

研究成果一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
小松知章, 中島八十一, 竹内成生, 崎原ことえ, 森浩一, 神作憲司	頸髄損傷者における脳波を用いた非侵襲型BMIの試み	平成19年電気学会産業応用部門大会論文集	II巻	99-102	2007
森浩一	脳波による文字入力	臨床神経科学	26巻10号	1154-1155	2008
井上剛伸, 田中久弥, 豊原昂, 小竹元基, 鎌田実	聴覚刺激由来事象関連電位を利用した意思伝達装置の開発	バイオメカニズム	19巻	197-209	2008
Madarame, T., Tanaka, H., Inoue, T., Kamata, M., Shino, M.	The Development of a Brain Computer Interface Device for Amyotrophic Lateral Sclerosis Patients	Proceedings of 2008 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics		2401-2406	2008
井上剛伸, 田中久弥, 豊原昂, 小竹元基, 鎌田実	聴覚刺激由来事象関連電位を利用した意思伝達装置の開発	バイオメカニズム	19巻	197-209	2008
井上剛伸	脳インターフェース(BCI/BMI)技術の現状	日本ALS協会東京支部会誌 (JALSA)	3012号	2	2008
丸岡稔典, 井上剛伸, 森浩一	重度身体障害者の24時間の生活記録から抽出する福祉機器需要	第23回日本リハ工学会カンファレンス講演論文集		136-137	2008

## 頸髄損傷者における脳波を用いた非侵襲型 BMI の試み

小松知章, 中島八十一, 竹内成生, 崎原ことえ, 森浩一, 神作憲司

(国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所)

## Decoding of EEG signals for noninvasive BMI in an individual with cervical spinal cord injury.

Tomoaki Komatsu, Yasochi Nakajima, Shigeki Takeuchi, Kotoe Sakihara, Koichi Mori and Kenji Kansaku (NRCD)

In this paper, as a preliminary study for noninvasive brain-machine interface (BMI), we recorded EEG signals from an individual with cervical spinal cord injury during a motor imagery task (right or left wrist movements), and performed the EEG signal analyses and decoding. We showed that the discrimination between task conditions (imagery/rest or right/left) could be done by focusing on the reactivity of EEG rhythms in association of the imagination of wrist movements.

**Key Words:** brain-machine interface (BMI), noninvasive, electroencephalography (EEG), motor imagery

## 1. 序

脊髄損傷(脊損)・筋萎縮性側索硬化症(ALS)・その他の神経筋疾患により運動機能を失うと、概ね正常に機能を維持している感覚・認知の世界へ、出力系を失ったまま部分的もしくは完全に閉じ込められることがある。それを技術の力で再び外界と、社会と繋ぐ手段のひとつが『ブレイン-マシンインタフェース(BMI)』である(他の手段としては筋電位等が利用されている)。BMIでは、動物実験のレベルでは脳への電極の埋め込み等手術を必要とする侵襲的なものが主に行われているが、障害者の脳を信号源とし、検出器としての脳波(EEG)、機能的磁気共鳴画像(MRI)、近赤外分光法(NIRS)などを含む、非侵襲型 BMI システムがそれを符号化することで、障害者の意思ないし意図を比較的簡便に抽出しうる。これらの BMI は、脳から抽出した符号化信号を各種アプリケーションへと接続し制御することによって、運動麻痺を有する身体障害者の運動出力を補助する装置が実現可能となることから注目されている。これにより重度の身体障害者等における日常生活動作(ADL)の改善および生活の質(QOL)の向上が望め、また介助の負担軽減にも繋がると考えられる。その他、この技術が医療・福祉における多方面の向上に資すること大であるのは論をまたない。

ラットを用いた侵襲型 BMI 研究では、大脳埋込み電極の記録から情報を抽出して1軸アームを操作させることに成功した<sup>1)</sup>。非侵襲型 BMI 研究では、人間を対象として、訓練次第ではあるが、頭皮上電極により記録した自発脳波でカーソルを2次元的に動かせることが示されて<sup>2)</sup>、耳目を集めた。またこれら検出系から翻って信号源自体としては、手・足・舌などの運動イメージ(実際に当該部位の運動は伴わない)を想起させ、脳波成分の抑制・促進を調べた結果、特に脳波のうち8~13Hz帯域すなわち $\alpha$ ( $\mu$ )律動に注目することがBMI符号の抽出に有効<sup>3)</sup>との知見も得られている。海外では既に患者の脳内への電極埋め込みも開始されているが、翻って日本では、基礎理論研究や要素技術開発は行われ始めたものの、身障者を対象とした実環境での研究は殆どなされていない。

い。

そこで本研究は、BMI技術の潜在ユーザである脊損被験者の協力を得て EEG データを取得し、運動イメージの形成により BMI に適した符号抽出が行い得るかを検討し、さらに健常被験者知見との比較を行った。

## 2. 概要

## &lt;2.1&gt; 概要

前述の通り、本研究では BMI の符号ソースとして運動イメージ時の脳波に注目した。そして脊髄損傷(頸部)の被験者1名(男性、右利き)を募り、実験および計測を行った。脊損により右上肢の随意運動は不能、左上肢は手首の屈曲伸張運動と掌の開閉とを制限つきながら随意で行うことが可能である。同被験者に依頼し、運動状態・運動イメージ状態・安静状態の EEG を比較検討した。

## &lt;2.2&gt; 課題

被験者に提示する課題は、次のように構成されている。何らかのタスク遂行状態(Task)とリラックスした安静状態(Rest)のブロックを交互に設定した(Fig.1a)。各ブロック長は1000ms、Taskブロック×3、Restブロック×3をもって1試行とする。Taskブロック内容は試行内がすべて同一であり試行間にて変更される。なお試行開始時に500msのRestブロックが設定されているが、これは被験者の状態安定のためのアイドルタイムであり解析時には棄てられる。

Taskブロックにおいては手首関節の屈曲伸張(ピッチ軸に相当)運動(Wrist)を左・右にて遂行するが、それは実運動と運動イメージとでそれぞれ行われる。運動イメージの方法は、同等の運動を実行している自身の身体状態を想起するよう指示した(運動のビジュアルイメージではない)。ただし今回の被験者が下肢および右上肢の随意運動を行えないため、実運動のTaskは左手のみに制限されており、右手イメージに関しては左手の想起を反転するよう指示が行われた。

## &lt;2.3&gt; 計測

本研究の目指すところに沿って脳機能信号を取得するため、Elekta社のNeuromag Systemを用いて、EEG、MEGの同

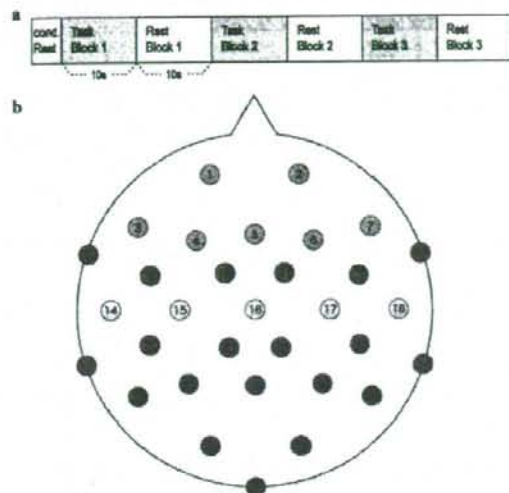


Fig.1 Timing of conditions (a) and EEG electrodes (b)

時計測を行った (EEG 32ch, MEG 204+102ch, temporal resolution 600Hz, seated position)。32ch 脳波キャップは、(Fp1, Fp2, F5, F3, Fz, F4, F6, FT7, FC5, FC1, FC2, FC6, FT8, T7, C3, Cz, C4, T8, TP7, CP5, CP1, CP2, CP6, TP8, P5, P3, Pz, P4, P6, O1, O2, Oz) の電極配置を持ち (順にチャンネル1~32とする (Fig.1b))、鼻根点に参照電極、額に接地電極を配した。測定は磁気シールドルーム内にて行われた。

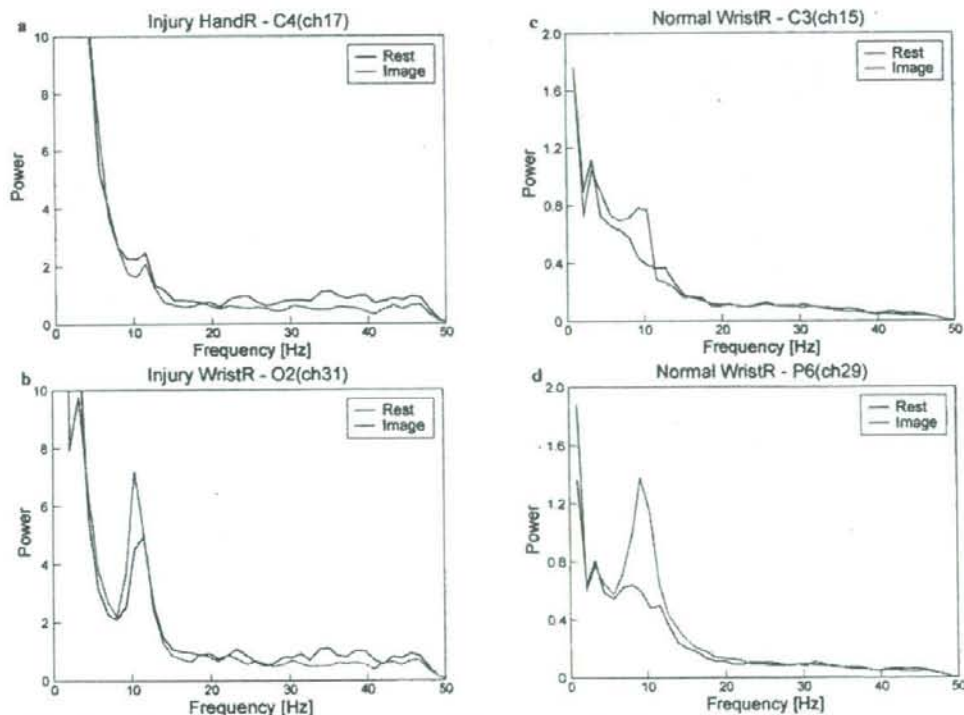


Fig.2 Mean power spectrum of representative EEG channels in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

#### <2.4> 解析

得られた脳機能信号のBCI符号化を行うため、EEGLab (ver.5.03), Brain Vision Analyzer (ver.1.05), MATLAB R14を用いた。EEG時系列に対して基本的なフィルタセット (Low pass 45Hz, High pass 2Hz, Notch 50Hz) を適用した。Taskブロック・Restブロックに分断後、それぞれチャンネル毎にShort Time Fourier Transformation (以下STFT) を適用した。またTaskブロックとRestブロックとは、2次の判別関数を用いて2群に判別を行った。

#### <2.5> 結果

試行あたりTaskブロックが30秒間含まれ、そこから窓長500ms, 重複250msのSTFT適用により117windowのパワースペクトルが得られる。Restブロックについても同様であり、それぞれのwindow間平均を導出することで運動イメージ時・安静時の平均パワースペクトルとする。図示されたチャンネルはC4 (Fig.2a), O2 (Fig.2b) であり、それぞれ頭頂部・後頭部付近におけるパワー変化の代表例として採りあげた。概観すると、11Hz前後および24Hzより短波長域にてパワー変化が現れている。一般的な脳波分類に従えば、 $\beta$ ~lower  $\gamma$  帯域はほぼ全頭で運動イメージによりパワーが低下し、 $\alpha$  ( $\mu$ ) 帯域は側・後頭付近では顕著に上昇しているが頭頂付近では低下傾向にある。そして「後頭で $\mu$ 律動が促進され、C3, C4で抑制されるケースがある」という健康者での知見<sup>1)</sup>と基本的には良い一致が見られている。

ついで1試行へ含まれる計234windowを、判別関数により

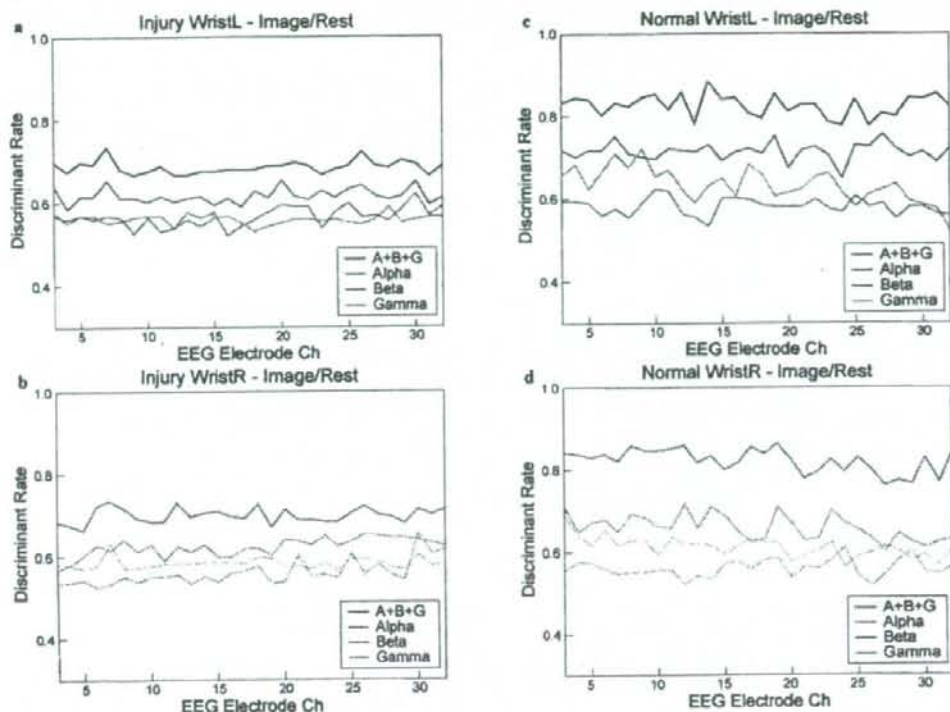


Fig.3 Task/Rest discriminant rate of each frequency band in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

2群判別した。パワーの判別に用いた帯域は、先行研究により注目されている $\alpha$  ( $\mu$ )帯および、それより高速応答が期待される短波長の $\beta$ , lower  $\gamma$ 帯域である。左右それぞれの運動イメージにおける全30電極(記録が良好に行われなかったFp1, Fp2を除く)ぶんの単純判別率をFig.3a,bに示すが、 $\alpha$ ,  $\gamma$ 帯域では全頭でわたって判別率が0.6を上回らなかった(右手時の右前側頭(F6)など極少数の例外を除いて)。両帯域に対し、 $\beta$ 帯域の判別率は有意に高く、さらに3帯域を結合した全帯域では判別率0.7前後にまで向上が見られた。

これは判別空間の次元が拡大したことによると考えられる。そこで電極間でスペクトルデータを結合することにより同様に次元を拡大し、同様に2群の判別を行った結果を示す

(Fig.4a)。さきの全帯域での判別において判別率の高い順から1電極ずつ結合を増やした場合の判別率である。左右イメージとも、全帯域では3,4電極、 $\beta$ 帯域でも5,6電極が結合されれば実用上十分な0.95以上の判別率へ到達できている。いっぽう単電極において判別率が劣った $\alpha$ , lower  $\gamma$ 帯域は、結合による判別率向上も大きくない。

### 3. 健全・脊損被験者の比較

#### <3.1> 概要

上記<2.1>~<2.4>同様のメソッドで健康者1名からも同様のTaskで脳機能信号データを取得した。運動部位部位も基本的に同じであり、<2.2>で行われなかった右手での実運

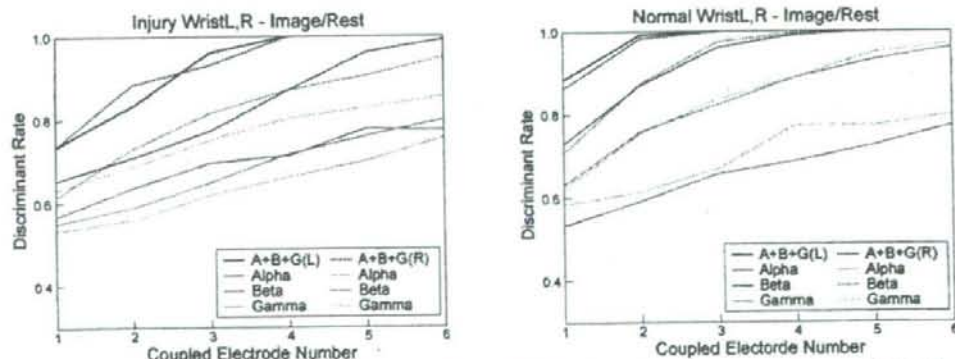


Fig.4 Image/Rest discriminant rate of coupled electrodes in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

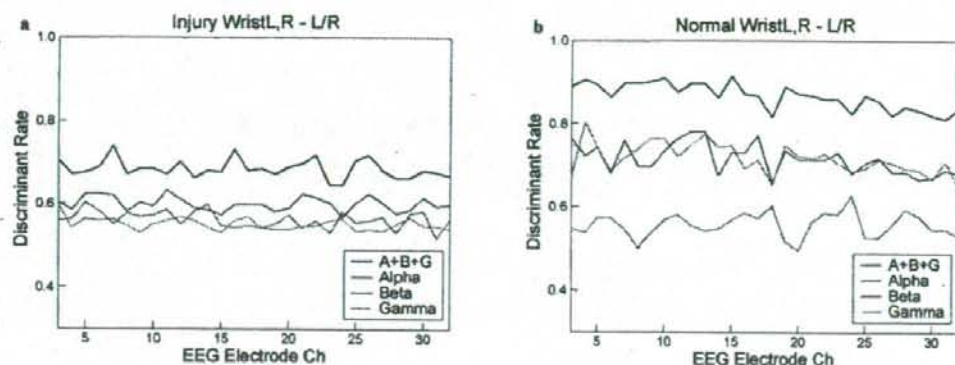


Fig.5 L/R-Hand discriminant rate in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

動も行い、そこから直接に右運動イメージを想起させた。その他、計測系や解析手法はすべて同様である。

また補助的解析として、Task 対 Rest ブロックの比較と同様の手法により右 Wrist イメージと同左イメージの Task ブロック同士を 2 群判別した。

### <3.2> 結果

健常被験者においても  $\alpha$ ,  $\beta$  帯域のパワー変化は同じ傾向を示す (Fig.2c,d)。例示された電極は C3, P6 であるが、基本的には全頭において脊損被験者と同様である。しかし判別率は左・右 Wrist イメージとも健常被験者のほうが高く、単電極での判別率 (Fig.3c,d) は  $\beta$  帯域単独で脊損被験者の全帯域相当はある。  $\alpha$ , lower  $\gamma$  帯域が判別率で  $\beta$  に劣るのも同様であった。また複数電極結合による判別率 (Fig.4b) も、結合電極数はおおよそ脊損被験者の半数程度で 0.95 を達成している。

ここまでの結果は、脳機能信号から 1ch  $\times$  2state (Hi/Lo) の BCI 符号化が実用レベルで可能なことを強く示唆しているが、最後にこれを 2ch ないし最低でも 1ch  $\times$  3state へと拡張しうる可能性を推し測るため、左右 Wrist イメージの判別率を検討する。

健常被験者の単電極 2 群 (Hi/Lo) 判別では  $\beta$  帯域に較べ有意に判別率の低かった lower  $\gamma$  帯域が、L/R の 2 群判別では  $\beta$  と有意差なく高い判別率を示し、  $\alpha$  帯域のみが低判別率である (Fig.5a)。

しかし脊損被験者では、全帯域を判別に用いても判別率が 0.7 前後にとどまっており、  $\gamma$  帯域での良好な判別性もない (Fig.5b)。実用上の同帯域の利用可能性についてさらなる検討が必要と考えられる。

### 4. まとめ

今回、脊損被験者の協力を得て行った Wrist の運動イメージにおいては、先知行見で頻繁に用いられる  $\alpha$  ( $\mu$ ) 帯域より  $\beta$  や lower  $\gamma$  帯域が良好な判別率を示した。判別に用いる帯域を広げれば判別率は向上するが、同じ帯域でも異なる電極の EEG データを判別空間として結合することでも良好な判別を行えている。また今回は STFT の window 個々から判別を行った結果だが、時間方向に継続される判定アルゴリズム

を導入すれば、スイッチングの時間遅れとのトレードオフでさらなる高い判別率が得られることも期待される。

また脊損被験者が右手運動イメージを行った際、高い判別率を示した電極が F4, F6, FC6, T8 と右半球の側頭から前頭方向の領域に集まっていた。今後 MEG データ等も併用して信号源を追及することで、さらに適切な EEG 電極配置を導くことが可能であると考えられる。

脊損被験者と健常被験者として、  $\alpha$ ,  $\beta$  帯域のパワー変化など同じ傾向を示したが、単電極でも 0.8~0.9 と高い判別率を示す健常被験者に較べ、脊損被験者ではあきらかに判別率が低下していた。これが個人差か脊髄損傷であることに因るものかには検討を要する。今回示したものと異なる 2 人の健常被験者による指運動イメージでもやはり同様に 0.9 近い判別率が得られていることから、後者ではないかと推測されるが、詳細については今後の要検討課題とする。そして脊髄損傷に起因するならば、それに適応したアルゴリズムの開発も今後の課題となろう。今後、症例を増やしていきたい。

判別率の向上と並んで BMI 符号のチャンネル増加や多段階化も重要な課題であるが、今回の結果が示唆する 1ch  $\times$  3state 程度の符号化でも例えば「左右のイメージ形成により端末の画面上でカーソルが動く」といったアプリケーションへの応用が可能である。

### 参考文献

- (1) Chapin, J.K., Maxon, K.A., Markowitz, R.S. and Nicolelis, M.A.L.: Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nat. Neurosci.* 2, 664-670 (1999).
- (2) Wolpaw J.R., and McFarland, D.J.: Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *PNAS* 101, 51, 17849-17854 (2004).
- (3) Pfurtscheller, G., Brunner, C., Schlogl, A. and Lopes da Silva, F.H.: Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. *NeuroImage* 33, 153-159 (2006).

## 脳波による文字入力

森 浩 一  
もり こういち

国立障害者リハビリテーションセンター研究所  
感覚機能系障害研究部視覚機能障害研究室長

### はじめに

「念力で物を動かす」というとSFの世界のような話だが、脳科学の進歩のおかげで「念力で家電を操作する」「念力で文字入力をする」ことができるようになってきている。ただし、「念力だけ」ではさすがに無理で、頭には電極キャップを被って脳波で意図を検出するなら可能である。このような技術(脳コンピュータインターフェース; BCI, 図1)がすでに重度身体障害者宅で長期試用されていることは医療関係者でもあまり知られていないようなので、ここに簡単に紹介する。

### 重度身体障害者のコミュニケーション支援方法

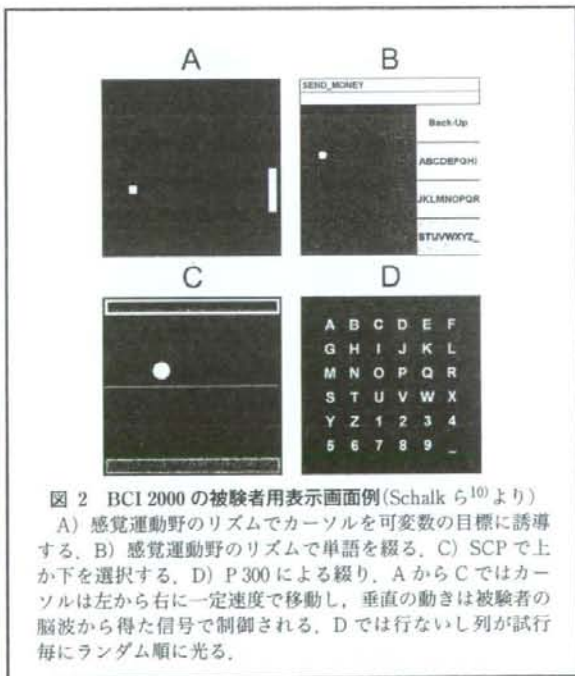
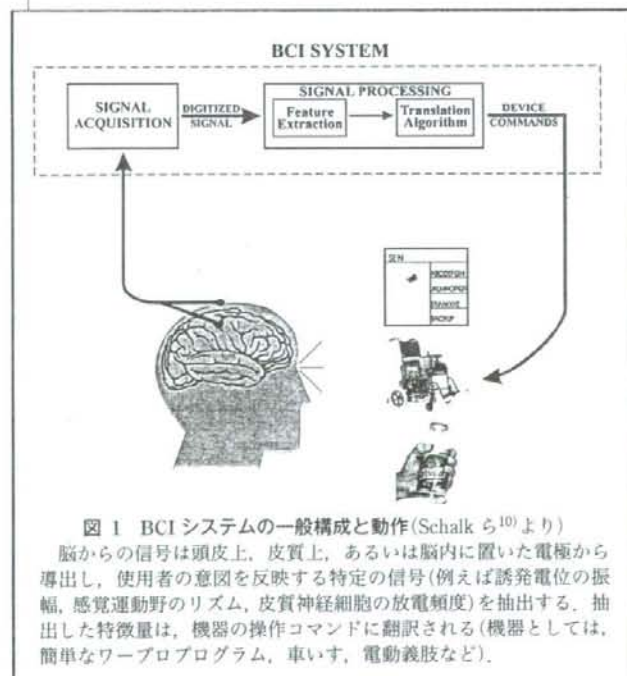
この目的のために様々な補助器具があるが、四肢が使えず、音声や頭の自由な動きもできない重度の障害があると、ほとんどの装置が使えなくなる。視線が自由に動かせる場合は、50音を2次元に配置した透明文字盤を使用し、身体障害者の視線の方向を介助者が文字盤の反対側から読み取り、対応する文字を読み上げながら会話を行う。機械で視線を読み取る装置も開発されており、人手を介さずに文字入力が可能である。また、少しでも動く部位があれば諾否応答に使用でき、スイッチ(ボタン)を装着できれば、選択対象を順次走査して、ボタン押しのタイミングで文字入力や機器の操作、介助者の呼び出しをするこ

とができる。スイッチを押すタイミングが正確な人は、数秒で1文字を入力することができる。スイッチ操作ができない場合は、介助者が障害者のかすかな目の動きなどを観察して文字入力を行うこともある。

### 閉じ込め症候群

従来の補助手段は、筋肉による運動が少しでも可能である必要がある。全身の筋肉が使用できなくなった場合は、locked in(閉じ込め)状態と呼ばれ、意思表出が著しく困難になる。このような状況では、肛門括約筋の収縮や唾液のpH(レモンを口に含んだと想像する)を測定することで意思確認ができることがある<sup>1)</sup>。しかしこれらでは諾否応答ができるのみであり、思うことを自ら表出することができない。

閉じ込め状態では意識も落ちるのではないかという議論がある。閉じ込め状態が長い症例にBCIを使う試みは成功していない<sup>2)</sup>。疾患によっては前頭葉の変性も伴うため、重症例ではBCIを考慮する前に認知機能の評価が必要である。脳波では文脈に外れた単語に対して生ずるN400が参考になる。また、機械的MRIで運動等のイメージをするように教示してそれに対応した脳部位が活動すれば、認知機能がある程度保たれていると考えることができる<sup>3)</sup>。閉じ込めになる前からBCIを開始



し、日常的にコミュニケーションができていと認知機能も長く保たれるかどうかは、まだわかっていない。

#### 脳活動の計測による意思伝達

技術的には脳機能を計測する方法はすべて意思伝達に適用可能であるが、実時間で制御する必要と家庭で使えることを考えると、現状では脳波(図1)と近赤外分光法に限定される。日本では両者とも市販され、福祉用具として補助対象であるが、使い方が難しく、本を出版したり講演をする人がいる一方で、有効活用されていないことも多い。海外では正確さと速度の確保を目指して、脳内埋め込み電極もヒトで試されている<sup>4)</sup>。近い将来には硬膜外ないし硬膜下電極が実用化されると思われる。

意思によって脳波を変化させる可能性は、運動準備電位<sup>5)</sup>により明らかになった。数週間の訓練によって運動準備電位様の皮質のゆっくりした電位は正負いずれにも制御できるようになり、これを slow cortical potentials (SCP) と称する<sup>6)</sup>。文字を入力するには、画面上で右に目標を置き、SCP でカーソルを上下に制御して、徐々に目標が左に移動する Dasher と呼ばれる方法<sup>7)</sup>や、カーソルの上下位置を脳信号で動かして文字を選択する方法などがある(図2B)。

意思を抽出する媒体に運動関連電位を使用すると、比較的自然的な脳の働きが使えると考えられ、SCP 以外に、 $\alpha$ リズム、 $\beta$ リズム、 $\mu$ リズムなどが運動時に減弱(脱同期)する現象<sup>8)</sup>が利用される(図3)。 $\mu$ 波は独特な波形を示し、基本周波数が $\alpha$ 帯域に、高調波が $\beta$ 帯域に出現する。複数の成分を使って2次元のカーソル制御をすることも試みられている。いずれの信号を

使うにしても、訓練で成績が向上する。

現在、BCIによる文字入力でも最も注目されている方法は、速い提示のP300である<sup>9)</sup>。P300は想定外の刺激があると大きくなる誘発反応であるが、長時間の使用では反応が減弱する。しかし175ms毎に刺激を出すことで、視覚誘発性の他の成分とP300が重なった波形になり、比較的長時間の使用でも安定した反応が得られる<sup>9)</sup>。視覚刺激は2次元に配置し(図2D)、行と列を不規則順で光らせる。被験者は入力したい文字に注目しているだけで、その文字が明るくなった直後のP300が大きくなる。15試行程度の加算平均で大半の被験者が正しい文字入力に成功する。パラメータを調整すると、4試行のみの加算平均で判定ができる者も多いので、1分に6~8文字程度の文字入力も可能である。筆者の所属施設でも、頸髄損傷者が同じ方法を用いて照明の操作と文字入力を100%の正確さで行った。

#### 技術的背景

BCIの成功は、近年の雑音の少ない脳波計と記録方法の進歩に加え、信号処理技術の進歩と計算機処理パワーの増大によって必要な信号の実時間抽出処理が可能になったことによる。BCIの構築に必要なソフトウェアはBCI2000<sup>10)</sup>として非商用利用には無料でライセンスされ(図1)、世界で200施設以上が使っている。

判別アルゴリズムや使用電極数をどう減らすか、視覚が使えない場合にどうするかなど、技術的な改良はまだ必要であるが、すでに重度身体障害者が自宅で数ヶ月以上にわたって日常会話やe-mailのコミュニケーションに使用できるレベルになっている。閉じ込めになる前に使用開始すると、閉じ込めに進行してもコミュニケーションを長く保つ効果があるかどうかは、今後の研究に待たなければならない。

#### 文 献

- 1) Wilhelm B, Jordan M, Birbaumer N. Communication in locked-in syndrome: effects of imagery on salivary pH. *Neurology*. 2006; 67: 534-5.
- 2) Hill NJ, Lal TN, Schroder M, et al. Classifying EEG and ECoG signals without subject training for fast BCI implementation: comparison of nonparalyzed and completely paralyzed subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2006; 14: 183-6.
- 3) Owen AM, Coleman MR, Boly M, et al. Detecting awareness in the vegetative state. *Science*. 2006; 313: 1402.
- 4) Hochberg LR, Serruya MD, Friehs GM, et al. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature*. 2006; 442: 164-71.
- 5) Kornhuber HH, Deecke L. Hirnpotentialänderungen bei willkürbewegungen und passiven bewegungen des menschen: bereitchaftspotential und refferente potenziale. *Pflügers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere*. 1965; 284: 1-17.
- 6) Kuebler A, Kotchoubey B, Salzmann HP, et al. Self-regulation of slow cortical potentials in completely paralyzed human patients. *Neurosci Lett*. 1998; 252: 171-4.
- 7) Ward DJ, MacKay DJ. Artificial intelligence: fast hands-free writing by gaze direction. *Nature*. 2002; 418: 838.
- 8) Makeig S, Delorme A, Westerfield M, et al. Electroencephalographic brain dynamics following manually responded visual targets. *PLoS Biol*. 2004; 2: e176.
- 9) Sellers EW, Krusienski DJ, McFarland DJ, et al. A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biol Psychol*. 2006; 73: 242-52.
- 10) Schalk G, McFarland DJ, Hinterberger T, et al. BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004; 51: 1034-43.

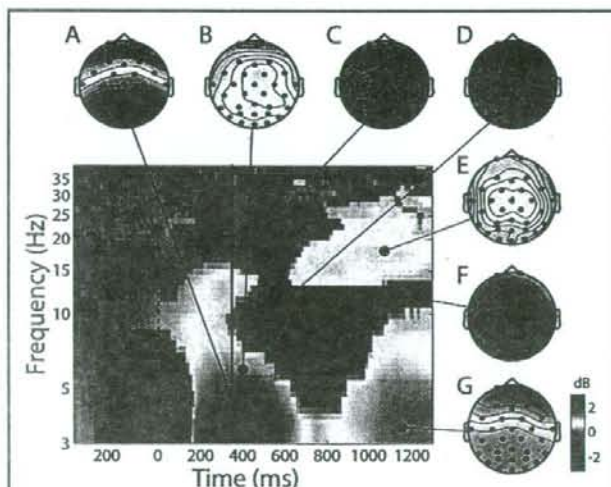


図3 被験者の運動応答に同期した表面脳波のスペクトル変化 (Makeigら<sup>8)</sup>より)

垂直の実線は運動反応時点を示す(反応潜時の被験者中央値352ms)。色スケール: 刺激前の基線レベルに対するデシベル変化。画像は、頭皮上全29電極の符号付きRMSパワー変化(最大級の眼球アーチファクトのみ除外)。頭皮マップは基線に対するスペクトラムのデシベル変化を示す(DOI: 10.1371/journal.pbio.0020176)。

## 聴覚刺激による事象関連電位を利用した意思伝達装置 の開発に関する研究

井上剛伸<sup>1,3</sup>, 田中久弥<sup>2</sup>, 豊原昂<sup>3</sup>, 小竹元基<sup>3</sup>, 鎌田実<sup>3</sup>

<sup>1</sup>国リハ研, <sup>2</sup>工学院大学, <sup>3</sup>東京大学大学院

**要旨** 本稿では, ALS (筋萎縮性側索硬化症) を対象とした, BCI (ブレイン・コンピュータ・インターフェース) の開発について述べる。BCI は運動機能が著しく低下した ALS 患者のコミュニケーション手段として期待が大きいにもかかわらず, 技術主導の研究が多く, ニーズとのマッチングが十分ではないのが現状である。本研究では, ALS 患者を対象としたニーズ調査を行い, 日本語音声聴覚刺激として与えた際に誘発される P300 を検出する BCI のコンセプトを構築した。本システムは日本語の五十音から, 5 者択一課題により 3 段階で一文字を選択することができる。健常者および ALS 患者での文字選択実験から, 意思伝達装置としての実用性が示された。

**キーワード**: ALS, BCI, コミュニケーション, P300, 日本語文字選択

### 1. はじめに

近年, 身体障害者数の増加と障害の重度化が進んでいる。そのため, より重度の障害者の QOL 向上を目指した取り組みが重要となっている。その中でコミュニケーションの確保は最も重要な課題であり, そのための意思伝達装置の開発が行われている。重度の筋萎縮性側索硬化症(ALS)患者など, 利用できる運動機能が著しく低下している障害者を対象としたコミュニケーション手段として, Brain-Computer-Interface (BCI) が注目されている<sup>1)</sup>。BCI は使用者の脳波や脳血流量を計測・解析し, インターフェイスとして活用するため, 運動機能が必要としない点の特徴である。

福祉機器の開発には, 使用者の求める機能の調査・使用者個人に対する適合が欠かせない。しかし, 既存の BCI の研究は技術主導による研究が多く, 実用場面を考慮したものが非常に少ない。一方, その対象となる ALS 等の患者の状態は重篤であり, BCI の実用化に対する期待は切実なものがある。そこで, 本研究では ALS 患者を使用者として想定し, ニーズ調査を行うことにより, 実用に近い BCI のコンセプトを立案することとした。その

コンセプトに基づき, 解決すべき課題を抽出し, 意思伝達装置の実現に向けた可能性の検討を行った。

### 2. ALS 患者の生活実態とニーズの調査

#### 2.1 ALS について<sup>2),3)</sup>

ALS の患者数は全国で約 7000 人と推定されている。ALS は筋肉を動かす運動神経細胞が壊死するために筋力が徐々に弱まる病気である。進行性の病気であり, やがて呼吸筋を含めた全ての随意筋活動が消失する。この状態を Totally Locked-in State (TLS) という。しかし, 知覚・感覚機能が侵されることは無いとされており, BCI の利用が効果的であると考えられる。

#### 2.2 調査

ALS 患者宅を訪問し, 患者本人および介護者から生活状況やコミュニケーション方法などについて, 半構造化面接による聞き取り調査を行った。調査時間は 2 時間程度であった。被検者は 3 名である。3 名とも気管切開による人工呼吸器を使用していた。

1 名は足の指先や口の周囲, 脛および眼球を動か



すことができる状態であった (a 氏)。臉, または足の親指を使って, 光センサやピエゾセンサを用いたスイッチが使用可能であった。口の周囲を動かすことで介護者と意思疎通を行っていたほか, 意思伝達装置を使用して PC 操作を行っていた。

2 名は眼球を僅かに動かすことができる状態であった (b 氏, c 氏)。2 名とも以前はスイッチや文字盤を利用していたが, 現在では介護者の問いかけに対して, かろうじて眼球を動かすことにより Yes/No を伝達していた。また, 市販の脳血流量計測を利用した意思伝達装置「心語り」(エクセル・オブ・メカトロニクス株式会社) の使用を試みていた。

### 2.3 調査結果

調査結果を次の 5 つの項目に従って整理した。

- 1) ALS 患者の概況
- 2) 生活環境
- 3) 意思伝達の現状について
- 4) 意思伝達装置開発に向けたニーズ
- 5) 意思伝達装置開発に向けて注意すべき点

#### 1) ALS の概況

ALS 患者のうち, BCI のような運動機能を利用しない意思伝達装置を必要としているのは, 現時点で 100 人程度と推定できる。また, 医療の進歩とともに ALS 患者の寿命が延びていることから, 今後その数は増加していくものと推測できる。

ALS の症状として, 眼球運動障害がみられにくいとされていたが, ALS 患者の寿命が延びるに連れて眼球も動かしくなくなり MCS (コミュニケーションが極めてとりにくい状態 Minimal Communication State), TLS (完全な閉じこめ状態 Totally Locked-in State) などの状態に移行する例が報告されていることが分かった。また, 眼球運動については縦, 横のどちらかにしか動かせないケースもあることが分かった。

#### 2) 生活環境

a 氏は, 非常に活動的であり, 外出の頻度も多く, ほぼ毎日外出を行っていた。しかし, b 氏, c 氏のような重度の患者は, ベッド上での生活がほとんどである。ただし, 週に 1 回程度は外出するよう

にしていた。また, 数十分に一度, 痰の吸引などの介助が必要である。介助の体制は 24 時間体制がしかれていた。ベッド周辺には, 人工呼吸器, 吸引機, 消毒用品などの医療機器が配置されている。

#### 3) 意思伝達の現状

a 氏のように運動機能が利用できる場合は, 顔の動きをつかったコミュニケーション法やスイッチによるコミュニケーションエイドを用いて, 速く確実な意思伝達が可能である。また, コミュニケーションの内容も豊富であり, インターネットを通じたやりとりも行っている。運動機能が低下するにつれて, コミュニケーションの量・内容が制限されていく。b 氏, c 氏の場合, 眼球のわずかな動きを用いて, 対話者の質問に Yes/No で答えるのみであった。その部位も常に動かせるわけではなく, 既存の機器「心語り」などを用いた意思伝達に活路を見出そうとしていた。

#### 4) 意思伝達装置開発に向けたニーズ

ニーズは, 大きく分けて以下の 7 点にまとめることができた。

- ① 速くて正確な意思判定
- ② 文章による意思表示
- ③ 介助者による判断を可能とする機器
- ④ 訓練などが不要でなく, 使用が簡便であること
- ⑤ 使用に際して, 痛みや苦痛が伴わないもの
- ⑥ 能動的に信号を発することができる機器
- ⑦ 手術などを必要としないこと

a 氏は現在スイッチ入力による正確かつ早い意思伝達を行っており, それと同等, もしくはそれ以上の速度と正確性を希望していた。b 氏, c 氏は, 眼球をかろうじて動かして意思伝達を行っており, 正確性, 速度ともに十分とは言い難い。BCI の機能に対する要求は控えめであり, 既存の機器よりも早く, 正確なものという要求であった。

次に必要とされているのは, 「Yes/No」ではなく, 「文章として表現できる」意思伝達装置である。現状では, 対話者が「眠たいか?」など, Yes/No で答えられる質問を投げかけ, それに対して答えるという意味伝達となっている。これは, 「心語り」なども同じである。これらを用いて, 文章を作成

することは不可能ではない。しかし、文章作成を目的とした装置ではないため、実際に応用するには時間がかかりすぎるのが問題となる。

意思伝達装置に100%の正確性が得られない場合、介助者の経験的な知識を活用して、介助者が判断することで、正確性を向上させることも有効である。文字盤などによるコミュニケーションでは、濁音はなくても、想像により単語を理解できるとの意見が得られた。また、「心語り」では、計測データがリアルタイムで表示され、その変化の様子を読み取ることで、介助者が独自に判断する場合があるとのことであった。

使用するには、訓練や練習が必要でないことが求められた。例えば、 $\beta$ 波を利用したBCI装置では、特定の周波数領域の脳波を増大させることが必要となる。しかし、脳波を思い通りに変化させることは大変難しく、その方法も確立されていない。したがって、誰もが決められた条件で使える装置が求められている。

また、使用に際して苦痛を感じるものであってはいけない。意思伝達は日常的に行うものであるから、計測機の取り付けは簡便でかつ安全なものが要求されている。

a氏からは、自発的に信号を発したいという要求があった。問いかげや外部刺激による反応の必要なく、必要なときに確実に信号を送ることが求められる。実際、a氏の場合、介助者への聞き取り中にも、ナースコールで会話に割り込む場面が多く見られた。

a氏から、手術などはしたくない、との意見が得られた。手術の負担は、身体的にも精神的にも大きいものがあり、当事者としてはさげたいとのことであった。

#### 5) 装置開発において注意すべき点・問題点

TLS・MCSの患者は、視覚機能が制限されている。仮に眼球運動が可能であっても、焦点が合わせられているか分からない。開眼を続けるとドライアイとなり負担が生じるなどの問題があり、モニターを使用するなど、見えていることが前提とした装置は使用困難である。また、視覚機能を使

いすぎることは、現在動いている目の動きを悪くするのではないかと不安感も語られた。

次に、ベッドや周辺機器の状況から、大掛かりな装置の設置は難しい。また、外出することがある場合も含めて、小型、可能であるならば持ち運びが可能な装置が望ましい。装置の操作に当たっては、電極などの取り付けを含めて簡易なものとする必要がある。

### 3. BCI意思伝達装置のコンセプト立案

#### 3.1 意思伝達装置への要求機能

ALS患者に対する調査結果を受けて、次のように要求機能を抽出した。

- ① 既存の機器よりも速い意思伝達速度
- ② 日本語の50音を選択できる
- ③ 意思判定の可視化により介助者が判断可能とする
- ④ 訓練などが必要でなく、使用が簡便である
- ⑤ 痛みや苦痛が伴わない
- ⑥ 能動的に信号を発することができる
- ⑦ 運動機能および視覚機能を必要としない
- ⑧ 装置として小さい
- ⑨ 非侵襲である

#### 3.2 脳活動の抽出方法

脳活動の抽出方法として、脳血流量計測、運動準備電位、P300、 $\alpha$ 波・ $\beta$ 波を比較した(表1)。

脳血流量計測を利用する方式はすでに「心語り」として市販されている。しかし、1回のYes/Noの判定に36秒を要し、使用者に遅いという指摘を受けている。実際に、使用者の思考と脳血流量の変化には時間遅れがあり、速い意思伝達装置の達成は難しいと考えられる。また、脳血流量を増減さ

表1 脳活動抽出方法の検討

脳波	自発脳波	$\alpha$ 波・ $\beta$ 波	能動的/遅い・訓練が必要
	事象関連電位(ERP)	運動準備電位 P300	能動的/早い/検出難 検出(比較的)易/早い/受動的
血液量	脳血流量変化量(NIRS)	高負荷状態 リラックス状態を判別	装置が小さい・検出しやすい 遅い

せる方法が確立されていない。

運動準備電位は<sup>4)</sup>、運動を想起する際に現れるとされているが、測定が難しいため、実生活の中で測定を行い、意思判定を行うのは困難であると考えられる。また、運動機能を消失した障害者が利用できるか疑問が残る。

P300<sup>5)~9)</sup>は、反応が早く、電位も大きいため測定がしやすいとされている。しかし、外部からの刺激が必要となり、自発的に信号を発することはできない。

$\alpha$ 波を制御する方法に $\alpha$ 波ブロッキングがあるが、瞼の開閉が必要であり、運動機能が必要となる。 $\beta$ 波を使うものとしては市販品としてMCTOS(株式会社テクノス・ジャパン)が存在する。しかし、自ら脳波をコントロールするのは大変難しく、現にMCTOSの使用を諦めたALS患者も多い。よって、意思伝達装置には不適であると考えた。

以上の点を踏まえて、自発的な信号を発することはできないという欠点があるものの、意思伝達装置にはP300が適当であると判断した。

### 3.3 開発する装置のコンセプト

以上の検討を基に、次のようにコンセプトを決定した。

- ① 表面電極による脳波計測
- ② 事象関連電位 P300 の利用
- ③ 聴覚刺激による P300 の誘発
- ④ 日本語 5 音の提示による五者択一課題の採用

まず、手術などの身体的・精神的負荷を避けるために、非侵襲を条件とし、表面電極による脳波の計測を利用することとした。

脳活動の抽出方法は、前述の通り P300 を検出することとした。ここで、対象となる重度の ALS 患

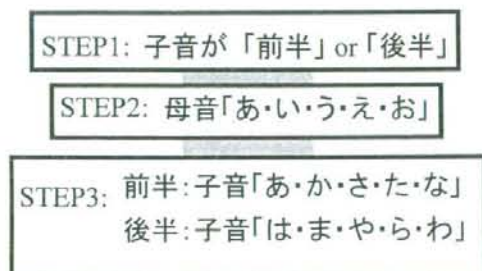


図1 文字選択の流れ

者では、視覚機能を必要としないことが要求機能としてあがったため、P300 誘発のための刺激には聴覚刺激を用いることとした。

また、自ら文章を作成して意思表示を行うことを目指し、日本語の一字を刺激として使用することとした。さらに、五十音表から一字を選択するために、図1に示す方法を採用することとした。まず、選択したい文字がア行からナ行(前半)にあるか、ハ行からワ行(後半)にあるかを選択する。次に、母音を選択し、最後に子音を選択する。この方法では、STEP1では二者択一課題、STEP2および3では五者択一課題を実現する必要がある。システムの概念図を図2に示す。

### 3.4 装置開発に向けた課題

P300 を誘発する典型的な方法は、オッド・ボール課題である。オッド・ボール課題では、出現比率の違う 2 つの単音刺激を被験者に提示する。出現比率の低い刺激を標的刺激、もう一方を非標的刺激と呼ぶ。被験者は、標的刺激の回数を数えるなど、標的刺激に対して選択的注意を働かせる方法である。

オッド・ボール課題と比較して、開発を行う装置について以下の点を確認する必要がある。

- ① 3 つ以上の刺激から、1 つに対して反応できるか
- ② 日本語音声刺激として誘発可能か
- ③ 刺激を等確率で出現させた場合、誘発可能か

これまでに、日本語単音刺激に対する P300 の誘発に関する報告がなされていないため、以上の課題を確認する実験を行った。

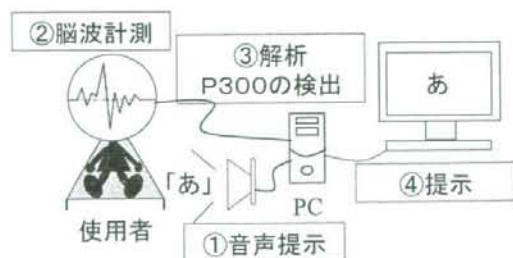


図2 意思伝達システムのコンセプト

#### 4. 日本語聴覚刺激に対する P300 の検出

##### 4.1 実験方法

被験者は、男子大学生 1 名 (被験者 d) である。実験装置は日本光電製脳波計 MEB9100 を使用した。脳波計内で 0.1Hz-50Hz のアナログフィルタ処理を行い、2 万倍に増幅した。脳波計より外部出力した電圧をキーエンス社 NR2000 で記録した。測定部位は国際 10-20 法に基づき、単極導出法で Pz を測定した。また、眼電位を測定し、眼電位が混入したと考えられるデータは解析から除外した。実験には使用環境を想定し、シールドルームではなく、通常の実験室を用いた。日本語音声刺激は、NTT-IT の合成音声プログラム「Fine-voice」<sup>10)</sup>を用いて作成した。刺激音はヘッドホンを通して与えた。被験者には椅子と足置きを用意し、楽な体勢をとらせ、実験中は目を閉じ、できるだけ眼球を動かさないように指示した。また、指定した刺激に対して刺激の回数を数える計数課題を課した。刺激は 1 秒に 1 回とし、提示する音の組から、ランダムに音が発せられる。標的刺激が 20 回出現するまでを 1 セッションとして実験を行った。

実験条件を表 3 に示す。実験条件(a)から(d)は単音による実験であり、(e)から(g)は日本語音声による実験である。実験条件(a)は標準的な P300 の検査に用いられるオッド・ボール課題である。刺激音は 1kHz と 2kHz を使用し、標的刺激を 2kHz とし 80% の確率で出現するよう設定した。条件(b)は条件(a)と同じ刺激音で、出現確率を 50% としたものである。条件(c)と(d)は 3 音の刺激に対する P300 の誘発に関する実験であり、(c)は標的刺激の出現確率を 20%、非標的刺激の出現確率をそれぞれ 40% としたものである。(d)は 3 つの刺激の出現確率を等しく 33% と設定した。実験条件(e)は日本語の「ア」、

表 3 P300 検出実験条件

Condition	Stimulation	Appearance ratio (%) (Target : Non-target)	Subject
(a)	1kHz / 2kHz	20:80	A and B
(b)	1kHz / 2kHz	50:50	A and B
(c)	1kHz / 2kHz / 4kHz	20:40:40	A and B
(d)	1kHz / 2kHz / 4kHz	33:33:33	A and B
(e)	a / u, u / o, a / o	20:80	A
(f)	a / u / o	20:40:40	A
(g)	a / u / o	33:33:33	A

「ウ」, 「オ」を刺激音とし、それらの 2 音の組み合わせに対する P300 の誘発を検証した。刺激音の出現確率は、標的刺激が 20% となるように設定した。条件(f)と(g)は、3 音の刺激に関する実験であり、(f)は標的刺激の出現確率を 20% に設定し、(g)は 3 音が等確率となるように設定した。

##### 4.2 評価指標の定義

計測した単一の脳波に対して、刺激発生後 200ms -600ms 区間中の最高値を P300 と想定して抽出した。得られたデータを母集団とし、「標的刺激に対する脳波の最高値の平均と、非標的刺激に対する

$$s_1^2 = \sum (X_i - \bar{X})^2 / (m - 1)$$

$$s_2^2 = \sum (Y_i - \bar{Y})^2 / (n - 1)$$

脳波の最高値の平均値は等しい」という帰無仮説

$$t = \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{\sqrt{\frac{s_1^2}{m} + \frac{s_2^2}{n}}}$$

を棄却する確率として、棄却率を評価指標として

$$v = \frac{(s_1^2/m + s_2^2/n)^2}{\frac{(s_1^2/m)^2}{m-1} + \frac{(s_2^2/n)^2}{n-1}}$$

定義した。

t 検定は、母分散が等しいかにより異なる検定方法が用いられる。本研究においては、分散が等しくないとした場合の検定方法であるウェルチの検定を用いた。表 4 の記号を用いると、

となり、帰無仮説が正しい場合、

は、自由度が

に最も近い整数  $v^*$  の自由度の t 分布  $t(v^*)$  に従う。この t 分布が標本の差の確率密度関数を表す分布であり、t 値の範囲内の割合が仮説を棄却できる確率となる。つまり、分布における

表 4 評価指標定義のための記号

	標的刺激	非標的刺激
解析値 (標本)	$X_i$	$Y_i$
刺激の数 (標本数)	$m$	$n$
解析値の平均 (標本平均)	$\bar{X}$	$\bar{Y}$
解析値の分散 (標本分散)	$s_1^2$	$s_2^2$

この値が棄却率を表す。本研究においては、この棄却率を評価指標として用いることとした。

#### 4.3 単音刺激に対する P300 の検出

実験条件(a)における加算平均後の計測結果を図3に示す。どちらの脳波も、刺激発生から約200ms後にピークを迎える陰性反応があった。これはN200と呼ばれる成分で、聴覚刺激を認識していることを示している。標的的刺激に対する脳波にのみ、刺激発生から約450ms後にピークを迎える陽性反応がある。これがP300と考えられる。標的的刺激と非標的的刺激間の棄却率は99%以上であり、有意に判別できることを確認した。

条件(b)では棄却率が80%となり、有意な差は認められなかった。したがって、標的的刺激と非標的的刺激が等確率の場合、P300は検出しにくいとの結果が得られた。

3音を刺激とした場合の棄却率の結果を表5に示す。標的的刺激の出現確率を20%とした場合(c)、いずれの音に対しても、非標的的刺激との棄却率は99%以上あり、有意な差が見られた。また、それぞれの刺激を等確率で提示した場合(d)は、1kHz、4kHzの音を標的的刺激とした結果は98%、99%と高い棄却率を示したが、2kHzの音を標的的刺激とした場合には、50%未満の棄却率となり、判別が難しいという結果が得られた。実験終了後の被験者への聞き取りから、2kHzの音は他の音と区別しにくかったとの回答が得られ、この点が影響しているものと考えられる。

以上の結果より、刺激音を3音とした場合でもP300の検出が可能であることが示された。出現確率を等しくした場合も検出は可能であるが、標的

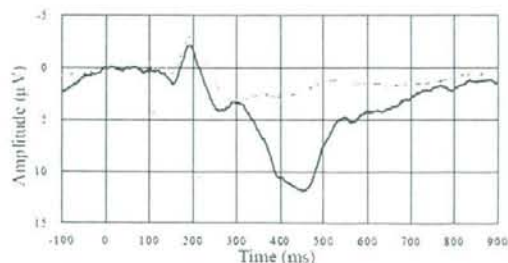


図3 実験条件(a)により得られたP300波形

表5 3音刺激による実験結果

(実験条件) 出現確率	標的的刺激音		
	1kHz	2kHz	4kHz
(c) 20:80:80	99%	99%	99%
(d) 33:33:33	98%	50%以下	99%

表6 日本語音声2音を刺激としたときの実験結果

		非標的的刺激		
		ア	ウ	オ
標的 刺激	ア		99%	99%
	ウ	99%		94%
	オ	95%	50%以下	

刺激音が非標的的刺激音と区別しにくい場合はP300の検出は難しく、その点を考慮する必要があることが示された。

#### 4.4 日本語音声刺激に対する P300 の検出

日本語音声2音を刺激として提示した実験条件(e)における、仮説棄却率のデータを表6に示す。“ア”と“ウ”、“ア”と“オ”の組み合わせについては、いずれも95%以上の棄却率を示しており、標的的刺激と非標的的刺激における脳波データに、有意な差を認めることができた。しかし、“ウ”と“オ”の組み合わせについては、“ウ”を標的的刺激とした場合で94%、“オ”を標的的刺激とした場合で50%以下という結果となり、判別が難しいという結果が得られた。被験者に対する実験後の聞き取りでは、“ウ”と“オ”は区別がつけにくかったとの指摘があり、この点が原因と考えられる。

以上の結果から、日本語音声刺激とした場合でも、P300の検出が可能であることが示された。しかし、標的的刺激と非標的的刺激が区別しにくい音であった場合には、P300の検出は困難であり、考慮が必要である。

3音を刺激音とした場合の結果を表7に示す。標的的刺激の出現確率が20%の場合(f)、“ア”と“ウ”を標的的刺激とした結果は99%と有意な差を示したが、“オ”を標的的刺激とした結果は低い棄却率となった。また、各刺激の出現確率を等確率とした場

表7 日本語3音を刺激としたときの実験結果

(実験条件) 出現確率	標的的刺激音		
	ア	ウ	オ
(f) 20:80:80	99%	99%	50%以下
(g) 33:33:33	99%	50%以下	50%以下

合(g), “ア”を標的刺激とした場合は高い棄却率を示したが, “ウ”と“オ”を標的刺激とした場合は十分な棄却率が得られなかった. この点に関して, 刺激に使用した“ウ”と“オ”の区別が付きにくかったことが原因と考えられる.

以上の結果より, 日本語音声3音を刺激として提示した場合も, P300の検出が可能であることが示された. また, 刺激音の出現確率を等しくした場合も, P300の検出の可能性が示された.

#### 4.5 刺激音の特性とP300の検出

4.4項の実験結果より, “ウ”と“オ”の音声の区別が付きにくいことにより, P300の検出が阻害されている点が指摘された. そこで, 刺激音のホルマント分析を行ったところ, 図4のような結果を得た. この結果から, “ウ”と“オ”の第一, 第二ホルマントは近い値を示していることがわかり, 区別しにくい刺激音であったことが示された.

この結果を受けて, “オ”の刺激音を高音の“オ\*”として, 実験条件(f)の実験を行った. その結果, 棄却率はすべて99%となり, 判別しやすい刺激音を使用することにより, P300の検出が可能となることが示された.

### 5. 文字選択への拡張

#### 5.1 文字選択課題への拡張方策

4章の結果を受けて, 日本語聴覚刺激に対するP300による, 文字選択課題の実現可能性を検討した. そのために, 以下に示す点を確認事項として抽出した.

- ① 5文字からの選択可能性の確認
- ② 個別対応に向けた解析手法の確認

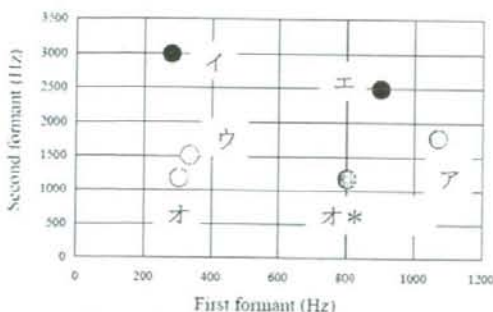


図4 刺激音声のホルマント分析

#### ③ 文字選択の実現

#### ④ ALS患者での検証

①, ②については, “アイウエオ”, “アカサタナ”, “ハマヤラワ”からの五者択一課題実験を実施し, 判定指標, 刺激回数, 解析範囲を変えたときの認識率を検討した. ③については, 被験者に実際に文字を選択させ, 単語を作成する実験を実施した. ④については, ALS患者による文字選択実験を行うことで, 検証を行った.

### 5.2 計測システムの構築

日本語5音提示による意思判定を評価するため, 計測装置を構築した. ここでは, ALS患者宅での計測を想定し, 小型化を図るとともに, 判別結果をリアルタイムで表示する機能をもつソフトウェアを作成した. 装置は, 血電極(株)デジテックス研究所 BA-U412), ノート型 PC, 脳波計測用小型アンプ(デジテックス研究所 BA1104-E), A/D変換ボード(ナショナルインスツルメンツ DAQ Card 6024E)で構成した. 刺激は「アイウエオ」「アカサタナ」「ハマヤラワ」の3組を準備した. 刺激は1秒に1回, 5音からランダムに発せられ, 全体で100回刺激が提示される. 脳波は1k Hz-8k Hzのバンドパスフィルタを通して記録する. 眼電位の混入を防ぐために, 計測した脳波の振幅が設定値より大きくなった場合, そのデータは解析から除外する.

計測用ソフトウェアはナショナルインスツルメンツ社LabVIEWを用いて作成した. このソフトウェアでは, 以下の計測条件の設定を行う.

- ・ 刺激の種類
- ・ 刺激の提示回数
- ・ フィルタリング周波数
- ・ データ解析範囲
- ・ 眼電位設定値

また, 脳波の生波形, フィルタ処理後の波形, 5種類の刺激のそれぞれに対する加算平均波形をグラフ表示するとともに, 以下の5種類の判定指標を表示する(図5).

(A) 最高値の有意差検定値: 第4章で示した指標と同じである. ある1つの刺激に対する反応の集



表8 アイウエオの選択結果(被験者d)

Number of trial	Judgment condition																			
	(A)				(B)				(C)				(D)				(E)			
	25	50	75	100	25	50	75	100	25	50	75	100	25	50	75	100	25	50	75	100
a	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
i	x	o	o	o	x	o	o	o	o	o	o	o	x	x	x	x	x	o	o	o
u	x	x	x	x	x	x	o	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
e	o	o	o	o	o	o	o	x	o	x	o	o	x	x	x	x	o	o	x	o
o	o	o	x	o	x	o	o	o	x	x	x	o	x	x	x	x	x	o	o	o
Accuracy (%)	40	60	40	60	20	60	80	40	40	20	40	60	0	0	0	0	20	60	40	60
a	o	o	o	o	x	o	x	o	o	o	o	o	x	x	x	x	x	o	o	o
i	o	o	o	o	x	x	x	o	o	o	o	o	o	o	x	o	o	o	o	o
u	x	x	x	o	x	x	x	o	o	o	x	o	x	x	x	x	x	x	x	o
e	o	o	o	x	o	o	x	o	o	o	o	x	x	o	o	x	o	o	o	x
o	x	o	x	x	o	o	o	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	o	o	x
Accuracy (%)	60	80	60	60	40	60	20	60	80	80	60	60	20	40	20	20	40	80	80	60
a	o	o	x	x	o	x	x	o	o	o	x	o	x	x	x	x	o	o	o	x
i	o	o	x	o	o	o	o	o	o	x	o	x	x	x	x	x	o	o	x	o
u	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
e	x	o	x	o	x	o	o	x	x	x	x	o	o	x	x	x	x	x	x	o
o	o	o	o	x	x	x	o	o	o	o	o	o	x	x	x	x	o	o	o	o
Accuracy (%)	60	80	40	60	20	60	20	20	60	60	40	60	20	0	0	0	60	60	40	60
Total accuracy	53	73	46	60	26	60	40	40	60	53	46	60	13	13	6	6	40	66	53	60

る。最も高い認識率を示した判定条件は、(A)の方法が最も多く、また、最高値を解析対象とする方法(A, B, C)が、すべての被験者において、高い認識率となることが示された。刺激提示回数は、50回で最高の認識率を示した被験者が3人いたが、被験者によりばらつきは見られた。50回で最高値を示した被験者では、集中力が持続せず、50回以降で認識率が低下したものと考えられる。

#### 5.4 解析範囲の変更による認識率の変化

解析範囲を変更することによる、認識率への影響を検証するために、P300の潜時を解析した。図6に被験者dの200ms-600msの範囲での電圧の最大値とその潜時のグラフを示す。標的刺激に対する最大電圧値の潜時は、350ms-600msの間に散在し

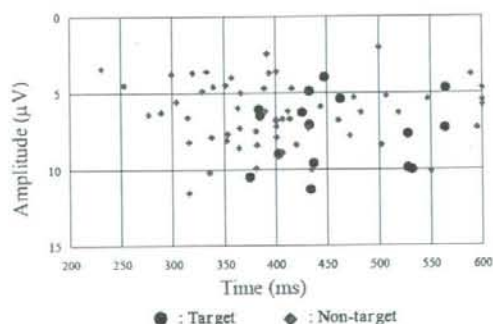


図6 被験者dのP300の潜時

表10 解析範囲の設定による認識率

被験者	解析範囲	認識率	判定指標-提示回数
d	350-600	86%	(A)-50回, (B)-50回 (B)-100回
e	300-500	73%	(B)-75回
f	350-500	80%	(B)-25回
g	350-450	50%	(B)-100回
h	300-500	60%	(A)-75回, (B)-50回 (B)-75回, (B)-100回

ている。これを受けて、解析範囲を350ms-600msに設定し、認識率の計算をやり直した。他の被験者についても同様の手順により、認識率を再計算した。その結果を表10に示す。被験者d,eでは、

表9 アイウエオの選択課題判定結果

被験者	試行	認識率	判定指標-提示回数
d	3回	73%	(A)-50回
e	3回	66%	(A)-100回, (C)-100回
f	1回	80%	(B)-50回
g	2回	50%	(A)-25回, (A)-75回, (B)-75回, (C)-25回 (E)-25回
h	3回	66%	(A)-50回



認識率の向上が見られ、被験者 f,g では同じ値、被験者 h では低下が見られた。すべての被験者で効果が見られるというわけではないが、被験者 d では、解析範囲の変更により認識率が 86%まで向上しており、「アイウエオ」の五者択一課題においては最も高い認識率を示すに至った。

### 5.5 子音選択課題の結果

被験者 d に対して、「アカサタナ」と「ハマヤラワ」を選択する実験を行った。刺激提示回数を 50 回、解析範囲を刺激発生後 350ms-600ms、意思判定指標(B)による判定を行ったところ、正答率は 100%に達した。「アイウエオ」の選択とあわせて、母音と子音を選択し、50 音から 1 文字を選ぶことができることがしめされた。

### 5.6 単語作成課題

被験者 d について、「今日の夜は何が食べたいか?」という質問を投げかけ、回答を求めた。ただし、3 文字の食べものを答えるように指示した。実験では、解析範囲 200ms-600ms、刺激提示回数 100 回、判定方法(C)で意思判定を行った。

まず、五者択一課題「アイウエオ」を用いて 50 音の前半か後半かを決めさせた。「あかさたな」なら「ア」、「はまやらわ」なら「イ」を選択するように指示した。このとき、仮に「ウエオ」のどれかが選ばれた場合でも、「ア・イ」のうちより仮説棄却率が高いほうが選ばれたと判定した。次に、「アカサタナ」または「ハマヤラワ」を行い、子音を決定した。最後に「アイウエオ」を行い、母音を決定した。3 文字分の意思判定を行うのに、約 20 分を要した。

実験中の結果からは「のてん」と判読できた。被験者 A は、「おでん」を伝えようとしていた。つまり、1 文字目における 2 回目の選択で「ア」を選択していたが、「ナ」と誤判定していた。これによる認識率は 89%であった。対話者の意識が必要とはなるが、このような意思伝達が可能であることが示された。

### 5.7 ALS 患者を対象とした検証

最後に、ALS 患者で「アイウエオ」を選択する実験を行った。被験者は 50 代の女性である。人工

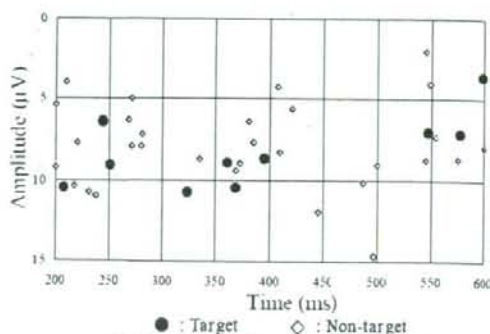


図 7 ALS 患者の P300 の潜時

呼吸器をつけており、指をわずかに動かせるほか、眼球を動かすことができる状態であった。現在は介護者の質問に対して眼球を動かすことでコミュニケーションを行っていた。ベッドに寝た状態で、開眼したまま実験を行った。脳波は国際 10-20 法の Cz 部位を測定した。また、音声刺激はヘッドホンを通じて提示した。

まず、標準的なオッド・ボール課題を用いて P300 が誘発可能であるかを試した。試行は 2 回行った。仮説棄却率は 66%、50%未満だった。途中、眼球が動く場合が多く、多くのデータがはじかれてしまう結果となった。続けて、「アイウエオ」から「ア」を選択する課題を 2 回、「イ」を選択する課題を 1 回行った。健常者の場合と同様に、P300 の潜時の分布より解析範囲を設定した。潜時の分布を図 7 に示す。分散が大きいのが P300 と考え、解析範囲を 300ms-400ms とした。そのときの結果を表 11 に示す。いくつかの判定条件では 3 回中 3 回を正しく判定した。

表 11 ALS 患者での認識率

判定指標	提示回数			
	25回	50回	75回	100回
(A)	66%	66%	66%	100%
(B)	66%	66%	100%	100%
(C)	66%	66%	66%	100%
(D)	66%	66%	33%	66%
(E)	66%	66%	66%	33%

## 6. 意思伝達装置の可能性

3.1 で求めた 9 つの要求機能のうち、②日本語の 50 音を選択できる、⑦運動機能および視覚を必要としない、⑨非侵襲であるの 3 点については確認

することができた。③判定の可視化についても、図5に示すように判定結果を数値で表すことで、介助者の判断を可能とした。

①の速度については、意思伝達速度を次式<sup>11)</sup>にて計算した。

$$\text{Bit-rate} = \left( \log_2 N + P \log_2 P + (1-P) \log_2 \left[ \frac{(1-P)}{(N-1)} \right] \right) \times M$$

ここで、Nは選択可能数、Pは正確さ、Mは時間当たりの意思決定回数である。その結果、既存の「心語り」は正確さ80%であり、情報伝達速度は0.5bit/minであった。これに対し今回提案する方法は、被験者Aの結果を基に80%の正確さ、刺激回数を50回とした場合、1.4bit/minとなり、「心語り」よりも早い結果となった。

また、⑤痛みや苦痛については、痛みは特になくとも考えられるが、苦痛については今後の検討が必要である。④訓練の必要性、⑥能動的な発信⑧小さい装置については、今後の検討課題として残されている。

これらの結果より、意思伝達装置として応用できることがしめされた。しかし、まだまだ課題も残されている。今後はALS患者で継続的なデータ収集を行い、さらなる実用性の評価が必要となる。

## 6. 結論

本研究では、TLSに近いALS患者を対象とし、その生活状況、身体状況、ニーズの調査結果から、実用的なBCIの開発を目指し、研究を行った。その結果、以下のような結論を得た。

1. ALS患者の調査を行い、意思伝達装置に必要なとされる機能を抽出した。
2. 聴覚刺激による事象関連電位の誘発を用いて日本語音声の五者択一が行えることを確かめた。
3. 装置を試作し、実際に意思判定を行った。特定の被験者については、既存の機器よりも早い伝達速度が得られた。
4. 個人に対する適合として、意思判定方法・試行数・解析範囲を調整し、有効であることをしめした。

5. ALS患者で実験を行い、オフライン解析による意思判定を行った。条件を合わせることで正確に判定できることを確認した。

本研究を実施するにあたり、日本ALS協会の協力を得た。ここに記して謝意を表す。また、調査および実験に協力をいただいたALS患者の方々に、深く感謝いたします。なお本研究は国立身体障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認を得て実施した。本研究の一部は厚生労働科学研究費の補助を受けて実施した。

## 参考文献

- 1) Niels Birbaumer, "Breaking the silence: Brain-Computer interfaces (BCI) for communication and motor control", *PSYCHOPHYSIOLOGY* 43 (6): pp.517-532 NOV 2006
- 2) 難病情報センター  
<http://www.nanbyou.or.jp/top.html>
- 3) 日本ALS協会 <http://www.alsjapan.org/>
- 4) 田中久弥, 井出英人, "単一試行の運動準備電位解析による意図伝達システム", *電気学会論文誌C*, vol.122-C, No.5, 2002
- 5) Donchin E, Spencer KM, Wijesinghe R, "The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface", *IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING* 8 (2): 174-179 JUN 2000
- 6) Kaper M, Meinicke P, Grossekhoefer U, et al., "BCI competition 2003 - Data set IIb: Support vector machines for the P300 speller paradigm", *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING* 51 (6): 1073-1076 JUN 2004
- 7) 音成龍司 他, "事象関連電位による意思伝達装置-ALS患者のため-", *臨床神経学* 44 巻 9 号, p.599-603
- 8) 加納尚之 他, "事象関連電位 (ERP) を用いたコミュニケーションエイド", *信学技報*, HCS97-15, 15-09, 57/64(1997)
- 9) 藤尾宣幸 他, "事象関連電位 P300 を用いたコミュニケーションエイドの開発", *日本機械学会論*

文集 C70 卷 698 号(2004)

10) 音声合成ソフト:「Fine-Voice」NTT-IT 株式会社  
http://www.ntt-it.co.jp/

11) Hilit Serby et al, "An Improved P300-Based Brain-Computer-Interface." IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATIONS ENGINEERING, Vol.13, NO.1, March 2005.

---

†連絡先

〒359-8555 所沢市並木 4-1

国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所

井上剛伸

Tel: 04-2995-3100 Fax: 04-2995-3132

E-mail: inoue@rehab.go.jp

## Development of ERP Based-Brain-Computer Interface using Audible Stimulation with Japanese letters.

Takenobu INOUE<sup>1†,3</sup>, Hisaya TANAKA<sup>2</sup>, Akira TOYOHARA<sup>3</sup>,  
Motoki SHINO<sup>3</sup>, Minoru KAMATA<sup>3</sup>

<sup>1</sup> The National Rehabilitation Center, <sup>2</sup> Kogakuin University, <sup>3</sup> The University of Tokyo

**Abstract** This paper describes development of a brain-computer interface for severe ALS patients. The BCI has high potential to make useful communication aids for the severe ALS patients who don't have any motor functions. However, these are few products in practical use for the ALS patients because most of the developments of the BCI system are based on technical seeds and interest. In this project, interview investigations were conducted with the ALS patients at the first stage of the development. According to the result of these investigations, a concept of the BCI system was built as P300 based interface using audible stimulation with Japanese letters. This system allow us to select a letter from Japanese 50 hiragana letters with three steps by choosing one letter from five letters. Experiments with able-bodied people and ALS patients showed possibilities that this system can be practical for communication with the severe ALS patients.

**Key Words:** ALS, BCI, Communication, P300, Japanese letter

---

†The national rehabilitation center for persons with disabilities, 4-1, Namiki, Tokorozawa, Saitama, 359-8555 Japan, Tel: +81-4-2995-3100, Fax: +81-4-2995-3132, E-mail: inoue@rehab.go.jp

# The Development of a Brain Computer Interface Device for Amyotrophic Lateral Sclerosis Patients

Tomohiro Madarame  
Department of Engineering Synthesis  
School of Engineering, The University of Tokyo  
Tokyo, Japan  
madarame@sl.t.u-tokyo.ac.jp

Takenobu Inoue  
National Rehabilitation Center for Persons with  
Disabilities  
Saitama, Japan  
inoue@rehab.go.jp

Motoki Shino  
Department of Engineering Synthesis  
School of Engineering, The University of Tokyo  
Tokyo, Japan  
motoki@sl.t.u-tokyo.ac.jp

Hisaya Tanaka  
Faculty of Informatics  
Kogakuin University  
Tokyo, Japan  
hisaya@cc.kogakuin.ac.jp

Minoru Kamata  
Department of Engineering Synthesis  
School of Engineering, The University of Tokyo  
Tokyo, Japan  
Kamata@mech.t.u-tokyo.ac.jp

**Abstract**—The objective of this research was to develop a brain computer interface (BCI) communication device for amyotrophic lateral sclerosis (ALS) patients. The device was designed to meet the needs of ALS patients, and to be used at a clinical level. Initial tests were performed by ALS patients, and the result was accounted for in the experimental production of the communication device. Lastly, the device was evaluated by able-bodied examinees and ALS patients. For able-bodied examinees, the device scored a high rate of correct sessions. When an ALS patient was the user, the correction rate was not as well, but it would have scored highly if a correct parameter was chosen.

**Keywords**—Amyotrophic lateral sclerosis; Brain-computer interface; P300; Event related potentials; Communication Aid Device

## I. INTRODUCTION

### A. Amyotrophic Lateral Sclerosis

Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS, sometimes called the Lou Gehrig's Disease) is a progressive disease caused by the degeneration of motor neurons [1]. Motor neurons are nerve cells that control voluntary muscle movement. The earliest symptoms of ALS are the weakness of muscles in arms and legs. Eventually, the patient will be unable to walk and be bedridden. As the respiratory muscles weaken, the patient and family must decide whether to use artificial respirators, or go into palliative hospice care. Since tracheotomy is needed to put patients on respirators, the patient will be unable to talk, and

further nursing care will be needed. It is said that most patients in the United States tend to choose hospice care; most Japanese patients decide to use respirators [2].

On the other hand, perceptual disorder and sensory impairment is uncommon for ALS patients. Patients would clearly understand what he/she is going through, making ALS mentally-challenging for patients. The loss of ocular movement and incontinence is not seen until the latest stages of the disease, making it possible to communicate with the movement of eyeballs after speech is lost.

As the stages of ALS go on and ocular movement becomes impaired, communication using conventional methods becomes highly limited. This state is called the minimal communication state (MCS). Finally, all voluntary muscle movements die out (Total Locked-in State, or TLS), and expression is completely lost. The sequence of the symptoms and the rate of disease progression vary from person to person.

The number of ALS patients are increasing each year; there are 7695 diagnosed patients in Japan as of 2006 [3]. Medical advances increased the average life expectancy of ALS patients. Therefore, the total number of ALS patients and the ratio of TLS patients are both rising.

### B. Brain Computer Interface

Brain computer interface (BCI) is a direct interface between a brain and a computer device. Most BCI measures and analyzes electroencephalographic (EEG) activity as an input to