

他覚的聴力検査装置に組み込む 聴性誘発脳波抽出法の改善について

井 川 信 子

1. はじめに

難聴などの“きこえ”の測定では、被検者が検査音をきこえるかきこえないかについて、直接ボタンを押す等の動作で応答する。このような自覚的聴力検査が一般的である。それに対して、新生児や乳幼児を含め、被検者自身がきこえるかきこえないかについて正確な意思表示ができない場合、また、詐聴や心因性難聴など、その意思表示が意図的である無しにかかわらず信頼性に乏しい場合や、意思表示ができない意識レベルにある場合、全身麻酔下の被検者、あるいは重症な身体障害による意思表示ができない被検者などについて、被検者の応答に頼らずに聴力の測定をする必要がある。このような場合には他覚的聴力検査が用いられる（詳細は [1] 参照）。

音刺激に対する脳波上の変化，すなわち聴性誘発反応（auditory evoked brain responses）を指標として聴力を測定する方法の1つに聴性脳幹反応（auditory brainstem response：単にABRという）が用いられる。また、周波数特異性が高いという利点から聴性定常反応（auditory steady-state response：単にASSRという，詳細は [2] 参照）も用いられる。

聴性誘発脳波を用いた他覚的聴力検査装置の精度を保持しつつ簡易化す

ることの実現を目標とし、我々は研究を進めている。特に、カルマンフィルタによる伝達関数モデルや1次元離散定常ウェーブレット解析（one-dimensional discrete stationary wavelet analysis：単にSWTという）を適用し、信号抽出の迅速化に一定の成果を上げている。また、ABRにこれら解析手法を適用して加算過程を観察すると、実験データと神経細胞の振る舞いにおける生理学的根拠との結びつきが明らかになりつつある。一方、ASSRについてはいくつかの問題点や不明点が未だ存在している。そこで、本稿では独自の試作装置を示し、主に波形解析部分の改善点の概要を述べる。本装置で計測した聴力正常成人の聴性誘発脳波の波形について、まず生理学的根拠に基づく計測波形の加算法の改善や、SWTを用いた信号抽出の改善について調べた。結果を提示し、従来法よりも数倍速く抽出できる改良アルゴリズムを提案する。そして、その妥当性などを検討する。

2. 聴性誘発反応と聴覚路の対応

ヒトの耳から入った音は空気振動として主に外耳道に入り、さらに、その奥に存在する鼓膜を振動させる。外耳道は共鳴腔として働いている。さらに音は中耳から内耳に伝わる。中耳では鼓膜、耳小骨（ツチ骨、キヌタ骨、アブミ骨の3つがあり、おたがいに関節で連結して耳小骨連鎖を形成している）からなり、音のエネルギーを効率よく内耳に伝える構造となっている。ここまですを伝音機構という。空気振動である音波を聴神経の活動に変換する部位なので聴覚末梢系ともいわれている。図1は、ヒトの内耳といわれ、耳の鼓膜の中のカタツムリのような形をした蝸牛（^{かぎゅう}cochlear）から大脳聴覚野にいたる音の伝導系を示している（[3]より引用）。蝸牛というカタツムリ状の渦巻きの中には基底膜（あるいは基板、basilar membrane）があり、聴覚の受容器であるといわれる。蝸牛を引き延ばす

と、入力音の周波数情報が基底膜上の場所情報に変換され選択的に振動するところが観察できる。これらはいわゆる帯域通過フィルタとしてみることで、その幅は時間および周波数的に非対称な応答特性を持つことから、ガンマトーン (Gamma tone) 型あるいはガンマチャープ (Gamma chirp) 型といった蝸牛聴覚フィルタモデルとして知られている (例えば [4], [5] に詳しい)。

聴神経の活動は脳幹 (brainstem, 脳の大脳と小脳以外の延髄, 橋, 中脳, 間脳の部分の総称) と呼ばれる脳の深部にある何段かの神経核を経て大脳皮質聴覚野に伝わる。すなわち音は内耳で、各周波数を感知する有毛細胞群を刺激し、電気的な信号に変換され、内耳の有毛細胞に連結する神経枝は、双極細胞 (この細胞は蝸牛神経の第1次ニューロンをなしており、蝸牛軸の Rosenthal 管内に集団を形成しラセン神経節細胞といわれている) であり、中枢枝は脳幹の橋にある2つの蝸牛神経核 (蝸牛神経腹側核と背側核) に終わる。そこからの線維の一部は同側と反対側の台形体背側核に終わり、一部は上行し外側毛帯や直接、下丘に終わり、さらにそこから内側膝状体 (間脳視床部に存在する) に至り、線維を交換して、聴放線を形成し皮質の聴覚領 (側頭葉の深部横側頭回) に終わる。これらの神経核では様々な聴覚情報処理が行われておりこれらを聴覚中枢系と呼ぶ。音が電気的な信号に変換され聴覚伝導路を経て皮質まで伝わるこの伝導路では、その経路にある神経枝ごとに信号間の合成、分解が行われている。この経路の途中でニューロン交換をする部位は神経線維によってさまざまで、交叉するものもあり非常に複雑である。すなわち主な核は、蝸牛神経核、上オリーブ核群 (台形体背側核, 腹側核), 下丘, 内側膝状体であり、通常、上オリーブ核より上位では反対側の伝導路のほうの神経線維が多く、反対側からの入力は促進的に、同側からの入力は抑制的に働くといわれている ([4])。

聴性誘発反応は、音刺激に対応して蝸牛から大脳皮質の聴中枢に至るま

での聴覚伝導路あるいはこれらに関連のある部位の中樞神経系のニューロンを発生源とした電位変動である。聴覚伝導路上の反応起源と潜時，すなわち音刺激に対する反応の発生時刻の対応によって分類されている。ABRは蝸牛神経と脳幹部聴覚路由来の反応で音刺激を与えてから10ミリ秒程度以内に認められる。中間（潜時）反応（middle latency response: 単に MLR という）は内側膝状体レベルから聴皮質由来の反応とされており，音を与えてから100ミリ秒程度以内に認められる。ASSR とは1秒間に40回から100回の繰り返した聴覚刺激に対し脳波が定常的な反応をする状態である。本稿で述べる ABR や ASSR はこれらの部分の応答であるというのが定説である。さらに音情報処理を担当する高次脳の部分を聴覚高次系と呼ぶ。

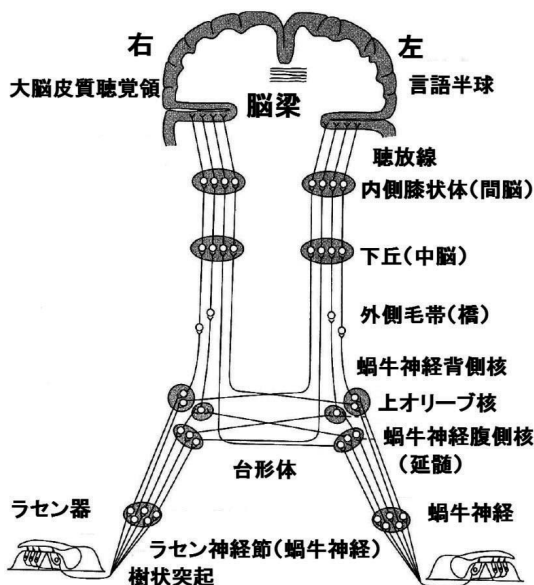


図1 Pathway of auditory evoked brain responses [3].

3. ABRとASSR

頭皮上で計測される誘発脳波に含まれる反応成分の振幅はきわめて微弱であり、直接検出することが難しいため、従来法では、何回も音刺激を与えて計測した脳波信号を時間同期させて加算する処理を実施するのが通常である。この加算処理の改善は、短時間で精度の高い反応を得るための1つの解決策である。

3.1 ABRについて

加算処理の改善として特に、ABRについて我々はこれまでにカルマンフィルタによる伝達関数推定モデルやSWTを用いて波形解析を実施し、加算処理時間の相当な短縮に成功している（例えば、[6]－[15] 参照）。SWTによる周波数分解レベルごとの再構成波形を加算処理過程で観察すると、周波数781－1562Hz帯域波形は、加算に依存しない安定した反応が得られるのに対し、周波数0－195Hz帯域波形は、むしろ加算によって生成される。前者（これを速波成分：fast ABRという）は他覚的聴力検査の特にスクリーニング、すなわち聞こえているか否かの検査の容易性を示唆した結果となり、成果は大きいと考える。一方、後者（これを緩徐波成分：slow ABRという）をSWTによる加算過程の再構成波形を観察すると、従来考えられていた「加算処理は背景脳波などのノイズ除去のため」という考えではなく、むしろ自発脳波（音刺激等がなくても活動している脳波、spontaneous electroencephalogram: spontaneous EEGという）と入力刺激信号の同期の必然のように観察できた。本件について図1に示す各部機能との対応付けできるモデルの構築は興味深い。

3.2 ASSRについて

一方、臨床等で実際利用するASSRを用いた他覚的聴力検査は、自然

睡眠ないし、薬物鎮静下で 80-Hz ASSR による。ここで、40Hz あるいは 80Hz とは、蝸牛基底膜構造を利用して作成する音刺激の変調周波数 (modulation frequency: MF という) に同期した脳波の周波数成分である。覚醒時における検査施行を行うためには、40-Hz ASSR を用いるのであるが、自発脳波との弁別が難しく検査は容易ではない。そこで、我々は 40-Hz ASSR による他覚的検査装置のプロトタイプを独自に開発して、検査精度の向上と容易性を試みた。その装置概要と波形解析について次節以降に述べる。

4. 試作装置と波形解析

4.1 試作装置について

試作装置は 2008 年に千葉大学 CFME、日本ナショナルインスツルメンツ社、リオン株式会社等の支援を受けて作製した [16]。当初のハードウェア構成を図 2 に示す。刺激音の作成および脳波計測・解析は、NI-PXI, LabVIEW で作成したウィンドウプログラムによる。刺激音は SAM 音であり、変調周波数 $MF=40\text{Hz}$ である。搬送周波数 (carrier frequency: CF) はプログラム上で自動設定が可能 (後述の図 7) であるが、本実験では $CF=1000\text{Hz}$ とした。つまり、刺激音は $\sin(2\pi MFt)\sin(2\pi CFt)$ の定数倍である。受話器は TDH39 を使用し、片耳 (右耳) による検査を実施した。脳波測定のための電極は、関電極を正中中心部 (Cz) あるいは前額部 (Fpz)、不関電極を右 (刺激側) 耳朵部、接地電極を左 (反対側) 耳朵部に設置し、ダイヤモンドカルシステム社製生体アンプ (DPA250-2)、超小型プリアンプ (DPA-10PE) あるいは試作アンプ (R-技研社製) を用いて記録した。

計測波形のサンプリング周波数は 1024Hz 、サンプリングポイント 512 点 (500 ミリ秒、周波数分解能は 2Hz) を 1 epoch とよぶ。従来法では、

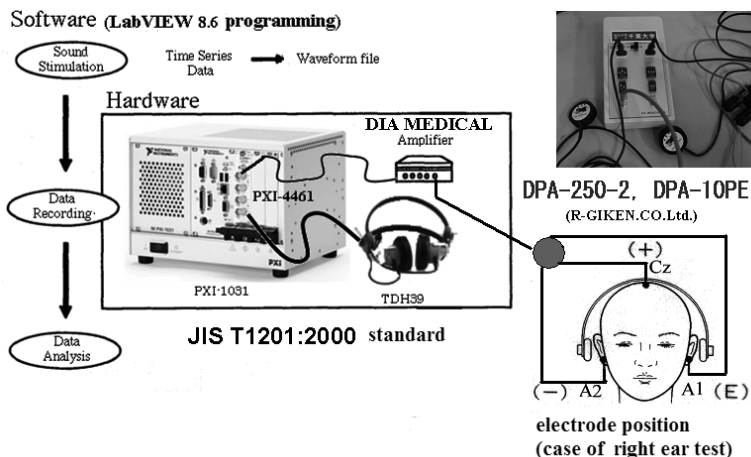


図 2 Configuration of our prototype system [16]

音刺激開始をトリガとして、1 epoch ごとに脳波を記録するが⁸、本試作装置では、音刺激を連続して提示し、同時にその間の脳波を測定する。その後、開発プログラムにおいて、音刺激の開始時刻と同時刻に計測脳波をサンプリングする。そしてサンプリング脳波を500ミリ秒につき512点を切り出して1 epoch とする。epoch 単位に切り出すとき、SAM音刺激開始時刻と脳波サンプリング開始がずれないようにプログラム上で設定し、沢山の epochs 波形を用意する。

4.2 波形加算のアルゴリズム

計測した脳波の波形をサンプリングしたデータ集合を

$$D = \{d[t] \mid t=0, 1, 2, \dots\} \dots\dots\dots(1)$$

とする。波形加算には次の3つの選択肢がある：

単純加算法

式(1)の D を512点ごとに切り出して epochs に分ける。 k 番目の epochs を Epoch_k とすると、N回単純加算して得られた ASSR 波形は、ABR 同様に

$$ASSR_N = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N Epoch_k$$

により得られる。

平滑移動平均加算法

D を512点ごとに epochs に切り出して、10 epochs をひとまとめにする。
第 m まとめの第 k 番目の epoch は512次の横ベクトルとして、

$$\vec{a}_{m,k} = (d[5120(m-1) + 512(k-1)], \\ \cdots, d[5120(m-1) + 512(k-1) + 511]), m \geq 1, k = 1, \cdots, 10$$

とする。 $\vec{a}_{m,k}$ の $m = 1, \cdots, M$ についての平均を取った横ベクトルを

$$\vec{s}_{M,k} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \vec{a}_{m,k}, k = 1, \cdots, 10$$

として、次の10個の横ベクトルの組を M sweep とよぶ。

$$\vec{s}_{M,1}, \cdots, \vec{s}_{M,10}.$$

このとき、M sweep から M + 1 sweep を求める計算

$$\vec{s}_{M+1,k} = \frac{M\vec{s}_{M,k} + \vec{a}_{M+1,k}}{M+1}$$

を平滑移動平均加算するとよぶ（例えば [17] 参照）。計測脳波が10秒間
の場合は、10000ミリ秒÷500ミリ秒=20 epochs = 2 sweeps となるので、
2 sweep まで計算できる。

改善平均加算法（提案法）

単純加算法が臨床では用いられるが、Galambos ら（例えば [18] 参照）
以来、40-Hz ERP（event related potential, 事象関連電位）は MLR であ
ると考えられている。さらにGalambos は図3のように計測波形の1周期

(25ミリ秒) ずつ位相を遅らせながら epoch 波形を切り出して加算すると、40Hz のサイン波形に類似した反応として得られると述べている。実際の波形切り出しにこの方法を採用した。また、この論文では図3に示すように 40-Hz ERP (ASSR) は ABR の低周波成分である slow-ABR (Po といっている) と中間潜時反応である Pa および Pb 成分の合成和と考えている。すなわち、 $40\text{-Hz ASSR} \approx \text{Po} + \text{Pa} + \text{Pb}$ 。これらの発生機序を考慮し、1 周期シフトした波形切り出し法を工夫した単純平均加算法波形を用いる。1 epoch 波形が 500 ミリ秒であるから、単純加算法で 100 epoch 波形を切り出すには、少なくとも 50 秒間の測定時間が必要であるが、本手法の場合は 5 秒で十分であり、従来法の 10 分の 1 の測定時間で判定が可能となり、この切り出し法を用いることで 40-Hz ASSR の検出時間が短縮され则认为した。

また、上記 3 つの方法での 40-Hz ASSR の検出率を比較すると、提案法は平均 83%、その他は平均 50% であり、提案法の検出率が高くなることを確認した。

4.3 40-Hz ASSR 検出アルゴリズム

Fridman らは統計的手法である Mardia の式 ([19] 参照) を用いて反応の有無を統計的に判定する。判定の信号は位相スペクトル解析 (synchrony measure) 法の 1 つである CSM (component synchrony measure) 法 ([20] 参照) を利用して波形の存在有無を判定する方法について述べる。

Mardia の式

Mardia ([19], [21] 参照) は、ある分布が単位円周上の一様分布に従うかどうかを判定する以下の方法を考えた：

単位円周上の一様分布であれば、位相角は $[0, 2\pi)$ 上の一様分布になる。そこで $[0, 2\pi)$ 上の一様分布に従う n 個の独立なランダム変数 $x_1, \dots, x_n \in [0, 2\pi)$ を考える。このとき、確率変数

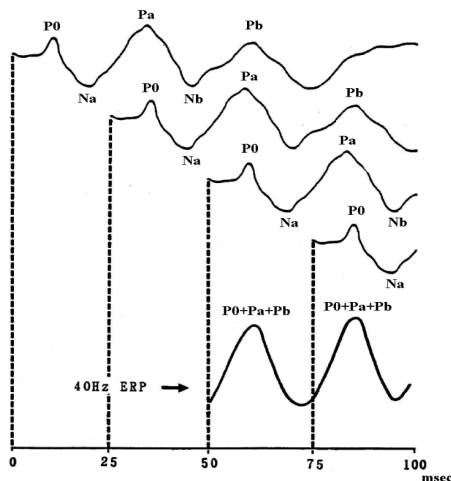


図3 Relationship of 40-Hz ERP and MLR [18]

$$f(x_1, \dots, x_n) = \left(\frac{\sum_{j=1}^n \sin(x_j)}{n} \right)^2 + \left(\frac{\sum_{j=1}^n \cos(x_j)}{n} \right)^2$$

を Mardia の式とよぶ。Mardia の式の平均は,

$$\int_{x_1=0}^{2\pi} \dots \int_{x_n=0}^{2\pi} f(x_1, \dots, x_n) \frac{dx_1 \dots dx_n}{(2\pi)^n} = \frac{1}{n}$$

であり, 分散は,

$$\sigma^2 = \int_{x_1=0}^{2\pi} \dots \int_{x_n=0}^{2\pi} \left(f(x_1, \dots, x_n) - \frac{1}{n} \right)^2 \frac{dx_1 \dots dx_n}{(2\pi)^n} = \frac{n-1}{n^3}$$

である。そこで, 確率変数 $f(x_1, \dots, x_n)$ の値が,

$$\frac{1}{n} + 3\sigma$$

を超えている場合, 独立変数 x_1, \dots, x_n は一様分布に従わないと判断する。

CSM法

第 M sweep の k 番目のベクトル $\vec{s}_{M,k} = (S_{M,k}[t])_{t=0, \dots, 511}$ はサンプリング周波数1024Hz, 512点からなる時系列である。そこで, $\vec{s}_{M,k}$ を離散フーリエ変換すると,

$$S_{M,k}[m] = \sum_{t=0}^{511} S_{M,k}[t] \exp\left(\frac{-2\pi i m t}{512}\right)$$

である。 $S_{M,k}[m]$ は 2 m Hz の三角多項式が, $\vec{s}_{M,k}$ の中にどれだけはいっているかを示している。

「時系列 $\vec{s}_{M,k}$, $k = 1, \dots, 10$ の 2 m Hz の位相がそろっている」ことを, 「位相 $\text{angle}(S_{M,k}[m])$ が一様分布をしていない」ということで判定するのがCSM法である。第 M sweep の 2 m Hz の CSM値を

$$\text{CSM}_M(m) = \left(\frac{1}{10} \sum_{k=1}^{10} \sin(\text{angle}(S_{M,k}[m])) \right)^2 + \left(\frac{1}{10} \sum_{k=1}^{10} \cos(\text{angle}(S_{M,k}[m])) \right)^2$$

で定義し, $\text{CSM}_M(m)$ が一様分布で, 平均から標準偏差の3倍以上離れているときに, 「2 mHzの位相がそろっている」と判断する。要素数 $n = 10$ とすると,

$$\text{CSM}_M(m) > \frac{1}{n} + 3 \sqrt{\frac{n-1}{n^3}} = \frac{1}{10} + 3 \sqrt{\frac{9}{10^3}} \doteq 0.385$$

のとき, 「2 m Hzの位相がそろっている」ことになる。すなわち, 「40-Hz ASSR の反応がある」とは, $m=20$ のとき $\text{CSM}_M(m) > 0.385$, かつ $m \neq 20$, $0 \leq m \leq 50$ のとき $\text{CSM}_M(m) \leq 0.385$ である場合をいう。

4.4 40-Hz ASSR 検出例

4.3 節に示したアルゴリズムに従って 40-Hz ASSR を検出する。

(Step 1) 波形をepochごとに切り出しsweepにまとめて離散フーリエ変換
(図4.1)。

(Step 2) CSM値を求め判定 (図4.2)。

30人の聴力正常被験者による実験を実施した。図5は、CF=1000Hz、音圧 70dBnHL の検出例である。横軸は周波数、縦軸はCSM値である。どの例においても周波数40Hzにおいて高いCSM値を得た。ここで、dBnHLとは、decibel normal hearing level (indicates a person's hearing relative to accepted standards for normal hearing) をいう。聴力検査では、CF=500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 4000Hzそれぞれの標準音圧（例えば70dBnHL）からはじめて聴力閾値（音圧）まで順に調べる。そのアルゴリズム概略を図6に示す。試作装置ではこのように、聴力閾値を推定し40-Hz ASSR による推定オーディオグラムを自動描画するウィンドウプログラムも開発した。ウィンドウプログラム表示例を図7に示す。

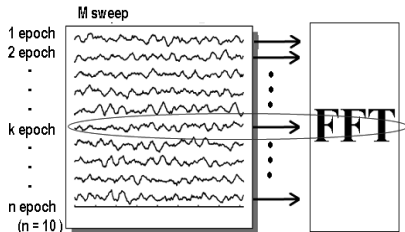


図4.1 Making sweep data

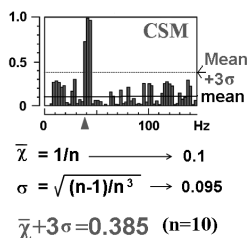


図4.2 CSM (cf. [2]).

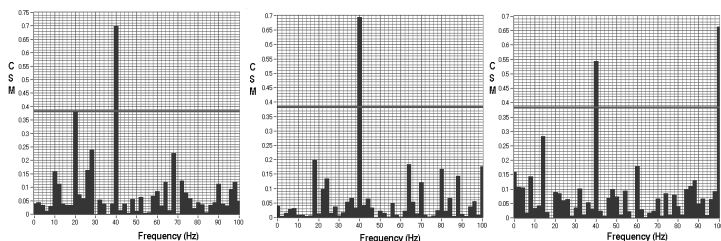


図5 Example of CSM (70 dBnHL).

5. 波形解析の工夫

さらに、波形切り出しの過程でSWTを用いて波形選別をする方法、Sinewave fit algorithm（例えば [22] – [24]）を用いて位相同期を調べる方法もオプション選択として装置に組み込んだので、その概略を示す。

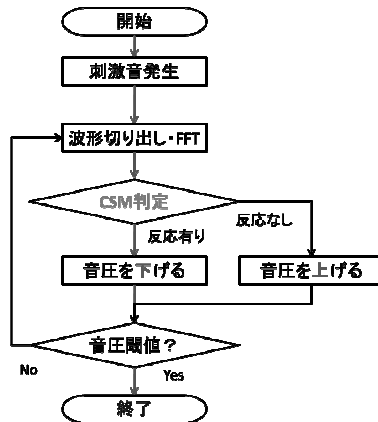


図 6 Estimation flow chart of auditory threshold using 40-Hz ASSR.

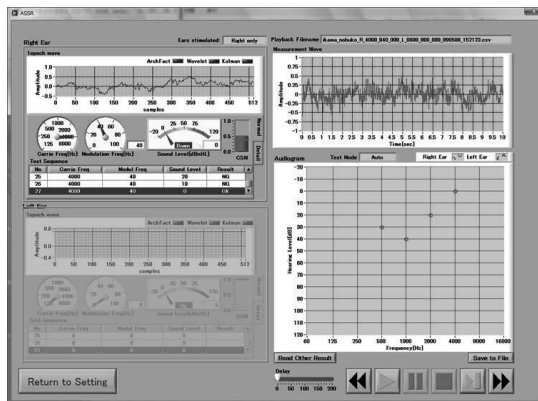


図 7 Output window example of estimated audiogram of 40-Hz ASSR.

5.1 SWT実施例と波形選別法

Sweep波形（音圧70 dBnHL）にSWTを実施した（SWTの詳細は例えば[25] 参照）結果を図8に示す。左図の横軸は時間（ミリ秒）を表す。左最上段のsがsweep波形，D1からD7がサンプリング周波数1024Hzから半分に分解する詳細係数レベルによる再構成波形，従ってA7は0～4 Hz帯域の近似係数レベルによる再構成波形を表す。右図の横軸は周波数（Hz）を表し，それぞれ左図のFFTパワースペクトルを表す。分解レベルD4の再構成波形に40-Hz ASSR が検出されることが，波形およびそのFFTパワースペクトルをみても明らかである。

そこで，D4レベル再構成波形のみを用いて，CSMを計算する。図9にSWT による波形選別イメージを示す。図9上図は加算処理からCSM値を求める部分のLabVIEW ブロックダイアグラムを示し，D4レベルで算出した波形が40-Hz 成分を含むかどうかを判定している。プログラムに要する時間を考慮しても，最終的に検出に要する時間が短縮された。

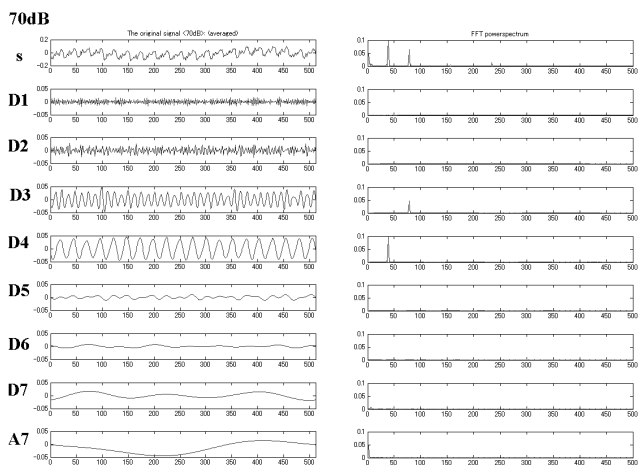


図8 Example of reconstructed SWT waveform and its FFT power spectrum. The case of 70 dBnHL averaged waveform.

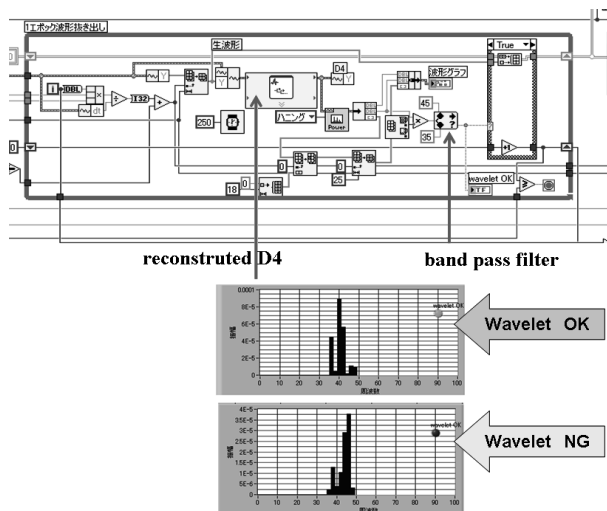


図9 Band pass filter using reconstructed level D4 waveform.

5.2 SWT実施例と波形選別法

D4レベルの再構成波形の位相を調べた。図3で説明したように、40-Hz ASSR 反応を得るためには位相スペクトル解析が必要であるので、単に周波数成分のみの抽出ではなく時間位相の同期性が必須である。そこで、Sinewave fit algorithm を用いてモデル波形を作成し、計測波形との比較を行った。図10にウィンドウプログラムによる表示例を示す。左側の図が計測波形とウェーブレット解析結果、右側上図が位相スペクトル解析による位相の一致度評価、右下図は Sinewave fit algorithm によるモデル波形を表示している。また、作成したモデル波形はカルマンフィルタによる伝達関数推定にも用いた。

6. まとめと考察

本稿では、加算処理の生理学的根拠に基づく工夫や SWT の活用により、40-Hz ASSR 抽出の実用可能な弁別法が提案できたと考える。

ABR 判定では、時間（潜時）情報に依存した周波数情報が重要であるが、その周波数情報が単一ではなく複雑なため、ABR において SWT を適用することは非常に有効であった。一方、40-Hz ASSR は周波数特異的であるため、周波数帯域通過フィルタの適用が妥当という意見がある。

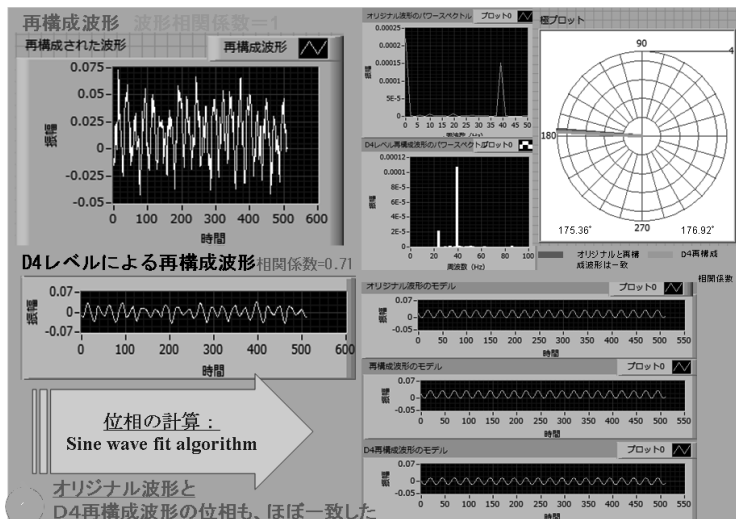


図10 Comparison of phase spectrum of original and its D4 waveform.

確かに 40-Hz ということだけを考慮するとそうとも言える。しかし、図 11 にみるように ABR の各波形反応は聴覚脳幹路の局所的反応であり、SWT を応用して機能のモデル化の方向性を導いている。つまり ABR 同様、ヒトの脳の機能のモデルを考慮した検出が抽出精度を向上しつつ時間短縮につながると考えるので、単なる周波数帯域通過フィルタの適用にとど

他覚的聴力検査装置に組み込む聴性誘発脳波抽出法の改善について

めるべきではないように思われる。

本稿で主に述べた 40-Hz ASSR は図11におけるいわゆる MLR に起因するという。ABR における Po 波形を内包しているが、ABR における Po 波形は、自発脳波の影響を受け、同期して形成されると結果を得ていることから、40-Hz ASSR はかなり、上位脳における特に α 波などの自発脳波との同期など強い影響を受けているかもしれない。このことを調べて考慮した反応モデルの構築が必要である。つまり、A7レベル波形の加算過程を観察する必要がある。入力信号と自発脳波との同期に大きく影響している可能性がある。

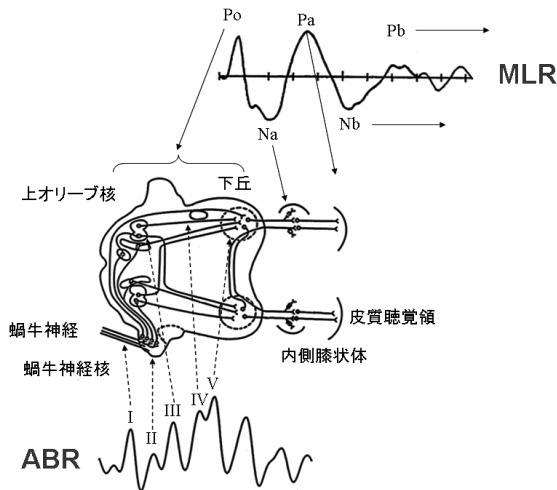


図11 Pathway of ABR and MLR [2].

すなわち、入力信号と自発脳波の両者の位相同期のモデル化が非常に重要である。従来法では、位相がちょうど反転した 40 Hz の信号が混在すれば、位相同期した 40 Hz の信号がかき消されることもあり得るので、その信号を除外する自動判定プログラムを構築した。果たしてそれが妥当であるか。同一人物でも、反応が得られるときとそうでないときが存在す

るなど、自覚検査と比較して、予想通りの結果にならなかった場合の原因は、40-Hz ASSR の抽出においてこのことによると考える。そこで現在は統計的手法あるいは確率的な手法による抽出で、位相が一致しているかどうか、一致したものを選択的に調べているが、MLR の潜時100ミリ秒程度に焦点を合わせ、例えば125ミリ秒128ポイント計測として実験を実施し、脳の機能に基づく抽出法の考察が今後の課題である。

謝辞

本研究における実験の際、千葉大学 CFME の支援を受けた。共同研究者である大阪教育大学の芦野隆一教授および守本晃教授には特にウェーブレット解析を中心に多くの数理科学的なご支援をいただいていることに深く感謝する。

参考文献

- [1] 日本聴覚医学会編、『聴覚検査の実際 改訂2版』, 南山堂, 2004.
- [2] 青柳優,『聴性定常反応 その解析法・臨床応用と起源』, リオン株式会社, 2005.
- [3] 市川銀一郎編,『初心者のための聴性誘発反応アトラス』, 広川書店, 1989.
- [4] 平原達也, 音を聴く聴覚の仕組み (小特集), 日本音響学会誌ASJ, 66巻9号, 458-465, 2010.
- [5] 入野俊夫, はじめての聴覚フィルタ (tutorial), 日本音響学会誌ASJ, 66巻10号, 506-512, 2010.
- [6] 井川他, カルマンフィルタを適用した聴性脳幹反応の特徴抽出とモデル化, Journal of Signal Processing, 8(4), 335-349, 2004.
- [7] N. Ikawa, T. Yahagi and H. Jiang, Waveform analysis based on latency-frequency characteristics of auditory brainstem response using wavelet transform, Journal of Signal Processing, 9(6), 505-518, 2005.
- [8] 井川, Kusuma, 谷萩, 鈴木, 青柳, ABR および ASSR の離散 Wavelet 変換による特徴抽出事例, Audiology Japan, 49(5), 489-490, 2006.
- [9] N. Ikawa, Automated averaging of auditory evoked response waveforms using wavelet analysis, International Journal of Wavelets, Multiresolution and

- Information Processing (IJWMIP), 11(4), 1360009, 1-21, 2013.
- [10] 井川, 守本, 芦野, 他覚的聴力検査に用いる聴性誘発脳波の信号解析の改善について, 平成25年度数学・数理科学と諸科学・産業との連携ワークショップ, ウェーブレット理論と工学への応用, 95-124, 2013.11.
- [11] 井川, 聴性脳幹反応加算時間経過波形のウェーブレット変換による再構成波形の特徴とモデル化について, 数理解析研究所講究録1972, 23-41, 2015.
- [12] N. Ikawa, A. Morimoto, and R. Ashino, A phase synchronization model between auditory brainstem response and electroencephalogram using the reconstructed waveform of multi-resolution discrete stationary wavelet analysis, in the proceedings of ICWAPR2015, 111-116, 2015.
- [13] 井川, 守本, 芦野, 加算波形のウェーブレット解析による聴性脳幹反応のモデル化, 応用数学会2015年度年会予稿集, 2015.9.
- [14] 井川, 守本, 芦野, 離散定常ウェーブレット解析を用いた聴性脳幹反応の加算波形観察方法について, 平成27年度数学・数理協働プログラム・ワークショップ, ウェーブレット理論と工学への応用, 73-87, 2015.11.
- [15] N. Ikawa, A. Morimoto, and R. Ashino, Optimum wavelet filter estimating peak latencies of Auditory Brainstem Respose waveform, in the proceedings of ICWAPR2016, 189-194, 2016.
- [16] 井川他, 聴性定常反応による聴力検査装置の試作—PXI-4461による計測精度の向上—, 千葉大学 CFME, 2009.
- [17] 井川, 守本, 芦野, 40Hz聴性定常反応の加算法と離散定常ウェーブレット解析, 応用数学会2011年会予稿集, 2011.9.
- [18] R. Galambos et al, A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp, Proc. Nati. Acad. Sci. USA, 78(4), 2643-2647, 1981.
- [19] K. V. Mardia, Statistics of Directional Data, Academic Press, New York, 1972.
- [20] J. Fridman, R. Zappulla, M. Bergeison, E. Greenblatt, L. Malis, F. Morrell, and T. Hoepfner, Application of Phase Spectral Analysis for Brain Stem Auditory Evoked Potential Detection in Normal Subjects and Patients with Posterior Fossa Tumors, Audiology, 23(1), 99-113, 1984.
- [21] K. V. Mardia, Statistics of Directional Data, Journal of the Royal Statistical Society, Series B (Methodological), 37(3), 349-393, 1975.
- [22] 井川, 鈴木, 青柳, 谷萩, ASSR 波形解析に最適な Wavelet 関数の選択について, Audiology Japan, 50(5), 603-604, 2007.
- [23] 井川他, 正弦波的振幅変調音刺激による 40-Hz 聴性定常反応の短時間抽出法につ

いて, ASJ2009(A), 545-548, 2009.

[24] 井川, 守本, 芦野, ウェーブレット変換による再構成波形を利用した聴性脳幹反応加算時間経過波形の特徴について, 応用数理学会2014年度年会予稿集, 2014.9.

[25] Matlab Function and Wavelet Toolbox, The MathWorks, Inc., USA, 2015.