

デジタル脳波の記録・判読指針

日本臨床神経生理学会 ペーパーレス脳波の記録・判読指針小委員会

委員長：池田昭夫（京都大学医学研究科てんかん・運動異常生理学講座）

委員：赤松直樹（国際医療福祉大学福岡保健医療学部）

小林勝弘（岡山大学大学院医歯薬学総合研究科発達神経病態学分野（小児神経科））

酒田あゆみ（九州大学病院検査部）

末永和榮（日本睡眠総合検診協会）

飛松省三（九州大学大学院医学研究院脳神経病研究施設臨床神経生理）

橋本修治（天理よろづ相談所病院白川分院）

松浦雅人（東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究科生命機能情報解析学分野）

協力者：重藤寛史（九州大学大学院医学研究院神経内科学）

寺田清人（静岡てんかん・神経医療センター神経内科）

松本理器（京都大学大学院医学研究科てんかん・運動異常生理学講座）

目次

1) はじめに	23
2) 指針の目的	24
3) 記録の手順と注意点	24
3-1) 総論	24
3-2) 記録時のモニタージュの選択	26
3-3) デジタル脳波計のフィルタ構成とフィルタ条件の選択	31
3-4) 記録の最中の注意点	33
4) 判読の手順と注意点	36
4-1) 総論	36
4-2) モニタージュの選択	39
4-3) フィルタ条件の選択	46
4-4) 総合判定	47
4-5) 報告書作成	47
4-6) 判読時支援用解析ツール	50
5) 各種の病態での注意点と指針	50
5-1) 脳死判定	50
5-2) 体内埋め込み型電気刺激装置	52
5-3) 意識障害患者	53
5-4) 小児	53
6) 添付資料：脳波検査申込書／報告書	56
7) 引用文献	58
8) 参考資料（注：評価が未だ完全に定まっておらず今後検討を要する内容に関しては、参考資料として付記した）	59

1) はじめに

1929年にHans Bergerにより臨床応用された脳波検査は80年の歴史をもつ。当初の60年間のペン書き脳波記録の時代を経て、デジタル脳波が1990年から普及し始めた過去約20年間で、臨床脳波検査上にさまざまな革新的な恩恵をもたらした¹⁻⁶⁾。たとえば、1) ペン書き出力に頼らない記録方法で記録が確実にかつ容易になった、2) 電子媒体でのデータ管理と保管となり画期的に確実に容易となった、3) 判読医の判読方法に変化をもたらしてかつ判読精度の向上をもたらした(一旦記録された脳波を、モニタージュ、感度、フィルタなどを目的に応じて自在に操作できる、データの二次処理で視察以上の検討が可能になった)、4) 教育的ツールとしての有用性が注目された、5) 機器が小型化した、6) インクや紙のコスト、保存のためのコストが削減された、7) データ転送による別室や遠隔地での観察が可能となった、8) ビデオ画像を含むポリグラフ・データの同時記録が容易となり、記録容量も増加した、9) 長期連続記録が可能となった、10) 脳波定量解析が容易となった、などが挙げられる。最近のデジタル脳波システムの国内での普及率もめざましく、関西地区での本学会の関連講習会でのアンケート調査では、完全ペーパーレス脳波10%、ハイブリッド使用型56%、アナログ脳波計21%、両方使用8%と普及してきた⁷⁾。

デジタル脳波システムとしては、本邦ではいわゆる「ハイブリッド脳波計」と称して、脳波データは電子媒体で保存しつつ同時に従前同様に紙書き記録を判読用に提供できるシステムが90年代以降主流となった。「ハイブリッド脳波計」はアナログ脳波システムからデジタル脳波システムへの移行期において、紙媒体での判読医の判読要領を尊重し、かつデジタル脳波判読に必要な判読用端末システムのハードの整備の遅れを補完する長所があった。これは日本特有のシステムであるが、結果的に短所としては、判読用端末システムのハードの整備の遅れが是正されることがなく、さらに本格的なデジタル脳波システムに対してユーザーレベルからの改良点・問題点の提起が鈍化することとなった。以上の状況をふまえて、現状を顧みると、以下のような状況である。

記録においては、ハイブリッド型では、良好なペン

書きの出力状態を機械的に維持する必要があり、またペン書き脳波で判読する施設ならば、ペン書き脳波記録で求められる必要条件とともにデジタル脳波で求められる記録条件の両者を満たす必要があるが、その認識は余り高くない。ハイブリッド型では、紙書き脳波のデータが念のためにバックアップされている程度の認識であり、そのためか実際にデジタル記録データを後日二次利用することは比較的少ないアンケート結果である。(文献7でのハイブリッド脳波システムからの後日再生は、よくある10%、時にある32%、ほとんどない41%)。早晩「ハイブリッド脳波計」もペーパーレス脳波システムに移行するのは時間の問題であろう。一方、デジタル脳波システムでの記録では、文献7で示すアンケート調査では、「モニタージュを固定して記録するようになった」「記録中に条件を変更する必要がなくなり簡単になった」と多くの医師・技師が回答している。「技師も判読医も、デジタル記録の脳波は後でモニタージュ等を際限なく変更できるから、記録時あるいは視察判読開始時に脳波を迅速に最適表示することは重要でない」と誤解している^{8,9)}と指摘される状態が強ク危惧される。

一方判読に関しては、一旦記録された脳波を、モニタージュ・感度・フィルタなどを目的に応じて自在に操作できる、あるいはデータの二次処理で視察以上の検討ができるようになり、かつて紙媒体の脳波判読時に切望されていたことが可能となった。しかしながら、判読技能の向上や効率的な判読過程ひいては判読トレーニング研修過程の向上などが、機器面の革新に応分たりえる状況で向上してきたかは問題である。ペン書き脳波計時代には、紙書き脳波を記録された通りに判読していくしか方法がなく、各モニタージュの特徴(長所、短所)を十分理解した上で、判読時のみならず記録時にもどのモニタージュを選択するかも十分に検討されていた。現在は記録時の表示モニタージュに関わらず、判読者が任意に表示条件を選択できることから、技師が記録時の表示モニタージュで判読する意義を積極的に見出さず、判読者個人がむしろ慣れたモニタージュで判読するという傾向がある。それが高じて判読者間で「得意とする」モニタージュが異なり、ある脳波所見を同じモニタージュで十分に議論できないという事態も実際に起こりつつある。

即ち、デジタル脳波のハード面の恩恵を判読医・検査技師サイドが十分に活かしきれているかということ、現時点で再度評価して、そのための効率的な指針を提供することが重要な時期となっている。特に、脳波の専門医・専門技術師よりも、むしろ脳波の初学者や脳波研修中の医師・技術師が教育的ツールとしてデジタル脳波システムを効率よく活用するには極めて重要である。米国でも、このようなむしろ初学者を意識した、自己学習の効率も考慮したデジタル脳波の記録・判読の指針はない（文献10での議論）。今の時点で臨床脳波の人材育成にも直結する本問題の改善に方策を立てなければ、脳波記録施設と判読施設は今後さらに限られてきて、近い将来に大きな問題となることが懸念される。換言すれば、デジタル脳波システムで、判読医は増えたか？脳波が有効に臨床で利用されているか？という問題点を今後解決できるかに直結する。また“EEG is one of the most abused investigations in clinical medicine (Chadwick, Lancet, 1990)”¹¹⁾と揶揄された時期を経てデジタル脳波時代になったが、果たしてこの指摘が解決されたかという問題とともに、今後デジタル脳波システムでの臨床脳波の基盤を整備する必要がある。

我々は、「デジタル脳波計」というスーパーカーを手に入れた。アクセル加速・ブレーキ・乗り心地・室内装備などすべて（デジタル脳波のハード面）は優れているが、自分で運転して目的地に速く、安全に、快適に、高い燃費効率でたどり着く（正しく効率的に脳波判読を行う・脳波記録を行う）には、運転マニュアル・ナビゲーター・車の特徴など、うまく運転するためのノウハウ（今回の指針）が必要である。ベテランドライバー（脳波の専門医、専門技術師）にこのような指針は必要ではないが、特に、運転免許取り立ての初心者（脳波の初学者、脳波研修中の医師）は運転がうまくなるためには、このような指針があれば、自己学習をすることが可能となる。なお、上記の内容は本学会学術大会で討論され¹²⁾、本指針を作成する経緯となった。

2) 指針の目的

アナログ脳波計時代に一旦確立されていた記録と判読手順をもとにして^{4,13)}、デジタル脳波が普及した現在

において、現状に即した指針として、1) アナログ脳波とデジタル脳波に共通する重要事項の再確認、2) デジタル脳波に特徴的な重要事項、3) デジタル脳波として今後解決検討されるべき事項、などに主眼をおいて解説した。具体的には、記録、判読（報告書作成を含む）、脳死・体内埋め込み型電気刺激装置などの特殊な状況での注意点、について、順に提示した。また本指針では、具体例の脳波波形の実例をできるだけ多く提示して、具体的な理解が深まることを目指した。

3) 記録の手順と注意点

サマリーコメント

検査技師の役割としては、1) 記録後に二次処理可能となる質の高い生体信号をデジタル記録することと同時に、2) 従来のアナログ脳波記録時と同様に、患者の状況に応じて適切なコメントの記録入力、患者への指示、記録中に脳波の表示条件を適切に維持することの2点が求められる。1) のためには実波形（＝記録されたままの波形）あるいはそれに近い波形を記録中にモニターすることにより、記録データの質を担保できる（もし従前の紙書き脳波での波形表示以上に二次処理した波形で記録中に表示モニターするとこれを容易に担保できない）。2) については記録中に記録技師は自ら記録しながら脳波所見と病態を実時間で把握することができ、さらに記録後に脳波判読医は記録技師の記録中のその状態を追体験しながら、適切かつ効率よく判読を進めることができる。2) に関しては次項の判読の手順と注意点のサマリーも同様に参照されたい。

3-1) 総論

アナログ脳波計による紙記録やデジタル脳波計による電子媒体記録で、共通していることは脳波を判定しながら記録をすることである。そのための必須条件は基礎律動を測定するための十分な意識水準の確保、正確な賦活、アーチファクト対策である。異常波形が出現した場合には前者はその波形が強調される誘導や局在を決定する誘導に切り替えていたが、後者は異常の内容のイベントマークを挿入して、記録後にリモニターで確認している。

基本的内容

アナログ脳波計は記録素子（チャンネル）ごとに増幅器があり、較正（calibration）と biocalibration (bio-

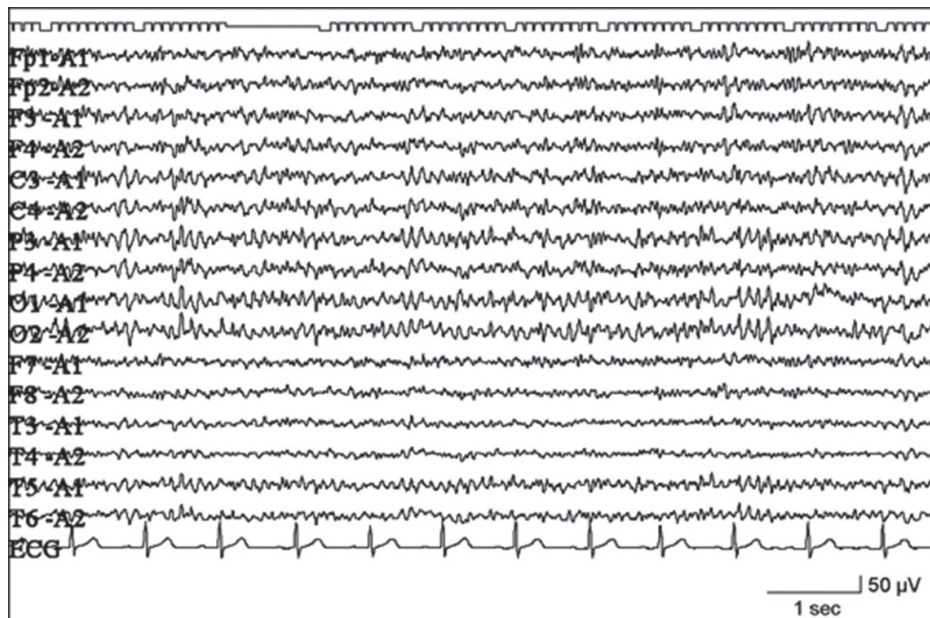


図 3-1-1a P4 の増幅器の故障 (文献 14 より引用)
P4-A2 には C3, C4 の平均電位が描かれる基準誘導では分からない。

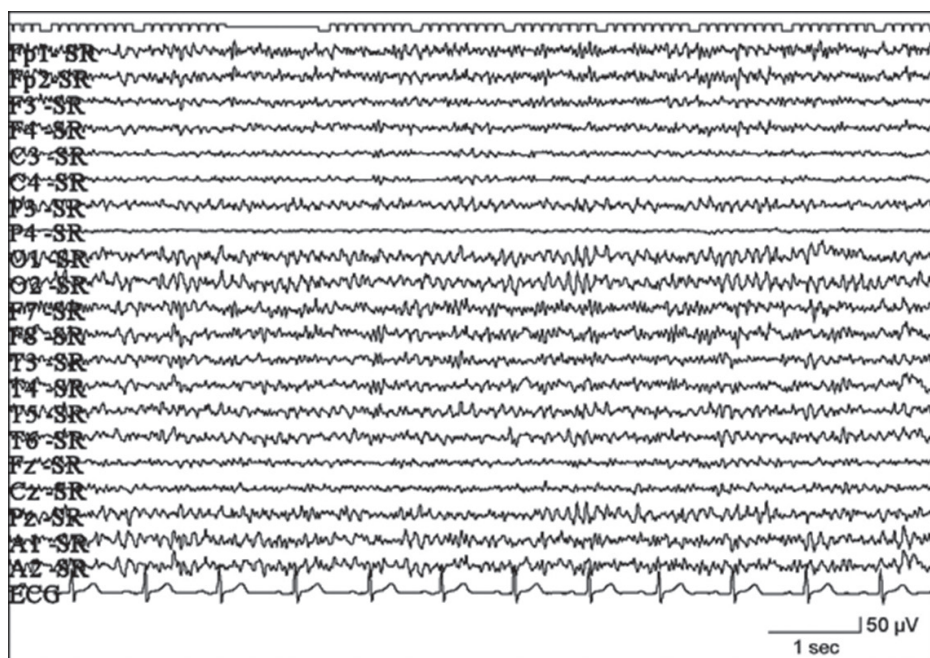


図 3-1-1b システムリファレンス誘導 (文献 14 より引用)

システムリファレンス誘導ではじめて P4 の増幅器の故障が確認できた。ちなみに A1-Ref, A2-Ref にも律動がみられるが、これはシステムリファレンス電位いわゆる C3, C4 の平均電位で図 3-1-1a の P4-A2 の誘導と正負反転したのと同じである。なお、Ref は $(C3+C4)/2$ であるため C3, C4, Fz, Cz には同じ波形成分があり、電極の距離が近いので振幅が低くなっている。

cal.) を描くことで、記録条件の均一性を確認していたが、デジタル脳波計は電極の数だけ増幅器があり、その増幅器の基準はシステムリファレンスで、機種により例えば C3, C4 の平均電位, Cz, A1 などが用い

られている。なお、デジタル脳波計における較正波形は増幅器や A/D 変換器を経由せず、コンピュータ内で生成されているため、増幅器が故障していても較正波形は描けてしまう。そこで増幅器の故障を調べるた

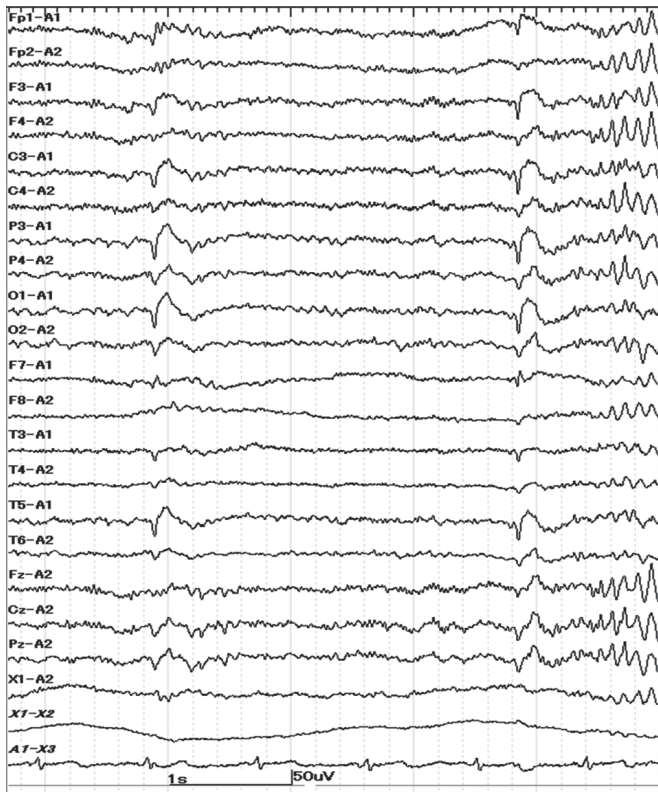


図 3-2-1 耳朶基準電極導出 (原図)

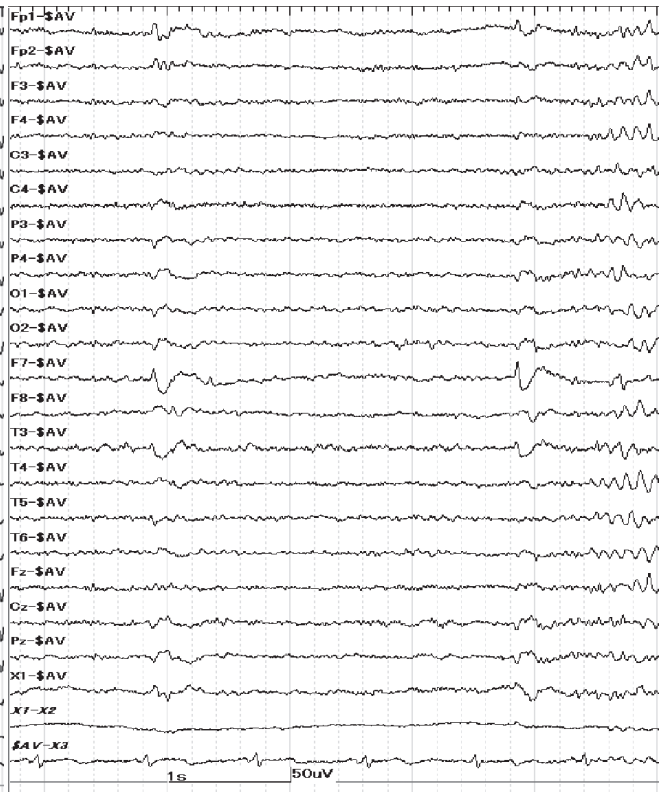


図 3-2-2 平均電位基準導出 (原図)

めに、当学会の「改訂臨床脳波検査基準 2002」第 1 部臨床脳波検査の一般的事項、D 記録の実施、D-3 記録の点検の項で耳朶を含む頭皮上のすべての電極で記録の最初にシステムリファレンス誘導で 10 秒以上記録するとした (アナログ脳波計での biocal. とほぼ同等の意義をもつ)¹³⁾。

基本的内容

一般的な同側基準誘導で最後まで記録するのは多くの情報を見逃す結果となる。なぜならば、この誘導では側頭部の波形が耳朶に波及した場合には打ち消しあって、気付かないのである。そのためには基準誘導に T3-T4, A1-A2 の双極誘導を追加して側頭部の情報が確認できれば、この誘導でモニターを変えする必要が無く、はっきりとした異常波形や T3-T4, A1-A2 誘導に異常が見られたときはその場所をモニターで縦列双極誘導、平均電位基準法 (average reference: AV)、発生源導出 (Source Derivation: SD) 法等で見直せば判定精度が上昇する¹⁴⁾。

高度な内容

デジタル脳波計のすべての電極情報はシステムリ

ファレンスを基準とした電位信号をデジタル化したもので、誘導やフィルタリングはコンピュータのデジタル信号処理部 (Digital signal processor: DSP) で演算処理される。このように電極情報にはシステムリファレンス電位 (Ref) が加味されているので、誘導から増幅器の故障を発見することは難しい。P4 の増幅器の故障を例にとると P4 の基準誘導は $(P4-Ref)-(A2-Ref) = P4-A2$ となるが、P4 の増幅器の故障のため P4 の電極情報 (P4-Ref) は 0 V となり、G2 側の A2-Ref が残ってしまう。A2 の電位を 0 とすると、システムリファレンスに C3 と C4 の平均電位を用いるシステムでは Ref は $(C3+C4)/2$ であるから、C3, C4 の平均電位が描かれることになり、増幅器の故障を見つけるのは困難である (図 3-1-1)。

3-2) 記録時のモニター・選択

基準電極導出モニター (いわゆる単極導出モニター) および双極導出モニターを併用する。双極導出モニターには縦 (前後) 方向および横 (左右) 方向の連結双極モニターが含まなければならない。本学会提案の「標準モニター」を使用あ

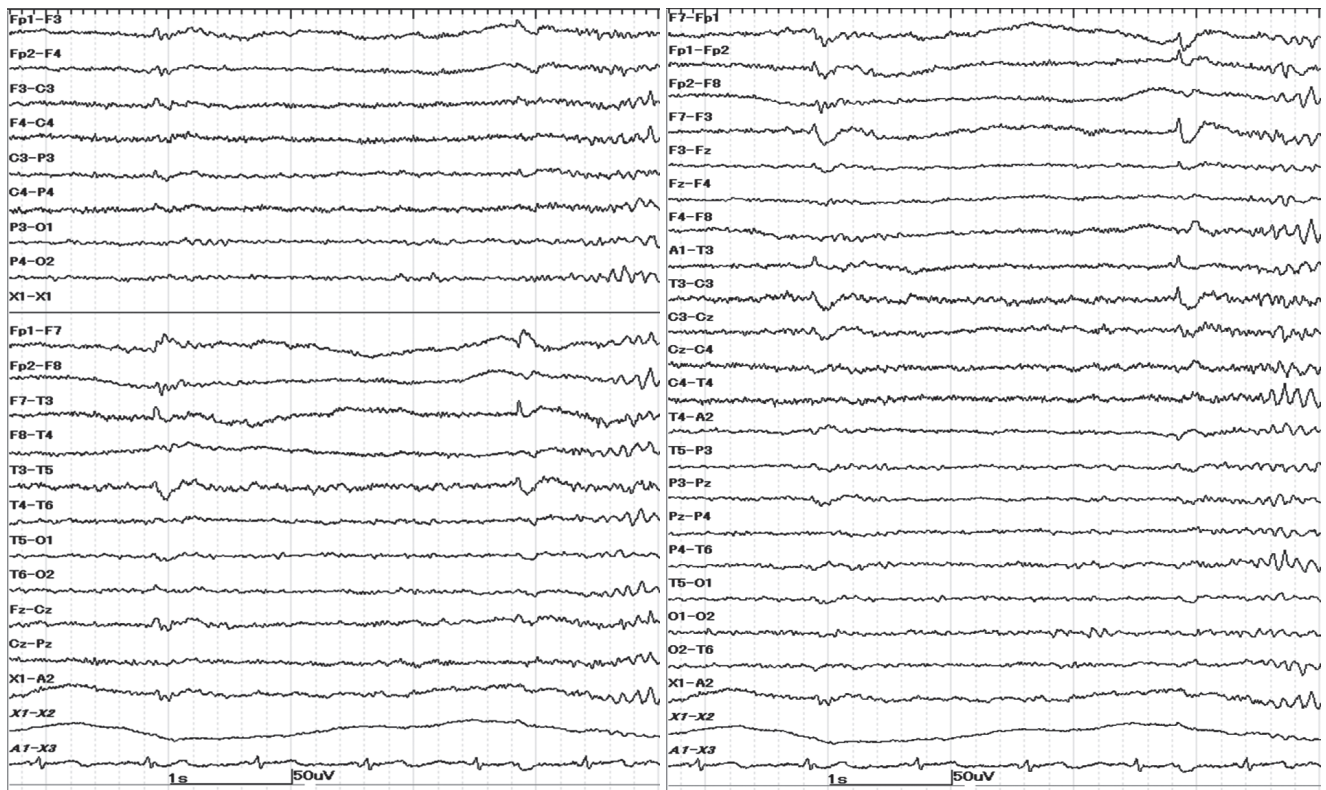


図 3-2-3 双極導出(左図：縦列連結双極導出，右図：横行連結双極導出)(原図)

るいはアメリカ臨床神経生理学会推奨のモニタージュを参考にすることが望ましい。

基本的内容：両耳朶基準電極導出

通常両側耳朶または乳様突起に基準電極を置き、左半球上の探查電極には左耳朶を、右半球上の電極には右耳朶を基準として用いる。基準電極に対する各探查電極の下にある電位変動を記録できる。徐波や棘波(spike)がみられた場合、最高電位の場所に局在していると見なしてよい。ただし基準電極も電位的にゼロはないため「基準電極の活性化」が生じる。電位の高い棘波などが耳朶付近の側頭部に出現すると耳朶電極も電位をもつことになり、耳朶付近の電極との電位差が低い、または極性が反転した波形が得られてしまう。このような場合には必ず双極導出記録を行い対比する。耳朶の活性化がある場合は活性化していない側の耳朶だけを基準に、または平均電位基準法を利用すると最高電位の場所が見出しやすい場合がある(図 3-2-1, 3-2-2)。

高度な内容：①両耳朶連結電極と②両耳朶平均電極
両者とも、同側耳朶を基準とした通常の単極導出記

録において、心電図が多量に混入したとき、心電図混入の軽減を目的として使用される電極である。モニタージュとして言えば、どちらも耳朶基準の単極導出法で用いられる。

①両耳朶連結電極：左右の耳朶(A1, A2)を導線で物理(ハード)的に短絡した電極である。こうすることによって、A1とA2間の電位差はなくなり両者は同じ電位を示すことになる。この電極による心電図除去法は、従来からアナログ脳波計において用いられてきた。

②両耳朶平均電極：デジタル脳波計では、A1の電位とA2の電位を別々に計測しておいて、その平均電位 $((A1 \text{ 電位} + A2 \text{ 電位})/2)$ を計算によってもとめることができる。この「計算された平均電位」値をもつ電極(両耳朶平均電極)を基準電位として耳朶基準導出記録を行う。この方法によって、①と同様に心電図の混入をかなり効果的に除去できる。

現在市販されているデジタル脳波計には、①と②の両方を装備している機種が存在するが、両者には以下のような相違があり、使用にあたって注意が必要である。脳波記録時に①の電極を用いるとA1とA2がハー

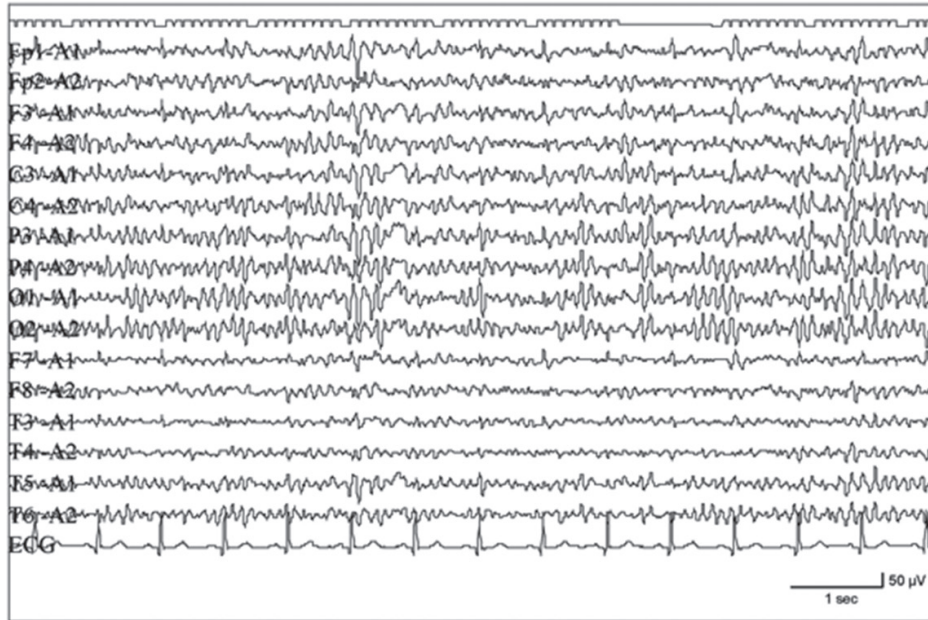


図 3-2-4a 同側基準誘導, 52 歳女性 (原図)

同側基準誘導では耳朶の活性による下向きの波形が α 波に紛れている。



図 3-2-4b 同側基準誘導に T3-T4, A1-A2 誘導を追加 (原図)

T3-T4, A1-A2 誘導で Wicket spike が確認された。

下的に同じ電位となるため、判読時にリモンタージュを行って A1 と A2 の電位を別々に取り出すことができない。一方、②ではリモンタージュによってそれぞれの電位を取り出すことができる。したがって、デジタル脳波計において心電図が多量に混入してくるときは、

はじめに②の電極を用いることが推奨される。②による記録で心電図を十分除去できないときは、①による記録を試みる価値はあるが、①の電極のみを用いてすべての耳朶基準導出記録を行うことは推奨されない。

なお、①と②の表示は、機種によって異なると思わ

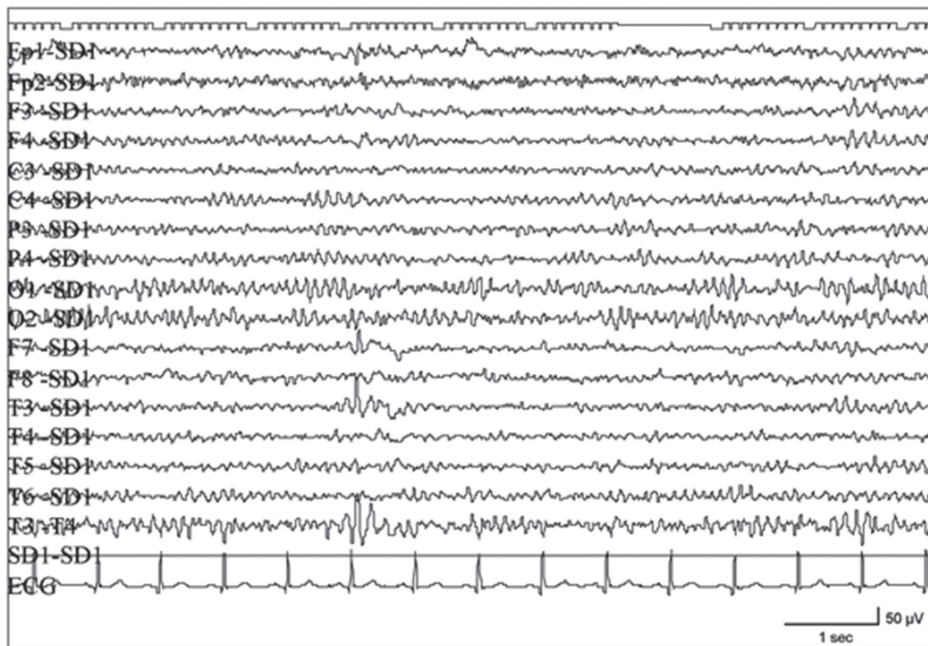


図 3-2-4c SD 法 (原図)

SD 法で F7, T3 に Wicket spike が顕著になった。

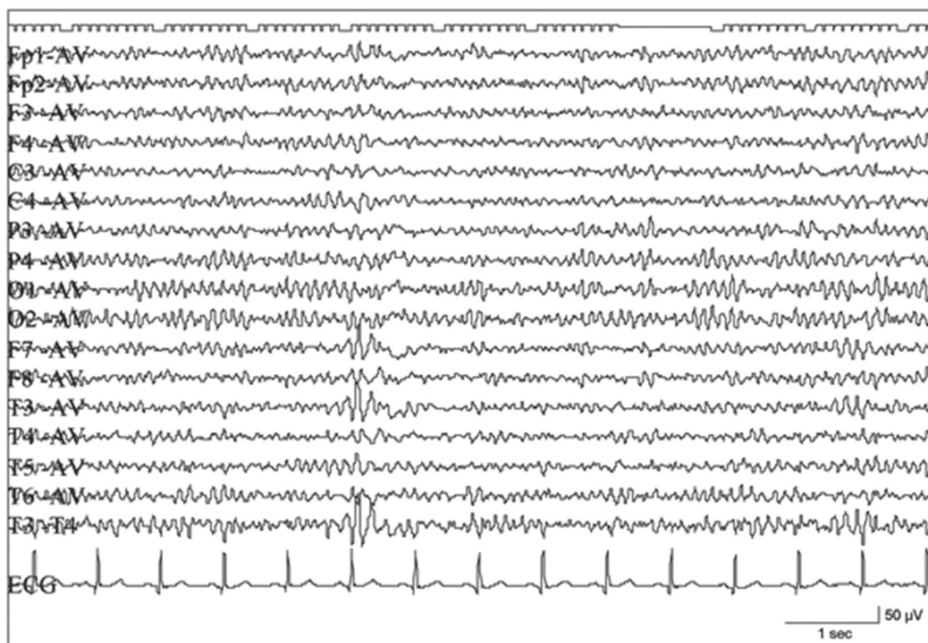


図 3-2-4d AV 誘導 (原図)

本誘導はアナログ脳波計にも標準装備されているので、棘波の検出に有用である。

れるが、現時点において国内で普及している機種では、脳波記録時の Reference 選択メニュー (Ref) において「A1+A2」を選択することで①の電極を選択でき、「Aav」を選択することで②の電極を選択できる。当然のことであるが、脳波記録時には、Reference 選択メ

ニュー (Ref) に「A1+A2」と「Aav」両方の表示ができてそれぞれを選択できる。脳波判読時には「A1+A2」の表示はでてこない。

基本的内容：双極導出 (縦連結・横連結)

頭皮上 2 個の探查電極を脳波計の G1(-), G2(+)

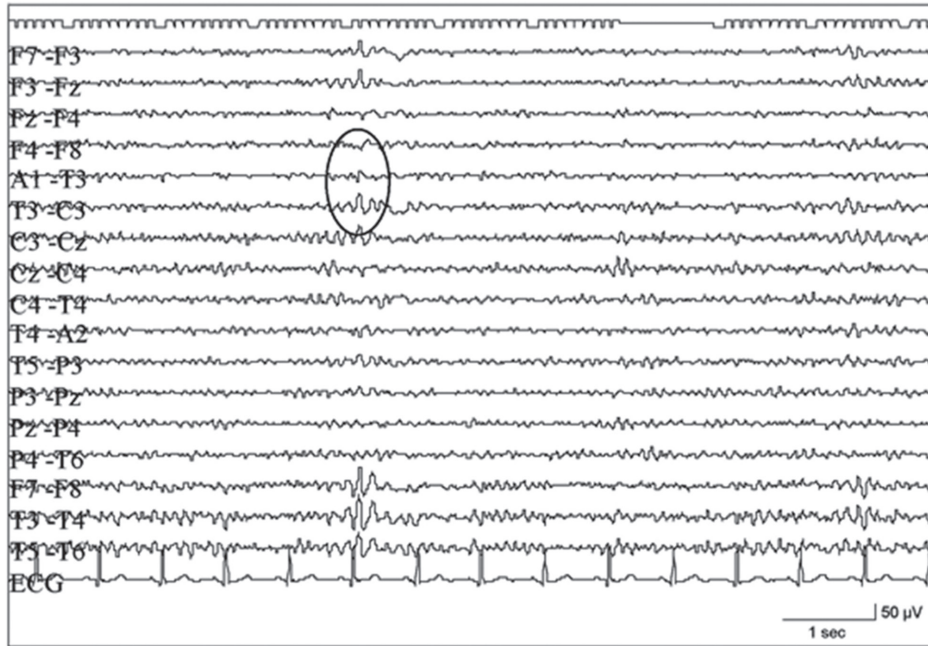


図 3-2-4e 横列双極誘導 (原図)

T3 で陰性位相逆転を示す (楕円)。

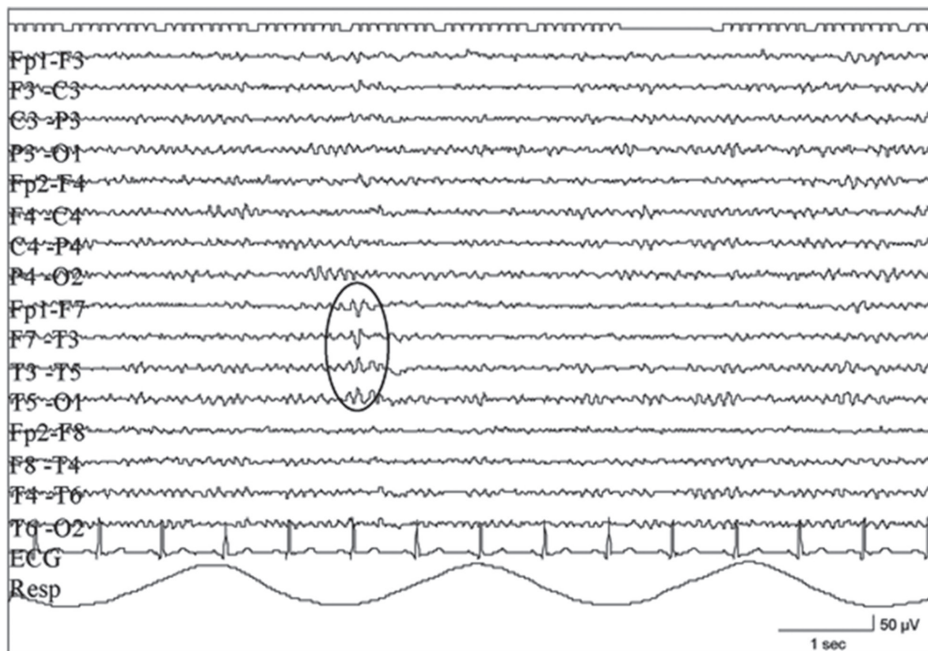


図 3-2-4f 縦列双極誘導 (原図)

T3 で陰性位相逆転を示す (楕円)。

に入力して電極間の電位差 (相対振幅) をみる。近接する電極を順次連結して記録することが一般的である。2つの電極間電位差をみるので位相の逆転 (phase reversal) により局在性の異常を見出しやすい利点がある。ただし、2つの電極間の電位差が小さいと振幅

が低下し、平坦にみえることがあるが、これは2つの電極電位がほぼ等しいと判断しなければならない。このような場合は探索電極の電位を基準電極導出法で観察する必要がある。また、1列だけでは局在付けが十分とは言えず、縦に数列、横に数列連結させ、それら

を複合的に観察することで対象とする脳波の局在付け、その広がり判断することができる(図3-2-3)。

基準電極導出法と双極導出法を組み合わせ、その長所と短所を知った上で脳波記録を行う必要がある。また、記録者は判読者がモニターでの組み合わせから背景活動と徐波、棘波などの異常波を区別し、異常波の局在付けが視認しやすいようにモニター選択をしなければならない。

高度な内容：平均電位基準法 (average reference: AV)

全電極の脳波電位から演算処理した平均値を基準とする。耳朶基準の活性化を避ける、脳波異常の局在を明確に示しようという利点がある一方で、どれか一つの電極にアーチファクトなど大きな入力がある場合や、広がりをもった高振幅電位があるとその電位を含んだ平均値が基準となるため、全導出に影響することになり注意を要する(図3-2-2)。

高度な内容：デジタル脳波計での局在の決定

アナログ脳波計で棘波が検出された場合には双極誘導やAV誘導で局在の決定が一般的であるが、デジタル脳波計では発生源導出法(Source Derivation: SD)^{*1}は局在の決定の一方法である。記録後にリモニタージュする場合にはT3-T4, A1-A2に異常を疑わせる波形が認められた場所をSD法¹⁵⁾等の誘導で見直すことで、判定精度が上昇する(図3-2-4 a~f)。

(註)

^{*1} 発生源導出法(Source Derivation: SD, Current Source Density: CSD, Laplacian montage)：記録電極の近傍の4電極の平均電位を基準とする誘導法で、C3を例にとるとその周りの電極の組み合わせの平均電位 $(F3 + T3 + P3 + Cz)/4$ となるが、Fp1, Fp2, O1, O2, Fz, Pzのように端の電極は重み付けをした電極の組み合わせになる。たとえばFp1の基準は $1/3 [Fp2 + F7 + 1/2(F3 + F4)]$ となる。このような計算導出法の不均一を避けるため、拡大10-20法のsub-temporal electrodes (F9-10, T9-10, P9-10など)を追加する案がある。本法は近傍からの波及を抑制できるので、深部からの全般性放電を抑制して、局在波形が顕著になる。しかし、狭い範囲での平均基準誘導になるために描かれる α 波の振幅が基準誘導のほぼ1/2に減衰する。そのため感度を2倍にすることで、基準誘導と同等になる。これ以外にも、HjorthやSurface Spline Laplacianの方法がある。

3-3) デジタル脳波計のフィルタ構成とフィルタ条件の選択

基本的内容：フィルタ構成

デジタル脳波計のフィルタは、3種類に区別できる。

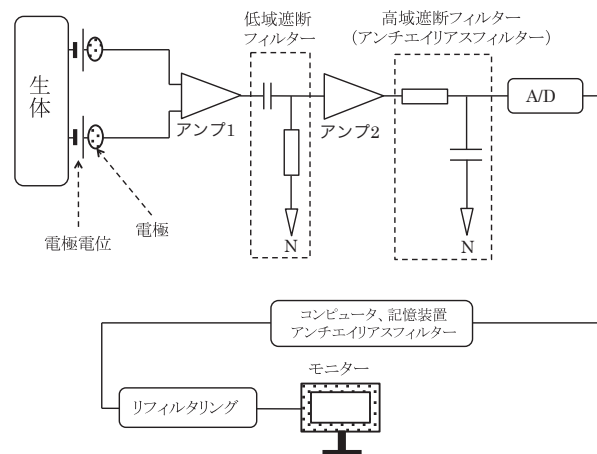


図3-3-1 抵抗とコンデンサーからなるアナログフィルタ(文献16から引用)

初期段階でのフィルタ(=ハードウェアフィルタ)と、A/D変換後の再生時のリフィルタリングの関係。電極電位は便宜的に生体側陰性の電池で表した。A/D変換後にダウンサンプリングする場合、アンチエイリアシングフィルタが必要になる(サンプリング周波数に応じて自動的に設定される機種が多い)。

(1) A/D変換前に組み込まれているアナログフィルタ、(2) A/D変換後にデータをハードディスクに保存する際に機能する高域遮断デジタルフィルタ、(3)判読時にリフィルタリングを可能にするデジタルフィルタである(図3-3-1)。(1)と(3)には低域遮断フィルタ^{*2}と高域遮断フィルタ^{*3}の2種類が存在する。(1)、(2)は脳波の記録・保存時、(3)は脳波の表示・判読時に作動/使用する。

(1)の低域遮断フィルタは脳波記録時に作動するフィルタであるが、再生時にリフィルタリングが可能となるように、多くの場合、2秒あるいは10秒といった長い時定数に設定されている。時定数が2種類ある機種では、記録前に2秒か10秒か検者が選択できる。通常の脳波記録ではドリフトを抑えるために時定数2秒が用いられるが、電気皮膚反応(GSR)、眼球運動、事象関連電位等を記録する場合には10秒に変更する必要がある。

(1)の高域遮断フィルタはA/D変換に際し生じるエイリアシングノイズを除去する目的で挿入されている(アンチエイリアシングフィルタ)。例えば、一般的に用いられている脳波計では、脳波記録時のサンプリングレート(サンプリング周波数)が1000Hzになっているものがある。この際、入力信号は、300Hzの高域遮断アナログフィルタを通過させた後で、A/D

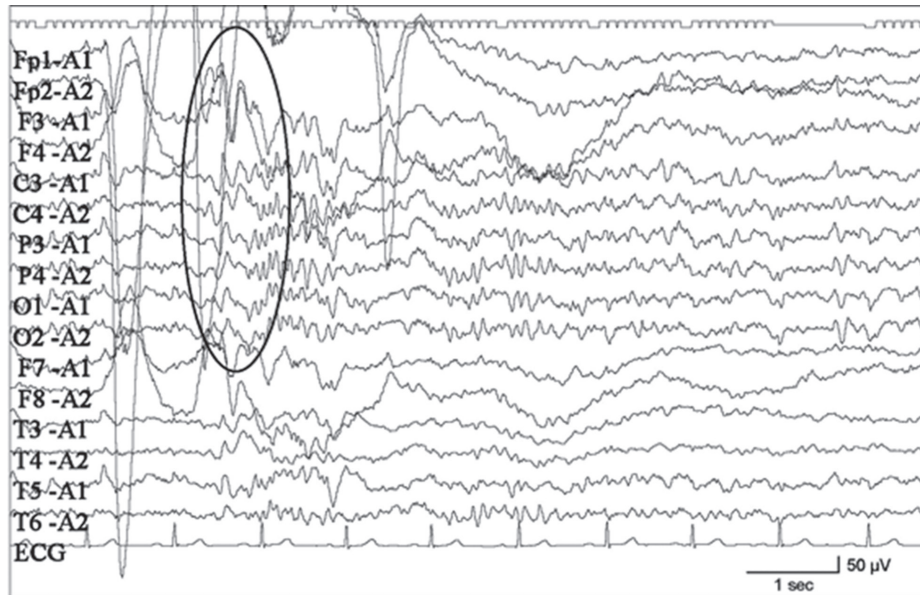


図 3-3-2a LCF 0.5 Hz, HCF 60 Hz (文献 14 から引用)

楕円の中に棘波が出現している。

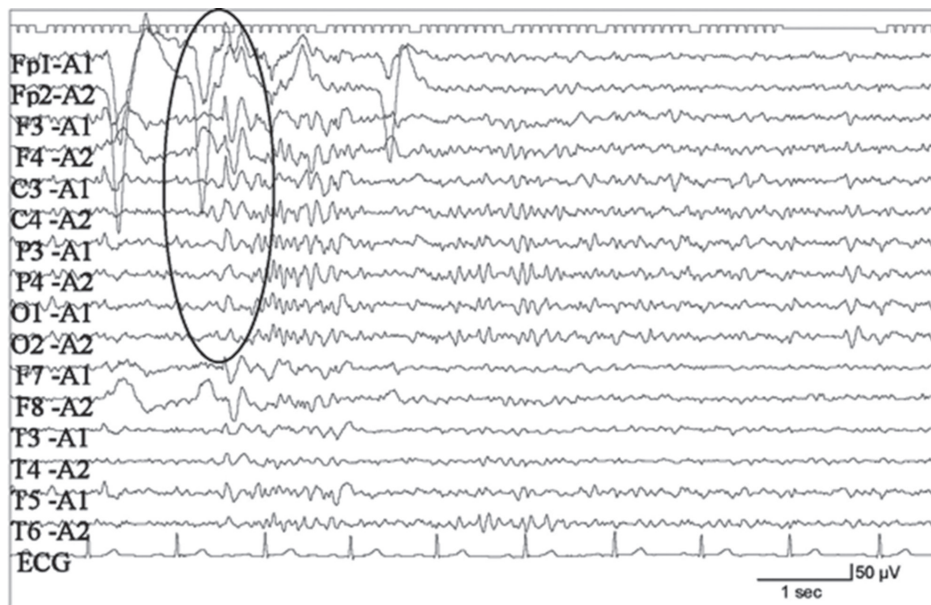


図 3-3-2b LCF 5.0 Hz, HCF 60 Hz (文献 14 から引用)

楕円の中に棘波が認められた (註: 一般に, 時定数を短くすれば (=LCF を大きくすれば) 徐波の振幅が小さくなる以外に, 波形があたかも微分されるため波形自体が変化して, 尖っていない波形も尖ってみえてきて棘波様に変化する場合もある。このような場合, 時定数は変えずに, アーチファクトを含む表示波形を消して, 検証したい波形がみえるようにする方法も考慮する)。

変換するように設計されている。その理由は, サンプル周波数 1000 Hz で A/D 変換するとき, 500 Hz (ナイキスト周波数) 以上の高周波成分が発生させるエイリアシングノイズを除去するためである。しかし, 500 Hz の高域遮断アナログフィルタでは, 500 Hz 以上の波形を完全には除去できない。そこで 500

Hz 以上の波形をより完全に除去するために, 入力信号を 300 Hz の高域遮断アナログフィルタを通過させた後で, A/D 変換する構造となっている。この高域遮断周波数は変更できない。

(2) のフィルタは以下のようなものである。1000 Hz でサンプリングされたデータは, 一時的にコンピュー

タ内に蓄えられているが、これをハードディスクに保存する際に、例えば200 Hzあるいは500 Hzなどに間引いて保存する(リサンプリング)*4。機種により間引く周波数は選択できる。この際、間引く前に高域遮断デジタルフィルタが入る。200 Hzに間引くことは200 Hzでサンプリングすることに等しいので、100 Hz以上の周波数に由来するエイリアシングノイズを防ぐために、機種により60 Hzの高域遮断フィルタが入る。500 Hzの場合は120 Hzの高域遮断フィルタが入る。これらも機能としていえばアンチエイリアシングフィルタである。(この高域遮断フィルタは、コンピュータでソフト的に作られるデジタルフィルタであるが、周波数特性はアナログフィルタに似せたものとなっている。このフィルタも設定を変更できない。)

(3)のフィルタは脳波記録後の再生・判読時のリフィルタリングに用いられる。脳波を再生するときは、ハードディスクに格納されたデータを読み出して判読することになる。このデータの低域遮断周波数は、記録時に設定された時定数で決まる。2秒では0.08 Hz、10秒では0.016 Hz以下の周波数が遮断される。

また、データの高域遮断周波数は、機種により200 Hzにリサンプリングした場合は60 Hzであり、500 Hzのときは120 Hzである。これらの値を上限として、脳波記録後のリフィルタリングが可能となっている。このリフィルタリングはソフト的にデジタルフィルタを介して行われるが、周波数特性はアナログフィルタに似せたものとなっている。このほか、脳波判読時には、交流除去フィルタ(ACF, Notch Filter)やラピッドフィルタ(RPD)、ECGフィルタなどを設定できるが、これらもコンピュータによるソフト的なデジタルフィルタである。

脳波表示のフィルタの設定は低域遮断フィルタ0.5 Hz(時定数0.3秒)で高域遮断フィルタは60 Hzが推奨されているが、被検者の状態や記録環境に対応して任意に変更すべきである。例えば棘波を目的とした記録で好発する入眠期には発汗によるドリフト(基線の動揺)で見難いことがある。そのような場合には低域遮断フィルタ(LCF)を1.5 Hzに変更するが、それでもドリフトを抑制できない場合には更に周波数を上げて、棘波が認識できる水準で判読する必要がある(図3-3-2)。

(註)

*2 (1)のA/D変換前の低域遮断フィルタ(ハードウェアフィルタ):脳波の直流電位成分を除去し、脳波計への信号の過大入力抑制するもので、機種により、時定数0.3秒、2秒、5秒、10秒などに設定される。

*3 (1)のA/D変換前の高域遮断フィルタ(ハードウェアフィルタ):A/D変換器のサンプリング周波数で決まる高域遮断フィルタで、サンプリング周波数の1/5~1/3程度の周波数に設定される。サンプリング周波数が1000 Hzの場合で300 Hzのアンチエイリアシングフィルタが自動的に設定されるので、300 Hz以上の信号は減衰する。なお、機種によっては記録時よりも低いサンプリング周波数でデータを保管するため、例えばデータを保管する際のリサンプリングでサンプリング周波数が500 Hzでは250 Hzより低い遮断周波数のアンチエイリアシングフィルタ、サンプリング周波数が200 Hzでは100 Hzより低い遮断周波数のアンチエイリアシングフィルタでデジタル処理によりダウンサンプリングされる。

*4 (2)のA/D変換後のリサンプリング:当学会が推奨するリサンプリング周波数は500 Hzである。

高域遮断フィルタ(HCF)15 Hzは筋電図が β 波のようにみえることがあるので、必要に応じてどうしても使わなければならない場合には、時折HCF 60 Hzに切り替えて筋電図混入の状態を把握する。ACフィルタは記録開始時には必ずoffにしておかなければならない。常にonにしておくで電極の装着不良や付け忘れが気付かれないことがある。

高度な内容

初期段階(A/D変換前)のハード時定数は過大入力信号(電極電位、あるいは入力信号の大きな直流電位等)を抑制するもので、時定数0.3秒、2秒、5秒、10秒などが機種により装備されている。眼球運動や呼吸曲線などを記録する場合には時定数10秒に設定する必要があるが、脳波には発汗等のドリフトの影響が目立つことになる。また、アンチエイリアシングフィルタは記録時に1000 Hzでサンプリングすると、機種によっては自動的に300 Hzの高域遮断フィルタが掛かるので、高域の周波数特性は300 Hzになるが、リサンプリングの場合にはサンプリング周波数が200 Hzでは60 Hzの、500 Hzでは120 Hzの高域遮断フィルタが掛かる。

3-4) 記録の最中の注意点

基本的内容:デジタル脳波計記録のための基礎知識
記録前

■システムリファレンス

デジタル脳波計では電極接続箱のG1(-)端子には各電極端子が、G2(+)端子には共通電極を接続する。

この共通端子をシステムリファレンスと呼び、C3, C4の平均電位, Cz, A1 電極などが使用されている。使用する機種によりどの電極をシステムリファレンスにしているか確認する必要がある。システムリファレンスを基準とした測定により、リモニタージュが可能になる。

■ニュートラル電極 (シグナルアース)

フローティング入力方式の脳波計ではボディアースは大地への接続とは無関係であり、差動増幅器を機能させるための基準点 (中性点) である。アナログ脳波計と同様に被検者の前額部にとる。直接接地 (アース) と接続してはならない。脳波計では Z や E の入力端子があり、機種で表示が異なる。

■サンプリング周波数

デジタル脳波計では波形の歪みを軽減するため A/D 変換前の前処理としてアンチエイリアシングフィルタが設定されており、サンプリング周波数の約 1/3 周波数までがほぼ正確に描画および保存される。脳波の速波成分 (β , γ 波帯域) と、脳波中にアーチファクトとして混入する筋電図波形を区別するため、通常保存時のサンプリング周波数を 200 Hz 以上に設定する。

■電極インピーダンス

デジタル脳波計ではニュートラル電極 (Z 電極など)、耳朶電極 (A1, A2)、システムリファレンス電極 (C3, C4 など) 等、機種により決まった電極を介して測定するため、必ずこれらの電極が装着されなければならない。また、これらの電極を適正に装着してから測定すべきである。

■較正記録

記録の最初と最後には標準感度 50 μ V/5 mm, 標準時定数 0.3 秒, 高域遮断フィルタ 60 Hz または 120 Hz の状態で標準較正波形を記録する。記録中変更あればその都度、または記録の最後にまとめてすべての条件での波形を記録する。(前者の必要性は、アナログ脳波計と同様に、デジタル脳波計においても変更された表示フィルタと感度を担保する意義がある。)

■記録の点検

電極単位ごとの増幅器点検のため、システムリファレンス電極を基準とした誘導 (オリジナルデータ) を頭皮上の全電極部位について記録する。システムリファレンスの妥当性を確認することになる。

記録中

従来のアナログ脳波記録時と同様に、患者の状況に応じて、適切なコメントの記録入力、患者への指示、記録中脳波の表示条件を適切に維持することが肝要である。記録中に記録技師は自ら記録しながら脳波所見と病態を実時間で把握することができ、さらに記録後に脳波判読医は、記録技師の記録中のその状態を追体験しながら、適切かつ効率よく判読を進めることができる。

■記録時間

モニタージュごとに少なくとも 2 分間程度の連続記録を行う。主要なモニタージュについては 1 回以上の開閉眼を行うことが望ましい。全体として 30 分以上を目安とし必要に応じて増減する。最初に睡眠記録で記録開始した場合でも可能な限り覚醒時記録を省略すべきでない。賦活効果判定のため過呼吸開始直前に 1 分程度同一モニタージュで安静覚醒記録を行い、終了後は 2 分程度記録を続ける。

脳波以外の生体情報を得るために、ポリグラフ記録を行う。心電図、眼球運動、表面筋電図、呼吸曲線などである。視認しやすいようにチャンネルごとに色を変えて波形を描画することも可能である。

■記録時の表示条件

記録中にアーチファクトが混入し、脳波の判読に支障を来すと考えられる場合に表示条件を変更することができる。また保存後に条件を変えて再生することも可能である (リフィルタリング機能)。ここで言及する以下のフィルタおよび感度は、基本的に表示機能であって、記録者が波形をモニターしやすくするために設定することになる。記録フィルタは図 3-3-1 というハードウェアフィルタで、記録中には固定されている。一方、アナログ脳波計では、記録時の設定でしか判読できなかったが、デジタル脳波計では、記録時のハードウェアフィルタの設定とは関係なく、判読時にリフィルタできる。

■低域遮断フィルタ

通常デジタル脳波記録では 0.5 Hz 以上の波形を正確に描画する必要があるため一般的に時定数 0.3 秒を用いることが多いが、呼吸や発汗による基線の揺れなど周波数が 0.5 Hz よりも遅い成分が混入する場合に時定数を 0.1 秒へ変更し判読しやすくすることができ

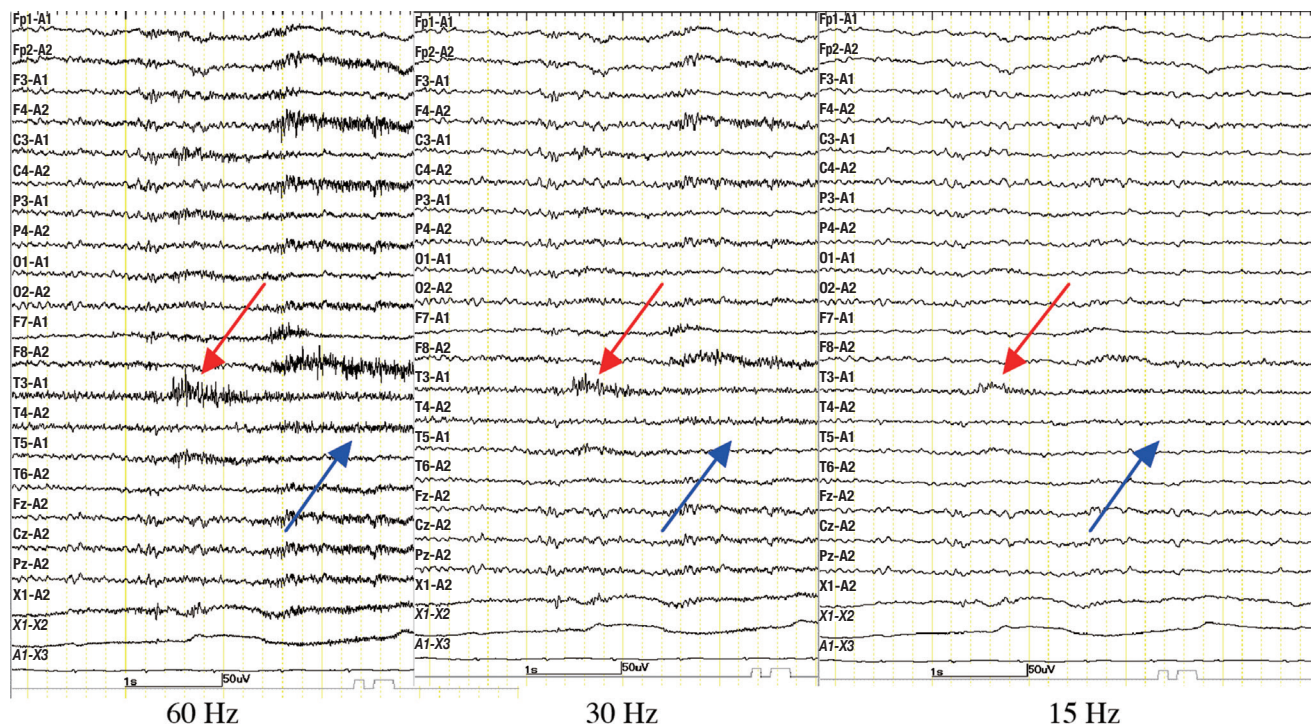


図 3-4-1 高域遮断フィルタによる波形変化 (原図)

高域遮断フィルタ 60 Hz の場合、筋電図と判断できる成分がみられる。

30 Hz では T3-A1 (赤矢印)、T4-A2 (青矢印) の導出で筋電図の振幅低減し、全導出で α 波、 β 波が多く出現しているようにみえる。

15 Hz にするとさらに振幅低減し、赤矢印部は δ 波に β 波が重畳、青矢印では律動性 β 波が持続しているように見える。このようにフィルタにより波形の歪が生じることでみやすくなるメリットと判読を誤らせるデメリットが共存する。

る。ただし、この場合 1.5 Hz 以下 (δ 帯域) の成分も矮小化されて描画されるため低振幅 δ 波が出現している場合は安易に使用せず、基線の揺れの原因除去を優先すべきである。特殊な分析法を行う場合はこの限りではない。

脳波	0.5 Hz (時定数 0.3 秒)
眼球運動	0.1 Hz (\times 1.5 秒)
筋電図	5.0 Hz (\times 0.03 秒)
心拍数	1.5 Hz (\times 0.1 秒)

(この表の数値は 1 次のバターースフィルタ (Roll off -6 dB/Oct) の場合)

■高域遮断フィルタ

通常 60 Hz または 120 Hz 記録を標準とする。判読に不要な高域信号がみられる際には遮断周波数 60 Hz 使用する。さらに遮断周波数が低いフィルタの使用は波形の歪みから β 波、筋電図、交流雑音などとの区別が付き難いことがある (図 3-4-1)。

■表示感度

標準的な感度を $10 \mu\text{V}/\text{mm}$ ($50 \mu\text{V}/5 \text{mm}$) として、必要に応じて増減することができる。小児など高振幅成分が多い場合は $15 \mu\text{V}/\text{mm}$ ($75 \mu\text{V}/5 \text{mm}$) や $20 \mu\text{V}/\text{mm}$ ($100 \mu\text{V}/\text{mm}$) で表示することが望ましい。

■被検者の観察

記録中は被検者を観察し、各種賦活、体動、発作症状などの異常運動などを観察しながら、諸事象をイベントとして記録する。

記録後

■記録保存

電子媒体での記録保存は真正性、見読性、保存性、プライバシー保護を現行の機種のパフォーマンスに応じて利用者の責任において実施されなければならない。各種メディアの施錠保管、PC やサーバーはデータにアクセスできるユーザーの制限または ID 管理などが必要である。

4) 判読の手順と注意点

サマリーコメント

デジタル脳波判読における基本的な考え方は、アナログ脳波の時と変わらない。しかしながら、判読において、モニタージュの選択、フィルタ、振幅の選択は判読者が自由に選択できるが、逆に選択肢が広がりすぎるために、その原則が必要となる。

以下に判読時の考え方の基本を示す。

基本的内容：脳波判読の基本

1) 脳波の記録時は適宜患者を観察しながら脳波技師が状況に応じて適切な記録が表示できるように、表示波形の条件を変更して対応することが期待される。またアナログ脳波と同じように、表示モニタージュを双極導出および基準導出を組み合わせながら適宜変更して記録する。それに応じる形で判読者はまず最初に記録時に表示された条件通りで、記録状態を追体験することを原則として判読を進める。その過程で明らかに変更を要する事態があれば、その部分に限って適切なモニタージュ条件を選択する。その後、問題点と考えられる異常所見を良好に抽出するために、適切なモニタージュや条件を使用して全体を再度俯瞰する。その際必ず各モニタージュ（双極および基準導出等）には利点と欠点があることを理解して、少なくとも一種類のモニタージュのみで判読を終了しないように心がける。

2) 記録全体を通してモニタージュの表示条件がほぼ一定である場合は、

2-1) 上記の1)の原則に則り、記録時に表示された条件で記録状態を追体験することを原則として判読を進める。以降も1)と同様。

2-2) あるいは、あるモニタージュを適宜選択してそれを主体に判読を進め、中途に問題があれば他のモニタージュに変更する。その後、相補的なモニタージュを選択して再度全体を俯瞰することにより、1種類目のモニタージュでの判読の欠点を必ず補う。

各種モニタージュの利点と欠点を表4-1に示す。

3) 最後に、病態との関連の検討をする際には、予想される異常脳波の所見と判読に使用したモニタージュに齟齬がなかったか確認する。たとえば、(1)側頭葉てんかんあるいは側頭葉病変では容易に耳朶電極の活性化が起こりやすいので、耳朶電極も含んだ横列

表4-1 各モニタージュの利点、欠点

■Bipolar montage (双極導出) :
利点：最大点を変極点(位相逆転)として抽出する。
欠点：全般的、やや断片化した全般的所見の最大点を焦点性と誤判読しやすい。
広範で小さな振幅の所見を見落とししてしまう。
■Referential montage (基準導出) :
利点：広範な分布を把握する。
欠点：基準電極の活性化(脳波、筋電図など)で分布を見誤りやすい。
■Averaged reference (平均基準電極)を用いた referential montage :
利点：焦点性の最大点を明瞭に抽出できる。
背景活動の雑音が軽減される。
欠点：全般的の活動を焦点性と見誤りやすい。
著明な局所性活動で平均基準電極が活性化される。
■Source derivation (発生源導出) :
利点：焦点性最大点を強調できる(最大点を強調して抽出できる)。
欠点：実波形(=記録されたままの波形)の確認ができない。

の双極導出、あるいは平均基準電極導出を活用する。(2) 全般的の異常波形では双極導出が最大点を抽出するために局在性所見と誤判読しないように適切な基準導出を使用する。(3) 平均基準電極導出は全般的の異常所見でないことが担保された状況でのみ使用すれば基準電極の活性化が起こらず、S/N比を上げた状態で局在所見を抽出するには有効である。

4-1) 総論

基本的内容：脳波判読手順

1) アナログ脳波とデジタル脳波に共通する重要事項

脳波の記録用紙に書かれた膨大な量のアナログ波形に対して、どこが正常でどこが異常なのか、つまり「どこに目をつけて」判読を進めて行けばよいか、大まかな流れを図4-1-1に示す。これにより、脳波判読がシステム化され、所見の読み落としが少なくなる^{17~19)}。まず、後頭部の優位律動(周波数、左右差、反応性(開閉眼、光・音刺激)など)を分析する(ステップ1)。次に非突発性異常、すなわち、優位律動以外の徐波や速波の混入がないかどうかを検討し、あれば出現の仕方や分布などを分析する(ステップ2)。さらに、突発性異常波の有無を観察する(ステップ3)。最後にそれらの所見をまとめて、異常の程度と臨床との関連を検討する(ステップ4)。

2) デジタル脳波に特徴的な重要事項

アナログ脳波計では、記録時あるいは判読時にある

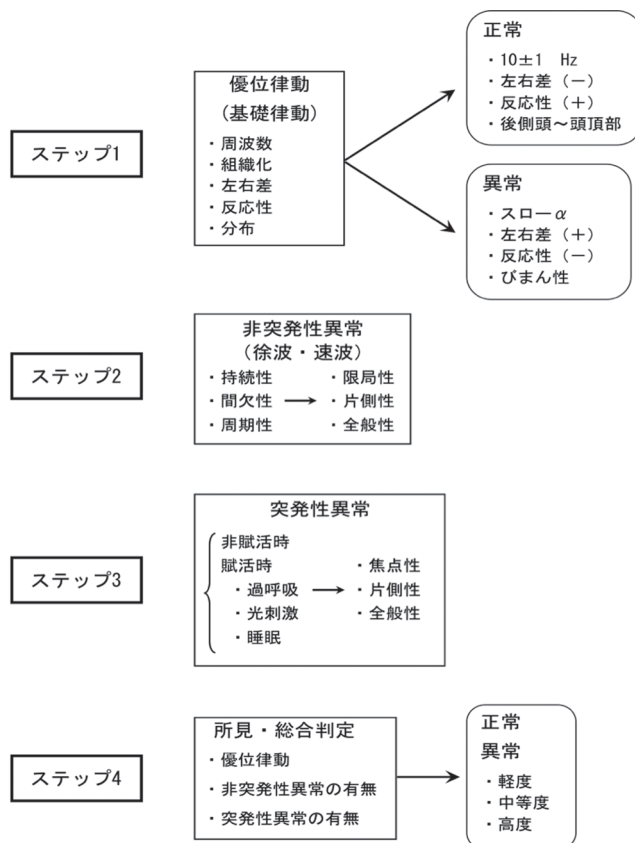


図 4-1-1 脳波判読の流れ (原図)

時点での脳波変化をモニターを変えて検討することはできなかった。デジタル脳波計では再生時に、適宜モニター機能を使って、基準電極導出と双極導出を組み合わせることで所見を確認できるようになった(図 4-1-2, 4-1-3)。これらの導出法以外に平均基準(AV)誘導法、両耳葉連結(A1+A2)導出法、発生源導出(SD)法など、いろいろな誘導法で自由に脳波を表示して、解析・判読することが可能である。また、判読時の基本はアナログ脳波計と同様に基準電極導出と双極導出であり、基準電極導出のみを使ってすべての脳波を判読することは避けるべきである(脳波の記録のときから特記すべき所見を観察したなら、適宜導出法を変えて、その所見を再認できるよう心がける必要がある)。

3) デジタル脳波として今後解決検討されるべき事項

デジタルタイプの脳波計では、測定、再生、判読を液晶画面で行う。液晶画面の解像度によっては、棘波などのてんかん波形が歪められるので、高画質・高解像度のものが標準装備化される必要がある。また、波

形の記録が必要な場合は、必要な部分のみをページプリンタに印刷したり、電子カルテに取り込むことができるが、記録者あるいは判読者が所見を見逃した場合は、電子カルテなどに反映されない可能性がある。

基本的内容

モニタージュの選択

詳細は各論に譲るが、一般的に基準電極導出は、びまん性の病変や左右差をみるのに適しており、双極導出は、位相逆転による局在性の病変の確認に使われる^{20,21)}。双極導出は、必ず縦と横のモニタージュを記録する(図 4-1-3)。これにより、頭皮上の電位分布を正確に評価することができる^{20,21)}。現状では、モニタージュは施設によって統一されていないが、新しくモニタージュを作る際には、本学会²²⁾あるいはアメリカ臨床神経生理学会推奨のモニタージュを参考にしたい²³⁾。

疾患に応じて優先すべきモニタージュがあるかどうかは判断の分かれるところである。てんかんの部分発作(側頭葉てんかん)が病歴上疑われるときは耳葉の活性化を避けるため、Pz基準の記録を追加することも推奨される。チャンネルに余裕があれば、A1-A2やT3-T4などを入れておくのも一法である。

判読法は個人差があるので、選択するモニタージュも変わりうる。しかし、脳波所見はモニタージュにより変わらないのが基本原則である。あるモニタージュで所見を見つけたときは、他のモニタージュに変えて、説明可能かどうか検討すべきである。

高度な内容：脳波判読時の注意点

1) 覚醒度 (vigilance)

脳波は覚醒度が常に変化するため、それを考慮しながら、判読しなければならない。記録開始直後に、基準電極導出で閉眼、開眼を2, 3回繰り返した後のO1, O2の α 波の周波数を観察する(図 4-1-2左)。健常成人では10~12 Hzで律動的な α 波が連続的に観察(少なくとも5秒)されたなら、閉眼状態で最も覚醒度が高いと判断される。この状態を参考にして、覚醒度の変化をモニターする。覚醒度が低下すると後頭部の α 波の連続性が乏しくなり、その周波数も遅くなり、振幅が低下する。入眠期に徐波が出現しても覚醒度が高いときに出現する徐波に比べて病的意義は少ない。

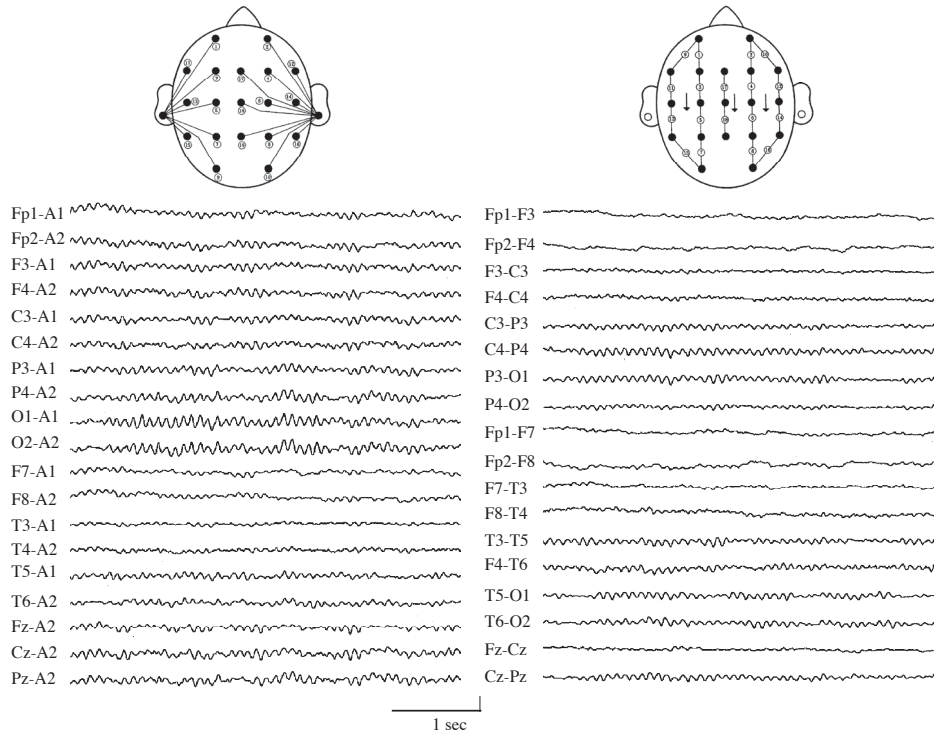


図 4-1-2 優位律動の頭皮上分布 (文献 18 より引用)

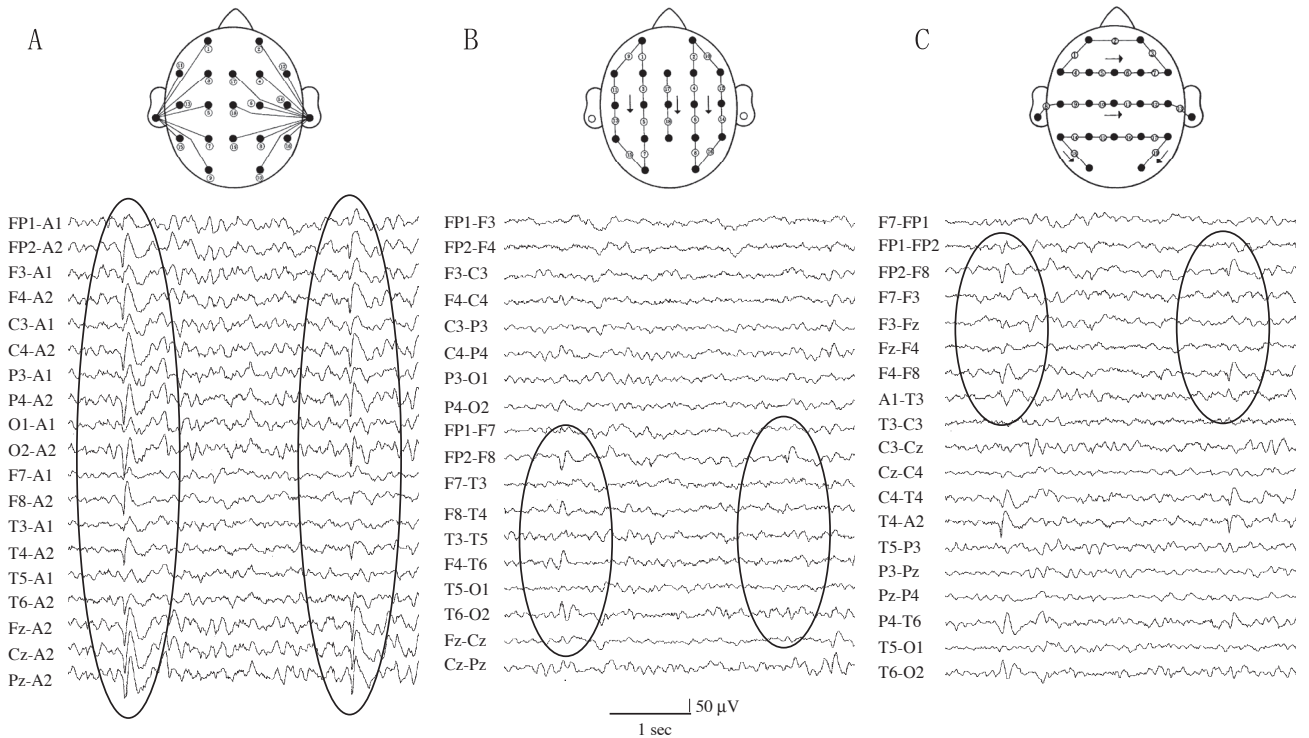


図 4-1-3 てんかん棘波による耳朶の活性化 (文献 17 より引用)

基準電極導出でびまん性 α にみえる場合は、双極導出でその電位分布を確認する。基準電極導出では右優位に陽性棘波を認める (A)。しかし、双極導出では F8 で位相逆転があるので、そこに陰性棘波の焦点がある (B)。そこで、注意深く観察すると基準電極導出では、F8 で陽性棘波の振幅が最も小さくその前に小さな陰性成分があることが分かる。したがって、右耳朶が F8 の陰性棘波により活性化され、その振幅は F8 とほぼ同じくらいであることが分かる。モンタージュを変えても F8 に陰性棘波があることが示される (C)。

2) 耳朶の活性化

基準電極導出では、耳朶の活性化が起こることがあり、電位分布を正確に評価できないことがある(図4-1-2, 4-1-3)。例えば図4-1-2に示す優位律動の頭皮上分布であるが、左の基準電極導出では α 波が後頭部優位ながらもびまん性に出現している。しかし、双極導出では側頭部ではT5, T6, 頭頂部ではP3, P4までの広がりしかないことが分かる。したがって、基準電極導出でびまん性 α (diffuse α) という表現は、双極導出で分布に拡がりがない限り、極力避けなければならない。また、側頭葉てんかんでは、耳朶の活性化により陰性棘波が陽性棘波に見えることがあるので、注意を要する(図4-1-3)。

3) 非突発性異常

徐波は、その形態(不規則性、非律動性、多形性 vs. 規則性、律動性、単調性)および出現頻度(持続的 vs. 間欠的)によりカテゴリー化される(図4-1-4上段)。広汎性に出現する不規則徐波は、半球性の白質および皮質を含む大きな病変で観察される。徐波やその群発は非突発性異常であり、てんかん原性ではない。

前頭部間欠性律動性 δ 活動(frontal intermittent rhythmic delta activity: FIRDA)は代表的な両側同期性の律動性活動である。皮質および皮質下灰白質の病変や代謝性脳症で認められ、必ずしも特異的な病態を示唆しない。局所性に白質ないし皮質が障害された場合には持続性多形性 δ 活動(persistent polymorphous delta activity: PPDA)が出現する。PPDAは局所性脳病変のマーカーであり、視床から皮質への求心性入力絶たれることが原因と考えられている。局所性徐波はその振幅、周波数、出現の持続性、刺激に対する反応性が障害程度を表す指標となる。持続性徐波は重度脳障害を、間欠的徐波は軽い脳障害を示唆する。反応性がない徐波は反応性のあるものに比べ、より障害が強い。なお、同じ発現機構で幼児では後頭部間欠性律動性 δ 活動(occipital intermittent rhythmic delta activity: OIRDA)を呈する。

Creutzfeldt-Jakob病や亜急性硬化性全脳炎では、周期的脳波異常を呈する。広汎な皮質興奮性の増大とそれに続く皮質下で発生する抑制が周期性パターンの原因であるとされている。周期性一側性てんかん波発射(periodic lateralized epileptiform discharges:

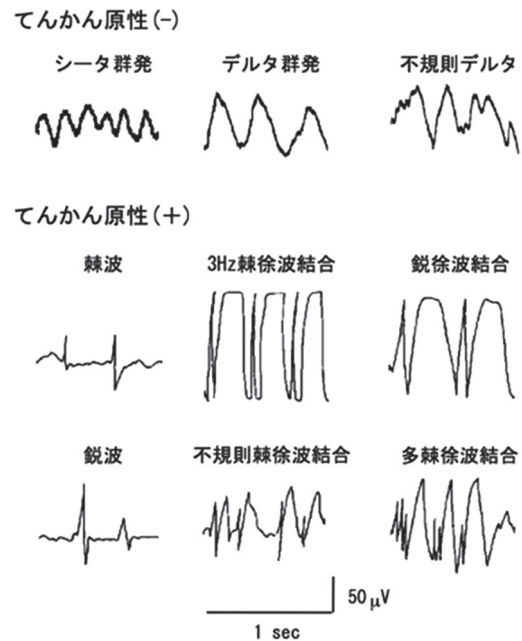


図4-1-4 主な異常波の種類(模式図)(原図)

PLEDs)は一側性に同期的に出現する高振幅複合波で、ヘルペス脳炎に特異的といわれるが、重篤な急性脳血管障害でもみられる。

4) 突発波

突発波とは、背景活動に含まれる α 波などとは、形、周波数、振幅などの点で区別される一過性の波形で、棘波(spike)、鋭波(sharp wave)、棘徐波結合(spike and wave complexes)、徐波バースト(slow burst)などを指す(図4-1-4下段)。棘波は持続が20~70 msec、鋭波は70~200 msecであり、持続時間により定義されているが、生理的意義はどちらも易興奮性の状態、すなわちてんかん原性を示唆する。

4-2) モンタージュの選択

基本的内容

モンタージュとは同時に表示する脳波波形の配列のことで、国際的に統一されたものはない。日本²²⁾や米国²³⁾の臨床神経生理学会では、表示チャンネル数(8素子, 12素子, 16素子など)ごとの標準モンタージュを提案しているが、実際には施設ごとに好んで用いるモンタージュが異なる。頭部全体をカバーするモンタージュを用いていることと、左側半球の波形を右側半球よりも上に配列する点では国際的にはほぼ共通している。

個々の脳波波形は2つの電極の差分波形であるた

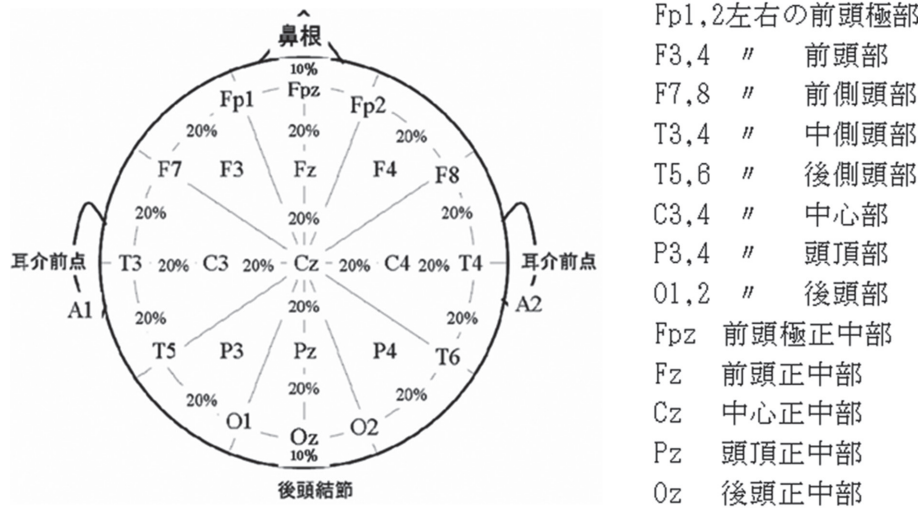


図 4-2-1 10-20 電極配置法 (10-20 法) (原図)
 通常は Fpz と Oz には電極を装着せず, 10-20 法の頭皮上電極数は 19 となる。

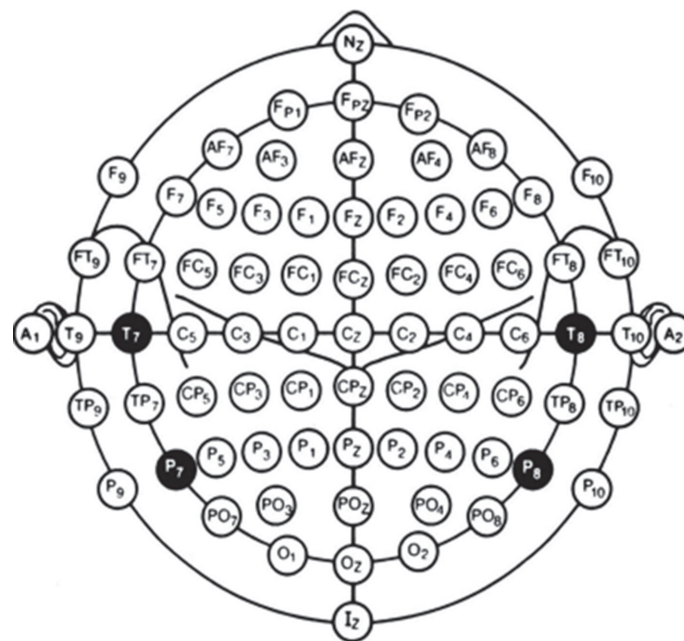


図 4-2-2 10-10 電極配置法 (10-10 法, あるいは 10% 法) (原図)
 白抜きで示した部位 (中側頭部と後側頭部) では 10-20 法の電極呼称と異なる。

め, モンタージュを理解するためには, 国際標準である 10-20 電極配置法 (10-20 法) を知っておく必要がある (図 4-2-1)。10-20 法では, 5 歳以上の小児と成人で頭皮上電極が 19, 耳朶電極が 2 つとなる。頭囲が極端に小さい新生児や未熟児などでは電極数を減じる。高解像度脳波を記録するためには, 10-10 電極配置法 (あるいは 10% 電極配置法) (図 4-2-2) が提案されており²⁴⁾, 最近ではさらに 128 チャンネルあるいは 256

チャンネルの高密度脳波記録も行われるようになった。デジタル脳波計ではシステムリファレンスを基準に, 耳朶電極を含むすべての電極からの信号を記録・保存している。システムリファレンス導出法は, 電極単位ごとの差動増幅器を点検する目的で, 記録開始直後に全電極部位について 10 秒以上記録することが推奨されている。通常のモンタージュとしては基準導出法 (単極導出法とも呼ばれる) あるいは双極導出法が

表 4-2-1 各種モンタージュの例

システム リファレンス 導出 ^{*5}	基準導出 (referential derivation) ^{*6}		双極導出 (bipolar derivation, BP) ^{*7}				
	パターン 1	パターン 2	縦列 (longitudinal BP, double banana)	横列 (transverse BP)	横列周辺 (circumferential BP, hatband)	環状 (loop BP)	
1	Fp1-Ref	Fp1-A1	Fp1-A1	Fp1-F3	Fp1-Fp2	F7-Fp1	Fp1-F7
2	Fp2-Ref	Fp2-A2	Fp2-A2	F3-C3	F7-F3	Fp1-Fp2	Fp2-F8
3	F3-Ref	F3-A1	F3-A1	C3-P3	F3-Fz	Fp2-F8	F7-T3
4	F4-Ref	F4-A2	F4-A2	P3-O1	Fz-F4	F7-F3	F8-T4
5	C3-Ref	C3-A1	F7-A1	Fp2-F4	F4-F8	F3-Fz	T3-T5
6	C4-Ref	C4-A2	F8-A2	F4-C4	A1-T3	Fz-F4	T4-T6
7	P3-Ref	P3-A1	T3-A1	C4-P4	T3-C3	F4-F8	T5-O1
8	P4-Ref	P4-A2	T4-A2	P4-O2	C3-Cz	T3-C3	T6-O2
9	O1-Ref	O1-A1	T5-A1	Fp1-F7	Cz-C4	C3-Cz	O1-P3
10	O2-Ref	O2-A2	T6-A2	F7-T3	C4-T4	Cz-C4	O2-P4
11	F7-Ref	F7-A1	C3-A1	T3-T5	T4-A2	C4-T4	P3-C3
12	F8-Ref	F8-A2	C4-A2	T5-O1	T5-P3	T5-P3	P4-C4
13	T3-Ref	T3-A1	P3-A1	Fp2-F8	P3-Pz	P3-Pz	C3-F3
14	T4-Ref	T4-A2	P4-A2	F8-T4	Pz-P4	Pz-P4	C4-F4
15	T5-Ref	T5-A1	O1-A1	T4-T6	P4-T6	P4-T6	F3-Fp1
16	T6-Ref	T6-A2	O2-A2	T6-O2	O1-O2	T5-O1	F4-Fp2
17	A1-Ref		A1-A2	Fz-Cz		O1-O2	Fz-Cz
18	A2-Ref		T3-T4	Cz-Pz		O2-T6	Cz-Pz

(註)

^{*5} システムリファレンス導出：デジタル脳波計ではシステムリファレンス (Ref) 部位の電極が外れると脳波が記録できなくなるため、システムリファレンス部位は体動その他の雑音が混入しにくい部位を選択する。通常は C3 と C4 などの 2 箇所電極部位を接続してシステムリファレンスとして用いる。

^{*6} 基準導出 (referential derivation)：単極導出法 (monopolar derivation: MP) とも呼ばれる。通常は同側耳朶電極を基準として用いるが、同側の乳様突起に基準電極を装着することもある。

- ・パターン 1 は最もよく用いられる 16 チャンネルの基準導出モンタージュで、19 チャンネル表示のときは正中線上の誘導 (Fz-A1, Cz-A1, Pz-A1) を追加する。
- ・パターン 2 は側頭部の異常波を見逃さないために用いられる基準導出モンタージュである。側頭領域の誘導 (F7-A1, F8-A2, T3-A1, T4-A2, T5-A1, T6-A2) をモニター上部に配列し、さらに A1-A2, T3-T4 の双極導出を追加している。
- ・基準電極を 1 点にしたいときには Cz を基準電極として用いることがあり、覚醒時記録には有用であるが、睡眠脳波には勧められない。頭部外基準電極 (non-cephalic balanced electrode, NBE) や、両側耳朶電極を平均 ((A1+A2)/2) して 1 点の基準値とすることもある。
- ・計算によって算出した値を基準電極として用いる平均基準電極法 (average reference: AV)、発生源導出法 (source derivation: SD) などもあり、virtual reference, reference-free, reference independent などと呼ばれる。SD 法は current source density, あるいは Laplacian montage とも呼ばれる。

^{*7} 双極導出 (bipolar derivation: BP)：差分導出 (differential derivation) 法と呼ぶこともある。

用いられる (表 4-2-1)。モニター画面上に表示するモンタージュは、実際に記録・保存している脳波波形のなかから、視察的観察が可能な程度にチャンネル数を減じて表示していることが多い (図 4-2-3)。デジタル脳波計の大きな利点は、保存された脳波信号を再表示し、検討を要する脳波波形についてモンタージュを変えて (リモンタージュ, あるいはリフォーマットという) さまざまに再評価できる点にある⁸⁾。

基準導出法は脳波波形の頭皮上分布を観察するのに有用で、左右差や半球性の異常をみつけやすい。基準

となる電極が陰性あるいは陽性の電位をもつことがあり (基準電極の活性化という)、これがしばしば誤診の原因となる。通常は、最も振幅の高い陰性電位が脳波波形の発生源 (異常波の焦点部位) であるが、基準電極が電位をもつ場合にはこの限りでない。耳朶電極を基準電極としている場合には、側頭部の高電位陰性電位が波及して、耳朶電極が陰性側に偏移していることがある (耳朶電極の活性化という)。このような場合、本来は電位のない部位で見かけ上の陽性電位が現れることになる (図 4-2-4)。

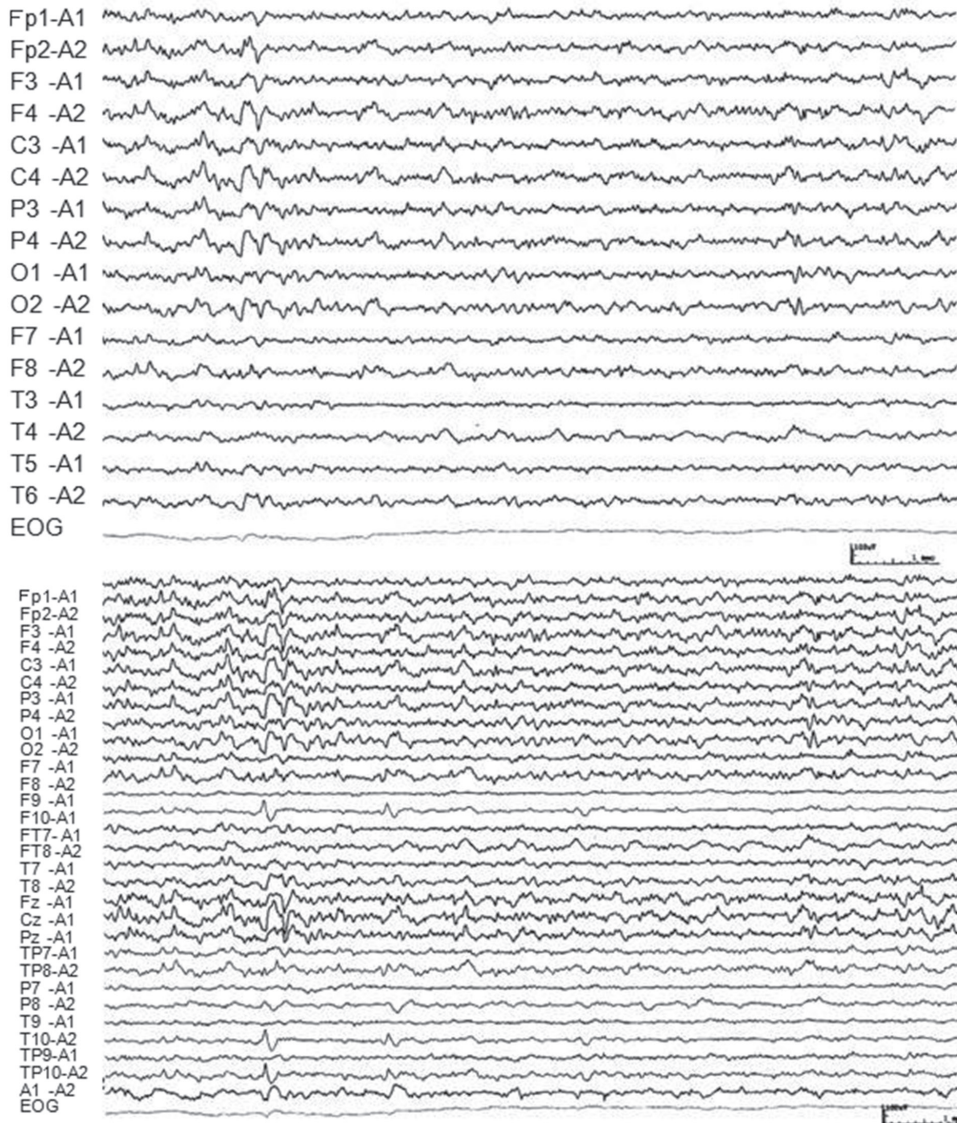


図 4-2-3 モニター画面上の脳波表示例 (原図)
10-20 法による脳波 16 チャンネル表示 (上段), および 10-10 法による脳波 30 チャンネル表示 (下段)。

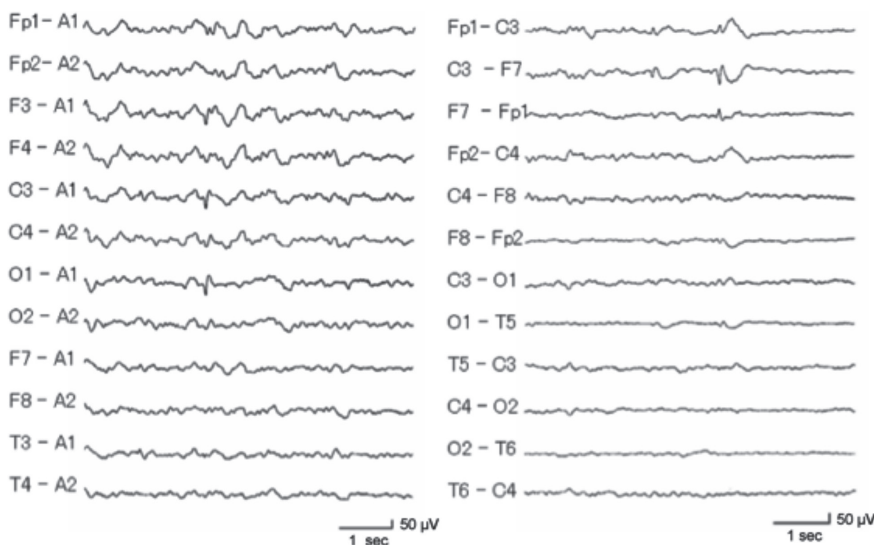


図 4-2-4 耳朶電極の活性化 (原図)
耳朶を基準とした単極導出法では F3, C3, O1 などに陽性に切れ込む鋭い波形が出現しているが, これは同側耳朶が活性化したことによる。リモンタージュによって連結双極導出で観察すると, F7 で位相逆転がみられ, 側頭葉棘波であることが判明した。