

# 事象関連電位 P300測定時の運動関連脳電位の影響 (第1報)

酒井 保治郎<sup>1\*</sup> 都丸 正<sup>1</sup> 山口 晴保<sup>1</sup>  
岡本 一真<sup>2</sup>

(1998年10月31日受付, 1999年1月4日受理)

**要旨:** オドボール課題としてよく使用される選択反応時間課題では, 事象関連電位測定時の波形に運動関連脳電位が重畳していることをそれぞれを同時に測定することにより明らかにした。この重畳する運動関連脳電位の事象関連電位への影響を検討するためのシミュレーションプログラムを開発した。その結果, 運動関連脳電位の重畳がP300振幅を小さくすること(通常5~6 mVの減少), ならびにP300潜時にも最大数ms程度の影響を及ぼすことがわかった。本プログラムは選択反応時間課題で測定した事象関連電位において, 運動関連脳電位の影響を調べるのに有効であった。

## 【はじめに】

中枢神経系の電気生理学的検査として, 脳波, 聴性脳幹誘発反応, 体性感覚誘発電位などが臨床の場で使用されている。1965年, Suttonら<sup>1)</sup>によって発見され, P300と命名された事象関連電位は情報を脳で判断・処理した際に出現する内因性電位として, 特に高次脳機能との関連で注目されてきた。今までに多くの報告があり, たとえば痴呆でP300の潜時が遅延することが知られている<sup>2)</sup>。

この事象関連電位P300(以下, 事象関連電位)の測定には, 通常オドボール課題が使用される。これは呈示頻度の異なる2種類の刺激を使用して, 被験者に頻度の少ない刺激に注意を向けさせる方法である。この方法には低頻度刺激の回数を数える計数課題とスイッチを押す選択反応時間課題とがあるが, 後者の方が反応時間という指標が得られること, 反応の正否を判断できることもあり, よく使用されている<sup>3)</sup>。また痴呆の症例の検討では後者の方がP300潜時との相関が良いことがわかっている<sup>4)</sup>。しかしスイッチを押す反応により, 運動関連脳電位が重畳し, 本来のP300波形に影響を及ぼす可能性が考えられる。事象関連電位はP300成分の潜時, 振幅を指標にして議論がなされることが多く, これらの指標への運動関連脳電位の影響を検討することはきわめて重要である。われわれの調べた範囲ではこの影響を検討した報告はなく, 今回検討したので報告する。

## 【対象と方法】

### 1. 事象関連電位と運動関連脳電位の記録

知的機能が正常で麻痺, 運動失調のない被験者3例(24歳, 24歳, 27歳, すべて右利きの男性)を対象にオドボール課題(選択反応時間課題)で事象関連電位を測定し, その際に出現する運動関連脳電位を同時記録した。低頻度刺激音2000Hz, 高頻度刺激音1000Hzの純音(強度70dB SPL, 持続時間0.1秒)をそれぞれ20%, 80%の頻度, 刺激間隔約2秒(±10%以内で変動)でrandomにヘッドフォンを介して両耳に呈示した。被験者には低頻度音が聞こえたら, できるだけ早く, 正確に右手に握っているスイッチを押すように指示した。測定には日本光電製ニューロパック8を2台(事象関連電位測定用と運動関連脳電位測定用)を使用した。

記録電極として銀・塩化銀皿電極を使用し, 10-20法のFz, Cz, Pz, A<sub>1</sub>, A<sub>2</sub>と左手の第1次運動野(RHM), 右手の第1次運動野(LHM), 第5頸椎上の後頸部(C<sub>5s</sub>), 右手の短母指外転筋の筋腹(APB), 右第1指MP関節(MP)上の皮膚に装着した。アースはFpzとした。事象関連電位は低頻度, 高頻度刺激とも刺激音と同期して計30回加算平均(記録時間-0.1~0.9秒)した。運動関連脳電位は右手のAPBとMP間の筋電図を全波整流し, トリガーレベルが約50μVを越えると逆行的に同期加算(記録時間-1.2~0.8秒)するように設定し, 記録した。なお測定波形に±200μVを越える電位が混入すると, アーティファクトとして

<sup>1</sup> 群馬大学医学部保健学科

<sup>2</sup> 群馬県立循環器病センター

\*別刷り請求: 371-8514 群馬大学医学部保健学科

平均加算から除外した。フィルターは低域カット周波数を0.1Hz, 高域カット周波数を100Hzに設定した。

## 2. パソコンによるシミュレーション

事象関連電位も運動関連脳電位も脳波の背景活動に比して発生する電位が低く, 十分には検出できないので, 加算平均法を使って記録している。その原理は毎回同一の波形が出現することが前提となっている。そのため, 事象関連電位も運動関連脳電位も毎回同じ波形が出現すると仮定し, 実測された波形をその

templateとして使用することとした。スイッチを押す際に記録される筋電図の立ち上がり時刻が試行毎に異なるが, その分布は統計学的に正規分布をすると仮定した。

入力項目として, templateとなる事象関連電位の波形, 運動関連脳電位の波形そして筋電図の立ち上がり時刻の平均値, 標準偏差の4項目を入力すれば, 運動関連脳電位の重畳した事象関連電位の波形が描かれるように, プログラムを作成した。時間軸は低頻度刺激音の発生時刻を原点とした。なおプログラムはBASIC

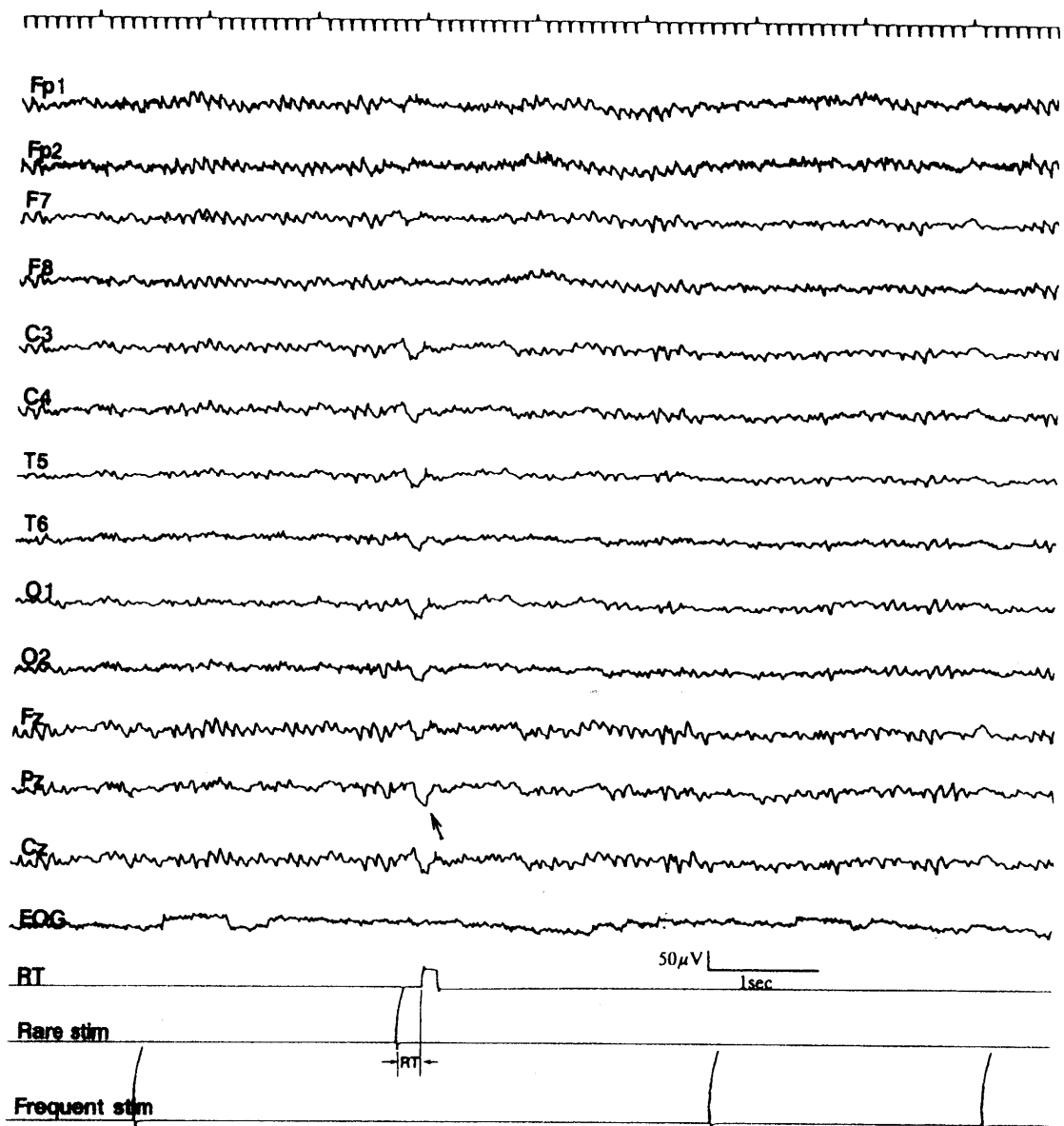


図1 事象関連電位測定時のモニター波形の1例 (選択反応時間課題)

低頻度刺激 (Rare stim.) に対して被験者がスイッチを押すと, C<sub>3</sub>, C<sub>4</sub>, T<sub>5</sub>, T<sub>6</sub>, Cz, Pz, O<sub>1</sub>, O<sub>2</sub>の部位に高振幅の陽性電位が出現している (Pzの矢印)。しかし高頻度刺激 (Frequent Stim.) の時には, 陽性電位は出現しない。

EOG: electrooculogram, RT: reaction time

言語 (F-BASIC for Windows 98, Ver 6.0) で作成した。

## 【結 果】

### 1. 事象関連電位と運動関連脳電位の記録

図1に選択反応時間課題で事象関連電位を測定している時の脳波モニター波形の1例を示した。低頻度刺激 (Rare stim.) に対して、被験者が2000Hzの音を認知してスイッチを押すと、C<sub>3</sub>, C<sub>4</sub>, T<sub>5</sub>, T<sub>6</sub>, Cz, Pz, O<sub>1</sub>, O<sub>2</sub>の部位に高振幅の陽性電位が出現している。しかし高頻度刺激 (Frequent Stim.) の時には、陽性電位は出現していない。計30回、加算平均した記録例を図2, 図3に示した。図2では、図1に比して陽性電位はより明瞭になり、潜時320msのP300波形が出現している。筋電図EMG (加算平均された整流波形) は186msから出現し、P300の潜時より早い。図3はそれぞれの筋電図の立ち上がりに同期して逆行的に加算平均したものであるが、図2の波形とは異なり、準備電位も認められ、運動関連脳電位が出現していることがわかる (後述の図4も参照)。残りの2人にもほぼ同様な運動関連脳電位が出現した。

### 2. パソコンによるシミュレーション

そこで、運動関連脳電位のtemplateを使用して運動関連脳電位が重畳した時の事象関連電位をシミュレーションした。事象関連電位のtemplateは計数課

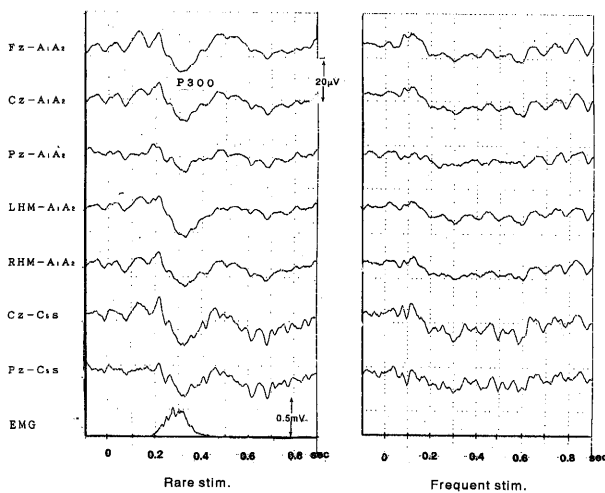


図2 事象関連電位, 運動関連脳電位同時測定時のP300の記録 (選択反応時間課題)

潜時320msのP300波形が出現している。

LHM: 右手の第1次運動野  
RHM: 左手の第1次運動野  
C<sub>5s</sub>: 第5頸椎上の後頸部  
EMG: 右手の筋電図 (全波整流)  
他の部位は国際10-20法の位置

題で測定した正常者での記録例を使用した。運動関連脳電位のtemplateとしては、Barrettら<sup>5)</sup>の記録波形を参考にした (図4)。それぞれのtemplateを図5に示すが、事象関連電位はP300潜時304msであり、運動関連脳電位は筋電図の立ち上がり時刻300msの例

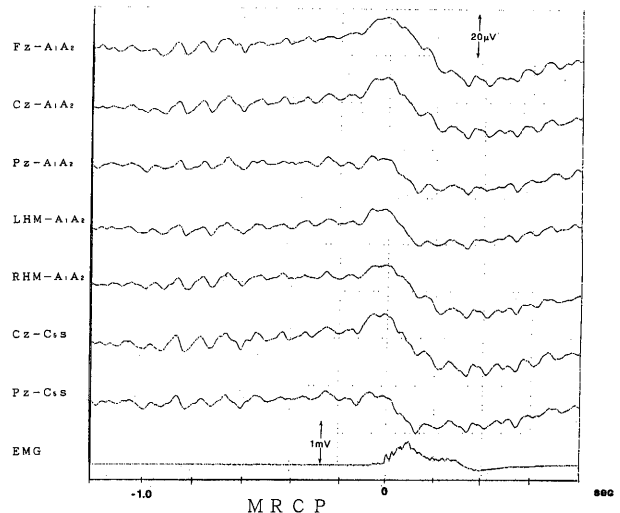


図3 事象関連電位, 運動関連脳電位同時測定時の運動関連脳電位 (MRCP) の記録 (選択反応時間課題) 事象関連電位測定時に、低頻度刺激音に対してスイッチを押す右手の筋電図の立ち上がりで逆行的に同期加算すると、運動関連脳電位が出現している。

LHM: 右手の第1次運動野  
RHM: 左手の第1次運動野  
C<sub>5s</sub>: 第5頸椎上の後頸部  
EMG: 右手の筋電図 (全波整流)  
他の部位は国際10-20法の位置

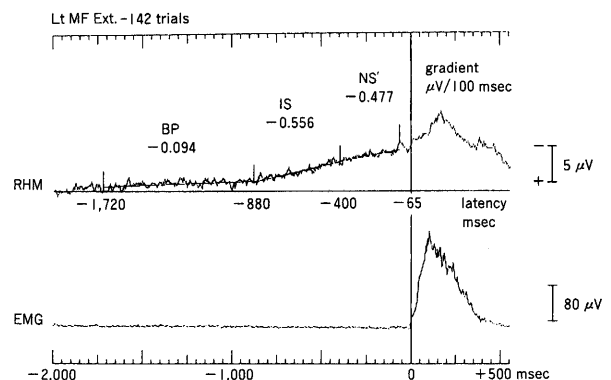


図4 随意的手指運動に伴う運動関連脳電位の記録例<sup>5)</sup> 手の筋電図が出現する1秒以上前から陰性の緩電位が出現している。

RHM: 左手の第1次運動野  
EMG: 手の筋電図 (全波整流)

を示した。

1例として、この図5のtemplateで、標準偏差10msで運動関連脳電位が変動した時（筋電図のばらつきがきわめて小さい被験者に相当）、記録される事象関連電位のシミュレーション結果を図6に示した。すなわち、本来の事象関連電位はERP (template) で

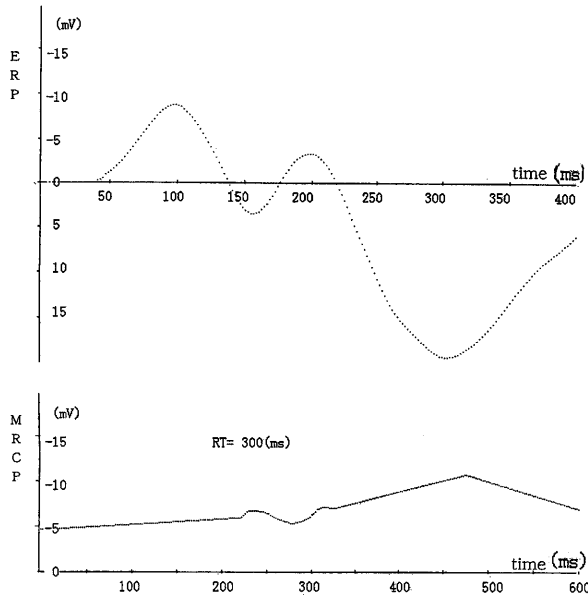


図5 事象関連電位 (ERP) ならびに運動関連脳電位 (MRCP) の templates

正常者の測定例から想定した templates である。P300潜時は304ms, 手の筋電図潜時は平均300msに設定した場合を示す。

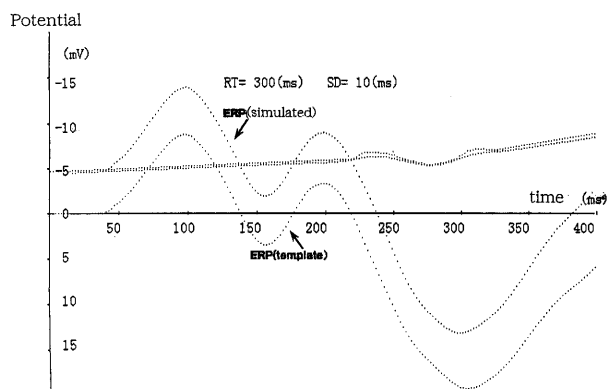


図6 運動関連脳電位の重畳による事象関連電位の変化 (シミュレーション)

本来の事象関連電位はERP (template) であるが、運動関連脳電位が平均300ms, 標準偏差10msの変動で重畳すると、実測される事象関連電位はERP (補正) のようになる。

あるが、運動関連脳電位が重畳すると、実測されるであろう事象関連電位はERP (simulated) のようになり、波形は上向き (負電位の側) にシフトする。その結果P300振幅は低下し、P300潜時は304msから300msに短縮した。

### 【考 察】

今回の記録から、オドボール課題としてよく使用されている選択反応時間課題では、事象関連電位の測定時に運動関連脳電位が重畳していることが明らかになった。事象関連電位も運動関連脳電位も信号として含まれる周波数成分がほぼ同様である。したがってフィルターの設定により両者を分離することは不可能であり、測定により運動関連脳電位のP300成分への影響を研究することは困難である。そのためパソコンによるシミュレーションで検討することが有用と考えて、プログラムを開発した。まだ限定された条件での検討にすぎないが、運動関連脳電位によりP300成分をはじめ各成分の振幅は5~6mV陰性方向にシフトすることや、潜時も数ms変化することが判明した。これはP300成分の前に出現するP200成分が本来の陽性電位とならずに、陰性電位として記録されることをよく経験してきた (図2も該当) が、これは運動関連脳電位の影響による可能性が高くなった。

事象関連電位の記録は1回の記録では脳波の背景活動のなかに埋もれて十分に検出できないため、加算平均法を用いて測定している。この原理は毎回同じ波形が出現することが前提となっている。しかし、脳の精神活動や情報処理過程が反映される内因性電位に真にこの仮定が成り立つのか疑問でもある。われわれは同一被験者で、同じようにオドボール課題は正しく遂行できているのに、記録される事象関連電位の波形が異なったり、P300は出現しているがその前に出現するP200やN200の成分が認識できなかったりする例を経験している。これは1回ごとの波形が異なる可能性や、波形は同じであるが出現する潜時が異なる可能性などが考えられる。この後者の検討にも、本法のシミュレーションプログラムは有用と思われ、測定データとの比較により試行毎にどの程度のばらつきが考えられるのか研究する予定である。

しかし、このプログラムには問題もある。最大の問題は仮定するtemplateが妥当かどうかである。先にも述べたように試行毎の事象関連電位や運動関連脳電位が脳波の背景活動との関係で同定できない以上、1回の試行で出現する電位を求めることができないのでtemplateは仮定せざるえないが、不適切なtemplateは

誤った結論を導くことになる。今回、運動関連脳電位として Barrett らのデータを使用したのが、これは被験者のペースで手の運動を行った時の波形であり、オドボール課題のように音を聞いてできるだけ早く正確にスイッチを押す条件では波形も多少異なる可能性も考えられる。またプログラム上、改良しなければならない点もある。現在は測定された波形の標本化データを手入力して template を作成しており、時間がかかる。解決策として、ニューロパック 8 に記録した事象関連電位の digital data を直接プログラム入力することを検討している。

今後、これらの問題点を踏まえたうえで、本プログラムを利用して運動関連脳電位が事象関連電位の記録

にどのように影響しているのか詳しく検討する予定である。

#### 【文 献】

1. Sutton S, Braren M, Zubin J et al: Science 150: 1187-1188, 1965.
2. Goodin DS, Squires KC, Starr A: Brain 101: 635-648, 1978.
3. 誘発電位の正常値に関する小委員会 (脳波筋電図学会): 脳波と筋電図 25: 11-15, 1997.
4. 酒井保治郎: 北関東医学 41: 545-555, 1991.
5. Barrett G, Shibasaki H, Neshige R: Electroencephalogr Clin Neurophysiol 63: 327-339, 1986.

# The Influence of Movement-related Cortical Potentials upon Event-related Potentials in a Selective Reaction Time Paradigm

Yasujiro SAKAI<sup>1\*</sup>, Tadashi TOMARU<sup>1</sup>, Haruyasu YAMAGUCHI<sup>1</sup>,  
and Kazuma OKAMOTO<sup>2</sup>

**SUMMARY :** To study the influence of movement-related cortical potentials (MRCPs) on event-related potentials (ERPs) in a selective reaction time paradigm, ERPs and MRCPs were recorded simultaneously. We found MRCP superposed on ERPs apparently.

Therefore we developed a simulation program to investigate this influence. We must determine two templates of a ERP and MRCP, a mean time and standard deviation of electromyograms related to a reaction time. By inputting these 4 parametes, we simulated the influence of MRCPs and drew a simulated ERP waveform. It became evident from this simulation that MRCPs made ERPs shift to a direction of negative potential and the amplitude of P300 diminished. This program is a useful tool for studying some influences of MRCPs on ERPs. We are going to study the relationship between ERPs and MRCPs under some various conditions.

---

<sup>1</sup> School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Gunma University

<sup>2</sup> Department of Neurology, Gunma Prefectural Cardiovascular Center

\* Reprint address: Gunma University School of Health Sciences, Maebashi, 371-8514, Japan