

事象関連電位入門*

1. はじめに

事象関連電位 (event-related potential: ERP, 註参照) は、外的あるいは内的な事象に時間的に関連して生じる脳の一過性の電位変動である。意識をもって活動する人間から安全に記録できるため、心理学におけるツールとして利用されることが近年増えてきた。ERPを使って人間の心の働きを調べようとする研究は、認知心理生理学 (認知精神生理学, cognitive psychophysiology) と呼ばれる (Donchin, Ritter, & McCallum, 1978)。従来の行動指標に加えてERPを測定することにより、外からは観察できない心理活動に関するさまざまな知見が得られている。

本稿では、心理学の研究においてERPがどのような前提や論理に基づいて利用されているかを解説する。最初に、ERPを測定する方法とそのときの留意点について述べる (第2節)。次に、測定された波形からERP成分を分離して解釈する際の仮定について論じる (第3節)。最後に、ERPと行動指標・主観指標との関係を、脳の機能系という観点から整理し、心理学研究におけるERP測定の意義について考察する (第4節)。

2. ERPの測定

2.1. 原理

生きている人間の頭部に2つの電極を貼りつけると、その間にわずかな電位差 (電圧) が生じる。その大きさは数十マイクロボルト ($1 \mu\text{V}$ は100万分の1V) にすぎないが、脳波計 (差動増幅器) で数万倍に増幅すると、リズムを持った波として観察できる。これが脳波

(electroencephalogram: EEG) である。脳波は、その個体が生きているかぎり絶え間なく自発的に出現する。他方、ERPは、光や音、あるいは自発的な運動といった特定の事象に関連して一過性に生じる脳電位であり、自発脳波に重畳して記録される。初期の研究では“誘発電位 (evoked potential: EP)” という語を使い、物理刺激が引き起こす脳電位反応を対象にしてきた。しかし、そ

の後、少なくともその一部は刺激の意味や注意といった心理的変数によって変化すること、また外的刺激がなくても生じる脳電位 (放出電位 emitted potential) があることが明らかになった。そのため、現在では、外的刺激との因果関係を示す“誘発”電位ではなく、より中性的な“事象関連 (事象に時間的に関連した)”電位という語がよく使われている。なお、ERPにはその定義上EPも含まれており、心理的変数に関連した内因性成分だけをERPと呼ぶわけではない (Picton, Bentin, et al., 2000)。また、ERPを生じさせるというときには“elicit”という動詞が使われ、“惹起する”と訳されることが多い。

ERPの具体的な測定手続きを説明するために、Fig. 1にオドボール課題 (oddball task) の例を示した。オドボール課題とは、ERPの測定によく用いられる単純な刺激分類課題である。同じ刺激が繰り返し呈示される系列の中に、時々異なった刺激 (オドボールとは“変わり者”の意味) が挿入される。被験者は2つの刺激を区別して、それぞれに異なった反応をする。例えば、Fig. 1aに示したように、“ポッ”という低い音に混じって時々“ピッ”という高い音が呈示され、被験者は高い音の回数を黙って数えるように教示される。このとき数える刺激を標的

刺激 (target stimulus)、数えない刺激を標準刺激 (standard stimulus) と呼ぶ。このような課題を行っているときの脳波を記録する。ERPを測定する場合には、脳の電気活動の影響を受けにくい部位に貼りつけた電極を基準として、頭皮上の探査電極 (exploring electrode) から脳波を記録するのが一般的である。基準電極

(reference electrode) は、耳たぶ (耳袋) や乳様突起 (mastoid, 耳の裏側の付け根にある突起)、鼻尖、頭部外 (第七頸椎棘状突起上と右胸骨鎖骨間関節上の電極を連結する) に置くことが多い。電極は、Fig. 2に示した国際式10-20法 (Jasper, 1958) およびそれを拡張した拡張10-20法 (10%法, American Electroencephalographic Society, 1991) に準拠して取りつける。Fig. 1aの例では、

*この解説記事は、以下の論文に加筆・修正を行ったものである。

入戸野 宏・堀 忠雄 2000 心理学研究における事象関連電位 (ERP) の利用 広島大学総合科学部紀要IV理系編, 26, 15-32. 更新履歴: 2001年3月17日作成。2003年8月19日一部改訂。2004年7月27日Fig.2訂正。2005年11月24日Fig.2説明訂正。2006年2月17日3.2節一部修正。

左右の耳朶に基準電極を貼りつけ、正中線上中心部の探查電極から脳波を記録している。このとき、測定したい潜時帯のERPが、歪みなく低ノイズで記録できるように、帯域通過フィルタを用いるのが一般的である。増幅した脳波はアナログ/デジタル (A/D) 変換して数値化する。通常、1秒間に200ポイント (5 msに1ポイント) 以上の割合で変換し、加算平均用コンピュータに取り込む。

このようにして記録された脳波の例をFig. 1bに示した。左から右へと時間が経過しており、最下段には呈示された音刺激のタイミングと種類が示されている。自発的に生じる背景脳波 (特に10 Hzの律動的なアルファ波) は振幅が大きいために、音刺激が惹起する脳電位 (その振幅は背景脳波の10分の1程度と小さい) を覆ってしまう。アルファ波を減衰させるためにデジタルフィルタをかけると、それぞれの音刺激に対するERPがかすかに見える。低頻度で呈示された標的刺激の後に、陽性 (図中下向き) の振れが生じているのが認められる。これはP3 (P300) と呼ばれる振れである。刺激に対する脳電位反応をより明瞭に取り出すために、加算平均法

(averaging) が用いられる。この方法は、数十回の脳波データを、特定の事象の開始時点に揃えて、時間ポイントごとに加算平均することにより、その事象に関連した脳電位を抽出するものである。背景脳波が事象とは無関係に生じると仮定すると、加算平均することで背景脳波は相殺され、事象に対して一定の時間関係を持ったERPだけが残る。標準刺激と標的刺激の呈示前100 msから後600 msまでの脳波データ (原波形) をそれぞれ25試行分重ねて描いたものと、それらを加算平均して求めたERP波形を、Fig. 1cに示した。加算平均後の波形に比べて、各試行の波形は大きく変動している。しかし、全体の傾向として、標準刺激に対しては刺激開始後200 ms付近に、標的刺激に対しては刺激開始後300 ms付近に下向きの振れが集中しており、それが加算平均波形にも現れている。2つの加算平均波形を重ねて描いたものをFig. 1dに示した。ERP波形はいくつかの振れ (deflections) から構成されている。矢印で示したように、陰性方向 (図では上向き) の振れを“N (negative) ”、陽性方向 (下向き) の振れを“P (positive) ”と呼び、出現順に番号をつけるか、標準的な頂点潜時 (ミリ秒単位) をつけて区別する。例えば、P3はその頂点潜時がおよそ300 msなのでP300とも呼ばれる。また、標的刺激に対するP2やN2のように、個人波形上でははっきりしたピークがなくても、先行研究や他の実験条件から推測してその潜時帯で生じていると考えられるERP成分 (3.2節参照) につい

ては名前をつけることがある。なお、このデータでは明瞭でないが、P1は潜時約50 msで出現する。

ERP波形を表示するときに、以前は脳波記録の慣例に従って陰性電位を上向きに描くことが多かった。しかし、最近では陽性電位を上向きに描くことが増えている。国際臨床神経生理学連合 (IFCN) は、正中線上で陽性として記録される電位は陽性を上向きとして描く方法を推奨しているが (Goodin, Desmedt, Maurer, & Nuwer, 1994, p. 18), 基礎研究では一致した見解がなく (Picton, Bentin, et al., 2000, p. 140), 図中に極性を明記すればどちらの方法でも認められている。

2.2. 測定における留意点

以上述べたように、ERPの測定原理はそれほど複雑ではない。しかし、実際にERPを測定しようとすると、さまざまな困難に出会う。生きている人間の脳活動を正しく記録することは、決して容易な作業ではない。ERPの測定については、日本脳波・筋電図学会 (現・日本臨床神経生理学会) の測定指針案 (投石・下河内, 1997) やアメリカ精神生理学会 (Society for Psychophysiological Research) のガイドライン (Picton, Bentin, et al., 2000) が公開されているので参考になる。ここでは、特に重要な3つの事項について述べる。

2.2.1. アーチファクト

ERPを脳活動の指標として使うためには、それが確かに脳の内部から生じたものであり、それ以外の原因で生じたのではないことを確認しなければならない。脳波記録に混入する脳波以外の現象をアーチファクト

(artifacts) と呼ぶ (大熊, 1999, p. 60)。アーチファクトには、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でERPを記録するとき最も問題になるのが、眼球運動とまばたき (瞬目) によるアーチファクト (ocular artifacts) である。眼球は、ちょうど乾電池の+極-極のように、突起した角膜面が陽性、網膜面が陰性に帯電している。そのため、眼球を上下左右に動かすと周囲の電場が変化する。また、まばたきをすると、陽性に帯電した角膜上をまぶたがスライドするので、目より上側にある電極にまぶたを通して陽性の電位が伝わる (Picton, van Roon, et al., 2000)。眼球運動やまばたきは、ERPの100倍以上の電位を生じさせる。その影響は頭頂部付近にまで伝播し、ERP波形を歪める。

眼球運動やまばたきに関連したアーチファクトに対処

するには、3つの方法がある。第1は、ERPの記録中に眼球運動やまばたきをしないように教示する方法である。被験者の眼前に注視点もしくは小さな絵を呈示して、ERPの記録中はそれを見つめておくように教示すれば、眼球運動は比較的容易に抑えられる。しかし、まばたきは意図せずに生じることがあるので、この方法だけでは十分にアーチファクトを除去できない。第2の方法は、眼球の近くに装着した電極から眼電図

(electrooculogram: EOG) を記録することで眼球運動やまばたきを監視し、ある基準(例えば $\pm 80 \mu\text{V}$)を超える電位が生じた試行を分析対象から除くことである。この方法では微小なアーチファクトが残るので、EOGをERPと同時に加算平均して表示し、残ったアーチファクトの程度を明らかにする必要がある。第3に補正法がある。これは、まばたきや眼球運動による電位が、脳波を記録している各チャンネルにどのくらい伝播するかを推定して、脳波データを補正する方法である。脳波記録に含まれるEOGの割合を回帰分析によって推定し、EOGデータに回帰係数(0.01-0.30程度)を掛けたものを脳波データから引算することが行われる(Brunia et al., 1989)。さらに進んだ技術として、(1) 眼球運動とまばたきの電流発生源を等価電流ダイポール(3.1節参照)で近似してその影響を取り除く方法、(2) 眼球運動やまばたきをしているときに記録した電位に対して空間主成分分析(3.2節参照)を行い、水平眼球運動・垂直眼球運動・まばたきのそれぞれに対応した頭皮上電位分布パターンを抽出し、その分布を考慮しながら脳波やERPを補正する方法などが提案されている(Picton et al., 1995, 2000)。しかし、補正法は手続きが複雑であり、また補正した波形が“真のERP波形”に近いという保証が必ずしも得られないので、現在のところ上述の除去法ほどは普及していない。

生体に由来するアーチファクトには、眼球運動やまばたきに関連したアーチファクト以外に、体動や筋電位、発汗、心電図によるアーチファクトがある。また生体外に由来するアーチファクトには、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。これらのアーチファクトは、原則として脳波を記録する時点で発見して除去する。脳波に混入するアーチファクトの種類とその対策については、大熊(1999, pp. 60-66)が参考になる。

2.2.2. 加算平均法

ERP波形はふつう加算平均法によって求める。加算平

均しないと、背景脳波とERPを区別できないので、一回だけしか起こらない現象に対するERP波形は測定できない。加算回数が増えるにつれて背景脳波は平坦化し、ERPが明瞭に現れてくる。背景脳波が時間経過に対して完全にランダムに変動していれば(正規分布変動)、加算回数を増やすことでその振幅は相殺されて、最後にはゼロになる。これに対して、アーチファクトなど正規分布しない変動は、N回の加算平均で $1/N$ の振幅に減衰するが、いつまでも相殺されずに残る。そのため、アーチファクトを含む試行は、できるだけ加算平均から除くようにする。

刺激呈示後数十ミリ秒までに生じる初期成分(誘発電位)は心理的要因によって変化を受けにくいので、加算回数が多いほど安定した結果が得られる。しかし、それ以降に生じる中後期成分を記録するときには、注意が必要である。加算回数を増やすために試行を増やすと、練習や疲労などの影響を受けて、実験の最初と最後で試行ごとのERPが変化してしまう可能性がある。ERP波形上で最も顕著な振れである上述のP3(P300)については、20回の加算で安定した結果が得られることが確かめられている(Cohen & Polich, 1997)。一般に、検討したいERPの振幅が背景脳波に比べて小さいほど、多くの加算回数が必要である。P3を中心としてERPを検討しようとする場合には、すべての実験条件で最低20回以上の加算回数を得られ、なおかつ被験者が疲れてしまう前に記録が終わるような実験計画を立てるとよい。

加算平均法を用いるときは、刺激や課題、実験状況を工夫して、毎回の試行でできるだけ同じERPが生じるように配慮する。しかし、実際の研究では、その原則が揺らぐ場合がある。例えば、単語や音楽などの有意味刺激を使う実験では、同じ刺激を繰り返して使えない。そのため、明確な基準を設けて等質な刺激を精選するが、有意味刺激である以上、完全な等質性は望めない。また、物理的に同じ刺激でも、先行する刺激系列が異なれば、惹起するERPは異なる(Squires, Wickens, Squires, & Donchin, 1976)。このように、各試行におけるERPが異なっている可能性があるときは、それまで1つにまとめていた事象カテゴリを、新しい仮説に基づいて複数の下位カテゴリに分け、それぞれについて加算平均波形を求めてみるとよい。

毎回のERPが異なる別のケースとして、試行ごとの潜時のばらつき(latency jitter)がある。ERPの内因性成分(例えばP3)は、事象のあいまいさや一時的な注意散逸によって、試行ごとに潜時が変動することがある

(Ruchkin & Sutton, 1978) . 加算平均波形上で、明瞭なピークをもたない低振幅の振れが得られたときには、(a)実際にそのような緩徐波が出現している、(b)明瞭なピークをもつ振れが試行ごとに異なった潜時で出現している、という2つの可能性が考えられる。後者の場合には、適応型相関フィルタ (adaptive correlating filter; Woody, 1967) と呼ばれる一種のパターンマッチング法を用いて、各試行での振れの潜時を推定し、その潜時に揃えて加算平均波形を求め直すことができる (具体的な手続きは、投石, 1990 参照) .

まとめると、加算平均法を用いるときは、以下の3点に留意するとよい。(a)アーチファクトを含む試行を除く、(b)各試行で生じるERPができるだけ等質になるように配慮する、(c)各試行のERPが等質でない可能性があるときは、事象カテゴリを細分化して別々に加算平均波形を求めたり、潜時調整法を用いるなどして検討する。

2.2.3. 個人差

複数の被験者から得られた加算平均波形をさらに加算平均したものが、総加算平均波形 (grand mean waveform; GMW) である。このようにすると、実験条件とは無関係な個人差や測定誤差が消え、平均的なERP波形を得ることができる。GMWを求めるときは、個人加算平均波形をひとつずつ丁寧にチェックして、加算回数が不十分であったりアーチファクトを多く含むデータを除くようにする。

Fig. 3aに、視覚刺激を用いた2肢選択反応時間課題で得られた36名の個人加算平均波形(左)とそのGMW(右)を示した(このデータは、Nittono, Nageishi, Nakajima, & Ullsperger, 1999を再分析したものである)。GMWでは、低頻度刺激が呈示されてから約400 ms後に頂点をもつ陽性の振れP3 (P300) が認められる。各被験者のERP波形は大きく形状が異なっているが、すべての被験者に共通して、低頻度刺激は潜時400 ms付近で陽性の振れを惹起している。

同じ課題における平均反応時間をFig. 3bに示した。ERPの個人差に比べて、反応時間の個人差ははるかに小さい。低頻度刺激に対するP3振幅の範囲が4.4-27.7 μV (mean 16.64 μV , SD 6.17 μV) であったのに対し、反応時間の範囲は328-524 ms (mean 433.1 ms, SD 46.9 ms) であった。変動係数 (coefficient of variation, SD / mean \times 100) を計算すると、それぞれ37.1, 10.8となり、P3振幅には反応時間の3倍以上の個人差が認められた。このように、ERP振幅の個人差は非常に大きいので、

ERPの実験はできるだけ被験者内比較デザインで行った方が効率がよい。被験者間比較デザインで、実験操作の効果を検出するためには、行動指標を用いた実験以上に多くの被験者が必要になる。

ERPの個人差の一部は、解剖学的な個人差に由来する。例えば、頭蓋骨は電流を通しにくいので、頭蓋骨が厚い人は薄い人に比べて、頭皮上で記録される電位が小さくなる。しかし、それ以外の要因も考えられる。同じような認知-運動能力を持った被験者群であれば、“できるだけ早く正確に”という行動目標を示された場合、求められている顕在行動の個人差は小さくなる。しかし、同じ行動目標を達成するための手段は一つとはかぎらない。

Fig. 3の実験で、被験者が異なった遂行方略を用いていたことは、高頻度刺激に対するERP波形を見れば分かる。被験者によって、低頻度刺激とよく似た反応が出現している人もいれば (例えば, No. 11, 22, 31), 全く反応が生じていない人もいる (例えば, No. 12, 16, 25) . この違いは、低頻度刺激に対する反応の大きさとは関係がないので、解剖学的な個人差に帰属することはできない。高頻度刺激に対するERPは、各被験者が高頻度刺激をどれだけ深く処理していたかを反映しているともできる。ERPには、行動とは直接関係しない脳活動も現れる (4節参照) . そのため、行動指標に比べて、被験者の意図的/非意図的な方略の違いが反映されやすい。ERPを用いた実験で、被験者間で安定したデータを得るためには、方略選択の余地をできるだけ少なくするように課題や教示を工夫するとよい。

3. ERPデータの解釈

3.1. ERPとして現れる神経活動

ERPは脳活動の指標ではあっても、脳で生じるすべての神経活動を反映するわけではない。ERPが記録できるのは、頭皮上で観察できる電場を形成するように配置されたある程度大きな神経集団 (典型的には、頭皮に垂直な向きに平行して並んだ大脳皮質の錐体細胞の集まり) が一斉に活動するときだけである。脳の中では、それ以外にも多くの神経活動が生じている。そのような神経活動は、ERP以外の脳機能測定法——例えば、脳磁波 (脳磁図, magnetoencephalography; MEG) や機能的核磁気共鳴画像 (functional magnetic resonance imaging; fMRI), 陽電子断層装置 (positron emission tomography; PET), 近赤外光脳内血流計測 (near infrared spectroscopy; NIRS) ——を用いることで記録できる (宮内, 1997) .

頭皮上で記録される電位は、複数の脳領域で発生した電位の総和であり、直下の脳組織の活動を反映しているわけではない。頭蓋骨は、脳や脳脊髄液、頭皮に比べて、電流を通しにくい（インピーダンスが60–80倍高い）。そのため、電極直下で生じた電流は、頭蓋骨をまっすぐに通過して頭皮上に現われるのではなく、抵抗の低い部分を迂回しながら、最終的に頭皮上に到達する。つまり、頭皮上で記録される電位は、その直下の脳組織で生じる電位よりも、周辺の頭皮から流れ込む電位をずっと多く含んでおり、空間的に拡散した（スムージングされた）状態にある。このため、頭皮上脳波からその脳内発生源を推測することは難しい。

多くの部位から記録したERPの空間分布を視覚的に表現するために、頭皮上電位分布図（topography）を作成することがある。大きな電位を記録した部位が濃い色で描かれるので、あたかもその部位が活動しているかのように見える。しかし、頭皮上電位分布図には、次の2つの限界がある。第1に、電位分布図を構成している点（画素）の99%以上が補完された値である（Pivik et al., 1993, p. 554）。実際に記録していない部位で最大の電位を示す図が得られることもあるが、その結果は、記録チャンネルの数に見合った空間分解能で慎重に解釈する必要がある。第2に、頭皮上の電位分布と神経発生源は一義的に対応しない。あるERP成分が右半球で大きく記録されたとしても、その神経発生源は左半球に存在することもありうる。この現象は“頭皮上電位分布図の誤謬（topographic fallacy）”と呼ばれる（Coles, 1989, p.263）。例えば、運動の直前には運動野起源の陰性電位が頭皮上から記録できる。運動野は反対側支配であるので、右手の運動時には左半球で大きな陰性電位が記録される。しかし、不思議なことに、右足の運動時には右半球で大きな陰性電位が記録される。これは、右足を支配する運動野が左半球の内側面に入り込んだ位置にあるため、そこで生じた電流は右半球に向かって投射されるからである。これは特殊な事例だが、一般に、頭皮上電位分布図から脳内発生源について言及するのは難しい。

頭皮上で記録された電位から脳内発生源を推定するには、電流発生源分析（source analysis）という方法を使う。この方法では、頭皮上で記録される電位の発生源を数学的にモデル化するために、等価電流ダイポール

（equivalent current dipole）という概念を用いる。等価電流ダイポールは、複数の神経活動が集散的に形成した電場を最もよく近似する仮想的な電流の流れであり、位置・方向・強度という3つの属性を持つ。頭皮上の電位

分布を、いくつかの等価電流ダイポールの組み合わせで表現しようとするのが、電流発生源分析である。等価電流ダイポールの位置は、必ずしも解剖学的な発生源と一致しないが、その内部あるいは近接領域にあると想定されている。現在、最もよく用いられる電流発生源分析ソフトウェアに、BESA (Brain Electric Source Analysis, ドイツMEGIS社)がある（詳細は、ホームページ <http://www.besa.de/> 参照）。このソフトウェアでは、時間軸に沿って強度が変化する数個の等価電流ダイポールを脳内に仮定し、それらの位置や方向を試行錯誤的に変えることによって、実験で得られた頭皮上電位分布を最もよく近似できるダイポールの配置を探し出す（時空間ダイポールモデル spatiotemporal dipole model）。また、2.2.1節で述べたように、眼球運動やまばたきの電流発生源を等価電流ダイポールで近似して、その影響を原波形から取り除くこともできる（詳しい解説は、Picton, Lins, & Scherg, 1995, pp. 46-66 参照）。電流発生源分析は、得られたデータを近似するシミュレーションであるので、唯一の解というものがない。そのため、個人内および個人間で繰り返してシミュレーションを行い、その結果が変動する程度（信頼区間）を明示することが求められる（Picton, Bentin, et al., 2000, p. 146）。

3.2. ERP成分

ERP波形は、いくつかの振れ（ピークや谷）から構成されている。それぞれの振れの大きさ（振幅）や出現タイミング（潜時）が刺激や実験操作によって選択的に変化することから、ERP波形は、性質の異なる複数の“成分（components）”が時間的・空間的に重畳したものだと考えられている。外的刺激によって必然的に引き起こされるERP成分を外因性成分（exogenous components）、内的な事象（外的刺激と関連する場合も関連しない場合もある）に対応して生じるERP成分を内因性成分（endogenous components）と呼ぶ。

ERP成分を定義するには、2つの立場がある。第1の立場は、頭皮上で観察される電位そのものに注目し、(a)極性、(b)潜時、(c)頭皮上分布、(d)実験操作に対する振幅や潜時の変化パターン、の4つの点からERP成分を定義する（Donchin et al., 1978; Fabiani, Gratton, Karis, & Donchin, 1987）。第2の立場は、頭皮上で観察される電位ではなく、脳内の神経発生源からERP成分を定義する（Näätänen & Picton, 1987; Näätänen, 1992）。ERPが脳内の神経活動の現れであることは明らかなので、ERP成分を脳内発生源から定義することは理にあって

いる。しかし、ERP成分を脳内発生源から定義すると、脳内発生源が分からない頭皮上電位は、実験操作によってどんなに顕著に変化したとしても、ERP成分とは呼べなくなる。心理学の研究室では、設備の関係で、少数の記録チャンネルしか利用できず、データから神経発生源を推定できない場合も少なくない。したがって、心理学の研究では、頭皮上で観察される電位の特徴からERP成分を定義するのが実用的である。特定の極性・潜時・頭皮上分布を持ち、特定の実験操作に対して振幅や潜時が変化する頭皮上の電位をERP成分と定義した上で、さらに余力があれば、その神経発生源を推定するという2段階で研究を進めるとよい。

ERP成分は時間的・空間的に重畳しているので、波形上の各時点には複数のERP成分が含まれている。個々のERP波形上の振れ(例えば、Fig. 1に示したN1やP3)は、特定のERP成分を多く含んではいないが、そのERP成分だけで構成されているわけではない。つまり、“振れ=成分”ではなく、“振れ=成分+ α [他の成分]”である。ERP成分を評価するとき、特定の振れの振幅や潜時を計測することがあるが、それは便宜的なものである。 α が十分に小さいと想定した上で、特定の振れの振幅や潜時を、ERP成分の推定値として使うのである。時間的に重畳したERP成分を分離・抽出するためには、次に述べる引算法(subtraction)や主成分分析(principal component analysis: PCA)が用いられる。

引算法は、2つの条件で得られたERP波形を、時間ポイントごとに引算することにより、条件間の実験操作の違いに関連したERP成分を抽出する方法である。引算法は、実験操作によって生じるERP成分が、その操作を加える以前のERP波形に加算的に重畳するという仮定に基づいて行われる。実験操作が以前の脳活動(特にその潜時)を変化させる場合に実施すると、積極的な活動が生じていない潜時帯に、偽の“成分”が現れるといった不具合が起こる。そのため、引算波形を表示するときは、引算前の原波形を同時に表示することが推奨されている(Picton, Bentin, et al., 2000, p. 140)。

主成分分析は、複数の実験条件で得られたERP波形から、その振幅の変動を説明できる互いに独立した軸(主成分)を数学的に抽出する方法である(Donchin & Hefley, 1978)。ERP研究では“主成分分析”という用語がよく使われるが、むしろ因子分析と考えた方がよい(データを縮約する手段として本来の意味での主成分分析を使うこともある)。具体的な手続きは投石(1990)に譲り、ここではその概要を述べる。波形を構成する各

時間ポイント(例えば、0, 20, 40, ..., 980 msの50ポイント)を軸として持つ多次元空間(50次元空間)を想定すると、各条件で得られたERP波形はその空間内の一点として表現できる。各被験者・各条件・各部位から得られた数百本のERP波形を空間内に表現し、その数百点の分散ができるだけ大きくなるような新しい軸(第1主成分)を求める。次に、最初に求めた第1主成分とは直交する軸(第2主成分)を求める。実際の研究では、4から8程度の主成分を因子として選択してバリマックス回転をかけた後に、因子負荷量(成分負荷量)と因子得点(成分得点)を算出する。簡単に言うと、各条件で得られたERP波形は、選択された4-8のERP成分(因子負荷量を時間軸上にプロットして図示できる)がそれぞれその因子得点だけ含まれたものとして考えることができる。因子得点は、頂点振幅と同様、統計的に評価される。主成分分析は、時間的に重畳している複数のERP成分を分離するために用いる。しかし、上述の方法では、ERP成分の定義の一つである頭皮上分布の情報を考慮していない。この欠点を補うために、多チャンネル記録した電極間での振幅の相関関係に基づいて、互いに独立した頭皮上電位分布パターンを抽出し(空間的主成分分析)、その因子得点をデータとして、上述の時間的主成分分析を実施することもある(時空間主成分分析 spatiotemporal PCA; Spencer, Dien, & Donchin, 1999)。この方法によって、特定の頭皮上分布を持ち、実験操作に対してまとまって変化する電位の集合として、ERP成分を分離・抽出することができる。

3.3. ERPデータの心理学的意味づけ

信頼できる方法で測定されたERP波形が実験条件間で異なっていたとする。その差が偶然かどうかは、例えば、複数の被験者から得られた波形について時間ポイントごとに振幅値のt検定を行うことで確認できる。Fig. 4に、2.2.3節で述べた2肢選択反応時間課題のGMWを拡大して示した。対応のあるt検定の結果、2つの波形は刺激呈示後180 msから有意に異なっていた。しかし、このことは2つの刺激に対する脳の処理の違いが180 msから始まったことを意味しない。3.1節で述べたように、ERPとしては現れない神経活動も存在するからである。ERP波形上で差が生じる時点は“どんなに遅くともその時点までには脳活動に差が起こっているという上限”を示す(Rugg & Coles, 1995, p. 31)。

2つの刺激に対するERP波形に有意な差があれば、2つの刺激が脳で異なって処理されていたことが分かる

(繰り返しになるが、この逆は真ではなく、ERP波形に差がなくても脳の処理が同じだったとはいえない)。また、波形に差が生じる潜時を調べることで、処理の違いが最低いつから生じていたかが分かる。さらに進んで、その処理がどのように異なっていたかを知るには、ERP波形を成分に分離して、各ERP成分の機能的役割を考える必要がある。

Donchin & Coles (1988) は、情報処理心理学の枠組みに基づいて、各々のERP成分は、情報処理システムの中で独自の機能的役割を持ったサブルーチン（モジュール）の働きを反映していると提唱した。ERP成分の潜時と振幅は、そのサブルーチンが“利用されるまでにかかる時間”と“利用される程度”を表している。心理学における指標としてERPを使うためには、各ERP成分がどのような情報処理機能と関連しているかを明らかにすることが大きな課題である。そのためには、次節で述べるように、ERPを他の心理学指標と併用して測定することが欠かせない。具体的なERP成分の機能的役割について解説することは、本稿の範囲を越える。詳しくは、註に載せた解説書を参照してほしい。

4. ERPとその他の心理学指標との関係

以上の節で、ERPの測定と分析、そしてデータ解釈の仕方について述べてきた。この節では、ERPと従来の行動指標・主観指標との関係について考察する。そのための作業枠組みとして、斉藤らが提唱した認知・行動の中核機構モデル（斉藤・丹羽・平松・亀山・福田, 1985）を採用する。このモデルでは、人間が課題を遂行するときに、刺激の比較・評価にかかわる“刺激処理系”と反応の準備・選択・実行にかかわる“反応処理系”の2つが並列して進行し、それらの系は上位の“組織制御系”によって制御・統制されると想定する。組織制御系には、(a)主体が置かれている状況を主体の意図や目的と関係づけて大局的に把握する、(b)把握された状況と合致するように刺激処理系や反応処理系およびそれらの結びつきを調節・監視する、(c)状況の変化に応じて自らを修正・更新する、といった機能がある。3つの系はそれぞれ神経基盤を持ち、相互に関連しながらも独立して働くこと仮定されている。なお、斉藤らは明示していないが、3つの系が正常に作動するためには、それらにエネルギーを供給する別の系を想定する必要がある。本稿ではそれを“覚醒系”と呼び、あわせて4つの機能系を脳内に想定した。さらに、反応処理系という語には自発運動が含まれないので、これを“運動処理系”に改めた。

このような脳の機能系に心理学で用いられる指標を対応させた概念図をFig. 5に示した。行動指標は、運動処理系の出力である。行動指標を得るためには、運動処理系以外の機能系に関心があるときでも、運動処理系が含まれるように実験課題を工夫しなければならない。しかし、そうすることで、目的とする機能系の働きが歪められる危険がある。これに対して、ERPは、被験者に行動反応を要求しなくても記録できる。外因性成分から内因性成分までを含んだERPは、刺激処理系・運動処理系・組織制御系のいずれの働きも反映しうる。行動指標と脳生理指標を組み合わせることで、外から観察される行動がどのような脳の処理過程によって実行されているかが検討されてきた（沖田, 1992a, b）。なお、心理学の研究で行動指標が特権的な地位を占めているのは、一つには、行動が直接観察できるという客観性（公共性）のためである。しかし、もっと重要なことは、行動には、環境に働きかけ環境を変化させるという特殊な機能があり、それは、主観指標や生理指標では捉えられないからである。

心理学では、行動指標以外に主観指標も用いられる。しかし、主観指標は、行動指標としばしば矛盾するので、信頼性が低いと見なされがちである。吉村（1998）は、現在の認知心理学では心の働きを推測するのに“客観的”な反応時間データが偏重されており、より直接的な方法——心の状態を本人に直接尋ねる——が軽視されていると述べている。Giorgi（1976）によると、行動だけの心理学は不完全な心理学であり、実験参加者が自ら報告する体験のデータが必要であるという。なぜなら、ある状況における人間の行動は、その状況が第三者から“客観的”にどう見えるかではなく、他ならぬその人がその状況をどう見るかによって決定されるからである。報告された体験データは、実験状況がその参加者にとってどのような意味を持っていたか、参加者が何を考え何を目的として行動していたかを推測する材料になる。実験状況の大局的な把握に基づいて刺激処理系や運動処理系を調節・監視するのは、組織制御系の働きである。その働きのすべてが意識化できるわけではないが、その一部は内省報告によって表出される。

主観指標を独立変数としたERPの研究は、行動指標とERPを組み合わせた研究に比べて少ないが、いくつか存在する。刺激閾に近い信号（音）を検出させる実験では、被験者が確信をもって信号があったと答えたときにだけ、実際の信号の有無とは関係なく、P3（P300）が生じていた（Squires, Squires, & Hillyard, 1973）。また、刺激に対してどのくらい注意を向けていたかを事後評定させ

ると、“より注意していた”と答えた刺激には大きなP3が出現していた (Sommer, Matt, & Leuthold, 1990) . さらに、眠ろうとしている被験者に音刺激を呈示し、その瞬間に入眠時心像 (入眠期にしばしば生じる夢に似た幻覚様体験) があったかどうかを報告させると、音刺激後400-600 msに出現する睡眠時特有の陰性電位 (N3) の振幅が心像ありの時に小さくなった (道田・林・堀, 1997; Michida, Hayashi, & Hori, 1998) . Karis, Fabiani, & Donchin (1984) は、単語リスト記録時にERPを記録し、その時の方略を被験者に事後報告させた。後で再生された単語は、再生されなかった単語に比べて、記録時のERP波形がより陽性に振れていたが、記録方略によって、その陽性波の潜時と頭皮上分布が異なっていた。単純な機械的リハーサル方略を用いた被験者では、単語呈示の400 ms以降に中心・頭頂部で差が生じていたが、複雑な意味的精緻化方略を用いた被験者では、500 ms以降に前頭部で差が生じていた。以上4つの実験結果は、被験者が事後報告する主観的体験や課題遂行方略の違いが、実際に課題を遂行しているときの脳活動の違いとして記録できたことを示している。行動指標と主観指標がしばしば矛盾するのは、両者が異なる機能系の働きを反映しているからであり、主観指標の信頼性が低いからではない。運動処理系の出力である行動指標とは違い、ERPの内因性成分には、主観指標と関係した組織制御系の働きも反映される。主観指標と脳生理指標を組み合わせることにより、自省報告の信頼性を確認することができる。

覚醒系の働きは、典型的には脳波に反映されるが、皮膚電気活動や心臓・血管系活動などの自律神経指標にも反映される。自律神経指標は、ERPなどの脳生理指標に比べて、(a) 反応が生じるのが遅い、(b) 関心のある過程から離れている、(c) 刺激もしくは課題に特異的でない、(d) 処理段階の違いに特異的でない、と言われる (Näätänen, 1992, p. 74) . しかし、脳生理指標が自律神経指標に比べて常に感度が高いわけではない。ERPには現れないが、自律神経指標には反映される脳活動も存在するからである。例えば、快・不快といった情動の次元に関してはERPの感度はあまり高くない (Lang, Bradley, & Cuthbert, 1997) . また、覚醒系の働きが低下した睡眠中には、刺激処理系・運動処理系・組織制御系のいずれの機能も低下し、外的刺激に対する感度の低下、行動反応の消失、意識の低下が起こる (堀, 1997) . 覚醒から睡眠へと至る入眠期に、外的刺激に対する行動反応やERPを記録し、さらに主観的体験を聴取した堀らの一連の研究は、覚醒系の働きが他の3系の働きを大きく変化させることを示

している (Hori, Hayashi, & Morikawa, 1994; 林・加藤・堀, 1998; 堀・江畑・上田・田中・道田・林, 1999) .

以上のように、心理学で用いられる指標を脳の機能系と対応させて整理してみると、それぞれの指標が独自の側面を反映しており、他の指標で取って代わることはできないことが明らかになる。ひとつの指標だけに頼ると、人間に対する見方がひとつに限定されてしまう。山崎 (1998) によると、人間の情動反応の研究では、従来から、主観的な経験、顕在的な行動、生理的な反応という3つの指標が併用されてきたという (具体的な研究としては、Lang et al., 1997 参照) . 情動に限らず、人間の心理活動には、自省・行動・生理の3側面がある。Fig. 5 に示したように、これらの3側面は、心理活動を支える物質的基盤である脳の機能と関連づけることで統合できる。本稿では具体的に述べなかったが、各ERP成分の機能的役割を明らかにしていくときにも、このような大きな枠組みを利用するのが有効だと考えられる。

5. おわりに

本稿では、心理学の研究においてERPがどのような方法で測定され、どのような前提や論理に基づいて解釈されているかを紹介した。脳生理指標を使って心理学の研究を行うことは、人間を機械仕掛けのように理解することにつながると危惧する人がいる。確かに、人間を情報処理装置と見なし、その内部でどのような計算が行われているかに注目していけば、最後には神経科学に行き着く。しかし、心理学では、そのような計算過程だけでなく、それと並行して生じる主観的体験や顕在行動も研究対象となる。神経細胞レベルや分子レベルでの脳科学がめざましく進展している現在、認知心理生理学に求められているのは、脳生理指標を用いながらもそれを偏重せず、他の指標と組み合わせることによって、複雑な心理活動に迫っていくことである。ERPは、脳の中で生じる神経活動の不完全な現れにすぎない。それは、主観指標や行動指標およびその他の生理指標と組み合わせで解釈することで、初めて心理学的な意義を持ち、生きた人間の姿を浮かび上がらせる有力なツールになるのである。

註

事象関連脳電位 (脳事象関連電位 event-related brain potential) ともいう。英語では、個々の振れや成分を“an ERP”, そのような振れや成分が連なったもの (波形) を“ERPs”と呼び、また振れの数にはこだわらない一般的名称として“the ERP”を使うが、

本稿では統一して“ERP”と表記する。ERPについての最近の解説書には、加我・古賀・大澤・平松(1995)や丹羽・鶴(1997)がある。また、沖田・諸富(1998)や大熊(1999, pp. 481-525)にも詳しい解説がある。英語のテキストでは、Johnson & Baron(1995)やRugg & Coles(1995)が優れている。

References

- American Electroencephalographic Society 1991 Guidelines for standard electrode position nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 8, 200-202.
- Brunia, C. H. M., Möcks, J., van den Berg-Lenssen, M. M. C., Coelho, M., Coles, M. G. H., Elbert, T., Gasser, T., Gratton, G., Ifeachor, E. C., Jervis, B. W., Lutzenberger, W., Sroka, L., van Blokland-Vogeleang, A. W., van Driel, G., Woestenburg, J. C., Berg, P., McCallum, W. C., Tuan, P. D., Pocock, P. V., & Roth, W. T. 1989 Correcting ocular artifacts in the EEG: A comparison of several methods. *Journal of Psychophysiology*, 3, 1-50.
- Cohen, J., & Polich, J. 1997 On the number of trials needed for P300. *International Journal of Psychophysiology*, 25, 249-255.
- Coles, M. G. H. 1989 Modern mind-brain reading: Psychophysiology, physiology, and cognition. *Psychophysiology*, 26, 251-269.
- Donchin, E., & Coles, M. G. H. 1988 Is the P3 component a manifestation of context updating? *Behavioral and Brain Sciences*, 11, 357-374.
- Donchin, E., & Heffley, E. F. 1978 Multivariate analysis of ERP data: A tutorial review. In D. A. Otto (Ed.), *Multidisciplinary perspectives in event-related brain potential research*. Washington, DC: US Government Printing Office. Pp. 555-572.
- Donchin, E., Ritter, W., & McCallum, W.C. 1978 Cognitive psychophysiology: The endogenous components of the ERP. In E. Callaway, P. Tueting, & S. H. Koslow (Eds.), *Event-related brain potentials in man*. New York: Academic Press. Pp. 349-411.
- Fabiani, M., Gratton, G., Karis, D., & Donchin, E. 1987 Definition, identification, and reliability of measurement of the P300 component of the event-related brain potential. In P. K. Ackles, J. R. Jennings, & M. G. H. Coles (Eds.), *Advances in psychophysiology*. Vol. 2. Greenwich, CT: JAI Press. Pp. 1-78.
- ジオルジ, A. 早坂泰次郎 (監訳) 1985 心理学の転換—行動の科学から人間科学へ— 勁草書房 (Giorgi, A. P. 1976 *Phenomenology and the foundation of psychology*. Lincoln NE: University of Nebraska Press.)
- Goodin, D., Desmedt, J., Maurer, K., & Nuwer, M. R. 1994 IFCN recommended standards for long-latency auditory event-related potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 91, 18-20.
- 林光緒・加藤孝一・堀忠雄 1998 脳波段階と入眠時心像の変化 広島大学総合科学部紀要IV理系編, 24, 59-73.
- 堀忠雄 1997 睡眠状態と生理心理学 宮田洋 (監修) 新生理心理学 第2巻 生理心理学の応用分野 北大路書房 Pp. 88-97.
- 堀忠雄・江畑昭之・上田一貴・田中秀樹・道田奈々江・林光緒 1999 入眠期におけるERP中・後期成分のトポグラフィ変動 臨床脳波, 41, 637-642.
- Hori, T., Hayashi, M., & Morikawa, T. 1994 Topographical EEG changes and the hypnagogic experience. In R. D. Ogilvie & J. R. Harsh (Eds.), *Sleep onset: Normal and abnormal processes*. Washington, DC: American Psychological Association. Pp. 237-253.
- Jasper, H. H. 1958 The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375.
- Johnson, R., Jr., & Baron, J. C. (Eds.) 1995 *Handbook of neuropsychology*. Vol. 10. Amsterdam: Elsevier.
- 加我君孝・古賀良彦・大澤美貴雄・平松謙一 (編) 1995 事象関連電位 (ERP) マニュアル 篠原出版
- Karis, D., Fabiani, M., & Donchin, E. 1984 "P300" and memory: Individual differences in the von Restorff effect. *Cognitive Psychology*, 16, 177-216.
- Lang, P. J., Bradley, M. M., & Cuthbert, B. N. 1997 Motivated attention: Affect, activation, and action. In P. J. Lang, R. F. Simons, & M. T. Balaban (Eds.), *Attention and orienting: Sensory and motivational processes*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates. Pp. 97-135.
- 道田奈々江・林光緒・堀忠雄 1997 入眠時心像の体験が事象関連電位に及ぼす影響 脳波と筋電図, 25,

269-275.

Michida, N., Hayashi, M., & Hori, T. 1998 Comparison of event related potentials with and without hypnagogic imagery. *Psychiatry and Clinical Neurosciences*, 52, 145-147.

宮内哲 1997 ヒトの脳機能の非侵襲的測定—これからの生理心理学はどうあるべきか— 生理心理学と精神生理学, 15, 11-29.

Näätänen, R. 1992 *Attention and brain function*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.

Näätänen, R., & Picton, T. W. 1987 The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: A review and an analysis of the component structure. *Psychophysiology*, 24, 375-425.

投石保広 1990 事象関連電位 (ERP) の成分分析 佐藤謙助・平井富雄・山岡淳 (編) 誘発電位の基礎と臨床 創造出版 Pp. 223-234.

投石保広・下河内稔 1997 誘発電位測定指針案 (4) 事象関連電位 脳波と筋電図, 25, 11-16.

Nittono, H., Nageishi, Y., Nakajima, Y., & Ullsperger, P. 1999 Event-related potential correlates of individual differences in working memory capacity. *Psychophysiology*, 36, 745-754.

丹羽真一・鶴紀子 (編) 1997 事象関連電位: 事象関連電位と神経情報科学の発展 新興医学出版社

沖田庸嵩 1992a ERP研究に役立つ心理実験パラダイム (I) 臨床脳波, 34, 269-275.

沖田庸嵩 1992b ERP研究に役立つ心理実験パラダイム (II) 臨床脳波, 34, 334-339.

沖田庸嵩・諸富隆 1998 事象関連電位 宮田洋 (監修) 新生理心理学 第1巻 生理心理学の基礎 北大路書房 Pp. 104-123.

大熊輝雄 1999 臨床脳波学 第5版 医学書院

Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R., Jr., Miller, G. A., Ritter, W., Ruchikin, D. S., Rugg, M. D., & Taylor, M. J. 2000 Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37, 127-152.

Picton, T. W., Lins, O. G., & Scherg, M. 1995 The recording and analysis of event-related potentials. In R. Johnson & J.C. Baron (Eds.), *Handbook of neuropsychology*. Vol. 10. Amsterdam: Elsevier. Pp. 3-73.

Picton, T. W., van Roon, P., Armiljo, M. L., Berg, P., Ille, N., & Scherg, M. 2000 The correction of ocular

artifacts: A topographic perspective. *Clinical Neurophysiology*, 111, 53-65.

Pivik, R. T., Broughton, R. J., Coppola, R., Davidson, R. J., Fox, N., & Nuwer, M. R. 1993 Guidelines for the recording and quantitative analysis of electroencephalographic activity in research contexts. *Psychophysiology*, 30, 547-558.

Ruchkin, D. S., & Sutton, S. 1978 Equivocation and P300 amplitude. In D. Otto (Ed.), *Multidisciplinary perspectives in event-related potential research*. Washington, DC: U.S. Government Printing Office. Pp. 175-177.

Rugg, M. D., & Coles, M. G. H. (Eds.) 1995 *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*. New York: Oxford University Press.

斎藤治・丹羽真一・平松謙一・亀山知道・福田正人 1985 精神分裂病の認知障害 臨床精神医学, 14, 891-906.

Sommer, W., Matt, J., & Leuthold, H. 1990 Consciousness of attention and expectancy as reflected in event-related potentials and reaction times. *Journal of Experimental Psychology Learning, Memory, and Cognition*, 16, 902-915.

Spencer, K. M., Dien, J., & Donchin, E. 1999 A componential analysis of the ERP elicited by novel events using a dense electrode array. *Psychophysiology*, 36, 409-414.

Squires, K. C., Squires, N. K., & Hillyard, S. A. 1973 Decision-related cortical potentials during an auditory signal detection task with cued observation intervals. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1, 268-279.

Squires, K. C., Wickens, C., Squires, N. K., & Donchin, E. 1976 The effect of stimulus sequence on the waveform of the cortical event-related potential. *Science*, 193, 1142-1146.

Woody, C. D. 1967 Characterization of an adaptive filter for the analysis of variable latency neuroelectric signals. *Medical and Biological Engineering*, 5, 539-553.

山崎勝男 1998 生理心理学の関連分野 宮田洋 (監修) 新生理心理学 第1巻 生理心理学の基礎 北大路書房 Pp. 14-23.

吉村浩一 1998 心のことば—心理学の言語・会話 データ— 培風館

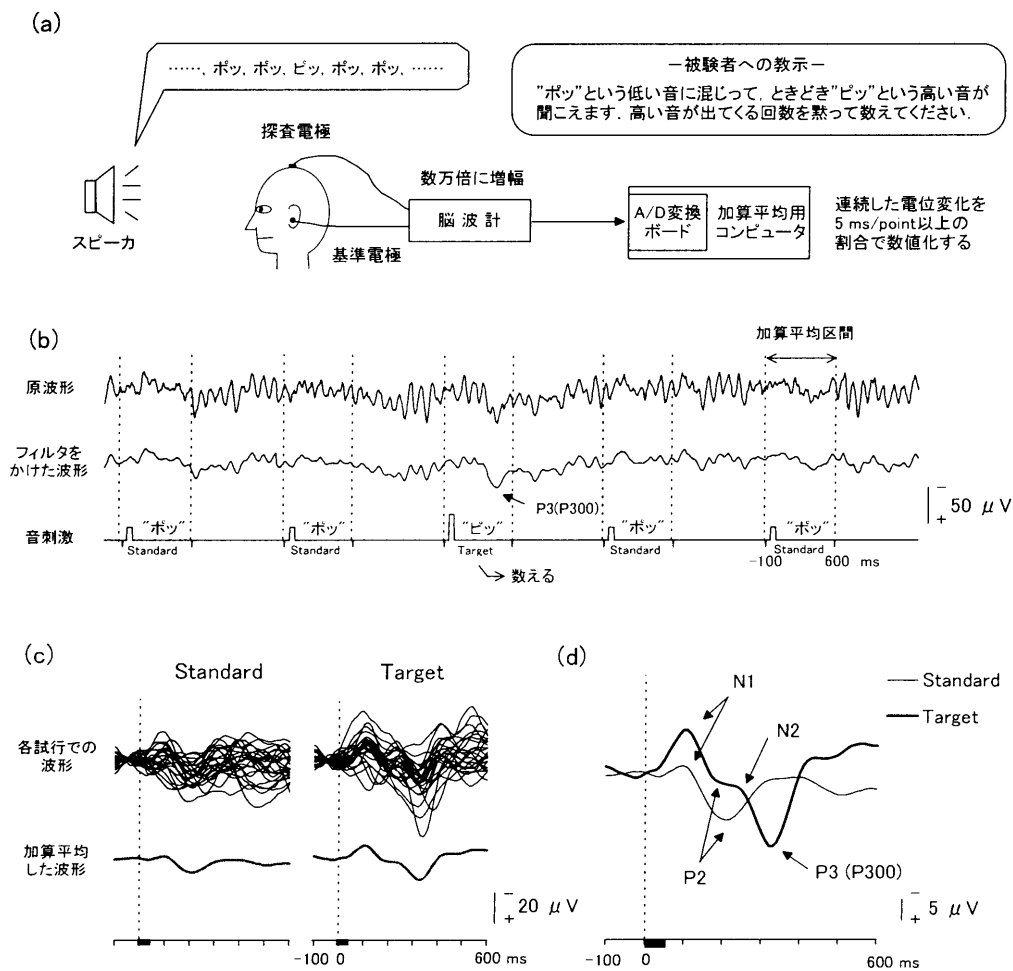


Fig. 1. オドボール課題によるERP測定の様式図 (20歳女性の実測データに基づく)。

(a) 低音 (1000 Hz, $p=0.8$, 標準刺激 Standard) と高音 (2000 Hz, $p=0.2$, 標的刺激 Target) をランダムな順序で1.5秒に1回ずつスピーカから呈示した。音の長さは50 ms (立ち上がり立ち下がり各5 msを含む) であった。脳波は、0.05-30 Hzの帯域通過フィルタを使用し、両耳朶連結を基準として正中線上中心部 (Cz) から記録した。増幅した信号を数値に変換して、コンピュータに入力した。(b) 5刺激分 (約7.5秒) の脳波データ。上段は記録された原波形。中段はアルファ帯域の活動を減衰させるために高域遮断デジタルフィルタ (5.87 Hz) を適用した後の波形。(c) 2種類の音刺激の呈示前100 msから後600 msまでの脳波データ (原波形) をそれぞれ25試行分重ねて描いたもの (上段) とそれらを加算平均した波形 (下段)。それぞれの波形は、刺激前100 ms間の平均電位をベースラインとして揃えた。横軸の太線は刺激が呈示された区間を示す。(d) 最終的に得られたそれぞれの音に対する加算平均波形。

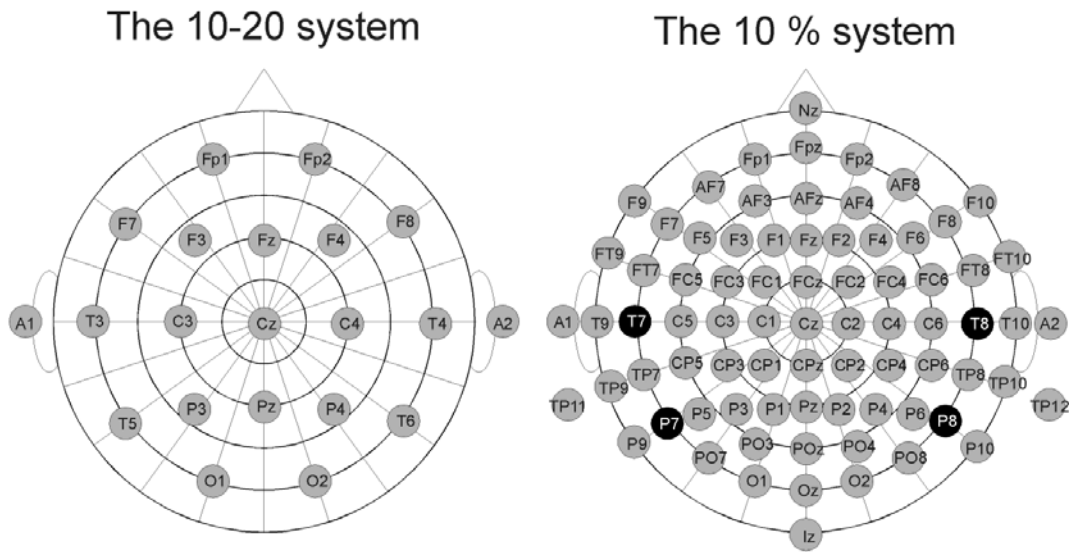


Fig. 2 国際式10-20法（左）と10%法（拡張10-20法, 右）による頭皮上の電極配置.

1958年に提案された10-20法では、鼻根（nasion 眉間にある鼻の付け根のくぼみ）から後頭結節（inion 頭蓋骨後部の突起先端）までの長さおよび左右の耳介前点（preauricular points 耳の穴の前にあるくぼみ）間の長さのそれぞれ10%と20%を単位として電極の位置を決めた。この方法では、電極の下にある脳領域との対応を考慮して、Fp (frontal pole 前頭極), F (frontal 前頭部), C (central 中心部), P (parietal 頭頂部), O (occipital 後頭部), T (temporal 側頭部) という記号に、正中線を“z (zero)”とし正中線から側頭部に向けて順にふった番号を添えて部位を表わした（左半球が奇数, 右半球が偶数）。A は“耳の (auricular)”電極である。技術の進展にともない、使用する電極の数が増えたため、1991年に従来の10-20法を拡張・修正する形で10%法が提案された。部位を表わす記号として新たに、AF (anterior frontal 前前頭部), FC (fronto-central 前頭-中心部), FT (fronto-temporal 前頭-側頭部), CP (centro-parietal 中心-頭頂部), PO (parieto-occipital 頭頂-後頭部もしくはposterior temporo-occipital 後側頭-後頭部), TP (temporal-posterior temporal 側頭-後側頭部) が決められた。Pは、6以下の数字と組み合わせたときはparietal (頭頂部), 7以上の数字と組み合わせたときはposterior temporal (後側頭部) を意味することになった。また、正中線から側頭部に向けて並んだ電極の中間位置は、2つの電極の中間の数字で表わすことにした。ここまでは10-20法を拡張するものである。さらに、10%法では、各記号が冠状面方向の1本の線に対応し、各数字が矢状面方向の1本の線に対応するという原則を一貫して適用するために、従来のT3/T4, T5/T6をそれぞれT7/T8, T9/T10と名称変更した（図中黒丸）。ただし、この修正は柔軟に行われており、T3-T6の名称を継続して使用することも認められている。10%法では、従来特殊な名称で呼ばれてきた電極部位も同じ方式で表わすことができる。例えば、マストイド (M1/M2) はTP11/TP12にほぼ対応している。

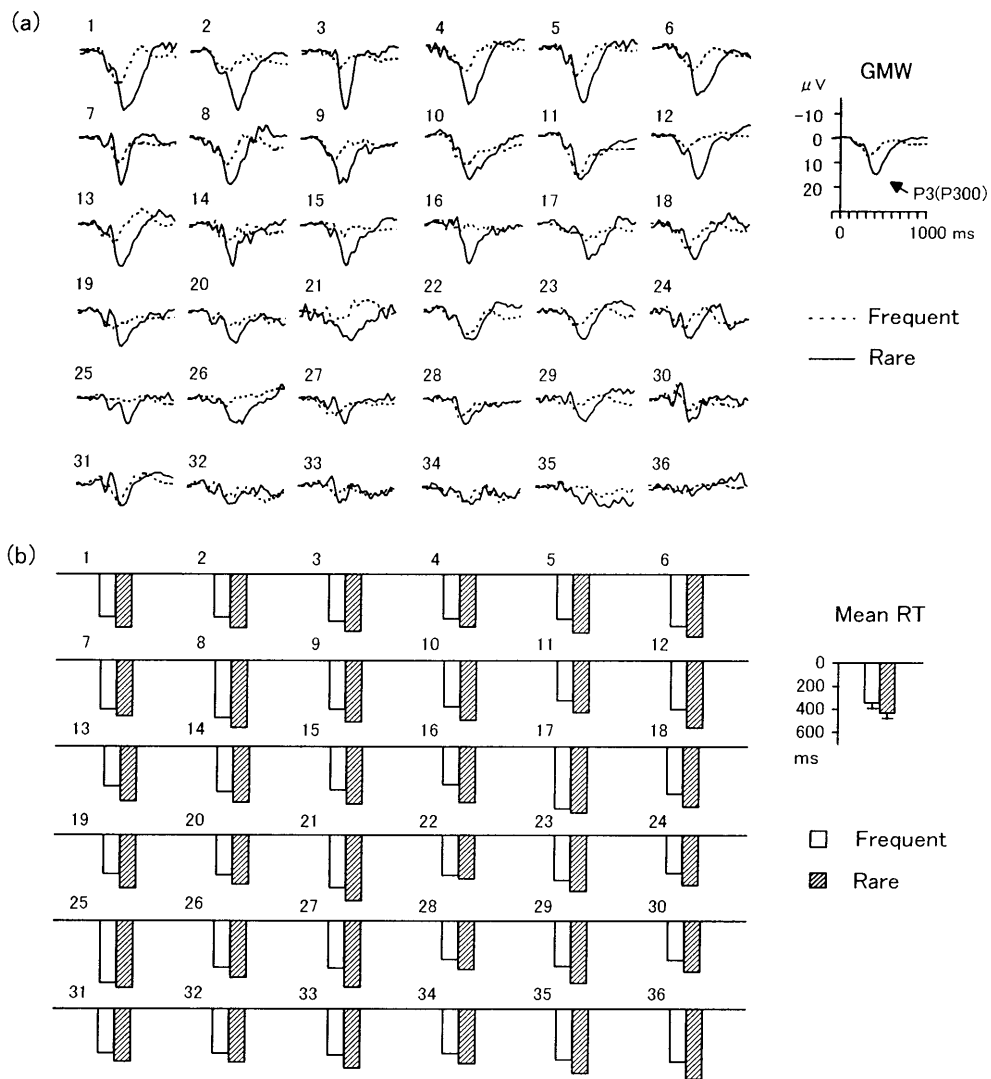


Fig. 3. 視覚刺激による2肢選択反応時間課題における36名の被験者のERP波形 (a) と平均反応時間 (b) .

2種類の数字 (“3” と “7”) をコンピュータディスプレイ上に高頻度 (Frequent, $p = 0.8$) と低頻度 (Rare, $p = 0.2$) でランダムな順序で呈示した (持続時間300 ms, 刺激間間隔1500 ms) . それぞれの刺激に対して右手の人差指と中指でできるだけ早く正確にボタンを押して反応するように教示した. 被験者は大学生・大学院生 (男性14名, 女性22名, 20-25歳, 平均21.8歳) で, 3名を除いて右手利きであった. 脳波は, 0.05-30 Hzの帯域通過フィルタを使用し, 両耳朶連結を基準として頭頂部 (Pz) より記録した. 低頻度刺激の呈示後300-600 msの最大陽性ピークをP3として, その振幅を刺激前ベースラインから測定した. 個人データは, P3振幅の大きい順に並べて番号をつけて表示した. 反応時間の全体平均グラフの縦棒は, 標準偏差を示す.

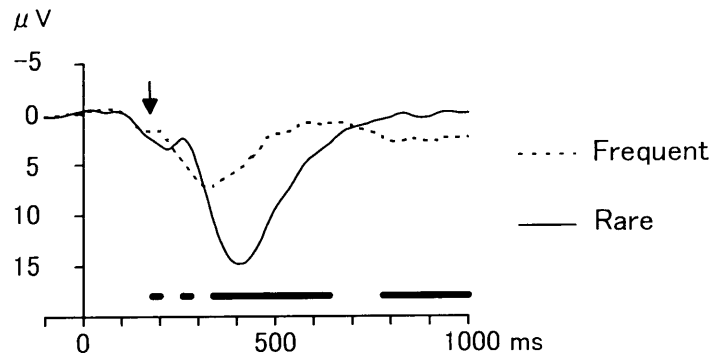


Fig. 4. 2つの刺激に対するERP波形の差 (Fig. 3のGMWを拡大したもの) .

横軸上の太線は対応のある t 検定で有意な条件差 ($p < .01$) が認められた潜時帯, 矢印は2つの波形が最初に有意に分離した点を示す.

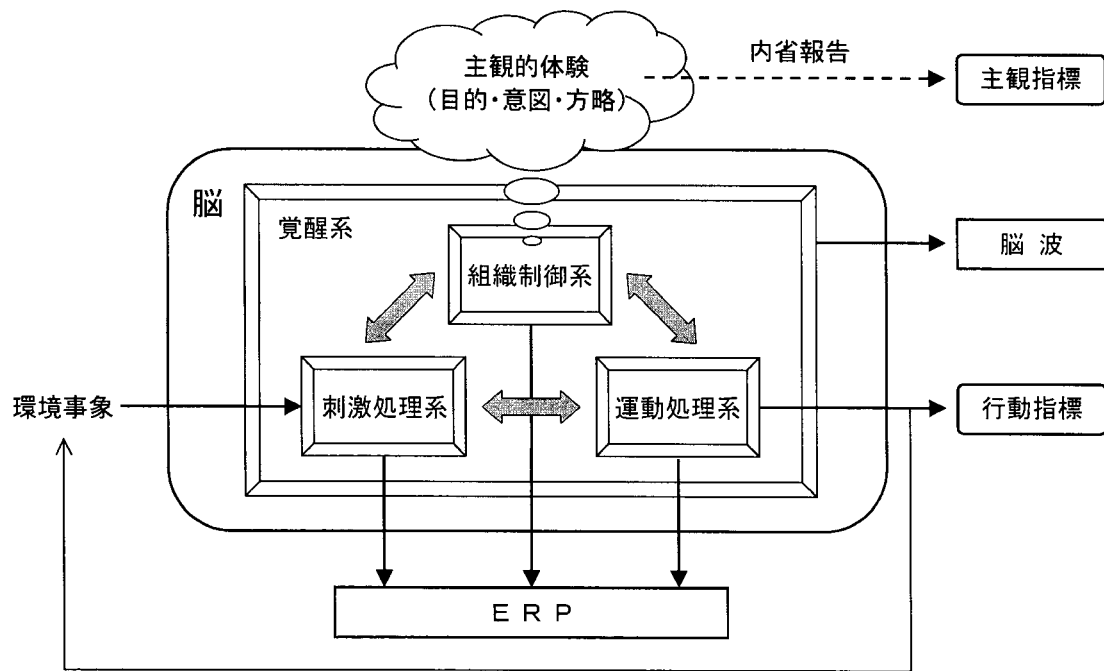


Fig. 5. 脳の4つの機能系と心理学で用いられる指標との対応.