

## ABR等電位地図とその応用

Topology of ABR and its application

加藤修一, 中辻康弘  
帝京技術科学大学情報学部

準備電位のような誘発電位 (EP) を利用すると、人工義肢の微妙な動きが可能となる。平均加算回数を減らすことは自由意思による運動を行う上で重要である。平均加算回数を減らす上で3手法について次のような結果えた。すなわち、(1)平滑微分オート-EPピーク検出法では、数百回加算の必要性があり、電カスペクトラム合成法によると、100~399、500~599、1000~1099[Hz]の帯域通過フィルタを採用すれば数回の平均加算で可能である。300回以上の加算EPトポグラフィのマッピングに対して、安定した高電位の頭皮上の領域を推定することができる。

## ABR topography and its application

Shuichi Kato Yasuhiro Nakatsuji

Teikyo University of Technology

2289-23 Ohtani, Uruido, Chiba 290-01, Japan

By using the evoked potential (EP) such as readiness potential. We can expect more fine movement of the artificial limbs. It is important how much we can reduce the averaging time, to obtain free-will dependent movement. We conform, for following three methods on the averaging counts, it is possible to estimate peak latencies for a few hundred ABR averagings, to (1) the smoothing differential auto-EP peak detection method, several averagings to (2) the power spectrum synthesis method with frequency band pass filter for 100~399, 500~599, 900~1099 [Hz], and (3) cortical region of the stable high potential to the EP mapping for 300 averagings.

## 1. はじめに

現在、人工義肢はいろいろな形式、動力源、制御方式を用いたものが考察されている。制御方式の多くは電気信号を利用して応答速度をあげている。しかし、その制御信号を生体から得る方法については、例えば、切断部分の神経線維群から、またはそれに伴った筋電位から信号を取り出す方法、あるいは全く別の部位の筋肉を動かすことにより得られる筋電位を取り出すなどの方法がとられているが、トリガになるようなはっきりとした信号を得ることが難しく、たとえ得ることができる場合でも応答速度が遅すぎるなどの問題点がある。しかし頭部に注目してみると、人間が動作を行う時、その直前に準備電位と呼ばれる電位変化が頭部（頭皮上）が現れる。この電位変化のS/Nを上げるためには、加算平均という作業が必要である。この準備電位で義肢の駆動を行なうのであるが、意思に応じた即応性を高めるためには、加算回数を減らし計測時間を短縮すること、つまりできるだけ少ない加算回数で判断できるようにすることが必要である。

そこで本報は準備電位を短時間で検出する手法を確立する前に誘発反応であるABR（聴性脳幹反応）について、ピーク潜時の再現性が高く、かつ意識状態を推定する上で有力なtoolとなる準備電位で加算回数と波形情報との関係に関する実験を行った。検査条件に適合するABRの標準的なピーク潜時情報を得る際の最小加算回数を決定するための実験及びその考察を行った結果をここに報告する。また、この結果を頭皮上の総合的な電位変化を調べるトポグラフィに適用できるかどうか検討した。

## 2. ABR（聴性脳幹反応）

脳波は精神活動、特に意識水準を調べる上で、重要な役割を担っているが、その発生部位に不明な点が多く脳内部位の局在診断には不向きである。これに対して最近注目を浴びているものに聴性脳幹反応（Auditory Brainstem Responses ; ABR）がある。これは、音刺激（主にclick）を与えてから10〔ms〕以内に出現する7個のピークを持つ多相性陽性波で、ピーク潜時は安定した一次反応で再現性が高い（図1）。far

field potentialの誘発電位であるため頭皮上どこでも記録することができるが、1回の刺激によって誘発される電位は0.2~0.5〔 $\mu$ V〕と微弱であるため一般的には、1000回以上の平均加算が必要とされている。ABRは1970年にJewettやSohmerが報告以来、検査法と判読法が容易であるため聴覚障害、脳幹障害の診断の補助として利用されている。ABR以外にも各種の聴性誘発反応がある（図2、表1）が、その波形成分の発生起源が脳幹聴覚路のどの部分であるか、ほぼ明らかにされているため、聴神経から下丘までの広い範囲にわたってニューロンのインパルスの伝搬過程、インパルスの複合波すなわち、誘発電位の形成過程を調べる上で好都合である。

音刺激（acoustic input）は外耳（outer ear）、中耳（middle ear）、基底膜（basilar membrane）のメカニカルフィルタまでのメカニカル過程、感覚受容器（細胞）（sensory receptor cell）のトランスデューサ過程、さらに第一次求心性神経（first order afferent）から聴覚系中枢（central auditory system）にいたる神経過程の三過程を経て処理される。トランスデューサ過程から神経過程にオリブ蝸牛フィードバック系（olivocochlear feedback system）で、メカニカル過程から神経過程に聴覚反射運動系（acoustic reflex motor system）がそれぞれフィードバックしている（図3）。

## 3. ABR等電位マッピング

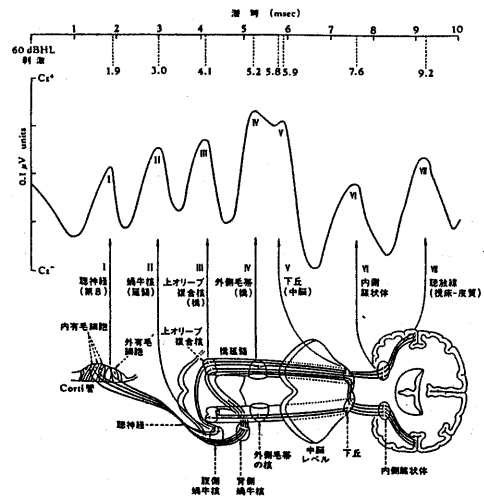


図1 脳幹聴覚路とABR (Stockard, 1976, 1977)

反応の名称	潜時	刺激音	解析時間	刺激時間	フィルタ	加算回数	反応の記録
1. 短中マイクrophon 電位 CM	0 msec	トーンビップ 脈音	10 msec	50-100 msec	1-5000 Hz	1000 ?	有毛細胞
2. Summating potential AP	0	トーンビップ 脈音	10 msec	50-100 msec	1-5000 Hz	1000 ?	コルチ器
3. 短中マイクrophon 電位 AP	1-4	タリョッタ トーンビップ					蝸牛神経
4. 聴性前時反応 ABR	2-12	タリョッタ トーンビップ	10-20	50-100	30-1500	1000 ?	脳幹聴覚路
5. frequency-following response FFR	6	トーンビップ 脈音				1000 ?	
6. 聴性中間反応 MLR	12-70	トーンビップ	50-100	100-150	10-300	1000 ?	聴皮質と 脳幹聴覚路
7. 40Hz 率誘導 電位 ERP		脈音	50			1000 ?	
8. 後耳分反応 PAR	10-25	タリョッタ トーンビップ	50	50-100	8-120	500	後耳分節
9. 聴皮質 SVR a. 覚醒時反応 b. 睡眠時反応	50-200 200-800	脈音	1-2 sec	1-2 sec	0.3-30	30-60	聴皮質
10. P <sub>50</sub>	300-650	脈音	1-2 sec	1-2 sec	0.1-120	40	聴皮質
11. CNV	第1刺激 の反応後	脈音+ 聴覚刺激	不定	不定	DC-20	10-20	大脳皮質 連合野

(注) 脚注欄から引用したもので、各数値はだいたいの目安

表1 聴性誘発反応の種類 (真鍋, 1985)

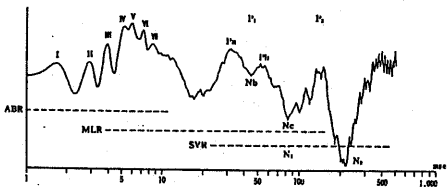


図2 聴性誘発反応の同時記録 (市川ら, 1983)

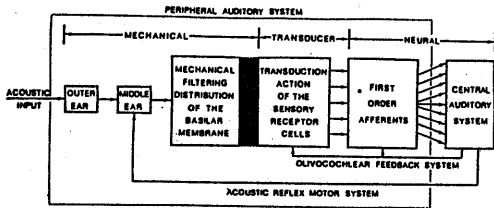


図3 聴覚系のモデル (Weiss, 1986)

各刺激条件のもとに検出されたABRはマッピングの手法を使ってトポグラフィを行なうと、頭皮上の電位変化を視覚・画像化できる。このことにより各部位における電位変化の詳細情報が有効に得られる(図4)。しかし、この検出は、約1000~2000回の平均加算をへて通常得られる。今回の目的のため、我々は1回からの加算に対するマッピング表示を行った(図5)。

#### 4. 実験について

##### 4-1 ABR検査条件と各パラメータ

ABRのすべての反応成分が常に典型的な波形として記録できるとは限らない。各反応成分の出現性にも性差、個人差があるなど多様性を有する。この多様性

を解釈するにはどのような状況で発生するかを明確にする必要がある。そこで、ABR波形の解析に影響を及ぼすと考えられる検査条件を次に挙げておく。

#### < 検査条件 >

- (1) 被験者 : 性差、年齢、体温、覚醒と睡眠、聴力、心理状態
- (2) 音刺激系 : 音種(波形)、duration(音幅)、音圧、音の周波数(頻度)、音の位相
- (3) 記録系 : 基準電極の位置、フィルタ(帯域特性)、加算回数、接触抵抗

上記の検査条件において、今回の研究に特に重要な役割を果たすのが次の3要素である。またこの検査条件に起因するABRを特徴づけるパラメータとして、

- ①各反応波(I~VII波)の出現性
- ②潜時(latency)
- ③振幅(amplitude)

がある。これらについては次のことがさらに報告されている。

#### ①各反応波(I~VII波)の出現性

I、III波の2峰性・ピークの2分裂の可能性、そしてこれらの音の強度への依存性。

#### ②潜時(latency)

##### (a) ピーク潜時(peak latency)

刺激直後の時点から反応波のピークまでの時間のことである。あるいは単に潜時ともいう。刺激音圧など刺激条件によって変化する。

##### (b) ピーク間潜時(interpeak latency, IPL)

ABRの各反応成分のピーク間の時間のことである。これらは神経興奮が聴覚伝導路を上行するときに必要な伝導時間を反映するものと考えられている。従って、脳幹部障害の診断には非常に有益なものとなる。またこれらは音刺激系の影響を受けにくい。

##### (c) 両耳間潜時差

左耳刺激によるABRと右耳刺激によるABRとの、V波潜時の差。

#### ③振幅(amplitude)

##### 4-2 測定条件

< 波形解析 >

測定装置 : 日本光電 (KK) 製ニューロパック  
 被験者 : 21~22才健常男子  
 刺激方法 : 両耳刺激  
 刺激周波数 : 20 [ Hz ]  
 刺激音圧 : 70 [ dB HL ]  
 刺激波形 : CLICK  
 刺激音幅 : 0.1 [ ms ]  
 刺激波形の位相 : ALTER (+, -交互)  
 加算回数 : 1, 5, 10, 20, 30, 40,  
 50, 60, 70, 80, 90,  
 100, 200, 300, 400,  
 500, 1000, 2000

バンドパスフィルタ帯域 [ Hz ]  
 (ベッセルフィルタ) : 100~3000  
 (スムージングによるフィルタ) : 500~  
 2100

記録部位 : 頭頂 (Cz), 両耳 (A1, A2),  
 前額接地  
 導出法 : 単極導出法, 両耳独立法  
 接触抵抗 : 5 kΩ以下

< マッピング >

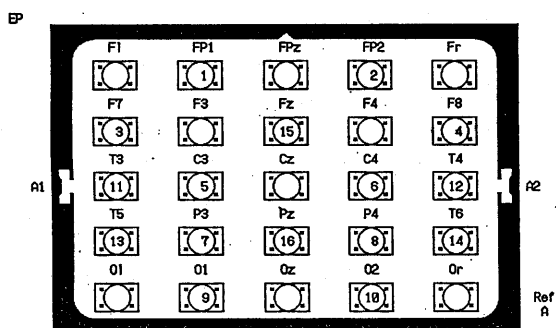


図4. 電極の配置法図

測定装置 : 日本光電 (KK) 製ニューロマップシス  
 テム  
 被験者 : 22才健常男子

刺激方法 : 両耳刺激  
 バンドパスフィルタ帯域 [ Hz ]  
 (ベッセルフィルタ) : 100~3000  
 記録部位 : 図6参照, 前額接地  
 導出法 : 単極導出法, 両耳短絡法  
 接触抵抗 : 10 kΩ以下  
 (刺激周波数, 音圧, 波形, 音幅, 位相, 加算回数は  
 < 波形解析 > の時と同じ)

※なお, VI, VII波は再現性に乏しく, 不安定なので今  
 回は除外してI~V波までを対象とした。

4-3 実験手法

(1) 平滑化微分法によるABR波形の自動ピーク検出  
 ただ単にマッピングにより頭皮上の電位をトポグラ  
 フィで表わしても有効な情報が得られないので, まず  
 はABRの波形について調査する。1回から2000  
 回の各加算回数ごとのABRを測定し, そのデータを  
 基にしてピーク潜時を自動検出, 手動検出の両手法で  
 それぞれ測定, 記録する。そして11データの単純平均,  
 および偏差による統計的処理を行った上で各加算  
 回数に対するピーク潜時を決定する。そのピーク潜時  
 に対する頭皮上の far field potential としての電位  
 変化をマッピングによって表示する。

平滑化微分法によるABR検出法の長所は平滑化 (Smoothing) によってノイズのピークをrejectし, デジタル微分法により波の傾きを認識することができることである。

今回使用した測定装置には, ハードウェア的にはベッセルフィルタが使用されている。しかしこのフィルタは周波数遮断特性が緩やかなために十分なフィルタリングができない。そこでソフトウェア的なフィルタとしてさらにSmoothingをかけることにより, より正確なHigh-cut, Low-cutを実現することができるようになる。なおSmoothingには移動平均法を利用している。

(2) FFTを応用した相関適合フィルタによるABRの検出法

FFTにより各周波数の電力スペクトルを求め,  $\tau = 0$ における相関関数 (相関係数) が最大になるような電力スペクトルの組合せ, 誤差を適切な範囲に抑えるためにスペクトルに対する閾値を決める。そしてこの結果を基にしてIFFTにより波形を再現する。

## 5. 実験結果

図8に最小二乗法によって得られた平均・偏差と、加算回数との関係を示したグラフを、図9に元波形とFFT、IFFTを応用して再現した波形との比較を、そして加算回数をパラメータとした潜時と頭皮上の電位変化との関係を図10に示す。

## 6. 結論

(1) ピーク潜時の統計的データを重みとした、平滑化微分法によるピーク自動検出では、ピーク潜時の同定は手動による検出よりも信頼性が低い。

(2) ABRは、測定波形を100~399、500~599、900~1099 [Hz]の周波数を持つ正弦波にそれぞれ適切な係数を付け、加え合わせることで波形合成(再現)が可能である。

(3) 各ピーク潜時での頭皮上の電位がFzを中心とした同心円上の変化をする。

## 7. 考察

(1) 現在のフィルタリング及びピーク検出法に対する更なる検討の必要性がある。

(2) 波形構成モデルの数式化の可能性。

(3) マッピングによるトポグラフを利用して far field potentialを頭皮上の電位変化として視覚・画像化することができる。これによって図のように最も興奮している部位がよりはっきり認識できる。しかし電位変化を投出する潜時は必ずしも明らかではない。そして電位の投出が安定するのは300回以上となった。

これらに対する更に詳細な研究・考察が必要とされる。

ARXモデルとは

入力  $\{u(k)\}; k = \dots, -1, 0, 1, \dots$

出力  $\{y(k)\}; k = \dots, -1, 0, 1, \dots$

に対し、

$$y(k) = -\sum_{i=1}^n a_i y(k-i) + \sum_{j=0}^{m+d-1} b_j u(k-j) + e(k)$$

において、

$$J = \frac{1}{N} \sum_1^N [e(k)]^2, \quad e(k) = y(k) - \hat{y}(k)$$

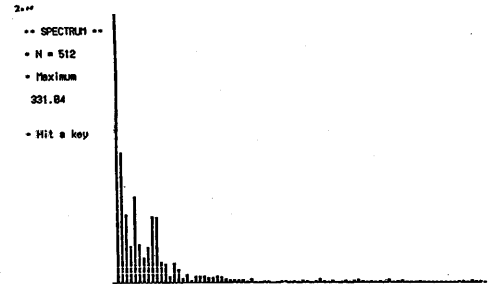
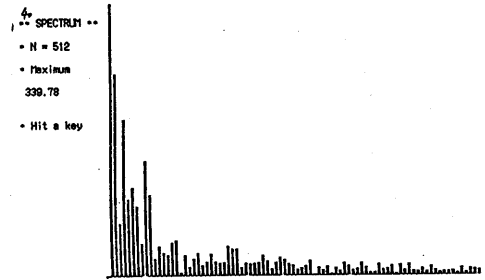
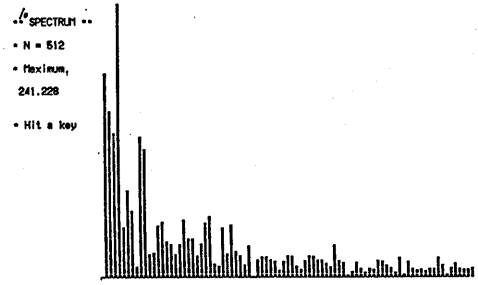


図5 ABR波形の電力スペクトル

を最小にするパラメータの組  $(a_1, \dots, a_n; b_0, \dots, b_{d+n-1})$  を決めるものである。

ARXを時系列データとみてARモデルを適用する。特にABRは、誘発電位であるから、入力情報を安定したARXモデルを適用する。

この入力  $\{u(k)\}$  が確定的信号であるから、データからの相関関数などを用いて、 $\{a_i\}$   $\{b_i\}$  を推定する。

その結果作成されたモデルを実験データとの比較が今後の課題である。

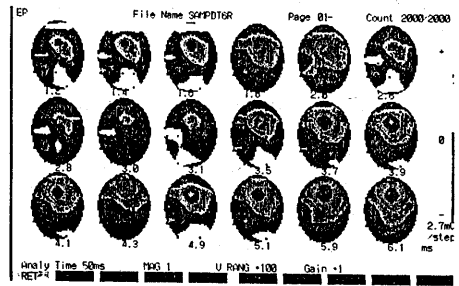
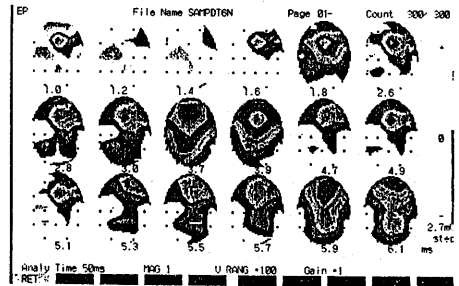
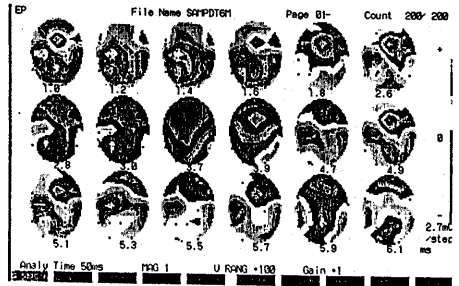
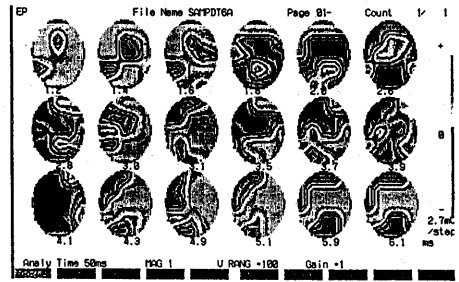
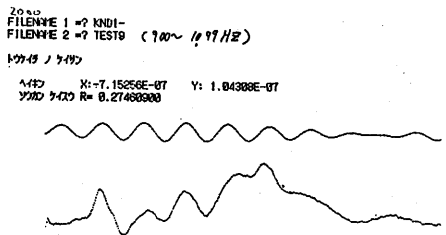
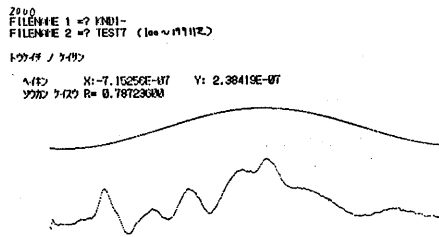
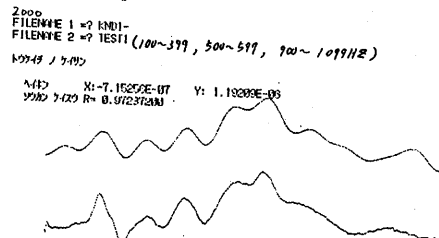
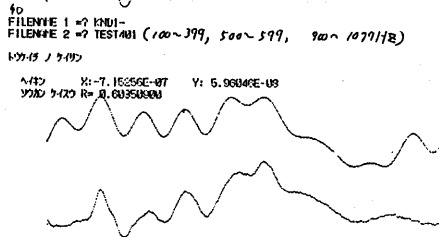
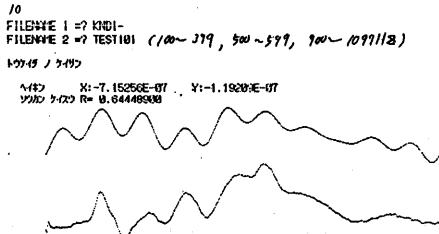


図7 元波形と再現波形との比較

図8 頭皮上の電位変化に関するマッピング

## 8. 最後に

まだ模索の段階で明確な結果は得られていないが、更に研究を進めることにより ABR 波形に対する詳細を更に明かにしていきたいと考えている。

そしてこの研究を進めるに当たって多大な助言、助力をしていただいた防衛医科大学校の関谷富男先生、産能大学の井川信子先生、日本光電 (KK) の川口泰彦さん、東京工業専門学校の小暮隆太郎君、帝京技術科学大学三年生の野中博文君に心から感謝の意を表す。

## 9. 参考文献

- (1) 加藤修一、創造性の生理学、青村出版社、1986
- (2) 鈴木篤郎 監修他、聴性脳幹反応、メジカルレビュー社、1985
- (3) 南 茂夫 編著、科学計測のための波形データ処理、CQ出版社、1986
- (4) 井川信子、加藤修一、ABR 波形判断支援システム、電子情報通信学会秋季全国大会論文集、1990