

較して疲労が増大していないことを保証する刺激提示方法を開発する。

(D) 研究の概要（この研究によって実証すべき機器の性能、研究デザイン、研究方法の概要）

本研究では、装置の技術的性能を主としてメッセージ伝達効率という観点から評価する。脳波による文字入力システムを研究する分野においては、例えば1分間かけて「Thank」という5文字の言葉を生成できた場合、「5文字/分」というような性能表記が行われることが一般的である。ただし、このような研究が盛んな欧米諸国では英語のアルファベット26文字と数字等10文字の合わせて36文字の文字盤を使用する 경우가多く、五十音順および濁音など文字の種類が多い文字盤を用いたシステムを使っている場合は、チャンスレベルが異なっていることに注意が必要である。また、本システムのように特定のメッセージを含むピクトグラムによって複数の文字を同時に生成する場合にも1回に選べるピクトグラムの種類は少なく済むが（通常、8種類）、それを何度か繰り返すと（通常3回）、多様なメッセージも選べる反面（8の3乗で512種類）、チャンスレベルも増大する（512分の1）。そこで本研究では、常に一定の条件で試作の効果を検証するために、実証すべき性能としては、8種類の選択肢のうちで1つの目標（ターゲット）を脳波の解読によって選ぶという課題を24ゲーム繰り返した時に得られる正答率（精度）と、その1ゲームごとの選択に要した平均時間（速度）、という2つの評価項目に着目して技術的性能の評価を行う。既存の健常者を対象とした実験（10名以上で実施）では、1回の選択あたり、平均的に90%以上の精度を10秒以内に達成できることがわかっている。本研究では、既存の成績をさらに向上させるとともに、疲労感の少ない刺激提示方法を検討する。具体的には、フラッシュ刺激を様々に試してP300脳波を効率的に誘発する技術を開発する。フラッシュ刺激については、現バージョンでも検討していた「顔」「文字」刺激に加えて、もっと複雑な刺激、ランダムドットについても検討する。「顔」「文字」刺激に関しては、予備的な実験結果（高井ら（印刷中））から、顔図形とひらがな文字（下図参照）を採用する。さらにモニター実験を通して、既存の方法と比較して疲労が増大していないことを保証するような刺激提示課題を開発する。疲労度のチェックは、自己チェックを中心としたアンケートに加えて、唾液アミラーゼモニターにより、客観的な疲労度のチェックも検討する。

なお、正答率が上がらないなどの事態の場合には、顔写真や風景写真等のより精細な刺激についても、検討を行う。



(E) インフォームド・コンセントの取得方法、個人情報保護の方法の概要

インフォームド・コンセントは、文書ならびに口頭で説明し、同意書により取得する。また個人情報や同意書は鍵のかかるキャビネットに保存する（各対象者のID対応表は別のキャビネットに保管）。実験データはID化による個人が特定できない状態でパスワードロックがかかったパソ

コンのハードディスク内に保管する。

3. 機器の詳細

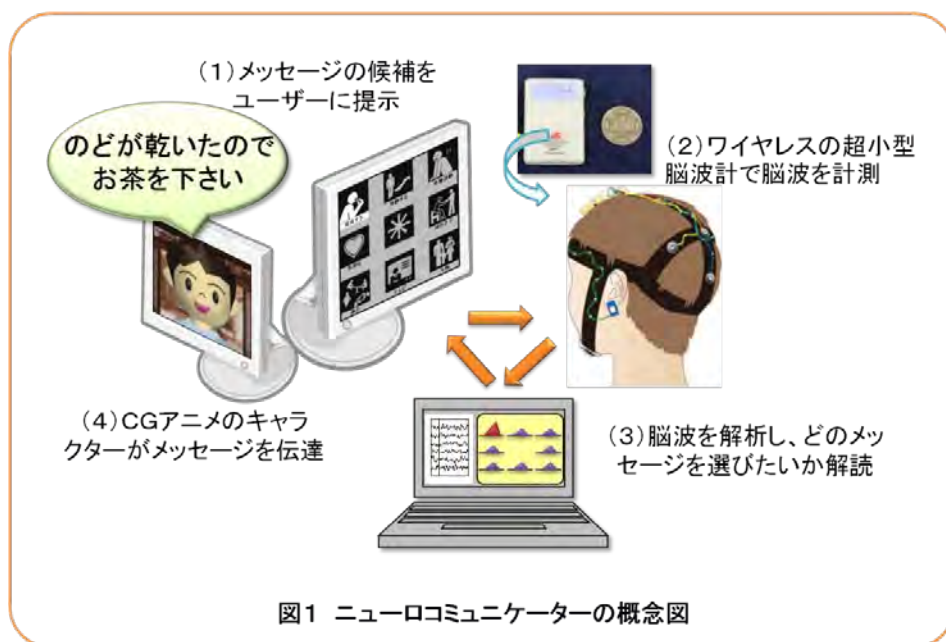


図1 ニューロコミュニケーターの概念図

ニューロコミュニケーター（図1）は、意思伝達機能に障害を持つ人が他者と円滑なコミュニケーションをとれるように、頭皮上の脳波を測定し、脳内意思を解読して意思伝達を行うシステムである。このシステムを開発するにあたって、「外出先でも脳波を計測できる機器としてのモバイル脳波計」、「読みとった脳波を瞬時に脳内意思として変換できる高速・高精度脳内意思解読アルゴリズム」、「より少ないステップで意思表出できる効率的な意思伝達支援メニュー」の3つのコア技術を開発し、組み合わせた。装置を概観すると、小型脳波計と脳波センサーを取り付けた「ヘッドキャップ」と、計測した脳波を解読したり、意思伝達メニューを提示したりするパソコンとモニターで構成されている。使用するパソコンとしては動画処理などに優れたノートPCを用意する必要がある（将来的には格安ネットブックPCでの動作が目標）。また、セカンドモニターとして小型の液晶モニターを接続できれば、ベッド上の患者さんへの意思伝達メニュー等の提示が容易になる。最近ではUSB端子からの電源供給で動作する小型液晶モニターも販売されており、ノートPCに加えてセカンドモニターの電源もコンセントに依存しなくてすむ。意思伝達支援が必要な方が快適に装置を使ったり、外出先にも装置を持ち出したりするためには、モバイル性の高い脳波計が必要であることは言うまでもない。今回我々は、装置の小型化、無線化、電源のコンパクト化の3点を追求し、そのいずれも兼ね備えた超小型無線モバイル脳波計の開発を行った。携帯電話の半分以下の大きさで8チャンネルの頭皮上脳波を計測できるセンサーを擁し、また装置内にコイン電池を内蔵することで電源を確保した脳波計は、実用化を目指すBMI装置としては世界最小レベルである。また、無線方式を採用することによって、長いケーブルによる絡まり事故の可能性やノイズ発生を極力抑えることが可能となった。この装置をヘッドキャップに直接取り付けて作動させるため、ユーザーの動きを制約せず、また計測する脳波へのノイズも乗りにくい特性がある。なお、本装置の無線帯域（2.4GHz帯=ISMバンド）

は、産業科学医療用に従来から使用されている安全性の高い周波数帯である。また、計測した脳波を「階層的メッセージ生成システム」を使用することによって効率的な意思伝達を行う事ができるシステムの存在も本システムにとっては重要である。階層的メッセージ生成システムでは、被験者がタッチパネル画面に提示された8種類のピクトグラム（さまざまな事象を単純にシンボル化した絵文字）の中から伝えたいメッセージと関連のあるものを1つ選ぶ、という作業を3回連続で行うことによって、最大512種類（8の3乗）のメッセージを生成することができる。

このように、本研究でモニター実験に使用する装置は、脳波の測定においてもパソコン画面を見てピクトグラムを選ぶ操作にしても、非常に危険性が少ないと考えられるため、モニター実験を行う上で想定される危険性は極めて少ない。

今後、共同研究実施機関である産総研で研修を受け、装置の使用方法を習得した後に、分担研究用として1~2台本装置を借り受ける予定である。

4. 研究方法

(S) 研究デザイン

同一健常者におけるニューロコミュニケーターシステムの視覚刺激の成功率・疲労度の比較対照試験

(T) 仮説

本件では、健常者を対象にニューロコミュニケーターシステムにおいて、成功率・疲労度の面で、もっとも効率のよい刺激提示方法（「点滅」「顔」「文字」「ランダムドット」のいずれか）を同定する。

(U) エンドポイント(評価項目)

- 主要エンドポイント：

ニューロコミュニケーターを使用した意思解読能力の向上
(アウトカム変数：検証実験における課題成功率)

- 副次エンドポイント：

ニューロコミュニケーターを使用することによる疲労度の減少
(アウトカム変数：アンケートおよび唾液アミラーゼモニター)

ニューロコミュニケーターの第1号試作機は、脳波のリアルタイム解析に基づく脳内意思解読技術を用いて意思伝達ができることを示すことを主として健常者を対象とした実験によって示すことに成功した。ただし、ニューロコミュニケーターの製品化を目指す場合には、実用化に向けて、さらなる性能向上が必要不可欠である。

・そこで、この検証実験を行うために、メッセージ選択における正確さ（精度）と正しい選択が行われるまでの時間（速度）を主要な評価項目として設定した。通常、精度と速度はトレードオフの関係にあるが、実用的な意思伝達装置であるためには、可能な限り高精度であり、かつ高速であることが望ましいと考えられる。第1号試作機（昨年度までの試作）を用いて健常者で対象として行った実験では、健常者10名の実験において、約10秒かけて刺激提示を行えば1選択（8択）あたり90%以上の精度を維持することが可能であった。本研究では既存の成績をさらに向上させるとともに、疲労感の少ない刺激提示方法を検討する。具体的には、フラッシュ刺激を様々な試してP300脳波を効率的に誘発する技術を開発する。フラッシュ刺激については、現バージョンでも検討していた「顔」「文字」刺激に加えて、もっと複雑な刺激、ランダムドットについても検討する。さらにモニター実験を通して、既存の方法と比較して疲労が増大していないことを保証するような刺激提示課題を開発する。疲労度のチェックは、自己チェックを中心としたアンケート（項目：疲れている、目がちかちかする、体がだるいの3項目をを4段階評価で、実験時間の制約上、質問紙は見せつつも、口頭で質問）に加えて、唾液アミラーゼモニターにより、客観的な疲労度のチェックも検討する。結果として、点滅・顔・文字・ランダムドットの4刺激条件における被験者の平均成功率、平均疲労度が得られる。統計的に、どの刺激条件がもっとも高い成績を上げることができ、どの刺激条件がもっとも疲労度が少ないかの結論が得られる。

(V) 仮説の立証のために記録する事実

①記録事項。記録する予測因子とアウトカム。記録のために用いる機器・医薬品。それらを用いた実験・計測・検診の手段と手順、方法の詳細。心理的、身体的介入。

●記録する予測因子とアウトカム・・・実験全体を通して視覚刺激の種類や提示のタイミングと共に脳波データを記録する。また、各実験セッション（8ゲーム×2セッションからなる）における予測精度と予測速度（その予測結果を出すまでに要した時間）を記録する。また、実験前後に疲労度をチェックするアンケートおよび記憶力チェックの成績を記録する。

●記録のために用いる機器・医薬品・・・上記の実験データは、実験制御プロセスが作動するパソコン上にデジタルファイルとして保管する。法定医薬品は使用しない。

●実験・計測・検診の手段と手順、方法の詳細・・・以下の手順で実験を行う。

a) 実験の説明と同意の取得：モニター実験対象者に口頭及び書類等を用いて実験の概要を説明し、対象者本人からの同意をとる。

b) 装着部位のケア：電極装着部の頭皮および耳たぶの汚れをアル綿で軽く拭きとる。

c) 脳波キャップの装着：水泳キャップ状の脳波キャップを対象者にかぶせる（アゴ紐によってフィット感を強める場合もある）。耳たぶにはシール型ディスク電極を張り付ける。

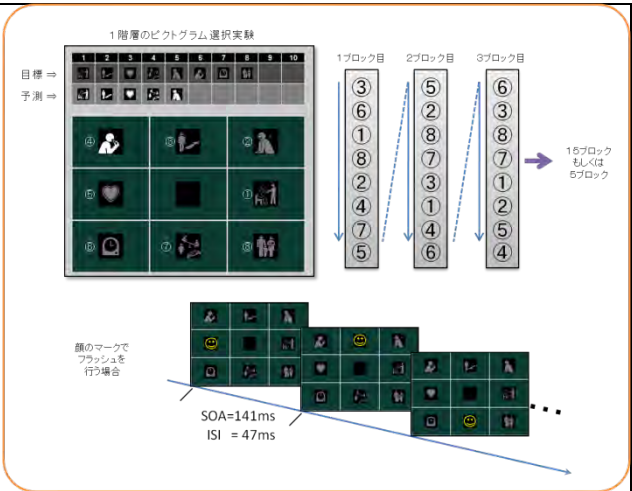
d) 脳波計の取り付け：小型の無線脳波計を前頭部もしくは後頭部の所定位置にマジックテープ式で固定し、電極部からのリードケーブルのコネクタと接続する。脳波計の電源もこの時、オンにする。

e) 頭部電極への脳波ジェル注入：フジツボ状の穴の開いた電極部に適量のジェルを注入する。

最初にボディーアース用電極にジェルを注入後、8個の信号用電極に順にジェルを注入する。生波形確認用のソフトを起動し、信号が取得できているかどうか瞬きおよび安静閉眼時のアルファ波で確認し、信号に高周波が混入している場合はジェルを追加するなどの処置をとる。

f) 脳波による意思伝達実験：

脳波計測と識別モデルの学習を行うことで、8種類のピクトグラムのうち被験者がどれに注意を向けているのかを予測する意志伝達実験を行い、どのような刺激が効率的な予測ができるのかを調べる。



1. 訓練セッション

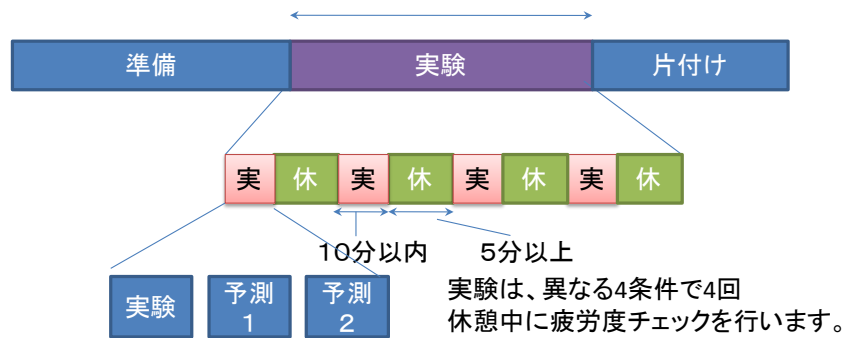
意思伝達実験を始める前段階として訓練セッションを行う。訓練セッションの目的は、ニューロコミュニケーターの識別モデルを最適化するための学習データを取得することである。

訓練セッションでは、8種類のピクトグラム（右図参照）が提示される。被験者はこれらのピクトグラムの中の1つに対して注意を向けるように教示される。被験者がピクトグラムを注視している間、各ピクトグラムはランダム順でそれぞれ1回フラッシュする。8種類のピクトグラムが全て1回ずつフラッシュすることを1試行として、この手続きを15試行行う。これを1ゲームとして、被験者が注意を向けるピクトグラムを1ゲームごとに変えることで、1名の被験者につき8ゲーム、計120試行のフラッシュ提示を行う。

以上の訓練セッションを遂行している間の被験者の脳波を計測し、識別モデルの最適化に利用する。

2. 識別モデルの最適化

訓練セッションで計測された被験者の脳波データを用いて、識別モデルのパラ



メータ最適化を行う。具体的には、被験者が注意を向けているピクトグラムがフラッシュした時に惹起される特徴的な脳波を識別モデルに学習させることで、それ以外の場合の脳波と区別することができるようにする。学習された識別モデルの正確性は、次の予測実験セッションにおいて評価される。

3. 予測実験セッション

訓練セッションで計測された脳波データを用いた識別モデルの最適化が行われた後、予測実験

セッションを行う。予測実験セッションの目的は、被験者が意図している（注意を向けている）ピクトグラムを正確に予測できるかを評価することである。また、フラッシュ刺激の違いによる識別性能の違いを比較し、どのフラッシュ刺激が識別成績を最も高い脳波を惹起するかを検討する。

予測実験セッションでは訓練セッションと同様に、被験者は8種類のピクトグラムの1つに注意を向けるよう教示され、各ピクトグラムはランダム順でそれぞれ1回フラッシュ提示が行われる。ただし、ここでフラッシュ提示とは、訓練セッションと同様にピクトグラムのひとつが瞬間的に点滅する視覚刺激（「フラッシュ」）であるか、または、ピクトグラムが瞬間的に他の図形に変化する視覚刺激（「顔」「文字」「ランダムドット」）のことを指す（右図参照）。

訓練セッションと同様の8ゲーム（1ゲーム当たり15試行、計120試行）を1セッションとして、フラッシュ提示の4刺激条件（「フラッシュ」「顔」「文字」「ランダムドット」）ごとにそれぞれ2セッションを行う。

予測実験セッションでは、オンラインで計測されている被験者の脳波データを分析することによって、どのピクトグラムに注意を向けているのかの予測を行う。予測は、被験者が注意を向けているピクトグラムがフラッシュ提示されるタイミングの脳波を用いて行う。具体的には、現在の脳波が持っている特徴と識別モデルが学習した脳波の特徴を比較することで、現在の脳波がどのピクトグラムを注視しているときの脳波に似ているかを評価し、類似度が最も高いものを予測結果として出力する。

この予測正答率を、フラッシュ刺激の種類ごとに比較することで、どのフラッシュ刺激が最も効果的な脳波を惹起できるかを検討する。また、実際のニューロコミュニケーターではピクトグラムを多層構造にして選択肢の絞り込みを行う予定であるが、本研究においては訓練用セッション、予測実験セッションともにピクトグラムは1階層のみを用いて、予測正答率の評価を行う。

g) 後処理：脳波キャップを脱がし、ジェルなどをアル綿で拭き取る。疲労度に関しては、アンケート（項目：疲れている、目がちかちかする、体がだるいの3項目をを4段階評価で、実験時間の制約上、質問紙は見せつつも、口頭で質問）を行い、3項目の平均をスコア化する。また、唾液アミラーゼモニターにより、客観的な疲労度のチェックも検討する。その結果、健常者を対象にニューロコミュニケーターシステムにおいて、成功率・疲労度の面で、4つの刺激提示方法のうち、もっとも効率のよい刺激提示方法が同定できる。

●心理的、身体的介入・・・キャップを装着し、パソコン画面に提示される刺激を見せる。課題遂行中は、見本と同じ刺激がフラッシュしたときに、頭の中でカウントするように依頼する（その刺激への注意を高めるため）。

②上記の記録のために対象者に課す負荷の見積もり（対象者の受ける負担、全期間における一人あたりの回数と1回あたりの所要時間。研究開始時・終了時の計測も含めること。）

●対象者の受ける負担・・・1回の実験セッションでは家庭用テレビゲームを3～5分間行う程度の負担があると推測される。それを計4回、最低5分間の休憩を置きながら行う。

●●全期間における一人あたりの回数・・・1回。

●1回あたりの所要時間・・・調節、後処理等含めて最大3時間（脳波による意思伝達実験自体は10分程度の作業を、休憩を入れつつ4回繰り返して約2時間以内）。

③音声、映像等を記録する場合の頻度と所要時間

・・・倫理規定に沿って実験が行われるかどうかの証拠とするためと、脳波の解析において、実験中の大きな体の動きなどが影響していないか確認するために、対象者の同意が得られればデジタルビデオカメラによって実験の様子を全期間（2～4時間）に渡って記録する。

(W) 記録した事実からエンドポイントを導出する手続き（複数の場合はそのすべてについて記載してください。エンドポイントから仮説の成立を立証するための判定基準とその理論的根拠もふくめること）

●予測精度・・・1階層版の実験結果（1セッション8ゲームを2セッション行った時の合計16ゲーム）中、予測に成功したゲーム数をカウントして予測精度（成功率）を、4刺激条件において求める。

●予測速度・・・上記16ゲームにおいて予測結果を出すまでに要した時間を予測速度として調べる。予測速度（秒）は予測に要したブロック数に1.125倍した時間である（7.11Hzで8種類のピクトグラムを疑似ランダムに1度ずつ提示するのが1ブロックとしている）。

(X) 国外の施設における実証試験の実施予定の有無（有りとした場合の相手国における研究倫理に関する対策なし）。

5. 対象者

(G) 対象者の選定基準（選択基準、除外基準、禁忌）

- ①選択基準：健常者
- ②除外基準：無し
- ③禁忌：癲癇の既往歴がある方。

(H) 予定人数（年齢層、性別、疾患・障害別等）

- ① 定人数：最大30名（今回のデザインは、反復測定による4要因の分散分析であり、この場合の統計検定（ $p < 0.05$ ）に必要な最低限の被験者数は15名であるので（effect size=0.25, power=0.8, $\epsilon = 1/3$ ）、30名の被験者数は、十分であるといえる）
- ②対象年齢：20歳以上
- ③性別による区別：なし
- ④健常者を対象とする

(I) 対象者への特別の配慮（未成年者、高齢者・障害者他の「特別の配慮を要する対象者」を含む場合、その理由とこれら特定の対象者に対する配慮）

該当なし

(D)対象者の募集・選定手続き（機縁募集 公募）

（機縁募集、公募のいずれか[または両方]をチェックし、以下の項目にしたがって記入）

【機縁募集による場合】

①機縁募集先、機縁先との関係（機縁先への依頼状等を添付すること）

該当なし

②対象者候補との接触方法。主治医、担当セラピスト、担当ソーシャルワーカー等と研究者の関係、役割分担。

該当なし

③施設の入所者、病院等の入院患者を対象とする場合、威圧、強制などを伴わないための特別の配慮

該当なし

【公募による場合】

①公募先

・・・学内の学生および職員

②公募手続き（公募媒体、公募方法、公募の文書・電話原稿など、具体的な選定の手順。）

・・・学内掲示による募集

(E)対象者の被る危害と便益（リスクとベネフィットの可能性）

①この研究に必然的に伴う侵襲

・・・なし。

②予見される身体的・心理的・社会的不利益、危害とそれへの対象者保護対策

・・・本研究においては、特定の身体的・心理的・社会的不利益は予見されない。

③危害・有害事象のために対象者を除外あるいは中断するための判断基準

・・・実験開始の後、何らかの理由による体調不良や疲れにより、被験者が実験を継続することが困難だと本人が判断した場合にはその時点で実験を中断する。その際、対象者から除外するか、日を改めて実験を再開するかは、諸事情を勘案して判断する。

④この研究のために健康被害が発生した時の措置

・・・実験中に何らかの理由により健康被害が発生した場合及び実験参加のための移動中の事故の場合には豊橋技術科学大学で加入している傷害保険で補償される。

⑤この研究によって対象者が直接受ける便益

・・・なし。

⑥この研究の結果社会が受ける便益

・・・実証実験を経て実用的な意思伝達装置が完成することによって、運動障害を持つなどで意思伝達に困難がある患者等のコミュニケーション支援を容易に行う事が出来るようになると期

待される。その結果、障害者の自立と社会参加を促進し、国民の生活の質(QOL)向上に大きく貢献できると考えられる。

(H) 対象者に提供する謝金、謝礼

・・・厚生労働省および各研究機関の規定と手続きに従い、謝金を提供する（対象者が辞退する場合は無し）。謝金の額は時給 950 円とする。なおこの額の根拠は、国立大学法人豊橋技術科学大学非常勤職員就業規則による。

(Y) インフォームド・コンセントの手続き

①説明の方法

- 個別に文書を添えて口頭にて説明する
- 集団で文書を添えて口頭にて説明する
- 文書の配布・掲示のみで口頭による説明はしない
(パイロット試験の時には可の場合がある)

②説明の実施者（氏名、所属）

南 哲人（豊橋技術科学大学）

③インフォームド・コンセントの具体的手順

実験内容を書面および口頭で説明し、文書による同意を得る。

(Z) 代諾者による同意の場合

該当なし

(AA) 対象者の個人情報保護・収集したデータのための安全管理

② 匿名化の措置

- 匿名化しない。 連結可能匿名化する。 連結不能匿名化する。

連結可能匿名化のときの連結表の管理者：南 哲人（豊橋技術科学大学）

ある時点で連結不能匿名化する場合：

連結不能匿名化の時期：

連結不能匿名化担当者名：

② 匿名化しない場合および連結可能匿名化する場合、その理由

今後、特定の試験対象者に対しては、改良に応じて複数回の計測を行う場合があり、そのような場合には前の結果との比較をする必要がある。もし、連結不能匿名化をしてしまうと、どれが前の結果かわからなくなるので、連結可能匿名化を行う。

③ 匿名化する場合の匿名化担当者（氏名・所属）：南 哲人（豊橋技術科学大学）

④ 研究期間中の個人情報、データ・試料等の保管

保管責任者：南 哲人（豊橋技術科学大学）

保管場所：実験室のキャビネット。

保管方法：通常、施錠し、実験従事者のみ、研究目的でのみアクセス可能とする。個人情報と ID 番号との対応表は、別キャビネットに施錠保管する。実験データのデジタルファイルは関係者のみ知りうるパスワードでログインが必要なパソコンのハードディスクに個人が特定できない様式で保管される（実験日や被験者の ID 番号などのファイル名がついて）。記録したビデオ画像についても、上記実験データと同様に、個人が特定できない様式で、パスワードロックされたパソコンのハードディスクに保管される。

⑤ 研究終了後の個人情報、データ・試料等の保管法、

保管期間：2017年3月まで

保管責任者：南 哲人（豊橋技術科学大学）

保管場所：名前や住所などの個人情報を打ち出した書類は実験室のキャビネット内。

実験データはパソコンのハードディスク内。

保管方法：キャビネットは施錠し、パソコンへはパスワードロックをかける。これらの情報・データには、実験従事者のみ、研究目的でのみでアクセス可能とする。

データ等の処分・破棄の方法：印刷書類、連結対応表はシュレッダー処理。実験デジタルデータ及び撮影したビデオの画像データは消去。

⑥ 同意書の保管

保管責任者：南 哲人（豊橋技術科学大学）

保管場所：実験室のキャビネット。

保管方法：通常、施錠し、実験従事者のみ、研究目的でのみアクセス可能とする。

破棄の時期：2017年3月

破棄の方法：シュレッダー処理。

6. 起こりうる利益相反とその管理

(A) 経済的な利益相反

なし。

(B) その他の利益相反（研究者が対象者となる利益相反、学生や従業員を対象者としたときの利益相反、患者と担当医療職との利益相反等の利益相反があれば、それを指摘し、その管理策について記載すること）

なし。

7. 特記事項

なし。

8. 研究者の素養

氏名	現職	最終学歴・専攻	この分野の研究歴、臨床経験等
南 哲人	豊橋技術科学大学・特任准教授・研究者	京都大学大学院情報学研究科博士課程・情報学博士（2004年）	認知神経科学者として7年。 BMI 関連の研究に関わって5年。
■	●豊橋技術科学大学・技術補佐員・研究者	豊橋技術科学大学博士課程・工学博士（2009年）	BMI 関連の研究に関わって5年。

9. 文献リスト（代表例）

1. 中島加恵, 南哲人, 中内茂樹 (2010), 記憶色の強さが脳波P3 に与える影響, 日本感性工学会論文集、9(2)、p235-242 (査読有)
2. 高井英明, 南哲人, 長谷川良平 (印刷中), P300に基づく認知型BMIにおける効率の良い刺激提示方法の検討, 日本感性工学会論文集 (査読有)
3. 橋本陽平, 南哲人, 長谷川良平, 中内茂樹 (印刷中), 商品キャラクタに対する認知状態と脳波の関連, 日本感性工学会論文集 (査読有)
4. 横田悠右, 南哲人, 中内茂樹 (印刷中), ERP に基づく視覚刺激における不自然さの推定, 日本感性工学会論文集 (査読有)
5. Noritake, Y., Minami, T. and Nakauchi, S. (印刷中), EEG Study of insight process of hidden figures, Clinical EEG and Neuroscience (査読有)(**ISBET2010 Award**)
6. Nakajima, K., Minami, T. and Nakauchi, S. (印刷中), EEG Study of insight process of hidden figures, Clinical EEG and Neuroscience (査読有)
7. Minami, T., Takai, H. and Hasegawa, P. R. (印刷中), Efficient methods of presenting visual stimuli for the P300-based cognitive interface, Clinical EEG and Neuroscience (査読有)

8. Minami, T., Goto, K., Kitazaki, M. and Nakauchi, S. (2009), Asymmetry of P3 amplitude during oddball tasks reflects the unnaturalness of visual stimuli, *Neuroreport*, 20, 1471-1476 (査読有)
9. 後藤紀美子, 南哲人, 北崎充晃, 中内茂樹 (2009), 顔認知処理に与える色情報の影響と時間特性, *日本感性工学会論文集*, 8(3), p527-534 (査読有)
10. Yokota, Y., Minami, T. and Nakauchi, S. (2009), Multisensory processing and gamma band activity in the unnaturalness and cross-modal priming, *The International Society for Brain Electromagnetic Topography (ISBET2009, Kyoto City International Community House, Japan)*, 27-30 (査読有)
11. Noritake, Y., Minami, T. and Nakauchi, S. (2009), Estimation of ambiguous states from a single-trial EEG recording, *The International Society for Brain Electromagnetic Topography (ISBET2009, Kyoto City International Community House, Japan)*, 67-70 (査読有)

対象者として支援機器実証試験に参加するための説明文書

この実証試験研究について

1. 試験課題：脳波による実用的意思伝達装置の開発

2. 実証試験実施者

実証試験研究代表者： (株) イノバテック 友田 洋

実験担当責任者： 豊橋技術科学大学 南 哲人

分担研究者： 豊橋技術科学大学

総括責任者： (独) 産業技術総合研究所 長谷川 良平

3. 研究の場所と期間

この実証試験は豊橋技術科学大学において全期間が2010年4月1日（または「実証試験の実施が承認された日」）から2011年3月31日までにまたがる予定です。ただし、対象者の方に参加していただく期間は実証実験の実施が承認された日から2011年3月31日までです。実験を行う日は、準備や片づけ等あわせて3時間以内。脳波記録実験自体は10分以内の作業を、休憩を入れつつ4回繰り返して約2時間以内で行う予定です。

4. 実証試験の背景と目的

脳卒中や筋萎縮性側索硬化症(ALS)などの神経疾患などが原因で、話したり書いたりする機能が低下し、思っていること(意思)を伝える事が困難になると、生活の質(QOL)が著しく低下してしまうといわれています。そこで、わたしたちの研究チームでは、話したり書いたりすることができなくなってしまった方々を対象に、頭の中で考えたときに発せられる脳波から伝えたい事を推測し、周囲の人に伝える事が出来る装置「ニューロコミュニケーター」の試作機を開発しました。ニューロコミュニケーター試作機は、パソコン画面に表示される絵柄を見て判別できるかたであれば、誰でもご使用いただけるように開発しております。今回の実証実験では、この装置をさまざまな方々に試用していただき、日常生活の中でどの程度実際に役立つか評価することを目的としております。ご協力いただいた方々から得られた結果をもとに、現在の試作機を、より実用的な装置に上げるための研究開発を推進しようと考えています。

5. 実証試験の方法

この実証試験では、脳波を使って、装置を制御する実験を行っていただきます。協力者の方にはまず、実験のための準備として、脳波を記録するためのセンサーが取り付けられた帽子(A)をかぶっていただきます。次に、脳波を記録しやすくするための専用ジェルをセンサーに注入し、頭皮とセンサーを密着させます(B)。この専用ジェルは、病院での検査にも使用されている、人体に無害なものです。センサー付き帽子から出ているケーブルを装置につなぐことで、脳波が計

測されます。

ここで、この装置が計測する脳波について説明しておきます。脳波には大きく分けて2種類あります。ひとつは、常に出ている脳波で、アルファ波やベータ波などと呼ばれるものです。もうひとつは、何かを見たり聞いたりした時だけに出てくる脳波です。その中でも特に、P300 という脳波は、何かを見たり聞いたりしてから、約300ミリセカンド後に見られるプラスの大きな電位で、人が注意を向けたかどうかを反映するという性質を持っています。この装置は、脳波をリアルタイムに計測・分析して、P300脳波が出ているかどうかを調べることによって、特定の意思を読み取る仕組みになっています。

この実証実験の目的は、どのような図柄を見たときにP300脳波が効果的に現れるのかを調べることです。また、この装置を使うことによって生じる疲労度も合わせて調べます。これらの調査結果は、意思の読み取り性能を向上させ、利用者にとって使いやすく疲労しづらい装置の開発のために用いられます。

以下に、実験の流れを説明します。

初めに、センサー付き帽子をかぶった状態で、パソコンの画面を目の前に置いて、いくつかの図柄をお見せします。これらの図柄はピクトグラムといい、「移動する」や「飲食する」などといったメッセージを表す選択肢です(C)。これらのピクトグラム中からひとつを選んでそれに注意を向けると、装置はそのときの脳波を分析して、どの選択肢が選ばれているかを判断します。これが、この装置の脳波を使った意思の読み取りの基本動作になります。どのピクトグラムに注意を向けているのかを装置が正確に判断することによって、喋ったり身体を動かしたりできない人でも意思を伝えることができるようになります。

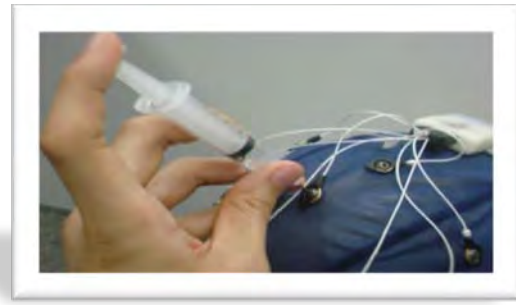
実験では、どのピクトグラムに対して注意を向けているのかを、装置がどのくらい正確に判断できるかを調べます。まず、あるひとつのピクトグラムを指定しますので、そのピクトグラムに注意を向けて、意識を集中していただきます。その時、ピクトグラムが点滅したり、一瞬だけ顔や文字などの別の図形に変わったりしますが、できるだけ指定したピクトグラムだけに注意を向けてください。実際に注意が向けられたピクトグラムと、装置が注意を向けたと判断したピクトグラムを比べることで、この装置の判断が正しいかどうかを評価します。

なお、画面は1秒間に7回切り替わります。この程度の変化であれば安全とされていますが、もし気分が悪くなるなどされましたら、いつでも、実験は終了できますので、遠慮なくおっしゃってください。

実験終了後、この装置を使用したことでどの程度疲労したのかを評価するため、唾液アミラーゼ検査を行います(D)。これは、検査用の特別な紙(D)を口の中に入れて唾液の量や成分を分析することによって、疲労度やストレスを調べるものです。この検査は短時間で完了し、検査紙も無害なものになっています。



A



B



C



D

なお、対象者のご同意の上で、デジタルビデオカメラによって実験の様子を全期間（2～4時間）に渡って記録させていただく場合があります。撮影の目的は、倫理規定に沿って実験が行われるかどうかの証拠とするためと、脳波の解析において、実験中の大きな体の動きなどが影響していないか確認するためのものです。

なお、実証試験の準備や実験内容等につきましては、別添の「被験者説明イラスト」を用いて詳しく説明させていただきます。

6. 研究に関する資料の開示について

この実験で集められた全体のデータは、個人を特定できない状態にした集計データの開示を行う事が可能です。また、ご自身の実験データ開示を希望される場合には、統計・演算処理を行う前の計測データのみ閲覧は可能です。この場合、計測データに関する考察等の説明は、医療行為とみなされる可能性がありますので、実験者からお伝えすることはできないことをご了承ください。

この研究への参加について

7. 研究への参加の任意性

この研究への参加は、自らの意思で実験協力にご同意いただいた方のみを対象としております。実験参加にご同意いただけても、なんら不利益を被ることはありません。また、いったん参加に同意した場合でも、いつでも不利益を受けることなく同意を撤回することができます。

8. この研究への参加をお願いする理由、代諾手続きの場合の参加が不可欠である理由

この研究では、自分の意思（思っている事）を、話す、あるいは書くという方法で表現できない方であったとしても、円滑なコミュニケーションが実現できる装置の開発を目的としています。そのためには、たくさんの健常者のデータをとり、効率のよい、疲れにくい刺激提示方法を検討することは、重度の運動障害者を対象とした本装置の開発につながると考えます。また、低頻度ですが、画面の一部がフラッシュしますので、癲癇の既往歴がある方は絶対に実験に参加しないようにお願いします。

9. この研究への参加を中断する場合

この研究への参加を中断したくなった場合には、いつでも実験者にお知らせくだされば、同意撤回書にご署名いただいたうえで即座に実験を中止いたします。中断することによる不利益はなんらありません。なお、その場合は、それまでのすべてのデータを破棄させていただきます。

10. この実証試験への参加に伴う危害の可能性、有害事象発生の際の補償について

この実証実験に使用する装置類の安全性については、最大限注意を払っておりますが、パソコン画面を見続けるという実験の性質上、眼の疲れや肩の凝りを感じられるかもしれません。もし、疲れたとお感じになられましたら、いつでも休憩を取ることができますので実験者にお知らせください。また、精度の高い脳波データを取るために、皮膚を消毒用エタノールで拭かせていただくことがあります。それにより皮膚が一時的に赤くなることがあるかもしれません。脳波計は省電力のコイン電池で作動し、人体への悪影響は知られておりません。また、脳波計が発する無線に関しても許可された帯域の無線周波数を用いており、無線 LAN と同程度しか、人体に影響はありません。

万一、有害事象が発生した場合には、豊橋技術科学大学が加入しております傷害保険が適用されます。

11. 研究により期待される便益

この研究に参加することによって、あなたに直接的な便益はありませんが、この研究が進む事で、意思伝達が困難な状態にある方のコミュニケーションを支援することで、社会とのかかわりを今まで以上に取りやすくなる装置の開発が可能になります。社会とのつながりを維持し続ける

事によって、生活の質(QOL)を高めるお手伝いができることを期待しています。

12. 個人情報の取り扱い

実験にご協力いただける方の個人情報は、この研究に関してのみ使用いたします。また、いただいた個人情報は、実験従事者以外はアクセスできない文書保存棚にて施錠保管し、厳重に管理します。一部デジタルデータは、パスワードロックされたパソコンのハードディスクに個人が特定できない形式で保管されます。また、研究終了時には、上記の個人情報保護規定に則り、管理または廃棄を行います。

13. 研究終了後の対応・研究成果の公表

研究成果は、主に統計処理したデータを、学術集会や学会誌等で発表、データベースとして公開、特許文書に記載する可能性があります。写真や動画など、個人情報および個人を特定できる可能性があるデータの公表を行う場合は、あらためて、事前に書面にて承諾をいただいております。

14. 研究のための費用

本研究は厚生労働省平成 22 年度障害者自立支援機器等開発促進事業による補助金によってサポートされています。

15. 研究に伴う対象者謝金等

実験にご協力いただいた方には、準備や片づけを含めご協力いただいた時間に応じて謝金(時給 950 円で 3 時間の予定)をお支払いいたします。金額は、豊橋技術科学大学の定める基準に従います。なお、実験を中断した場合は、一部しかお支払いできない場合があることを予めご了承ください。研究者側の都合で実験を中止する際は、原則的に謝金全額または当日分までお支払いいたします。

16. 知的財産権の帰属

この実験によって得られたすべての知的財産権は、豊橋技術科学大学もしくは関連研究機関に帰属致します。

17. 研究結果の他機関への提供の可能性

個人情報の取り扱い、提供先の機関名、提供先における利用目的が妥当であること等について倫理審査委員会で審査した上で、当該臨床研究の結果を他の機関へ提供する可能性があります。

問い合わせ先・苦情等の連絡先

この研究に関する問い合わせ先

豊橋技術科学大学・エレクトロニクス先端融合研究所・特任准教授・南哲人 (電話：0532-44-6779)

この研究に関する苦情等の連絡先

豊橋技術科学大学・エレクトロニクス先端融合研究所・支援室（電話： :0532-81-5117）

以上の内容をよくお読みになってご理解いただき、この研究に参加することに同意される場合は、別紙の「研究への参加についての同意書」に署名し、日付を記入して担当者にお渡し下さい。

同意撤回書

研究代表者: (所属・職名・氏名)

.....豊橋技術科学大学・エレクトロニクス先端融合研究所・特任准教授・南
哲人.....殿

私は、「脳波による実用的意思伝達装置の開発」の研究に対象者として参加することに同意し、同意書に署名しましたが、その同意を撤回することを担当研究者

..... 氏

に伝え、同意書は返却され、受領いたしました。ここに同意撤回書を提出します。

平成 年 月 日

(対象者本人による同意書を提出された場合は以下に署名、捺印をお願いします。)

対象者氏名 (自署)
生年月日
住所・連絡先

(代筆の場合) 代筆者署名 被験者からの同意撤回の確認方法:

(代諾者による同意書を提出された場合は以下に署名、捺印をお願いします。)

代諾者 (家族等) 氏名 (自署)

(注) 家族等とは、後見人、保佐人、親権者、父母、配偶者、成人の子又は兄弟姉妹等をいう。

対象者 (患者) との続柄
生年月日
住所・連絡先

本研究に関する同意撤回書を受領したことを証します。

担当研究者 印
所 属
職

同意書

実証試験代表者: (所属・職名・氏名)

豊橋技術科学大学・エレクトロニクス先端融合研究所・特任准教授・南 哲人 殿

試験課題: 脳波による実用的意思伝達装置の開発

私は、研究計画名「脳波による実用的意思伝達装置の開発」に関する以下の事項について説明を受けました。理解した項目については自分で□の中にレ印を入れて示しました。

- 研究を実施する研究者（説明文書及び補足資料 項目 2）
- 研究の場所と期間（説明文書及び補足資料 項目 3）
- 研究の背景と目的（説明文書及び補足資料 項目 4）
- 研究の方法（説明文書及び補足資料 項目 5）
- 研究に関する資料の開示について（説明文書及び補足資料 項目 6）
- 研究への参加が任意であること（研究への参加は任意であり、参加しないことで不利益な対応を受けないこと。また、いつでも同意を撤回でき、撤回しても何ら不利益を受けないこと。）（説明文書及び補足資料 項目 7）
- 私がこの研究への参加を依頼された理由（説明文書及び補足資料 項目 8）
- この調査への参加を中断する場合（説明文書及び補足資料 項目 9）
- この試験への参加に伴う危害の可能性について（説明文書及び補足資料 項目 10）
- 研究により期待される便益について（説明文書及び補足資料 項目 11）
- 個人情報の取り扱い（被験者のプライバシーの保護に最大限配慮すること）（説明文書及び補足資料 項目 12）
- 研究終了後の対応・研究成果の公表について（説明文書及び補足資料 項目 13）
- 研究のための費用（説明文書及び補足資料 項目 14）
- 研究の参加に伴う被験者謝金等（説明文書及び補足資料 項目 15）
- 知的財産権の帰属（説明文書及び補足資料 項目 16）
- 個人情報の取り扱い、提供先の機関名、提供先における利用目的が妥当であること等について倫理審査委員会にて審査した上で、当該臨床研究の結果を他の機関へ提供する可能性があること（説明文書及び補足資料 項目 17）
- 問い合わせ先・苦情等の連絡先

なお、この実証試験における私の映像（静止画、動画）の撮影につきましては、以下の□の中にレ印を入れて示しました。（説明文書及び補足資料項目 5）

- 撮影に同意しない。

撮影に同意する。なお、学術目的での必要に応じた公開については、

公開に同意しない

下記条件の下に公開に同意する

顔部分など個人の同定可能な画像も含んで良い

顔部分や眼部などを消去・ぼかすなど個人の同定不可能な状態に限る

その他（特別な希望があれば、以下にご記入ください）

これらの事項について確認したうえで、被験者として研究に参加することに同意します。

平成.....年.....月.....日

被験者署名.....

本研究に関する説明を行い、自由意思による同意が得られたことを確認します。

説明担当者（所属・職名・氏名）.....

開発成果の公表に関する一覧表

●書籍・雑誌など

公表者氏名	タイトル名	書籍・雑誌名	巻号	出版社名	出版地	出版年	ページ
高井英明、 南哲人、 長谷川良平	P300に基づく 認知型BMIにお ける効率の良 い刺激提示方 法の検討	日本感性工学会 論文誌	10(2)	日本感性工 学会	東京	2011	pp89-94
Minami T., Takai H., H asegawa R.	Efficient met hods of prese nting visual stimuli for t he P300-based cognitive in terface.	Journal of Cli nical EEG & Ne uroscience	41(4)	EEG & Clin ical Neuro science So ciety	Istanbul, Turkey	2011	
長谷川良平	脳波計測によ る意思伝達装 置「ニューロコ ミュニケーター 」開発の取り 組み	ノーマライゼー ション	2010年 6月号	日本障害者 リハビリ定 ション協会	東京	2010	pp22-25
長谷川良平、 深谷親、 南哲人	ひととひとをつ なぐ512種類 のメッセージ を伝えるため に～脳研究 の成果を活か したアプロー チを～	JALSA（日本ALS 協会会報）	80	日本ALS協 会	東京	2010	pp32-35
深谷 親、 片山容一	第6章 機能的 脳神経外科疾 患 頭痛.	EBMに基づく脳 神経疾患の基本 治療指針		Medical Vi ew	東京	2010	pp313- 316
深谷 親、 片山容一	第6章 機能的 脳神経外科疾 患 痙性斜頸.	EBMに基づく脳 神経疾患の基本 治療指針		Medical Vi ew	東京	2010	pp321- 323
深谷 親、 片山容一	第6章 機能的 脳神経外科疾 患 Parkinson 病・振戦・不随 音運動	EBMに基づく脳 神経疾患の基本 治療指針		Medical Vi ew	東京	2010	pp317- 320
深谷 親、 山本隆充、 片山容一	IV-1. パーキ ンソン病：脳深 部刺激法にエ ビデンスはあ るのか	EBM 脳神経外科 疾患の治療		中外医学社	東京	2010	pp268- 273

Fukaya C, Sumi K, Otaka T, Obuchi T, Kano T, Kobayashi K, Oshima H, Yamamoto T, Katayama Y	Nexframe frameless stereotaxy with multitract microrecording: accuracy evaluated by frame-based stereotactic X-ray.	Stereotactic Funct Neurosurg	88	ASSFN (American Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery)	米国	2010	163-168
Yamamoto T, Katayama Y, Kobayashi K, Oshima H, Fukaya C	Deep brain stimulation for the treatment of vegetative state.	European J Neuroscience	32	Wiley	米国	2010	1145-1151
Kobayashi K, Katayama Y, Otaka T, Obuchi T, Kano T, Nagao T, Kasai M, Oshima H, Fukaya C, Yamamoto T	Thalamic deep brain stimulation for the treatment of action myoclonus caused by perinatal anoxia.	Stereotactic Funct Neurosurg	88	ASSFN (American Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery)	米国	2010	259-263
Nishikawa Y, Kobayashi K, Oshima H, Fukaya C, Yamamoto T, Katayama Y, Ogawa A, Ogasawara K	Direct relief of levodopa-induced dyskinesia by stimulation in the area above the subthalamic nucleus in a patient with Parkinson's disease--case report.	Neurol Med Chir (Tokyo)	50	日本脳神経外科学会	東京	2010	257-259
山本隆充、深谷 親、片山 容一	大脳電気刺激と脳の可塑性	MB Med Reha	118	泰山堂書店	岡山	2010	53-58
深谷 親、山本隆充、片山 容一	パーキンソン病に対する脳深部刺激療法の現状と将来展望	脳神経外科速報	20	メディカ出版	大阪	2010	552-558
山本隆充、深谷 親、片山 容一	遷延性意識障害に対する脳深部刺激療法	臨床脳波	52	永井書店	大阪	2010	200-206

深谷 親、山本隆充、片山容一	脳深部刺激療法. 特集・神経疾患に対するもう一つのEBM-Engineering Based Medicine	Brain Medical	22	メディカルレビュー社	大阪	2010	231-236
深谷 親、小林一太、大島秀規、山本隆充、片山容一	脳深部刺激療法の実際 特集 脳深部刺激療法	神経内科	73	科学評論社	東京	2010	443-449
山本隆充、大淵敏樹、小林一太、大島秀規、深谷親、片山容一	B. 神経障害性疼痛. 6. 中枢神経性疼痛に対するケタミン点滴療法. ペインクリニックで使用する薬の新展開	ペインクリニック	31	真興交易(株)医書出版部	東京	2010	S297-S305
山本隆充、深谷親、小林一太、片山容一	遷延性意識障害例に対する電気生理学的評価の応用性	臨床脳波	52	永井書店	大阪	2010	637-642
深谷 親, 小林一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山容一	脳深部刺激療法の神経倫理: 新たな視点からの問題提起	機能的脳神経外科	49 (1)	日本定位・機能神経外科学会事務局	東京	2010	14-15
深谷 親, 渡辺 充, 森下登史, 角光一郎, 大高稔晴, 大淵敏樹, 四條克倫, 小林一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山容一	DBS電極留置術へのFrameless with multi-tract microrecording systemの導入	機能的脳神経外科	49 (1)	日本定位・機能神経外科学会事務局	東京	2010	16-17
小林一太、渡辺 充、森下登史、角光一郎、大高稔晴、大淵敏樹、四條克倫、加納利和、大島秀規、深谷親、山本隆充、片山容一	Holmes' tremor に対する dual electrode stimulation	機能的脳神経外科	49 (1)	日本定位・機能神経外科学会事務局	東京	2010	62-63

下田健太郎, 渡辺 充, 森下 登史, 光 一郎, 大高 稔晴, 大 敏樹, 四 條 克倫, 加納 利和, 永岡 右章, 小林 一太, 大島 秀規, 深谷 親, 山本 隆充, 片山 容一	STN-DBS 後一定の安定期を経た突然精神症状を呈した二例	機能的脳神経外科	49 (1)	日本定位・機能神経外科学会事務局	東京	2010	70-71
大高 稔晴, 渡辺 充, 森下 登史, 角 光 一郎, 大 敏樹, 四 條 克倫, 加納 利和, 永岡 右章, 小林 一太, 大島 秀規, 深谷 親, 山本 隆充, 片山 容一	パーキンソン病患者に対する視床下核刺激療法後の運動症状の改善を予測する因子：特に罹病期間についての検討	機能的脳神経外科	49 (1)	日本定位・機能神経外科学会事務局	東京	2010	72-73
渡辺 充, 下田 健太郎, 森下 登史, 角 光 一郎, 大高 稔晴, 大 敏樹, 四 條 克倫, 加納 利和, 永岡 右章, 小林 一太, 大島 秀規, 深谷 親, 山本 隆充, 片山 容一	STN-DBS におけるtractographyのターゲティングへの応用	機能的脳神経外科	49 (1)	日本定位・機能神経外科学会事務局	東京	2010	80-81
深谷 親, 渡辺 充, 森下 登史, 角 光 一郎, 大高 稔晴, 大 敏樹, 四 條 克倫, 加納 利和, 永岡 右章, 小林 一太, 大島 秀規, 深谷 親, 山本 隆充, 片山 容一	フレームレスシステムを用いたmulti-tract microrecording	機能的脳神経外科	49 (2)	日本定位・機能神経外科学会事務局	東京	2010	182-187

高井英明, 南哲人, 長谷川良平	P300に基づく認知型BMIにおける効率の良い刺激提示方法の検討	日本感性工学会 論文集	10(2)	日本感性工学会	東京	2011	89-94
橋本陽平, 南哲人, 長谷川良平, 中内茂樹	商品キャラクターに対する認知状態と脳波の関連	日本感性工学会 論文集	10(2)	日本感性工学会	東京	2011	123-129
横田悠右, 南哲人, 中内茂樹	ERPに基づく視覚刺激における不自然さの推定	日本感性工学会 論文集	10(2)	日本感性工学会	東京	2011	277-286
Minami, T., Goto, K., Kitazaki, M. and Nakachi, S	Effects of color information on face processing using event-related potentials and gamma oscillations,	Neuroscience	176	International brain research organization	フランス	2011	25-273

●学会発表や展示会など

発表者氏名	展示会名	主催者	開催期間	開催場所
長谷川良平	大阪大学-産総研連携シンポジウム「ライフサイエンスとロボティクス融合技術による新産業創成」 (講演) ニューロコミュニケーターの開発～脳波による意思伝達装置	大阪大学、 産総研	2011.03.30	大阪
長谷川良平	(講演) ニューロコミュニケーター～脳波による意思伝達装置の開発～	映像情報メディア学会 ヒューマンインフォメーション研究会	2011.03.16	東京
長谷川良平	(講演) 認知型BMI技術を用いた意思伝達装置の開発～ハイテク福祉機器開発&新産業創出を目指して～	自動車技術会 第5回ヒューマンファクター部門委員会	2011.02.25	東京
長谷川良平	東京都神経科学総合研究所ミニシンポジウム「筋萎縮性側索硬化症療養者における革新的な意思伝達手段開発に関する研究ミニシンポジウム」(講演) ニューロコミュニケーター開発経過と今後の展開	東京都神経科学総合研究所	2010.08.30	東京

高井英明、 長谷川良平	平成22年度地域リハビリテーション従事者専門研修会 (講演) 意思伝達を支援する認知型BMI「ニューロコミュニケーター」の開発	富山県リハビリテーション支援センター、 富山県高志リハビリテーション病院	2010.07.24	富山
長谷川良平	MATLAB EXPO in Tsukuba～MATLABの概要から適用事例・導入効果まで～ (講演) MATLAB/Simulinkを用いた脳波解析による意思伝達装置（ニューロコミュニケーター）の開発	Mathworks Japan	2010.05.28	茨城
長谷川良平	産総研ライフサイエンス分野シンポジウム「第3期の新展開と幹細胞工学新研究センターの発足」 (講演) 健康な生き方を実現する技術：脳情報を用活用するニューロテクノロジーの現状と展望～重度運動障害者の自立支援に向けて～	産総研	2010.04.16	東京
長谷川良平	JSTウインターサイエンスキャンプ@産総研「生きていることと生きること～遺伝子の世界と脳の世界～」 (講師) 実験6 ブレイン-マシンインターフェース	JST、 産総研	2010.12.24	茨城

長谷川良平	産総研オープンラボ (出展) 脳波による外部機器制御～QOL向上と新産業創出を目指して	産総研	2010. 10. 14-15	茨城
長谷川良平	産総研一般公開 (出展) パソコンやラジコンを頭の動きで操作する？	産総研	2010. 07. 24	茨城
深谷 親, 渡辺充, 角光一郎, 大淵俊樹, 大高稔晴, 小林一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山容一	(シンポジウム) フレームレスシステムとベンガン法を用いたDBS電極留置術	第24回日本ニューロモデレーション学会 山本隆充 日本大学医学部先端医学系 応用システム神経科学分野	2010. 5. 22	東京
深谷 親, 山本隆充, 片山容一	(第25回生体・生理工学シンポジウム) 脳深部刺激による不随意運動の治療	計測自動制御学会 2010 岡 久雄 岡山大学大学院保険学研究科	2010. 9. 23-25	岡山
深谷 親, 下田健太郎, 渡辺充, 森下登史, 角光一郎, 大高稔晴, 大淵俊樹, 加納利和, 小林一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山容一	(シンポジウム) ジストニアに対する脳深部刺激療法の長期成績	第50回日本定位・機能神経外科学会 栗栖 薫 広島大学大学院医歯薬学総合研究科 脳神経外科学 教授	2011. 1. 21-22	広島
深谷 親	(講演) パーキンソン病に対する脳深部刺激療法の問題と展望－手術適応と術後調整－	ベーリンガーTL meeting	2010. 11. 30	東京

深谷 親	(講演) 脳深部刺激療法の実 際－パーキンソン病 を中心に－	秋田県立脳血管セ ンター講演会	2010.12.14	秋田
深谷 親, 小林 一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山 容一	(プレナリーセッシ ョン) 不随意運動症に対す る脳深部刺激療法	第30回脳神経外科 コンgres 山梨大学脳神経外 科	2010.5.7-9	横浜
深谷 親, 小林 一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山 容一	(ハンズオンセミナ ー) 脳深部刺激療法	第30回脳神経外科 コンgres 山梨大学脳神経外 科	2010.5.6	横浜
深谷 親	(教育講演) 脳深部刺激療法の 臨床と応用	ニューロモデュレ ーション学会立会 業者向け講演会	2010.5.23	東京
深谷 親, 山本 隆充, 片山容一	(教育講演) 脳神経外科術中マッ ピング・モニタリン グの基本	第13回日本病院脳 神経外科学会 齋藤孝次 社会医療法人孝仁 会 理事長	2010.7.17-18	釧路
深谷 親, 小林 一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山 容一	(研究会講師) 意識障害の評価と治 療：特にNeuromodul ation療法について	玉川大学脳科学研 究所「脳科学リテラ シー」部門 第8回研 究会 玉川大学脳科学研 究所脳科学研究セ ンター	2010.10.16-17	東京
深谷 親, 小林 一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山 容一	(招待演者) DBS後の薬物療法と 刺激調整について - 日本大学の実際-	第一回脳神経外科 医のためのPD薬物 療法フォーラム	2010.11.13	東京
深谷 親, 小林 一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山 容一	(招待演者) パーキンソン病20年 治療 - DBS: adaptati on and post therapy -	パーキンソン病20 年を見据えた治療 研究会	2010.11.26	東京

深谷 親, 小林一太, 大島秀規, 山本隆充, 片山容一	(特別講演) パーキンソン病に対する脳深部刺激療法の実際-とくにSTN-DBSを中心に-	第11回北海道機能神経外科研究会	2010. 12. 4	札幌
Minami, T., Takai, H. and Hasegawa, P. R.,	Efficient methods of presenting visual stimuli for the P300-based cognitive interface	7th Annual ECNS/ISNIP Conference	2010. 9. 14-19	イスタンブール、トルコ
Nakajima, K., Minami, T., Nakachi, S.	Event-related potential correlated to facial color processing,	7th Annual ECNS/ISNIP Conference	2010. 9. 14-19	イスタンブール、トルコ
Noritake, Y., Minami, T., Nakachi, S.	EEG study of insight process of hidden figures	7th Annual ECNS/ISNIP Conference	2010. 9. 14-19	イスタンブール、トルコ
中島加恵, 南哲人, 中内茂樹	顔色の違いが顔選択的成分 N170 に与える影響	Neuro2010	2010. 9. 2-4	神戸