

201027016A

厚生労働科学研究費補助金
障害者対策総合研究事業（身体・知的等障害分野）

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22年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 森 浩 一

平成23(2011)年3月

厚生労働科学研究費補助金
障害者対策総合研究事業(身体・知的等障害分野)

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22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感覚認知障害研究室長 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 -----	15
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 井上 剛伸 (研究分担者)	
III. 研究成果の刊行に関する一覧表 -----	21
VI. 研究刊行物別刷 -----	23

厚生労働科学研究費補助金（障害者対策総合研究事業（身体・知的等障害分野））

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感覚認知障害研究室長

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。このために、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) 脳波を用いる脳インターフェース技術を用いて、在宅の最重度身体障害者（筋萎縮性側索硬化症の患者）にて試用実験を行い、実行成績を文字入力の正確さという観点から測定し、在宅環境で使うためのノウハウの蓄積を行った。(2) 脳インターフェースの講演とデモンストレーションを行い、技術の啓蒙を図った。(3) 各地の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継続した。

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

研究協力者

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 障害福祉部客員研究員

岡田美苗・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流動研究員

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、最重症では自発歩行や自立活動が困難

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、重度身体障害者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、図 1) が進歩している。我が国では従来より脳波 (EEG) ないし脳内血液反応 (NIRS) の計測で諾否応答を得ることができる装置が市販され、生体信号を使う意思伝達装置として自立支援法の給付対象となっているが、近年進歩した BCI では、諾否応答のみでなく、自由な文字入力や環境制御すら可能にするものであり、コミュニケーションを自発することができるという大きな利点がある。この技術は海外ではすでに筋萎縮性側索硬化症 (ALS) の患者等に臨床応用され、就労の継続を可能にしている (Sellers EW et al. 2010. A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotroph Lateral Scler* 11, 449)。我が国では脳インターフェースの研究自体は非常に活発になっているが、健常被験者や筋活動が十分に残っている被験者を対象にした研究が多く、まだ臨床的には使われていない。そこで本研究では、脳インターフェース技術を臨床応用する際にどのような点が問題になるのかを明らかにして解決を試み、他方では脳インターフェースを普及させるためには制度の面から何が必要であるのかを明らかにし、この技術が有用であると思われる最重度身体障害者の福祉の向上を目指すものである。

(1) 脳インターフェースの概要

脳インターフェースは、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特徴的な信号を取り出し、そこから

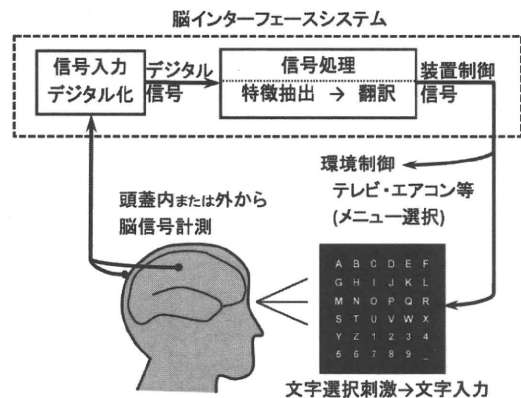


図 1. 視覚刺激による脳インターフェースシステム概念図

頭蓋内ないし頭表の電極から脳活動に関連する信号を記録し (左), デジタル化した上で、使用者が注目している文字の刺激 (右下) に対して現れる誘発反応の特徴がその中に含まれるかどうか判定する (特徴抽出、上中央)。特定の特徴が出現するタイミングから、反応を起こした刺激がどれであったか求める。その刺激が意味するところに応じて制御信号を生成する。つまり、被験者が注目していた文字を表示したり、外部環境 (テレビ・エアコン等) を操作する。

元の意図を推測し、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)。脳インターフェースに使われる信号は、頭蓋内の電極から導出する方法と、頭の外から非侵襲的に計測する方法がある。前者には 2 種あり、脳内に電極を刺入して脳細胞の個々の活動を記録する方法と (Hochberg LR et al. 2006. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human

with tetraplegia. *Nature* 442: 164)、脳表に電極を置いて皮質電位 (ECoG)を記録する方法がある(Yanagisawa T et al. 2009. Neural decoding using gyral and intrasulcal electrocorticograms. *Neuroimage* 45, 1099; Kubanek J et al. 2009. Decoding flexion of individual fingers using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* 6: 066001)。将来的に人工内耳と同様な装置が作られれば、後者の方法でも比較的低侵襲な手術を1回行うだけで、高速で正確な脳インターフェースが実現可能であると推測される。

頭皮の外から脳信号を記録する方法は安全で痛みもないため、現時点ではよく使われる。近年は、脳波 (EEG) によって実用的な脳インターフェースが比較的容易に構成できるようになった (Birbaumer N. 2006. Brain-computer-interface research: Coming of age. *Clin Neurophysiol* 117: 479)。

現況の脳インターフェースでは、使用者の思考をそのまま解読することはできず、特定の選択肢の中で使用者がどれを選択しているかを解読するものである。このために、(A) 限定された選択肢を用意して、(B) それを選択するために特徴的な脳信号を使用者が出し、(C) それを装置が読み取って解読・解釈する(図1)。この過程で、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などして成績が良くなる形に修正すること(A)もあるが、使用者が結果を見ながら自らのEEG波形を訓練な

いし試行錯誤で安定させて装置が正しく解釈できるようにする(B)か、信号処理と判別方法を最適化する方法(C)がある。このように、全体の自由度が大きいため、成績を真に最適化することは容易ではなく、また、使用者によって何が最適かは異なる可能性がある。

自立支援法で現在給付対象となっている脳インターフェース装置では、目的とする脳信号が出たかどうかの判定しかないので、選択肢は2個であると言うことができる(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* 3:9)。介助者が口述する50音のスキャンを生体信号の応答のタイミングで停止し、単語を綴ることができる症例もある。ただし、EEGでは応答のタイミングを随意で制御することは難しい。

初期の脳インターフェースでは、信号検出処理が比較的容易な脳信号(ゆっくりした直流電位等)が使われたが、数ヶ月の訓練が必要であった(Birbaumer N et al. 1999. A spelling device for the paralysed. *Nature* 398: 297)。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(Donchin E et al. 2000. The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Trans Rehab Eng* 8: 174)、現在、これが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し（例えば行毎、列毎）、どの行と列に対する反応が大きかったかによって被験者が注目していた選択肢を推定するものである（図 2）。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、選択肢が増えても成績があまり低下しない。健常者の成績は数回以内の練習で最高値に達することが多い。文字入力の正確さが 70%以上になることを脳インターフェースが使える基準とすると、健常被験者の 8 割は最初の日にこの基準を超える。

進行した ALS 患者では瞼の開閉が困難になり、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。そこで音声による脳インターフェースや（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 3:9; Furdea A et al. 2009. An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces. *Psychophysiol* 46: 617）、触覚刺激を用いるものが開発途上である（Brouwer AM et al. 2010. A tactile P300 brain-computer interface. *Front Neurosci* 4: 19）。現段階ではいずれも文字伝達効率が低くて実用的でないか、重度身体障害者ではまだ実用試験がなされていないかのいずれかである。

（2）脳インターフェースの在宅使用

世界的に脳インターフェースの技術開発は 2000 年以降、急速に活発化しているが、

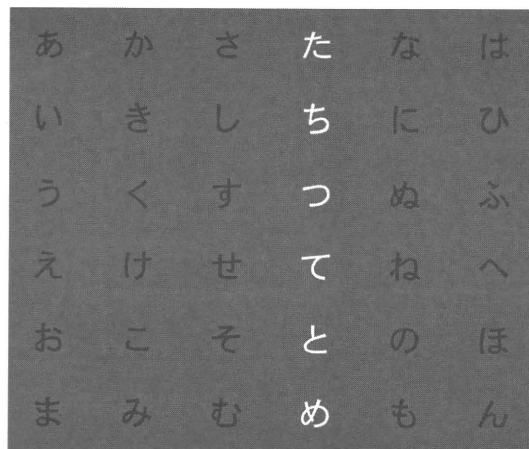


図 2. P3Speller用 6x6 日本語文字表の例
行と列毎に数十回明るくなる。使用者は文字表の中の 1 文字に注目し、その文字が明るくなる回数を数える。

それを福祉現場に普及させる技術・体制は未開発であり、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の一つである。先進的な取り組みがされている米国においても、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使用者となっている（森浩一, 井上剛伸, 丸岡稔典（編）2009. 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)。

海外では視線入力装置が普及しているのに比して、我が国の特殊事情として、スイッチによる日本語 50 音表のスキャ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、普及している。これらの方式は眼球の運動・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。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、脳インターフェースを必要とする人の重症度が相対的に高いと思われる。

我が国のもう一点の特殊事情として、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ことがある。そのため、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 (Hayashi H et al. 1991. Amyotrophic lateral sclerosis patients living beyond respiratory failure. J Neurol Sci 105: 73)。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があり、コミュニケーションが取れない状態になってから人工呼吸を停止することは困難である (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、他の意思伝達手段が使えなくなった後でも文字によるコミュニケーションを可能にすることである。

技術的な課題のみでなく、制度的な検討もまだ十分にはなされていない。脳インターフェースを他の意思伝達装置とどのように使い分け、サポートを提供することができるのか、明確にする必要がある。

以上のような世界情勢と我が国の特殊性に鑑み、我が国で脳インターフェースを最重度の身体障害者が在宅で使えるようにすることを最終目的として、本研究では、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し、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。

表1. 被験者プロフィール

被験者	年齢(歳)	性	ALS 診断後年数	人工呼吸期間	ALS FRS-R	眼球運動	瞬目	コミュニケーション手段
1	59	男	12	8年	0	垂直のみ制限	不随意、反射あり	左右前額に張力センサー貼付にて、ナースコールとPC入力を制御。
2	63	男	10	9年	0	かなり遅い	極めて遅い	介助者が瞬目読み取り、諾否・口述 50音
3	83	男	2.5	2.5年	3	正常	正常	透明文字盤、首の動き、指によるスイッチ
4	52	男	5	2年	0	正常	正常	指先によるスイッチでスキャン入力、口文字盤

B. 研究方法

(1) 在宅脳インターフェースの開発

1) 視覚刺激による脳インターフェース

被験者：進行した ALS 患者 4 人について、十分な説明の上、それぞれ通常利用している意思伝達手段（瞬目・眼球運動等）により、研究への参加の同意を得た。病歴は 2 年半から 12 年、人工呼吸を使用開始してから、2 年以上が経過し、ALS の機能スコア (ALSFRS; Wicks P et al. 2009. Measuring function in advanced ALS: validation of ALSFRS-EX extension items. Eur J Neurol 16: 353) は 3 以下である（表 1）。瞬目と眼球運動は ALSFRS には含まれないが、コミュニケーションの観点からは重要な要素である。今回の被験者ではほぼ正常からゆっくりしか出来ない者まで幅があったが、いずれの被験者も角膜混濁はなく、視力が保たれていることは簡易視力検査により確認し、また、実験前には画面上の文字表示が読めることを確認した。

装置の構成：脳波計（V-Amp 8 ないし 16, BrainProducts）を USB にてノート PC（T-400, Lenovo, Windows XP）に接続し、PC の外部（第 2）ディスプレイ端子に液晶ディスプレイ（対角線 19 インチ）を接続した。第 2 ディスプレイは被験者の眼前 50 cm から 102 cm の距離に配置し、被験者への視覚刺激と、脳波から推定した文字ないし選択肢を表示（フィードバック）した（図 3）。

脳波計は可能な限り被験者の頭の近くに配置し、交流電源の誘導雑音の混入を少な

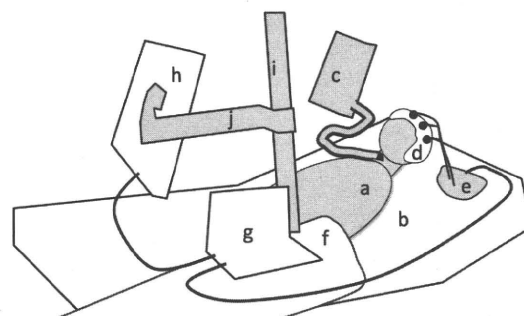


図 3. 在宅最重度身体障害者の脳インターフェース実験の様子（模式図）

被験者(a)は頭部をやや挙上したベッド(b)上に臥床し、人工呼吸器(c)にて頸部気管切開孔より呼吸を行っている。頭部には脳波キャップ(d)と脳波電極が装着され、電極はベッド上に置いたポータブル脳波計(e)に接続される。脳波計は、サイドテーブル(f)に置いたラップトップ PC(g)に USB で接続されている。被験者用ディスプレイ(h)は g の第 2 表示器として接続され、ポール(i)とアーム(j)でサイドテーブル(f)に固定されている。h の表示面は a が容易に直視できる位置と方向に i と j で調節される。g のディスプレイは、脳インターフェースのプログラムの操作を行うために介助者（実験者）が使用する。

くした。脳インターフェースのソフトウェアは、BCI2000 (Schalk G et al. 2004. BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. IEEE Trans Biomed Eng 51: 1034) に含まれる P3Speller を用いた (Sellers EW et al. 2006. A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter

stimulus interval on performance. *Biol Psychol* 73: 242)。刺激用の表を日本語化し、選択肢を平仮名で提示した。

脳波記録方法：各被験者について、原則として1回目の実験では脳波電極を8チャンネル装着し (Fz, Pz, Oz, P3, P4, PO3, PO4)、2回目以降の実験では15チャンネル装着した (F3, F4, C3, C4, T7, T8, FPz を追加)。サンプリング周波数は 200 Hz (1名のみ 250Hz) とした。

脳波の入力段で0.1 Hzのハイパスフィルターと 50 Hz (電源周波数) のノッチフィルターを使用した。実時間の文字判定用のフィルターとして、9 Hz のローパスフィルターと 1 Hz のハイパスフィルターを使用した。前者は、誘発反応判定処理の部分が信号を 20 Hz にダウン・サンプルするため、折り返し周波数の混入を防ぐためである。後者は、脳波の基線を安定化させるため、特に基線の揺れが大きかった被験者3の分析結果により選択した。データの保存としては0.1 Hzのローパス・フィルター後、それ以外のフィルター前の信号を用い、オフラインで再解析可能なようにした。

課題と実験手順：各被験者は毎訪問日に2～3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、その文字の輝度変化 (明るくなる) の回数を数えるという課題を課した。1回の輝度変化 (増強) の持続時間を 100 ms とし、明滅は 175 ないし 200 ms 周期とした。

第1と第2セッションでは、各行と各列

刺激についての脳波反応 (誘発反応) の加算回数を 10～15 回とした。したがって、各文字は 20～30 回ずつ明滅することになる。第3セッションでは、第2セッションの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、加算回数を決定した。一部の実験では第2セッションに相当するものを省略し、上述の第3セッションを第2セッションとした。

入力すべき文字は画面の最上部に表示され、さらに被験者1～3については、1文字試行毎に実験者が文字の位置を画面上で指差し確認した。

入力文字は6列6行の表から選択するようにした (図2)。合計36文字のため、日本語の50音全部は入らないが、部分文字集合で表現できる文字を見本とした (例：「いろはにほへとちりぬるを」)。一部で実施した入力課題では被験者が希望する単語を使うため、日本語50音の文字をすべて含む7×10などの文字表を使用した。

P300の波形、頭表での出現部位、刺激からの潜時は個人毎に異なるため (Nijboer F et al. 2008. A P300-based brain-computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis. *Clin Neurophysiol* 119: 1909)、第1セッションでは10文字以上の入力を行い「キャリブレーション (校正)」のデータを取得した。こ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、BCI2000に含まれる専用プログラムで抽出

した。解析時間としては、800 ms を中心として、700 ms から 1000 ms の間で、セッション内の弁別成績が良くなる解析時間を採用した。

第2セッション以降は、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。判定アルゴリズムは SWLDA (段階的判別分析) を採用した。見本文字列はセッション毎に異なるものを用いた。一部の実験では実時間の電源ノイズのデジタル・フィルターが未装着であったため、結果は事後にフィルターを使用して算出した (off line 解析)。

実験時間は脳波記録開始から 1 時間をめどとし、疲労度と被験者の継続の意思確認を行いながら実施した。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。

2) 聴覚その他による脳インターフェース

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。

さらに、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、本人の疲労度、満足度などの主観的指標によって、有用性を評価する予定としている。本年度は4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、感想をを聴取した。長期使用未実施のため、満足度の評価はしていない。

(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。前年度に続き、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入門講習会を開いた。また、地域で意思伝達装置使用の支援を行っている団体等に、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。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。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、中止したいかどうか確認しながら実験を行った。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。

C. 研究結果

在宅脳インターフェースの開発

1) 視覚刺激による脳インターフェース

初年度にはデジタルフィルターを使用することで家庭環境でも脳波が記録できることを示した。本年度途中からは実時間のプログラムにデジタルフィルターを組み込んだ。この結果、後処理をしなくても実時間で本来の成績で文字入力結果が確認できるようになった。

表2にALS被験者4名（被験者番号は表1と同じ）の結果を示すが、被験者1～3はすべて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正答率を計算した。被験者2はオンラインでは20%の成績であったが、オフライン解析では40%であった。被験者3はオンライ

ンの成績は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、正答率が100%であったことが判明した。以前の健常被験者の結果では、過半数の被験者ではオンラインのフィルターなしに好成績を出していたが、会議室などの環境が悪い所では成績が振るわない者もいた。ALS患者ではフィルターなしには正確さがおおよそ半減するようであった。被験者4はオンラインでフィルターを使用し、その場で75%の正確さで文字を選択できたことが示された。

表 2. ALS被験者の文字入力の正確さ

被験者	文字表	正答率	加算数 (行+列)	刺激周期	情報伝達 (bit/min)
1	6×6	64%	20	175ms	5.3
2	6×6	40%	20	200ms	2.8
3	6×6	100%	20	180ms	7.2
4	7×10	75%	20	175ms	3.8

この結果から、重度のALS患者（ALS FRSが3以下）では、半数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クリアすることと相関していると思われる。

注目した文字に対する応答波形（平均波形、図4、太線）を観察すると、おおむねどの被験者も刺激の開始から300 ms程度以後に非注目刺激への反応（図4、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、潜時からは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、

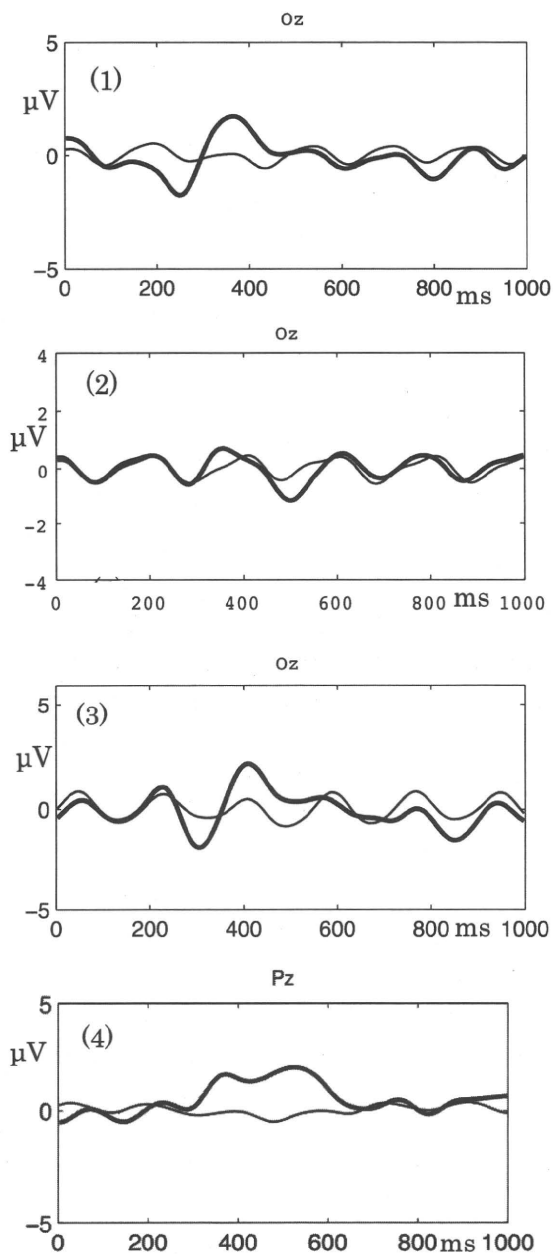


図4. 各被験者の視覚誘発反応波形.

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)。

文字推定の正確さが低いことと対応していた。

全試行の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、各試行の注目した文字に対する応答波形を重ね書きして見ると、被験者1の方が、応答波形は比較的相似であるものの、応答潜時のばらつきが大きかった(図5)。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。

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6)、解析時間を通常の600 msか

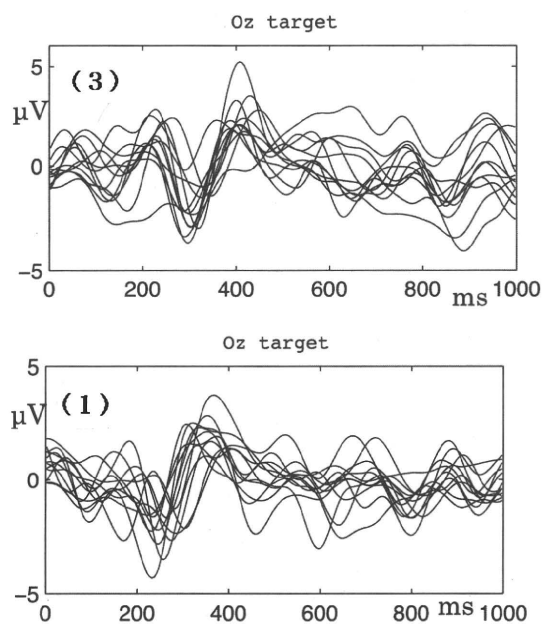


図5. 注目文字誘発波形の試行毎重ね書き.

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)。

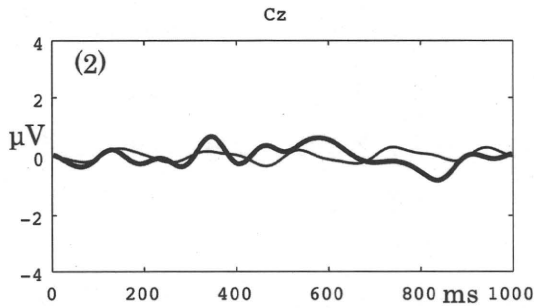


図6. 被験者2のCzの視覚誘発反応波形.

太線:注目文字の応答、細線:それ以外.

ら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4)。被験者4のみ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、脳波キャップがより正確な位置に装着できた可能性がある。すなわち、他の被験者はOzが本来のPzに近かった可能性がある。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

音声刺激を空間配置した実験では、繰り返し頻度を高くした場合には良好な応答が得られにくい可能性が見られた。

D. 考察

在宅脳インターフェース装置の開発

1) 家庭環境での動作

前年度はoff lineのフィルター操作により、家庭環境でも脳インターフェースが

使用可能であることを確認した。本年度は、実時間で電源ノイズのフィルター処理をプログラムに追加し、on lineで脳インターフェースの性能が出せるようになった。特に、被験者4の実験は会議室環境での実施であった。会議室は床下に電源が配線され、天井照明も多数あるため、家庭環境より電源ノイズが大きい。また、被験者のP300応答も特に大きいわけではなかった(図4)が、初回の実験で75%の正答率を得ることができた。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。

2) 視覚による脳インターフェース

文字入力の正確さという観点からは、4名のALS被験者の内、2名が基準を越え、使用可能と判定された。しかし、今回の結果はいずれも加算回数が比較的多く、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高速に入力できると考えられ、実用性という観点からは現段階では有用性がはっきりしない。ただし、TLS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、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。

表2の情報伝達速度 (Pierce J. 1980. *An introduction to information theory: symbols, signals & noise*. 2nd. Dover Publications, New York) は、被験者4に比べて文字推定精度が悪い被験者1の方が高く出ている。これは被験者4の成績の評価に7×10の文字表を使ったため、6×6の表にくらべて1文字当り試行時間が1.4倍になったことが影響している(選択文字数はほぼ倍になっているが、情報量としてはその対数で評価されるため、試行時間の延長の影響の方が大きい)。加算回数を4回(健常被験者のほぼ限界値)として6×6の表で100%正しく入力できた場合、情報伝達効率は36.9 bit/secになる。これを7×10の文字表で評価すると、情報伝達効率は30.9 bit/secに低下する。すなわち、全く同じ正答率の場合、文字表を小さくした方が情報伝達効率が上がることになる。

しかし、現実に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、多段階に選択肢を重ねる必要があり、選択肢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結果が出せる(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。

文字選択の正答率が基準(70%)に満たなかった被験者は、いずれも眼球運動に多少の問題があった。しかし、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)。実際の所、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。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)。ただし、このことが誘発反応の潜時が変動しやすい(図5)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)、眼球運動に障害が長く続くと、視覚誘発反応が安定しなくなるなどの問題が生じる可能性がある。今後、このような変化に対応できるような処理を開発するか、早めに脳インターフ

ェースを導入する効果を検証する必要がある。

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。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、刺激頻度の最適化が必要である。

研究の第3年度には、被験者をさらに増やすとともに、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

(1) 重度ではあるが意思確認が可能な在宅療養のALS患者4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。内2名が文字選択の正確さの基準を満たした。

(2) 脳インターフェースの講習会を開き、

技術の啓蒙を行った。

(3) 自治体（県・政令指定都市）の重度身体障害者の意思伝達装置に関連する支援をしている団体や個人に聞き取り調査を行った。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表 学会発表

1. 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

論文

1. Inoue, T., Otowa, Y., Nihei, M., Shino, M., Tanaka, H., Kamata, M. 2011. EEG responsiveness to auditory stimuli with Japanese letters of an ALS-TLS patient. *RESNA* (in press).

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. (電子情報通信学会福祉情報工学研究会招待講演)

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

厚生労働科学研究費補助金（障害者対策総合研究事業（身体・知的等障害分野））

研究分担報告書

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

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：本研究の目的は、重度身体障害者が在宅で、重度障害者意思伝達装置を継続的に使用し、意思伝達や機器操作の実現を図る上で必要な支援の内容と方法を提出することにある。そのために、意思伝達装置の継続使用の支援を行っている団体へ聞き取り調査を実施した。その結果、1) 意思伝達装置を継続的に使用するためには、(i)機器導入後に継続的な機器やスイッチの再適合・再評価と、(ii)意思伝達装置を適切に活用するための適切な設定や操作練習の2種類のフォローアップが必要とされていたこと、2) フォローアップを適切に実施する上では、専門職、事業者、ボランティアを活用しながら、支援の中心となって動く人/組織が、重要な役割を果たしていたことが明らかになり、3) 現行の制度の中で補装具販売事業者が意思伝達装置を販売し、納品後継続的にフォローアップを実施していくことは、採算面で困難があることが推察された。

研究協力者・所属機関名及び職名

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 障害福祉部客員研究員

A. 研究目的

本研究の目的は、重度の身体障害者が在宅で、重度障害者意思伝達装置（以下意思伝達装置）を継続的に使用し、意思伝達や機器操作の実現を図る上で必要な支援の内容と方法を提示することにある。

意思伝達装置は現行の製品の中で、脳インターフェース機器に最も用途・機能が近い。また、発話による意思伝達や一般的な方法での機器操作が困難な重度障害者にとって欠かすことのできないコミュニケーションの一手段となっている。意思伝達装置は2006年より日常生活用具から補装具に移行し、「利用者の身体状況や生活環境等を見極めた上で適合

される必要が生じた」[1]とされている。しかし、日本リハビリテーション工学協会による調査によると、給付者のうち「現在利用していない」と回答した者は15.2%存在しており[2]、機器の継続使用に課題が残されている。また、同調査によると、支援を担っている者・機関として15.2%がボランティアを挙げていた。しかし、長年ボランティアとして支援を行ってきた坂爪[3]は、意思伝達装置の使用支援にあらかじめボランティアを当てにすることは問題であると疑問を呈している。

本研究では意思伝達装置の継続使用の支援を行っている団体への訪問面接調査及び一地域の事例調査を通じて、意思伝達装置の継続使用の支援の実情と課題を把握する。

B. 研究方法

2009年から2010年にかけて、意思伝達装置の支援活動を行っている団体に聞き取り調査を実施した。調査対象は、地域による偏りを排除しつつ、支援が進んでいる地域の主要な団体を選定した[表 1]。調査項目は、1) 団体の概略、2) 活動概要、3) 支援者の技能、4) 支援内容、5) 抱えている課題、等である。

このほか、E 所在地の意思伝達装置販売事業者の販売担当者、療育センターの意思伝達装置の適合担当者、県重症神経難病ネットワークスタッフへの聞き取りも合わせて行った。

C. 研究結果

1. 各団体の支援体制

各団体のスタッフ数と意思伝達装置支援専属スタッフ数、スタッフの資格、意思伝達装置使用支援に関わる事業を表 2 に記した。

A ではスタッフ 6 名のうち 1 名が意思伝達装置の支援の中心となっていた。この 1 名はヘルパー以外の資格を有していないが、10 年近い支援経験があった。他のスタッフ 1 名とボランティア 2 名がその 1 名の補助をしていた。意思伝達装置の使用支援の活動には、これまで各種の助成金等が充てられている。また、支援をするために、意思伝達装置の販売事業者となり、仕入れ価格と販売価格の差益の一部を活動費用としていた。

B のスタッフ総数は 3 名であり、そのうち 1 名が意思伝達装置の支援の中心となっていた。この 1 名は、支援技術を専門とするエンジニアである。団体の収入は全額行政からの委託金であった。

C のスタッフは 2 名であり、そのうち 1 名

は特に専門的な資格を有していないが、10 年近い支援経験があった。A 団体と同様に支援活動をするために、意思伝達装置の販売事業者となっていた。また大学における教育実習費、教育 GP 事務局費も重要な収入であった。

D は社会福祉法人によって運営されている県立の補装具販売事業者である。スタッフ 5 名のうち 1 名が意思伝達装置の支援の中心となっていた。この 1 名は義肢装具士だった。運営は県の公費によってなされていた。

E は所在市とその周辺で活動するパソコンボランティア（パソボラ）グループある。スタッフ総数は 10 名であるが、その中に医療・福祉関連の専門的資格を持つ人はいなかった。

2. 各団体の支援内容

各団体の支援実績と支援内容を[表 3]に記した。販売事業者である A、C、D は導入からフォローアップまで関与していた。機器導入時には、相談や機器の貸し出し、スイッチの適合がなされていた。導入後には、機器の活用方法の提示やそのための設定、操作の練習、スイッチの改良などがなされていた。

E は機器の基本操作の指導に力点を置き活動していた。機器導入時の支援は公的機関である更生相談所と福祉用具プラザが積極的に行っていた。更生相談所は意思伝達装置の給付に関わる職員は 6 名（理学療法士(PT) 2、作業療法士(OT) 2、言語聴覚士(ST) 2) で、常時異なる職種 2 名の体制で対応しており、2009 年度の交付件数は 9 件、訪問回数は 99 回、35 人であった（表 3 にはボランティアグループのみの件数を掲載）。福祉用具プラザ

では機器の試用、デモ、スイッチの適合、修理などをしていった。職員は、他の業務を兼務している PT 4 名、OT 1 名であった。2009 年度の訪問回数は 67 回、25 人（内、ALS 3 人）であった。この二つの機関は、長期的な支援については、訪問リハビリテーション（訪問リハ）やパソコンを活用しているが、販売事業者に頼る部分も大きいことを指摘した。販売事業者は更生相談所より依頼をうけ、意思伝達装置を納品したのち、導入時設定とフォローアップを行っていた。内容としては、インターネットがみられるようにするなどの目標を立てて納品後に 4 回は訪問し、機器の設定変更の依頼にも対応していた。利用者から料金を取る方向であったが、調査時点までは徴収していなかった。

3. 他機関との連携

各団体の他の支援者や機関との連携状況を表 4 に記した。相談依頼者としては、病院や保健師が挙げられていた。機器の適合などには訪問リハスタッフ等の専門職との連携がみられた。また、機器の操作練習などではボランティアや難病相談支援センターの職員を活用している例があった。

E の地域では、上述の公的機関以外に、療育センターの「ハイテク外来」、県の外郭団体である重症神経難病ネットワーク、別のパソコン団体などが重度障害者の意思伝達装置の継続使用支援に取り組んでいた。そして、これらの人々を中心として、「障害のある人たちにコミュニケーション支援、IT 支援を行うために必要なネットワーク作り」を目的とし

て関係する職種の人々によって運営されている団体が存在しており、意思伝達装置の支援に関わる人々の間で連携や情報共有が図られていた。

4. 抱えている問題について

聞き取り調査によって抽出された課題を項目ごとに整理して表 5 に示す。事業運営では、一般事業者が意思伝達装置の販売事業で支援を継続的に実施することの困難さが指摘されていた。その要因として意思伝達装置は使用のために継続的な支援が必要であるが、仕入れ価格と販売価格の差益のみでそれを賄うことは困難なこと、サポートを有料化することには利用者の抵抗があることが挙げられていた。専門機関との連携では、病院などの医療機関に情報が十分届いていないことと、在宅支援と病院での対応が必ずしも同じでないことが指摘されていた。ボランティアによる支援では、パソコンの知識だけでなく医療や身体に関する専門的な知識が必要であり、またサポートに費用も発生するため難しいとの指摘があった。

この他、現行では販売事業者の負担が大きく、地域の事業者数が増えないことが指摘された。具体的な問題点として、機器導入後のメンテナンスやトラブルへの対応者や対応範囲が不明で、地域によっては事業者負担で対応していた。機器の調整（カスタマイズやメンテナンス）に時間と人手がかかるので、公費で機器の調整に関わる費用を認めてほしいとの要望が聞かれた。

D. 考察

1. 支援者と支援内容

調査の結果、利用者が継続して意思伝達装置を使用するために、機器導入後、(i)継続的に使うための機器やスイッチの再適合・再評価と(ii)活用するための適切な設定や操作練習の2種類のフォローアップが必要とされることが推察された。(i)は、特に難病(神経筋変性疾患)の患者の身体機能が時間的に変化するために生じやすい。(ii)は、高価な意思伝達装置は複雑な機能を有し、機器の給付のみではその活用が困難な場合が多いことから生じる。

また、調査の結果は、専門職、事業者、ボランティアを活用しながら、支援の中心となって動く人/組織が、利用者が継続して意思伝達装置を使用し続ける上で重要であることが示唆された。上記の(i)は「リハ専門職や販売事業者等」が、(ii)は「地域での支援事業、ITサポートセンター、関係団体の支援等」がその役割を期待されている[1]。聞き取り調査をした団体では、(i)はリハ専門職などと連携をとりながら、(ii)は難病相談支援センター職員やボランティアと連携を取りながら支援を行っていた。パソコンボランティア団体であるEは(ii)に限定した活動を行っていたが、Eの所在地では、(i)の支援は更生相談所を中心としたリハ専門職が、(ii)の支援は事業者、リハ専門職、パソコンボランティアが、それぞれ行っていた。ただし、パソコンボランティアについては、現段階では技術面、資金面での限界があり、その技能の向上と適切な役割分担を考慮する必要があると推察さ

れた。

2. 支援団体の運営

調査の結果、現在の制度の中で、補装具販売事業者が意思伝達装置を販売し、納品後継続的にフォローアップを実施していくことは、採算面で困難があることが推察された。

訪問面接調査をした団体のうち、2団体は自治体からの支援委託費を、仕入れ価格と販売価格の差額で支援費用を補填していたが、これらのみでは継続的なフォローアップを賄うことが難しく、さらに他の助成金などの資金を活用していた。ほとんどを公費で運営する例もあった。現行の制度では機器の操作練習等に公費は支給されていない。また調査をした全例で利用者から料金を徴収していなかった。フォローアップの有償化については、意思伝達装置は費用の大半を公的助成により購入している製品であるため、利用者には抵抗感があるのではないかと指摘もあった。

Dの県では、公的補装具事業者であるD以外に意思伝達装置販売事業者がなく、Eの所在地においても販売事業者が1社のみであり、意思伝達装置販売事業者が地域によっては極めて限られていた。この要因として導入前後に求められるカスタマイズやメンテナンスの幅や期間が定まっておらず、十分なサポートをしようとする、事業者の負担も大きいことが指摘されていた。フォローアップに関しては、費用負担のあり方の見直しが必要であると考えられる。

E. 結論

本研究では、重度身体障害者が在宅で、意思伝達装置を継続的に使用し、意思伝達や機器操作の実現を図る上で必要な支援のための課題を抽出するために、訪問面接調査を行った。

その結果、1) 機器導入後、(i)継続的な機器やスイッチの再適合・再評価と(ii)適切に活用するための機器の設定や操作練習の2種類のフォローアップが必要とされていたこと、2) フォローアップを実施する上では、専門職、事業者、ボランティアを活用しながら、支援の中心となって動く人/組織が、重要な役割を果たしていたこと、3) 補装具販売事業者が意思伝達装置を販売し、納品後継続的にフォローアップを実施していくことは、採算面で困難があること、が課題として把握された。

F. 健康危険情報

なし

G. 引用文献

- [1]日本リハビリテーション工学協会「重度障害者用意思伝達装置」導入ガイドライン検討委員会. 重度障害者意思伝達装置導入ガイドライン, 2009.
- [2]日本リハビリテーション工学協会「重度障害者用意思伝達装置」導入ガイドライン検討委員会. 利用者ニーズからみた『意思伝達装置利用実態調査』の分析, 2010.
- [3]坂爪新一. 今後に向けて期待すること. 重度障害者 ICT コーディネータ育成編集委員会 (編). 平成 20 年度文部科学省教育 GP 採択事業重度障害者 ICT コーディネータ支援フォーラム開催報告書, 2009. pp 58-59

H. 研究発表

なし

I. 知的財産権の出願・登録状況

なし

表 1 調査団体の概要

ID	地域	法人	活動年数	事務所所在地	意思伝達装置使用支援関連事業
A	北海道	NPO 法人	10 年	独自	意思伝達装置販売事業者 障がい者 IT サポートセンター事業(市)
B	中部	国立大学法人	2 年	大学内	障がい者支援事業 (IT 機器活用相談支援) (市)
C	東北	NPO 法人	10 年	大学内	意思伝達装置販売事業者
D	関東	県立機関	5 年	県施設	意思伝達装置販売事業者 意思伝達装置等無料貸し出し制度(県)
E	九州	民間団体	10 年	市施設	

表 2 各団体の支援体制

ID	スタッフ	専属スタッフ	専属スタッフの資格	収入
A	6 名	1 名、他のスタッフ 1 名とボランティア 2 名が補助	ヘルパー資格	助成金、意思伝達装置販売事業益
B	3 名	1 名	リハエンジニア	市からの委託金
C		2 名	なし	意思伝達装置販売事業益、大学からの学生実習費、GP 事務局費
D	5 名	1 名	義肢装具士	県による運営
E		10 名	なし	民間助成金、講習会参加費