時間や手続き等を工夫する必要がある。また、fMRI は空間的な解像度が高い反面、撮像中に被験者の頭部が動くとき正しく分析を行うことが難しくなるため、撮像中はできるだけ頭部を動かさないように被験者に教示する、また併せて頭部固定用のバンドなどを用いることが必要である。

デザインには、大きく分けて 2 つのデザインがある。ブロック (block) デザインと事象関連 (event related) デザインである。ブロックデザインでは課題を一定時間 (数十秒程度) の間、繰り返して行う課題ブロックと、コントロールとなる課題またはレスト (休止) ブロックを交互に繰り返し、課題同士、あるいは課題とレストの間の差をみる。レストブロックは本来、何も考えず休んでいるはずであるが、実際はいろいろなことに思いを巡らせていることも多く、最近知られるようになった脳のデフォルトモードネットワーク (DMN) の活動も影響する可能性がある (Koshino, Minato, Yaoi, Osaka, & Osaka 2014)。

事象関連デザインでは、各試行を間を置いて別々に提示し、あるタイミング (試行を提示し始めた時など) を起点として信号強度の変化を計測する。このデザインでは各試行の順序をランダム化したり、繰り返して不向きな課題を用いたりすることができるため課題の自由度は高い。また、例えば被験者の反応や課題の正誤に応じて、後から分析することができるという利点がある。しかし、前述したように、課題の処理に応じて上昇した BOLD 信号が、ベースラインに戻るまでには短くとも 10

秒程度の時間を見積もる必要があるため、ブロックデザインと同等の統計的検出力を得ようとすると、試行回数を増やすことになり、実験全体の時間が長くなるという欠点がある。この欠点を補うために一般的に用いられているのが高速事象関連 (rapid event related) デザインである。このデザインではタスクによって上昇したBOLD信号がベースラインに戻る前に次のタスクを実施することを繰り返し、加算された信号を後から試行の提示タイミングごとに分離することにより、比較的短い時間で試行回数を稼ぐことができる (この際ITIは一定ではなく、毎回異なっている (jittered) 方が統計的な検出力は高くなる)。

ブロックデザインでは課題の提示 (BとC) と休止 (A) が続く (箱型関数) (Figure 5上)。課題の変化によるBOLD信号を予測し、両者を畳み込んだもの (Figure 5中) から、時間経過にともなう信号変化率の仮想的変化とモデルが比較できる (蘆田, 2010)。

解析の方法

撮像パラメータ 一般的なfMRIではグラディエント

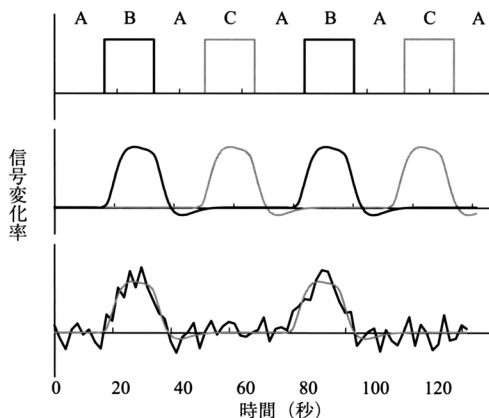


Figure 5. Scheme of block design in fMRI experiment.

エコー (gradient echo: GRE) 型エコープレナー (EPI) 法などが、拡散強調画像 (Diffusion Tensor Imaging: DTI) などではスピンエコー (spin echo: SE) 型EPI法) などが用いられる。撮像パラメータには、励起後信号を計測する時間 (エコータイム: TE), 次の励起までの時間 (繰り返し時間: TR), 角度 (フリップアングル: FA), 断面の厚さ (スライス厚), 隣接する断面との間隙 (スライスギャップ), 撮像範囲 (有効視野: FOV), 断面の方向 (撮像断面), 2次元画像の最小単位 (ピクセル (画素)), 画像のサイズ (マトリックス)) などがあり, これらを目的と課題の性質によって適宜選択する (時間はms, 空間はmm, 角度は°が単位となっている)。

解析方法 fMRIによって得られたデータを解析するためのソフトウェアはいくつか提供されているが、いずれも基本的な解析の流れはよく似たものとなっている。fMRIのデータ解析で最も一般的に用いられるのは、SPM (statistical parametric mapping) と呼ばれる一般線形モデルを用いたフリーウェアの解析ツールである。その名の通り、3次元脳マップの作成と解析に使われる。SPMでは、撮像中の被験者の頭部の動きを補正するリアライメント、構造画像と機能画像の位置合わせを行うコレジスター、個々の脳画像を標準脳にマッチするように調整するノーマライゼーション、そして画像を平滑化するためのスムージングと呼ばれるフィルター処理を行う。ここでいう標準脳とは、モンテリオール神経学研究所でつくられた国際脳マッピングコンソーシアムのICBM152に対応した標準化脳のデータベースによっており、NMI標準脳と呼ばれ、有名なタライッハの標準脳 (Talairach & Tournoux, 1988) より精度が高くなっているが、日本人の平均脳とマッチしているかは不明である。スムージングはfMRIのデータを空間的に平滑化するためのツールでガウス型フィルターで半値幅で設定する。ボクセルサイズの2~3倍程度の値 (mm) が一般的である (2次元および3次元画像を構成する最小単位

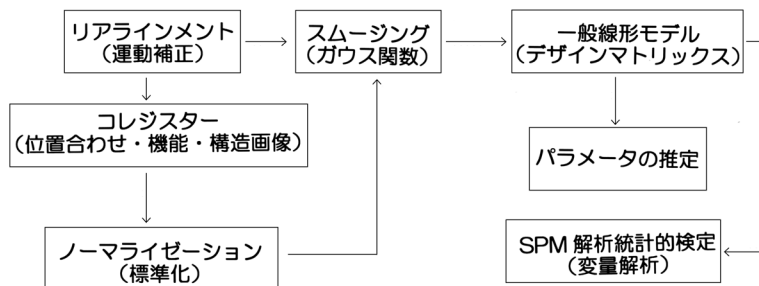


Figure 6. Flow of fMRI data processing using SPM (block design).

をそれぞれピクセルおよびボクセルと呼ぶ)。以上のfMRIのデータ処理の流れはFigure 6のように表すことができる。

以上のような前処理が終われば、デザインマトリックスを作成し、これに前処理で得たデータを取り込み、一般線形モデルで解析する。さらに、線形予測の重みを計算し、比較したい課題条件間のコントラストを作り、統計的検定を行う。デザインマトリックスでは基底関数として、刺激提示後3~6秒でピークに達し20~30秒後にベースラインに戻る応答関数として血液動態関数(HRF)を選ぶ。条件間の比較(コントラスト)の後は統計検定に入る。賦活があるのにないようにみえたり、その逆も起こり得るので検定は大切である。検定のための閾値の設定として、ファミリーワイズエラー(FWE)、フォールスディスカバリレート(FDR)およびなし(none)の3種がある(SPM8以降ではFWEおよびnoneしか選べない)。前2者は多重比較の補正を行ったときの検定(いわゆるcorrected)で、なしは各ボクセルが独立であると想定した場合の検定(いわゆるuncorrected)である。Uncorrectedでは多数のボクセルに対して独立した検定を行うため、統計的な信頼性に欠けると考えられており、最近では論文でもこれを用いると注文がつく場合がある。そのため、多重比較補正を行う必要があるが、FWEでは基準が厳しすぎて有意な活動領域がほとんど見いだせないことが往々にしてある。このため、ボクセルレベルのuncorrectedで活動が示されたクラスターに対し、クラスターレベルでの多重比較補正を行うことによって、活動領域の推定を行う場合もある。

SPMでは被験者一人の解析には固定効果解析を、被験者が複数いて個人差にも配慮する場合は変量効果解析を行うのが一般的である。変量効果解析を行う場合、被験者数は少なくとも20名以上が望ましい。

画像解析の結果は統計的検定の結果とともに、グラスブレイン(脳に有意な賦活が重ねて示される)で表示される。検定ではセット、クラスターおよびボクセルレベルにおける結果が示される。クラスターとボクセルレベルの有意差検定は、それぞれクラスターのサイズが有意に大きいのか、ボクセルの活動が有意に大きいのかについて示している。同時のそれらの3次元座標(x, y, z , 単位mm)が表示される。ここでのNMI座標は脳の前交連(AC)部位を原点(0, 0, 0)とし、そこから後交連(PC)部位を結ぶ軸(AC-PC線)を y 軸、この軸に垂直な面で側方に x 軸、上下方向に z 軸という座標系で示される。グラスブレインではこれらの組み合わせ平面(軸位、冠、矢状)のそれぞれの断面を射影像として示す(Fig-

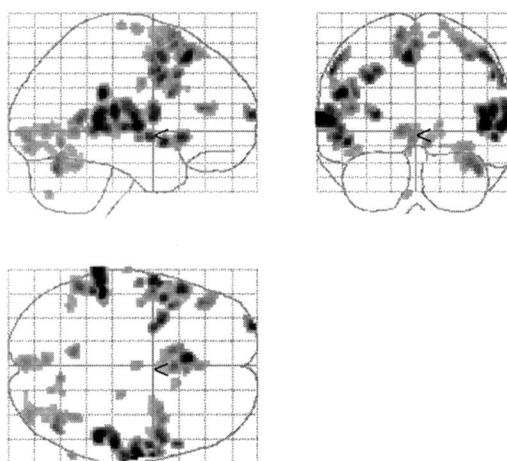


Figure 7. An example of glass brain in which activated voxels are shown in xyz axis. Representations along x -axis (sagittal view) (left top), y -axis (coronal view) (right top), and z -axis (axial view) (left bottom) are shown. Note overlapping of voxels across the axis (adapted unpublished data from Osaka et al., 2004).

ure 7: Figure 3-Bも参照)。そのほか、賦活脳画像に脳の表面と頭部画像を合成したカラーで脳表のレンダリング処理を行うこともできる。賦活が脳溝にある場合は、脳表をインフレーションさせて膨らませることで観察しやすくなる(SPM8以降で利用可)。

被験者 被験者には実験に入る前に、実験の内容、手続きなどを説明した後に、インフォームド Consent (協力承諾書)を読み上げ署名を求める。ヒトを対象とする医学研究の倫理的原則として、ヘルシンキ宣言にそってインフォームド Consentを得る必要がある。最近では、論文投稿時にも実験が行われた施設での倫理委員会の承認がない場合は受けつけられないケースもあり、年々厳しくなっている。被験者には、実験中に不安を感じたり、課題の実行を中止したいと思えば所定のスイッチで実験者に知らせることができる旨説明する。fMRI装置はボア(空洞部)近傍で3テスラ程度の強力な磁場が形成されているので、磁性体である金属(腕時計やバンドの金属部)は持ちこむことはできない。金属の入れ歯、メガネ、ヘアピンや金属粉を含む化粧品なども磁場を乱したり、発熱の恐れがあるため測定の際の障害になる。心臓ペースメーカーや人工内耳を使っている人も被験者になれない。また、狭所恐怖症や発作を起こしやすい人は被験者として慎重に対処する必要がある。ボア内に持ち込める視覚刺激提示装置(ゴーグル型、スクリーン提示型)、聴覚提示装置(ヘッドフォン)や入出力装置(ス

Table 1.
Advantages and disadvantages using various neuroimaging techniques involving
fMRI, PET, EEG, MEG and NIRS (adapted from Kaminaga, 2006).

手段	fMRI	PET	EEG	MEG	NIRS
空間分解能	10^{-3} m	10^{-3} m	10^{-2} m	10^{-3} m	10^{-2} m
部位識別能	◎	○	×	△	△
時間分解能	10^{-1} s	10^0 s	10^{-3} s	10^{-3} s	10^{-2} s
計測対象	deHb	血流	神経電流	神経電流による 磁場	ヘモグロビン
侵襲性	なし	あり	なし	なし	なし
患者負荷	軽度	中等度	なし	軽度	なし
脳深部計測	可能	可能	不可能	不可能	不可能

deHb: Deoxyhemoglobin

イッチキー、ボタンやジョイスティック)などもすべて磁性体を用いない材料で作ったものを使用する。

SPMと関連ツール SPMは、K. Fristonなど著名な専門家が率いるユニバーシティ・カレッジ・ロンドンのWellcome Trust Centre for Neuroimaging (<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/>)で開発され、一般に提供している解析パッケージで、脳画像解析の標準ツールとして世界中で広く使われている。SPMはPCのMATLAB上で動き、初期のSPM96からSPM99(2000年)、SPM2(2003年)、SPM5(2005年)、SPM8(2009年)へと改訂を重ねて、最新のバージョンは2014年にリリースされたSPM12である(<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/>)。具体的な使い方についてはそれぞれに詳細なマニュアルが用意されているが、日本語で書かれたものとしてはSPM2については月本他(2007)、SPM8についてはその改定版の菊池・妹尾・安保・渡邊・米本(2012)が詳しい。なお、SPMにはそれ単体では行うことのできないような高度な分析を行ったり、活動が示された領域を簡単に同定したりするための多数のエクステンション(アドオン)が提供されており、目的に応じて使用することができる。例えば課題負荷に対して、脳のどの領域が賦活されるかがあらかじめ推定できる場合は(全脳ではなく、あらかじめ関心領域(Region of Interest: ROI)を設定する場合)MarsBaR(<http://marsbar.sourceforge.net/>)と呼ばれるエクステンションを用いると便利である。また、各活動領域の座標からそれぞれの解剖学的な名称を一括してラベリングしてくれるAAL(Anatomical Automatic Labeling)やMSU(MNI Space Utility, SPM5まで対応)といったエクステンションがある。そのほかのよく用いられる解析パッケージにBrain Voyagerなどの商用ソフトがあり、脳表のインフレーションができる上に、ROIの設定ができる。ほかに、情報工学から生まれた独立成分分析(Independent

Component Analysis: ICA)などがある。さらに、領域間の結合を想定する動的因果性モデル(Dynamic Causal Modeling: DCM)やそのような想定をしないグレンジャー因果性モデル(Granger Causal Modeling: GCM)などもある。なお、拡散テンソル画像(DTI)の解析では脳の白質の神経線維のつながっている状態などを観察することができるので、脳の領域間結合の様子の推定などができる点で便利である(詳細は菊池他(2012)参照)。以上、簡単にfMRIについて解説を試みたが、紙幅の関係で省略した箇所も多い。最後に、現在利用可能な研究手法の長所や短所をまとめるとTable 1のようになるので参考までに示しておきたい(神長, 2006)。

どのような手法を採用する場合にも、時間、空間分解能、部位識別能、深部計測能、侵襲性、被験者への負荷や計測対象などが研究課題とマッチしていることが最も重要である。近年、人文社会科学との融合領域として社会脳の研究が盛り上がりを見せているが、自己意識、文化、人格、倫理、経済、美学、発達と老化などの新たなパースペクティブからfMRIを用いる場合にも、課題とのマッチが重要であるといえる(荳阪, 2012-2015)。詳しく知るには英文、邦文の専門書あるいは論文を参照されたい。

引用文献

- 蘆田 宏(2010). fMRI実験の基礎知識—撮像しくみとデータ取得・解析の方法 荳阪直行(編)脳イメージング—ワーキングメモリと視覚的注意からみた脳 培風館 pp. 23-43.
(Ashida, H.)
- Berger, H. (1929). Ueber das Elektroenkephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 87, 527-570.
- 神長達郎(2006). 機能的MRI(fMRI)による脳機能の

解析 日本老年医学会雑誌, 43, 1-6.

(Kaminaga, T.)

菊池吉晃・妹尾淳史・安保雅博・渡邊 修・米本恭三
(編著) (2012). SPM8画像解析マニュアル 医歯薬出版.

(Kikuchi, Y., Senoo, A., Anbo, M., Watanabe, O., & Yonemoto, K.)

Koshino, H., Minamoto, T., Yaoi, K., Osaka, M., & Osaka, N.

(2014). Coactivation of the default mode network regions

and working memory network regions during task preparation:

An event-related fMRI study. *Scientific Reports*, 4,

5954. doi:10.1038/srep05954

Ogawa, S., Lee, T. M., Kay, A. R., & Tank, D. W. (1990). Brain
magnetic resonance imaging with contrast dependent on
blood oxygenation. *Proceeding of the National Academy of
Sciences, U.S.A.*, 87, 9868-9872.

Osaka, N., Osaka, M., Morishita, M., Kondo, H., & Fukuyama,
H. (2004). A word expressing affective pain activates the anterior
cingulate cortex in the human brain: An fMRI study. *Behavioral Brain Research*, 153, 123-127.

Osaka, M., & Osaka, N. (2007). Neural bases of focusing attention
in working memory: An fMRI study based on individual differences.
In N. Osaka, R. Logie & M. D'Esposito (Eds.). *The cognitive neuroscience of working memory*. NY:

Oxford University Press, pp. 99-117.

荻阪直行 (編) (2010). 脳イメージングワーキングメモリと視覚の注意からみた脳 培風館.

(Osaka, N)

荻阪直行 (編著) (2012-2015). 社会脳シリーズ全9巻
新曜社. <http://www.shin-yo-sha.co.jp/series/social_brain.htm>

(Osaka, N)

Talairach, J., & Tournoux, P. (1988). *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain*. NY: Thieme Medical Publishers.

Tsubomi, H., Ikeda, T., & Osaka, N. (2012). Primary visual
cortex scales individual's perceived brightness with power
function: Inner psychophysics with fMRI. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 38, 1341-1347.

月本 洋・菊池吉晃・妹尾淳史・安保雅博・渡邊 修・
米本恭三 (2007). 脳機能画像解析入門 医歯薬出版.

(Tsukimoto, H., Kikuchi, Y., Senoo, A., Anbo, M., Watanabe, O., & Yonemoto, K.)

Yaoi, K., Osaka, M., & Osaka, N. (2009). Is the self special in
DMPFC? An fMRI study. *Social Neuroscience*, 4, 455-463.

デフォルト
ネットワーク