

ハール・ウェーブレット変換による事象関連脳電位 (ERP) の処理

古城明宏 川村尚生 井上倫夫 小林康浩 川上孝志 * 中島健二 **
鳥取大学工学部 * 鳥取三洋電機(株) ** 鳥取大学医学部

筋萎縮性側索硬化症 (ALS: Amyotrophic Lateral Sclerosis) は、全身の筋肉が次々に萎縮していく進行性の難病である。末期においては、感覚機能だけを残して全身がほとんど動かせなくなる。そのため、既存のセンサでは、患者の意志に基づく如何なる動きも検知することが不可能になる。このような患者に対して、与えた事象に対する脳の応答を意志伝達の補助として利用しコミュニケーションを支援する方法を検討中である。

ここでは、意志伝達の鍵となる事象関連脳電位 (ERP: Event Related brain Potentials) の P300 を自動検出するために、ハール・ウェーブレット変換を用いる。そして、その変換結果から ERP を意志伝達補助装置 (CA: Communication Aid) の入力手段とする可能性について考察する。

The Haar-Wavelet Transform of Event Related Brain Potentials

Akihiro Kojou, Takao Kawamura, Michio Inoue,
Yasuhiro Kobayashi, *Takashi Kawakami and **Kenji Nakashima

Department of Information and Knowledge Engineering, Faculty of Engineering, Tottori University

*Tottori SANYO Electric Co., Ltd.

**Institute of Neurological Sciences, Faculty of Medicine, Tottori University

Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS) is a disease revealing symptoms of atony of muscles and taking away the physical abilities, while remaining the intelligent activities. A Communication Aid (CA) is an interface between ALS patients and healthy persons. For its practise, keen sensors must be provided to detect feeble signals generated by their remaining activity.

Here, for sensing P300 components of Event Related brain Potentials (ERP), a method of haar-wavelet transform is proposed. The ERP is used as the signals from the patient. This paper discusses the possibility of using P300 for CA.

1 はじめに

筋萎縮性側索硬化症 (ALS: Amyotrophic Lateral Sclerosis) は全身の筋肉が次々と萎縮して行く進行性の難病であり、その末期においては感覚機能だけ残して全身がほとんど動かせなくなる。そこで、思考能力は残存するが、意志表現の手段を喪失した人との間のコミュニケーションを支援する意志伝達補助装置 (CA: Communication Aid) が切望されている [1]。

CA は、身体の不自由な患者が、自らの意志を周囲の人に伝えたり、何かを操作したりするために用いるもので、表示装置に提示された項目の中から、所望のものを選択するタイプのものが一般的によく知られている。患者は残っている運動能力を使って、身体の動かせる部分で特殊なスイッチ操作をする。これをセンサが検知し電気信号に変えて CA に送る。

しかし、冒頭に示したような末期の患者に対して、既存のセンサでは患者の動きを検出することが不可能になる。そこで患者の感覚刺激とそれに対応して現れる事象関連脳電位 (ERP: Event Related brain Potential) を用いることを考える [2]~[5]。中でも受容者が関心を持つ情報を含む刺激が与えられたときに、長潜時陽性電位 (P300) が誘発されることが分かっている [6]~[8]。これを一種の意志情報として CA への入力手段として適用することを考えている [9]~[14]。

具体的には、5つの項目の中から1つを選択する課題において、計測された脳波を同期加算する。各項目のERPのP300成分を比較することにより、患者の意図する項目を確認できる。本報告では、特徴を効果的に検出するためにハール・ウェーブレット変換を適用することについて述べる。そして、その結果をもとに、ERPをCAの入力手段として利用するための方法について検討を加え、70%以上の正答率で判定できたので報告する。

2 CA について

図1にCAのシステム構成を示す。CAは患者の意志を医師や看護婦もしくは看護する家族などに伝えることを可能とするものである。患者の残存する機能の動きをセンサで検出し、これを患者の意志として入力し、コミュニケーションの補助を行う。基本的な構成は大きく以下の4つに分類される。

1. 入力装置 [各種センサからの信号処理]
2. 本体処理装置
3. 表示装置 [患者用]
4. 出力装置 [医師/看護人用表示, 音声合成出力, プリンタなど] である。

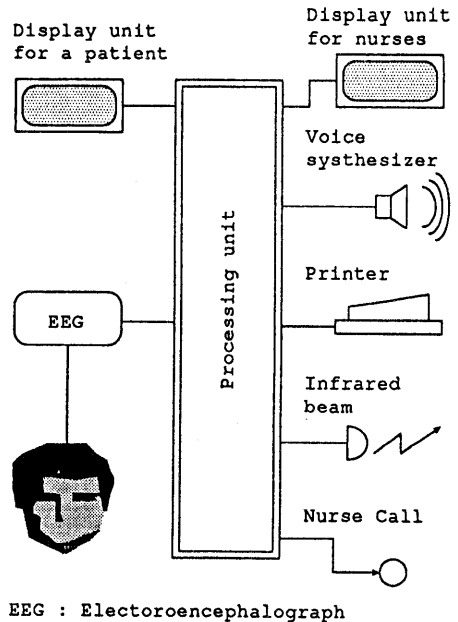


図1: CAのシステムブロック

入力装置は最も重要なインタフェースで、患者の意志をセンサで検知し、これを電気信号として入力装置に取り込む。CAはその信号をもとに動作し、患者の意志として外部に出力して周囲の人に伝える。

本体処理装置は全体を制御する部分で、ナースコールなどの意志伝達機能、文書作成補助機能、周辺インターフェース制御機能などがある。これらの機能の選択は、表示メニュー方式で行い、すべて1回の選択操作で実現できる。文書作成機能では、日記や手紙の作成、編集、保存、印刷などが可能である。実際の文章の作成に当たっては、一般的に縦横走査法が取り入れられている。この方法は、文章作成に必要な文字類を配置した文字盤を表示装置に表示し、選択可能マーク(カーソル)を縦横に動かし、文字を選択する方法である。

以上のように、患者は1つのセンサによりCAを使用するので、センサは非常に重要な部分である。体をほとんど動かすことが出来なくなってしまう場合、今まで考えられていたセンサでは、患者の意志を検知することは不可能になってしまう。そこで残された手段として人間の視覚を用いる。表示装置により視覚刺激として事象を与え、脳の応答をセンサして患者の意志を受け取るCAの実現を目指している。

3 ERP について

事象関連脳電位 (ERP) とは、広義には感覚刺激、運動、認知活動など事象と関連して記録されるあらゆる電気活動を意味する。このうち主に刺激の物理的特性に依存して出現する潜時の短い電位を誘発電位と呼び、刺激に付与された心理的意味や刺激によって惹起される認知活動に関連して出現する電位を狭義の事象関連脳電位と呼ぶ。

ERP はミリ秒水準での計測が可能で、時間的解像度が優れているため、数百ミリ秒単位で行われている人間の情報処理過程を知る上での有効な指標となる。数回の同期加算を行って得られるモデル波形を図 2 に示す。事象関連電位の成分には、陰性緩電位変動、注意反応電位 N100、P200、選択反応電位 P300 などがあげられるが、本報告ではその中の 1 つである選択反応電位 P300 を取り上げ、その検出を目的とする。

P300 は、刺激後 250-700msec に現れる長潜時陽電位である。文字や色視標などランダムに提示していく中から、特定のものを選び出し記憶していく選択作業を負荷することにより、中心部および頭頂部を中心に発現する。

P300 は患者の意志を捉える指標と考えることができ、患者に対する質問課題を視覚刺激と与え、その答えを ERP の P300 を抽出することにより得ることが可能である。

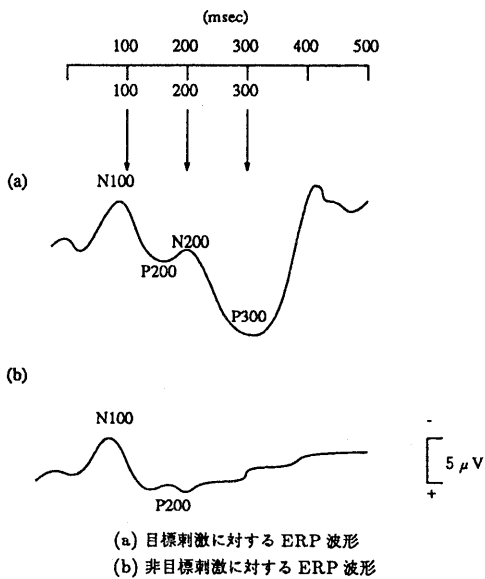


図 2: ERP のモデル波形

4 ハール・ウェーブレット変換について

P300 の振幅は、刺激の意外性や個人差により様々であるが、出現する時間的な位置は比較的明確で、刺激後 250-700msec の間に現れる。従って、時間的な位置情報を取り出すことが可能な変換が必要となってくる。このように、あるデータの時間的な位置情報を取り出す方法として、ウェーブレット変換がある。

4.1 ウェーブレット変換

ウェーブレット変換の特徴は、時間分解能と周波数分解能の両方を効果的にクローズアップすることが出来ることである。低周波成分については、周波数分解能が高く、高周波に関しては、時間分解能が高い。つまり、連続する波形の中に存在する不規則な現象を検出するのに優れている。ERP 波形の分析には、その時間的位置に的を絞って、特定の周波数成分だけを抽出するの必要があり、ウェーブレット変換が有効である。

4.2 ハール・ウェーブレット変換

ハール基底を拡張した関数を用いて 2 種類の変換を行った。ここで用いた基底関数を図 5 に示す。

第 1 の手法は、図 5-(a) で示される関数 h_j^n を用いて行う。変換式は、次式で表される。

$$H_i^n = \frac{1}{n} \sum_j h_j^n x_{i+j} \quad (1)$$

この変換は、1 階差分に相当し、パラメータ n により定義される区間の平均の傾きが特徴として得られる。

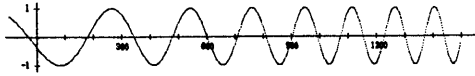
第 2 の手法は、図 5-(b) で示される関数 w_j^n を用いて行う。変換式は、次式で表される。

$$W_i^n = \frac{1}{n} \sum_j w_j^n x_{i+j} \quad (2)$$

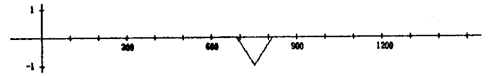
この変換は、2 階差分に相当し、パラメータ n により定義される区間の凹凸が特徴として得られる。

両手法とも、時間的分解能を高めるため基底関数と信号との畳み込みを行う。このため変換における直交性は失われる。

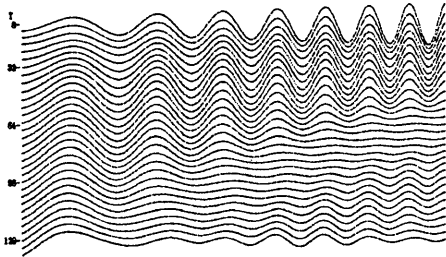
周波数の変化する正弦波に対してハール・ウェーブレットを施し、横軸に時間、縦軸に周波数の強さを表したものを図 3 に示す。上段に高周波成分の特徴が観られ、下段に向かうに従い低周波に関する特徴が観られる。



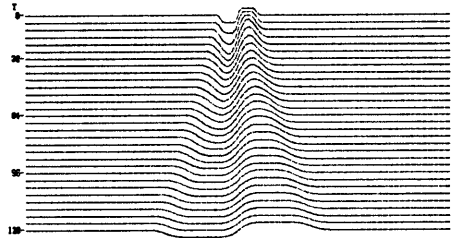
(a) 周波数の変化する正弦波



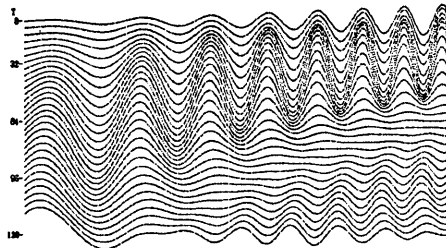
(b) 三角波



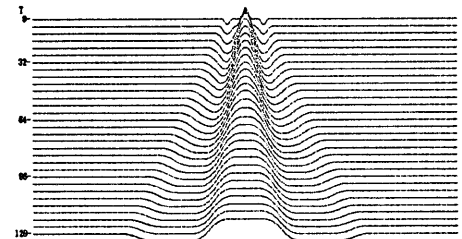
(b) 式(1)による変換 (H_f^n)



(b) 式(1)による変換 (H_f^n)



(c) 式(2)による変換 (W_f^n)



(c) 式(2)による変換 (W_f^n)

図 3: 変換結果 (正弦波)

図 4: 変換結果 (三角波)

式(1)を用いた変換が図3-(b)である。 n によって定義された周波数に関する波形の転換点が、時間に対して上方向に強さとして現れている。また、下段に観られるように定義された周波数の3倍の高周波が、 $1/3$ 倍の強さでエイリアスとして生じている。

一方、式(2)を用いた変換が図3-(c)である。 n によって定義された周波数に関する波形の凹凸が、時間に対して上方向に強さとして現れている。この変換においても、下段に定義された周波数の3倍の高周波が、 $1/3$ 倍の強さでエイリアスとして逆方向に生じている。

同様、図4は、一部のみ変化している三角波に対するハール・ウェーブレット変換を示している。

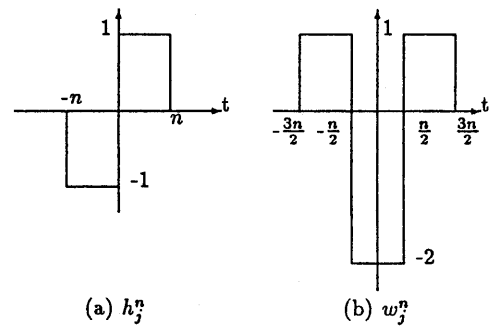
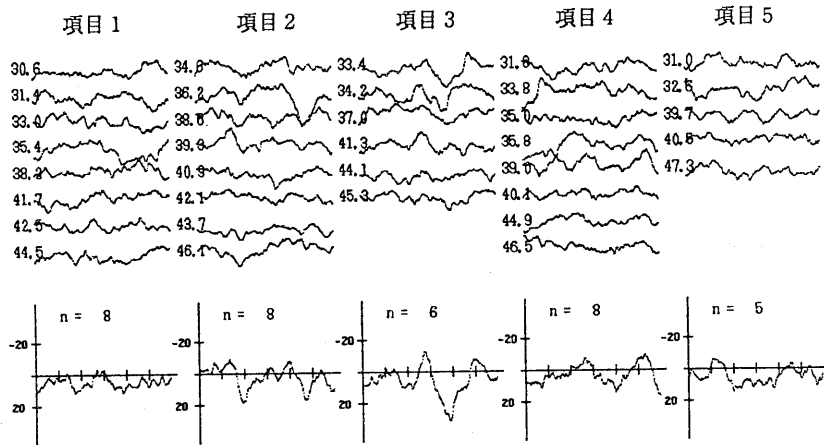


図 5: 基底関数



上部の波形の左の数字：事象提示の時刻
n：加算回数

図 6: 加算過程

5 実験方法及び検討

5.1 ERP の測定

電極の配置には、国際脳波学会の勧告による国際 10-20 電極法を用いる。P300 は、中心部・頭頂部に最大振幅をもって出現し、正中部に優勢であることから、測定は正中中心部 (Cz) 及び正中頭頂部 (Pz) の 2 点で行う。基準電極に両耳たぶ (A1, A2) を用い、接地電極に前額部 (Fpz)、導出電極に Cz、Pz を用いる。測定にあたっては眼球運動により、脳波上に不要な電位が出るため、それを検出する目的で目の周辺に電極を設ける。

脳波計には、脳波 2ch、眼電位、筋電位の計 4ch を同時測定可能な日本電気三栄 (株) multitelemeter511 を使用する。脳波測定は、静かで機械的振動や電気的な雑音 (ノイズ) が少ない場所で行うことが望ましい。しかし、本研究室の実験室ではシールドルームを作ることは困難なため、アースシートを用いて、ノイズ対策としている。

刺激は、ディスプレイ上の任意の位置に 5 種類の項目をランダムに表示して与える。刺激となる項目を、図 7 に示す。被験者には、ある程度意識的な注意義務を与える必要があるため、意図する項目が表示されたときに出現回数をカウントする課題を与える。この時、頭皮から得られる反応波を誘発的加算法により測定する。この際、眼球運動 (まばたき) が生じた場合、眼電位が脳電位に影響するためその脳波は除外する。また、同じ項目が繰り返された場合、P300 が発現しにくい場合加算しない。

ありがとう
看護婦
ジュース
T V
1 0 0 0 円

図 7: 選択項目

このように、各項目ごとに刺激点に同期して加算する過程を図 6 に示す。

なお、サンプリング周波数は 500Hz で行う。各項目とも最低 5 回の加算が終了した時点で判定を行う。1 回の試行に 0.5 秒、その時の刺激の提示時間は 0.3 秒としたので、1 回の実験には最低 15 秒必要である。

5.2 帯域幅の設定

図 3 に示すように、含まれる周波数成分の 3 倍を周期にエイリアスが生じているのが分かる。しかし、エイリアスが生じた周波数成分は 1/3 に減少している。P300 の周期は約 128msec で観測されるため、P300 を検出するために 8Hz 付近に設定した場合、ノイズとなる 60Hz のエイリアスは、ほとんど影響しないことになる。

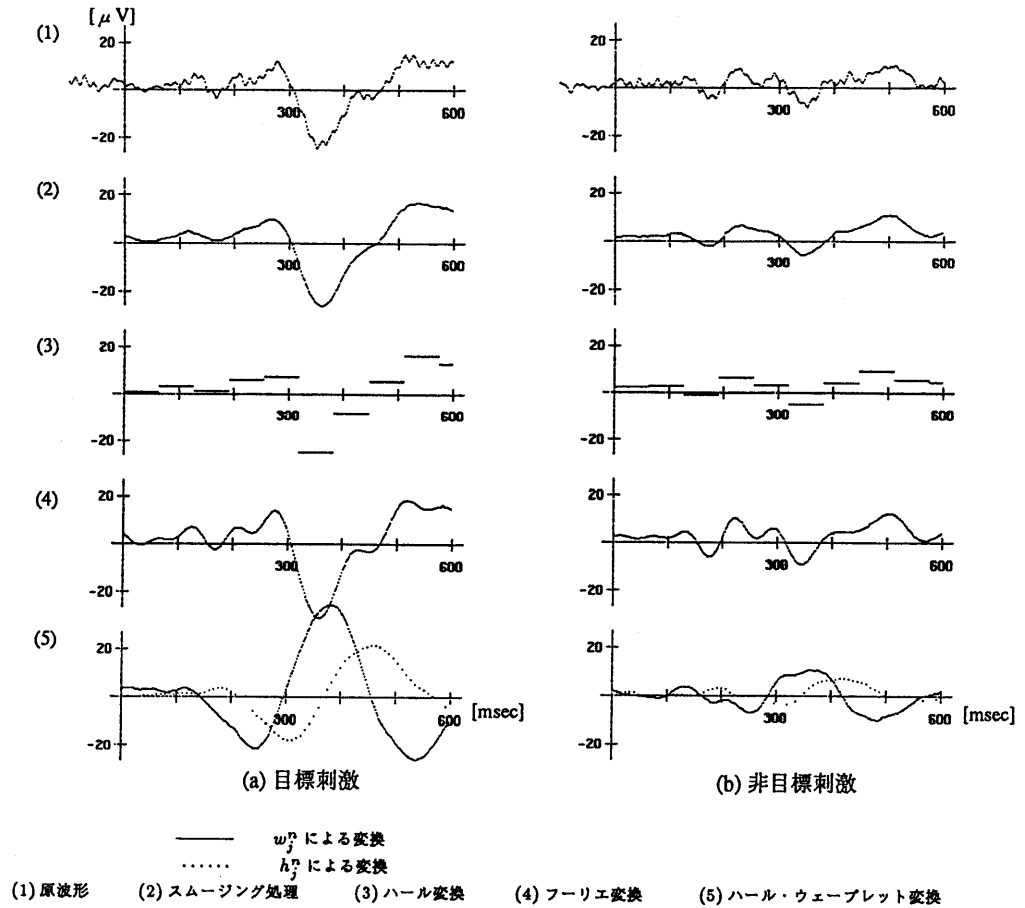


図 8: フィルタリング

5.3 フィルタリング

本変換手法は、8Hz 成分を抽出するフィルタ処理に相当する。フィルタ処理には、様々な手法が考えられる。一般的に知られているスムージング処理、ハール変換、及び、フーリエ変換を用いた処理との比較について述べる。

スムージング処理は、ローパスフィルタに相当し、本変換手法は、バンドパスフィルタに相当する。また、ハール変換、フーリエ変換は両フィルタ処理が可能である。

まず、本変換手法はハール変換、スムージング処理と同様、演算は加算のみであり、処理が容易である。

次に、スムージング処理、ハール変換、フーリエ変換、及び、本変換手法の順に 8Hz をカットオフ周波数として得られた波形を図 8 に示す。

ハール変換による手法では、変換の性質からブロック化された波形になる。これに対して、本変換手法はスムージング処理、フーリエ変換と同様にリニアな波形が再生できる。本変換手法は、ローパスフィルタであるスムージング処理に対して、バンドパスフィルタに相当する。このため、波形自身の持つ低域の振動も除去できる。また、フーリエ変換を用いた場合と比較して処理が容易である。

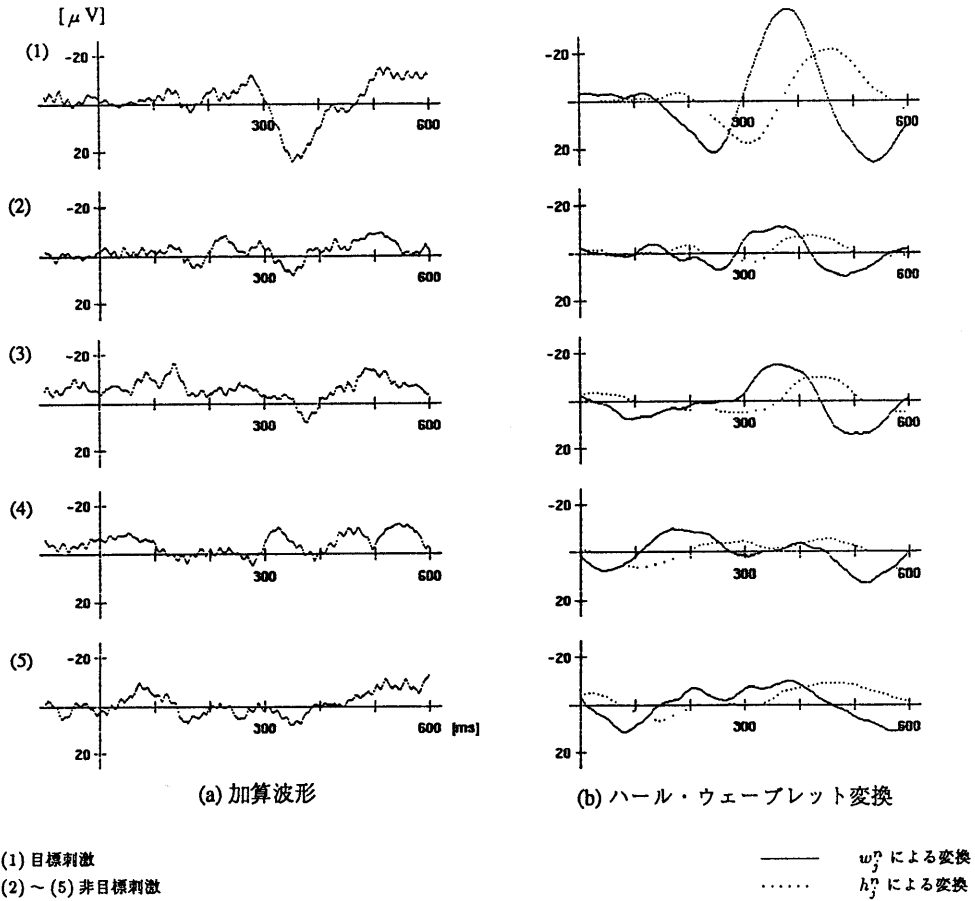


図 9: ERP のハール・ウェーブレット変換

5.4 ハール・ウェーブレット変換の応用

体をほとんど動かすことが出来ない患者の場合、人間の知覚に対する応答、即ち刺激を与えることで得られる ERP 波形を、患者からの信号として利用する手段が残されている。脳波を意志判断のパラメータとして利用することは、その波形自体に各種のノイズ成分を多く含んでいること、提示事象と出力波形を有効に対応づける必要があるため、波形自体を定量的に捉えることは容易ではない。

しかし、今回検討したハール・ウェーブレット変換を用いることにより、提示した複数の刺激に対し P300 が存在するかを数値的に判定することが可能である。今回は 5 項目の選択に対する判定に応用した。

変換を項目ごとの観測波形に施した結果を図 9 に示す。60Hz のノイズ及び不要な脳の活動電位が除去されているのが分かる。目標刺激である (1) に対してハール・ウェーブレット変換を施した (2) は、他の非目標刺激に対する変換結果 (2)~(5) と比較して P300 成分が特徴づけられているため容易に区別できる。また、ハール・ウェーブレット変換を用いているため、脳電位の低域の振動が除去され、0 点調整の前処理なく判定できる。

判定方法を以下に示す。5 項目それぞれの ERP 加算波形にハール・ウェーブレット変換を施し、刺激点から 250~550msec 間の値が最大となったものを目標刺激と判定する。また、最大値が一定の基準に達しなかった場合は判定不能とする。実験は 10 名の被験者に対して、5 つの項目選択の課題を各々 10 回ずつ

行い、どの項目を選択したかを判定する。この判定結果を表1に示す。全体の正答率は72%であるが、過半数の人はほぼ80%以上の正答率であった。

今回の実験では、結果にかなりのばらつきが見られた。これは、被験者の実施方法に対する経験不足によると考えられるため、さらに実験を重ねて行く必要がある。

表 1: 正答率

被験者	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	計
正答	7	8	8	8	6	6	8	5	6	10	72
誤答	0	0	1	0	0	2	1	4	3	0	11
判定不能	3	2	1	2	4	2	1	1	1	0	17
正答率	70	80	80	80	60	60	80	50	60	100	72

6 おわりに

本報告では、事象関連脳電位を CA への入力手段として適用するために、脳波の前処理としてハール・ウェーブレット変換を用い、P300 を効率よく検出することについて述べてきた。

観測波形にこの成分が認められた場合、ハール・ウェーブレット変換を用いることにより、P300 を特徴づけることができた。また、5 項目の判定においては、被験者によって、ばらつきがみられたが70%以上の正答率で判定できた。

今後は、多くの被験者に対して実験を行い、ハール・ウェーブレット変換を利用した P300 自動検出の判定方法を確立することである。

一方、P300 には、被験者にとって課題に対する慣れがあると発生しにくく、ある程度義務的課題設定がないと振幅が減少するなどの特徴がある。

従って、顕著な P300 を発現させるために、

- 提示する課題の内容
- 課題を提示する手法やそのタイミング
- 計測に要する時間（被験者の集中力の持続）

などに関する検討が必要である。更に同じ環境下でも被験者によって測定結果にばらつきが見られるため、測定に対しての外的環境、電極の取り付けなど測定系にも検討しなければならない。

そして、ERP を CA への入力手段とすることを目指す。

参考文献

- [1] L.A.Farwell and E.Donchin: "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related potentials", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, Vol.70, pp.510-523, (1988)
- [2] C.A.Vas and N.V.Thakor: "Adaptive Fourier estimation of time-varying evoked potentials", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.36, No.4, pp.448-455, (Apr 1989)
- [3] 斎藤泰彦、山本卓二: "多変量解析の応用による ERP 波形成分の抽出", *脳波と筋電図*, 20(3), pp.300-209, (1992)
- [4] 大石・井上他: "コミュニケーションエイドのための事象関連電位 (ERP) の基礎的検討", *情報処理第 48 回全国大会講演論文集*, 1-409 (1994)
- [5] Kawakami, Inoue and et al.: "Detection of the Event Related Brain Potential and Its Application to Communication Aids", *Advances in Human Factors / Ergonomics*, Vol.20B, Symbiosis of Human and Artifact, pp.845-850, (1995)
- [6] N.V.Thakor: "Adapting filtering of evoked potentials", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.34, No.1, pp.6-12, (Jan 1987)
- [7] 佐藤・松岡他: "最新臨床脳波学", 朝倉書店, (1993)
- [8] S.Nishida, M.Nakamura and H.Shibasaki: "Method for signal-trial recording of somatosensory evoked potentials", *J.Biomed.Eng.*, Vol.15, pp.257-263, (May 1993)
- [9] 小林・井上他: "筋萎縮性側索硬化症患者のための意志伝達補助装置", *鳥取大学工学部研究報告*, Vol.17, No1, pp.19-26, (1986)
- [10] 徳永・井上他: "筋萎縮性側索硬化症患者のための意志伝達補助装置の一構成法", *電子通信情報学会技術報告*, CAS87-26, pp.1-8, (1987)
- [11] 井上・小林他: "ALS 患者のためのコミュニケーションエイドの文書作成法について", *情報処理論文誌*, Vol.33, No.5, pp.645-651, (1992)
- [12] 加納・井上他: "ALS 患者のための CA の入力方法", *情報処理学会研究報告*, ヒューマンインタフェース 50-8, Vol.93, No.80, pp.57-64, (1993)
- [13] 加納・井上他: "ニューラルネットワークによる「まばたき」の検出", *電気学会論文誌 C*, Vol.115-C, No.3, (1995)
- [14] Kanou, Inoue and et al.: "Composition of Messages on Winking by ALS Patients", *Advances in Human Factors / Ergonomics*, Vol.20B, Symbiosis of Human and Artifact, pp.911-916, (1995)