

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

井川 信子
流通経済大学

概要. 自らきこえを応答するのではない客観的な聴力検査に利用する聴性脳反応の加算回数低減にウェーブレット解析等を応用すると反応の短時間検出が可能となることを報告する. さらに各回の加算波形にウェーブレット解析を適用し, 特に再構成波形を観察すると, ヒトの内耳から高次脳に伝達される過程で得られる脳幹部聴覚路由来の反応の加算時間経過波形の特徴を見い出すことができた. そして, この現象あるいは特徴の数理解析モデル化をめざすことで聴性誘発脳波のリアルタイム解析に貢献する方法について考察する.

Characteristics and modeling of averaging waveforms of Auditory Brainstem Response using the reconstructed waveform of the Wavelet transform

Nobuko Ikawa
Ryutsu Keizai University

Abstract. For the human objective audiometry, we report that the detection of the Auditory Brainstem Response (ABR) has been obtained by reduction number of averaging in the short time using wavelet analysis. Furthermore, we applied wavelet analysis to the addition wave pattern of each time. In particular when we observed the reconstructed waveforms of averaging procedure, we found out the characteristics of the waveform pattern of the response derived from paths of brainstem hearing to be evoked in a process of sending the signal to higher brain from inner ear of the human. And we hope to consider a method of contribution to analysis in auditory induction electroencephalographic real time by aiming at the mathematical model of this phenomenon or characteristics.

1. はじめに

厚労省・聴覚障害の認定方法に関する検討会 ([1]) は, 2014 年 2 月に, 聴覚障害の認定が適正に行われたのか疑念を生じさせるような事案の報道がなされたことを契機に, 認定方法の見直しについて, 今後同様の事案を生じさせないための改善課題とその方策について検討を行った. 聴覚障害の認定における聴力測定は, 従来, 純音オーディオメータといって電氣的に発生した検査音を聞かせ, 対象者の認知応答 (聞こえたらボタンを押す) により, 聴力を検査する方法を主体として行うこととされている. また, 障害程度の認定においては, 聴力図, 鼓膜所見等により, その聴力レベルが妥当性のあるものであるかを十分に検討する必要があるとされており, 必要に応じて (指定医等の判断で), 他覚的聴力検

査(例えば聴性脳幹反応検査：Auditory Brainstem Response, ABR 等)が実施されている。ABR([2]– [7]) とは、耳と頭部等に電極を取り付け、ヘッドホンからの音による脳波の変化(聞こえると脳が反応して脳波に変化が生じる)により、聴力を検査するものである。検討会では詐聴や機能性難聴が疑われる場合の ABR 等の他覚的聴力検査の実施についてどのように考えるかなどが検討された。その結果、詐聴や機能性難聴が疑われる場合には ABR 等の他覚的聴力検査等を実施し、総合的に判断することが必要であるとした。しかしながら、通常、聴力は段階を追って低下していくことが多く、突然2級(両耳全ろう)の申請を行うことは非常に稀であり、そのような方は専門性の高い医療機関を既に受診していることが多いということから、過去に聴覚障害に係る身体障害者手帳の取得歴のない者に対し、2級(両耳全ろう)の診断をする場合は ABR 等の他覚的聴力検査又はそれに相当する検査を実施し、申請の際には診断書に当該検査方法及び検査所見を記載し、その結果(記録データのコピー等)を添付することとした。

この結論の背景には、ABR などの聴性誘発脳波を用いる他覚的聴力検査による聴覚障害の診断は専門的な技能を要し、現段階では耳鼻咽喉科医が指定医の中核を担っている精密検査と考えられている点がある。また、他方、Fig. 1 に示すように、医療機関における検査機器設置状況([8], 資料 7) をみるとオーディオメータは 100% 設置されているのに対し、ABR 検査装置は 23.1% であり、そのうちの半数以上が(精密検査機関を配備等の)病院に設置されていて、診療所など検診レベルの実施機関にはほとんど設置されていない。このことは専門医による検査に限定されていることを意味するとともに、検査装置そのものの精度を保ちつつも安価でかつ容易に検査を実施することができる検査装置が存在しない点にも問題があると考えられる。

聴覚障害の認定方法に関する検討会(第2回)	
平成26年9月2日	資料7

聴覚障害認定に係る主な検査機器設置状況

	回 答 数	回答のあった医療機関に設置されている検査機器						
		オーディオメータ	聴性脳幹反応検査機器 (ABR)	耳音響放射検査機器 (OAE)	聴性定常反応検査機器 (ASSR)	条件聴素反応検査機器 (COR)	聴性行動反応検査機器 (BOA)	語音明瞭度検査機器
医療機関数	911	911 (100%)	210 (23.1%)	188 (20.6%)	34 (3.7%)	51 (5.6%)	43 (4.7%)	532 (58.4%)
病 院	260	260 (100%)	178 (68.4%)	76 (29.2%)	31 (11.9%)	38 (14.6%)	33 (12.7%)	170 (65.4%)
診療所	651	651 (100%)	32 (4.9%)	112 (17.2%)	3 (0.5%)	13 (2.0%)	10 (1.5%)	362 (55.6%)

(注)
一部自治体に対する抽出調査(14自治体)であり、回答のあった医療機関の結果を集計(911医療機関)

Fig. 1. 聴覚障害認定に係る主な検査機器設置状況([8], 資料 7).

なお、Fig. 1 に示す聴性定常反応 (Auditory Steady-State Response : ASSR) とは 1 秒間

に 40 回から 100 回の繰り返される聴覚刺激に対し脳波が定常的な反応をする状態をいう。ASSR には 40-Hz ASSR と 80-Hz ASSR があり ([6,9])、検査に用いる ASSR は睡眠導入剤などを用いて睡眠時に測定する 80-Hz ASSR のことをさす。覚醒時に測定される 40-Hz ASSR による検査装置は診断において現在まだ利用されていない。ASSR は ABR に比べて周波数特異性が高く、睡眠時に観察される 80-Hz ASSR を用いて ABR 同様推定オーディオグラムを描くことで難聴の診断等に用いられている。ABR や ASSR は新生児聴覚スクリーニング (Automated Auditory Brainstem Response : AABR) や乳幼児聴力精密検査にも用いられている。

他分野では、脳神経科学分野における脳死判定の補助 (ABR)、脳の機能障害あるいは麻酔科における麻酔深度モニタにおいても利用されているが、一定の時間区間の脳波を繰り返し必要な数だけ測定し、それらを加算することによって反応の有無を判定するという、加算平均法が用いられているため、ある程度の時間が必要である。短時間に迅速に反応の有無を判定するリアルタイム判定が望まれているのが現状である。

我々はこれまでに反応の短時間検出を実現するために、カルマンフィルタを適用して ABR や ASSR 波形伝達関数を推定し、推定波形をモデル波形として加算に適合する波形を選別する方法を提案し、その有効性を検討した ([10]- [13])。また、文献 [14,15] においては、ABR について 1 次元離散ウェーブレット変換 (Discrete Wavelet Transform, DWT) を用いた多重解像度 (Multi-Resolution Analysis, MRA) を適用することにより、少ない加算回数の波形から反応のピーク潜時が検出できることを示した。さらに文献 [16,17] では、MASTER & Navigator Pro [18] によって臨床的に測定された 80-Hz ASSR に対しても DWT MRA の応用について報告した。これらの解析プログラムを組み込む独自に開発した試作装置を用いて ABR や ASSR を測定し、その反応の有無を自動的に判定した [19]- [21]。

本講究録では特に ABR の反応を得る前の少ない加算回数で検出された波形に着目してウェーブレット解析を実施し、各加算回数での再構成波形を詳しく観察したことについての報告 [22]- [28] をまとめる。まず、第 2 節では聴性誘発脳波について説明する。波形検出に必要な従来の加算法についても言及する。第 3 節では ABR 波形の周波数構成についてウェーブレット解析を用いているものも含めた知見と特徴を述べる。第 4 節では実験データにウェーブレット解析を適用して得られた各加算回の再構成波形を観察し、その結果を報告する。第 5 節では実験データを解析した結果について考察し、加算波形の特徴やモデル化についての仮説を設定する。第 6 節では本稿についてまとめて、さらにこれから取り組むべき課題について述べる。

2. ABR について

2.1 聴性誘発反応の起源と特徴

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枢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、早い反応から潜時の順に、Fig. 2 に示す名称で呼ばれている。蝸電図 (Electrocochleography : Ecoch G) は、内耳と蝸牛神経由来の反応で音刺激を与えてから 3 ミリ秒程度以内に認められる。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 : MLR) は内側膝状体レベルから聴皮質由来の反応と思われており、音を与えてから 100 ミリ秒程度以内に認められる。頭頂部緩反応 (Slow Vertex Response : SVR) は聴皮質を中心とし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 ミリ秒程度以内に認められる。聴性誘発反応を得るために与えられる音刺激にも多種類がある。例えば、ABR や MLR などは、クリック音が多く用いられ、時にはトーンバースト音あるいはトーンピップ音を利用することもある。青柳らの手法 [6] による ASSR の導出では正弦波的振幅変調音 (Sinusoidal Amplitude-Modulated tone: SAM tone) を用いる。SAM 音を用いることで、反応がより周波数特異的に得られることに基づく。当然、どのような音刺激を入力するとより効果的な反応が得られるかの検討は重要であり、チャープ音による効果など、現在も研究が進められている [7]。

各種聴性誘発反応は、記録条件が異なるものの、入力された音刺激に対する内耳から聴覚中枢に至る連続した電気生理学的反応である。また、誘発脳波の反応成分の潜時 (刺激を与えてから誘発電位がピークに達するまでの時間) が 50, 100, 200 msec である反応は、それらの潜時をとって、P50, N100, P200 などと呼ばれる。また、潜時の早い方から順番に P1, N1, P2 などとも呼ばれる。N と P は極性を示していて、それぞれ、陰性 (Negative), 陽性 (Positive) を意味している。すなわち、各波形のピークには、ポジティブの P とその潜時の順に番号が、各波形の谷には、ネガティブの N とその潜時の順に番号がつけられている。

ABR は、Fig. 3 のように、第 I 波から第 VII 波の 7 個のピーク (陽性波) を持つ波から構成され神経線維のインパルス放電 (刺激のない状態から刺激のある状態に、または一定の刺激状態から異なる刺激状態に変化したときにのみ生じる反応, On-反応ともいう) であり、蝸牛神経核から下丘におよぶ脳幹の広い範囲の聴覚伝導路がその発生起源とみられ、ABR の第 I 波から第 V 波の起源と脳幹の聴覚伝導路は、蝸牛→蝸牛神経→蝸牛神経核→上オリーブ核→外側毛帯核→下丘→内側膝状体→聴放線→聴皮質 の対応がほぼ同定されている。

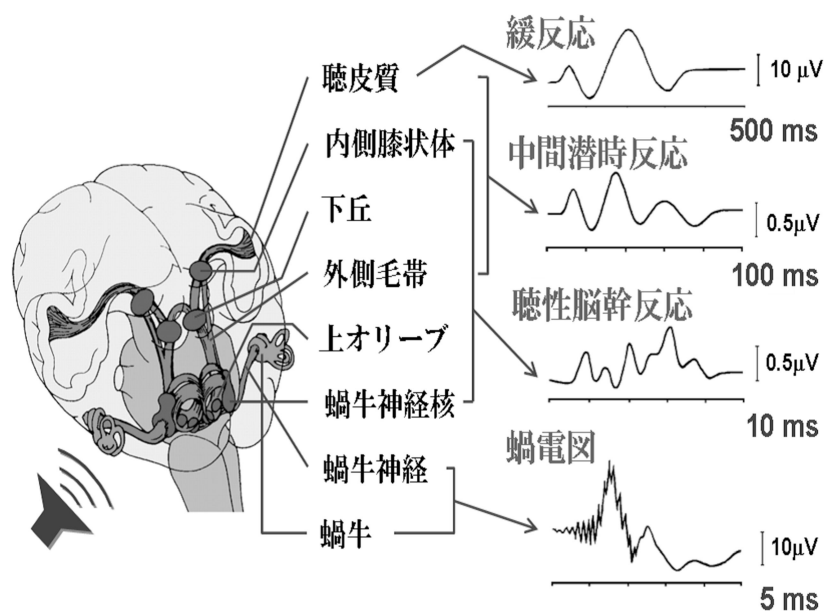


Fig. 2. 聴性誘発反応とその伝導路 [6].

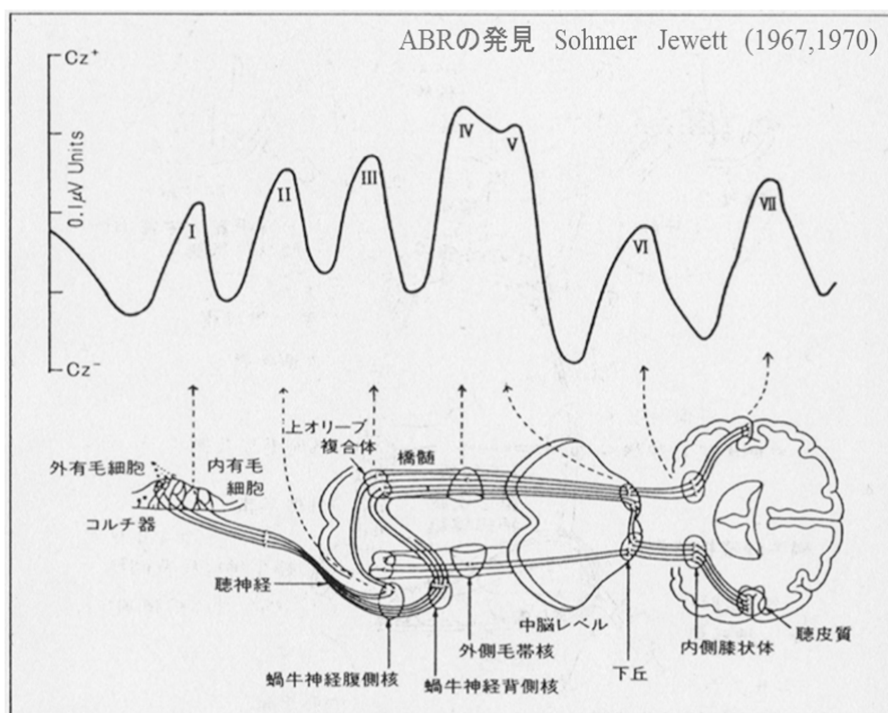


Fig. 3. ABR 各ピーク波と発生源との対応 (Stockard,1977 [29] を日本語表記).

2.2 ABR の臨床応用例

ABR ではピーク潜時 (Peak Latency) などの指標が臨床的に応用される. Fig. 4 に示すように, 各反応波形のピーク潜時等が観察される. 聴力正常者であっても ABR 波形の形状は一定ではないが, 潜時は, 性差や男女, 成人子供等の因子はあるものの, ある程度の幅をもって一定である. とりわけ, 第 V 波は最も反応の振幅が大きいので, 臨床に応用される. 例えば, 音刺激音圧 (音刺激強度, **Intensity**) を変更し, 第 V 波のピークの有無により反応閾値 (どれくらい小さい音圧まで反応が得られるかの境界値) を求めて, 推定オーディオグラムを描くことで難聴の診断を行う. 新生児聴覚スクリーニングに用いる AABR は, **weighted-binary template matching algorithm** を用いて, 第 V 波の潜時前後の波形上 9 点モデルを作成し, 観測値データとの尤度比を求め, 正常 (**pass**) あるいは要検査 (**refer**) の自動判定を行う (B.S.Hermann 1995, [30]).

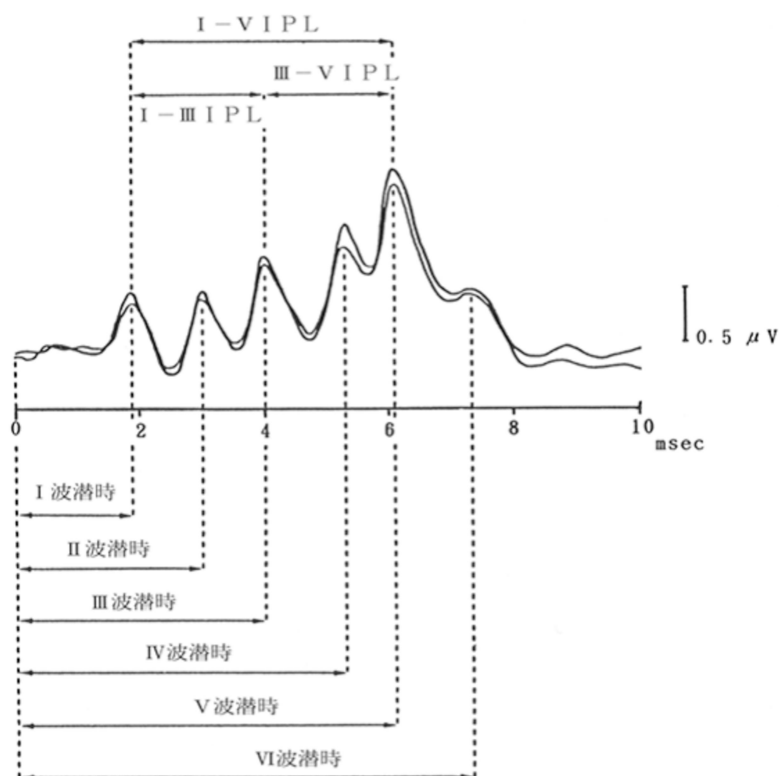


Fig. 4. ABR 各波形と潜時 [5].

また, 刺激音圧を変化させて第 V 波のピーク潜時を調べ, 刺激音圧と第 V 波ピーク潜時の関係を表した曲線 (これを **Intensity-Latency curve**, **I-L curve**, **I-L 曲線**という) を描くことで, 難聴の特徴を観察する. Fig. 5 は, 我々の実験データに基づく聴力正常成人の **I-L 曲線** の正常聴力範囲 (塗りつぶし部分) に対して, 上図は 伝音難聴 (**conductive**

deafness) の特徴を表す。V 波の I-L 曲線は正常範囲に対して平行に潜時が延長している。下図は感音難聴 (sensory deafness) の特徴を表す。V 波の I-L 曲線は高い音圧では正常範囲に入る特徴がある。

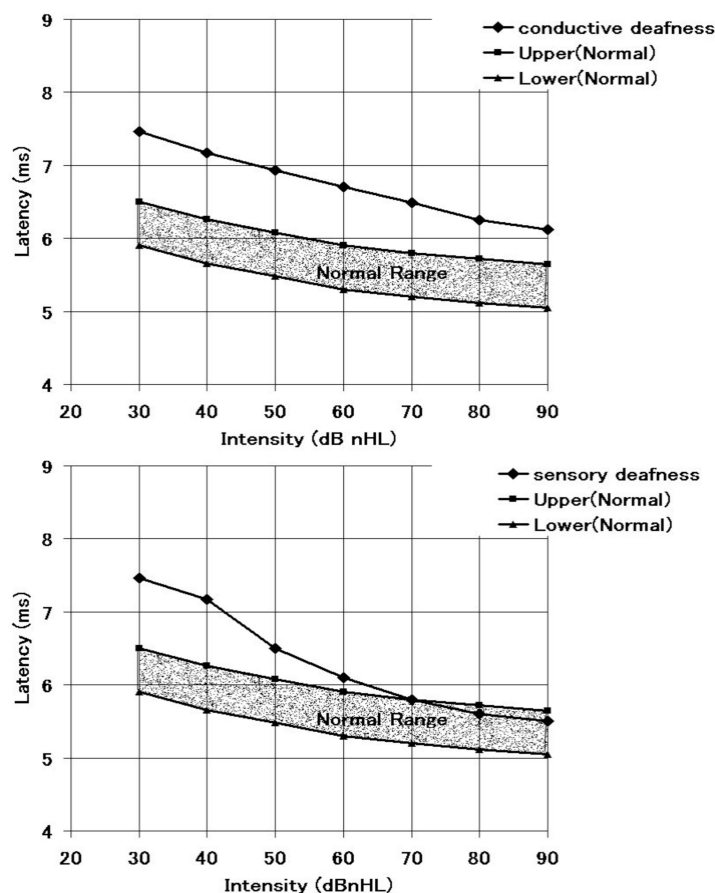


Fig. 5. 音刺激音圧と ABR の第 V 波潜時との関係を表す I-L 曲線による伝音難聴（上図）と感音難聴（下図）の特徴。

2.3 聴性誘発反応検出の従来アルゴリズム

聴性誘発反応はまた、体表から誘導され、発生源から記録電極までの距離があり、電極からみて発生源が 1 つの電気導体すなわち容積導体の中に存在しているという条件で得られる。このような条件のもとでの記録（遠隔電場電位：far field potential, 脳全体を均一の容積導体と見なして、導出電極より遠く離れた深部で発生した電位が容積伝導により頭皮上に広範に広がるという考え方に基づいた電位）では、微小な反応（通常脳波の 1/5～1/100 の振幅）であり、反応は自発脳波 (spontaneous electroencephalogram, spontaneous EEG) や背景雑音に埋もれている。そこで反応を検出する際に波形の加算平均処理を実施することが常識となっている。ABR では、通常 2000 回程度の加算平均処理を実施する。加算平均処理とは、雑音に埋もれた信号を明瞭に抽出するための手法である。音刺激に

よって誘発された脳波を何回も記録し、刺激開始に合わせてそれぞれの波形を加算して加算回数で割ることによって平均化処理を行うというものである。ABR の場合、音刺激から 10 ミリ秒程度の計測脳波の各サンプル値を加算平均する。例えば 10 回加算とは、音刺激－脳波導出を 10 回繰り返して得られた加算波形の平均値を意味している。信号（反応）が各刺激に対して同一の潜時とパターンで出現し、しかもノイズの電位変動がランダムであれば加算平均によって反応振幅は変化しないがノイズの振幅は小さくなる。すなわち、加算値の集合を、 $K = \{k(i), 1 \leq i \leq m\}$, $k(i)$ 回加算処理後のノイズ成分を $v_{k(i)}(t)$, ABR 信号波形データを $S_{ABR}(t)$ とすると、 $k(i)$ 回加算処理後の波形データ $x_{k(i)}(t), 0 \leq t \leq 10(ms)$ は次式で表される。

$$x_{k(i)}(t) = S_{ABR}(t) + v_{k(i)}(t) \quad (2.1)$$

加算回数を増やす、すなわち $k(i)$ を大きくすると、ノイズの振幅 $v_{k(i)}(t)$ は 0 に近づく。大概加算 $k(i) = 2000$ 回で、 $x_{2000}(t) = S_{ABR}(t)$ の反応波形が得られる [3], [23].

Fig. 6 (ただし、加算回数 $k(i) \geq 10$) のグラフは、2000 回加算した波形が ABR 信号であるというために、2000 回加算波形と各加算回のデータとの差をノイズと考えて、加算 $k(i)$ 回のノイズ成分 $v_{k(i)}(t) = S_{ABR}(t) - x_{k(i)}(t)$, $t = 0, 1, 2, \dots, 511$, の分散値を描いた。この結果からみると、ノイズ成分を低減するには少なくとも 200 回以上の加算回数が必要であることがわかる。このように ABR は加算処理を施しながら検出するので、リアルタイム検出が難しく、測定に要する時間は短くはない（平均 30 分程度）。より迅速な測定が望まれている。

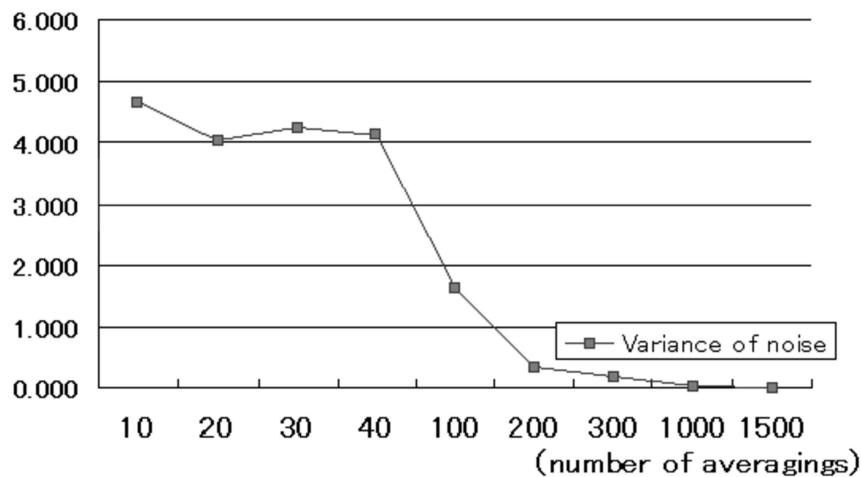


Fig. 6. ABR 計測における各加算回のノイズの分散.

3. ABR 波形のウェーブレット解析

3.1 ABR 波形のウェーブレット解析と構成周波数

ABR 波形に DWT を適用する研究は、我々のほかに Wilson らや Zhang らによっても報告されている ([14]). 計測波形データのサンプリング周波数の違いから、それぞれ各分解レベルと構成周波数には Table 1 のような違いがある.

Table 1. 分解レベルと構成周波数.

Decomposition level	Wilson et al.'s	Zhang et al.'s	Our frequency
D1	8533 - 17067 Hz	5000 - 10000 Hz	12500 - 25000 Hz
D2	4267 - 8533 Hz	2500 - 5000 Hz	6250 - 12500 Hz
D3	2133 - 4267 Hz	1250 - 2500 Hz	3125 - 6250 Hz
D4	1067 - 2133 Hz	625 - 1250 Hz	1562 - 3125 Hz
D5	533 - 1067 Hz	315 - 625 Hz	781 - 1562 Hz
D6	267 - 533 Hz	A5:0 - 315 Hz	390 - 781 Hz
D7	A6:0 - 267 Hz	-	195 - 390 Hz
D8	-	-	97 - 195 Hz
A8	-	-	0 - 97 Hz

また, Wilson らや江原ら (Ehara et al.) は ABR 各波形の構成周波数について Table 2 のように報告した ([14]). ただし, 江原らはウェーブレット解析ではなく独自のスペクトル解析を用いた. これらの報告からもわかるように, ABR の各波形は複合周波数で構成されていると考えられる. そこで, 臨床検査などで波形を観察する際には, Fig. 7 に示すように速波成分 (fast ABR) と緩除波成分 (slow ABR) に分解して観察することもある.

Table 2. ABR 各波形と構成周波数についての知見.

Wilson et al.		Ehara et al.	
Frequency band	ABR waveform	Frequency band	ABR waveform
Component 3 : 900 - 1100 Hz	I II III IV V VI VII	A: 866 - 945 Hz	I II III IV V
Component 2 : 500 - 600 Hz	I III V VI VII	B: 472 - 551 Hz	I III
Component 1 : - 200 Hz	III V trough that follows V	C: 236 - 315 Hz	V

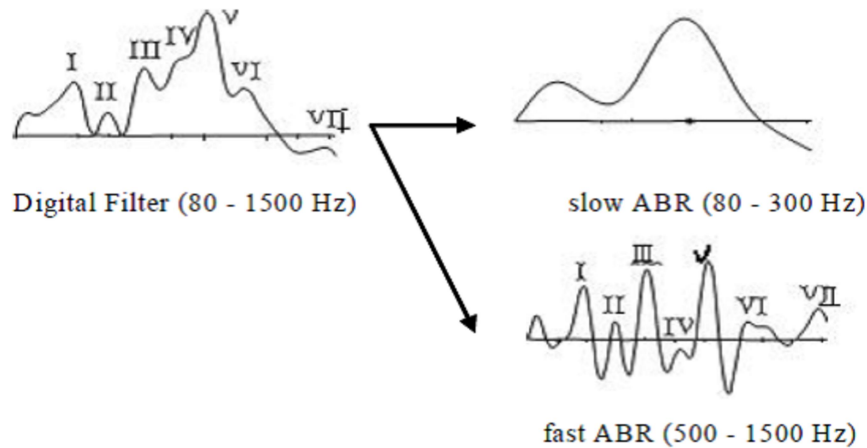


Fig. 7. ABR の緩徐波 (slow ABR) と速波成分 (fast ABR) の分離 [15].

3.2 ABR 波形のウェーブレット解析例

SWT MRA (MATLAB R2012b 使用) を適用する際の各分解レベルの構成周波数は、我々の実験による計測波形のサンプリング周波数から、先に述べた Table 1 のようになる。ウェーブレット関数としては再構成可能な、双直交ウェーブレットである **Bi-orthogonal** ウェーブレット (**Bior. 5.5**) を使用することにより **ABR** 構成周波数を含む分解レベルとその特徴を抽出する。Fig. 8([14, 15]) に分解および再構成に用いるウェーブレット関数を示す。

SWT MRA を適用した際のレベル **D1**, **D2**, **D3** の結果は振幅も小さく、ほとんどが機器等によるノイズと考えられるので結果の表示を省略した。そして、**ABR** において特に波形の潜時すなわち位相が重要なことを考慮して **ABR** 構成周波数に関連するレベルの再構成のみを示すことにする。Fig. 9 は、刺激音圧 **80 dB nHL** で **2000** 回加算して得られた聴力正常成人男性 (21 歳) の **ABR** 波形を再構成した例である。各分解レベルにおける **DWT** および **SWT** による再構成波形も重ね書きで表した。Table 2 に照らして、各波形の構成周波数を比較すると大きな違いがないことがわかるが、最も注目するのは、Fig. 7 に示す速波成分 (fast ABR) とレベル **D5** の再構成波形が、また、緩徐波成分 (slow ABR) とレベル **D8** の再構成波形がほぼ同じであることが観察できる点である。

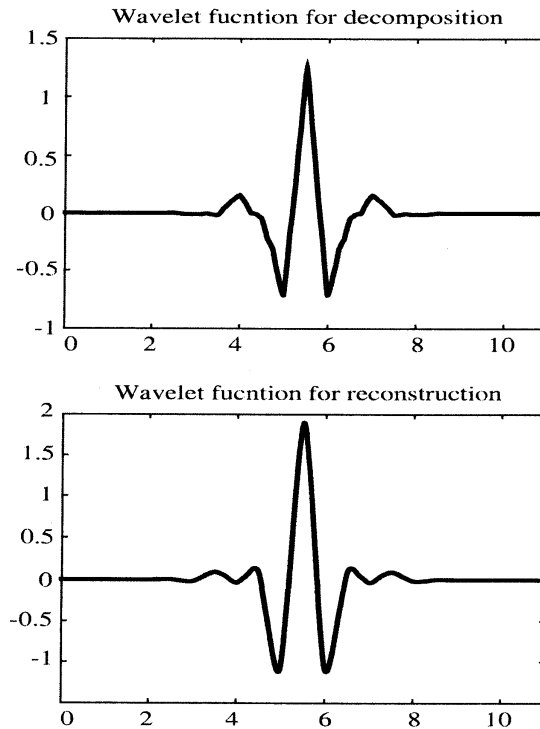


Fig. 8. 分解（上図）・再構成（下図）に用いるウェーブレット関数 (bior 5.5).

4. 離散定常ウェーブレット変換を用いた加算波形解析

4.1 加算波形のウェーブレット解析

ABR の反応の有無の判定で最も多く利用されるのは聴力正常成人において音刺激後 5 ミリ秒から 7 ミリ秒間に観測される第 V 波のピーク潜時であることは前節で説明した。ABR のピーク潜時の特徴は比較的わかっていることが多いが、一方、構成周波数については、Table 2 に示すように自明な単一周波数で構成されていないことがわかっている。速波成分 (fast ABR) と緩除波成分 (slow ABR) に分解して活用する臨床応用もあるが、いずれの場合も通常 1000 回から 2000 回の加算処理を実施する時間が必要なので、計測後リアルタイムでの判定処理は実施できないと考えられている。

我々はこれまでの研究で DWT MRA を用いて、レベル D5 (ABR 速波成分の構成周波数を含むレベル) の再構成波形のみを加算することで、ABR 第 V 波のピーク潜時を加算回数 10 回程度で検出できる例を示し、その解析プログラムを実装した試験用装置を開発した (例えば [23])。ここで、聴力正常成人男子 (20 歳) の 10, 20, 30, 40, 100, 200, 300, 1000, 1500, 2000 回加算波形について、それぞれ、SWT MRA を適用して、特に速波成分に対応するレベル D5 の再構成波形の重ね書きを Fig. 10 に示す。図中の sw とは、sweep の略で加算回数を意味する。Fig. 9 と Fig. 10 の 2000 回波形を比較すると波形の形

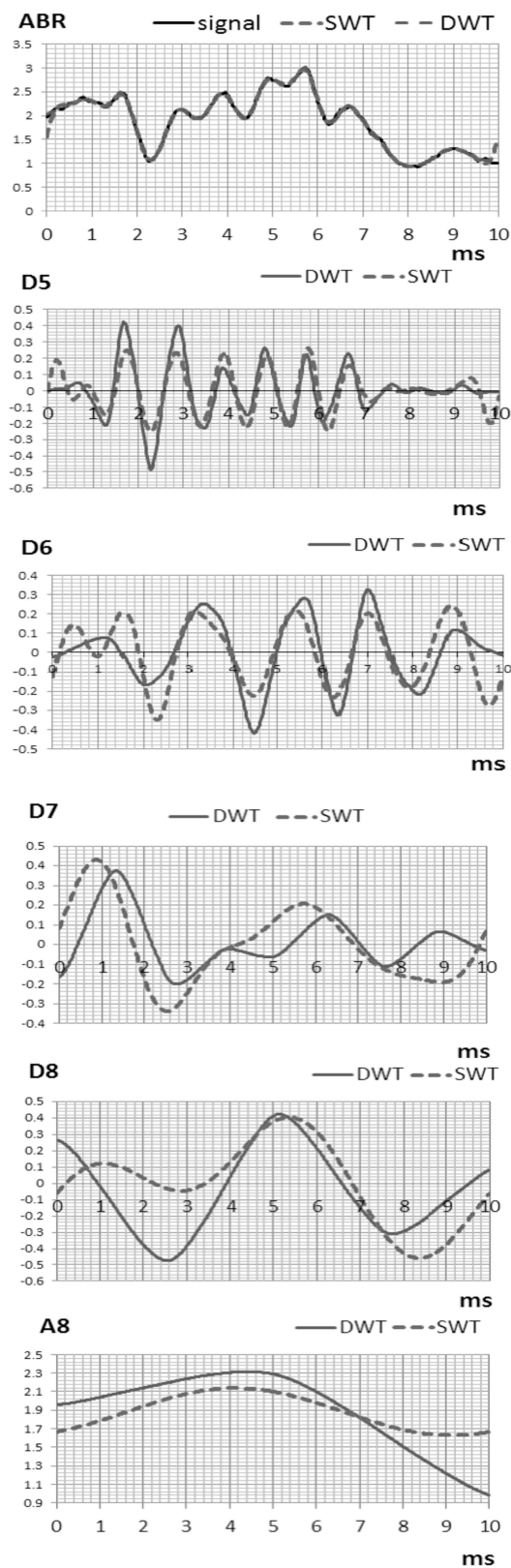


Fig. 9. ABR 波形の DWT および SWT を用いた MRA の例.

状が異なり、Fig. 10 は第 V 波が IV 波と分離していないタイプの波形であるが、双方とも、聴力正常と判定された波形である。このように正常である ABR 波形パターンが複数存在するので判定が複雑である。波形の潜時を観察し、同一入力刺激音に対して波形潜時に違いがあるかどうか診断においては重要である。

従来の計測波形では速波成分波形でも少ない加算回数で観察することはできないが、レベル D5 の再構成波形では、ほぼ 10 回程度の加算回数から加算回数が増加しても特に波形の位相は変化しないことが明らかに観察できた。さらに、正常波形のバリエーションに依存しない形で、同一刺激音条件に対してほぼ均一に反応が得られることは、実用性が高い。実際、レベル D5 の再構成波形を用いて、第 V 波ピーク潜時および第 I-V 波ピーク間潜時を測定すると、加算回数 10 回で反応波形との相関係数は 0.9 となり、200 回以上は相関係数 1 となり、高々の加算は 200 回であることがわかった。ABR による聴力のスクリーニング自動判定などにおいて SWT MRA を用いて、従来より短時間で判定が可能であると予想される。

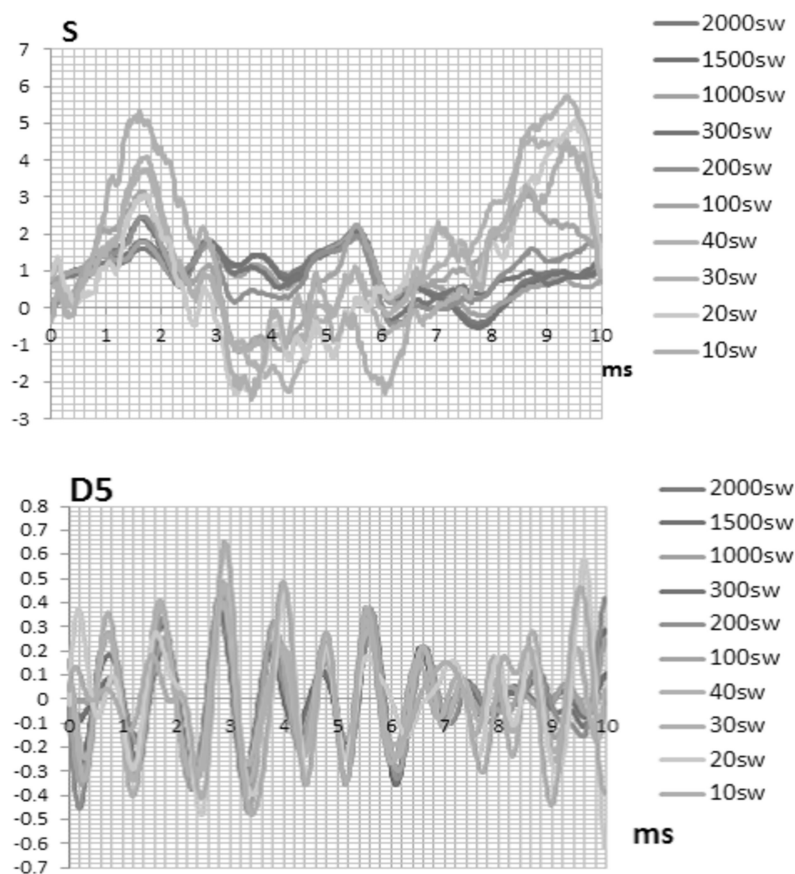


Fig. 10. 計測波形の各加算波形（上図）および D5 レベルの再構成波形（下図）の重ね書きの例。

一方、緩徐波成分に対応するレベル D8 あるいは、自発脳波を含むレベル A8 は、加算回数によってどのように変化するか、各加算波形の重ね書きを Fig. 11 に示す。レベル D5

波形と異なり，加算による影響が強いことが観察される．つまりレベル D5(D6, D7 も同様) は自発脳波などの干渉を受けにくい，レベル D8, A8 を観察すると，自発脳波などの干渉(揺らぎ)をうけているように観察できた．少ない加算回数波形に対する SWT MRA の適用は特に，速波成分に有効であるが，緩徐波成分については，さらなる工夫が必要である．

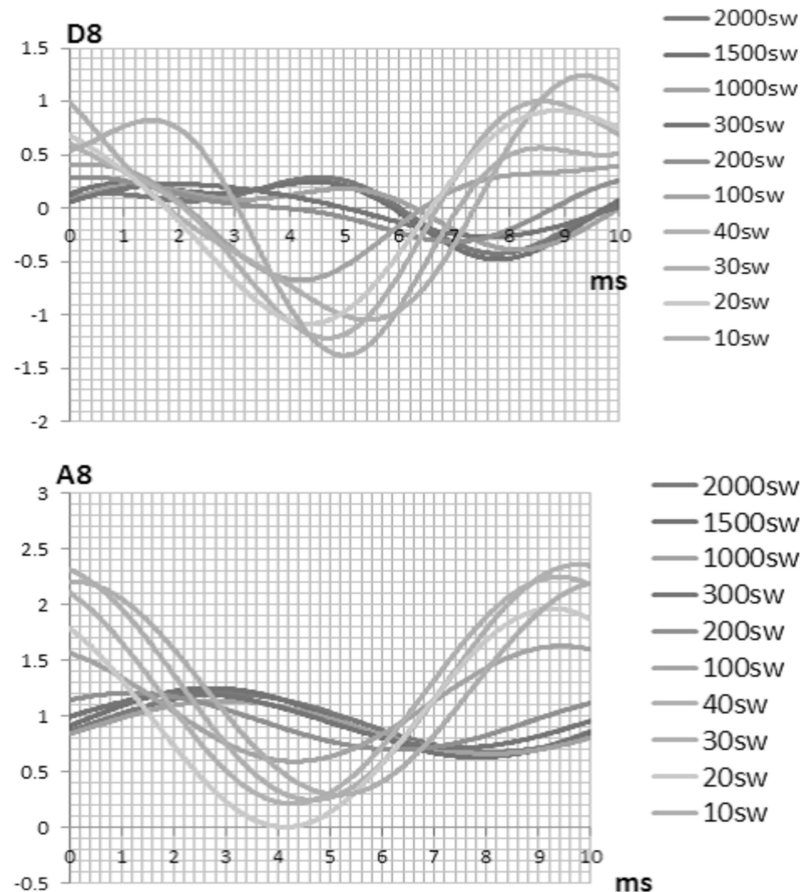


Fig. 11. 各加算波形の D8 (上図) および A8 (下図) レベルの再構成波形の重ね書きの例.

5. 加算処理の改善

5.1 I-L 曲線の描画

反応を得るための信号解析を改善する方法の 1 つとして加算処理回数を減らすことを考えてきた．すなわち加算処理回数が低減されれば解析時間は短縮されると考えた．その試みの結果，ABR 各波形の潜時を抽出することができる速波成分は 10 回程度の加算でレベル D5 で観察でき，波形の潜時が得られることが例示できた．Fig. 12 は，我々のこれまでの実験によって聴力正常成人から得られた I-L 曲線の上限および下限を表す図のなかに，

2000 回加算データから得られた I-L 曲線（図の **signal**）および 10 回加算データから得られたレベル **D5** による I-L 曲線を表している。10 回加算の場合、音圧によって多少の歪みが起こるが、正常範囲内の歪みであると考えてもよいと思われる。この曲線の歪みを許容すれば、1 音圧の反応波形出力につき 20,000 ミリ秒必要であった加算処理による解析時間を 100 ミリ秒に短縮できる計算となる。

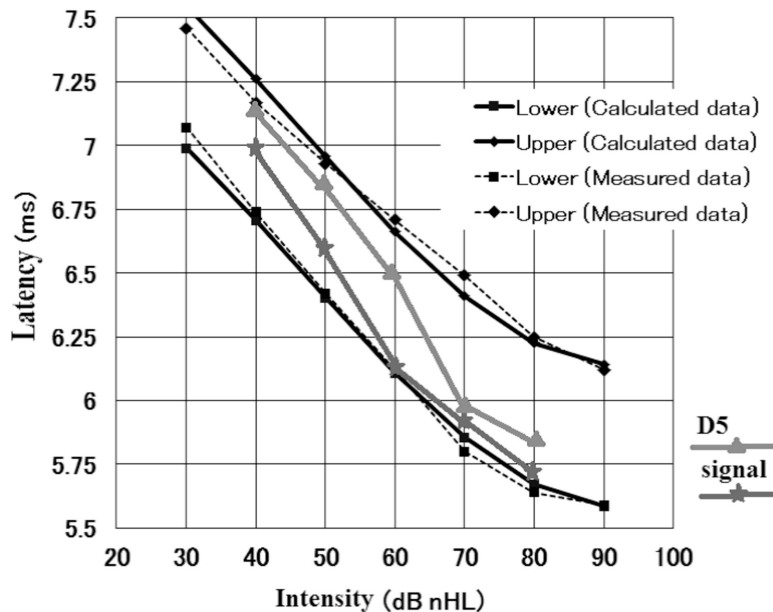


Fig. 12. 10 回加算波形の **D5** レベルの再構成波形による I-L 曲線の例。

5.2 自発脳波との関係のモデル化

SWT MRA を用いて、少ない加算回数で得られた速波成分による I-L 曲線の描画は、診断における 1 つの有効指標を提示する可能性がある。一方、レベル **D8** で観察できる緩徐波成分は、2000 回加算よりは低減できるものの、実験例を観察すると、少なくとも 300 回以上の加算回数を要する例もあった。レベル **A8** は α 波、 β 波、 γ 波などのヒトの自発脳波（spontaneous EEG）の周波数帯域を含む。緩徐波成分に対応するレベル **D8** と自発脳波成分に対応するレベル **A8** の加算ごとの波形を比較すると、特に極値の位相移動の変化がほぼ同じようである。すなわち、両者の位相が同期しているように見える。そこで、文献 [28] ではレベル **A8** の波形の極大値を求めるために次の 4 次関数で波形近似を試みた。

$$y = \sum_{k=0}^4 a_k t^k. \quad (5.1)$$

加算回数ごとのレベル **A8** の波形に多項式近似を実施した結果から、係数 a_0 の影響が大きく、それ以外の係数値は小さいことがわかった (Fig. 13)。

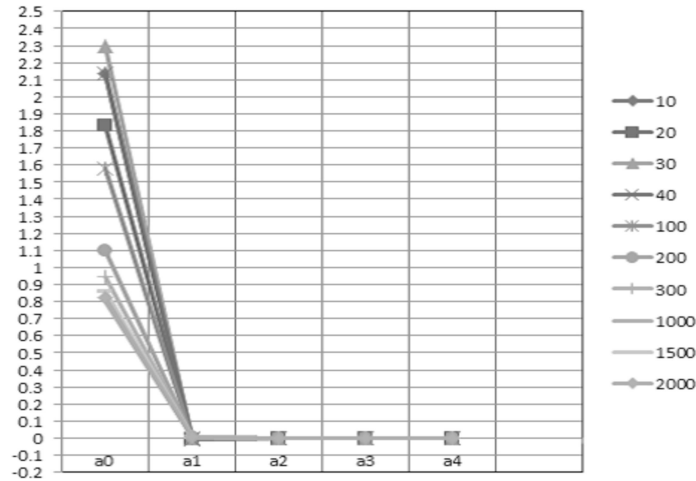


Fig. 13. 加算波形ごとの A8 レベルの近似多項式の係数比較.

また, 20 Hz の入力音刺激を Dirac comb と考え, 自発脳波は Dirac comb に同期すると仮説をたてて, モデル式 (5.1) をさらに次のように改良した.

$$y = a_0(N) + \sum_{k=1}^4 a_k(t - \delta(N))^k. \quad (5.2)$$

ここで N は加算回数を表す.

6. おわりに

通常 2000 回の平均によって定義される ABR は, 聴力と脳機能診断を支援するインデックスとして臨床等に応用されている. 我々は, 平均加算過程の波形解析に SWT MRA を適用した. まず, 少ない加算回数から ABR 速波成分を観察することについて述べた. さらに, 速波成分は少ない加算回数でも得られるのに対して, 緩徐波成分は一定の加算が必要であることを示した. このことを説明するために, 入力音刺激周波数を Dirac comb としてモデル化し, これに自発脳波が同期しているのではないかと考えた. 自発脳波はレベル A8 とほぼ同じ周波数帯に含まれるので, この同期を示すために, レベル A8 の各加算波形のモデル化を試みた.

ABR よりも周波数特異的である 40-Hz ASSR の起源は slow ABR(P0) + MLR, すなわち P0+Pa+Pb (合成波形) であると Galambos ら ([9]) によって報告され周知のこととなっている. また, 80-Hz ASSR の起源は slow ABR すなわち P0 と考えられている [6]. ABR 緩徐波成分 (P0) のモデル化を考慮して 40-Hz ASSR のモデル化を実現することは, さらに今後とりくむべき課題である.

謝辞 本講究録にいたるまでご指導いただきました多くの先生方や、先輩に感謝いたします。特に、大阪教育大学・数理科学の芦野隆一先生、大阪教育大学・情報科学の守本晃先生には共同研究に参加させていただきました。深く感謝いたします。また今回の研究集会で発表する機会や講究録を書く機会を与えてくださった京都大学数理解析研究所の山田道夫先生に感謝いたします。

参考文献

- [1] 厚生労働省 聴覚障害の認定方法に関する検討会, 2014.11.10.
<http://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/other-syougai.html?tid=185034>
- [2] 日本聴覚医学会編, 聴覚検査の実際 改訂 2 版, 南山堂, 2004.
- [3] 船坂宗太郎, 大西信治郎編, 聴性脳幹反応・その基礎と臨床, メジカルビュー社, 1985.
- [4] 加我君孝編, ABR ハンドブック, 金原書店, 1998.
- [5] 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.
- [6] 青柳, 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.
- [7] 加我君孝編, 新生児・乳幼児の耳音響放射と ABR, 診断と治療社, 2012.
- [8] 厚生労働省 聴覚障害認定に係る主な検査機器設置状況, 2014.9.2,
http://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-12201000-Shakaiengokyo/kyokushougai/hokenfukushibu-Kikakuka/2014082707_2.pdf.
- [9] R. GALAMBOS ET AL, A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp, Proc. Nati. Acad. Sci. USA, **78**(4), 2643–2647, 1981.
- [10] 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.
- [11] N. IKAWA, ET AL., Feature extraction and identification of transfer function for auditory brainstem response, Journal of Signal Processing, **8**(6), 473–484, 2004.
- [12] 井川, 正弦波的振幅変調音刺激による 40-Hz 聴性定常反応波形の伝達関数について, ASJ2008 (A), 563–564, 2008.
- [13] 井川他, カルマンフィルタを用いた変調周波数追従反応 (AMFR) 検査装置, Audiology Japan, **51**(5), 487–488, 2008.
- [14] N. IKAWA, T. YAHAGI AND H. JIANG, Waveform analysis based on latency-frequency characteristics of auditory brainstem response using wavelet transform, Proc. of the NCSP05, 423–426, 2005.
- [15] N. IKAWA, T. YAHAGI AND H. JIANG, Waveform analysis based on latency-frequency char-

- acteristics of auditory brainstem response using wavelet transform*, Journal of Signal Processing, **9**(6), 505–518, 2005.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] M. S. JOHN, ET AL., *MASTER: a Window program for recording multiple auditory steady-state responses*, Comput. Methods Programs Biomed., **61**, 125–150, 1998.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] N. IKAWA, ET AL., *A new automated audiometry device of measurement and analysis of 40-Hz auditory steady-state response*, Proc. of the NCSP10, 250–253, 2010.
- [22] 井川, 脳波を利用した新しい聴覚検査方法におけるウェーブレット解析の応用 (時間周波数解析の理論とその理工学的応用) “, 京大数理解析研究所講究録, **1803** (20120800), pp.71–97, 2012.8.
- [23] N. IKAWA, *Automated averaging of auditory evoked response waveforms using wavelet analysis*, International Journal of Wavelets, Multiresolution and Information Processing (IJWMIP), **11**(04), 1360009- pp1–21, July 2013.
- [24] N. IKAWA, A. MORIMOTO AND R. ASHINO, *An application of wavelet analysis to procedure of averaging waveform of 40 Hz auditory steady-state response*, IEEE conference of Wavelet Analysis and Pattern Recognition (ICWAPR2013), pp.79–84, 2013.7.
- [25] 井川, 守本, 芦野, 聴性脳幹反応の高速抽出解析法について, 日本応用数理学会 2014 年研究部会連合発表会, 2014.3.8.
- [26] N. IKAWA, A. MORIMOTO AND R. ASHINO, *The detection of the relation of the stimulus intensity-latency of auditory brainstem response using optimal wavelet analysis*, IEEE conference of Wavelet Analysis and Pattern Recognition (ICWAPR2014), pp.127–133, 2014.7.
- [27] 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, 日本応用数理学会 2014 年年会論文集, pp.195–196, 2014.9.5.
- [28] 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, IEEE conference of Wavelet Analysis and Pattern Recognition (ICWAPR2015), to appear, 2015.7.

- [29] J. J. STOCKARD , V. S. ROSSITER, *Clinical and pathologic correlates of brain stem auditory response abnormalities*, Neurology. Apr;27(4), **61**, 316–325, 1977.
- [30] B. S. HERRMANN, A. R. THORNTON AND J. M. JOSEPH, *Automated infant hearing screening using the ABR: Development and Validation*, American Journal of Audiology Vol.4, No.2 pp.6-14, 1995.