

気道内の喀痰吸引等の処置が必要な場合は実験を中断し、待機している介助者が必要な処置を実施した。瞬目が困難な者については、適宜点眼するなどの時間を取った。このため、一部の実験では、第2セッションで実験を終了した。第2セッションでの推定精度が高くない場合にも第3セッションを実施しないことがあった。

## 2) 聴覚その他による脳インターフェース

聴覚性 P300 による BCI においては、文字選択を速くするため、短い周期で繰り返して音の選択肢を呈示する方法を試行し、注意に関連して振幅が変わる誘発反応が得られることを示した（音羽勇哉，二瓶美里，小竹元基，井上剛伸，田中久弥，鎌田実. BCI への応用を目指した日本語音声刺激に対する脳活動検出手法. 第24回日本リハ工学カンファレンス講演論文集；2009/08/26-28；所沢；269-70）。ただし、1秒間に4回の刺激では被験者の疲労が大きいため、1秒間に2回の刺激が現実的であるとしている。ALS 患者数名についての音声（50音）を用いた実験結果は、追加解析を含め、巻末の発表資料に掲載されている。

イヤホンによる両耳聴で左右間で5方向（5カ所）から音が出るように聞こえる音声刺激を作成し、健常被験者から誘発反応を記録した。イヤホンは脳波に干渉しないよう、チューブ形イヤホン（EAR-TONE 3A）を使用した。

### （2）脳インターフェースの有用性評価

脳波を使用した脳インターフェースは現状では筋活動を利用する他の意思伝達

手段より遅いため、筋肉が安定して使えないような最重度の障害者でないとその有用性は高くない。しかし、意思疎通手段が全くない状態（total locked-in state, TLS）では、脳インターフェースが正しく適用できているかどうかの判定ができないため、何らかの方法で諾否の意思伝達ができる必要があり、本研究ではコミュニケーションが取れる者に対象を限定した。本研究では評価方法として、文字伝達の手速と正確さの客観的指標以外に、本人の疲労度、満足度などの主観的指標を聴取したが、基準の推定精度を越えない被験者がいたことと、時間と疲労によって自由入力を実施できた被験者が少数であったため、満足度の聴取は一部の被験者でのみ実施した。

長期連続使用（1週間に2回以上の試用を1ヶ月以上）をする被験者を募集したが、脳波電極の取り付けと脳インターフェースソフトウェアの操作をしてくれる介助者がいて、かつそれだけの時間を取れる被験者を見つけることができず、実施できなかった。しかし、一部の被験者については1～数ヶ月の間隔を置きながら長期間に渡って訪問して反復実験を行うことができた。

### （3）脳インターフェースに必要な人的・物的資源見積り

先端技術を活用した支援機器を重度身体障害者が実際に使用するのに必要なマニュアルを作成した。介助者のITサポートを行っている団体のイベントで脳イン

ターフェースの説明・実演会を開いた。

意思伝達装置のサポートの現状について、ほとんどの地域では意思伝達装置の販売業者がサポートを担っている状況であるため、販売業者を中心としてアンケート調査によりサポート状況を調べた。これについては、別稿の調査結果を参照していただきたい。

### 倫理面への配慮

本研究は国立障害者リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を得て実施した。プライバシーの保護やインフォームドコンセントに十分配慮し、被験者は意思が確認できる者のみとし、自発的な参加承諾を求めた。意思確認は介助者が日常的に最も信頼性が高いとしている方法で行った。実験の質の確保のため、被験者の許可を得られれば実験の様子を映像で記録した。映像を学会発表等で使う場合は、別に許可を求めた。入院中の患者については入院先の病院の許可を得た。入院中の患者の実験については、病院の許可が得られなかったため、映像記録は行わなかった。

使用した装置については安全面に配慮し、脳波計はヨーロッパの医用安全規格に合致した製品を使用した。脳波電極と電極糊も市販品で、安全に使用された実績のあるものを使用した。視覚刺激は一般PC用の液晶ディスプレイを使用した。課題のブロック間とセッション間に適度に休止を入れ、中止したいかどうか確認しながら実験を行った。喀痰吸引等の日常的な処置・介助は、実験に優先して実施した。胃瘻からの水分・栄養摂取は、必

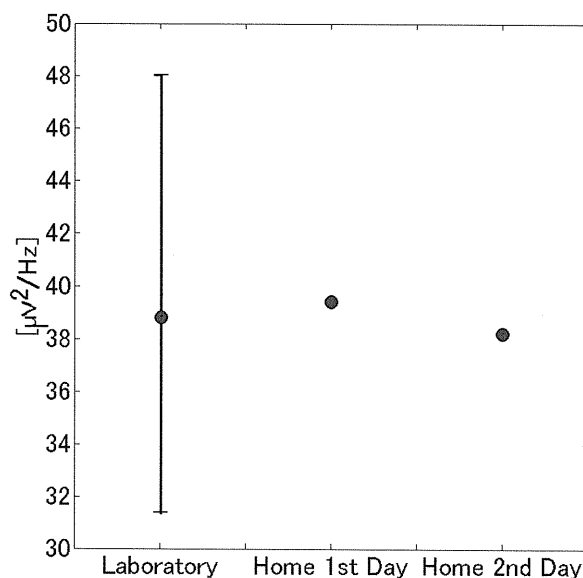


図7. 電源誘導雑音成分の混入程度

左は実験室環境（8人の平均値とレンジ）、中央と右は重度身体障害者宅での脳波に混入した電源誘導雑音（50 Hz）のレベル（1回目と2回目の訪問）

要に応じて実験と並行して行った。すべての実験は研究者ないし訓練を受けた研究協力者の監視下で実施した。研究期間中、健康被害は生じていない。

### C. 研究結果

#### (1) 脳インターフェース装置の開発・導入・改良

##### 1) 視覚刺激による脳インターフェース

実験室環境（電磁遮蔽をほどこさず）で脳波計に混入する電源ノイズのレベルを図7左に示す（対照群）。おおむね $40 \mu V^2/Hz$ 程度であり、観察すべき脳波より数倍大きいですが、デジタル信号処理による周波数フィルターで除去可能な範囲であった。図7の中央と右の点はあるALS患者宅での2回の訪問の電源誘導雑音のレベルであり、実験室で記録した場合と変わらず、実験室で電磁遮蔽なしに脳波

を記録することが、患者宅での脳波記録の参考になることが分かった。

被験者 8 人の初回の文字入力における脳インターフェースの推定精度を表 2 に示す（2 回以上実験を行った被験者もいるが、すべて最初の回の記録）。「推定精度」は、被験者に示して入力（注目）してもらった文字と、脳波から推測した入力文字の一致した割合を%で表示したものである。6x6 の文字表を使用した場合、ほとんどの被験者（7名）で推定精度が7割を越え、今回構築した脳インターフェースが実用可能であるというレベルを示した。かなと数字の7x10ないし10x10の文字表でも同様の成績であった。しかし、50音を行と列に分割して1文字を2段階で決定する方式では、有意差はないものの、やや成績が低下した。これらの結果は第1年次のものであり、ほとんどがデジタル周波数フィルターを使用していない。雑音環境は実験室と患者の自宅であり変らないにもかかわらず、後述のようにALS患者では周波数フィルターが必須であることからすると、健常対照被験者では、視覚性誘発脳波がALS患者より安定して大きかったと思われる。

表3にALS被験者（被験者番号は表1と同じ）の結果を示す。一部の被験者の実験で実時間でデジタル周波数フィルターを使用できなかったことと、一部で個人特性のパラメータが正確に設定できなかった実験があるため、ほとんどの結果は、実験終了後に記録信号にデジタル周波数フィルターをオフラインで適用して算出した

表 2. 対照群の推定精度と文字表

文字表	推定精度 平均±SD%	分布 %	無作為選択精度%
6x6 英数	87.5±14.4	62.5～100	2.8
7x10 かな	78.8±29.5	40～100	1.4
10x10 かな	83.8±25.0	40～100	1.0
3x4 かな	73.0±33.0	20～100	0.7(2段)

ものである。ALS被験者3ではオンラインで周波数フィルターを使わなかった場合の入力文字推定精度は50%であったが、オフラインで記録信号に適切なフィルターをかけて処理をすると、精度が100%であったことが判明した。周波数フィルターをオンラインで適用できた被験者においても、理由は不明であるが、オンラインとオフラインの結果は必ずしも一致しないことがあった（その一部は個人特性パラメ

表 3. ALS 被験者の文字入力推定精度

被験者	文字表 縦×横	推定精度	加算数 (行+列)	刺激周期
1	6×6	80%	16	300 ms
2	6×6	60%	20	300 ms
3	6×6	100%	20	180 ms
4	7×10	75%	20	175 ms
5	6×6	70%	20	300 ms
6	6×6	60%	20	300 ms
7	6×6	75%	24	300 ms
8	6×6	70%	24	200 ms
9	6×6	80%	20	300 ms
10	6×6	40%	20	300 ms
11	6×6	50%	30	200 ms
中央値		70%	20	300 ms

一タの設定方法を間違えたためであるが、それ以外にも原因不明の差があった)。例

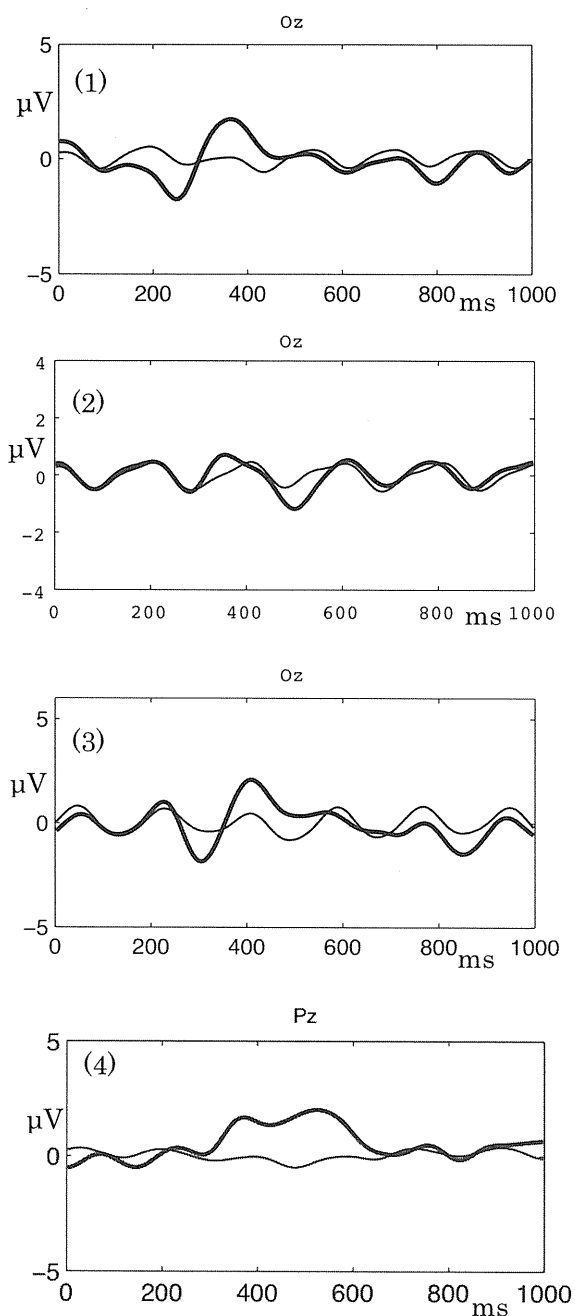


図8. 各被験者の視覚誘発反応波形。

縦軸は視覚刺激に対する複数試行平均反応振幅、横軸は刺激開始からの経過時間。太線:注目文字に対する応答、細線:非注目文字に対する応答。グラフ内の数字は被験者番号(表1と対応)。

えば、被験者2はオンラインでは40%の成績であったが、オフライン解析では60%であった。

初期の健常被験者の結果(表2)以降、過半数の被験者ではオンラインのフィルターなしに高い推定精度が出ていたが、会議室などの環境が悪い所(電源誘導雑音大きい場所)では一部の被験者で推定精度が極端に低下することがあった(詳細結果省略)。在宅実験では雑音環境が家庭ごとに異なり、また、ALS患者では誘発脳波の電位が健常者より低い者もいるため、これらの複合要因によって、フィルターなしには推定精度が低下しやすいようであった。

この結果から、ALS患者では、6割以上の者が脳インターフェースが使える基準である文字選択推定精度70%を越えたことになる。表1との関連を見ると、眼球運動の制限や不随意的な運動がないことが、基準を越えることと相関しているかどうかははっきりせず、他にも多くの要因が関係しているようであった。

一部の被験者について、注目した文字に対する応答波形(平均波形、図8、太線)を観察すると、刺激の開始から300 ms程度以後に非注目刺激への反応(図8、細線)との差が認められ、400 ms程度で差が最も大きくなった。この応答は、潜時からP300と考えられる応答である。被験者2では注目した刺激に対する反応とそうでない反応の差が小さく、文字推定の精度が低いことと対応していた。

平均波形からは被験者1と被験者3の成績の差が説明困難であるが、注目した文字に対する各試行の応答波形を重ね書きしてみると、被験者1の方が、応答波形は比較的相似形であるものの、応答潜時のばらつきが大きかった(図9)。被験者3では時に応答波形が異なる試行も見られるが、潜時400 ms付近の応答が出ている試行では、比較的ピーク潜時が一定していた。入力文字推定に使用したSWLDAのアルゴリズムでは、時間軸方向の変動があまり考慮されないため、誘発反応の潜時が変動する場合には精度が低くなりやすいものと考えられる。

被験者2は図4に示したOz(後頭正中電極)の波形では潜時600 ms以降に注目文字と非注目文字の誘発反応に差がなかったが、Cz(中央電極)では600~800 msにもゆるやかな差があり(図10)、解析時間を1000 msに延長すると、オフライン解析の成績が若干向上した(表2の成績はこの処理を含む)。

被験者4は他の被験者と異なり、Ozには注目文字と非注目文字の間で顕著な差が認められなかったが、Pzに差が見られた(図8)。被験者4と11は電動車いす上で記録を実施しており、ベッド上に臥床していた他の被験者(後頭部は枕上)に比較すると、脳波キャップをより正確な位置に装着でき、健常者(座位で記録)に近い位置から誘発反応が記録できた可能性がある。ただし、脳反応位置の個人差によるものである可能性も否定できない。

## 2) 他の刺激による脳インターフェース

聴覚性P300によるBCIにおいて、文字選択

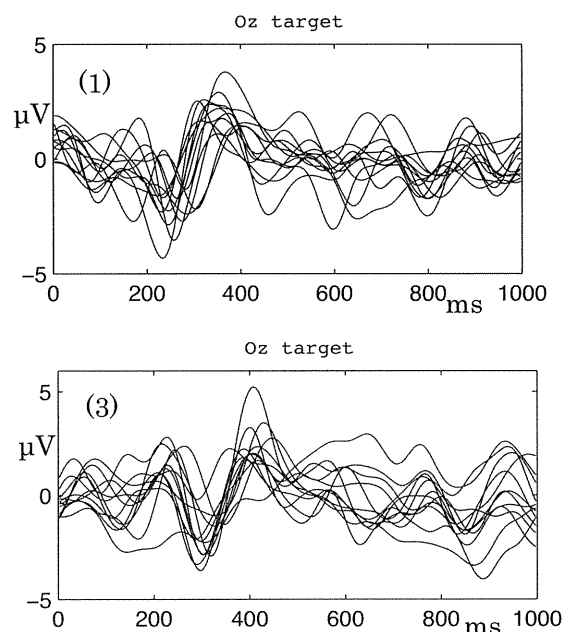


図9. 注目文字誘発波形の試行毎重ね書き。縦軸は視覚刺激に対する試行毎の平均反応振幅を重ね書きしたもの。横軸は刺激開始からの経過時間。グラフ内の数字は被験者(表1と対応)。

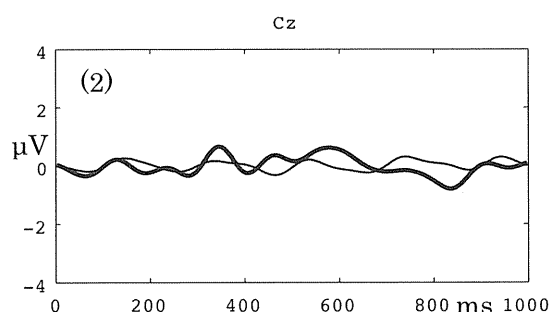


図10. 被験者2のCzの視覚誘発反応波形。太線: 注目文字の応答、細線: それ以外。

を速くするため、短い周期で繰り返して音の選択肢を呈示する方法を試行し、注意に関連して振幅が変わる誘発反応が得られることを示した(音羽勇哉, 二瓶美里, 小竹元基, 井上剛伸, 田中久弥, 鎌田実. BCIへの応用を目指した日本語音声刺激に対する脳活動検出手法. 第24回日本リハ工学カンフ

アレンス講演論文集；2009/08/26-28；所沢；269-70）。ただし、ALS患者においては、1秒間に4回の刺激では被験者の疲労が大きいため、1秒間に2回の刺激が現実的であった。

この時使用した刺激音は左右の耳に同じものが呈示された。速い呈示速度でも音声選択を容易にするため、音声刺激を空間配置を試み、目標とする文字（音声）が空間の特定の方向から来ることになるため、その方向に注意を向けることで目標の音のみを拾い出すことが容易になることを確認した。ただし、この実験は健常者での実験のみとなった。ALS患者では研究期間中は視覚誘発反応による脳インターフェースの推定精度を上げることを中心にしたため、ALS患者で空間配置を利用した音声刺激を試すことは今後の課題となった。

## （2）脳インターフェースの有用性評価

ALS被験者11名中7名で視覚性事象関連誘発電位を用いた文字入力ができることが判明した。ただし、過半数の被験者では何らかのスイッチ入力等による文字入力や文字盤による文字情報の伝達等が可能である。また、ALS患者では健常被験者と比べて基準以上の推定精度を出すための加算回数が多くなる傾向があった。これらのことを総合すると、スイッチ類による文字入力ないし頭鳴文字盤による文字伝達が可能の場合は、脳インターフェースによる文字伝達より速く意思を伝えることができ、脳インターフェースの可用性はあるものの、実用的ではないと思われる。一部の、通常のスイッチ類が使えず、眼

球運動等も困難になって意思伝達が容易ではない場合は、脳インターフェースが有用である可能性が高くなるが、今回の対象者にはそのような被験者が少なく、また、今回の方式の脳インターフェースでは推定精度が余り高くなかった。ただし、文字数を減らす、刺激の時間間隔を広げるなど、最適化の余地を残した者もいた。

## （3）脳インターフェースに必要な人的・物的資源見積り

### 1) 支援者・支援団体向け実演講習会、講演会、実演会の実施、一般啓発活動

学会・研究会での専門家向けの発表以外に、下記のような一般向け、重度身体障害者支援者向けの講演・実演、広報等を行った。

1. 2010-8-27 BCI技術の講演会。団体：進化する介護研究会、東京。
2. 2010-01-26 実演講習会。団体：IT研究会、東京。
3. 2010-03-07 講演・実演会。団体：NPO法人札幌チャレンジド、札幌。
4. 2010-03-22 講演・実演。ITパラリンピック首都大学東京秋葉原サテライトキャンパス。
5. 2010-06-19 ALS協会埼玉支部総会で脳インターフェースと研究の紹介、さいたま市。
6. 2011-05-15 脳インターフェース講習・実演。団体：NEC難病コミュニケーション支援講座、鹿児島市。
7. 2011-06-29 南日本放送2011-05-15のインタビューを含んだ番組のテレビ放送。他に3県で放送された。

8. 2010-09-02 実演。団体：鹿児島ALS協会、鹿児島。
9. 2012-03-20 実演。団体：ITパラリンピック、東京。
10. 2012-03-23 実演。東京都神経研、東京。

これらにより、ALSの支援者の多くに脳インターフェースについての知識を広めることができたと考える。

## 2) 意思伝達装置のサポート団体の調査

初年次から3年次にかけて、サポート団体について聞き取り調査を行って、意思伝達装置のサポートについての問題抽出を行った。全国的にサポートの中心を担っていると考えられる販売店について、第3年次にアンケート調査を行い、意思伝達装置の販売とサポートに関しての状況、収支等について調査を行った。詳細は分担研究報告書を参照。

## D. 考察

### (1) 在宅脳インターフェース装置の開発と試用

#### 1) 家庭環境での動作

脳波の記録は一般には電磁遮蔽がほどこされた部屋で行い、電源配線からの誘導雑音を少なくすることで、はじめて脳波を記録することができる。しかし一般家庭で人工呼吸装置等を使いながら療養している重度身体障害者の環境に電磁遮蔽を持ち込むことは著しく困難である。そのため、本研究では、電源雑音が混入しても飽和しない耐入力があり、かつ後のデジタル信号処理で電位の小さい脳波が

劣化せずに分離できるだけの分解能を有する可搬式脳波計を採用した。これにより、在宅環境でも脳波記録ができることを示した。現状のレベルの機器を使用する限り、脳波の電氣的な記録環境としては、格別な電磁遮蔽のない実験室と在宅で大きな差がないと言える。人工呼吸器や照明器具、電動ベッド、各種家電があり、電源には通常、接地端子がなく、たこ足配線となっているが、これらはノイズレベルにほとんど影響しないようである。むしろ、脳波計と電極（頭部）付近に電源ラインが近いかどうか、ベッドの素材に金属を含むかどうか（マットレスがスプリングかどうか）、脳波計を頭部にできるだけ近づけて、脳波電極の電線を小さくまとめるかどうか、等が大きく影響した。しかし、これらの配慮をしても、デジタル信号処理による電源誘導雑音の除去は、少なくともALS患者では必須であった。

同じ装置を用いて、会議室のように、脳波記録にとってはさらに劣悪な条件下でも、脳インターフェースの操作がほぼ可能であることも判明した。今回使用した脳波計のように、24 bit入力で入力レンジが十分に広い装置（採用機では410 mV）を使い、オンラインのデジタルフィルターをソフトウェアで構成すれば、特別な電磁遮蔽の配慮をしなくても、日常的な環境であれば脳インターフェースが実現できることが示され、コストの低下と設定の簡便さにつながると考えられる。

一方、課題への集中という点では、在宅環

境には集中を阻害する要因が多数あった。脳インターフェースが注意の有無を指標として動作するため、課題に集中できるかどうかは成績に大きく影響する。

健常対照者では、周囲環境を操作して注意集中を妨げると、成績が低くなることを観察した（結果提示せず）。しかし、テレビの音を聞きながらテレビのリモコンを操作できる被験者もいることを確認している。

## 2) 視覚性事象関連電位（誘発反応）による脳インターフェース

対照非身障被験者では初回期実験で70%以上の推定精度を示す被験者が8割を越えたが、この割合は、多くの先行研究に示されているのと同様以上である。このため、実験室レベルでは技術的な問題は特にないと考えられる。

本研究では、主に6×6の文字表を使用した。現実には日本語入力を行うことを考えると、6×6の表では50音全部は入力できないので、表を拡張するか、多段階に選択肢を重ねる必要があり、表の構成と使用する単語、さらに正答率によっては却って速度低下をきたす可能性もある。6×6の文字表で速度を計測する意味は、欧米の先行研究と比較するためであることと、大きな表よりも速く個人特性のデータを求めることができ、かつ推定精度の測定もできる（被験者の疲労を減らせる）ことによる。キャリブレーション（脳波の個人差を取得する準備段階）を高速化するためには、もっと小さい文字表を使う方が良い可能性もある。

健常対照被験者では、日本語文字表の違いによる推定精度の差は有意ではないもの、先行研究に示されたごとく、3x4のように選択肢が極端に少なくなった場合の正答率はやや低下することと、50音を決定するためには2段階の選択が共に成功しないといけないという条件があるため、やや推定精度が下がったと考えられる。2段階にすると、推定精度が高い被験者では若干短い時間で文字入力が可能になる場合があり、また、眼球運動が制限されている場合に有用であると考えられる。

文字入力の推定精度が70%以上という基準からは、11名のALS被験者の内7名が基準を越え、使用可能と判定された。この割合は、米国などでの結果と余り変わらなかった (Vaughan, T.M. The impact of EEG-based brain-computer communication on the quality of life of individuals with late-stage ALS. 平成20年度厚生労働省科学研究費補助金障害保健福祉総合研究推進事業報告書(外国への研究委託事業報告書). 東京, 厚生労働省(日本障害者リハビリテーション協会), 2009, p. 11-25)。ただし、米国で判定基準を超えなかった症例は視覚機能に問題がある症例が多いと考察されているが、本研究ではその傾向ははっきりしなかった。視覚性誘発反応による文字選択は、眼球運動障害の影響を受けにくいとされてきており、米国では視線入力装置が使えなくなったALS患者が視覚刺激による脳インターフェースを使いこなしている (Sellers EW et al. 2010. A brain-



computer interface for long-term independent home use. *Amyotroph Lateral Scler* 11: 449)。視覚性脳インターフェースで1文字を選択するには数十秒間同じ位置に注目することになるので、眼球運動がかなり緩慢になっても（被験者 2）、一度注目文字の位置に視点が移動できれば、しばらくは動かさないでいいため、誘発反応が減弱することの説明にはなりにくい。ただし、眼球運動が全くできないか、目標文字の中心視ができなくなると、推定精度が下がることが報告されている（Brunner, P., Joshi, S., Briskin, S., Wolpaw, J.R., Bischof, H., Schalk, G. Does the 'P300' speller depend on eye gaze? *J Neural Eng.* 7(5), 2010, 056013)。一方、不随意的な眼球運動があると同じ位置に注意を向け続けるのが困難である可能性がある（被験者 1）。このことが誘発反応の潜時の変動が大きい（図 9）ことの説明になるかどうかは不明である。

ALS 患者では 2 次視覚野の活動が低下しているとの報告があり（Lule D et al. 2010. *Neuroimaging of multimodal sensory stimulation in amyotrophic lateral sclerosis. J Neurol Neurosurg Psychiatry* 81:899）、視覚性誘発反応が出にくい原因になっている可能性があるが（症例 2, 6）、今回の研究では脳波のみの研究であるため、確実なことは不明である。

### 3) 視覚刺激以外の脳インターフェース

聴覚刺激については、繰り返し提示回数（必要な加算回数）が視覚刺激に比べて

多いことと、注意の集中が必要であることが課題になっている。これを改善するため、刺激音ごとに音源位置が異なるような仮想現実の刺激を作成した。音源位置の違いのみで P300 成分が誘発されることが示されており（Schreuder EM et al. 2009. *Initial results of a high-speed spatial auditory BCI. Int J Bioelectromagnet.* 11: 105）、これにより、心理的負荷を軽減することができると考えられる（健常者を被験者とした場合の検討結果）。しかし、繰り返し頻度を高くした場合には良好な応答が得にくく、実用可にはまだ改良が必要である。

### （2）脳インターフェースの有用性

研究開始前の予想としては、我が国では人工呼吸を使用している者が多いため、ALS が進行しており、脳インターフェースが使えない者の割合が高いという予想であった。今会の研究では、視覚刺激を 1 時間程度の実験の間、見ることができることが参加条件になっているため、結果の数字としては米国と同じ程度になった可能性がある。実際には、視覚が使えない ALS 患者が日本の方が多いため、ALS 患者全体としては、今回試行したような視覚誘発性脳インターフェースを使える ALS 患者の割合は、我が国の方が米国より低くなる可能性が高い。いずれにせよ、視覚が使える者に限定すると、7 割近くの ALS 患者（ほとんどが人工呼吸使用中）において、脳インターフェースが使えることが明らかになった。

ただし、推定精度を見ると、70～80%の者

がほとんどであり、健常者では初回から80～100%となることが多いのと対照的である。使用可能である基準の70%の場合、推定が間違った時にその文字を削除すべく、次に「削除」を選択しようとする、その選択自体の推定精度が70%しかないため、ほぼ1/3の割合で削除に失敗して別の文字を選んだことになってしまい、結果的に間違っただけで推定された文字が2文字連続することになる。このようになると、本来意図した単語を読み取ることが困難になる（正しい文字数で1文字のみ置換している単語の方が、意図した単語の推測が容易）。そのため、推定精度が80%以下の場合、「削除」を使わずに、間違いの修正は介助者の解釈に頼り、その解釈が間違っている場合のみ入力し直すなどの方略を使うのが良いと考えられる。

今回のALS患者の結果はいずれも加算回数が比較的多い。これは、少ない回数（1～2回）の訪問で最大の推定精度を調べることができるよう、意図的に加算回数を減らさなかったためである。しかし、シミュレーションしてみると、加算回数を減らすとそれにほぼ比例して推定精度が低下すると思われる症例が多かった。この点も健常対照者と異なる点で、健常者は2～数回で推定精度が最大になることが多い。2回でほぼ100%の推定精度になれば、1文字の入力に10秒もかからないことになり、P3Spellerがかなり実用的に使えることになる。

ALS患者については、今後はさらに繰り返

し実験をすることによってパラメータをさらに最適化し、その上に被験者の練習効果が加わると、加算回数を減らしても推定精度があまり低下しないようにできる可能性はある。しかしながら、現時点で必要と思われる加算回数を用いるとすると、スイッチが使える被験者ではそれによる50音スキャン入力の方が脳インターフェースより高速に入力できると考えられ、実用性という観点からは、スイッチが安定して使えない一部の被験者を除いて、現段階では有用性がはっきりしない。

視覚誘発反応による脳インターフェースで文字入力が基準の推定精度に達しなかった4名の内、2名は1回のみの実験であり、使えないと結論することはできない。残りの2名は2回以上の実験の結果であり、P300成分などの機械的に認識しやすく安定しやすい成分があまり誘発されないなどの理由があるため、同じ方式を繰り返して被験者の学習に期待するより、別の方式を試す必要があると考えられ、同じ視覚刺激であれば、明滅を行・列単位ではなく不規則にして目標が連続して光ることがないようにした方法 (Townsend, G., LaPallo B.K., Boulay, C.B., Krusienski, D.J., Frye, G.E., Hauser, C.K., Schwartz, N.E., Vaughan, T.M., Wolpaw, J.R., Sellers, E.W. A novel P300-based brain-computer interface stimulus presentation paradigm: moving beyond rows and columns. *Clinical Neurophysiology*. 121(7), 2010, 1109-1120)、SSVEP (steady

state visual evoked potential; Allison, B. Z., McFarland, D. J., Schalk, G., Zheng, S. D., Jackson, M. M., Wolpaw, J. R. Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials. *Clinical Neurophysiology*. 119(2), 2008, 399-408) を用いるなどが考えられる。前者は事象関連電位を検出するという点ではP300Spellerの亜型であるが、目標の近くが同時に光ることがなく、連続して光ることも避けられるため、推定精度が高くなると報告されている。一方、一度に明滅する文字数が少なくなるため、行・列単位で明滅する方法とくらべると1文字の入力にかかる時間が1.5倍程度に延長する。SSVEPを利用した場合は一度にせいぜい数個の選択肢しか呈示できないが、比較的正確に、5~10秒程度で1回の選択をできるとされ、かつ練習不要と考えられている。これらは現在使っているBCI2000には含まれていないため、ソフトウェア（と一部ハードウェア）の開発が必要となる。

ALS等の疾患が進行してTLS (totally locked-in state) になると脳インターフェースの使用も困難であることがドイツの研究で示されているので (Birbaumer, N., Murguialday, A. R., Cohen, L. Brain-computer interface in paralysis. *Current Opinion in Neurology*. 21(6), 2008, 634-638)、TLSになる前に脳インターフェースの使用を開始する必要があると考えられる。我が国では市販されている脳インターフェース装置を使って、ほとんど

TLSに近い症例で諾否応答が得られている症例が稀に報告されている。

今後は、早めに脳インターフェースを導入することによってTLSになってもコミュニケーションが取れるのか、あるいはTLSになるのを防ぐ効果があるのかについて大規模に検証する必要がある、米国ではそのための研究が開始されている。

### (3) 脳インターフェースに必要な人的・物的資源見積り

#### 1) 支援者の養成と啓発活動

一般向け、重度身体障害者支援者向けの講演・実演、広報等を行ったが、上述のような日常的な有用性が他の手段（現在使っている手段）と比べて必ずしも高くないということから、長期間連続して脳インターフェースを使いたいというALS患者がいなかった。そのため、支援者の講習についても、必ずしも実践的なものにはならなかった。

共同研究者の丸岡稔典は、特別な医学的・工学的知識がないが、今回の研究に参加している内に脳インターフェースの操作が一通りできるようになっており、医学・工学の基礎知識の有無は脳インターフェースの日常的運用を困難にするほどのものではない。

脳インターフェースの本格的な普及のためには、日常的な運用のトラブルを解決するような技術を持つ者（医学的・工学的知識があることが前提となる）が、各地域のサポート団体等に増える必要がある。

さらに、上述したように別の方式に切り替えるなど、日常的な運用を越えて、プログラ

ム開発などを含めたサポートが必要な場合は、現時点では研究者による対応が必要になる。今回採用したBCI2000は、研究・教育その他、非商用には無料でライセンスが得られるが、商業用には別途ライセンス契約を締結する必要があるため、企業がプログラム開発をして全体を製品化して販売することは困難であるためである。ただし、サポートを有料で行うことはありえることであると考えられる。

## 2) 意思伝達装置のサポート状況から脳インターフェースのサポートを考察する

詳細は分担報告書を参照していただきたいが、脳インターフェースのサポートについては使われる部品が多く、身体に接触する部位（脳波電極）もあるため、意思伝達装置以上にサポートが必要であり、ボランティアベースでは限界があると考えられる。しかし、本研究で用いたように、市販の脳波計とPCを組み合わせ、ライセンスが無料のソフトウェアを導入したシステムは、価格的に折り合ったとしても、現在の給付制度に乗りにくいいため、サポートは意思伝達装置以上に困難になる可能性が高い。このような先進技術が制度的にも使えるよう、運用面の工夫が必要になると考えられる。

## E. 結論

(1) 重度ではあるが意思確認が可能な在宅療養のALS患者 11名で、視覚誘発刺激による脳インターフェースの可用性を調べた（1名のみ一時入院中に検査）。内7名

が文字入力 of 推定精度の基準を満たし、これにより脳インターフェースの可用性を認めた。スイッチ操作ができる者に関しては、脳インターフェースは速度が遅く、現在の意思伝達方法を置き換えるものではないことが示された。

(2) 脳インターフェースの講習会を開き、技術の啓発とデモンストレーションを行った。

(3) 意思伝達装置のサポートを担っている団体や販売店に聞き取りとアンケートによる調査を行い、意思伝達装置単独ではサポート費用（在宅障害者への出張旅費含む）の捻出が困難であり、サポートが良好な団体では自治体その他からそのための費用を獲得するなど、販売店においては他の製品販売の利潤を充てるなどしている実態が明らかになった。

## F. 健康危険情報

なし

## G. 研究発表 学会発表

1. 岡さち子, 森浩一, 丸岡稔典, 伊藤和幸. 重度身体障害者の在宅脳インターフェイス (BCI) 試験. 福祉情報工学 (WIT) 研究会 2010-03-12 武蔵野市, 電子情報通信学会技術研究報告. 2010; 109(467): 27-30.
2. 井上剛伸. 2011. 生体信号計測の福祉機器開発への応用. 医療・福祉RT研究会セミナー, 財団法人岡山県産業振興財団、おかやま生体信号研究会主催, 2011-2-21
3. Mori, K., Maruoka, T., Okada, M., Itoh, K., Inoue, T. Usability of brain -

computer interface with visual P300 for severely disabled ALS patients at home. The 34h Annual Meeting of the Japan Neuroscience Society Yokohama, 2011-09-14/09-17, 04-G-3-1.

4. Inoue, T., Otowa, Y., Nihei, M., Shino, M., Tanaka, H., Kamata, M. EEG response to auditory stimuli with Japanese letters of an ALS-TLS patient. RESNA 2011 Annual Conference Toronto, 2011-6-6/6-8,

5. 丸岡稔典, 森浩一, 井上剛伸. 重度障害者用意思伝達装置の利用支援体制に関する研究: 支援団体に焦点を当てて. 信学技報. 111(472) WIT2011-78, 2012, 45-50.

6. 丸岡稔典. 重度障害者用意思伝達装置の販売とサポートの実態に関する研究. 一般社団法人日本社会福祉学会 2011 年度関東部会研究集会, 東京, 2012-03-10, 抄録集, p. 51.

#### 論文

1. Inoue, T., Otowa, Y., Nihei, M., Shino, M., Tanaka, H., Kamata, M. 2011. EEG response to auditory stimuli with Japanese letters of an ALS-TLS patient. RESNA RP5-69563; 1-3.

#### 総説

1. 森浩一, 岡田美苗, 岡さち子, 丸岡稔典. 2010. 脳インターフェースは誰が使うのか. 電子情報通信学会技術研究報告 110(164): 25-30.

2. 井上剛伸. 2010. ブレイン・コンピュー

タ・インターフェースについて. 福祉介護機器テクノプラス 3(11):9-14.

#### H. 知的財産権の出願・登録状況

なし

## 参考資料

在宅脳インターフェース介助者講習会用シラバス

## 在宅脳インターフェース介助者講習会シラバス

大項目	中項目	小項目・備考
脳インターフェース概要	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 脳インターフェースとは</li> <li>b) 適応疾患, 適応される状態</li> <li>c) 最新研究状況</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 脳波, 脳血流</li> <li>b) 神経筋変性疾患, 閉じ込め状態</li> </ul>
脳波について	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 脳波が記録される仕組み</li> <li>b) 自発脳波</li> <li>c) 誘発脳波</li> <li>d) アーチファクト</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>c) P300</li> <li>d) AC電源ノイズ, 瞬き, 筋電図, 心電図, てんかん・睡眠, 電線の動き, その他の雑音源</li> </ul>
脳波記録の実際	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 脳波キャップと脳波電極装着</li> <li>b) 皮膚の前処理</li> <li>c) 電極用ペーストの注入</li> <li>d) 脳波計の接続</li> <li>e) インピーダンスチェック</li> <li>f) ペーストの乾燥防止</li> <li>g) 後片付</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 脳波電極の位置と名前の対応</li> </ul>
プログラムの操作手順	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) BCI2000の構成</li> <li>b) 電極インピーダンス計測方法</li> <li>c) P3Spellerの立ち上げ</li> <li>d) データの保存とバックアップ</li> <li>e) 文字表 (メニュー) の差し替え</li> <li>f) 外部プログラムの接続</li> <li>g) 赤外線リモコンの接続</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>a, b, c) あらかじめ講師が.batファイルとパラメータファイルを用意</li> <li>e) 講師が文字表のパラメータファイルを用意しておく</li> </ul>
環境の調整, 被験者への指示	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 注意を逸らすものを減らす</li> <li>b) 入力文字の位置の確認</li> <li>c) 入力文字のみを見て数える</li> </ul>	
目の保護	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 涙と瞬きと角膜</li> <li>b) 瞬きが十分でない場合</li> </ul>	
音声による文字入力	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 聴力評価と補償</li> <li>b) スピーカ, イヤホンの使用</li> <li>c) ソフトウェアの操作</li> </ul>	
皮膚刺激による文字入力	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) 電気刺激と振動刺激</li> <li>b) ソフトウェアの操作</li> </ul>	準備中
必要な機材一覧と消耗品	チェックリスト	運用マニュアル参照
質疑応答・トラブル対策		運用マニュアル参照

## 参考資料

### 脳インターフェース運用マニュアル

BCI2000 を用いた脳インターフェース（BCI）運用マニュアル  
（視覚性事象関連誘発反応脳波を利用した文字入力）

2012 版



---

BCI2000 を用いた脳インターフェース (BCI)

運用マニュアル

(視覚性事象関連誘発反応脳波を利用した文字入力)

2012 版

---



---

編集 岡さち子・岡田美苗・丸岡稔典・森浩一

発行 「在宅重度障害者に対する効果的な支援技術の適用に関する研究」班

## 目次

1. 脳インターフェース (BCI) システムの概略	p1
2. 必要な器具	p2
3. 手順	p4
5. Q&A	p13
6. 参考資料	p14

# 1. BCI システムの概略

## (1) 脳インターフェース(BCI)の仕組み

脳インターフェース(Brain-Computer Interface, 略してBCI)は、脳活動に伴って生じる信号を計測し、その中から意図に関連する信号を取り出し、文字選択や他の装置の操作を可能にする装置である(図1)。脳信号としては、導出のしやすさと応答性から、脳波がよく使われる。脳波の計測は、頭皮に電極をつけるだけで、安全で痛みもないため、よく使われている。

現在の技術では、人の思考をそのまま解読することはできないので、ある選択肢の中で使用者がどれを選択しているのかを解読する。このために(A) 区別しやすい選択肢を用意して、(B) 使用者がその内の一つを選択することでそれに特徴的な脳信号を出し、(C) それを装置が読み取って使用者の選択が何であったかを解読・解釈する(図1)。使用者の意図が正しく解読されない場合は、選択肢を簡略化する、間隔をあけるなどして成績が良くなる形に修正することもある。また、使用者が結果を見ながら練習し、自らの脳波の波形を安定させて装置が正しく解釈できる確率を高めることも可能な場合がある。

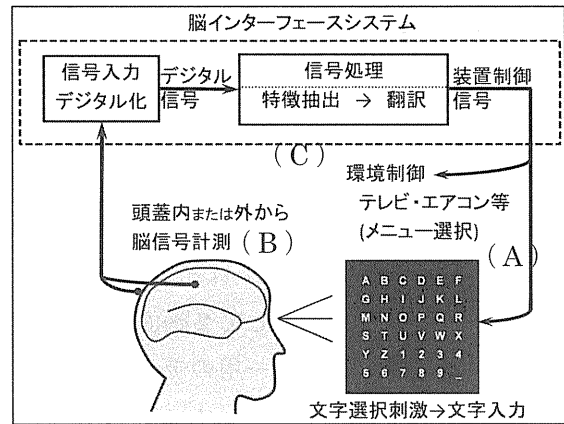


図1. 脳インターフェースの構成

## (2) 視覚刺激を用いた脳インターフェースのシステム

2000年以降、視覚性P300と呼ばれる誘発反応を使う方式(P3Speller)によって高速に文字を選択できることがわかり、現在これが、文字入力のための脳インターフェースの第一選択となっている。具体的には、選択すべき文字や図形(アイコン)を行列として並べ、一度に複数の選択肢が点滅する(右図では縦に1列であるが、行単位でも点滅する)。入力したい文字や図形(アイコン)に注目していると、その文字や図形(アイコン)が明るくなったことに反応して特徴的な脳波が出る。その脳波を見つけて、そこからさかのぼって、どの行(または列)に対する反応であったかを推定すると、その人が注目していた選択肢を推定することができる。

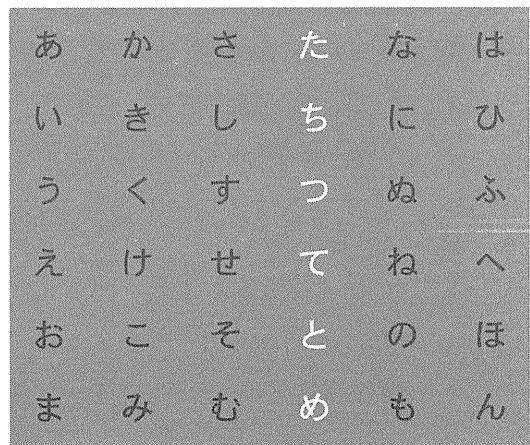


図2. 文字選択のための視覚刺激の例

この方式では、選択にかかる時間は選択肢の数の平方根にほぼ比例するため、多数の選択肢を効率良く配置することができる。また、選択肢が多少増えても推定成績があまり低下しないことが知られている。あまり練習しなくても使えることも特徴で、健常者では2回程の練習でその人の最高の推定精度に達することが多い。

## (3) 想定される利用者

自分の意思を相手に伝える方法は様々あるが、ほとんどの場合、筋肉活動が必要となる。筋萎縮性側索硬化症(ALS)などの進行性の神経筋疾患の場合、病気の進行により全身の筋肉が徐々に使えなくなり、いわゆる完全閉じ込め状態(total locked-in-state)になる場合がある。こうした場合には脳活動を直接記録して、意図に関連した信号を抽出する以外に、意思を伝達することはできない。この方法が脳インターフェースであり、進行性の神経筋疾患を患っている患者とその家族からの期待は高い。

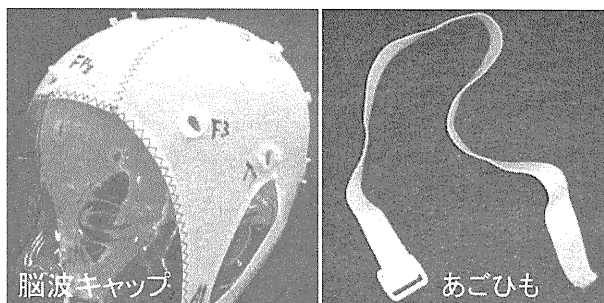
## 2.必要な器具

### ● パソコン機器関連

- パソコン(OS: Windows XP) 1台
- ソフトウェア: BCI 2000 (<http://www.bci2000.org/BCI2000/Home.html>) このマニュアルでは、知識がある者によってBCI2000の設定があらかじめ完了していることを前提としている。
- モニター: ディスプレイモニタ2台またはノートパソコンとディスプレイモニター1台(「拡張デスクトップ」として2画面別々の表示ができること)
- 外部ディスプレイ用のディスプレイ用ケーブル(VGAなど、ディスプレイとPCを接続)
- ディスプレー用アーム, アーム固定台(ベッド・テーブルでも可) 又はパソコン用デスク。ディスプレイを台に置く場合、ベッド上から見るのが難しいことがある。ディスプレイを下向きにするためには、下向きにも調節できるアームを使うのが便利。
- アームとディスプレイを固定するためのねじ、ドライバー、六角レンチ
- テーブルタップ

### ● 脳波キャップ関係

- 脳波キャップ (size 54, 56, 58 cm など、アジア人の頭の形に合うもの)
- メジャー (頭囲を計りキャップを選ぶ)
- あごひも (脳波キャップ専用)
- 頭部用緩衝材 (スポンジなどを加工)



### ● 脳波・電極関係

- 脳波計(V-Amp, USB ケーブル, ケース)
- 脳波電極 18本 (16本 + reference + ground)
- 脳波電極予備(2本程度)
- 電極用円形両面テープ
- 消毒用アルコール(市販品可)
- 綿棒: 軸が紙製で曲げられるもの (市販品)
- 電極ペースト(100 ml 程度)
- 注射器×2 (10~20 ml)
- 注射器接続チューブ×2
- ペーパータオル
- サージカルテープ (脳波電極の電線等を仮固定するためなので、粘着力があまり強くないもの)

