

誘発電位測定指針案（1997年改訂）

1974年、J. E. Desmedt のよびかけでブラッセルで開催された大脳誘発電位に関する国際シンポジウムにおいて、参加者の間で記録法の統一が議論となり、それを審議するために E. Donchin を委員長とする委員会が発足して議論をつめることになった。その委員会が報告した内容は『Publication criteria for studies of evoked potential in man』として Progress in Clinical Neurophysiology Vol.1 (Kargar, Barsel 1977) に掲載されているが、これが誘発電位記録法の国際的な最初のガイドラインであろう。

米国でも、1970年以來、脳波や誘発電位の記録法に関するガイドラインが独自に次々と発表され、それらはたびたび改訂されて今日に至っている。最近では米国脳波学会に設置された G. E. Chatrian を委員長とするガイドライン起草委員会（SEP 小委員長：J. B. Cracco, VEP 小委員長：G. G. Celesia, AEP 小委員長：A. C. Coats, Clinical Practice 小委員長：T. W. Picton）によって『Guidelines for Clinical Evoked Potential Studies』が作成され、J. Clinical Neurophysiology, Vol. 1, No. 1 (1984) に発表された。1991年にはそれに改訂が加えられ、米国脳波学会のガイドライン第9番『Guidelines on Evoked Potentials』として1994年の同誌 Vol. 11, No. 1 に掲載されている。この改訂版を見ると AEP の項は以前のものとくらべてあまり変わっていないが、SEP, VEP の内容は大きく変わっている。しかし、このガイドラインでも Cognitive potential, Spinal evoked potential, Motor potential については、いろいろ議論の余地があるとして、ガイドラインをつくるのは見送られている。

国際臨床神経生理学連合 (IFCN) から発表された誘発電位の記録法に関するガイドラインとしては、M. Halliday が Adviser となって作成した『Standards of clinical practice in recording evoked potentials』(1981年)が最初である。これは IFCN がそれまでに承認してきた用語、ならびに、多数の脳波と筋電図に関するガイドラインを一冊にまとめた『Recommendations for the practice of clinical neurophysiology』(Elsevier, 1983) のなかの脳波のガイドラインの一分録として掲載されている。しかし、より詳細な誘発電位記録法のガイドラインは、その後 IFCN に設けられた委員会によって検討され、『Long-latency auditory-

event-related potentials (D. Goodin ら)』、『Short-latency somatosensory evoked potentials (M. R. Nuwer ら)』、『Brain-stem auditory evoked potentials (M. R. Nuwer ら)』の3部のガイドラインとして、1994年の Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol. 91 に掲載された。これが現在では IFCN による本格的なガイドラインであろう。

我国では1980年代に入ってから、誘発電位や事象関連電位の研究、臨床応用が盛んになってきたことをうけ、日本脳波・筋電図学会では『誘発電位検査法委員会』を設置して事象関連電位を含む誘発電位記録法のガイドライン作成にかかった。その結果、1985年に『誘発電位測定指針』が発表され、以後、飛躍的にこの分野の研究報告が増加し、世界をリードするまでにすぐれた研究がうみだされつつあるのはご承知のとおりである。しかし、このガイドラインも、時代と共にいくつか改正あるいは追加すべきことがらもでてきたので、誘発電位検査法委員会を引き継いだ『誘発電位の正常値に関する委員会』では、これまでの諸外国の研究報告や実地経験、ならびに、各方面の専門家のご助言を参考にしながらその改訂の作業をおこなってきた。本委員会では、改訂作業と平行してわが国の先駆的業績ともいえる脊髄誘発電位の測定指針も新たに含めるべく努力してきたが、合意にいたらない問題が多数残っているので時期尚早との結論に至り、結局、今回は、VEP, AEP, SSEP, ERP の改訂にとどめた。ここに掲載させていただくのはその原案である。会員の方々から原案に対する忌憚のないご意見をいただければ幸である。

尚、記録の際の極性や成分の呼称については第26回脳波・筋電図学会学術大会（新潟）でおこなわれたパネルディスカッションでの論議を参照されたい。また、脊髄誘発電位を含めた改訂案を提出するという当初の計画に固執したあまり、結果として改訂案の提出が遅れた私の不手際を深くお詫びすると共に、末尾ながら、この作業にご協力をいただいた諸先生に心から感謝する次第である。

誘発電位の正常値に関する小委員会
委員長 下河内 稔
(1997年2月)

〈1〉 視覚誘発電位（網膜電図を含む）

黒岩義之

協力者：飛松省三

I. 全視野・図形反転視覚大脳誘発電位

1. 刺激方法

白黒の格子縞模様（市松模様）checkerboard pattern を反転させる図形反転刺激（pattern reversal stimulation）を用いる。散瞳剤は使わず、片眼ずつ開眼で検査する。被検者には刺激視野の中心に視点を固定させる。刺激視野の視角は8度以上がよく、格子縞模様の大きさ（check size）は視角30分くらいがよい。15分、30分、60分など数種類の大きさで検査することもある（註. 1度未満の視角 θ （分）の計算式： $\theta=3450 \times (r/d)$ r：一辺の長さ，d：距離，単位mm）。コントラストは50%以上とする（註. コントラストC（%）の計算式： $C=(L_{max}-L_{min})/(L_{max}+L_{min})$ L_{max} ：白の輝度， L_{min} ：黒の輝度）。近視や遠視がある場合は、眼鏡で視力を矯正した状態で検査する。白黒反転1周期（この間，2回反転）をd（秒）としたとき，反転頻度は $1/d$ （Hz）となる。通常，dは1秒以上とする（註. これをtransient型誘発電位と呼ぶ。これに対し，4 Hz以上の図形反転頻度により生ずる誘発電位はsteady-state型と呼ぶ）。

2. 記録方法

1) 記録電極

脳波用銀電極を用い，電極抵抗が5 kohm以下になるようにする。記録電極は後頭結節inionから上方5 cmの部位（MO）と，その左右に5 cm側方（LO，RO）の合わせて3か所に置く。基準電極は鼻根部nasionから上方12 cmの部位（MF）とする。接地電極はCz（註. 脳電位分布の分析が一般化した今日，基準電極を両耳朶連結電極に，接地電極を後頸部に置く施設もある）。

2) 導出モニタージュ

a) LO-MF, b) MO-MF, c) RO-MF

3) 記録用増幅器

周波数帯域は低域が0.2~1.0 Hz,高域が200~300 Hz (-3 dB) くらいがよい。

4) 加算回数と分析時間

加算回数は100~200回。左眼と右眼を交互に2回，あるいは，それ以上検査する。分析時間は250~300 msec くらいがよい。

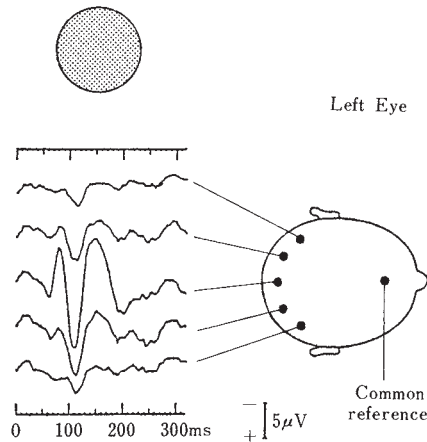


図1 視覚大脳誘発電位：図形反転刺激を全視野（0~16°）に与えた時の誘発電位。陽性電位が下向きになるように記録。

3. 記録波形

MOを中心にしてN-P-Nの三相性波形（N75, P100, N145）が現れる（図1）。

II. 全視野・図形反転網膜電図

1. 刺激方法

全視野・図形反転視覚大脳誘発電位の場合と同じ。

2. 記録方法

1) 記録電極

コンタクトレンズ型角膜電極，または，ゴールド・フォイル型電極を用いる。前者の場合には局所点眼麻酔の前処置を必要とする（後者では不要）。コンタクトレンズ型角膜電極には双極型と単極型があるが，日本では単極型が市販されている。基準電極は正中前頭部（MF）眼角部におくか，両耳朶連結電極（A1A2）とする。接地電極はCz。

2) 導出モニタージュ

左眼-基準電極（左眼刺激時）

右眼-基準電極（右眼刺激時）

（註. 全視野・図形反転刺激では網膜電図と視覚大脳誘発電位を同時記録することが望ましい。その場合の導出モニタージュは次のような2チャンネル構成がよい。）

a) 左眼（または右眼）-基準電極（MF）

b) MO-MF

3) 記録用増幅器，加算回数と分析時間

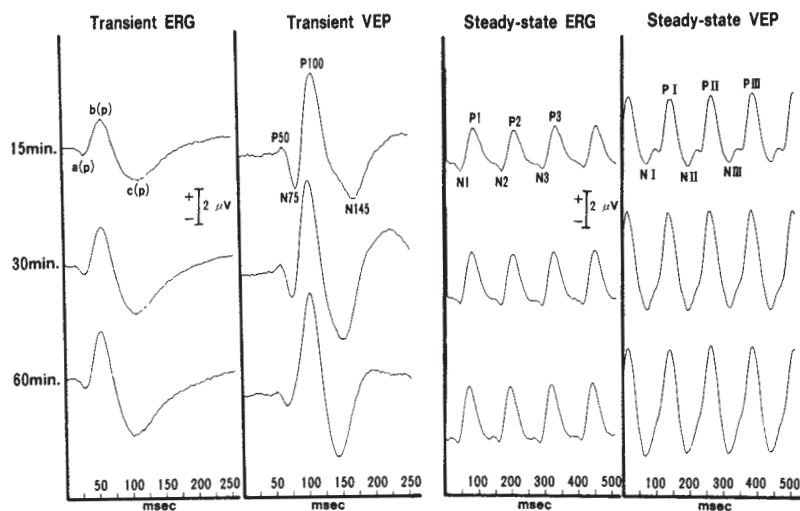


図2 全視野・図形反転網膜電図(ERG)と視覚大脳誘発電位(VEP)の同時記録
15 min, 30 min, 60 min は格子縞の大きさを示す。陽性電位が上向きになるように記録。

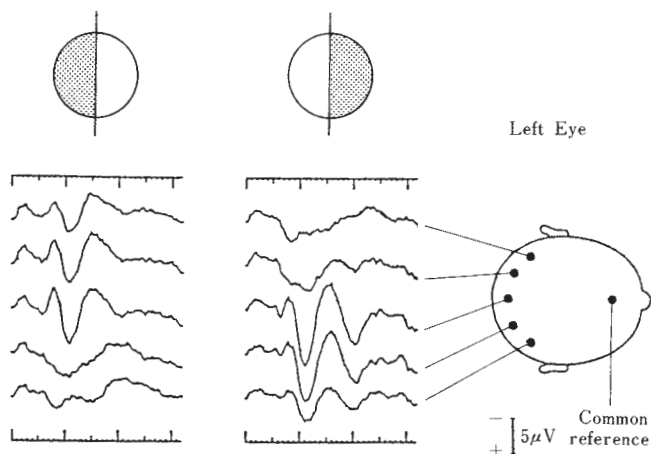


図3 視覚大脳誘発電位：図形反転刺激を左側半視野および右側半視野に与えた時の誘発電位。陽性電位が下向きになるように記録。

全視野・図形反転視覚大脳誘発電位の場合と同じ。

3. 記録波形

a (p), b (p), c (p) または a_{pt}, b_{pt}, c_{pt} の各ピークを認める(図2)。それぞれの正常平均ピーク潜時はおよそ 31.0 ms, 57.0 ms, 101.0 ms である(健常成人 114 例から)。

III. 半側視野・図形反転視覚大脳誘発電位(全視野・図形反転視覚大脳誘発電位の場合と違う点だけを述べる)

1. 刺激方法

刺激視野/非刺激視野の境界線の中点を1度だけ、非刺激視野側にシフトした点に被検者の視点を固定させる。刺激視野の視角は10度以上がよく、格子縞模様(の大きさ)は視角50~90分くらいがよい(註。1度以上の視覚 θ (度)の計算式： $\theta = 57.3 \times (r/d)$ r:一辺の長さ, d:距離, 単位 mm)。

2. 記録方法

1) 記録電極

記録電極はMO, LO, ROのほか、MOの10cm側方(LT, RT)を加えて5か所に置くことができる。

2) 導出モニタージュ

- a) LT-MF, b) LO-MF, c) MO-MF,
d) RO-MF, e) RT-MF

4チャンネルの増幅器を使用する場合、刺激視野と同側の側頭部導出(LTとかRT)を省略してもよい。

3) 記録用増幅器、加算回数と分析時間

全視野・図形反転視覚大脳誘発電位の場合と同じ。

3. 記録波形

刺激視野と同側の頭皮上導出と正中後頭部(MO)からN-P-Nの三相性波形(N75, P100, N145)が現れる(図3)。これを“paradoxical lateralization”と呼ぶ。刺激視野と対側の頭皮上導出からはP-N-Pの三相性波形(P75, N105, P135)が現れる。

IV. フラッシュ視覚大脳誘発電位

1. 刺激方法

フラッシュ刺激は図形反転刺激が行い得ない乳幼児や高度の視力障害者、意識障害や痴呆を有する患者に有用である。キセノン管、または、LED(light-emitting diodes)ゴーグルを用いる。キセノン管刺激では、Ganzfeld型刺激装置を用いる方法が推奨される。0.5~1.0 Hzの刺激頻度とする(註. CFPD(critical frequency of photic driving)の測定にも用いられる。その際5 Hzから2~5 Hz間隔で順次、刺激周波数を増加させCFPDを求める)。

2. 記録方法

1) 記録電極

記録電極はMO, LO, RO, Czに置き、基準電極は、両耳朶連結電極(A1A2)とする。接地電極はFz。

2) 導出モニタージュ

- a) LO-A1A2, b) MO-A1A2,
c) RO-A1A2, d) Cz-A1A2

3) 記録用増幅器、加算回数と分析時間

全視野・図形反転視覚大脳誘発電位の場合と同じ。

3. 記録波形

刺激から250 msec以内に、一連のピークが出現する(I, II, III, IV, V, VI, VII, またはN₁, P₁, N₂, P₂, N₃, P₃, N₄)。

V. フラッシュ網膜電図

1. 刺激方法

Ganzfeld型刺激装置を用いる方法が推奨される。20~30分間の暗順応の後、弱い白色光(または青色光)で、2秒以上の間隔で刺激する(ステップA)。暗順応の条件下、一定強度の白色光を用いて5秒以上の間隔で刺激する(ステップB)。暗順応の条件下、一定強度の白色光で記録用増幅器の周波数帯域だけ変えて検査する(ステップC)。10分間の明順応の後(背景輝度=5~10fL)、一定強度の白色光で2秒以上の間隔で刺激する(ステップD)。明順応の条件下、一定強度の白色光で30 Hzのフリッカー刺激を行う(ステップE)。刺激光のdurationは5 ms以下が望ましい。患者の瞳孔は散大した状態で検査する。

2. 記録方法

1) 記録電極

コンタクトレンズ型角膜電極を用いる。局所点眼麻酔の前処置を必要とする。双極型と単極型があるが、日本では単極型が市販されている。基準電極は正中前額部、眼角部などにおく。接地電極は耳朶など。

2) 導出モニタージュ

- 左眼-基準電極(左眼刺激時)
右眼-基準電極(右眼刺激時)

3) 記録用増幅器

ステップA, B, D, Eの周波数帯域については、低域が0.3 Hz,高域が300 Hzくらいがよい。ステップCの周波数帯域については、低域が75~100 Hz,高域が300 Hz以上がよい。

4) 加算回数と分析時間

原則としては加算はせず、何回かの反応を測定して再現性を確認する(註. 反応が低振幅の場合、5~12回の加算を行うことがある)。分析時間は80~250 msec。

3. 記録波形

- 1) ステップA: 杆状体反応(rod response)
- 2) ステップB: 杆状体・錐状体反応(maximal response)
- 3) ステップC: oscillatory potentials
- 4) ステップD: 単一フラッシュ錐状体反応(single flash cone response)
- 5) ステップE: 錐状体反応(flicker response)

〈2〉聴覚誘発電位

市川銀一郎

協力者：芳川 洋，山川卓也

聴覚誘発電位は多くの成分から構成されている。内耳から主に記録される蝸電図，さらに，短潜時成分（～8 msec），中間潜時成分（8～50 msec），および長潜時成分（50～300 msec）などがある。

I. 蝸電図 (Electrocochleography : EcochG)

内耳と蝸牛神経由来の反応で，音刺激後 3 msec 程度以内に認められる反応である。

構成成分として，蝸牛有毛細胞由来の蝸牛マイクロホン電位 (Cochlear Microphonics : CM)，ならびに，加重電位 (Summating Potential : SP)，また，蝸牛神経由来の神経複合活動電位 (AP) などが臨床応用されている。

蝸電図は導出電極の部位が外耳道深部や中耳腔内であり，その特殊な測定法については専門書に譲る。

II. 短潜時成分

聴性脳幹反応 (Auditory Brainstem Response : ABR/Brainstem Auditory Evoked Potential : BAEP/Brainstem Response : BSR) 蝸牛神経と脳幹聴覚路由来の反応で，音刺激を与えてから 10 msec 程度以内に認められる。

1. 被検者

安静にさせる。乳幼児以外は特に鎮静剤を必要としないが，鎮静剤を投与しても波形に変化はない。

2. 音刺激

1) 種類

クリック音が最も多く用いられるが，周波数特異性を問題とする場合には，tone pip や tone burst を用いることもある。しかし，聴性誘発電位は本質的に on response であるので，その周波数特異性には疑問があるとの説もある。特殊な音刺激や手法を用いることにより，反応の周波数特異性が得られるとの報告もなされている。

2) 強度の表示

物理的な強さである音圧レベル (Sound Pressure Level : SPL) で表わす。または，正常聴力者の聴覚レベルを基準とした (normal Hearing Level : nHL)，さらには，被検者自身の聴力レベルを基準とした感覚レベル (Sensation Level : SL) で表わす。

3) 持続時間

0.1～0.2 msec 程度のクリックや矩形波が主。減衰器 attenuator を介してイヤホンに入力して得る。

4) 刺激頻度

原則として 10～30 回/秒。

3. 記録電極

1) 電極の種類

脳波用電極，あるいは，針電極を用いるが，皿電極の場合，接触抵抗が 5K Ω 以下になるようにする。

2) 電極数と位置

Cz, Ai, Ac, Fpz (Ai は音刺激と同側耳朶，Ac は音刺激と対側耳朶)。

3) 導出モニタージュ

Cz-Ai, Cz-Ac。接地電極は Fpz。1 素子ならば，Cz-Ai を記録する。

4) EOG 特に記録する必要はない。

4. 記録条件

1) 加算平均回数

500～2,000 回。

2) 極性

Cz が基準電極 Ai，または，Ac に対して陽性の時に下向きのフレになるようにするか，または，上向きにするかのいずれもみられるが，必ず明記すること。

3) 記録用フィルタ帯域

おおよそ速波成分の記録の場合は 200～3,000 Hz，緩徐波成分と共に速波成分を記録する場合は 2～3,000 Hz，さらに，緩徐波成分のみの記録では 2～200 Hz 为好 (アナログフィルタの場合は各々 6～24 dB/oct)。

4) 成分の名称

ローマ数字で，I，II，III，IV，V，VI…とするか，P1, P2…とすることが多い。

5) 振幅ならびに潜時

a) 振幅：1 μ V 以下。基線-頂点間を計る方法と，頂点-頂点間を計る方法がある。

b) 潜時：10 msec 以内。検査音の強度に応じた正常聴力者の各反応成分潜時を各施設の記録系で独自に測定し，正常なデータを持っている必要がある。また，若年正常者に比較し，加齢者ならびに乳幼児では，各成分潜時が延長する傾向にある。また，男性は女性に比し 0.1 msec 程度潜時が長い。

III. 中間潜時成分

聴性中間 (潜時) 反応 (Middle Latency Response : MLR)：内側膝状体レベルから側頭葉由来の反応とい

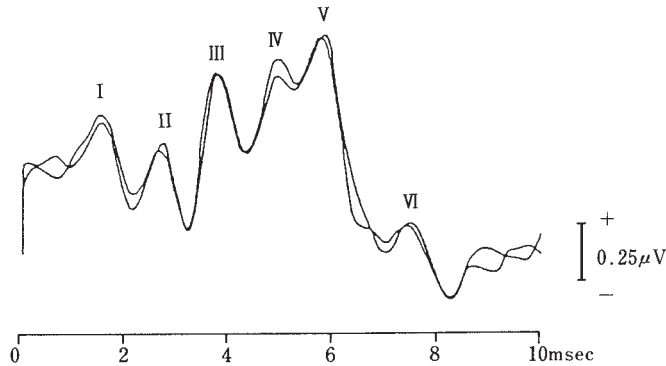


図 1 聴性脳幹反応各成分の呼称

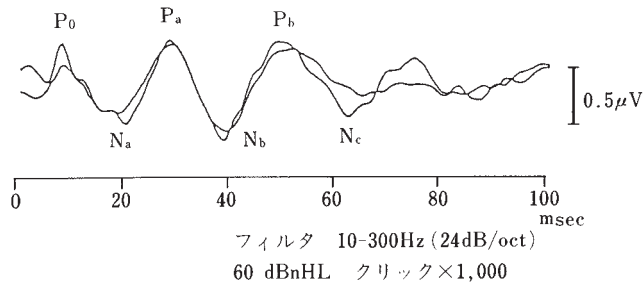


図 2 聴性中間反応各成分の呼称

われ、音刺激から 50 msec 程度以内に認められる。早い成分は皮質下由来と思われ鎮静剤に影響されないが、遅い成分は影響される。

1. 被検者

聴性脳幹反応のそれに準ずる。ただし、後半成分は鎮静剤の影響に注意する。

2. 音刺激

1) 種類

クリック、または、トーンピップ、トーンバースト

2) 強度の表示 聴性脳幹反応のそれに準ずる。

3) 刺激頻度 5～10回/秒

3. 記録電極

聴性脳幹反応測定法の 3 項-1), 2) に準ずる。

1) 加算平均回数 500～1,000 回

2) 極性

聴性脳幹反応測定法の 5 項-2) に準ずる。

3) 記録内フィルタ帯域

2～10-200～400 Hz (アナログフィルタの場合 6～24 dB/oct.)

4) 成分の名称

(No), Po, Na, Pa, Nb, Pb

5) 振幅ならびに潜時

振幅は 0.5～1.5 μ V 程度であり、Po の潜時は 5～8

msec, その後, 10～15 msec の潜時差で各成分が続く。

(参考) 筋原性反応 (Myogenic Response), または, 音響運動反射 (Sonomotor Reflex) と呼ばれる反応が, 主に Pa 成分に重複して記録されることがあるので注意を要する。これは一連の神経原性聴性誘発反応とは異なり, 強音圧刺激 (おおよそ自覚閾値上 60 dB 以上) にて出現し, 高振幅 (2～3 μ V) である。Post-Auricular Response などとも呼ばれている。

IV. 長潜時成分

頭頂部緩反応 (Slow Vertex Response : SVR), 緩皮質反応 (Slow Cortical Response : SCR) : 聴皮質を含めた広範な部位が関係すると思われる反応で, 音刺激を与えてから 500 msec 程度以内に認められる。非特異的な反応である。

1. 被検者

覚醒時記録が最も信頼性があり, 再現性がある。意識状態や睡眠深度により振幅, 潜時に大きな差が生ずる。なお, 乳幼児では鎮静剤を用いる。

2. 音刺激

1) 種類

本反応は周波数特異性を有する。また, 立ち上がりの緩やかな音刺激でも充分記録することができる。一

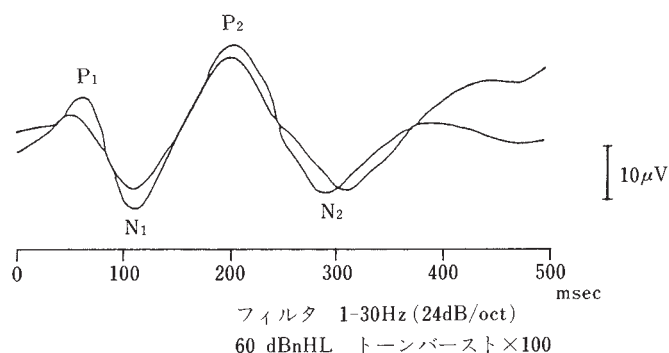


図3 頭頂部緩反応各成分の呼称

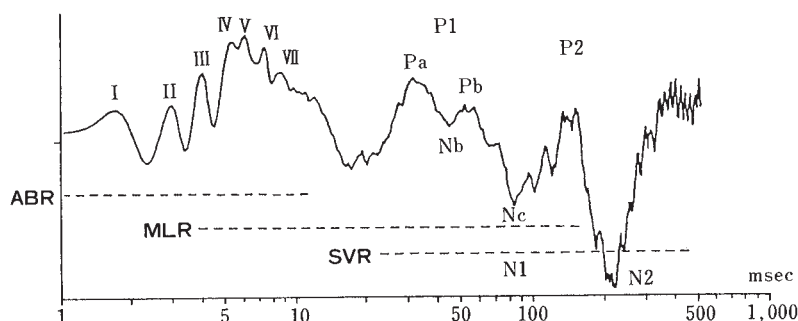


図4 聴性誘発反応の同時記録—対数時間軸表示法 (市川ら 1983)

同一誘導部位 (頭頂…耳後部) より誘導された AEP である。ABR, MLR, SVR が連続して記録されており各種成分の一部が重複している。例えば MLR の Pa, Pb 成分は SVR の P₁ 成分との重複がみられる。フィルタ 1~2,000 Hz (24 dB/oct), 検査音はクリック 80 dB nHL. 2,000 回加算。

一般的には立ち上がり, 立ち下がり 10 msec, プラト 100 msec 程度のトーンバーストを用いるが, トーンピップやクリックでもよい。

2) 強度の表示

正常聴力者の聴力レベルを基準とした nHL (Normal Hearing Level), さらには, 被検者自身の聴力レベルを基準とした SL (Sensation Level) で表す。

3) 刺激頻度

1~2 回/秒。ランダム刺激でもよい。

3. 記録電極

聴性脳幹反応記録法の 3 項-1), 2) に準ずる。

4. 記録条件

1) 加算平均回数

50 回程度前後

2) 極性

聴性脳幹反応測定法の 5 項-2) に準ずる。

3) 記録用フィルタ帯域

0.3~30 Hz

4) 成分の名称

P₁, N₁, P₂, N₂ が一般的である。ときに, 潜時をつけて P₅₀, N₁₀₀, P₁₅₀, N₂₅₀ などと呼ぶこともある。

5) 振幅ならびに潜時

臨床的には本反応を応用する場合, 反応成分の有無を問題とし, その振幅や潜時の変化を厳密に論ずる事はまれである。正常人の振幅はおおよそ 5~20 μV 程度である。

* その他に 40 Hz 事象関連電位 (40 Hz Event-Related Potential: 40 Hz ERP), Frequency Following Response (FFR) などがあるが, 本稿では略す。

以上, 聴覚に関する主な誘発電位の測定法の概略を記した。検査環境や音刺激の与え方, あるいは, 記録系により反応波形の上に無視し得ない差が生じる。従って, 各施設における記録系で正常成人, 乳幼児, 正常加齢者などにつき必要に応じ各誘発電位の正常波形, そのバリエーション, さらには, 男女差などに関する独自のデータを保有した上で臨床応用をすることが大切である。

なお, 日本脳波・筋電図学会「誘発電位の正常値に関する委員会」報告アンケート調査による誘発電位計測の現況 (脳波と筋電図, 19 巻 1 号, 1991) を併読して頂きたい。

〈3〉短潜時体性感覚誘発電位 (SSEPs)

柿木隆介, 柴崎 浩

協力者: 尾崎 勇, 園生雅弘, 辻 貞俊

I. 上肢と下肢刺激に共通する事項

1. 被検者

被検者は座位または臥位とし, 筋電図, 眼球運動などのアーチファクトの混入をできるだけ小さくするため, 肩の力を抜き軽く開口し, 閉眼させる。鎮静のため diazepam 5~10 mg 程度を内服させるのも効果的である。短潜時成分の解析が目的であれば, 軽眠状態でも波形には影響がほとんどない。

2. 電気刺激

単相性矩形波を用いる。刺激電極は運動神経伝導速度測定用のサドル型電極を用い, 近位部を陰極とする。刺激幅は 200~300 μ sec, 頻度は上肢の場合 3~5 Hz 程度, 下肢は高頻度では痛みを伴うため 1~3 Hz 程度とする。刺激痛軽減のため接触インピーダンスを下げる。刺激強度は当該筋に軽い収縮がおこる程度とするが, 定量的に行う場合には, 運動閾値+感覚閾値, あるいは, 感覚閾値の3倍とする。刺激のアーチファクトを小さくするため, 刺激肢のできるだけ近位部に接地電極を置く。

3. 記録

通常の脳波用皿電極を用い, 脳波用の電極糊で固定する。電極の接触インピーダンスは, 5,000 オーム以下とする。接触インピーダンスの低下が困難な場合や, 長時間の記録となる場合, 耳朶のように電極接着が困難な場合は, コロジオン固定が有効である。

記録用増幅器の周波数応答は通常 30~3,000 Hz とする。中潜時皮質成分も観察したい時には 1 Hz~3,000 Hz とする。筋電図の混入が多い時には高周波数帯域を 1,500 Hz 程度まで狭める。

分析時間は上肢の場合 40~60 msec, 下肢の場合には 60~80 msec とするが, 成分の消失ないしは潜時の遅延が認められる場合には分析時間を適宜長くする。

刺激回数は記録の質 (成分の明瞭さと雑音混入の程度) と被検者の状態による。通常は 500~1,000 回程度でよいが, 数 1,000 回の加算平均が必要な場合もある。同条件で 2 回以上の測定を行い, 重畳して記録の再現性を確認する。

4. 成分の名称

通常は極性 (陰性は N, 陽性は P) と潜時に基づいて命名する。たとえば, 刺激後 20 msec に頂点を有す

る陰性電位を N20 とする。中潜時皮質成分は波形の個人差が大きいため, 出現順に命名する場合もあるが (例: N1, N2, N3), 一般的ではない。日本人は欧米人に比し身長が低いいため潜時が短く, 混乱を招く場合がある。欧米で頻繁に用いられる名称 (例: 米国脳波学会の命名)¹⁾に統一するのが良いと思われる。もし各研究室での結果に従って命名をする場合には, 「欧米では...と称されることが多い」といったような但し書きを加えることを薦める。

II. 上肢刺激 SSEPs

通常は正中神経を手首で電気刺激する。目的に応じて尺骨神経手首部を電気刺激したり, あるいは, 手首を輪状電極で刺激する場合もある。

1. 電極配置とモニタージュ

4 チャンネル使用の場合

A案	B案
(1) EPi-REF	(1) EPi-REF
(2) C5S-Fz	(2) C5S-REF
(3) CPc-REF	(3) CPc-REF
(4) CPc-Fz	(4) Fz-REF

8 チャンネル使用の場合

(1) EPi-REF	(5) CPc-REF
(2) C5S-REF	(6) CPi-REF
(3) C2S-REF	(7) Fz-REF
(4) AN-REF	(8) CPc-Fz

〔略語の説明〕

EPi: 刺激同側の Erb 点, REF: 頭部外 (noncephalic) の基準電極 (一般に刺激対側の Erb 点; EPc が用いられる), C2S, C5S: 第 2, 5 頸椎棘突起上, AN: 前頸部と甲状軟骨の上部。CPc, CPi, Fz は国際 10-20 法に基づく頭皮上の位置で, CP は中心部 (C) と頭頂部 (P) の中間点, c と i はそれぞれ刺激対側と同側。すなわち, 左刺激の場合 CPc は C4 と P4 の中間点, CPi は C3 と P3 の中間点となり, 右刺激はその逆となる。

チャンネル数が 4 と限られた場合には, その研究施設の目的によって方法も変える必要があると考え, A 案と B 案を示した (図 1)。A 案は本学会による前回 (1985 年) の測定指針²⁾と同様である。その利点は, Fz を基準として用いることにより, 頸部, 皮質電位ともに雑音小さく, しかも振幅も大きく記録できる点である。これは比較的経験の少ない検者が記録する場合

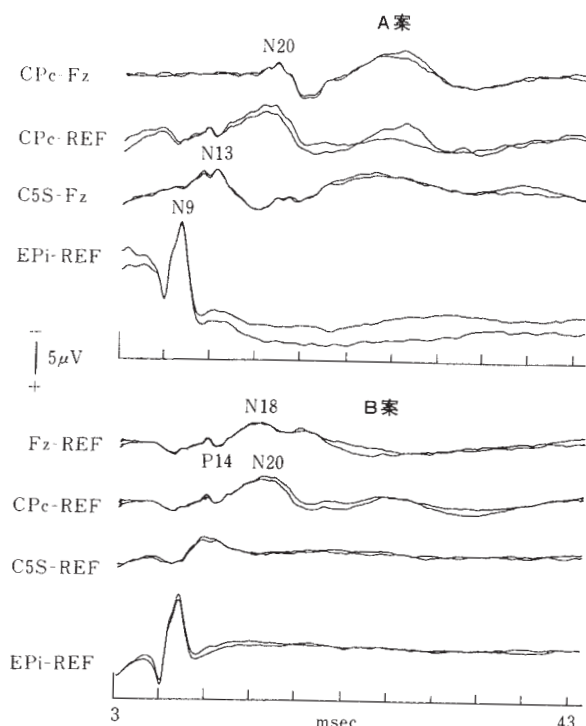


図1 右正中神経手首部電気刺激による体性感覚誘発電位
A案とB案による波形を示す。用語の説明は本文参照。
本文における4チャンネル用のモニター・システムの説明では、
末梢側から中枢側にチャンネル番号をつけたが、本図では
逆の順になっている。

や、時間的制約のある場合、検査が困難な患者の場合などに有効な方法である。B案は頭部外電極を基準電極とした記録であり、A案のようにFzから記録される電位の混入がなく、また、遠隔電場電位を記録するのに適している。しかし、明瞭な記録を得ることが困難な場合も多い。またB案では、記録後にオフライン処理によりC5S-Fz、CPc-Fzといった双極誘導での波形を描出することが可能であり、その点も有用である。

8チャンネルの特徴は、頸部電位の導出に力点を置いた点である。前頸部(AN)からは後頸部の陰性電位と逆位相の陽性電位が同潜時に記録される。オフライン処理により、双極誘導を求めることが可能であるが、特にC5S-ANという誘導の波形では、頸部電位がより明瞭に描出される。

2. 各成分の名称

誘導方法により、また研究者により命名法が異なるため、ここでは代表的な電位についてのみ言及する。

Erb点での電位は米国脳波学会¹⁾はEPとしているが、通常N9という名称が用いられる。

頸部電位はN13とする。遠隔電場電位については、頭皮上陽性電位は潜時の短いものよりP9, P11, P14とし、陰性電位はN18とする。初期皮質電位はN20, P20とする。

III. 下肢刺激 SSEPs

通常は後脛骨神経を足首部で電気刺激する。目的に応じて腓骨神経膝窩部を電気刺激したり、あるいは、足趾を輪状電極で刺激する場合もある。

1. 電極配置とモニター・システム

4チャンネルの場合

- | | |
|--------------|-------------|
| (1) T12S-REF | (4) CPi-Fpz |
| (2) Fpz-C5S | * ICc-GTi |
| (3) CPz-Fpz | |

8チャンネルの場合

- | | |
|--------------|-------------|
| (1) Pfd-PFp | (6) CPi-Fpz |
| (2) L2S-REF | (7) CPz-Fpz |
| (3) T12S-REF | (8) CPc-Fpz |
| (4) T10S-REF | * ICc-GTi |
| (5) Fpz-C5S | |

[略語の説明]

Pfd, PFp: 刺激同側膝窩部の遠位部の近位部; 関節屈曲部のそれぞれ2 cm, および5 cm 上部。

L2S: 第2腰椎棘突起上, T12S, T10S: 第12, 10 胸椎棘突起上, C5S: 第5頸椎棘突起上。

CPc, CPz, CPi, Fz は国際10-20法に基づく頭皮上の位置で、記号は上肢の場合と同様。

ICc: 刺激対側の腸骨稜, GTi: 刺激同側の大腿骨大転子。

下肢刺激 SSEPs は米国脳波学会のガイドライン¹⁾が良くできており、同じものを採用した(図2)。以前のものではL2SやT12Sの記録時には基準電極はその4 cm 上方としていたが、それでは電位が互いに相殺されて振幅が小さくなることがあるためREFとした。REFの部位としては刺激対側の腸骨稜が一般的であるが、中部胸椎(T6S付近)を用いてもよい。

下肢刺激の場合、REFを用いると遠隔電場電位の記録が困難であるため、探索電極はFpz、基準電極はC5S

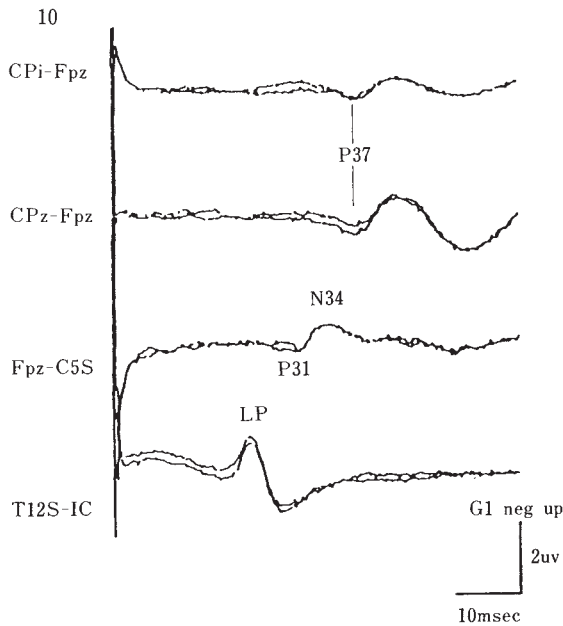


図 2 後脛骨神経足首部電気刺激による体性感覚誘発電位

米国脳波学会によるガイドライン¹⁾より引用。用語の説明は本文参照。T12Sの基準電極として刺激対側のIC(腸骨稜)を用いてある。チャンネルの順序は本文の説明と逆になっている。

とした。C5Sは下肢刺激の場合には活動が比較的低く、しかも雑音小さいため、遠隔電場電位の記録が可能である。皮質電位の頭皮上分布は個人差が大きい。CPzで最大を示す例が多いが、CPIの例もあるため、両者をともに記録することを薦めたい。4チャンネル記録の場合、Fpzでの雑音大きい場合、あるいは、この誘導では振幅が小さい場合には、CPCあるいは両側耳朶連結電極を基準電極として用いてもよい。

8チャンネル記録の場合、末梢神経活動電位記録のためPFd-PFp誘導を加えたが、刺激のアーチファクトのため記録困難な場合も多い。CPC-Fpz誘導は、CPI-Fpz誘導で記録されるP37成分の位相逆転電位であるN37電位を記録するために用いた。

* ICc-GTi誘導は座骨神経が大座骨孔に入る部分を起源とすると思われるP15電位を記録するのに適したもので、必要に応じて加えてもよい。

2. 各成分の名称

上肢刺激SSEPsと同様に、誘導方法により、また研究者により命名法が異なるため、代表的な電位についてのみ言及する。

腰椎、あるいは、下部胸椎での電位は米国脳波学会

はLPとしている。N20, N22, N24などと称される場合が多いが、それでは上肢刺激SSEPsの成分との混同が生じるおそれがある。LPという表現が良いと思われる。Fpz-C5S誘導で記録される遠隔電場電位はP31, N34とする。また初期皮質電位はP37, N37とする。

文 献

- 1) American Electroencephalographic Society : Guidelines on Evoked Potentials. *J Clin Neurophysiol* 11 : 40-73, 1994.
- 2) 日本脳波・筋電図学会 : 誘発電位測定指針. 脳波と筋電図 13 : 97-104, 1985.

〈4〉 事象関連電位

投石保広, 下河内稔

協力者: 平松謙一, 沖田庸嵩

I. ERP (事象関連脳電位, Event-related brain potentials)

ERP は, ある刺激に対して被験者に課せられた種々の精神作業 (課題) の負荷によって惹起される。それゆえ, ERP の各成分は, 予期, 注意, 知覚, 検索, 識別, 意志決定, 記憶といった認知過程に対応する大脳活動を反映すると考えられており, 外的刺激に対する直接的な反応で, 刺激の物理的特性に依存する「誘発電位」とは区別されている。ここでは, まず, ERP 測定上の一般的な注意, 次に, ERP の中でも測定頻度の高い P300 と CNV の記録方法について述べる。ただし, 両 ERP 記録に使用される課題については, 典型的な課題のみを取りあげる。

II. 測定上の一般的な注意

ERP の測定方法も, 基本的には誘発電位の記録法とまったく同じである。しかし, 何らかの課題を被験者に実行させながら記録を行う必要がある点と, 比較的ゆっくりとした電位変化であるという点に留意する必要がある。

1. 電極

銀-塩化銀の不分極電極を, 生理食塩水中で約 24 時間熟成させた後で使用するのが良い。その電極を被験者の頭皮上に付着した状態で, 電極間のインピーダンス (抵抗) が 5 K Ω 以下となるようにする。

2. 記録部位

国際式 10-20 法によるのが望ましい。最低でも, 正中線上の 3 部位 (Fz, Cz, Pz) と, 眼球運動などのアーチファクトの監視のための EOG との 4 チャンネルを同時記録する必要がある。

3. 基準電極

現在でも, 前報告¹⁾のように左右の耳朶 (あるいは, 左右乳様突起部) 電極を連結したものを基準電極として用いている報告がもっとも多く, 一般的に言って連結電極を使用しても問題はない。しかし, 連結電極は原則的には正中線の記録を行うためのものであるから, トポグラフィ, 特に側頭部における左右差をしらべる場合や, 聴覚性のある種の電位 (N100, ミスマッチ陰性 [MMN]) の側頭下部における極性の逆転をみる場合には, 頭部外平衡型基準電極 (Balanced Non-

表 1 EOG が出現した試行を加算から除外するための基準となる EOG の振幅値とその実用度 (実験論文の中に以下のような例がみられる)。例えば, 表の右端にある 40 μ V 以上の EOG の電位の試行を除いて加算を行う方法は, 実用的には非常に厳しいことを意味する。

基準 EOG 電圧	$\pm 100 \mu$ V	$\pm 80 \mu$ V	$\pm 60 \mu$ V	$\pm 40 \mu$ V
実用度	一般的	一般的	厳しい	非常に厳しい

cephalic Reference Electrodes System, BNE 法)²⁾を使用するか, 鼻尖を基準電極とするのがよい。脳波計をはじめ, 最近の生体現象増幅器 (アンプ) には, 2 電極 (第 7 頸椎突起上と右胸骨縁上) 間の平衡を簡単に得ることのできる差動増幅アンプを使用した BNE 基準電極用入力が設けられているので, BNE 法を使用するのは難しいことではなくなっている (ただし, そのような入力を用いると, 脳波記録電極と, 基準電極との間は, 差動増幅ではなくなるので, 実験室の電気シールドに一層の留意が必要である)。

4. 記録システムの遮断周波数

アンプ (脳波計など) の帯域通過フィルターには注意が必要である。対象とする ERP 成分によって当然変わってくるが, アンプの低域遮断周波数は 0.1 Hz 以下 (時定数では 1.5 秒以上) が望ましい。反対に, 高域遮断周波数は, 対象とする ERP 成分によるが (オクターブ当たり 6 dB くらいのなだらかな減衰曲線を持つフィルターであれば), 60 Hz, あるいは, 30 Hz としてもかまわない。また, アンプだけでなく, 加算平均用コンピュータの入力アンプの低域遮断周波数 (直流 [DC] モードでの入力を勧める) や, A/D 変換のサンプリング間隔, 記録システム全体としての周波数特性を適正に設定しなければならない。

5. 眼球運動の監視

眼球運動, および, まばたきによる電位は, 著しく ERP の波形を歪ませるので, 前報告でも, EOG/まばたき (eye blink) を監視して, 脳波を加算平均して ERP 波形を求める際に, ある一定以上の振幅の EOG が出現した試行を除いて加算を行うように勧告した。文献上に見られる EOG 排除のための振幅値の具体例と, その実用性を表 1 に示した。

EOG の導出方法としては, 両耳朶連結を基準電極とした場合には, 垂直方向の EOG (無論, まばたきによ

る電位を含む)のみをモニターすればよいので、電極を左右どちらかの目の眼窩上縁と下縁において、双極導出をするのが一般的である。しかし、基準電極との間の導出でもかまわない。その場合には、眼窩上縁からと、眼窩下縁からの2導出方法が可能となる。前者の上縁からの導出の方が一般的であるが、上縁からの記録には脳波も混入してくるので、EOG記録を加算した場合に、ERP成分が出現しているように見えることがあり、まぎらわしい。その点、下縁からの導出では、脳波は混入してこないのが良いが、今度は筋電図が混入しやすいという欠点がある(IFCNの勧告案³⁾では、後者の導出法を推奨している)。そこで結論としては、上記の3方法を測定課題、測定内容などに合わせて使い分けるべきであろう。表1の基準は筋電図の混入がなく双極導出でEOGを記録した場合である。基準電極との導出の場合には、 $\pm 40 \mu\text{V}$ を排除するのは厳しすぎるようである。

頭部外平衡型基準電極や鼻尖を基準電極としてEEGを記録した場合には、垂直方向のEOGに加えて、水平方向のEOGも確認しておく必要がある。その場合に、確実な方法としては、垂直方向の双極導出に加えて、片方の目の眼窩内縁と眼窩外縁においた電極から水平方向のEOGをあわせてモニターすべきである。しかし、実用的で簡便な方法としては、その基準電極を利用して、上で述べたのと同様な方法、つまり、眼窩上縁、あるいは眼窩下縁からの記録だけをモニターする方法でもかまわない。

また、最近の傾向として、EOGだけでなく、EEG自身の各チャンネルも同様の振幅基準でチェックをし、その振幅値を超えたアーチファクトの混入した試行をそのチャンネルの加算から除外している研究報告が多いようである。

また、EOG出現試行を除外しなくてもすむように、EOGを除外するための種々のアルゴリズム・計算機プログラムが、前報告以降に多数発表されている^{4,5)}。それらの中で、どれが最良であるかは、議論のあるところである⁶⁾が、多くのものは実用に耐える水準に達しているので利用を勧めたい。

6. 教示・予備練習

教示のしかたや内容は、そのいかんによって、被検者の課題遂行の方法を著しく損なわせ、ERP成分の出現様相をも変化させてしまうので、十分な注意を要する。ポイントは、被検者に測定者の意図どおりに課題を実行してもらうこと、それも安心して落ち着いた態

度でもらうことである。そこで、予備練習を折り交ぜながら、被検者が理解できていることを確かめつつ、一項目ごと順々に説明していくのがよい。必要な項目のすべてを(被検者の理解を無視して)、一気に述べてしまうなどというのは、絶対にしてはならない。

また、以上の課題の遂行に直接関係する教示のほか、アーチファクトの混入を避けるために、脳波測定中には体動、まばたき、眼球運動をできるだけ少なくするように、被検者に指示することが必要である。しかしながら、まばたきの抑制/禁止を非常に強く求めると、被検者は2種類の課題(たとえば、計数とまばたきの抑制)を並行して行うことになるので良いやり方ではない。実際問題として、そのような強制は、被検者を緊張させて、筋電図を増加させたり、かえってまばたきを増加させることもある。被検者の様子、脳波記録の両方を睨みながら軽く注意をするくらいにとどめておくのが経験則である。

7. 振幅の計測・基線

基線一頂点間の振幅を計測する方法と、連続する2成分の頂点間の振幅を計測する方法との2種類があるが、現在では、前者の方が一般的である。通常、基線は、惹起刺激提示前の一定の期間の平均電位を0とするようにして求める。その期間の長さは、ERP波形を求める全体の期間の1/10くらいで、 α 波の1周期を超えるくらい、あるいは、最短でも α 波の影響を比較的少なく見積もることができる長さを取る。そのため、実用的には、50~100 msecから500 msecくらいである。ただし、加算回数が多いほど、また、背景の脳波が脱同期している課題(難しい課題)ほど短くてもよい。最近では、ERP成分の振幅値として、あるERP成分が出現しているある時間帯/期間の平均電位(あるいは、面積といってもよい)を、計測する場合もみられる。

II. P300

1. 課題：オドボール(oddball)課題

被検者に容易に弁別できる2種類の刺激をランダムな順に与え、呈示回数の少ない方の刺激の回数を数えさせる計数課題、あるいは、その刺激だけに弁別的にキィ押しをさせる選択反応時間課題を用いる。後者の方が、反応時間という心理学的指標が得られること、個々の刺激について反応の正誤を知ることができること、また、被検者にとって計数課題よりも易しいことなど利点が多い(装置的に反応時間の測定など負担が

増えるが)。

2. 刺激

2 刺激の提示確率は、標的となる低頻度刺激を 0.2~0.1、高頻度刺激を 0.8~0.9 とする。純音刺激を用いる場合、2,000 Hz と 1,000 Hz の組み合わせがもっとも多いが、被検者が容易に区別できる範囲であれば、ほかの組み合わせを用いてもかまわない。純音刺激の持続時間は、最近の論文では前報告にあるよりも短い時間 (20~50 msec) を採用しているものが多い。また、純音の立ち上がりとしり下がり時間は、10 msec や 5 msec が多く使われている。SL(ある個人の可聴閾に上乘せした強度) では問題がないが、SPL (音圧強度) で音の強度を決定する場合には、これくらいの範囲 (20~100 msec) の持続時間であると、主観的には持続時間が長いほど大きな音として聞こえるので、注意が必要である。前報告では、音の呈示方法については言及しなかったが、実験室/検査室が小さな場合スピーカを用いると、被検者の耳の位置、向き、または、背後の器具の配置などのちょっとした変化によって、音の強度が大きく変わる (10 dB 以上くらい) ので、ヘッドホンによる刺激の方がよいと思われる。

高低両頻度刺激の提示順序は無作為 (ランダム) とする。提示間隔は、平均 1.5 sec くらいがよいが、提示間隔を一定にしても、大きな問題はない。

3. 記録部位

前報告でも記録部位を、Fz, Cz, Pz としているのは、P300 を測定する場合の、最低必要要件である。目的に応じて記録部位を増加することが望ましい。

4. 加算回数

加算平均処理は、刺激提示前 100 msec から刺激提示後 600~700 msec までの期間が最低必要であり、低頻度刺激と高頻度刺激に対する記録を別々に加算して、2 組の加算波形を求める。この際、大きな EOG が出現した試行を除いて行う (表 1)。低頻度刺激の波形には、20~50 回の加算が必要である。高頻度刺激に対する加算は、2 種類の方法が可能である。全高頻度刺激の脳波を加算してもよいし、低頻度刺激の加算数と同時 (たとえば、低頻度刺激の直前の高頻度刺激の脳波だけを選びだして加算する) にする方法を取ってもよい。ただし、前者の方が加算回数が多くなる分だけ、安定の良い波形が得られるであろう。

前報告では、自明のこととして記載しなかったが、P300 の計測は、短い休憩をはさみながら数ブロックに分けて行うことが必要である。特に計数課題で行う場

合には、被検者が計数結果を間違えることが少なくないので、低頻度標的刺激が 20 を越えることがないようにした方がよい。例えば、低頻度標的刺激の呈示確率を 20% とした場合に、1 ブロックの刺激数を 80 位に留めると、その数が 12~19 位の範囲に収まるであろう。しかし、反応時間課題の場合には、1 ブロックの刺激呈示回数をもっと多くしても支障はない。実際に臨床的な測定を行う場合には、各ブロックだけでもって加算波形を得、それを 3~4 ブロック繰り返して、得られた波形のその被検者における再現性を確かめておくのが、臨床上有用であろう。その後、各被検者の各ブロックで得られた波形をさらに加算して一つの波形を得、それについて各 ERP 成分の振幅、潜時の計測を行うのがよいであろう。なお、用語として、ブロック間のデータを加算した波形を総加算平均波形 [a grand average of all the repetitions] と呼んでいる場合³⁾もあるが、原則的には、総加算 [grand average] という用語は、異なる被検者の複数の波形を加算した波形に用いられるので、前者の意味でこの用語を用いる場合には、細心の注意を要する。

加算回数については、P300 振幅が時間の経過とともにかなり急速に減少する (habituation) ので、50 回以上となると少し多すぎる。20 回位でもよい⁶⁾。そこで、1 ブロック 100 試行として、その中の低頻度標的刺激だけで加算結果を出している (約 20 回加算) 研究者もいる^{7,8)}。臨床場面では、1 ブロックだけの記録であると、加算しうる試行の数が不足して、加算波形を得られない被検者が少なからずいるので、振幅の多少の減少は生じるかもしれないが、数ブロックのデータから 40~50 回の加算を目指すのが現実的であろう。

5. 記録条件

P300 測定の聴覚オドボール課題の場合には、被検者のまばたきなどを抑えるために閉眼で ERP を測定している場合も認められる。しかし、頂点同定法で計測すると、閉眼時の方が開眼時よりも、振幅が若干大きく評価される可能性があり⁹⁾、また、潜時や振幅値の再現性が低下する場合もあるので、閉眼状態での記録はあまり勧められない。また、患者群は閉眼で、健常群は開眼で記録、というようなことは絶対にはならない。

6. 受動的条件

近年、痴呆症患者や精神遅滞児などを対象に、計数やキィ押し (反応時間課題) といった課題を被検者に課さずに P300 を計測する試みが行われている (受動

的条件,あるいは,無課題 P300)。その場合,以上に述べてきたような刺激をそのまま用いたのでは,加算波形に P300 を見いだせない場合がしばしば生じてくる⁹⁾。そのため,受動的条件の場合に,オドボール課題と同じような刺激を用いるか,それとも,P300 を確実に出現させるためにもっと目立った刺激を用いるのか,が問題となる。具体的な方法として,高頻度刺激にはオドボール課題時と同じものを用い,①低頻度刺激をもっと目立つ強い刺激にする(例えば,白色雑音で強度も大きくする [105 dB SPL]¹⁰⁾),②音以外の刺激を使用する場合も含めて,刺激の呈示間隔を2秒と比較的長くし,低頻度刺激の呈示確率を下げる(5%くらい),また,③オドボール課題時の低頻度刺激よりも少しだけ大きな音を用いる(50 dB SPL → 65 dB SPL)¹¹⁾など種々の変法を工夫して無課題 P300 を測定している例が見られる。

初期の研究¹²⁾では,無課題時に強度の強い低頻度刺激を用いると,P3a(前頭-中心部優位で潜時が約250 msec くらい)が出現すると報告されているが,最近の研究では,そのような刺激であっても課題時の P300 と潜時,頭皮上分布とも大きな差はなかったという報告^{10,11)}もあり,現時点では,無課題時の P300 について一致した結果が得られているとは言い難い。被検者と測定者の社会的関係や,被検者がその測定/検査室などを心理的にどのようにとらえているのかなど,我々が気が付いていないような潜在変数をも考慮に入れながら,今後さらに明確にしていくべきであり,どのような刺激変数を採用すればよいかという前述の問題も含めて,現時点では適切な指針を提言することができない。むしろ各施設で,その目的にあった方法の開発が試みられるべきであろう。

また,無課題 P300 を測定する場合には,できれば(たとえば,健常者などの場合)通常のオドボール課題もあわせて実施して,両条件の P300 を直接比較できるようにしておく,そこから有用な知見を得ることができると思われる。そこで,無課題 P300 を測定する場合には,同時にオドボール課題でも測定しておくことを勧告しておきたい。

7. N200 (MMN と N2b)

オドボール課題によって出現する P300 以外の成分,特に,N200 の下位成分である MMN(ミスマッチ陰性)と N2b を,P300 と同時に評定することは ERP 測定のテストバッテリーとしての質を向上させるために望まれるところである。その場合には,少なくとも

以下の3点について留意されたい¹³⁾。

1) 加算数

MMN はその電位が小さいので,特に加算数を増やす必要がある(100回以上くらい)。したがって,統制条件となる高頻度刺激の加算は(前報告では,P300 の測定のためには,低頻度刺激と同回数加算でもよいとしてある),すべての刺激について加算したほうが効果的である。

2) READ 条件

MMN と N2b を明確に分離して評定するために,低頻度刺激に対して MMN だけが出現してくる条件(当然 N100 と P200 は含まれるが),いわゆる READ 条件—被検者に本人の好きな本/雑誌を読ませておいて,呈示している音を無視させた条件で,ERP の測定を行う—を同時に実施することを勧めたい(本を読ませるのが困難な被検者であれば,低い音でならテレビなどを見させてもよい)。通常はオドボール課題と同条件で音刺激を呈示するが,加算回数の方を優先して,刺激の呈示間隔を500 msec くらいに短縮してもよい。また,P300 以上に呈示確率に影響されやすいので,低頻度刺激の確率を10%くらいにしてもよい。

3) N100 自身の変化,つまり,N100 の周波数特異的慣れの影響を避けるために,低頻度刺激の周波数を,高頻度刺激のそれに近い1,100 Hz くらいにするほうがよい。

8. 視覚刺激による P300

前報告では,音刺激による P300 の測定を推奨しており,現時点でも他の刺激より,音刺激を用いた研究の方が多いが,オドボール課題に視覚刺激を用いたからといって,特別の問題が生じるわけではない。視覚性の P300 は,おおむねその振幅が聴覚性の P300 よりも20~30%大きく,その頂点潜時が100 msec 弱遅いことが特徴的である。頭皮上分布の違いに関しては,視覚性 P300 の方が,以前から頭頂-後頭部よりであるといわれてきた。しかし,3種類の正規化法を用いて視覚性 P300 と聴覚性 P300 頭皮上電位分布とを比較した最近の研究¹⁴⁾では,いずれの方法で正規化した値に対して実施した分散分析の結果にも,刺激条件×記録部位の交互作用は認められず,視覚刺激と聴覚刺激とで,P300 の頭皮上電位分布には差はないと結論している。

9. ERP 成分

高頻度刺激に対する波形には,N100 と P200。低頻度標的刺激に対する波形には,N100 と P200 に加え

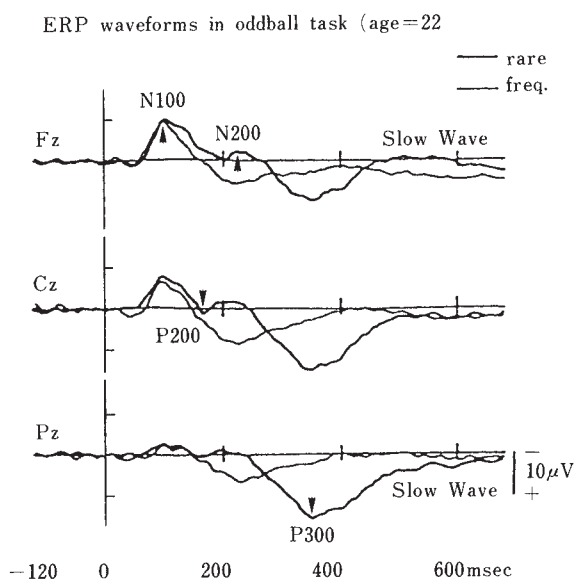


図1 オドボール課題で得られたP300を中心とした事象関連進電位

て、N200とP300, Slow Wave (SW)が認められる(図1)。P300は刺激後250から500 msecに最大の陽性頂点をもち、Pz優位に分布する。

10. 標準値

振幅、潜時などの標準値は、各施設でそこで用いている刺激変数、記録装置を使用して独自にデータを収集すべきである。その時、年齢は特筆すべき要因である。P300頂点潜時は加齢に伴って延長するが、成人においては、およそ1.6 msec/年くらいの割合で延長する。P300の頂点潜時は、認知機能の低下(痴呆症など)の診断に役立つが、その時は年齢と潜時の回帰直線上で、その被検者の年齢で2 SD以内の遅れを正常の限界とするべきであろう。参考までに、各年齢層におけるP300頂点潜時の表を示す(表2)³⁾。

III. CNV(随伴陰性電位, contingent negative variation)

1. 課題: 予期的反応時間課題

S₁-S₂-ボタン押しの予期的反応時間課題を用い、S₂に対してできるだけ速く反応するように、被検者に求める。通常、反応は被検者の利き手で行わせる。この試行を10~20秒の間隔で繰り返し行わせる。

2. S₁-S₂間隔

S₁-S₂間隔は一定とするが、その長さはCNV測定

表2 P300の頂点潜時の典型的標準値³⁾(これらの値は、各施設が使用している刺激変数や記録装置などによって変化するので注意)

Age (years)	Latency (msec)	
	Mean	Normal limit
20	320	360
40	350	390
60	390	425
80	420	460

において最も重要なパラメータである。初期(early) CNVと中期成分と後期(late) CNVの3成分を完全に分離するためには最低4秒間が必要である。しかし、初期CNVと後期CNVとを分離して計測するには、2秒間でも可能であるので、これが実用的な値といえる。

3. 刺激

S₁(予告/警告刺激)には純音(10~100 msec)、またはクリック音などの音刺激、S₂(命令刺激)にはS₁とモダリティを変えた刺激、たとえば視覚刺激が妥当である。S₁に聴覚刺激を用いるのは、①被検者がよそ見をしていた場合でも問題なく被検者に知覚されること、②短時間の視覚刺激では、もしも被検者のまばたきと重なると見落される可能性があること、また、③聴覚刺激の場合には、高振幅のN100がそれによって誘発されるので、記録波形が明瞭になることと(N100頂点の潜時、振幅という情報が得られるので)、テストバッテリーとしての有用性が増すためである。できれば、被検者の反応でS₂を終結させるようにした方がよい。

4. 記録部位

最低でも、正中線上の3部位(Fz, Cz, Pz)と、眼球運動を記録すること。可能であれば、左右の運動野上の部位からも記録されたい。また、トポグラフィ記録は特に有用である。

5. アンプ

理論的には直流増幅がよいが、実際にはかなり面倒なので、交流増幅の方が実用的である。しかし、かなり低い低域遮断周波数を必要とする。S₁-S₂間隔の3~4倍の大きさの時定数を目安にするとうまい。高域は30 Hz(-3 dB)を使用してもよい。

6. 加算処理

大きなEOGの出現した試行を除いて、最低15~20回の加算が必要である。加算期間はS₁前500~200

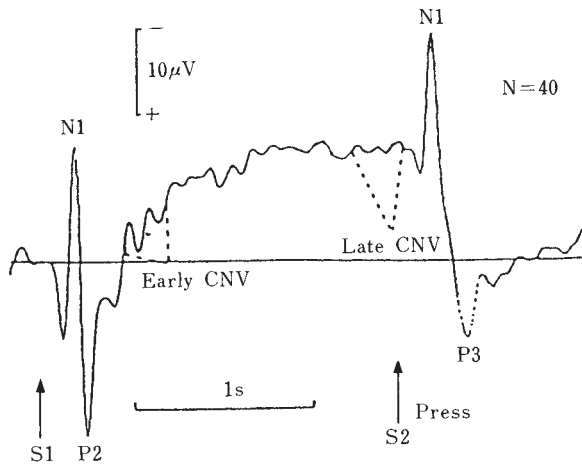


図 2 Cz で記録された随伴陰性変動

msec から、 S_2 後 400~600 msec までとする。 S_2 後の期間をも含めて加算の方が良いが、被検者の中には、どうしてもボタン押しと同時にまばたきをする者が少なからずでてくるので、窮余の策として S_2 の開始時点までの加算でもよい。

7. CNV 成分

初期 CNV は、 S_1 後約 400~800 msec の間に Fz 優勢に、後期 CNV は、 S_2 前 1,000 msec くらいから S_2 提示に向かって、Cz 優位に出現する。いずれも緩徐な陰性電位である(図 2)。これらの CNV 成分の振幅は、 S_1 前の平均電位を基準として、各出現期間中の平均振幅(面積、後期 CNV の場合には、 S_2 提示前 500 msec の平均振幅)が一般に計測される。また、分裂病患者に特異的な現象であるとされている PINV (post imperative negative variation, 命令刺激後陰性変動)を観察するためには、当然のこととして、 S_2 後 1,000 msec までくらい記録することが必要である。

文 献

1) 下河内稔, 一条貞夫, 沖田庸嵩, 佐藤謙助, 柴崎 浩,

中西孝雄, 橋本 勲: 誘発電位測定法に関する委員会報告. 脳波と筋電図 13: 97-104, 1985.

- 2) Stephenson W, Gibbs IB: Electroencephalogram recorded with monopolar recording. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1: 523, 1949.
- 3) IFCN recommended standards for long-latency auditory event-related potentials. Report of an IFCN committee. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 91: 18-20, 1994.
- 4) Gratton G, Coles MGH, Donchin E: A new method for off-line removal of ocular artifact. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 55: 468-484, 1983.
- 5) Brunia CHM, Mocks J, Van den Berg-Lenssen MMC: Removing ocular artifacts while saving contaminated trials. *J Psychophysiol* 3: 2-50, 1989.
- 6) Polich J: Response mode and P300 from auditory stimuli. *Biol Psychol* 25: 61-71, 1987.
- 7) Polich J: P300 development from auditory stimuli. *Psychophysiol* 23: 590-597, 1986.
- 8) Polich J: P300 in clinical applications: meaning, method, and measurement. *Am J EEG Technol* 31: 201-231, 1991.
- 9) 平松謙一, 秋山 優, 福田正人, 斎藤 治, 亀山知道: 課題無関連刺激の P300. 脳波と筋電図 14: 264-272, 1986.
- 10) Ford JM, Pfefferbaum A: Event-related potentials and eyeblink responses in automatic and controlled processing: effects of age. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 78: 361-377, 1991.
- 11) Polich J: Attention, probability, and task demands as determinants of P300 latency from auditory stimuli. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 63: 251-259, 1986.
- 12) Squires NK, Squires KC, Hillyard SA: Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli in man. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 38: 387-401, 1975.
- 13) 投石保広, 松田 俊: 性格と ERP. 臨床脳波 36: 101-105, 1994.
- 14) Naumann E, Huber C, Maier S, et al: The scalp topography of P300 in the visual and auditory modalities: a comparison of three normalization methods and the control of statistical type II error. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 83: 254-264, 1992.