

200929027A

厚生労働科学研究費補助金
障害保健福祉総合研究事業

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

平成21年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 森 浩 一

平成22(2010)年3月

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 平成21年度 総括・分担研究報告書

目 次

I. 総括研究報告	
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-----	1
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	森 浩一 (研究代表者)
福祉機器開発部長	井上 剛伸 (研究分担者)
II. 分担研究報告	
在宅重度身体障害者の意思伝達機器継続使用のための課題抽出に関する研究-----	19
国立障害者リハビリテーションセンター研究所	
障害福祉研究部流動研究員	丸岡 稔典 (研究分担者)
III. 研究成果の刊行に関する一覧表 -----	27

厚生労働科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業）

総括研究報告書

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

研究代表者 森 浩一

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

研究分担者 井上剛伸

国立障害者リハビリテーションセンター研究所福祉機器開発部長

研究要旨 近年、脳信号の高度情報処理によって筋活動を介さずに機器を制御し、計算機に文字入力をするを可能にする技術（脳インターフェース、BCI/BMIと略称される）の研究が活発になっており、従来の意思伝達装置の使用が困難な最重度身体障害者でもコミュニケーションの発信や機器操作が可能になりつつある。しかしこのような先端技術を重度身体障害者が日常的に使えるようになるまでには、なお技術的、制度的変革が必要となると想定される。そこで本研究では、以下の3項目を目標とした。(1) 脳インターフェース技術を重度身体障害者の在宅環境で使えるように応用開発を行い、実地に試用し、その効果を評価する。(2) 脳インターフェースを在宅で使うための人的・物的資源を評価し、人的な面では講習会やマニュアル作成を通じて、技術の普及を行えるようにする。(3) 従来の意思伝達装置のサポート状況を調査し、それと比較しつつ脳インターフェース技術のサポートのありかたを検討する。今年度は、(1) 非身障者で脳インターフェース技術を非身体障害者に使って基礎技術に問題がないことを確認し、在宅重度身体障害者にこれを応用し、在宅環境で使うためのノウハウの蓄積を開始した。(2) 重度身体障害者のIT技術のサポートをしている団体や個人を対象として脳インターフェースの講習会を開き、技術の啓蒙を行うとともに、マニュアルの初稿を作成した。(3) 重度身体障害者用の意思伝達装置のサポート状況の調査を開始した。

研究分担者氏名・所属機関名及び職名

井上剛伸・国立障害者リハビリテーションセンター研究所 福祉機器開発部長

丸岡稔典・国立障害者リハビリテーションセンター研究所 障害福祉研究部流動研究員

研究協力者

岡さち子・国立障害者リハビリテーションセンター研究所 研究生、総合研究大学院大学生命科学研究科生理科学専攻 博士課程

A. 研究目的

運動やコミュニケーション機能が著しく損なわれて日常生活（ADL）がほぼ全介助の重度身体障害者は全国で10万人以上おり、最重症では自発表出や自立活動が困難なこ

とで生活の質（QOL）が低くなり、ADLの改善よりコミュニケーションの自立などによるQOLの改善の方が優先度が高いことを平成20年度までの研究で示した（森浩一、井上剛伸、丸岡稔典、重度身体障害を補完する福祉機器の開発需要と実現可能性に関する研究。所沢：国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所；2009-3。厚生労働科学研究：H19-障害一般-010）。近年、脳から意図に関連する信号を検出することで、筋活動がなくても意思伝達が可能になる「脳インターフェース」という技術（BCI:

Brain-computer interface ないし BMI: Brain-machine interface と略される、図1) がほぼ実用段階にあり (Birbaumer N. Brain-computer-interface research: Coming of age. Clin. Neurophysiol. 117: 479)、再生医療による治療と異なり安全性の不安がなく、米国ではこれによって文字入力が可能になり、就労を続けている ALS (筋萎縮性側索硬化症) の患者もいる (Vaughan TM et al. The Wadsworth BCI research and development program: at home with BCI. IEEE Trans. Neural. Sys. Rehab. Eng. 14: 229, 2006)。我が国では諾否応答のみを可能にする脳インターフェース装置しか市販品がなく、在宅の最重度患者でも使え、文字選択による意思表示ができる脳インターフェースの開発研究は、本研究の研究分担者である井上剛伸らによる音声によるもののみであり (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, 所沢, 2009-08-26/08-28 講演論文集 pp269-70)、最新先端技術が在宅で使えるようになることが強く望まれている (森浩一, 井上剛伸, 丸岡稔典: 「重度身体障害を補完する福祉機器の開発需要と実現可能性に関する研究 H19-障害一般-010」平成19~20年度厚生労働科学研究費補助金 (障害保健福祉総合研究事業) 総合研究報告書. 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所, 2009)。

米国においても、在宅の脳インターフェ

ース使用者の装置の保守はすべて研究者が直接対応しているため、研究施設近在の少数の人のみが被験者である。つまり、世界的に脳インターフェースの技術開発は盛んであるが、それを福祉現場に普及させる技術・体制はいずれも未開発であり、この点が、脳インターフェースが一般に普及するに至っていない理由の内でも大きなものである。本研究はここに焦点を当て、脳インターフェースを最も必要としている人々へ普及できるようにするには何が必要であるのかを明らかにしようとするものである。

具体的には、本研究では重度身体障害者の QOL を向上させ、介護負担を減らすことに有用であると思われる脳インターフェースの技術を、ALS などの重度の運動障害がある者に適応できるように改良し、その QOL 改善への有効性と満足度を評価すると共に、その実用化・普及と運用上必要となる人的・物的資源と困難を明らかにし、高度支援機器が福祉制度に組み込まれて実際に有効に使われるようにするために必要な基礎データを提供することを目的とする。

(1) 脳インターフェース装置の開発・導入・改良と評価

脳インターフェースとして最もよく使われているのは、注目している文字が明るくなる (あるいは色が変化する) と脳波に視覚性P300様の成分 (P300ないしP3と略称) が誘発されることを利用したものである。2次元の表に文字を配し (図2)、1秒間に5~6回の頻度で行と列をランダム順に75

ないし100 ms程度明るくすると (flash刺激)、注目している文字を含む行ないし列がflashしてから300 ms前後で比較的大きな誘発反応であるP3が出現するので、注目している文字を逆推定することができる。これを繰り返す事で単語や文章を綴ることができるので、P3Spellerと呼ばれている。これにより最速で8秒に1文字程度の入力が可能である。米国で在宅ALS患者に使われているのはこの技術である (Donchin E, Spencer KM, Wijesinghe R. The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. IEEE Trans. Rehab. Eng. 2000; 8: 174-9; Sellers EW, Donchin E. A P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients. Clin. Neurophysiol. 2006; 117: 538-48)。すでに研究代表者の所属施設でも、この方式によって、勁髄損傷者が視覚刺激による脳インターフェースに成功している。

実時間で脳波データを処理して、使用者がどの文字に注意を向けていたのか、逆推定することを可能にするシステムは10年余り前から多数開発され始めているが、BCI2000としてモジュール構造になったものが世界で最も広く使われている (図3. Schalk G, McFarland DJ, Hinterberger T, Birbaumer N, Wolpaw JR. BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. IEEE Trans. Biomed. Eng. 2004; 51(6): 1034-43)。

現在最も広く試され、かつ使われているのは上述の視覚刺激による P3Speller であ

るが、最重度の状態になると、例えば ALS 患者は瞼の開閉が困難になり、瞬きが十分できない状態で視覚を使うと眼球の乾燥によって角膜炎を生じやすいということや、眼球の動きの制御が不良になって文字が読みにくいなど、視覚を必要とする脳インターフェースが使いにくくなるので、最重症者にとって、視覚刺激を使う方式では限界がある。

研究分担者の井上剛伸らは聴覚性 P300 によって ALS 患者の BCI を試行したが、1文字の入力に5分程度かかったため、視覚呈示と同程度まで短い周期で繰り返して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。

本研究では、まず、視覚刺激による方法が我が国の在宅環境でどの程度使え、有効性があるのか見極め、その後、視覚が使えない者のための音声刺激や体性感覚刺激による脳インターフェースが作成可能かどうか研究し、可能にするような技術開発を行う。視覚を使わない脳インターフェースの性能の目標は、現行の聴覚 BCI より速く文字選択ができるものを開発することである。候補としては、運動野の活動と、触覚 (体

性感覚)の誘発反応が考えられる。運動野の活動は、運動のイメージによって脳波が変化することを利用するものであり、ある程度の訓練が必要であり、すでに多数の研究報告がある。訓練のためには視覚で情報を提示するのが一般的であるが、視覚を使わない場合にはやや困難であると予想される (Nijboer F, Furdea A, Gunst I, Mellinger J, McFarland DJ, Birbaumer N, et al. An auditory brain-computer interface (BCI). *J Neurosci Methods*. 2008, 167: 43-50)。一方、注意によって体性感覚誘発反応の振幅が変化するという結果はすでに報告されており (Nakajima Y, Imamura N. Relationships between attention effects and intensity effects on the cognitive N140 and P300 components of somatosensory ERPs. *Clin. Neurophysiol*. 2000, 111: 1711-8)、P300 による脳インターフェースの構成も可能であるとの報告もある (Brouwer AM, van Erp JBF. A tactile P300 Brain-Computer Interface. *Frontiers in Neuroprosthetics*. 2010, in press)。本研究では第2～3年度にこの方式による脳インターフェースが構成可能かどうかを検討する。

(2) 脳インターフェースの有用性、満足度等評価

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く、そのような意思伝達手段が安定的に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と思われる。しかし、新規に脳インターフェースを適合する

場合は、意思疎通手段が全くない状態では、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、最低限、何らかの方法で諾否の意思伝達ができる必要がある。本研究では数回の適合後の評価方法として、文字伝達の速度と正確さの客観的指標以外に、本人の満足度などの主観的指標によって、有用性を評価する。

(3) 脳インターフェース技術の在宅使用に必要な資源と制度

現在すでに実験室段階のものはいろいろな形で利用できるようなになった脳インターフェースであるが、米国ニューヨーク州保健局ワズワースセンターにおいては、すでに在宅試験を長期間行っている。しかしこの試用によって、最先端技術を家庭で安定して使えるようにすることは、必ずしも容易でないことが明らかになっている (森浩一, 井上剛伸, 丸岡稔典 編: シンポジウム 脳インターフェース (BCI/BMI) が拓く重度障害者の未来の生活 (2008年11月1日) 報告書. 所沢, 「重度身体障害を補完する福祉機器の開発需要と実現可能性に関する研究」2009)。

さらに、我が国の特殊事情として、一つは、海外では視線入力装置が普及しているのに比して、スイッチによる日本語 50 音表のスクリーン式入力や透明文字盤等によるコミュニケーション支援が、公的な補助制度の活用もあって、かなり普及しており、これらの方が眼球の運動ないし可動範囲の制限に強く、かなり重度になるまで文字コミュニケーションが可能であることが挙げ

られる。すなわち、海外では視線入力装置が安定して使えなくなると脳インターフェースへの移行を考えるのに対し、我が国ではそれよりも重症でも文字コミュニケーションが（人手を介するにしても）できるため、相対的に脳インターフェースを必要とする人が少ないのではないかという可能性がある。このためもあって、在宅で脳インターフェースを使用するための技術的な研究のみでなく、制度的な検討も十分にはなされていない。従って、福祉分野では脳インターフェースをオープン・テクノロジーと位置づけると共に、他の意思伝達装置とどのように使い分け、サポートを提供できるのかを含め、いかにすれば最重度の身体障害者が容易に使えるものとするのができるのか研究する必要がある。

我が国のもう一点の特殊事情として、神経筋変性疾患の患者が高率に人工呼吸器を使用するに至ることがあり、筋肉が全く使えない状況にまで進行する患者の比率が高い。米国と異なり、在宅での人工呼吸器の使用が医療保険でまかなえることもあり、人工呼吸を使用することが胃瘻経由の栄養補給と同様に、医療として当然視されている。逆に、一度人工呼吸を開始すると、それを停止させることは刑法上の罪に問われる可能性もあり、コミュニケーションが取れない状態になってしまっても患者は生き続けざるをえない（照川貞喜：死を求める要望書。医療法人鉄蕉会亀田総合病院宛，2007；NHK クローズアップ現代：私の人工呼吸器を外してください～「生と死」

をめぐる議論～，2009-2-2 放送）。この点については今後、他の疾患との関係も含めて議論されるべきことであるが、現時点でこれを合理的に解決する方法の一つは、脳インターフェースを在宅で使用できるようにし、言葉によるコミュニケーションを可能にすることである。

以上のような世界情勢と我が国の特殊性に鑑み、我が国の最重度障害者が最先端の研究の成果に浴するためには、我が国で脳インターフェースを実際に在宅で試してその効果を評価する以外になく、本研究はこれに関して、開発・評価に加えて、普及させるために必要な資源を見積り、制度的な支援に至るための基礎資料を提供することを研究目標とする。

B. 研究方法

(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

被験者：対照群の非身障者研究者は、所属施設の学院等で募集した8名である（男1、女7名、22-37歳、平均 26.5±4.8歳）。

重度身体障害者は、障害者の意思伝達装置関連のサポートを日常的に行っている方から紹介をいただいた1名（59歳男性）であり、12年前に発症したALSのために現在は随意的な運動はほとんど不可能であり（ALS機能尺度0ないし1点；Wicks P, Massagli MP, Wolf C, Heywood J. Measuring

function in advanced ALS: validation of ALSFRS-EX extension items. *Eur J Neurol.* 2009; 16: 353-9)、8年前から人工呼吸を行っている。現在の意思伝達方法としては、眼球の左右の動きを介助者が読み取り、可否応答をすることと(确实)、額につけた張力センサーによってスイッチ・スキャン式意思伝達装置(伝の心、日立)とナースコールを使用している。ただし、後者は意図しない呼び出しが頻繁に生じる状態である。なお、瞬きは随意的には制御困難であるが、不随意には正常範囲と思われるに十分な頻度で生じており、特別な配慮をしなくても、眼球乾燥などの問題を起こさずに開眼で視覚刺激を長時間行える状態であった。

装置の構成：後述の脳波計に PC (実験室ではデスクトップないしノート PC、患者宅ではノート PC; いずれも Windows OS が稼働) を接続し、PC には外部(第 2)ディスプレイ端子に液晶ディスプレイを接続した。第 2 ディスプレーは被験者への視覚刺激呈示と、被験者の脳波から推定した文字ないし選択肢の表示用である。

脳波計の選定：在宅環境で容易に使用可能なように、脳波計の条件としては、小型であること、堅牢な作りであること、人工呼吸器や家電などの雑音源の制御が困難であるので、入力のダイナミックレンジが広いこと(24 bit の分解能を有すること)、8 チャンネル以上の脳波が記録できること、PC との接続が容易であること、開発上の労力を減らすために BCI2000 に接続可能

であることを考慮した。近年の技術的進歩によって、このような条件を満たす小型脳波計が何種類もあり、多くは USB 接続でノートパソコンと直結できるため(以前のようにデスクトップ PC にインターフェースボードを組み込む必要がないため)、設置スペースが小さくて済む。本研究では USB 接続で防滴構造となっているデジタル脳波計(V-Amp, BrainProducts)を採用した。

脳インターフェースの方式の選定：視覚による文字ないしメニュー選択は、BCI2000 のアプリケーションである P3Speller が効率的である(単位時間当りの情報伝達率が高い; Sellers EW, Krusienski DJ, McFarland DJ, Vaughan TM, Wolpaw JR. 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)。この方法は、特段の訓練をしなくても高い正答率が得られるとされ、先行研究では、7割の正答率を実用的に使用可能とする基準と設定して、おおむね 8割の被験者が使用可能と報告されている。本研究ではこれを採用し、刺激用の表を日本語化して「かな」による日本語入力を可能とした。

脳波記録方法：脳波の電極は、視覚刺激による P300 応答を記録しやすいように、頭部正中と頭頂・後頭部を中心として 8 チャンネルを配置した(Fz, Pz, Oz, P3, P4, P03, P04, 図 5)。一部の実験では 15 チャンネルを使用した。サンプリング周波数は主

に 200 Hz を使用した。脳波計の内部で周波数折り返し防止フィルターとして、サンプリング周波数の 0.45 倍の周波数のローパスフィルターが挿入されている。データ取り込み後のデジタル信号処理により、入力の帯域制限として、0.1 Hz のハイパスフィルターを使用し、交流電源からの 50 Hz とその整数倍の雑音は楕円形フィルターと 30 Hz のローパスフィルターにより除去した。交流電源のノイズレベルの評価方法としては、保存されている交流電源成分を除去する前の信号を周波数分解し、50 Hz の成分を得た。

課題と実験手順：各被験者は 3 セッションの実験に参加した。いずれのセッションも、入力すべき文字に注意を向け、その文字に輝度変化が生じる回数を数えるという課題である。入力すべき文字としては、コピー課題では見本として画面の最上部に表示されている文字列をそのまま順に入れることとし（例：図 2 左）、自由入力課題では、被験者は実験者に知らせずに入力する文字列を考え、その文字数のみを実験者に通知してから課題を開始した。コピー課題では先行研究との比較が容易になるように、入力文字は 6 列 6 行の英数字の表から選択するようにした。ただし、課題に使用した単語は英字のみで数字を含まない。自由入力課題では日本語 50 音を含む 7x10 などの文字表を使用した（図 4）。

1 単語を 1 ブロックとして呈示し、文字間には 5～7 秒の休止時間をおいた。非身障被験者はこの間に直前に注目していた文

字の輝度変化の回数を書字にて報告した。ALS 患者では、一部の文字についてのみ、YES/NO で答える質問を繰り返して、数えた回数を聴取した。ブロック間に適宜小休止を置いたため、セッション全体の所用時間は被験者により異なる。

第 1 セッションはコピー課題を実施した（表 1）。見本の文字列「THE QUICK BROWN FOX」の 16 文字を単語ごとにブロックに区切り、1 文字ずつ順に注意を向けて入力していくものである（ただし、空白は入力しない）。

このセッションは「キャリブレーション」セッションであり、注意している文字を含む行ないし列の輝度変化することによって誘発される脳反応 P300 が、どの記録チャンネルにどの程度の潜時と大きさで出現するかを調べるものである。この特徴点は、個人毎に差が大きいいため、他人のデータで代用できない。第 1 セッションの脳波記録データから、後のセッションで注目した文字を逆推定するための特徴点（脳波の時空間分布パターン）を、課題終了後に専用プログラムで抽出した。

第 2 セッションでは、見本文字列として「JUMPS OVER LAZY DOG」の 16 文字（4 ブロック）を用いた（空白は入力しない）。第 1 セッションで抽出した個人毎のパターン・データを P3Speller の判定プログラム・モジュール内に読み込み、それ以外は第 1 セッションと同じ手続きで文字入力を行い、正答率を調べた。さらに、事後に offline 解析にて正答率と加算回数の関係を算

出した。

第1と第2セッションでは、各行と列についての加算回数を15回とした。したがって、各文字は30回ずつ輝度を変化させることになる。1回の輝度変化（増強）の持続時間を100 msとし、刺激間隔を75 msとしたため、1文字のデータ入力に要する時間は31.5秒になる（前後の休止を含まず）。被験者はこの間、1つの文字に注意を向けている必要がある。判定結果の文字は表示しない設定とした。

第3セッションでは、主に日本語文字表を用い、自由入力とした。第2セッションのoff line解析（事後解析）の結果で正答率が最大になる最も少ない加算回数を指標として、第3セッションの加算回数を決定した。理論的には第1セッションで採取した誘発脳波から個人特性のパラメータを作成し、それを使って第2セッションのデータを事後解析して最大正答率を与える最小の加算回数を、それ以降の文字入力の加算回数とする。しかし、自由入力は文字列を暗記してそこから1文字ずつ想起し、画面に注目するという手順になるため、コピー課題より難しく、第2セッションのデータから導いた加算回数は必ずしも最善の結果を保証しないことがある。一方、加算回数を増やすと1文字当りの入力時間が増え（6x6の表で加算1回につき2.1秒の増加）、正答率が若干上昇しても、単位時間当りの文字入力数が減ることで、総合的な情報伝達率が低下する場合があります、かつ被験者の疲労も大きくなる。疲労が強い場合は加算し

ている間に脳波が変化し、正答率がかえって下がることもある。本年度の研究においては、第3セッションでは比較的少ない文字数を扱うので、加算回数が増えることによる安定化を重視して、多くの被験者で加算回数は最高の正答率を与える最小値より1～2回多めに設定した。

非身障対照群の被験者では第3セッションに使用する文字表を交換し、1文字の決定を50音表の行と列を分けて2段階で決定するものを試行し、正答率を比較した。

2) 聴覚その他による脳インターフェース
聴覚刺激については、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。文献的には音源位置の違いのみでP300成分が誘発されるという研究があり（Schreuder EM, Tangermann M, Blankertz B. Initial results of a high-speed spatial auditory BCI. *International Journal of Bioelectromagnetism*. 2009, 11(2):105-109）、これを使うと被験者が空間的に注意を向け、特定の方向から来る音のみを聞けば課題を行うことができ、心理的負荷を軽減することができると考えられる。脳誘発反応の計測は2年目以降に行う予定である。

多点（例えば10指）の触覚刺激が行えるように、電気刺激を絶縁したまま12点に分配する装置を作成した。これを使用した脳誘発反応の計測は2年目以降に行う予定である。

（2）脳インターフェースの有用性、満足度等評価

今年度は1名のALS患者の居宅にて脳インターフェースによる文字表示の実験を行い、感想を聴取した。第3セッションに至るまでに長時間(約1時間)を要したため、「疲れた」とのことであった。長期使用は未実施のため、満足度の評価には至っていない。

(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に至る上で必要な人的並びに物的資源を見積り、脳インターフェースが広く普及し、適正に使われるようにするために必要なマニュアルを作成する。今年度は介助者のITサポートを行っている団体とそれに関連する個人を中心に、脳インターフェースの入門講習会を開いた。講習会のシラバスを表4に示す。これを元に、脳インターフェース使用のためのマニュアル(介助者向け)の一次案を作成した。また、ITサポートを行っているNPO団体に、サポートの運営状況についての調査を行った。(研究分担者の報告参照)

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は十分配慮し、被験者は意思が確認できる者でボランティアのみとし、研究への参加の諾否が通常の診療・介護に影響しないことを確認の上、

自発的な参加承諾を個々の研究事項について求めた。意思確認は介助者が最も信頼性が高いとしている方法で行った。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て安全性を確保した。視覚刺激はPC用の液晶ディスプレイを使用し、課題のブロック間とセッション間に適度に休止を入れた。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。

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

対照群：実験室環境で脳波計に混入する電源ノイズのレベルを図6左に示す。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のが、デジタルフィルターで除去可能な範囲であった。

図7(上段)に、注目文字による脳波の誘発反応を示す(Cz)。300ms前後に反応が見られる被験者が多かった。被験者8人の文字入力の結果を表2に示す(2回以上実験を行った被験者は、最初の回の成績)。基準となる6x6の文字表を使用した場合、ほとんどの被験者で正答率が7割を越え、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。

在宅ALS患者：図6中央と右に、ALS患者宅での脳波記録への電源ノイズの50 Hz成分の混入程度を示す。実験室（ただし格別な電磁遮蔽なし）で行った脳波記録と比較して、電源ノイズレベルに差はなかった。

1回目の訪問では、第2セッションの正答率が6%となり、無作為に選択されたと看做すよりは良好な成績であったが、実用性があるとは言えない正答率のため、第3セッションは実施しなかった。第1セッションのデータから抽出した個人特性ではなく、第2セッションのデータを使用して誘発脳波の特徴点を抽出し、それによって第2セッションの正答率をシミュレーションして計算した結果（セッション内解析）によっても、正答率は20%にしかならず、課題戦略がセッション内でも安定していないか、そもそも誘発電位が十分に出ていないと考えられた（図7下段、黒線）。

第2回目の訪問では、第1回目の訪問で課題遂行を妨げたと思われる要素を排除するように努めた。すなわち、額に装着した張力によるナースコールと意思伝達装置のスイッチがしばしば誤作動をし、そのために呼び出し音が鳴ったり、意思伝達装置の画面が変化し、意図せずに音声メッセージが読み上げられたりしていたので、脳インターフェースの課題実行中はこれらのスイッチの動作を止めた。また、被験者用の液晶ディスプレイの後

方にカーテンを掛け、視野内に余分な刺激が入らないようにした。天井灯が視野に入るのを防ぐため、課題遂行中は天井照明を消灯した。介助者らは課題実行中はベッドの周辺を歩かず、物音を立てず、会話も控えるよう注意した。

その結果、図7下段の灰色のトレースに見られるように、対照群よりやや低振幅であるが、潜時300 ms付近に注目文字に対する誘発反応が認められるようになり、図8に示すように、注目文字と非注目文字に対する反応に差があった。

第2セッションの正答率は、44%であった。第2セッションのデータを個人特性として採用してセッション内の正答率を計算すると、全データ（15回の平均）では正答率が80%になるが、最初から6回までの加算ではさらに正答率が上がり、91%であった。これは、加算回数が多くなると疲労などにより、却って一貫した脳波が得られないことが理由と考えられたため、第3セッションは入力文字数が少ないことも考慮して、7回の加算で実施した。

最初に表示を希望する文字列に含まれる文字数のみを眼球運動のYES/NOによって聴取し、日本語文字表を用いて自由入力を行った。4文字の入力終了後に1文字ずつ正しく入力できたかどうか確認した所、最初の2文字が正解で、後半の2文字は不正解であったため、正答率は50%となった。この数字は第2セッションとほぼ同じであるが、前半と後半で正否が分かれた点からは、第2セッションと同

様、疲労の影響あったと思われる。自覚的にも疲れがあったとの感想が得られている。

2) 視覚以外の刺激による脳インターフェース

今年度使用した脳インターフェースのプログラムは2次元の文字表が基本となっているため、音声の場合も、例えば「あ」行と「あかさたな…」を列に配して刺激を行うと、50音表を頭に浮かべれば文字選択が可能であるが、そのままでは行と列の刺激がランダムに混合するため、聴取が困難である。しかし、現状のソフトでは、単純に「あいうえお」の5種類の音のみをランダム順に呈示して文字と対応させ、次に子音列の刺激を行うという順序を構成することができない。プログラムの修正ないし作成が必要であるということが判明した。

音による脳インターフェースの準備のため、両耳聴で左右方向に5方向（5カ所）から音が出るように聞こえる刺激を作成した。

D. 考察

(1) 脳インターフェース（視覚刺激による）装置の開発・導入・改良

1) 視覚による脳インターフェース

対照非身障被験者：70%以上の正答率を示す被験者の割合は、多くの先行研究に示されているのと同様で、8割を超えていた。このため、実験室レベルでは技術的な問題は特になく考えられる。

日本語文字表の違いによる成績は、有意差ではないものの、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低下することと、50音を決定するためには2段階共に正解しないとけないという条件があるため、やや正答率が下がったと考えられる。2段階にすると、正答率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、視野が狭い（あるいは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。

在宅身障被験者：今回の実験で、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ことがわかった。人工呼吸器や照明器具、電動ベッド、各種家電があり、接地端子がない電源からの配線はたこ足となっているが、これらはノイズレベルにほとんど影響していないようである。

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。

ALS被験者宅への第2回目の訪問では、集中できる環境を整え、その結果、第1回目にして成績が著しく向上した。環境条件を多数変更したためにどの要因が最も強く影響したかははっきりしないが、注意をそ

らすという点では、頻繁にナースコールが誤動作していたことが最大の要因ではないかと考えられる。今後、要因を絞る作業が必要であるが、被験者が何回か使用して、注意の向け方に習熟すれば、周囲環境の調整は不要になる可能性もある。

2回目の訪問で最終的な正答率は50%となったが、長い第1・第2セッションによる疲労の蓄積があるため、今後はこれらのセッションを短くすることを考慮すべきであろう。2回目の訪問の第2セッションに見られるごとく、加算回数を増やしても正答率が向上しないというシミュレーション結果からもこの点が裏付けられる。しかし、最適なプロトコルは個人毎に異なる可能性があるため、複数の被験者による検討が必要である。

研究の第2年度以降は、被験者を増やすとともに、装置を長期に貸し出し、日常的に使用してその効果と満足度の評価ならびに必要な資源の測定と問題点の抽出・解決を図る予定としている。また、視覚以外の方法による文字伝達についても、実証的に開発していく予定である。

E. 結論

今年度は、(1) 非身障者で脳インターフェ

ース技術を非身体障害者に使って基礎技術に問題がないことを確認し、在宅重度身体障害者にこれを応用し、在宅環境で使うためのノウハウの蓄積を開始した。(2) 重度身体障害者のIT技術のサポートをしている団体や個人を対象として脳インターフェースの講習会を開き、技術の啓蒙を行うとともに、サポート講習会のシラバスを作成し、マニュアルの初稿を作成した。(3) 重度身体障害者用の意思伝達装置のサポート状況の調査を開始した。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表 学会発表

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ース (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.

H. 知的財産権の出願・登録状況

なし

表 1. 視覚刺激による脳インターフェースの3セッションの目的と課題、データ処理

セッション	目的	課題	文字表	見本	結果表示	個人特性	加算回数	正答率
No. 1	誘発脳波の個人特性取得	見本をコピー	英数字 6x6	THE QUICK BROWN FOX	なし	使わず	15	計算しない
No. 2	正答率算出、加算回数決定	見本をコピー	英数字 6x6	JUMPS OVER LAZY DOG	なし	セッション1で得た特性	15	計算する
No. 3	正答率算出、自由文字列入力の試行	自由入力	ひらかなと数字 8x10等	なし	あり	セッション1で得た特性	セッション2のデータ解析による	計算する

表 2. 対照群の成績と文字表による違い

文字表	正答率 平均±SD%	正答率分布%	無作為選択正答率%
6x6 英数字	87.5±14.4	62.5~100	2.8
7x10 かな数字	78.8±29.5	40~100	1.4
10x10 かな数字	83.8±25.0	40~100	1.0
3x4 かな	73.0±33.0	20~100	8.3 (1段階) 0.7 (2段階)

表 3. ALS被験者の2回の実験での正答率

セッション	文字表	加算回数	正答率%	セッション内解析正答率%(最大値)	無作為に選択した場合の正答率%
1回目 第2セッション	6x6 英数字	15	6	43 (第1セッション、10~15回加算)	2.8
2回目 第2セッション	6x6 英数字	15	46	69 (77%, 12回加算)	2.8
2回目 第3セッション	7x10 かな数字	7	50	-	1.4

50日間隔で2回実施、1回目は第3セッションを実施せず

表 4. 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
脳インターフェース概要	<ul style="list-style-type: none"> a) 脳インターフェースとは b) 適応疾患, 適応される状態 c) 研究状況 	
脳波について	<ul style="list-style-type: none"> a) 脳波が記録される仕組み b) 自発脳波 c) 誘発脳波 d) アーチファクト 	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
脳波記録の実際	<ul style="list-style-type: none"> a) 脳波キャップと脳波電極装着 b) 皮膚の前処理 c) 電極用ペーストの注入 d) 脳波計の接続 e) インピーダンスチェック f) ペーストの乾燥防止 g) 後片付 	
プログラムの操作手順	<ul style="list-style-type: none"> a) BCI2000の構成 b) 電極インピーダンス計測 c) P3Spellerの立ち上げ d) データの保存とバックアップ e) 文字表(メニュー)の差し替え f) 外部プログラムの接続 g) 赤外線リモコンの接続 	
環境の調整, 被験者への指示	<ul style="list-style-type: none"> a) 注意を逸らすものを減らす b) 入力文字の位置の確認 c) 入力文字のみを見て数える 	
目の保護	<ul style="list-style-type: none"> a) 涙と瞬きと角膜 b) 瞬きが十分でない場合 	
音声による文字入力	<ul style="list-style-type: none"> a) 聴力評価と補償 b) スピーカ, イヤホンの使用 c) ソフトウェアの操作 	
皮膚刺激による文字入力	<ul style="list-style-type: none"> a) 電気刺激と振動刺激 b) ソフトウェアの操作 	
必要な機材一覧と消耗品	チェックリスト	
質疑応答・トラブル対策		

付図

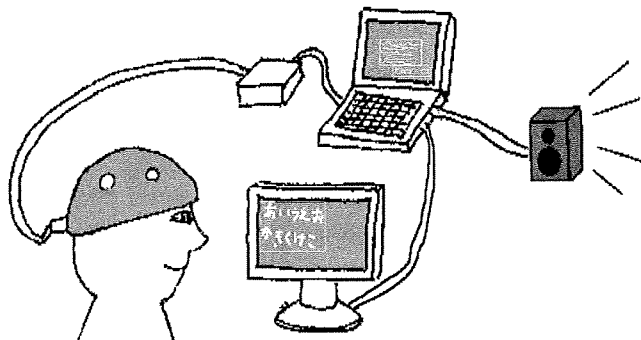


図1. 視覚刺激による脳インターフェース概念図

被験者（左）は脳波キャップ（被験者の頭部の灰色の帽子）を被り、被験者用ディスプレイ（中央下）に表示された文字表の中から伝えたい文字に注目し、その輝度が増す（あるいは色が変わる）回数を数える。被験者が被る脳波キャップにつけた脳波電極は小型の脳波計（中央上左の小さい箱）に導線（電線）の束で接続される。脳波計は入力を絶縁して被験者の安全を確保し、脳波信号を増幅後、デジタル化して、PC（中央上の右）にデータを送る。PCは刺激用の文字を被験者用ディスプレイ（中央下）に表示し、脳波の入力データを処理して被験者が入力しようとしている文字を推測し、結果を被験者用ディスプレイ（中央下）に表示する。推測した結果は視覚的に表示する以外に、音声として出力したり（図右）、赤外線リモコンによってテレビその他の家電を操作することもできる。これにより、被験者は筋肉を一切使うことなく、意思を伝達することができる。

BRAIN (F)						P					
A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L	G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R	M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X	S	T	U	V	W	X
Y	Z	1	2	3	4	Y	Z	1	2	3	4
5	6	7	8	9	-	5	6	7	8	9	-

図2. P3Speller用の6x6の英数字文字表（左）と動作時の例（右）

【左】最上行にあるのは見本の文字列の例。次の入力文字は最上行右の括弧内に指示される。被験者はこの文字を下の文字表から探して注意を向け、輝度ないし色が変化する回数を数える。被験者の反応を判定した結果は最上部の第2行目に表示されるが、個人特性を取得する場合など、正答率が低いことが予想される場合は表示しない設定にする。（印刷のため、表の文字の輝度を高くしているが、実際には淡い灰色で表示される）【右】1列のみ輝度が高く表示された例。同様に他の列、行も100 ms間のみランダム順に輝度が高くなる。

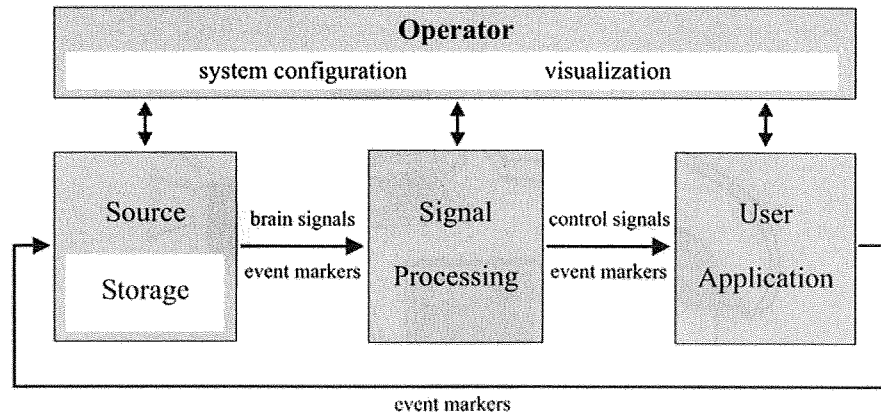


図3. モジュール構成をもった脳インターフェースのプログラム (BCI2000) のブロック図

上部に「オペレータ」として、下位のモジュールの連携を取り、パラメータの設定とデータ表示を担当するモジュールがある。下左には脳波の入力モジュールがあり、脳波計の機種毎に対応したモジュールが用意されている。脳波データと内部の他のモジュールないしオペレータからの「イベント」（出来事と状態）を組み合わせてこのモジュールがファイルとして保管する。下中央は信号処理モジュールであり、ここで被験者の意図を解読するための信号を抽出する。必要に応じて信号処理を変更したい場合は、このモジュールを交換する。下右は被験者とのやりとりをするアプリケーション・モジュールであり、現在表示している行や列に関する情報は状態変数ないし出来事として入力モジュールに送り、脳波と対応させてファイルに保管できるようにする。アプリケーションモジュールは課題に応じて交換する。(Fig. 2 of Schalk G. et al: IEEE Trans. Biomed. ENG. 51(6):1034-1043 2004).

あ	い	う	え	お	1	2
か	き	く	け	こ	3	4
さ	し	す	せ	そ	5	6
た	ち	つ	て	と	7	8
な	に	ぬ	ね	の	9	0
は	ひ	ふ	へ	ほ	?	!
ま	み	む	め	も	空	—
や	ゆ	よ	ゃ	ゅ	ょ	っ
ら	り	る	れ	ろ	改	削
わ	を	ん	・	。	、	。

図4. P3Speller用日本語文字表 (例)

自由入力に使用した文字表の例。50音表の形式は縦書きで作成することもできる。この表では漢字はそのまま入力されるのではなく、「空白」「改行」「削除」など、動作を指示するものとして使っている。

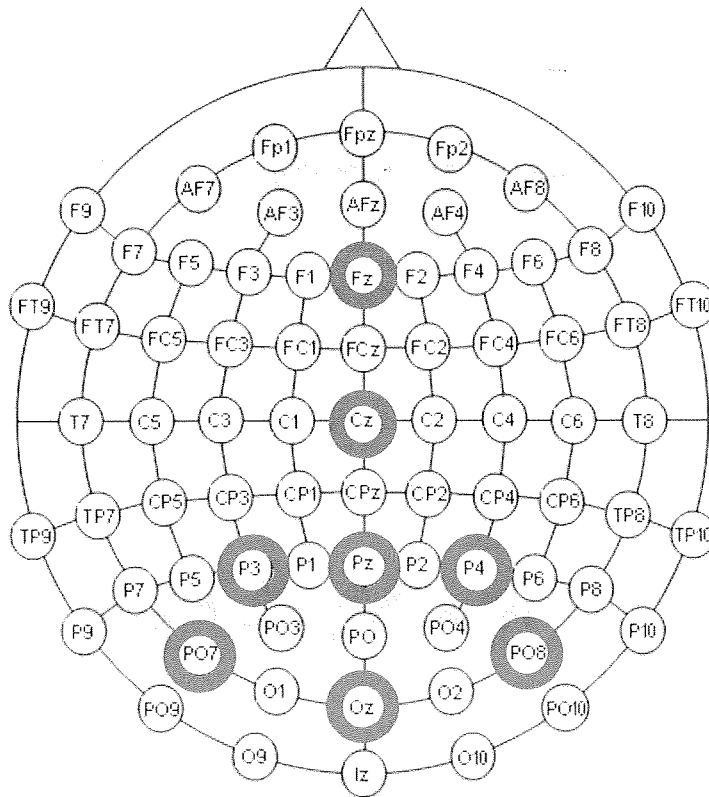


図5. 使用した脳波電極の配置

P3Spellerのために太い円で囲った8カ所に脳波電極を装着した。これら以外に、左右の耳朶に参照電極と接地電極を装着した。

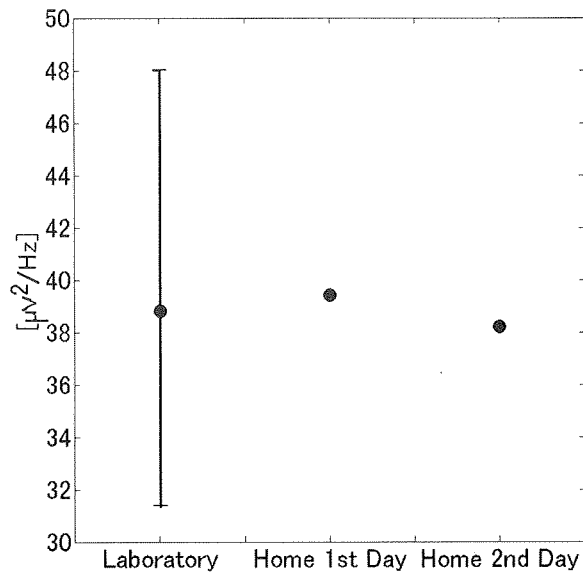


図6. 電源雑音の50 Hz成分の混入程度

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ノイズ（50 Hz）のレベル（それぞれ1回目と2回目の訪問）。

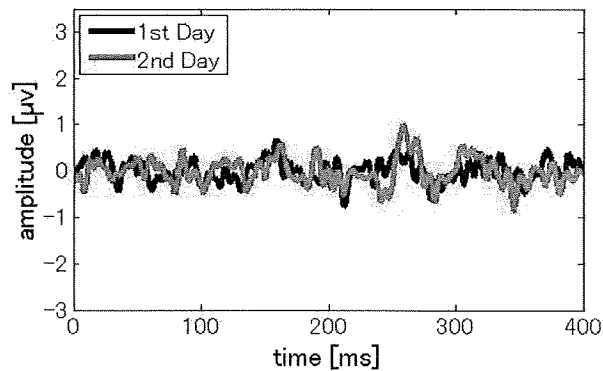
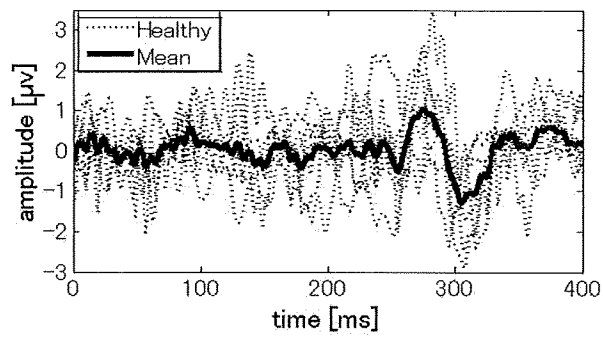


図7. 注目文字による誘発脳波

上段は対照被験者の個人毎の応答波形（点線）と全員の平均、下段は重度身体障害被験者の1回目の訪問時（黒線）と2回目の訪問時（灰色）の応答波形。

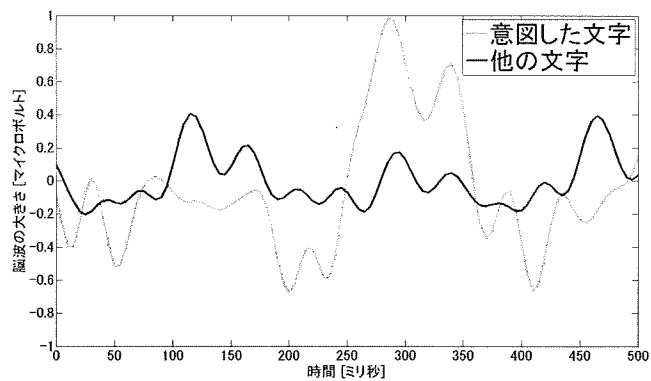


図8. 注目文字と非注目文字による誘発脳波の比較

在宅身体障害被験者の2回目の訪問時の記録を示す。非注目文字の輝度変化に対する誘発波形（黒線）と、注目文字の輝度変化に対する誘発反応（灰色）に差が認められる。