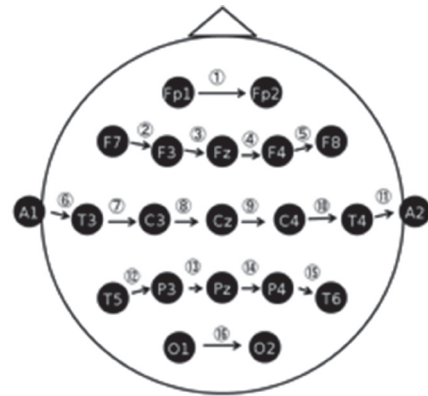
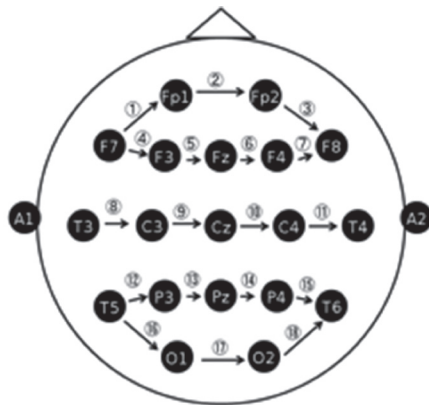


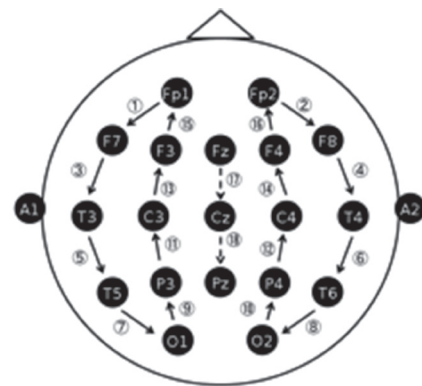
A. 縦列双極導出
(longitudinal BP/double banana)



B. 横列双極導出 (transverse BP)



C. 横列周辺双極導出
(circumferential BP/hatband)



D. 環状双極導出 (loop BP)

図 4-2-5 双極導出モンタージュの例 (原図)

計算式による基準導出法に平均基準電極法と発生源導出法があり、いずれも脳波の局在所見を明瞭に表示できる。平均基準電極法では頭部全体の電極電位を平均した値を基準として用いる。開閉眼によって大きな電位が混入する前頭極部 (Fp1, Fp2) を計算式からはずすこともある。発生源導出法は電極ごとに周囲の電極電位を平均した値を基準として用いる。Fp1, Fp2, O1, O2 などの端の電極では取り囲む電極数が少ないため誤差が生じやすい。これらの計算式による基準電位も活性化することがあり、たとえば広範性あるいは領域性に高電位波形が出現すると、基準電位が陰性あ

るいは陽性に偏移するなどである。また、これらの基準導出法では脳波波形の振幅が低下し、左右半球の電位差が強調されやすいことにも注意する必要がある。

双極導出法は対となる頭皮上電極を連結する連結双極導出法が用いられ、縦方向に連結する縦列連結双極導出と、横方向に連結する横列連結双極導出とがある (図 4-2-5)。脳波波形は電極間距離に影響されるので、対の電極間距離をなるべく等しく組み合わせる。成人では頭皮上の電極間距離は 10-20 法の 19 電極では約 6 cm、高密度記録の 256 電極では 2 cm となる。距離が短い導出では異常波を局在づける精度は高くな

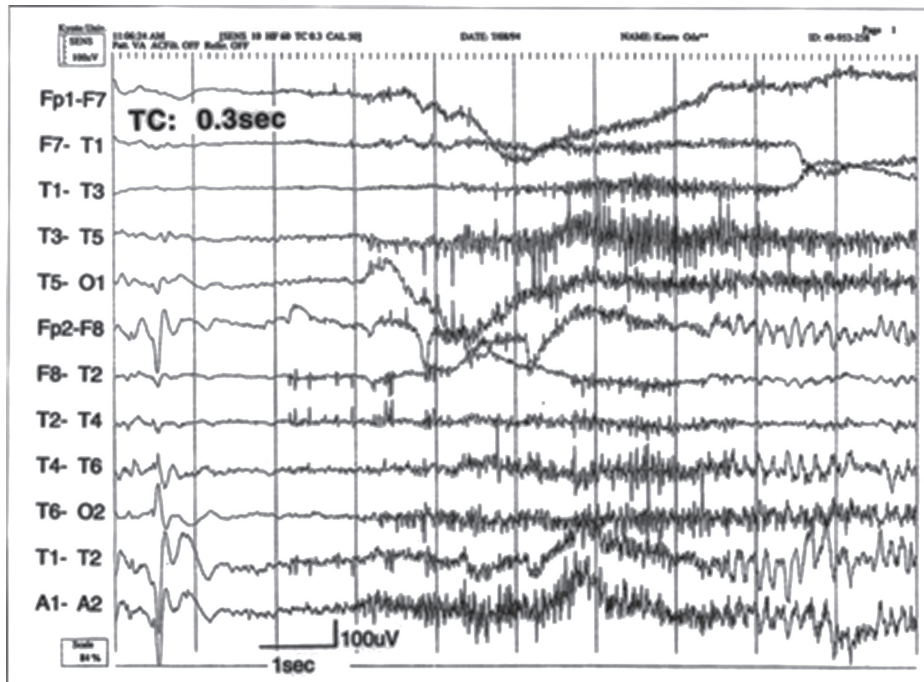


図 4-3-1 (原図)

記録条件：サンプリング周波数 200 Hz, 高域遮断フィルタ 60 Hz, 時定数 10 秒,
表示条件：高域遮断フィルタ 60 Hz, 時定数 0.3 秒。

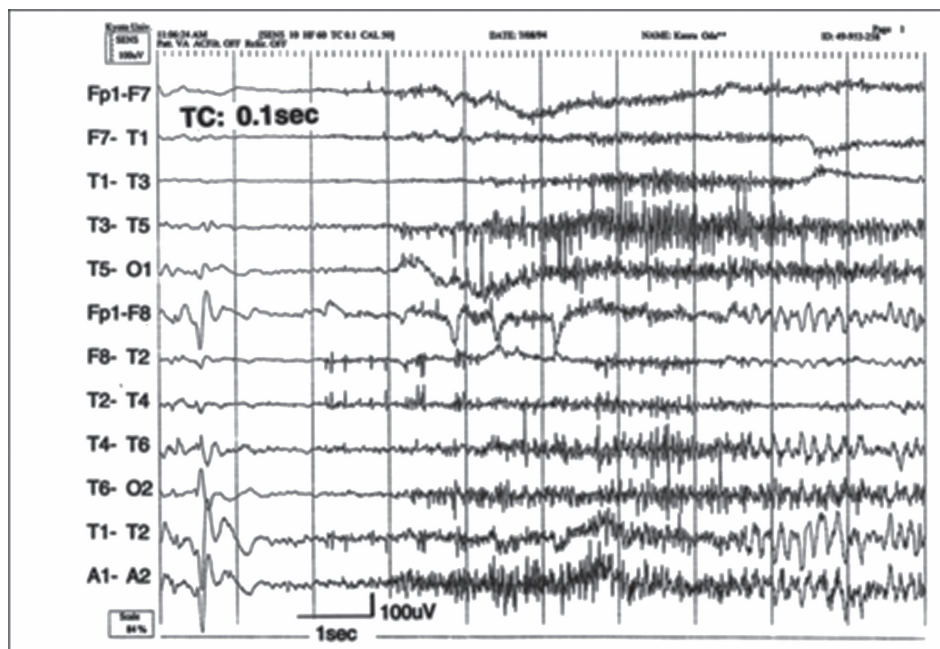


図 4-3-2 (原図)

記録条件：サンプリング周波数 200 Hz, 高域遮断フィルタ 60 Hz, 時定数 10 秒,
表示条件：高域遮断フィルタ 60 Hz, 時定数 0.1 秒。

るが、対の電極が広範に分布する異常波にまたがった場合などは電位が相殺されて波形が記録されず、異常波を見逃すおそれがある。電極間距離を大きくする

と、異常波を見逃すおそれは低くなるが、異常波を局在づける効率は悪くなる。

双極導出法では、脳波波形の発生源（焦点部位）は

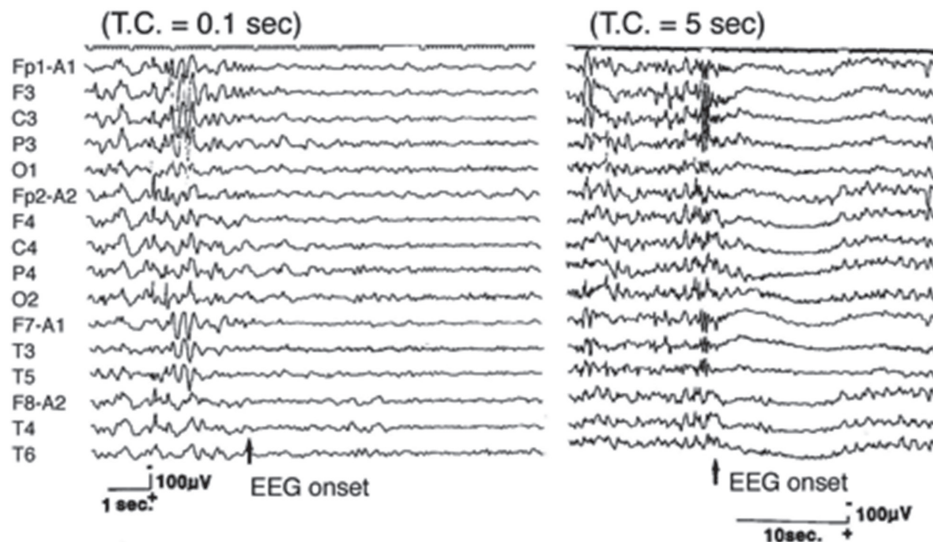


図 4-3-3 (文献 25 から引用)

時定数 10 秒で記録。表示時定数：左 0.1 秒，右 5 秒。

Copyright © 1999-2014 John Wiley & Sons, Inc. All Right Reserved in this figure.

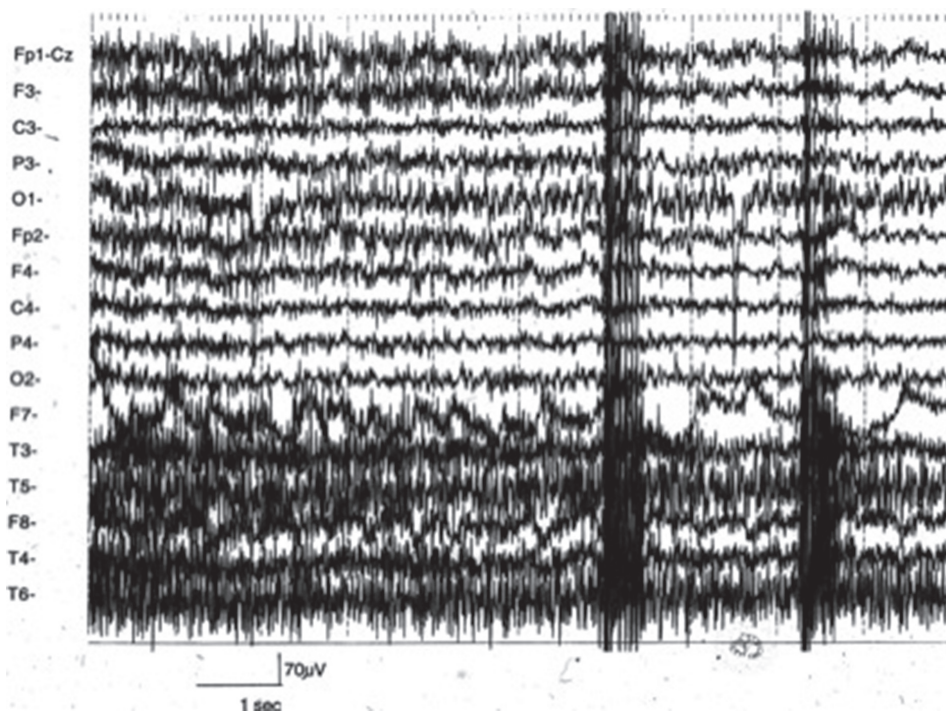


図 4-3-4 (文献 26 から引用)

表示条件：高域遮断フィルタ 60 Hz，時定数 0.1 秒。

2つの電極部位で互いに向き合う電位として描記され、位相逆転 (phase reversal) と呼ばれる。焦点が広範な領域に分布する場合には、その領域内の電極を連結した双極導出では波形が現れず、それらの電極を離れた離れた2つの電極部位で位相逆転がみられる。

連結する一方の電極が端にある場合 (縦列双極導出では Fp1, Fp2, O1, O2, 横列双極導出では F7, F8, T5, T6 など), 端の電極部位で最大の振幅を示す。焦点を同定するためには位相逆転を確認する必要があるため、このような場合には横列周辺双極導出や環状双

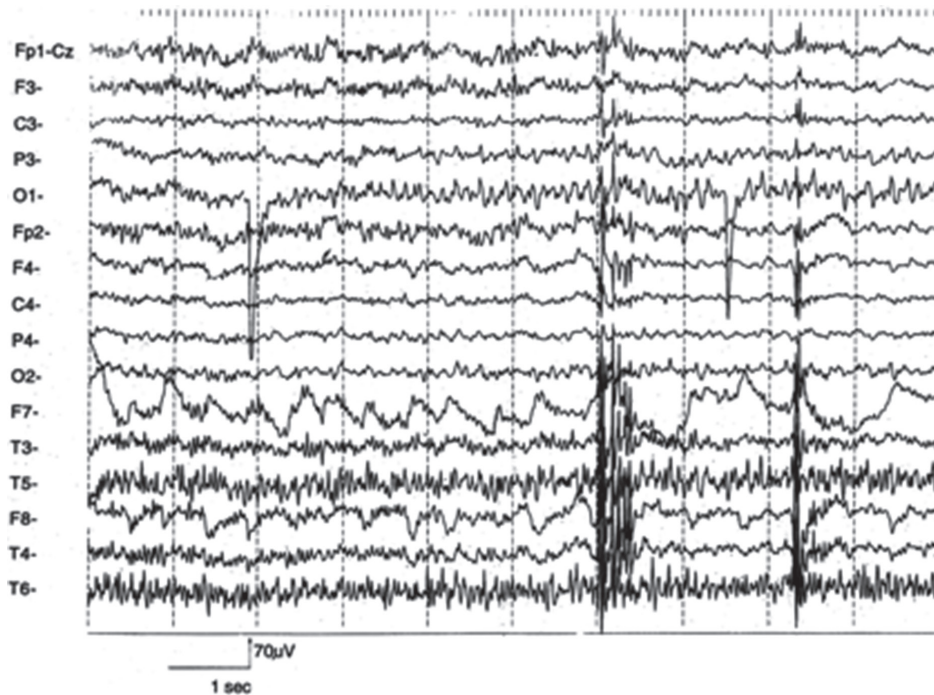


図 4-3-5 (文献 26 から引用)

表示条件：高域遮断フィルタ 15 Hz, 時定数 0.1 秒。

極導出などを用いると良い。

4-3) フィルタ条件の選択

脳波判読時にフィルタ条件を変更(リフィルタリング)が可能であるのもデジタル脳波の判読の利点である。フィルタ条件は、時定数 0.3 秒, 高域遮断フィルタ 60 Hz で判読することが基本とされている(図 4-3-1)。

脳波判読時に時定数を変更することは、低域遮断フィルタの遮断周波数を変更することになる^{*8}。図 4-3-1 と図 4-3-2 を比較してみると、図 4-3-2 では時定数が 0.3 秒から 0.1 秒に変更されており、Fp1-F7, T5-O1 等にみられる動きによる基線の揺れ(アーチファクト)の振幅が減少している。時定数の設定を短くして低域遮断周波数を上げると、このように低い周波数のアーチファクトを除くことに役立つが、低周波の脳波を除去してしまい見逃がしてしまうことに注意する必要がある^{*9}。図 4-3-3 ではてんかん発作時の DC シフトを示している。10 秒の時定数で記録している機種では、発作時の緩電位である DC シフトが観察可能となる。

機種によっては、高域遮断フィルタはエイリアシングを考慮するとサンプリング周波数 200 Hz では 60

Hz が、500 Hz では 120 Hz が上限に通常設定されている。図 4-3-4 のように筋電図アーチファクトの多い脳波では 15 Hz の高域遮断フィルタで脳波の判読がし易くなっている(図 4-3-5)。筋電図アーチファクトがフィルタリングにより一見 β 波のようにみえるようになっていることに注意する。デジタル脳波判読ではフィルタを変更してその変更前後で波形を比較して、波形が脳波か否か検討することが重要である。

(註)

^{*8} 周波数と時定数の関係：時定数 $\times 2\pi$ の逆数が遮断周波数になる。時定数 0.3 秒は 0.53 Hz, 時定数 0.1 秒は 1.6 Hz, 時定数 0.03 秒は 5.3 Hz に相当することを記憶しておくことと便利である(1 次のバターズフィルタの場合)。

^{*9} 時定数変更(短くした場合)に伴う注意点：時定数を短くすると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、場合によっては尖っていない波形も尖って見えてきて棘波様に変化することがある。このような場合は、時定数は変えずにアーチファクトを含む表示波計を消して、目的とする波形のみを選択的に表示して判読を試みる。

4-4) 総合判定

サマリーコメント

脳波の総合判定は、正常か異常かの判定と異常所見の臨床的意義の記載からなる。正常か異常かを判定した上で、報告書の「解釈」の項に臨床的意義を記載する。

表 4-4-1 てんかん型発作波と非てんかん型発作の鑑別点

	てんかん型発作波	非てんかん型発作波
波形	左右非対称的な波形、急峻な上行相と比較的緩徐な下行相からなる。多相性	左右対称的な波形、単相性
周波数	背景脳波の周波数と異なる波形	背景脳波の周波数と一致
随伴性徐波の有無	陽性あるいは陰性の徐波を伴う。	なし
背景脳波	異常な背景脳波から出現	正常な背景脳波から出現

上記鑑別点は、両極端を理念的に提示したものである。実際の波形には中間型が多数存在し、総合判定において判断に迷うことも少なくない。文献 30 から作成。

基本的内容

まず脳波所見が正常か異常かを記述して、その具体的所見を記載する。その次の項目として、「臨床的意義」に関して「(1) 臨床的意義なし、(2) 臨床的意義不確定、(3) 臨床的意義あり」の3つに分け、所見の臨床的意義を記載する。(1)は軽度の異常を認めるが臨床的には無視して良い程度の異常である。(2)は、通常見かけない特異な波形を認めるが、臨床的意味を直ちには判断できない場合である。そのほか、「臨床的意味不明の突発波」とされている一群 (BETS, SREDA, 高度視力障害児にみられる後頭部棘波など) が対応する^{27,28)}。(3)は、明らかに何らかの脳機能障害を意味し、臨床的意味づけが必要となる場合である。群発-抑制パターンは(3)に相当する。(3)と判断した上で、報告書の「解釈」の項で、原疾患を考慮しつつ予後等の臨床的意義に言及する。

なおこの部分で、ある病態の重症度を反映していると考えられる脳波の異常度を、付記することは可能である(脚注参照)。たとえば、間欠性の全般性徐波を認め、それを「非特異的異常」あるいは「非特異的脳症」²⁹⁾と解釈した場合、徐波の頻度や背景脳波の異常の程度を勘案し、異常度をグレード分けすることは可能である。ここでの異常度は、「非特異的脳症という共通する範疇」内部での相対的な比較を意味している。

てんかん性異常の場合は、「解釈」の項で、発作波と背景脳波の異常に分けて記載する。発作波の判定

は、てんかん型異常波 (epileptiform abnormality) か否かの評価が重要になる^{30,31)}(表 4-4-1)。すべての突発波がてんかん型であるわけではない。波形特徴から、完全なてんかん型波形 (definitely epileptiform)、てんかん型波形の可能性はあるがてんかん型とは言い切れない (probably or possibly epileptiform)、てんかん型とは言えない (not epileptiform) を判定する。さらに、てんかん型波形の出現頻度を大まかに記載しておくのも経過観察にとって有用であろう。背景脳波の異常や発作波でない徐波を認めたときは、局所性異常か全般性異常か、局所性異常とすれば部位はどこかを記載し、可能であれば、その臨床的意味に言及する。

4-5) 報告書作成

報告書の記載内容はデジタルであっても、これまでの内容と異なってはいけない。電子カルテに結果を載せる場合や、患者基本情報、ビデオ画像を保存する場合は改訂臨床脳波検査基準 2002 にもあるように個人情報保護に充分留意する必要がある。

基本的内容

報告書の記載要領はこれまでの報告書に準ずる^{32,33)}。すなわち、1. 背景活動 2. 非突発性異常 3. 突発性異常 4. 賦活 5. 判定 6. コメントの順に記載し、判定には 1. 正常 Normal, 2. 正常範囲内 Within normal limit, 3. 境界 Borderline, 4. 軽度異常 Mildly abnormal, 5. 中等度異常 Moderately abnormal, 6. 高度異常 Markedly abnormal, 7. 判定不能 Technically

異常の程度をどう判定するかは困難な課題である。日本では、境界域、軽度異常、中等度異常、高度異常に分けて判定するのが一般的になっているようである。しかし、ある尺度をもって程度(量)を比較するときは、被判定対象相互に共通する「質(範疇)」が存在しなければならない。物体の「重さ」同士、あるいは、「長さ」同士を比較することはできるが、「重さ」と「長さ」を直接比較することはできない。では、脳波判定における異常度が対象とする「共通の質」は何であろうか。一応、異常脳波に反映される脳病態生理の重症度と考えることができよう。しかし、脳腫瘍による局在性異常と代謝障害による全般性異常、発作波によるてんかん性異常は、病態生理として質的に異なったものを反映している。これらを一列に並べ脳波異常度を比較するという作業は、一種のカテゴリーミステークである。また、同じ異常脳波、例えば、群発-抑制 (burst-suppression) パターンでも予後は原疾患によって異なる。薬剤性場合は良好であるが、無酸素性脳症のときは不良である。同じ所見を呈していても、脳内で起こっている病態生理が異なっている。したがって、群発-抑制パターンをもって、すべて「高度異常」と判定しても、それが、検査を依頼してきた臨床医にとって、どれほどの意味をもちうるか疑問とせざるを得ない。

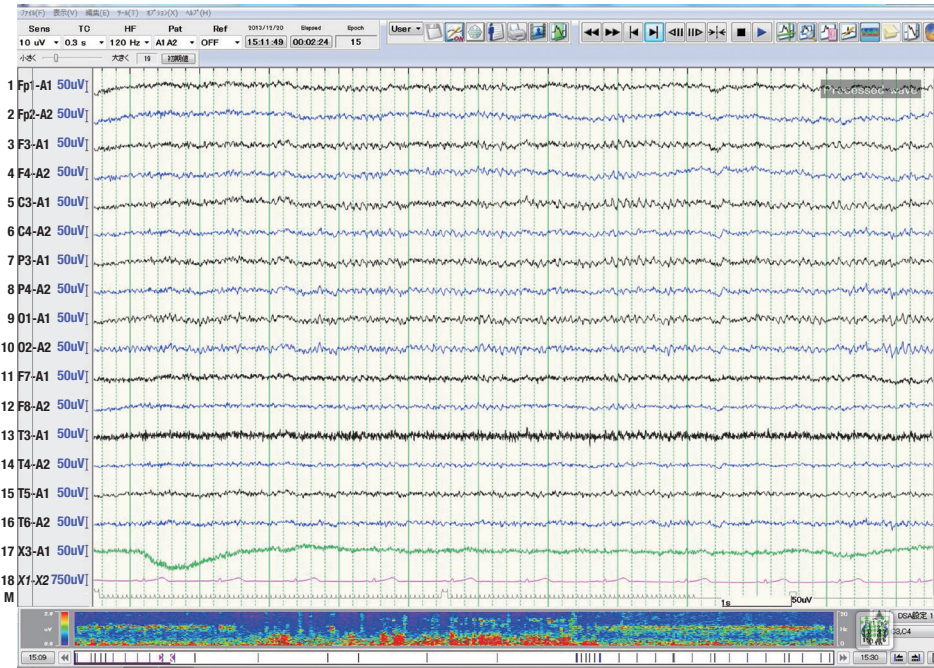


図 4-6-1 30 歳男性，正常脳波（原図）

上段：記録開始後 2 分 24 秒の 10 秒間の脳波の波形を表示している。

下段：記録全体の 30 分間にわたる O1, O2 の DSA 表示。記録開始後約 5 分間は 10 Hz 付近のパワーが連続して認められ覚醒状態を示す。その後 δ , θ 帯域のパワーが増加し，徐々に睡眠状態が読み取れる。間欠的に 14 Hz の睡眠紡錘波が出現している。その後再び 10 Hz 付近のパワーが強くなり覚醒したことが分かる。



図 4-6-2 64 歳女性，非けいれん性部分てんかん発作重積状態の脳波（原図）

上段：記録開始後 6 分 42 秒の時点の約 10 秒間の脳波の波形を表示している。全般性（右半球前方領域？）にてんかん発作パターンが持続している。

下段：記録全体の 47 分間にわたる F3, F4 の DSA 表示。全記録中に 8 回のでんかん発作パターンが出現したことが分かる。即ち，F4, C4 で δ 活動から始まり β 活動が漸増漸減して急に消失する脳波変化が，1 回あたり 1 分間の持続時間で再現性をもって記録されている。患者は高度意識障害を呈しており，非けいれん性部分てんかん発作重積状態と診断された。

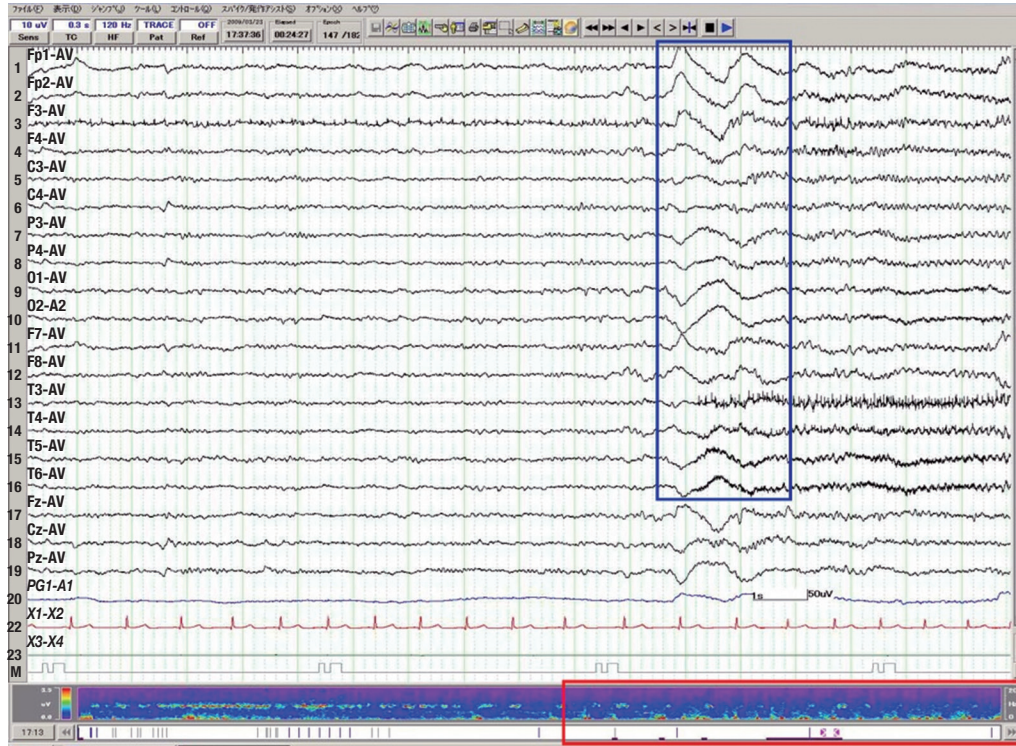


図 4-6-3 54 歳男性，睡眠時無呼吸症候群（原因）

上段：約 10 秒間の脳波記録

下段：計 30 分にわたる脳波記録の O1, O2 電極の DSA。記録の前半は 10 Hz 前後の α 帯域のパワーがみられ主として覚醒状態と思われる。後半は α 帯域のパワーの低下，10 Hz 未満の比較的低周波数帯域のパワーの上昇で特徴づけられる睡眠と覚醒を交互に繰り返しており，睡眠時無呼吸症候群を示唆する。

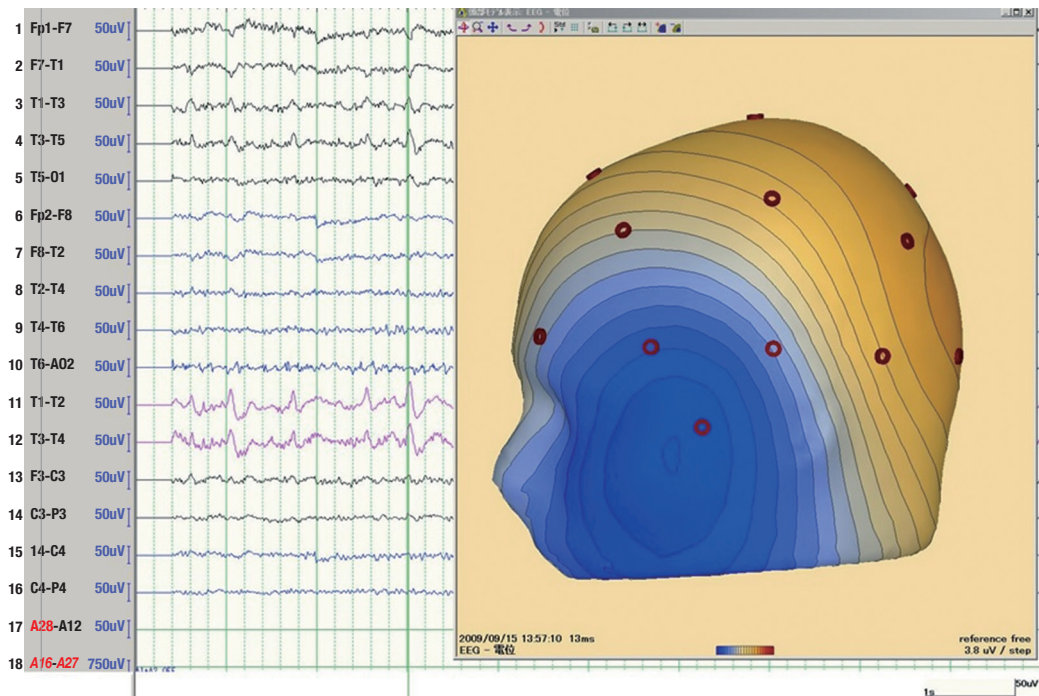


図 4-6-4 左側頭部鋭波（原因）

左側頭部鋭波の電位分布を頭部モデル上にマッピングしたものである。青色の部位が鋭波の陰性電位を示している。

difficult を使用する。Abnormal significance I, II, III を追記してもよい³³⁾。また覚醒度に関しても、1. 覚醒 Awake, 2. 傾眠状態 Drowsy, 3. 睡眠段階 1 (Stage I), 4. 睡眠段階 2 (Stage II), 5. 睡眠段階 3 (Stage III), 6. 睡眠段階 4 (Stage IV), 7. レム睡眠 REM を記載する。尚、英語表記をしても良い^{33~35)}。

(巻末に検査申込書・報告書のテンプレートを添付)

高度な内容

報告書を電子媒体へ入力する場合も非デジタル記録での所見と同様の内容を保たなければならない。患者基本情報に関してはオーダー連結して電子媒体に自動的に入力されることが望ましい。必要に応じて報告書として印刷可能であること。脳波波形は異常所見の部分を切り取る、あるいはイベントマーカをつけて、報告書と連結して保存し再見できるようにすることが望ましい。また、発作症状も同様にビデオ画像情報として保存することが望ましい。

4-6) 判読時支援用解析ツール

基本的内容

1) Density Modulated Spectral Array (DSA)

DSA 表示機能は、選択したチャンネルの脳波データの周波数成分の特徴をトレンド表示する機能である。各チャンネルの脳波データを FFT 解析し、横軸に時間、縦軸に周波数をとり、選択したチャンネルの脳波の周波数帯域のパワーを色表示するものである。後頭部電極 (O1, O2) を選択表示して、記録した脳波全体で覚醒度の変化を俯瞰することができる (図 4-6-1)。あるいは選択したチャンネルに出現する周波数成分の変化として、頻発する発作時脳波変化を視覚的に把握することが可能となる (図 4-6-2)。また、1-2 分ごとに出現する頻回な覚醒反応を示す閉塞性睡眠時無呼吸症候群を容易に把握できる (図 4-6-3)

基本的内容

2) 頭皮上等電位マッピング

デジタル脳波計には、頭皮上電極から記録した脳波データから等電位マッピングを作成する機能が装備されている機種がある。初学者、患者への説明等には役立つ機能である。当該脳波計のマッピングシステムを理解したうえで用いる。例を図 4-6-4 に示した。

5) 各種の病態での注意点と指針

5-1) 脳死判定

基本的内容：現行の法的脳死判定マニュアルに準拠して脳死判定を行う場合の注意点

本学会よりデジタル脳波計の性能と使用基準 2000 が出版されて 13 年が経つ。法的脳死判定マニュアルは平成 9 年に施行された臓器移植法に基づく脳死判定 (以下、「法的脳死判定」) を行うにあたり、厚労省「脳死判定基準に関する研究班」により平成 11 年に作成された³⁶⁾。このマニュアルは現在も法的脳死判定の gold standard であるが、平成 11 年度版では「平坦脳波の確認」の項目に関してはアナログ脳波計が主流であった時代に作成されたため、デジタル脳波計での記録においても記録中に脳波を脳波記録用紙に記録する必要があった。平成 22 年の法的脳死判定マニュアルの改訂ではデジタル脳波計の普及を踏まえ、従来の「記録中に脳波を脳波記録用紙に記録する必要」はなくなり、デジタル記録の利点を活かしての判定が可能となった³⁷⁾。以下、平成 22 年改訂マニュアルのデジタルタイプの脳波計を用いた場合の指針を註釈とともに記載する。

- 1) 別プリンターにより従来のペン書き記録と同等の精度で記録時の設定条件や記録時刻が分かるように脳波波形を出力する (註：脳波の「記録中」に脳波記録用紙上に記録する必要がなくなった)。
- 2) 少なくとも 600 dpi 以上の分解能をもったプリンターが望ましい。
- 3) プリントアウトした脳波記録は脳波測定の連続性が分かるようにする。
- 4) 脳波測定時とプリントアウトした波形のモニタージュや設定は同じにする (註：言い換えれば、検査後にマニュアルで推奨されているモニタージュ (電極間隔 7 cm 以上) に reformat して判読することは許されておらず、マニュアルに沿った感度、フィルタ設定、モニタージュにて較正脳波および環境ノイズ (手背記録) のデジタル記録 (30 分以上) が必要となる)³⁸⁾。
- 5) ディスプレイ画面上で ECI の判定を行ったとしても紙に出力して記録する (文献 38 には記載されていないが、保存時のサンプリング周波数の設定は 500 Hz 以上を推奨する)。

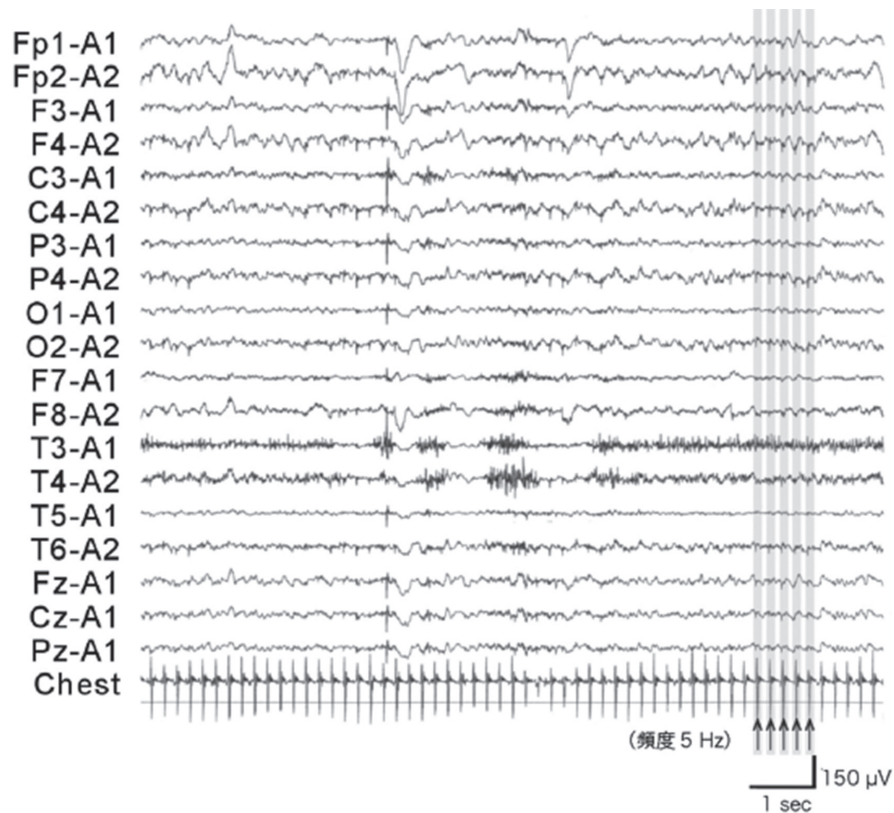


図 5-2-1 頸髄に埋め込まれた脊髄電気刺激装置によるアーチファクト (原図)

胸部から記録したパルス信号 (Chest) に同期したアーチファクトが Fp2, F4, C4, P4 など (灰色のライン上) 広範に認められる。

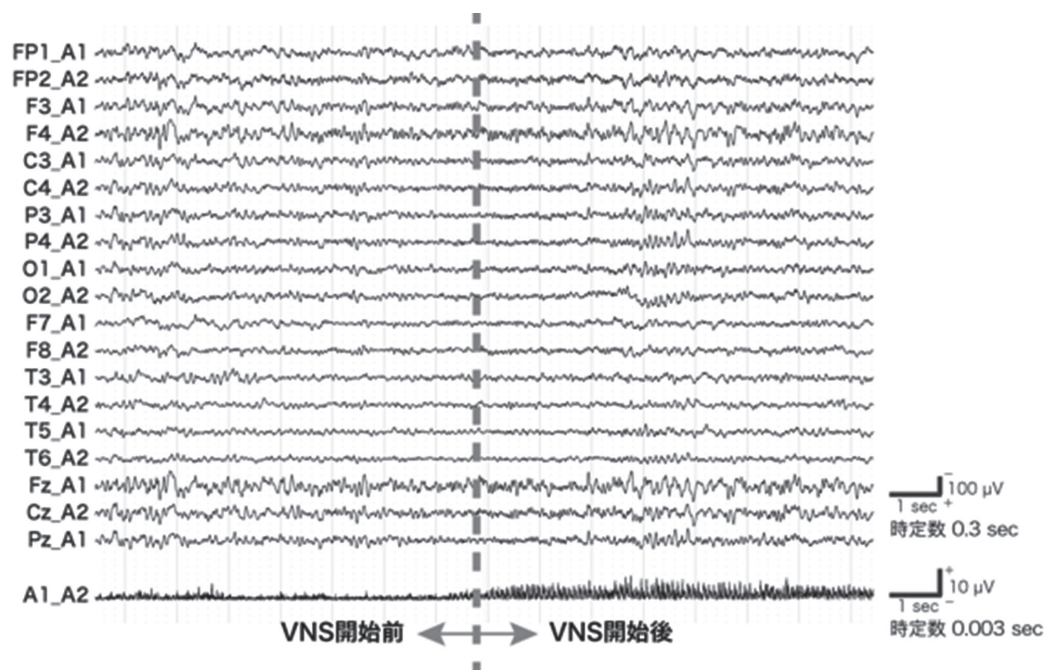


図 5-2-2 迷走神経刺激によるアーチファクト (原図)

通常の脳波測定・表示条件 (時定数 0.3 秒) では、迷走神経刺激のオンタイムで脳波上にアーチファクトはみられない。A1-A2 で時定数を 0.003 秒、振幅表示を 15 倍にすると、刺激中のアーチファクトが認められた (図の最下部)。

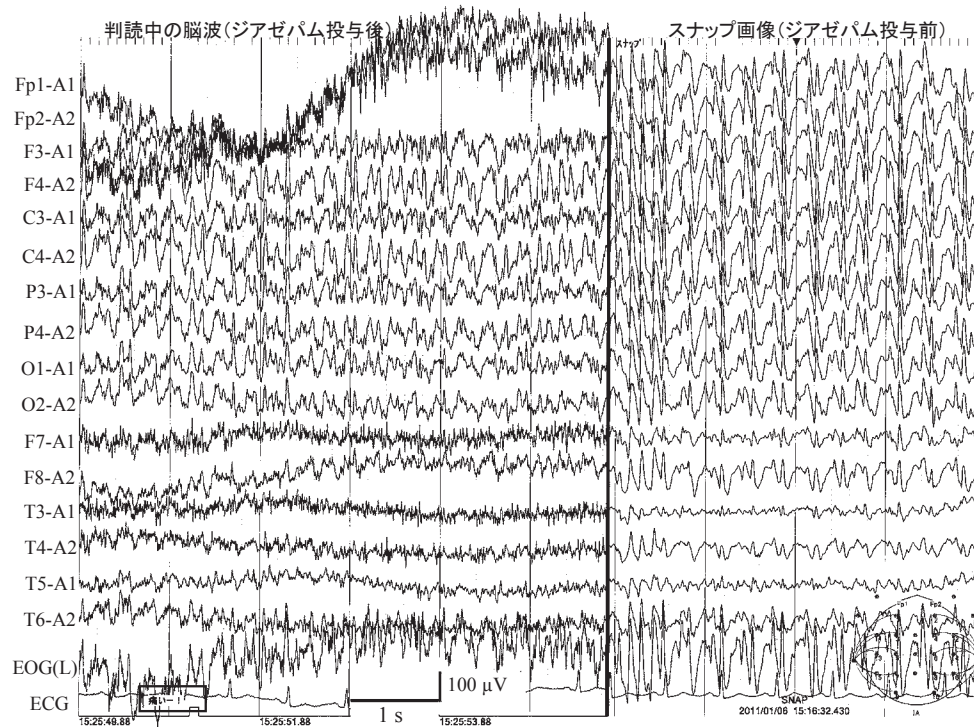


図 5-3-1 ジアゼパム投与前後における脳波の比較 (原図)

太い縦線より右側はスナップ画像で、判読中の脳波部分 (左側) と比較するためのものである。スナップ画像はジアゼパム投与前の記録であり、判読中の脳波は投与後である。ジアゼパム投与により棘徐波が減少しているのが分かる。判読中の脳波左下部に患者が「痛い！」と叫んだことが、長方形で囲んだ部分に記載されている。これは記録後の編集作業によって挿入されたものである。この記載によって、前頭極部の大きな基線の動揺や筋電図の混入は、患者が顔をしかめたためと推測できるし、この時点における意識障害は、痛覚が分かる程度のものであったと確認できる。なお、棘徐波は右半球優位に出現しているが、この感度での判定は必ずしも容易ではない。感度を的確に下げれば優位性の判定が容易となろう。

5-2) 体内埋め込み型電気刺激装置

現在、日本で使用可能な埋め込み型電気刺激装置には心臓ペースメーカー (埋め込み型除細動器を含む)、脳深部刺激装置、脊髄電気刺激装置、迷走神経刺激装置が存在する。刺激により脳波記録にアーチファクト (持続の短い棘波様の波形) を生じるが、波形、規則性などを熟知していれば、その特徴から脳活動との鑑別は比較的容易である³⁹⁾ (図 5-2-1, 図 5-2-2)。アーチファクトで脳波の判読が困難な場合には、(可能であれば) 刺激の停止を行ったり、刺激を確認するための電極を刺激装置の近傍に置くこともある。刺激装置による脳波計への影響、脳波計の刺激装置に対する影響は報告されていない。

基本的内容

A. 心臓ペースメーカー (埋め込み型除細動器を含む)
不整脈の治療に用いられる。刺激装置は鎖骨付近の

前胸部皮下に埋め込まれ、リードは心臓内に留置される。アーチファクトは規則的で、出力周波数は心拍動に一致する。

基本的内容

B. 脳深部刺激装置

パーキンソン病や不随意運動の治療に用いられる。刺激装置は鎖骨付近の前胸部皮下に埋め込まれ、リードは脳内に留置される。パルス幅は 60-450 μsec (一般に 60 μsec)、出力周波数は 2-185 Hz の間 (一般に 130 Hz) で可変である。頭蓋内で刺激するために頭皮上脳波に大きなアーチファクトが発生する。また、留置の際に頭蓋骨にバーホールをあけるため、breach rhythm も生じうる。

高度な内容：補足

デジタル脳波計の特性を生かしたアーチファクト除去フィルタも開発されつつある³⁹⁾。

基本的内容

C. 脊髄電気刺激装置

慢性疼痛の治療に用いられる。刺激装置は腰部や前胸部などの皮下に埋め込まれ、リードは脊髄硬膜外腔に留置される。出力周波数は2-150 Hz程度で、一般に1-5 Hzの出力周波数が用いられる。

基本的内容

D. 迷走神経刺激装置

てんかんの治療に用いられる。刺激装置は鎖骨付近の前胸部皮下に埋め込まれ、リードは左迷走神経に留置される。出力周波数は1-30 Hz、オンタイムは7-60秒、オフタイムは0.2-180分で可変である。

5-3) 意識障害患者

意識障害患者では、患者の協力が不十分なため、種々のアーチファクトが混入する。アーチファクト混入のない記録を短時間でも得ることは重要である。小児脳波の場合と同様、この部分を最大限利用して、リモンタージュやリフィルタリング、感度変更を行えば、紙書き脳波計では得られなかった良好な判定が可能となる。しかし、アーチファクト混入が避けられないとき、その時点での患者の状態に関する情報が重要となる。また、記録途中でミオクロヌス等が出現した場合、表面筋電図を追加して記録することもある。さらに、記録中にある薬剤を投与しその効果を判定したい場合もある。このときは薬剤投与前後で脳波を比較することが必要となろう。

また、デジタル脳波計に限ったことではないが、記録中に声かけや簡単な質問をして被検者の意識レベルを確認したり、覚醒レベルを上げて後頭部優位律動や徐波出現頻度の変化を確認したりすることも意識的に行うことが推奨される。

基本的な内容：記録時の基本事項

サマリーコメント

記録者はメモ用紙を携帯し、記録中に起こった事象や与えた刺激について、その時刻と内容をメモすべきである。

解説

紙書き脳波計の場合は、記録中に起こった種々の事象を、記録紙に適時書き込むことができた。しかし、デジタル脳波計ではこのような書き込みができない。そこで、記録者には、記録終了後に、記録中に起こっ

た事象をモニター画面に正確に書き込むという編集作業が要請されてくる。このため、事象が起こった時刻とどのようなことが起こったのかについて、その都度メモを作成しておくべきである。予測可能な出来事はイベント名を付けて予め登録しておくことができるが、すべてを登録できるわけではない。特に、意識障害患者のように、予期しないことが起こると予想されるときは、メモを作成することが記録中に行うべき必須の作業となる。

基本的な内容：判読時の基本事項

サマリーコメント

注目波形の相互比較はスナップ機能を利用して行う。

解説

意識障害患者の脳波記録では、薬剤を投与しその経過を観察することがある。図5-3-1に広汎性の不規則棘徐波を呈した意識障害（非けいれん性てんかん重積状態）患者の脳波を示した。記録中にジアゼパムを投与されており、その効果を判定する必要がある。紙書き脳波計では、異なった時点で記録された注目波形を相互に比較することは、記録紙をたぐり寄せることによって比較的容易に行えた。デジタル脳波計でも、スナップ機能を用いれば同様の比較が行える。この機能を有効に利用すれば、判定精度をあげることができよう。なお、記録中に、モニター画面上で同様の比較が行えるソフトも市販されており、利用する価値があると思われる。

5-4) 小児

小児脳波の特徴は、年齢により発達的变化があること、成人に比較し振幅が高くアーチファクトが多いこと、てんかん発射と誤認し易い波形があること、小児に特有の波形やてんかん発作型が存在することなどである。デジタル脳波の利点を生かすことで小児脳波を的確に判読することができる。

基本的内容

A. 背景基礎活動の異常のリモンタージュによる検出

小児は安静を保ち難いため必ずしも理想的な記録は得られない。適切な状態で記録できた部分を選び、判読に最適の条件にする必要がある。特に背景基礎活動の異常はモンタージュにより検出し易さが異なるので、基準導出法と双極導出法の両方での判読が必要である⁴⁰⁾ (図5-4-1)。

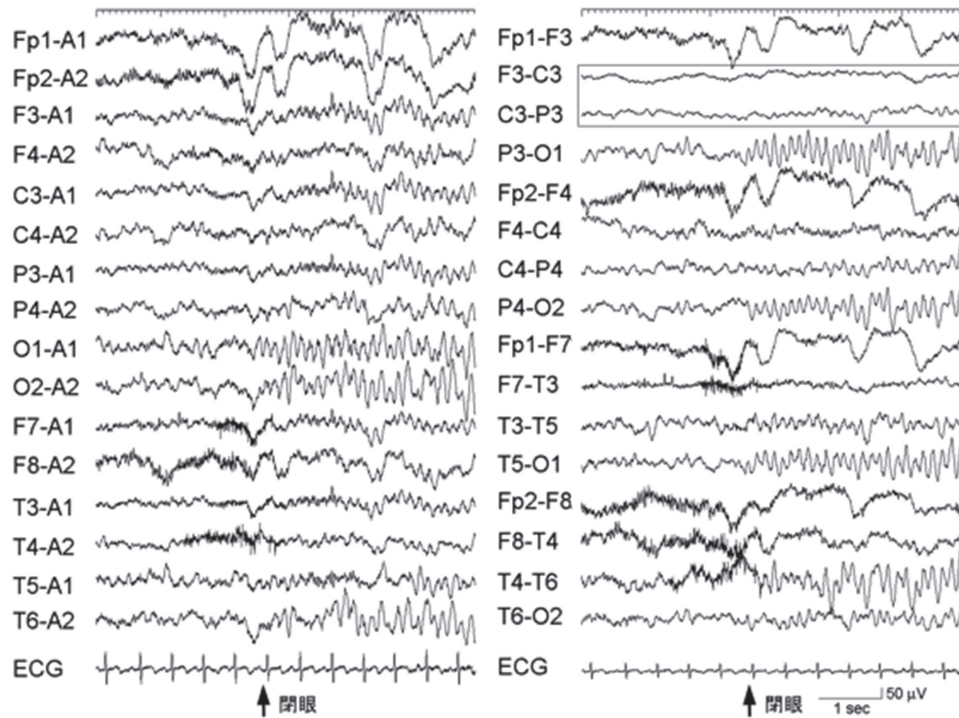


図 5-4-1 左半球脳梗塞の 2 歳 1 カ月幼児の覚醒時脳波 (原図)

同じ脳波を 2 つのモニターで示しており、この症例では左半球中心部の振幅低下 (図の四角で囲まれた範囲) は基準導出法 (左図) より双極導出法 (右図) の方が明瞭である。適切な導出法は症例により異なるので両方が必要である。この図が示すように、幼児でも根気強くあやして機嫌をとり、そっと瞼を押さえることで閉眼時の後頭部 α 律動の検出が可能である。

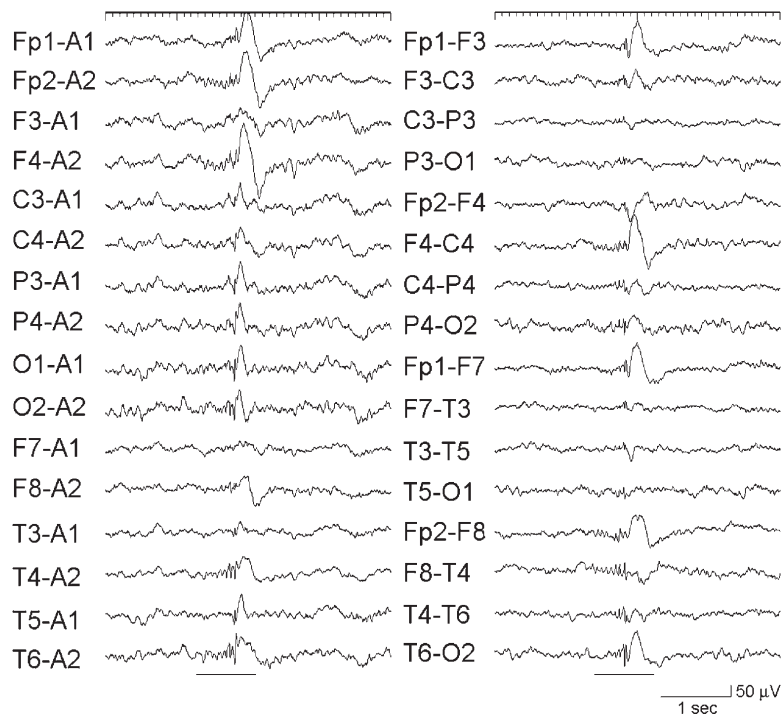


図 5-4-2 軽度精神発達遅滞の 10 歳の小児で認めた 14 Hz positive burst (下線) (原図)

陽性成分が櫛歯状の特徴的波形は基準導出法 (左図) では明瞭であるが、双極導出法 (右図) では極性が不明のため棘徐波と紛らわしくなっている。

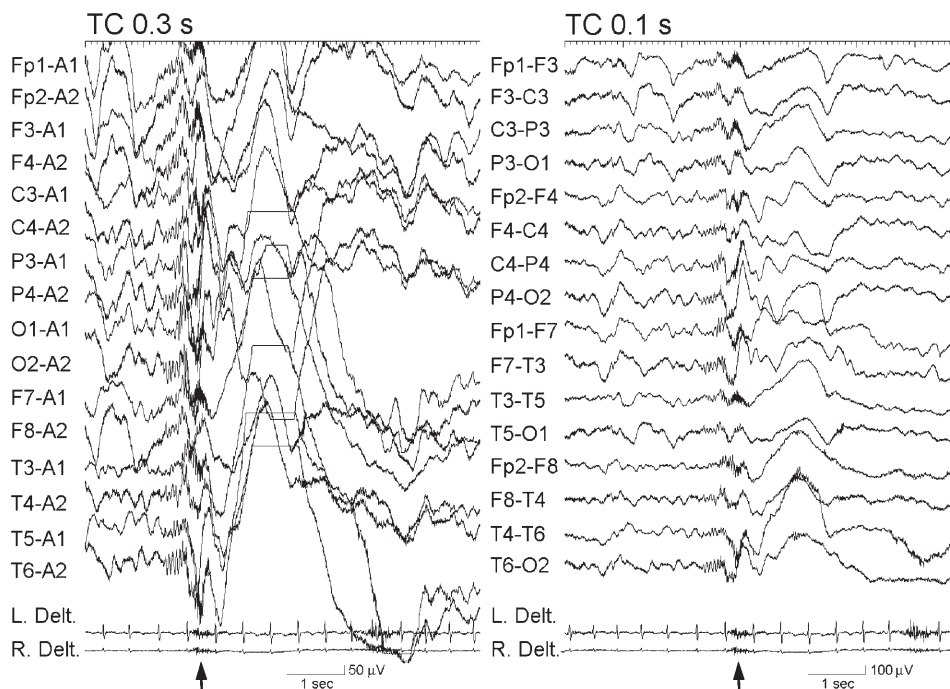


図 5-4-3 Epileptic spasms の発作時脳波 (矢印) (原図)

時定数 (TC) 0.3 秒で通常感度の脳波 (左図) では、発作時徐波は振幅が高すぎて一見アーチファクトと識別することが困難である、TC 0.1 秒で感度 1/2 にすると速波に続く高振幅徐波を認識できる (右図)。

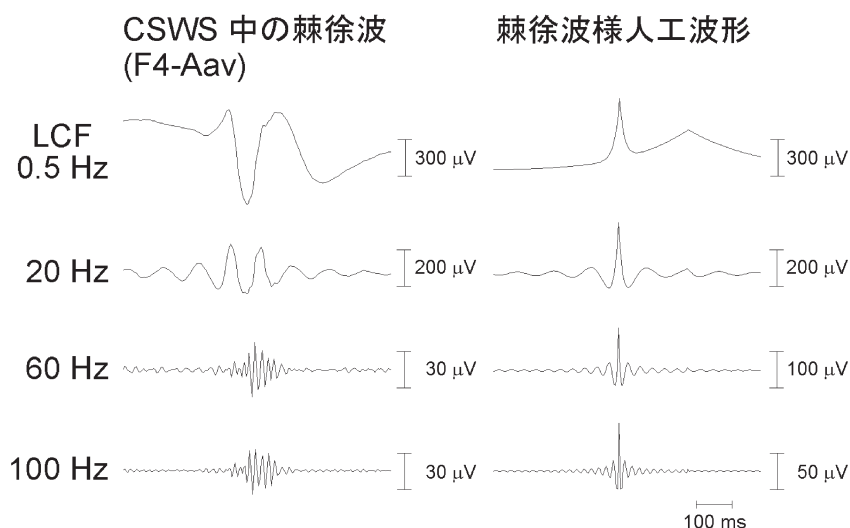


図 5-4-4 棘波中の HFOs と高周波アーチファクトの比較 (原図)

徐波睡眠時に持続性棘徐波 (CSWS) を示すてんかんにおける睡眠中の棘徐波 (F4, 基準は平均耳朶電位) に高い遮断周波数の低域フィルタ (low-cut filter: LCF) を使用すると 120 Hz 前後の HFOs が検出されるが⁴¹⁾、この波形や周波数はフィルタが 60 Hz でも 100 Hz でもほぼ同様である (左図)。一方、棘徐波様波形を人工的にコンピュータ内部で発生させフィルタを使用すると、真の HFOs は全く含まないにも拘わらず高周波のアーチファクト振動が発生する⁴²⁾。しかしこの高周波アーチファクトは遮断周波数に一致した周波数を示す点で真の HFOs とは識別できる (右図)。

高度な内容

B. てんかん発射と誤認し易い波形の識別

小児脳波では、陽性棘波 (positive spike) などてん

かん発射と誤認しやすい波形を時に認める。この識別にはリモニタージュ機能を生かして、基準導出法と双極導出法を共に含む種々の設定により波形を正確に判

読する必要がある (図 5-4-2)。

高度な内容

C. 小児てんかんの発作時脳波

小児に特有の発作型があり、代表が West 症候群の epileptic spasms である。その発作時脳波では高振幅徐波が出現するが、正確な判読のためには時定数 (低域遮断フィルタ) や感度 (ゲイン) など設定の調整が必要である (図 5-4-3)。

高度な内容

D. 低域遮断フィルタにより発生する高周波アーチファクト

高い遮断周波数の低域フィルタを使用することにより高周波振動 (HFOs) を検出できる。しかしフィルタにより実際には存在しない振動が遮断周波数でアーチファクトとして発生するため、複数の遮断周波数による波形を比較することで真の HFOs とアーチファクトを慎重に識別しなければならない (図 5-4-4)。

6) 添付資料：脳波検査申込書／報告書

患者登録事項

依頼医師名 ()

科名 () 外来, 入院

性別 1. 男性, 2. 女性

生年月日 ()

患者氏名 ()

初回検査または継続の別

1. 初回, 2. 継続, 3. 不明

臨床概要 ()

検査目的

1. 器質脳疾患の除外, 2. てんかん性異常の有無,
3. 局在性異常の確認, 4. 汎発性脳障害の確認,
5. 意識障害との相関, 6. 経過観察, 7. その他

臨床診断 ()

現病歴 ()

異常臨床所見 ()

画像所見 ()

投薬内容

0. なし, 1. 抗けいれん剤 (), 2. 向精神薬 (),
3. 副腎皮質ホルモン剤, 4. 鎮痛剤 (),
5. 抗生物質 (), 6. その他 ()

脳波検査所見

脳波登録事項 (技師が記入)

技師名 ()

脳波番号 (), 検査番号 (), オーダー番号 (), カルテ番号 ()

検査年月日 (), 時刻 (), 最終食事時刻 ()

脳波計機種 (), Time constant (), 高周波フィルタ ()

賦活方法

0. なし, 1. 光刺激, 2. 音刺激, 3. 過呼吸,
4. 誘発睡眠 (薬剤, 量) 5. 頭蓋内記録,
6. ビデオ記録, 7. その他 ()

背景脳波

振幅

1. 低 (20 μ V 以下), 2. 中等 (20~80 μ V),
3. 高 (80 μ V 以上), 4. 変動性, 5. その他 ()

周波数 Hz~ Hz

優位リズム

1. β , 2. α , 3. θ , 4. δ , 5. 混合, 6. 欠如,
7. その他 ()

左右差

0. なし, 1. あり (右>左, 左>右)
2. その他 ()

Organization 1. 良好, 2. 不十分

Modulation 1. 良好, 2. 不十分

開眼による抑制

1. α 抑制, 2. 変化なし (抑制不良), 3. 矛盾性,
4. 一側のみ抑制, 5. 異常波抑制, 6. 異常波出現,
7. その他 ()

分布

1. 後頭部優位, 2. 後頭部~前頭部, 3. びまん性

睡眠波

0. なし, 1. 頭蓋頂鋭波, 2. 紡錘波,
3. 異常睡眠波, 4. その他 ()

その他

μ 波, λ 波, 若年性後頭部徐波,

その他 ()

コメント ()

非突発性異常所見

*以下 A, (A'), B, C, D 各項から選択して記載

- A: 1. 汎発性, 2. 半球性, 3. 限局性, 4. 焦点性, 5. 多焦点性
 A': 1. 焦点 (Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6), 2. 右半球性, 3. 左半球性, 4. multi focus
 B: 1. 低振幅, 2. 中等振幅, 3. 高振幅, 4. 変動性振幅
 C: 1. 不規則徐波 (主に δ), 2. 不規則徐波 (主に θ), 3. 律動性 δ 4. 律動性 θ , 5. 三相波
 D: 1. 間欠性に出現, 2. 持続性に出現, 3. 一過性に出現, 4. 時々出現, 5. 稀に出現, 6. 反復性に出現
 コメント ()

突発性異常

*以下 A, (A'), B, C, D 各項から選択して記載

- A: 1. 汎発性, 2. 半球性, 3. 限局性, 4. 焦点性, 5. 多焦点性
 A': 1. 焦点 (Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6), 2. 右半球性, 3. 左半球性, 4. multi focus
 B: 1. 低振幅, 2. 中等振幅, 3. 高振幅, 4. 変動性振幅
 C: 1. spike, 2. sharp wave, 3. sharp component, 4. slow burst, 5. spike and wave, 6. poly spike and wave, 7. 3 Hz spike and wave, 8. slow burst with spike, 9. slow spike and wave
 D: 1. 間欠性に出現, 2. 持続性に出現, 3. 一過性に出現, 4. 時々出現, 5. 稀に出現, 6. 反復性に出現

その他の波形: Hypsarrhythmia, 発作, その他 ()

コメント ()

非てんかん性突発性活動

14&6 c/sec. 陽性棘波, 6 c/sec. phantom 棘徐波, sss, その他 ()

コメント ()

賦活脳波

光刺激

0. 施行せず, 1. 反応なし, 2. 駆動波, 3. 背景活動の抑制, 4. 駆動波非対象, 5. 突発性異常波の増強・誘発, 6. 光突発性反応, 7. 光筋原性反応, 8. 異常波誘発, 9. その他 ()

音刺激

0. 施行せず, 1. 反応なし, 2. 背景活動の抑制, 3. 覚醒波形, 4. K-complex, 5. 突発性異常波の増強・誘発

過呼吸

0. 施行せず, 1. 変化なし, 2. 正常徐波化, 3. 覚醒, 4. 異常徐波化 (回復遅延), 5. 非対称増強・誘発, 6. 限局性徐波増強・誘発, 7. 棘波増強・誘発, 8. その他の突発性異常の増強・誘発, 9. その他 ()

自然睡眠

0. なし, 1. 正常, 2. 異常睡眠波形, 3. 突発性異常波の増強・誘発, 4. 発作誘発, 5. その他 ()

誘発睡眠

0. なし, 1. 正常, 2. 異常睡眠波形, 3. 突発性異常波の増強・誘発, 4. 発作誘発, 5. その他 ()

特殊な脳波パターン

psychomotor variant (RMTD), PLEDs,

PSD/PSWC, suppression burst

昏睡 coma (α , 紡錘, β , θ , δ)

大脳電氣的無活動 Electrocerebral inactivity (ECI)

その他 ()

コメント ()

判定

総合判定

1. Normal, 2. WNL, 3. Borderline, 4. Mildly abnormal, 5. Moderately abnormal, 6. Markedly abnormal, 7. 判定不能

覚醒度

1. Awake, 2. Drowsy, 3. Stage I, 4. Stage II, 5. Stage III/IV, 6. REM, 7. Somnolent, 8. Stupor

コメント (臨床との相関及び示唆)

記載日 ()

記載者 ()

承認医師 ()

謝辞

本指針の原稿の修正過程において、多大な協力をいただいた文室知之会員に感謝します。

利益相反

本学会の投稿規定に則り、以下の COI 状態を記します。

4) 講演料 (年間 50 万円以上): 池田昭夫 (大塚製薬), 赤松直樹 (大塚製薬, 協和発酵キリン, グラクソスミスクライン), 松浦雅人 (協和発酵キリン)

6) 研究費 (年間 200 万円以上): 寺田清人 (UCB ジャパン)

8) 寄附講座: 池田昭夫, 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は, 大塚製薬, グラクソスミスクライン, 日本光電, UCB ジャパンの寄付金にて支援されている。)

7) 引用文献

- 1) Wong PKH: *Digital EEG in Clinical Practice*. Lippincott-Raven, Philadelphia, 1996.
- 2) American Clinical Neurophysiology: Guideline 14: Guidelines for recording of clinical EEG on digital media. *J Clin Neurophysiol* 11: 114-115, 1994.
- 3) American Clinical Neurophysiology: Guideline 8: Guidelines for recording of clinical EEG on digital media. *J Clin Neurophysiol* 23: 122-124, 2006.
- 4) 日本臨床神経生理学会 (旧日本脳波・筋電図学会) ペーパーレス脳波計検討委員会 (石山陽事, 池田昭夫, 小林勝弘, 末長和榮, 中村文裕, 中村政俊, 野沢胤美, 平賀旗夫, 真柳佳昭): ペーパーレス脳波計の性能と使用基準 2000. *臨床神経生理学* 28: 270-276, 2000.
- 5) Nuwer MR, Comi G, Emerson R, et al: IFCN standards for digital recording of clinical EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 106: 259-261, 1998.
- 6) American Clinical Neurophysiology Society: Guideline 12: Guidelines for long-term monitoring in epilepsy. *J Clin Neurophysiol* 25: 170-180, 2008.
- 7) 池田昭夫, 橋本修治, 幸原伸夫, 関西脳波・筋電図研究会: ペーパーレス脳波の記録・判読の現状と問題点: アンケート結果から. *臨床神経生理学* 38: 95-104, 2010.
- 8) Bearden S: EEG reviewing/recording strategy. *Am J END Technol* 47: 1-19, 2007.
- 9) Epstein CM: Digital EEG: trouble in paradise? *J Clin Neurophysiol* 23: 190-193, 1994.
- 10) Nuwer MR: Digital EEG and EEG standards. symposium, 29th International Congress of Clinical Neurophysiology, Kobe, November 1, 2010.
- 11) 池田昭夫: ペーパーレス脳波の記録・判読の現状と問題点: 判読医は増えたか? 第 39 回日本臨床神経生理学会教育セミナー (医師向け), 平成 21 年 11 月 19 日.
- 12) Chadwick D: Epilepsy Octet, diagnosis of epilepsy. *Lancet* 336: 291-295, 1990.
- 13) 日本臨床神経生理学会臨床脳波検査基準改訂委員会 (石山陽事, 池田昭夫, 小林勝弘, 末永和榮, 飛松省三, 中村文裕, 中村政俊, 野沢胤美, 平賀旗夫, 松浦雅人, 真柳佳昭): 改訂臨床脳波検査基準 2002. *臨床神経生理学* 31(2): 221-242, 2003.
- 14) 末永和榮, 松浦雅人: デジタル臨床脳波学. 医歯薬出版 (株), 東京, 2011.
- 15) 末永和榮, 松浦雅人: 発生源導出法による高齢者の側頭部徐波. *精神科治療学* 16(9): 947-951, 2001.
- 16) 橋本修治 (著), 幸原伸夫 (執筆協力): 臨床電気神経生理学の基本. 脳波と筋電図を日々の臨床に役立つものとするために. 診断と治療社, p. 167, 2013.
- 17) 飛松省三: 脳波を楽しく読むためのミニガイド (1). *臨床脳波* 46: 665-673, 2004.
- 18) 飛松省三: 脳波を楽しく読むためのミニガイド (2). *臨床脳波* 46: 731-742, 2004.
- 19) 飛松省三: 脳波を楽しく読むためのミニガイド (3). *臨床脳波* 46: 807-820, 2004.
- 20) 飛松省三: 脳波の導出法. *臨床神経生理学* 34: 44-53, 2006.
- 21) Lesser RP, Lüders D, Dinner DS, et al: An introduction to the basic concepts of polarity and localization. *J Clin Neurophysiol* 2: 45-61, 1985.
- 22) 日本脳波・筋電図学会, 脳波電極および導出法検討委員会: 臨床脳波検査用標準モニタージュおよび臨床脳波検査用電極と基準導出法の使用指針. *脳波と筋電図* 13: 92-97, 1985.
- 23) American Clinical Neurophysiology Society: Guideline 6: A proposal for standard montages to be used in clinical EEG. *J Clin Neurophysiol* 23: 111-117, 2006.
- 24) Chatrian GE, Lettich E, Nelson PL: Modified nomenclature for the "10%" electrode system. *J Clin Neurophysiol* 5: 183-186, 1998.
- 25) Ikeda A, Yazawa S, Kunieda T, et al: Scalp-recorded focal, ictal DC shift in a patient with tonic seizure. *Epilepsia* 38: 1350-1354, 1997.
- 26) Ikeda A, Sengoku A, Aoyagi N, et al: Seizure with prominent tonic initial signs followed by psychomotor features: a case report clinically manifesting an unusual ictal evolution. *Epileptic Disord* 1: 127-133, 1999.

- 27) Klass DW, Barbara F, Westmoreland F: Nonepileptogenic epileptiform electroencephalographic activity. *Ann Neurol* 18: 627-635, 1985.
- 28) 橋本修治：成人脳波判読の基礎. 臨床神経生理学 33: 524-533, 2005.
- 29) Noachtar S, Binnie C, Ebersole J, et al: A glossary of terms most commonly used by clinical electroencephalographer and proposal for the report form for the EEG findings. In Deuschl G, Eisen A (eds). Recommendations for the practice of clinical neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Physiology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 52: 21-41, 1999.
- 30) Gloor P: The EEG and differential diagnosis of epilepsy. In van Duijn H, Donker DNJ, van Huffelen AC (eds). *Current Concepts in Clinical Neurophysiology*. Trio, The Hague, pp 9-21, 1977.
- 31) 橋本修治, 原田 譲：成人脳波判読の実際. 臨床脳波 48: 561-571, 2006.
- 32) 大熊輝雄：脳波所見の判読と記載. 臨床脳波学第5版. 医学書院, 東京, pp 395-403, 1999.
- 33) ハンス・O. リューダース, ソヘイル・ノアハタ (兼本浩祐, 河合逸男訳)：脳波アトラス 脳波分類. 医学書院, 東京, pp 15-22, 1995.
- 34) 日本神経学会用語委員会編：神経学用語集第3版. 文光堂, 東京, 2008.
- 35) 日本てんかん学会：てんかん学用語集第4版. 日本てんかん学会, 東京, 2009.
- 36) 法的脳死判定マニュアル. 厚生省厚生科学研究費特別研究事業「脳死判定手順に関する研究班」H11年度報告書.
- 37) 法的脳死判定マニュアル. 厚労省厚生科学研究費特別研究事業「臓器提供施設における院内体制整備に関する研究」「脳死判定基準のマニュアル化に関する研究班」H22年度報告書.
- 38) American Clinical Neurophysiology Society: Guideline 3: Minimum technical standards for EEG recording in suspected cerebral death. Feb 10, 2006.
- 39) Allen DP, Stegemöller EL, Zadikoff C, et al: Suppression of deep brain stimulation artifacts from the electroencephalogram by frequency-domain Hampel filtering. *Clin Neurophysiol* 121: 1227-1232, 2010.
- 40) 小林勝弘, 大塚頌子 (監修)：小児脳波—判読のためのアプローチ. 診断と治療社, 東京, p 289, 2008.
- 41) Kobayashi K, Watanabe Y, Inoue T, et al: Scalp-recorded high-frequency oscillations in childhood sleep-induced electrical status epilepticus. *Epilepsia* 51: 2190-2194, 2010.
- 42) Bénar CG, Chauvière L, Bartolomei F, et al: Pitfalls of high-pass filtering for detecting epileptic oscillations: a technical note on “false” ripples. *Clin Neurophysiol* 121: 301-310, 2010.
- 43) 末永和榮：カッパ (κ) 律動の脳波学的研究. 臨床神経生理学 2(4): 295-303, 2004.

8) 参考資料

高齢者の脳波の耳朶電極の活性化

高齢者の脳波には側頭部優位に出現する特徴的な波形が多く、耳朶電極を活性化するため判読に注意を要する。もっとも出現率が高いものはカッパ律動^{*10}で60歳以上では約半数例にみられる⁴³⁾。BORTT (burst of rhythmical temporal theta)^{*11}、老人性側頭部間歇性徐波 (Temporal slow waves of the elderly: TSE), Wicket spike, TMSSA (Temporal minor slow and sharp activity) も耳朶に波及するため、T3-T4, A1-A2 の誘導が有用である (図 8-1, 図 8-2, 図 8-3)。

(註)

^{*10} カッパ (κ) 波： κ 律動 (Kappa rhythm), the third rhythm は同義で、MEG の tau (τ) rhythm に相当する (註：ICCN による「臨床脳波で汎用される用語集と脳波所見報告書の推奨」に記載されているが、1999年の時点では本用語の使用は推奨されなかった²⁹⁾。

^{*11} BORTT：カッパ波の周波数は6~12 Hzとされており、BORTTは6~7 Hzの θ 群発で性質は κ 波とまったく同じなので、 θ 波帯域の κ 波と考えられる。

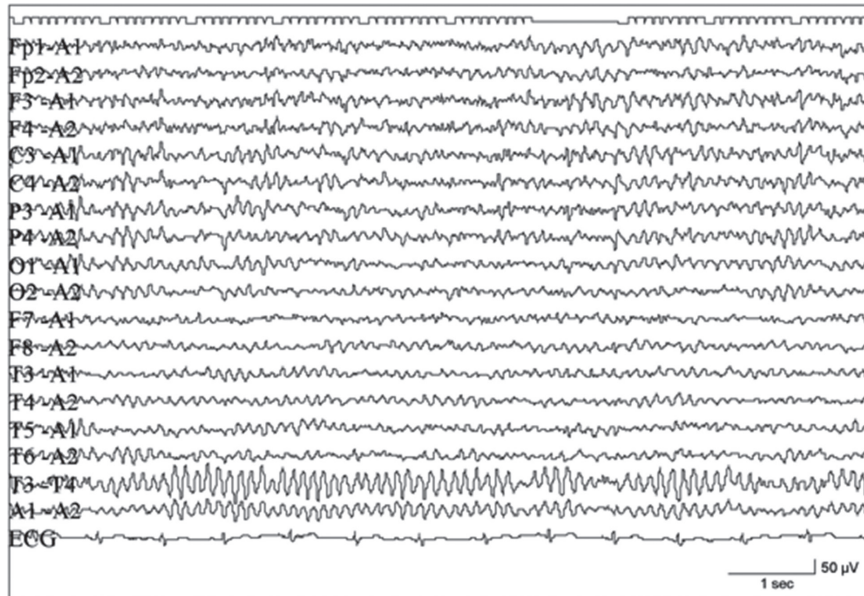


図 8-1 κ 波 62 歳男 同側耳朶基準誘導 (文献 43 から引用)

T3, T4 優位の κ 波は低振幅のため α 波との区別がつかない。しかし, T3-T4, A1-A2 誘導で確認できる。

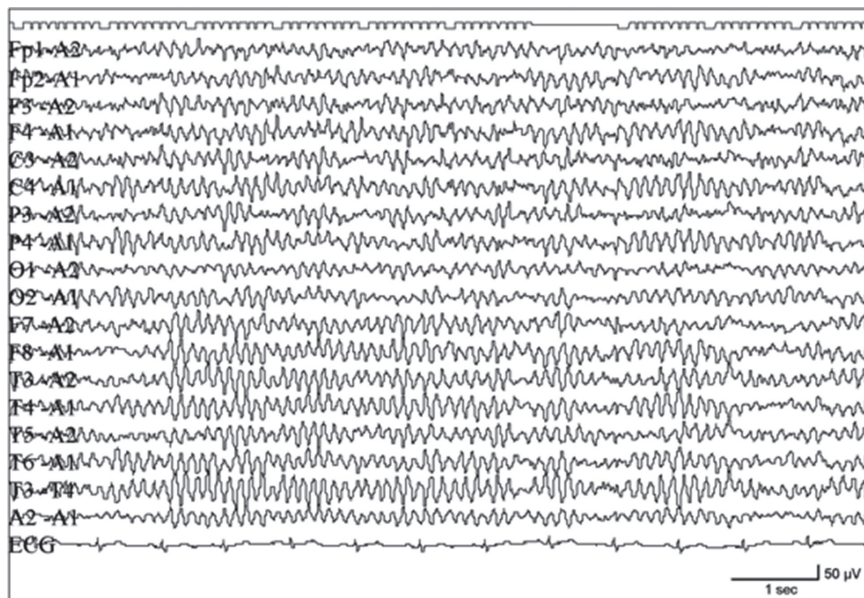


図 8-2 κ 波 62 歳男 反対側耳朶基準誘導 (文献 43 から引用)

本波形は左右で極性が逆なため, 反対側耳朶基準誘導で顕著になる。

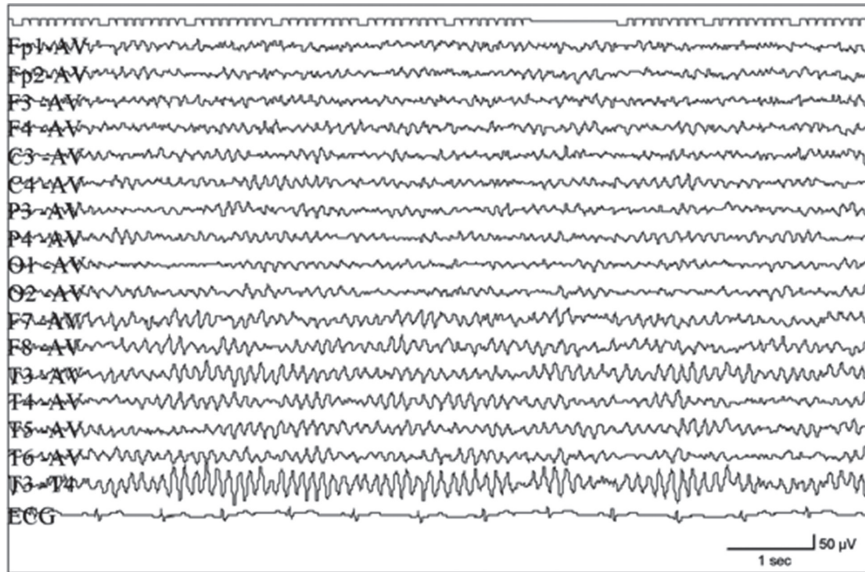


図 8-3 κ 波 62 歳男 平均関電極法 (AV 誘導) (原図)
AV 誘導や SD 法で T3, T4 の κ 波が顕著になる。

The practical guideline how to use digital EEG for recording and reading in clinical practice

Subcommittee of paperless EEG on clinical practice 1, 2,
Japanese Society of Clinical Neurophysiology

AKIO IKEDA^{1,+}, NAOKI AKAMATSU¹, SHUJI HASHIMOTO¹, KATSUHIRO KOBAYASHI¹,
RIKI MATSUMOTO², MASAO MATSUURA¹, AYUMI SAKATA¹, HIROSHI SHIGETO²,
KAZUE SUENAGA¹, KIYOHITO TERADA², SHOZO TOBIMATSU¹
(¹ members, ² collaborators, + chairperson)

Many guidelines for digital EEG (dEEG) have been published in the current dEEG era since 1990s in which they have described and defined its mechanical and software-based functions. However, little has been done for practical guidelines to record, read and interpret dEEG so far exclusively from the viewpoint of EEG technologists and EEGers. Therefore, this guideline aims to provide us with the information how to use dEEG most effectively by knowing 1) how to record and manipulate dEEG to maximize its function, and 2) how to read dEEG to maximize its function and to minimize the interpretation error and the spent time.

It is very important for EEG technologists to record dEEG with good quality. They should display and monitor dEEG in the most suitable condition, being apart from the fixed recording condition. Namely, they should change any display conditions including montage, filter setting, time window, and amplitude depending on the patients' condition, as done previously in the analogue EEG era. Thus they could inspect and record the best dEEG while recording. As a result, (1) it provides EEGers with the most suitable display condition to read EEG immediately after recording, and (2) it gives us the suitable dEEG for further data processing such as frequency analysis, power analysis, topographical mapping, time-frequency analysis, source estimation, etc.

For EEG reading, although EEGers could anecdotally choose any display conditions (i.e., montage, filter setting, time window, and amplitude), it is usually the most effective way to read EEG as it was inspected and displayed while recording by the EEG technologists as long as dEEG was well inspectionally displayed. When needed, they could change display conditions any time. However, it should be avoided that they arbitrarily select only one or two montages to complete dEEG reading. They should read dEEG by means of at least two montages or more in combination to complement the features of each montage as so-called rational montage selection, e.g., referential montage with ipsilateral earlobe reference easily causes earlobe activation (reference activation) in the temporal abnormality and thus it is carefully interpreted or not selected in patients with temporal abnormality. Prior to final interpretation, they should make sure that they selected appropriate montages based on the clinical information, e.g., averaged reference is rather recommended to extract and localize the maximum active area properly unless the interested EEG activity is generalized, and it is not applied to read generalized activity.

While reading, EEGers could effectively use the tools of data processing such as frequency analysis, power analysis, topographical mapping, time-frequency analysis, source estimation, etc. Thus it helps them inspect dEEG visually with more accuracy, and increases both sensitivity and specificity to detect the abnormal finding.

Finally, this guideline could provide any trainees with practical learning way to read dEEG most effectively because dEEG is the useful, self-learning tool how to read EEG. Teaching files of dEEG with EEG reports enormously enhance this process.

Key Words : digital EEG, guideline, recording condition, display condition, self-learning