

障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト

**BMI 型生活環境制御装置の小型化と
実証評価に関する研究開発**

平成21年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 中島 八十一

平成22(2010)年4月

目 次

I. 総括研究報告

ブレイン・マシン・インターフェイス(BMI)による障害者自立支援機器の開発 中島 八十一	----- 1
---	---------

II. 分担研究報告

1. 分野間連携に基づいた BMI による障害者自立支援機器の開発 神作 憲司	----- 9
--	---------

III. 研究成果の刊行に関する一覧表	----- 27
---------------------	----------

IV. 研究成果の刊行物・別刷	----- 29
-----------------	----------

I. 総括研究報告

障害者保健福祉推進事業（障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト）

総括研究報告書

BMI 型生活環境制御装置の小型化と実証評価に関する研究開発（5）

研究代表者 中島 八十一 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長

研究要旨

本研究課題では、外傷または神経難病などにより発話不能や四肢の運動麻痺を伴いコミュニケーションや日常動作に困難をきたしている障害者の活動領域を拡張させることを目指し、脳波を用いて制御する、実用的なブレイン-マシン・インターフェイス (BMI) 型生活環境制御装置を研究開発した。システムは、PC を含めてドック化し、取り回しの良いものとした。脳波計は連結による拡張を可能とし、4ch、8ch、12ch の3種類で構成できるように設計し、筋電スイッチ信号等他の生体信号入力端子を確保した。制御用のソフトウェアの開発を行い、さらに、着脱容易な脳波電極の開発も行った。これらの研究開発は、筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、頸髄損傷による四肢麻痺者、脳性麻痺等不随意運動を伴う者を中心とする障害者からの実用データのフィードバックのもと行った。

研究分担者

神作憲司

国立障害者リハビリテーションセンター
感覚機能系障害研究部感覚認知障害研究室長

ある。近年、この BMI 技術を利用して、運動やコミュニケーションの補助、生活環境の制御などへの応用を図る動きが注目されている。

本研究課題では、外傷または神経難病などにより発話不能や四肢の運動麻痺を伴いコミュニケーションや日常動作に困難をきたしている障害者の活動領域を拡張させることを目指し、脳波を用いて制御する、実用的なブレイン-マシン・インターフェイス

(BMI) 型生活環境制御装置を研究開発する。またその開発は、障害の現場での早期実用化を目指し、筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、頸髄損傷による四肢麻痺者、脳性麻痺等不随意運動を伴う者を中心とする障害者からの実用データのフィードバックのもと行う。

A. 研究開発目的

「ブレイン-マシン・インターフェイス (Brain-Machine Interface: BMI)」もしくは「ブレイン-コンピュータ・インターフェイス (Brain-Computer Interface: BCI)」とは、脳からの信号を計測し、それを利用して機器操作やコンピュータ操作を行うための技術で

B. 研究開発方法

BMI 型生活環境制御装置の開発を進めるとともに、障害者に実験へと参加いただくことで実用データを収集しフィードバックをかけ、BMI 技術の実用化に向けた研究開発を行った。

開発にあたり、これまでに蓄積した BMI 研究開発経験やシステム脳神経科学研究の経験等を活かし、実用的な BMI 型生活環境制御装置の仕様策定を進めた。システムは、介助者等からの意見を踏まえ、PC を含めてドック化し、取り回しの良いものを目指した。さらに障害者の方に参加いただいた実用データも活かして、機器の性能を含めた仕様の妥当性の検証を行った。また、企業等の技術力調査を並行して行い、委託開発先を選定していった。そして、開発期間の後半には、策定した仕様に基づいてシステム設計を行い、委託開発先と共に機器開発を行った。

実用データ収集に関しては、国立障害者リハビリテーションセンター病院との連携を深めつつ行うとともに、筋萎縮性側索硬化症（ALS）に関してあきらめない医療を実践し成功を収めている公立八鹿病院の近藤清彦神経内科部長と連携し行った。

対象は、筋萎縮性側索硬化症（ALS）、頸髄損傷による四肢麻痺者、脳性麻痺等不随意運動を伴う者を中心とする障害者とした。さらに様々な障害をお持ちの方のニーズを探るため、脳卒中後失語症、低酸素脳症の方からも実用データを収集した。

C. 研究開発結果

BMI 型生活環境制御装置の小型化・ドック化に向けた機器開発として、脳波計、制御のための専用小型 PC を完成させ、さらに制御用ソフトウェアの開発を行った。

脳波計の開発にあたって、これまでに蓄積した BMI 研究開発経験やシステム脳神経科学研究の経験等を活かし、BMI に特化した設計を行うことで、既存の試作 1 号機に比べて、容積比 25%、重量で 240g の軽量化に成功した。

これまでの研究の結果、多くの被験者では、後頭部より 4ch の脳波が得られれば、実用的な BMI の精度が得られていたため、本機では 1 台あたりの入力端子を 4ch に絞った。ただし、A/D 変換に関しては 24bit の分解能を確保した。また、複数の脳波計を連結する機能も盛り込んだため、多くのチャンネルが必要な場合にも対応可能であり、4ch、8ch、12ch の 3 種類で構成できる。

システム全体の最適化を進めるため、専用の小型 PC の開発も行った。脳波計と合わせたサイズとしたため、システム全体でドック化が可能である。

さらに BMI の制御用ソフトウェアの開発を行った。操作パネルの階層化や家電制御設定の簡略化、メールソフト・インターネット巡回ソフトなどの機能を盛り込み、より実生活での使用を意識したシステムを実装した。

BMI 型生活環境制御装置の実用化に向けた実用データ収集としては、筋萎縮性側索硬化症（ALS）2 名、頸髄損傷 6 名、脳性麻痺 3 名に参加いただいた。さらに様々な障害をお持ちの方のニーズを探るため、脳卒中後失語症、低酸素脳症の方にも参加いただいた。

このうち、頸髄損傷、ALS、脳性麻痺の方

では、近年 Kubler らや Nijboer らが唱えている実用可能な水準とされる操作精度 (70%以上) をクリアしていることが確かめられた。

脳卒中後失語症、低酸素脳症の方については、原疾患による脳機能の障害が問題となり、さらなる研究開発が必要であることがわかった。

実用データ収集の過程では、随時、ニーズの調査も行った。電極の装着、装置の配置、訓練方法などについて改善を要する点も見つかかり、実用化に向けた様々な課題、ノウハウを得ることができた。

D. 今後の課題について

本研究の研究開発は、BMI 機器の実用化に向けて、システムの小型化・ドック化、小型軽量のコンピュータ上での動作、拡張も容易なソフトウェアの開発、そして障害を持つ方々からの実用データ収集も合わせて行なわれた。以下、今後の課題や考慮すべきこと等を記載する。

本研究では頸髄損傷 6 名、筋萎縮性側索硬化症(ALS)2 名、脳性麻痺 3 名、脳卒中後失語症 2 名、低酸素脳症 2 名の方に実験に協力していただいた。これらの実験を行なうにあたり、被験者からの同意書取得が困難なケースもあったが、その場合は家族等より同意書を取得した。低酸素脳症以外の方々では chance rate より高い正答率を得ることが出来たことから、基本的な脳波の取得から解析、判別までの機能的な部分は実用十分なレベルに達しつつあると言える。しかしながら、例えば BMI 機器に関しての説明が難しかった例もあり、これについては、積極的なアウトリーチ活動等により BMI 機器の一般への

知識を普及することも有用だろう。他にも刺激の提示手法、電極の設置や除去、長時間連続使用による影響や、長期間使用による影響など、日常的な機器の使用に関しては今後さらなる配慮が必要となると考えられた。また、外出時等にて使用する際には、脳波キャップのデザインも重要となるだろう。デザインと機能を両立させたい。

また、今回の BMI 機器に使用しているソフトウェアは、小型 PC でも十分に駆動できるような動作の軽量化と、使用機器の追加が容易に行なえるような拡張性の確保を重点において行なった。前者については、従来実験用に主として用いてきた MATLAB 系からの脱却、および機能の異なる複数のスレッドを作成し、必要なものは常時動作させるが、連携が必要なものについては同時ではなく雪崩的に動作させることによる CPU 負荷の軽減、脳波計へのアクセス回数低減によるデータ流量と占有率の軽減等がある。これらは近年、安価な CPU までマルチコア化されてきたことにより有用になった手法である。後者については、対象となる機器を増やす場合や、使用者の環境に合わせた調整が容易になるように xml 形式での記述を行なった。しかしながら、実際の使用者、もしくは介助者が容易に操作対象を追加、変更することを考慮した場合、将来的にはより簡易な GUI での拡張が可能になるようなソフトウェアの開発も必要となる。これに限らず使用者を想定しより簡易に使用、拡張を可能にする仕組みを作成していくことが望まれる。

今回の開発は、目標を実生活環境での使用に設定し行なわれた。しかしながら、実際に開発を行なって始めて見えてくるものも多かった。これまで研究室で行なわれてきた

研究を、障害の現場へと展開させるための重要な礎と位置付けたい。

E. 考察

BMI 型生活環境制御装置の小型化と実証評価をすすめていくためには、基礎医学・臨床医学と工学などの、分野間の連携を推進していく必要がある。本研究では、分担研究者の神作が、システム脳神経科学を背景としつつ理工学者・医師・さらには企業研究者とともに研究開発に取り組んだ。この際、実証評価の知見を活かしながら、より実用的な機器となるべく開発した。そして主任研究者の中島が、それらすべてを統括するとともに、臨床神経生理学の視点からの助言を与えた。

こうした取り組みをさらにすすめ、BMI 型生活環境制御装置の実用化を図っていきたい。

F. 結論

BMI を用いた生活環境制御装置の実用化に向けて、小型化・ドック化された試作機の開発に成功した。障害者の方に参加いただきながら、実証評価を進めていくことで、BMI 型生活環境制御装置の実用化に向けた道筋をつけることができた。

G. 健康危険情報

なし

H. 研究発表（参考資料）

1. 論文発表

論文：原著

Kansaku, K., Hata, N., Takano, K. My thoughts through a robot's eyes: an augmented reality-brain-machine interface. *Neuroscience Research*, 66(2): 219-222, 2010.

Takano, K., Komatsu, T., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K. Visual stimuli for the P300 brain-computer interface: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. *Clinical Neurophysiology*, 120(8): 1562-1566, 2009.

論文：総説

中島八十一. オーバービュー：社会的行動障害と高次脳機能障害支援, *Clinical Rehabilitation*, 18 (12): 1066-1071, 2009.

中島八十一. 入門 リハビリテーション科学研究② 《実践的リハ科学研究の展開の仕方-1》高次脳機能障害における各種リハ研究の場合. *リハビリテーション研究*, 140: 38-42, 2009.

中島八十一. 高次脳機能障害の現状と課題. *日本リハビリテーション病院・施設協会誌*, 121:10-15, 2009.

神作憲司. ブレイン・リーディング. *Clinical Neuroscience*, 2010. (招待) (印刷中)

池上史郎、神作憲司. ブレイン-マシン・インターフェイス (BMI) の今後の展開. *作業療法ジャーナル*, 2010. (招待) (印刷中)

論文：抄録・プロシーディング

外山滋、高野弘二、池上史郎、神作憲司. Brain Machine Interface のための脳波測定用ゲル電極の開発. 信学技報 (IEICE Technical Report), 109(359): 23-26, 2010.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Parieto-temporal activity is correlated with the sense of agency during visual target tracking. *NeuroImage*, 2010.

Kansaku, K., Takano, K., Takahashi, T., Kitazawa, S. Reciprocal roles for the right and left hemispheres in reversal of subjective temporal order due to arm crossing. Program No. 94.3. 2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Chicago: Society for Neuroscience, 2009. Online.

Takano, K., Kansaku, K. Neuromagnetic activities during the P300-BCI: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. Program No. 664.21. 2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Chicago: Society for Neuroscience, 2009. Online.

Ikegami, S., Takano, K., Komatsu, T., Saeki, N., Kansaku, K. Operation of a BMI based environmental control system by patients with cervical spinal cord injury. Program No. 664.16. 2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Chicago: Society for Neuroscience, 2009. Online.

Komatsu, T., Takano, K., Nakajima, Y., Kansaku, K. A BMI based environmental

control system: a combination of sensorimotor rhythm, P300, and virtual reality. Program No. 360.14. 2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Chicago: Society for Neuroscience, 2009. Online.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural activity in the parieto-temporal area is correlated with the subjective sense of agency during hand movements of visual target tracking Program No. 379.9. 2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Chicago: Society for Neuroscience, 2009. Online.

Takano, K., Ikegami, S., Komatsu, T., Kansaku, K. Green/blue flicker matrices for the P300 BCI improve the subjective feeling of comfort. *Neuroscience Research*, 2009. (P2-k16)

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural correlates of the sense of agency during hand movements of visual-target tracking. *Neuroscience Research*, 2009. (P2-h16)

書籍

Kansaku, K. The Intelligent Environment: Brain-Machine Interfaces for Environmental Control. *Smart Houses: Advanced Technology for Living Independently*. (Eds) Ferguson-Pell, M., Stefanov, D., Berlin, Springer Verlag, 2009. (in press)

その他

神作憲司. 脳波信号で操作する環境制御装置. 日本ALS協会会報. 2010. (印刷中)

2. 学会発表

一般口演・ポスター

外山滋、高野弘二、池上史郎、神作憲司.
BMIに用いる脳波測定用電極の開発. 第49回
化学センサ研究発表会 (電気化学会第77回
大会). 2010年3月; 富山.

Kansaku, K. System-neuroscience may
contribute to expand the range of activities in
persons with disabilities. *JSPS-DFG 第2回日独
ラウンドテーブル. –Cooperative Technology
in Future: Cognitive Technical Systems–*. Feb
2010; Tokyo, Japan.

外山滋、高野弘二、池上史郎、神作憲司.
Brain-Machine Interface のための脳波測定用
ゲル電極の開発. 有機エレクトロニクス研
究会 (電子情報通信学会). 2010年1月; 東
京.

池上史郎、高野弘二、小松知章、中島八
十一、神作憲司. 脊髄損傷者による BMI 生
活環境制御システムの使用. 第26回 国立障
害者リハビリテーションセンター業績発表
会. 2009年12月; 所沢.

Kansaku, K., Takano, K., Takahashi, T.,
Kitazawa, S. Reciprocal roles for the right and
left hemispheres in reversal of subjective
temporal order due to arm crossing. *The 39th
Annual Meeting of the Society for Neuroscience*.
Oct 2009; Chicago, USA.

Takano, K., Kansaku, K. Neuromagnetic

activities during the P300-BCI: a comparison of
white/gray and green/blue flicker matrices. *The
39th Annual Meeting of the Society for
Neuroscience*. Oct 2009; Chicago, USA.

Ikegami, S., Takano, K., Komatsu, T., Saeki,
N., Kansaku, K. Operation of a BMI based
environmental control system by patients with
cervical spinal cord injury. *The 39th Annual
Meeting of the Society for Neuroscience*. Oct
2009; Chicago, USA.

Komatsu, T., Takano, K., Nakajima, Y.,
Kansaku, K. A BMI based environmental
control system: a combination of sensorimotor
rhythm, P300, and virtual reality. *The 39th
Annual Meeting of the Society for Neuroscience*.
Oct 2009; Chicago, USA.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural
activity in the parieto-temporal area is correlated
with the subjective sense of agency during hand
movements of visual target tracking. *The 39th
Annual Meeting of the Society for Neuroscience*.
Oct 2009; Chicago, USA.

Takano, K., Ikegami, S., Komatsu, T.,
Kansaku, K. Green/blue flicker matrices for the
P300 BCI improve the subjective feeling of
comfort. *The 32nd Annual Meeting of Japan
Neuroscience Society*. September 2009; Nagoya,
Japan.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural
correlates of the sense of agency during hand
movements of visual-target tracking. *The 32nd*

Annual Meeting of Japan Neuroscience Society.
September 2009; Nagoya, Japan.

講演等

中島八十一. 高次脳機能障害者の地域支援. 第57回日本職業・災害医学会学術大会. 2009年11月;高槻.

竹内成生、中島八十一、門田宏、望月芳子、関口浩文. 空間認知記憶課題における予測と遂行評価. 日本臨床神経生理学会第39回学術大会. 2009年11月; 於北九州国際会議場.

関口浩文、竹内成生、門田宏、河野豊、中島八十一. 脳波電極リード線の再配置によるTMS-EEGの効果的なアーチファクト減弱法. 日本臨床神経生理学会第39回学術大会. 2009年11月;於北九州国際会議場.

河野豊、関口浩文、門田宏、竹内成生、上野友之、永田博司、中島八十一. 経頭蓋磁気刺激を用いたMirror therapyにおける皮質脊髄路の興奮性に関する研究. 日本臨床神経生理学会第39回学術大会. 2009年11月; 於北九州国際会議場.

中島八十一. 高次脳機能障害者の地域生活支援推進に係わる今後の展開について. 徳島県高次脳機能障害講演会. 2009年11月; 徳島.

中島八十一. 高次脳機能障害者の支援. リハビリテーション看護研修. 2009年10月;所沢.

中島八十一. 高次脳機能障害者の地域生活支援推進に係わる今後の展開について. 高次脳機能障害支援普及事業関東甲信越ブロック・東京ブロック合同会議. 2009年10月;東京.

河野 豊、中島八十一. 経頭蓋磁気刺激による短潜時誘発脳波と高次脳機能障害. 日本高次脳機能障害学会. 2009年10月;札幌.

中島八十一. 高次脳機能障害支援普及事業. 全国都道府県・政令市・中核市担当職員会議. 2009年9月; 厚生労働省 東京

中島八十一. 高次脳機能障害の支援. 2009年9月; 別府重度障害者支援センター 別府.

神作憲司. BMI/BCI技術による障害者自立支援. 平成22年電気学会全国大会・シンポジウム. 2010年3月; 東京.

Kansaku, K. BMI/BCI technologies for persons with disabilities. *Conference on Systems-Neuroscience and Rehabilitation.* March 2010; Tokorozawa, Japan. (conference organizer)

神作憲司. 障害者のための実用的なBrain-Machine Interface. 統計数理研究所・共同研究集会「医学・工学における逆問題とその周辺」. 2009年11月; 東京.(特別講演)

神作憲司. ヒト概念操作の脳内機構. 第2回発達臨床と理論研究懇話会. 2009年11

月; 東京.

B. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

外山滋、神作憲司、高野弘二. 脳波測定用電極、脳波測定用電極付きキャップ及び脳波測定装置. (特願 2009-257366).

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

・研究発表欄、研究成果欄には、本研究内容をご理解いただくための資料を掲載した。

II. 分担研究報告

障害者保健福祉推進事業（障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト）
分担研究報告書

BMI 型生活環境制御装置の小型化と実証評価に関する研究開発（5）
分担研究課題：分野間連携に基づいた BMI 型生活環境制御装置の開発

研究分担者	神作 憲司	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
研究協力者	和田 真	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研究員
研究協力者	高野 弘二	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
研究協力者	池上 史郎	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
研究協力者	小松 知章	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客員研究員
研究協力者	外山 滋	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 障害工学部主任研究官

研究要旨

障害者の活動領域を拡張させるため、脳波を用いて制御する、実用的なブレイン・マシン・インターフェイス（BMI）型生活環境制御装置（BMI-ECS）を研究開発した。開発は特に、脳波を用いた BMI により障害者の生活環境制御を行うために、特定の視覚刺激を注視した際に生じる P300 様脳波信号を利用してきたこれまでの経験を活かし、これを発展させた。システムは、PC を含めてドック化し、介助者等が取り回しの良いものとした。脳波計は連結による拡張を可能とし、4ch、8ch、12ch の 3 種類で構成できるように設計し、筋電スイッチ信号等他の生体信号入力端子を確保した。制御用のソフトウェアの開発を行い、さらに、着脱容易な脳波電極の開発も行った。これらの研究開発は、システム脳神経科学者、理工学者、医師等とが連携しつつ、筋萎縮性側索硬化症（ALS）、頸髄損傷による四肢麻痺者、脳性麻痺等不随意運動を伴う者を中心とする障害者からの実用データのフィードバックのもと行った。

分担研究課題（小課題）：実用性の高いBMI型生活環境制御装置の開発

A. 研究開発目的

「ブレイン-マシン・インターフェイス (Brain-Machine Interface: BMI)」もしくは「ブレイン-コンピュータ・インターフェイス (Brain-Computer Interface: BCI)」とは、脳からの信号を計測し、それを利用して機器操作やコンピュータ操作を行うための技術である。脳からの信号を利用することで、手足を使うことなく、義肢、電動車いす、コンピュータ、ロボットなどを操作できれば、障害者の活動領域の拡張に貢献できる可能性がある。

近年、計測技術やシステム脳神経科学研究等の進展が著しい。NicolelisやChapinらが動物実験としてのBMI技術の確立に成功し、また人工内耳や脳深部刺激といった人間に対するBMIのバックグラウンドとなる技術も成熟してきた。脳へ電極を刺入する等手術が必要なものは、技術的にも倫理的にもハードルが高く、実用化へは時間がかかると考えられている。一方、脳波等を利用すれば、非侵襲的にBMIが実現できる可能性がある。

本研究では脳波を用いたBMI技術を障害者が実際に使うべく開発し、障害者が失った機能を取り戻し、活動領域を拡張することを目的として研究を行う。

我々の先行研究では、非侵襲的な脳機能計測手法である脳波を用い、視覚刺激にて誘発される脳由来信号に着目したBMI型生活環境制御システム (BMI-ECS) を開発した。健常者での試験に引き続き、C3/4 レベ

ルの頸髄損傷の方で、近年 Kubler らや Nijboer らが唱えている実用的な水準 (70% 以上の精度) での操作が可能であることを示した (Komatsu, et al., 2007, Neurosci Res Suppl)。

次に、従来の白と灰の輝度変化 (白/灰) による視覚刺激に変えて、緑と青の色変化 (緑/青) の視覚刺激を採用することで、健常者において、視覚アナログスケール (VAS) にて評価した使用感およびオンラインでの操作精度 (正答率) が有意に向上することを報告した (Takano, et al., 2008, Soci Neurosci Abstr; Takano et al, 2009, Clin Neurophysiol; Takano, et al., 2009, Neurosci Res Suppl)。

さらに、頸髄損傷者 (9 名) において、開発してきた実験用システムを用いて実用データを計測し、実用的な水準での操作が可能であることも示した (Ikegami, et al., 2009, Soci Neurosci Abstr)。

本研究では、これらの研究開発経験を生かし、より実用性の高いBMI型生活環境制御に向けて、BMIに最適化された脳波計および計測システムを開発する。

● 小型デジタル脳波計について

BMIに使用可能な脳波計として、既にいくつかの市販品が知られているが、臨床の現場で用いるシステムとしては、さらなる小型化や操作の簡便化が必要である。

たとえば、既存の市販品としては、Neuroscan社 (米国)、Brain Product社 (ドイツ)、g.tec社 (オーストリア) の製品が知られて

おり、我々の研究グループでも、g.tec 社の脳波計を購入し、BMI 研究と実用性の検討のために使用している。しかし、これらの機器はいずれも研究用機器として販売されており、操作が煩雑であるうえ、BMI 機器としては不要な機能を含む。価格等も考慮し、医療・福祉の現場で日常的に使用するには、実用的とはいえない。

そこで、本研究では、システムの最適化を含めて、BMI 機器として必要十分な機能を持つ小型デジタル脳波計の開発を行うことにした。

● 小型 PC について

これまでは市販品の PC をシステムに利用することで研究開発を進めてきたが、要求される機能から大型の機器を使用することとなり、据え付けや操作が難しくなるという問題があった。そこで、本研究では、日常使用で取り回しが容易な BMI システムを構築するために、小型 PC の開発にも取り組んだ。

● システムとソフトウェアについて

現時点で BMI のシステムとして代表的なものは、ニューヨーク州立大学で開発された”BCI2000”とオーストリアの g.tec 社のシステムである。前者は、オープンソースではあり、広く利用されているが、現時点では研究開発が目的であり、すぐに日常生活での使用が可能な仕様ではない。また、商用利用に制限があるため、このシステムをベースに開発を進め、将来的に事業化を行う場合、知的財産の権利関係で問題が生じる可能性がある。一方、後者は市販品であるため、これをベースとした開発は難しい。

我々の研究開発も、当初は g.tec のシステムを使用して開始したが、実用性の高い BMI 型生活環境制御装置の開発を行うに当たって、既に述べたような問題も含まれるため、自由度の高いシステムの自主開発に取り組むことにした。

● 脳波電極について

BMI に用いる電極は、従来の脳波測定に比べてより日常的に、かつ長時間にわたって連続的に使用されることが予想される。そのため、装着や取り外しが容易であること、電極交換の手間がかからないように数日乃至数週間の長期にわたって連続的に装着可能であること、頭皮への負担が少ないことなどの諸条件を満たすものでなくてはならない。

しかし、これまでに用いられている脳波測定用電極は、頭皮と電極との間のインピーダンスを下げるために、使用前に電極の上に導電性ペーストを充填するものが多く使われている。ペーストを使用する場合、頭髪が電極と頭皮との間に挟まっても、ペーストが頭髪の裏に回り込むため電極と頭皮との間の導通が確保される。しかし、ペースト式電極の場合、装着の度に電極にペーストを充填するので手間がかかる他、電極を取り外した後に頭髪や頭皮に残るペーストを除去しなければならない。このため、ペーストを使用しないペーストレス型電極が求められている。

そこで、本研究では、BMI に使用可能な電極として、導電性ゲルを使用毎に充填して用いる方式の電極の開発に取り組んだ。

以上の背景から、本研究では、BMI 型生

活環境制御装置の小型化・ドック化に向けた機器開発として、小型デジタル脳波計、制御のための専用小型 PC を作成、制御用ソフトウェア、電極の開発を行った。

B. 研究開発方法

これまでの研究 (Komatsu, et al., 2007, Neurosci Res Suppl; Komatsu, et al., 2009, Soci Neurosci Abstr) で、脳波計それ自身、さらに脳波計からの必要な脳波データの取得、そして符号化された信号を外部の機器に伝達する方法については開発を進めてきた。本研究では、BMI 型生活環境制御装置のシステム全体について最適化を行い、小型軽量化に取り組むと共に、実用に向けた機能の拡充を行った。

● 小型デジタル脳波計

脳波計については、我々のグループが検討を進めてきたシステムの更なる小型化を進めた。

Krusiensi らの先行研究によれば、視覚誘発電位を利用する BMI では、後頭部の 3 ch の脳波信号があれば、精度は落ちるものの推定が可能である。

試作の脳波計を用いた我々の予備実験でも、4 ch の入力があれば、“まばたき”、“閉眼時の α 波”を検出および確認することができ、視覚誘発による BMI も利用できることも確認できた。このため、開発した脳波計では、最小構成として 1 台あたり 4 チャンネルの入力とした。デジタル信号としてデータを取り込む際に必要な A/D 変換の精度は 24bit とした。これによって、微細な脳活動の変化を捉えることが可能となり、解

析手法の改良により、より精度を高めることが期待できる。

使用者の特性や用途によっては 4 チャンネル以上の入力が必要な場合も考えられるため、多くのチャンネルが必要な場合にも複数脳波計の連結によるチャンネル数の増加に対応可能な仕様とした。

● 小型 PC

研究用に開発した BMI システムでは、これまで大型のデスクトップ PC を使用してきた。処理能力という点では申し分ないものの、図 1 に示す通り、全体でラック 1 台が必要なシステムであり、取り回しは容易ではなかった。一方、近年、様々なノート PC が市販され、中には、デスクトップ PC に近い能力を持つ機種も出回っている。今回開発する BMI システムでも、安価な市販ノート PC の利用が考えられた。しかし、モニタやキーボードの位置を自由に動かすことができないため、BMI システムのパッケージ化にはなじまない。したがって、今回の開発では、システム全体の最適化を進めるため、専用の小型 PC の開発も行った。ハードウェア操作系などは BMI の実行に必要な機能に最適化した。

基本ソフトウェア等は、既存の Windows システムを用いたが、小型の PC では、処理能力の制限もあるため、合わせて BMI システムのソフトウェアの高速化も行った。外寸についても脳波計と合わせたサイズとし、システム全体でドック化できるようにした。

● システムとソフトウェア

BMI を制御するためのソフトウェアも実用化に向けた開発を行った。

開発した脳波計からの信号取得とそこから必要な長さのデータを切り出す機能、さらにそのデータを元に行なった解析結果を受けて機器の操作を行なう機能（家電操作のための赤外線出力、ネットワーク越しの機器制御のための TCP/IP 通信機能）に関しては、我々がこれまでに自主開発した経験を活かして、システムに組み込んだ。

さらに、実用化に向けた機能として、操作手順の簡略化に取り組んだ。

これまでの BMI システムは、研究目的かつ開発途上にあつたため、操作にコマンド入力が必要（コマンドユーザーインターフェイス; CUI）であつたり、状況に応じたプログラムの書き換えが必要であつたりしたため、日常的な使用には適当なものではなかった。今回の開発では、介助者がプログラムを容易に立ち上げ、操作できるようにグラフィカルユーザーインターフェイスを全面的に採用した。

具体的な操作手順は以下の通りである。介助者が、利用者に事前の頭皮電極を付け、コンピュータの電源を入れ、BMI のためのプログラムを起動、システム開始のボタンを押す。このようにシステムを立ち上げた後は、利用者が BMI システムを用いて操作ができるようにした。操作パネルは階層化されており、行いたい動作を順々に選択することで、家電制御など様々な操作を BMI で行うことを実現した。

家庭内あるいは病院内での利用を考えるにあたって、必要であると考えられる機能をリストアップし、実装を行ってきたが、何よりも実際のニーズが重要である。これまで研究グループは、福祉機器展（HCR2008）において動作デモを行うと共

に来場者へのアンケート調査を行い、現場にて必要な機能について検討を行なったりしており、本研究でもそれらのニーズ調査により得た情報を利用した。



図 1 従来機との比較
従来機（左）と今回の開発機（右）



図 2 今回開発した脳波計（左）と
従来の脳波計（右）の比較

● 脳波電極

ゲル充填型電極、および電極に充填しやすい形にゲルを成形するための電極充填用ゲル成型器について開発を行った。

導電性ゲルとしては、食品添加物としても使用可能なカルボキシメチルセルロース・ナトリウム塩（CMC・Na）、グリセロール、塩化カルシウム、純水を用いてゲル化したものを使用した。

ゲル充填型電極は、三次元立体成型機（ZPrinter 310、Z Corp.製）を用いて母体を

作製した後、ゲル接触面に Au/Ag 層を真空蒸着にて形成し、さらに導線を接続することで試作した。

電極充填用ゲル成型器は、三次元立体成型機を用いて試作した。

C. 研究開発結果

今回開発した小型脳波計の機能については表 1 に示す。システム全体の最適化を通じて、従来は、カートによる持ち運びが必要であったが、今回のシステムでは、手持ちでの移動にも対応できるほど小型化を行なうことができた (図 1)。システム全体に必要な電力量もモニタを含めて定格 40W/h 程度に収めることが出来た。常時電力消費量はより小さいため、電動車椅子での使用も検討しうる。

脳波計の小型軽量化について、今回の開発により従来品と比較して容量で約 25% の小型化、重量で 240g の軽量化を達成した (図 2)。脳波計 1 台の重量は 1kg 以下である (960g)。これは本研究グループが昨年度に開発したものと比較して約 25% 小型である。寸法としては $H \times W \times D(\text{mm}) = 30 \times 200 \times 180$ となっており、本研究グループで BMI の実証試験用として使用してきた Guger technologies 社の gUSBamp(40×197×155) と容積を比較すると今回の開発品は 20% 程度小型である。計測可能なチャンネル数が異なるため一概に比較は出来ないが、512Hz での脳波の取得が可能でありかつ各種解析手法の適用が可能である BMI 用脳波計としては、より小型のものとなる。

また、小型化を行なうにあたって、内部回路の見直しを行い、計測時のノイズも従

来機と比較して大幅に低減させることに成功した。

BMI 機器制御用に、専用の小型 PC を開発した。従来の大型デスクトップ PC では、バーチャルリアリティ (VR) 環境を用意していた。VR 中の機器を「操作」することで、機器操作の練習・デモを行っていたが、VR のためのソフトウェアは多大な処理能力を要求するため、小型 PC への実装は断念した。代わりに、ネットワーク上に接続されている他の PC 上で VR 環境を再生し、小型 PC から操作できるようにした。これにより従来機同様に VR による練習およびデモが可能である。さらに動作の軽量化を達成するため、機器間の通信とデータの保持の方式に変更を加えることにより PC から脳波計へのデータの問合せ回数を低減させた。その結果として底面積が脳波計と同じ寸法の小型コンピュータ (図 3, 図 4) であっても、BMI システムを動作させることが可能となり、脳波計とコンピュータの、ドック化が可能になった。

BMI 制御のソフトウェアについて、研究グループが前年度、福祉機器展 (HCR2008) にて行なったニーズ調査では、メール機能や WEB 巡回機能などコミュニケーション機能への要望が多かった。この結果を受けて本年度のシステム開発では主としてコミュニケーション機能の拡張に重点を置いて行なっていた (詳細は他稿参照)。

具体的には日本語の文字入力画面で、携帯電話で用いられるような予測変換機能を搭載した。さらに、入力した文字も、ファイルに保存できるようにしただけでなく、E-mail の発信や、音声合成、および合成された音声を skype を用いて遠隔地に伝える

機能も盛り込んだ。

さらに情報の発信以外にも、情報の”取得”も重要であると考え、インターネットから情報を得るためにブラウザの操作にも対応する機能を暫定的にはあるが盛り込んだ。これによって自分自身による情報の取得と発信というコミュニケーションの循環が生じ、より広い範囲、より具体的な形で社会への参加を可能にすることが期待できる。

脳波電極の試作も行った。試作に用いたゲル成型器およびそれを用いて成形されたゲルチップを図に示す（図5）。導電性ゲルは粘弾性があるものであるが、これを適量成型器に入れ、上から成型器の蓋を押し付けることにより成形できる。成形の際に余分なゲルは成型器に設けられた孔を通して除去する仕組みである。これにより、再現性良く、均一なサイズのゲルチップを作製することができるため、障害者の周辺に居る人が現場で容易に加工することが可能になるものと思われる。

今回のゲル充填式電極の試作では、脳波キャップ上に設けられた孔にゲルチップを入れ、上から電極本体を押し込むことで容易に装着することが可能な電極を開発することができた。頭部に対してゲルを押し込むため、ゲルが髪の毛の間を通して変形し、頭皮に達することができたものと考えられ、脳波測定にも支障が無かった。

D. 考察

実用性の高い BMI 型生活環境制御装置を開発するため、本研究では、脳波計のさらなる小型軽量化と BMI システムを使用する

コンピュータの小型化、制御ソフトウェアの最適化やコミュニケーション機能の拡充を行った。

新たに開発した小型脳波計と専用の小型 PC を 1 つのシステムとして、ドック化することで、これまでは、遠隔地での実験のたびに、複数の研究員、技術補助員が装置の移動とセッティングを行う必要があったのに対して、新しい装置を用いれば、介助者 1 人の手で移動が可能となる。消費電力を 40W/h に抑えたこともあって、将来的には、電動車椅子への搭載も不可能ではないと考えられる。



図3 小型 PC(下)と脳波計(上)

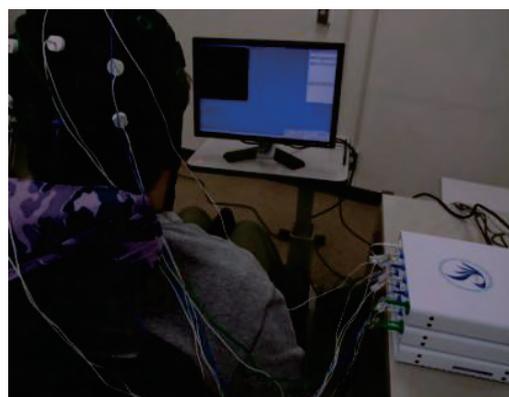


図4 使用時の写真



図 5 試作した電極充填用ゲル成型器（複数の部品からなる）および成形加工されたゲルチップ（最前列）

脳波計 1 つの重量が 1 kg 以下と、従来品に比べると大幅な軽量化を果たしてはいるが、実用化を考えると、システム全体でのさらなる小型化が望まれる。外部ノイズを防ぐための金属ケースが、重量の多くを占めており、将来的な回路の改善やノイズ除去法の発展などによって軽量化の余地が残されている。

また、実証評価を念頭に、複数台のシステムの製作を行った。今後はこれを用いて、障害者の方による実証評価をさらに進め、システムの最適化と必要とされる機能の実装を行っていく。

E. 結論

今回の機器は現在のところ、どれも家庭用電源により動作しており、ベッドサイドに取り付けるなど、家庭内あるいは病院内での使用には対応できる。車椅子への搭載は今後の課題である。電源の問題に加え、屋外での使用は、外部光への対策が必要である。実証評価を通じて、より実用的なシ

ステムに向けて開発を進めていくことが必要であろう。

表 1. 脳波計の仕様詳細

入力	信号: 4 端子 (3 台の連結により 12 端子まで拡張可能) GND: 2 端子(電極、および拡張用) REF: 2 端子(電極、および拡張用)
サンプリング周波数	512Hz(±0.5Hz 以下)
分解能	24bit
データインデックス	0-65535(cyclic)
出力	脳波測定データ
通信	USB2.0 × 1
データ転送周期	250ms
電源	DC5V 入力
インターフェイス	外部パルス入力端子
重量	960(g)
寸法	30×200×180(mm)

分担研究課題（小課題）：BMI型生活環境制御システムの臨床評価

A. 研究目的

「ブレイン-マシン・インターフェイス (Brain-Machine Interface: BMI) / ブレイン-コンピュータ・インターフェイス (Brain-Computer Interface: BCI)」とは、脳からの信号を計測し、それを利用して機器操作を行う技術である。BMIを用いて、運動やコミュニケーションの補助、生活環境の制御等を可能とすることが期待されている。

本研究の目標は、意思決定が可能でもそれを表出することが出来ない患者や障害者がBMIを利用することで、疾病により失われた機能を補填し、より自立した生活を可能とすることである。本分担研究では、頸髄損傷や筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、脳性麻痺など様々な障害をお持ちの方に、実際に参加し、フィードバックをいただくことで、BMI技術の実証評価を行った。

BMIのコミュニケーションへの応用を視野に置いたこれまでの研究では、認知機能を反映した脳波の成分に着目した報告が多い。Donchinらは、操作パネル上に文字などの視覚刺激を配置して、注意を向けていた視覚刺激の輝度変化に応じて生じるP300様の脳波を検出するシステムを構築した (P300 スペラー)。このシステムでは頭皮上に装着した脳波電極から非侵襲的に信号を抽出する。この抽出された脳波信号を解析することで、提示した文字のうちどれを注視しているのかを判別し、体を動かすことなく、文字入力を行うことを可能とする。

これまでの我々の研究では、Donchinらが報告したP300 スペラーを拡張することで、

視覚刺激にて誘発された脳波信号をもとに、ライトの点灯やテレビのチャンネル切り替えといった家電操作等が可能な環境制御システム (BMI-ECS) を開発した (Komatsu, et al., 2007, Neurosci Res Suppl; Komatsu, et al., 2009, Soci Neurosci Abstr)。このシステムでは、脳波変化から特定されたコマンドを赤外線やLAN回線を通じて家電などの外部機器に送ることで、手足を動かさずに脳からの信号だけで機器を操作することを可能とする。

当初はDonchinらと同様に、脳波変化を検出するための視覚刺激として輝度変化を用いていたが、これに色変化 (緑/青) を加えることで、健常被験者にて視覚アナログスケール (VAS) を用いて評価した使用感、およびオンラインでの操作精度 (正答率) が有意に向上することを見出し報告した (Takano, et al., 2009, Clin Neurophysiol; Takano, et al., 2009, Neurosci Res Suppl)。

さらに、このBMI-ECSを用いてC3/4レベルの頸髄損傷の方1名の実験に成功し (Komatsu, et al., 2007, Neurosci Res Suppl)、その後9名の頸髄損傷者によるBMI-ECSの実証評価でも実用に耐えうる操作精度を達成できることを明らかとした (Ikegami, et al., 2009, Soci Neurosci Abstr)。この研究では、受傷後の時期や視覚刺激の条件 (慢性期脊髄損傷者、色変化) によってはトレーニング無しでも平均正答率80%以上に達していた。しかし、国立障害者リハビリテーションセンター病院にて行った亜急性期頸髄損傷者4名に対する実用データ収集の結果、その操作精度が十分でないことも明らかとなっている。

BMI-ECS の実用を目指すにあたり、多様な疾患・障害による BMI-ECS 操作精度などの特性を評価する必要性が生じた。

本分担研究では、頸髄損傷や筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、脳性麻痺といった、より幅広い疾患・障害群を対象として、日常生活での BMI-ECS の実用を目指した基礎的な実証評価を行うと共に、被験者からの聞き取りを通じてニーズ調査を行った。

B. 研究方法

本研究で用いる BMI-ECS では、操作パネルに提示される視覚刺激に対して誘発される脳波信号を頭皮上の脳波電極から抽出、解析する。P300 様の脳波変化を検出することで、注目している記号や文字を判別し、特定されたコマンドを外部機器に送信する。

操作パネルとして、3x3 マス、4x4 マス、8x10 マスのマトリクスに記号や平仮名を配置したパネルを用意した。それぞれのアイコンに、動作や文字入力を割り当てることで、デスクライトおよびバーチャルリアリティ空間 (VR 空間) の電化製品の操作、ひらがなワープロの入力を行えるようにした。先行研究により、白と灰の輝度変化と比較して緑と青の色変化により、操作精度が向上することが示されており (Takano, et al., 2009, Clin Neurophysiol)、視覚刺激提示には、主に緑と青の色変化を用いた (図 1)。

全てのアイコンがランダムに 1 回ずつ強調されるのを 1 周として、10 周するとコマンドが入力されるよう設定した。8 か所の脳波電極から記録された脳波をオンラインで解析することで (線形判別分析)、操作精度 (正答率) を評価した。得られた平均正答率 P から機器の処理速度の指標として $\text{bit rate} =$

$\log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 [(1 - P)/(N - 1)] \times 60 / (0.175 \times RC \times S)$ を算出した (N はマトリクスのマス数、 RC はマトリクスの行と列の合計数、 S はアイコンの強調回数)。また、輝度変化と色変化の条件で実験を行った方からは輝度変化と色変化による使用感の差を視覚アナログスケール (VAS、図 2) により評価した。



図 1 : (上) 平仮名入力用パネル
(下) デスクライト操作用パネル

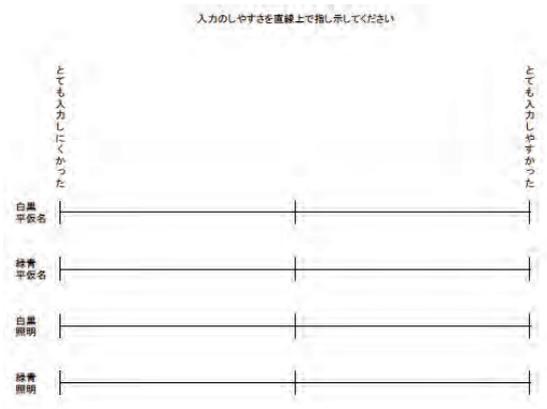


図 2：視覚的アナログスケール（VAS）

これまでに BMI の実験を経験したことが無い方（計 15 名）に本システムを用いた実験を行い、実用データを収集した。被験者は、意思疎通に問題の無い頸髄損傷 6 名、筋萎縮性側索硬化症（ALS）2 名、脳性麻痺 3 名である。さらに、発語や書字に障害のある脳卒中後失語症 2 名、意思表示が困難な低酸素脳症 2 名の方にも参加頂いた。

ALS の 2 名は、厚生労働省筋萎縮性側索硬化症の重症度分類 5 度に相当し、気管切開および人工呼吸器、経管栄養を要する状態であったため、公立八鹿病院入院中の病室にて実験を行った。それ以外の方は、国立障害者リハビリテーションセンター研究所内にて実験を行った（図 3）。

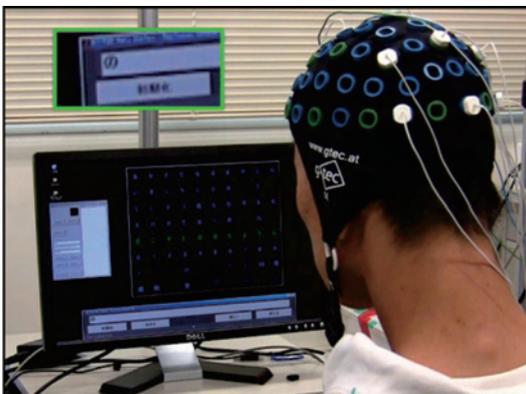


図 3 平仮名入力の実験風景

（倫理面への配慮）

ヒトを対象とする本研究は、全てヘルシンキ宣言に基づき、また、申請者の所属研究機関の倫理委員会の承認のもと行った。さらに、本研究の非侵襲脳機能計測法を用いた実験は、日本神経科学学会研究倫理委員会「ヒト脳機能の非侵襲的研究」に関する倫理小委員会による「ヒト脳機能の非侵襲的研究」の倫理問題などに関する指針に基づき実施した。

被験者及び保護者・関係者から、口頭ならびに文書にてのインフォームドコンセントを徹底し、自発的な同意を得た上で実験を行った。実験中は無用な苦痛を与えないように配慮した。

本研究で実施したすべての実験について、被験者の個人情報などに係るプライバシーの保護に配慮し、被験者が如何なる不利益を受けないように配慮した。結果の公表に関しては検査・実験の受諾と同様に被験者及び保護者・関係者から、口頭ならびに文書にてのインフォームドコンセントを徹底し、承諾を得た。また、個人が特定されないように格別の注意を払った。

C. 研究結果

頸髄損傷 6 名、筋萎縮性側索硬化症（ALS）2 名、脳性麻痺 3 名、脳卒中後失語症 2 名、低酸素脳症 2 名の方に本システムを用いた実験を行った。頸髄損傷 6 名と脳性麻痺 3 名は輝度変化と色変化の両方の条件で、他の 6 名は色変化条件で実験を行った。

頸髄損傷、筋萎縮性側索硬化症（ALS）による四肢麻痺者による結果を記す。頸髄損傷 6 名では、デスクライトの点灯・明るさ調整・消灯、ワープロによる平仮名入力のオン

ライン操作を行っていただき、輝度変化と色変化の両方の条件で実験を行った。それぞれ 15 回のコマンド（文字）入力を行い、平均 86%の精度でコマンド（文字）を入力が可能であった。bit rate はデスクライトの操作で平均 10.7 bit/min、文字入力で平均 10.1 bit/min あった。デスクライトの制御では、輝度変化条件で平均 83%の精度、色変化条件で平均 82%の精度であった。一方、ひらがなの入力では、輝度変化、色変化ともに平均 90%の精度であった。VAS を用いた輝度変化と色変化による使用感は、それぞれ平均 62%、61%で明らかな有意差は認めなかった。

筋萎縮性側索硬化症（ALS）2名では、オンラインでのデスクライトの操作、ワープロによる平仮名の入力を行っていただいた。気管切開および人工呼吸器の使用があったため、発語は不能であったが口の動きや表情で簡単な応答は可能で、担当医師や理学療法士と共に反応を確認しながら実験を行った。デスクライトの操作で 15 回のコマンド入力をしていただき、平均で 57%の精度であった。その後、ワープロによる平仮名の入力を行ったが、2 名とも実験中に疲労の訴えがあり、15 回の入力の途中で中止した。人工呼吸器などの医療機器からのノイズの混入などが懸念されたが、測定時のモニター上では明らかなノイズは認めなかった。

次に、脳性麻痺等不随意運動を伴う者を中心とする障害者による結果を記す。脳性麻痺 3名では、デスクライトの操作、平仮名入力のオンライン操作を行っていただいた。それぞれ 15 回のコマンド（文字）入力を行い、平均 71%の精度でコマンド（文字）を入力が可能であった。bit rate はデスクライトの操作で平均 9.4 bit/min、文字入力で平均 7.4

bit/min あった。輝度変化と色変化の両方の条件で実験を行い、成績の比較を行った。デスクライトの制御では、輝度変化条件で平均 69%の精度であったのに対し、色変化条件で平均 76%の精度であった。一方、ひらがなの入力では、輝度変化で平均 62%の精度であったのに対し、色変化で平均 78%の精度であった。健常者と同様に視覚刺激に色変化を使用した場合に精度が向上する傾向が認められた。輝度変化と色変化による使用感は、それぞれ平均 60%、66%で色変化条件にて高い傾向がみられたが、明らかな有意差は認めなかった。

さらに様々な障害をお持ちの方のニーズを探るため、脳卒中後失語症、低酸素脳症の方に依頼しデータ収集した結果を記す。脳卒中後失語症 2名では、デスクライト操作およびワープロによる平仮名入力を行っていただいた。平均 71%の精度で入力が可能であった。指示するコマンドや文字入力に対しては、上記の通り実用レベルの正答率であったが、本人の意思で自由に入力を行うことは困難であった。

低酸素脳症の 2 名にはオンラインでのデスクライトの操作や VR 空間の電化製品の操作をお願いした。これらの方々は発語も困難で意思疎通は家族を介して行う必要があった。操作パネルに関しては、「アイコンが小さい」、「配置を変えたらよいかもしれない」といった指摘もあり、画面の大きさを変えるなど工夫を行ったが、有意な正答を得ることができなかった。

D. 考察

視覚誘発 BMIに関する先行研究(Takano et

al, 2009, Clin Neurophysiol) により、健常者での実用的な精度が実証されており、本研究では、意思決定が出来てもそれを表示することが困難な患者や障害者の方を対象に BMI の操作精度を検証した。対象障害は、脊髄損傷、筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、脳性麻痺、脳卒中後失語症、低酸素脳症とした。これらの障害種別に対する操作精度等の関係について以下に論ずる。

四肢麻痺者の内、頸髄損傷 6 名の方では、先行研究による健常被験者の結果と同レベルの精度、bit rate が実現できた。筋萎縮性側索硬化症 (ALS) の 2 名の方は、平均 57% の精度で、先行研究と比較して低い水準にとどまった。事前に心配された医療機器由来のノイズは見られなかったものの、気管切開や人工呼吸器などによる体位の制限により視覚入力が不安定になったのが一因と考えられ、モニターの配置や頭部の固定に工夫を要することが判明した。また、体位の制限によりセットアップに時間を要したことが疲労感を招いた原因とも考えられた。

不随意運動を伴う脳性麻痺の 3 名では平均 70% 以上であった。近年 Kubler らや Nijboer らは実用可能な目安として 70% 以上の操作精度を提唱しており、おおむね実用的な水準の精度が確認された。しかし、他 2 名より不随意運動や筋緊張が強かった 1 名では平均 70% 以下の精度であった。不随意運動や過度の筋緊張が多く、筋電の混入が操作精度の上から原因と考えられ、入力時の姿勢保持に工夫が必要であることが判明した。

脳卒中後失語症の 2 名の被験者は、指示に対して平均 70% の正答率が達成され、ほぼ実用レベルで BMI を操作することは可能と

考えられたが、本人の自由な意思による円滑な入力には困難であった。原疾患による失語・失書障害が原因であると考えられ、さらなる検討が必要であることが示唆された。

低酸素脳症の 2 名では、今回開発した BMI-ECS を駆動することは困難であった。被験者本人の応答を直接確認することが困難で、1 名の方では不随意運動も認めたことも影響していると考えられる。また、視野に部分欠損があるとの情報もあり、原疾患により視覚や注意に関わる領域が障害されていた可能性も考えられる。聴覚や触覚など視覚以外の感覚入力を用いる方法の開発など、別の手法を検討する必要がある。

このように様々な障害の方に使用いただくことで、頸髄損傷や脳性麻痺などでは本 BMI-ECS が有効であることが示された。不随意運動や筋緊張の強い脳性麻痺患者や進行期 ALS 患者では、モニターの配置や頭部の固定といった工夫により、十分な精度での操作が可能となることも示唆された。使用者本人や家族からの訴えやニーズを確認することで更なる機器開発につなげることが可能となると考えられ、また機器のセットアップの簡易化や使用者の体位固定等も考慮していく必要が明らかになった。

本研究で用いた視覚誘発型の BMI-ECS では、実用可能な目安での操作を可能としており、今回の対象者でも同等の正答率が確認された。ただし、疾患・病態により正答率のばらつきも認めたため、その適応の時期の検討や個々のニーズに即した操作パネルの導入も検討する必要がある。

今後、こうした装置がより汎用の福祉機器となっていく場合には、QUEST 等による評価も追加していく必要があるだろう。また、

長期の使用が可能となった場合には、SEIQoL-DW等を用いて、生活の質の変化も評価したい。

今後とも、システムをより発展させていき、より実用性の高い機器を開発していきたい。

E. 結論

BMI 技術を福祉機器として実用化するに当たっては、個々の患者・障害者のニーズに対応できる柔軟なシステムの開発が求めら

れる。また、こうした実用・応用への取り組みを進めていくためには、倫理的な問題を十分に配慮しながら進めていくことが前提となるだろう。

個々のニーズを活かして研究開発していくことで、外傷や神経難病などにより四肢の運動麻痺や発話の困難を伴い、日常動作やコミュニケーションに支障をきたしている患者・障害者の自立支援へとつなげたい。

A. 研究発表 (参考資料)

1. 論文発表

論文 : 原著

Kansaku, K., Hata, N., Takano, K. My thoughts through a robot's eyes: an augmented reality-brain-machine interface. *Neuroscience Research*, 66(2): 219-222, 2010.

Takano, K., Komatsu, T., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K. Visual stimuli for the P300 brain-computer interface: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. *Clinical Neurophysiology*, 120(8): 1562-1566, 2009.

論文 : 総説

神作憲司. ブレイン・リーディング. *Clinical Neuroscience*, 2010. (招待) (印刷中)

池上史郎、神作憲司. ブレイン-マシン・インターフェイス (BMI) の今後の展開. 作業療法ジャーナル, 2010. (招待) (印刷中)

論文 : 抄録・プロシーディング

外山滋、高野弘二、池上史郎、神作憲司. Brain Machine Interface のための脳波測定用ゲル電極の開発. *信学技報 (IEICE Technical Report)*, 109(359): 23-26, 2010.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Parieto-temporal activity is correlated with the sense of agency during visual target tracking. *NeuroImage*, 2010.

Kansaku, K., Takano, K., Takahashi, T.,

Kitazawa, S. Reciprocal roles for the right and left hemispheres in reversal of subjective temporal order due to arm crossing. Program No. 94.3. *2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. Chicago: *Society for Neuroscience*, 2009. Online.

Takano, K., Kansaku, K. Neuromagnetic activities during the P300-BCI: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. Program No. 664.21. *2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. Chicago: *Society for Neuroscience*, 2009. Online.

Ikegami, S., Takano, K., Komatsu, T., Saeki, N., Kansaku, K. Operation of a BMI based environmental control system by patients with cervical spinal cord injury. Program No. 664.16. *2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. Chicago: *Society for Neuroscience*, 2009. Online.

Komatsu, T., Takano, K., Nakajima, Y., Kansaku, K. A BMI based environmental control system: a combination of sensorimotor rhythm, P300, and virtual reality. Program No. 360.14. *2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. Chicago: *Society for Neuroscience*, 2009. Online.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural activity in the parieto-temporal area is correlated with the subjective sense of agency during hand movements of visual target tracking Program No. 379.9. *2009 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. Chicago: *Society for Neuroscience*, 2009.

Online.

Takano, K., Ikegami, S., Komatsu, T., Kansaku, K. Green/blue flicker matrices for the P300 BCI improve the subjective feeling of comfort. *Neuroscience Research*, 2009. (P2-k16)

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural correlates of the sense of agency during hand movements of visual-target tracking. *Neuroscience Research*, 2009. (P2-h16)

書籍

Kansaku, K. The Intelligent Environment: Brain-Machine Interfaces for Environmental Control. *Smart Houses: Advanced Technology for Living Independently*. (Eds) Ferguson-Pell, M., Stefanov, D., Berlin, Springer Verlag, 2009. (in press)

その他

神作憲司. 脳波信号で操作する環境制御装置. *日本ALS協会会報*. 2010. (印刷中)

2. 学会発表

一般口演・ポスター

外山滋、高野弘二、池上史郎、神作憲司. BMIに用いる脳波測定用電極の開発. *第49回化学センサ研究発表会 (電気化学会第77回大会)*. 2010年3月; 富山.

Kansaku, K. System-neuroscience may contribute to expand the range of activities in persons with disabilities. *JSPS-DFG 第2回日独*

ラウンドテーブル. *-Cooperative Technology in Future: Cognitive Technical Systems-*. Feb 2010; Tokyo, Japan.

外山滋、高野弘二、池上史郎、神作憲司. Brain-Machine Interface のための脳波測定用ゲル電極の開発. *有機エレクトロニクス研究会 (電子情報通信学会)*. 2010年1月; 東京.

池上史郎、高野弘二、小松知章、中島八十一、神作憲司. 脊髄損傷者による BMI 生活環境制御システムの使用. *第26回 国立障害者リハビリテーションセンター業績発表会*. 2009年12月; 所沢.

Kansaku, K., Takano, K., Takahashi, T., Kitazawa, S. Reciprocal roles for the right and left hemispheres in reversal of subjective temporal order due to arm crossing. *The 39th Annual Meeting of the Society for Neuroscience*. Oct 2009; Chicago, USA.

Takano, K., Kansaku, K. Neuromagnetic activities during the P300-BCI: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. *The 39th Annual Meeting of the Society for Neuroscience*. Oct 2009; Chicago, USA.

Ikegami, S., Takano, K., Komatsu, T., Saeki, N., Kansaku, K. Operation of a BMI based environmental control system by patients with cervical spinal cord injury. *The 39th Annual Meeting of the Society for Neuroscience*. Oct 2009; Chicago, USA.

Komatsu, T., Takano, K., Nakajima, Y., Kansaku, K. A BMI based environmental control system: a combination of sensorimotor rhythm, P300, and virtual reality. *The 39th Annual Meeting of the Society for Neuroscience*. Oct 2009; Chicago, USA.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural activity in the parieto-temporal area is correlated with the subjective sense of agency during hand movements of visual target tracking. *The 39th Annual Meeting of the Society for Neuroscience*. Oct 2009; Chicago, USA.

Takano, K., Ikegami, S., Komatsu, T., Kansaku, K. Green/blue flicker matrices for the P300 BCI improve the subjective feeling of comfort. *The 32nd Annual Meeting of Japan Neuroscience Society*. September 2009; Nagoya, Japan.

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Neural correlates of the sense of agency during hand movements of visual-target tracking. *The 32nd Annual Meeting of Japan Neuroscience Society*. September 2009; Nagoya, Japan.

講演等

神作憲司. BMI/BCI 技術による障害者自立支援. 平成 22 年電気学会全国大会・シンポジウム. 2010 年 3 月; 東京.

Kansaku, K. BMI/BCI technologies for persons with disabilities. *Conference on*

Systems-Neuroscience and Rehabilitation. March 2010; Tokorozawa, Japan. (conference organizer)

神作憲司. 障害者のための実用的な Brain-Machine Interface. 統計数理研究所・共同研究集会「医学・工学における逆問題とその周辺」. 2009 年 11 月; 東京.(特別講演)

神作憲司. ヒト概念操作の脳内機構. 第 2 回発達臨床と理論研究懇話会. 2009 年 11 月; 東京.

B. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

外山滋、神作憲司、高野弘二. 脳波測定用電極、脳波測定用電極付きキャップ及び脳波測定装置. (特願 2009-257366).

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

・研究発表欄には、本研究内容をご理解いただくための資料を掲載した。

III. 研究成果の刊行に関する一覧表

研究成果の刊行に関する一覧表

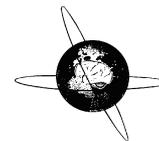
書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
Kansaku, K	The Intelligent Environment: Brain-Machine Interfaces for Environmental Control	Ferguson-Pell, M., Stefanov, D	Smart Houses: Advanced Technology for Living Independently	Springer Verlag	Berlin		in press

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
Kansaku, K., Hata, N., Takano, K	My thoughts through a robot's eyes: an augmented reality-brain-machine interface	Neuroscience Research	66(2)	219-222	2010
Takano, K., Komatsu, T., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K	Visual stimuli for the P300 brain-computer interface: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices	Clinical Neurophysiology	120(8)	1562-1566	2009
神作憲司	ブレイン・リーディング	Clinical Neuroscience			印刷中
池上史郎、神作憲司	ブレイン-マシン・インターフェイス (BMI) の今後の展開	作業療法ジャーナル			印刷中

IV. 研究成果の刊行物・別刷



Visual stimuli for the P300 brain–computer interface: A comparison of white/gray and green/blue flicker matrices

Kouji Takano^a, Tomoaki Komatsu^{a,b}, Naoki Hata^c, Yasoichi Nakajima^b, Kenji Kansaku^{a,*}

^a Cognitive Functions Section, DRSF, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Tokorozawa, Saitama 359-8555, Japan

^b Department of Rehabilitation for Sensory Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Tokorozawa, Saitama 359-8555, Japan

^c Department of Rehabilitation Engineering, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Tokorozawa, Saitama 359-8555, Japan

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 3 June 2009

Available online 27 June 2009

Keywords:

BCI

BMI

EEG

P300

Chromatic change

ABSTRACT

Objective: The white/gray flicker matrix has been used as a visual stimulus for the so-called P300 brain–computer interface (BCI), but the white/gray flash stimuli might induce discomfort. In this study, we investigated the effectiveness of green/blue flicker matrices as visual stimuli.

Methods: Ten able-bodied, non-trained subjects performed Alphabet Spelling (Japanese Alphabet: Hiragana) using an 8 × 10 matrix with three types of intensification/rest flicker combinations (L, luminance; C, chromatic; LC, luminance and chromatic); both online and offline performances were evaluated.

Results: The accuracy rate under the online LC condition was 80.6%. Offline analysis showed that the LC condition was associated with significantly higher accuracy than was the L or C condition (Tukey–Kramer, $p < 0.05$). No significant difference was observed between L and C conditions.

Conclusions: The LC condition, which used the green/blue flicker matrix was associated with better performances in the P300 BCI.

Significance: The green/blue chromatic flicker matrix can be an efficient tool for practical BCI application.

© 2009 International Federation of Clinical Neurophysiology. Published by Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Brain–computer interface (BCI) or brain–machine interface (BMI) is a new interface technology that utilizes neurophysiological signals from the brain to control external computers or machines (Birbaumer, 2006; Birbaumer and Cohen, 2007). One research approach to BCI utilizes neurophysiological signals such as the neuronal firing that is emitted directly from a single cell; this approach can be categorized as invasive BCI. The other approach utilizes neurophysiological signals from the brain accessed in the absence of surgery; this is called non-invasive BCI. Electroencephalography (EEG), a technique for recording neurophysiological signals using electrodes placed on the scalp, represents the primary non-invasive methodology for studying BCI.

EEG-based non-invasive BCI can be easily used but has been regarded as providing only limited information. However, Wolpaw and McFarland recently succeeded in achieving two-dimensional cursor control (Wolpaw and McFarland, 2004) using EEG signals. These researchers applied the EEG power spectrum, using the beta-band power for vertical and the mu-band power for horizontal cursor control. Motor imagery tasks have been used in BCI research; for example, Pfurtscheller et al. used a motor imagery

task and reported event-related beta-band synchronization and mu-waves de-synchronization (Bai et al., 2005; Guger et al., 2003; Pfurtscheller et al., 2006). Our research group has reported that a wrist motor imagery task elicited desynchronization in the alpha-band deriving from the sensorimotor area and synchronization in the alpha-band deriving from the occipital area in both able-bodied participants and those with spinal cord injuries (Komatsu et al., 2007).

Sensory evoked signals have also been utilized in EEG-based non-invasive BCI. One popular system, the P300 speller, uses elicited P300 responses to target stimuli placed among row and column flashes (Farwell and Donchin, 1988). Recent studies have evaluated the use of systems relying on sensory evoked signals among patients with amyotrophic lateral sclerosis and other diseases (Piccione et al., 2006; Sellers and Donchin, 2006). Our research group recently modified the Donchin P300 speller and applied it through an Environmental Control System (ECS) (Takano et al., 2008); we found that a C3/C4-level quadriplegic patient was able to use the system successfully (28 correct signals/28 trials) without significant training (Komatsu et al., 2008).

Practical use of EEG-based non-invasive BCI requires a stable system characterized by high levels of accuracy. In order to increase accuracy rates, feature extraction or classification procedures have been investigated, including step-wise discriminant analysis (Donchin et al., 2000; Sellers et al., 2006), wavelets

* Corresponding author. Tel.: +81 4 2995 3100x2573; fax: +81 4 2995 3132.

E-mail address: kansaku-kenji@rehab.go.jp (K. Kansaku).

(Bostanov, 2004), and support vector machines (Kaper et al., 2004). Moreover, it is important that sensory stimulation involved in using the BCI system based on the P300 speller not induce discomfort. In this study, we attempted to identify better sensory stimuli than those in the P300 speller.

The P300 speller has mainly used white/gray flicker matrices as visual stimuli (Kaper et al., 2004; Krusienski et al., 2008; Sellers et al., 2006). It is possible that such flickering visual stimuli could induce discomfort. Parra and colleagues evaluated the safety of chromatic combinations for those with photosensitive epilepsy (Parra et al., 2007). In their study, five single-color stimuli (white, blue, red, yellow, and green) and four alternating-color stimuli (blue/red, red/green, green/blue, and blue/yellow with equal luminance) of four frequencies (10, 15, 20, and 30 Hz) were used as the visual stimuli. Under the white stimulation condition, flickering stimuli with higher frequencies, especially those greater than 20 Hz, have been found to be potentially provocative. Under the alternating-color stimulation condition, as suggested by the Pokemon incidence, the 15-Hz blue/red flicker was most provocative. It is noteworthy that the green/blue chromatic flicker emerged as the safest and evoked the lowest rates of EEG spikes. In the current study, we used a green/blue chromatic combination for the visual stimuli used to elicit visually evoked responses. We showed that green/blue flicker matrices, representing milder visual stimuli, were also able to facilitate adequate performances in the P300 BCI.

2. Materials and methods

2.1. Subjects

Ten healthy, non-trained naive subjects (aged 25–47 years; nine females and one male) who had never participated in this study were recruited as participants. All subjects were neurologically normal and strongly right-handed (min/mean/max = 0.7/0.91/1), according to the Edinburgh Inventory. The studies received approval from the Institutional Review Board. All subjects provided written informed consent according to institutional guidelines.

2.2. Experimental design

We modified the so-called P300 speller (Farwell and Donchin, 1988). The P300 speller uses the P300 paradigm and involves the presentation of a selection of icons arranged in a matrix. According to this protocol, the participant focuses on one icon in the matrix as the target, and each row/column or single icon of the matrix is then intensified in a random sequence. The target stimuli are presented as rare stimuli (i.e., the Oddball Paradigm). We elicited P300 responses to the target stimuli and then extracted and classified these responses with regard to the target.

In this study, we prepared an 8×10 hiragana matrix for the P300 speller (Fig. 1), modified from a 6×6 matrix using the English alphabet, for this experiment. Three types of intensification/rest flicker combinations were prepared. We prepared a white (20 cd/cm)/gray (6.5 cd/cm) flicker (L condition) matrix for the luminance flicker, a green (9.5 cd/cm)/blue (9.5 cd/cm) isoluminance flicker (C condition) matrix for the chromatic flicker, and a green (20 cd/cm)/blue (6.5 cd/cm) luminance flicker (LC condition) for the luminance and chromatic flicker. Luminance was measured using a chromatic meter (CS-200, Konica Minolta Sensing Inc., Osaka, Japan). The order of the experimental conditions (the type of flicker matrix) was randomized among subjects.

The subjects entered hiragana characters from the Japanese alphabet using a row and column flicker panel with an 8×10 matrix. Fifteen letters were required for the spelling task involved in each experimental condition: L, C, and LC. The duration of the intensification/rest flicker involved 100 ms of intensification and 75 ms of rest. This intensification/rest timing was derived from the BCI competition III (Blankertz et al., 2006). One complete cycle of eight row and ten column intensifications constituted a sequence. Online performance was evaluated, and each letter was selected in a series of 10 sequences (180 intensifications for hiragana characters). The differences in the accuracy rates among the matrices were evaluated by two-way repeated ANOVAs and the Tukey–Kramer test as a post hoc test. Additionally, the difference in the accuracy rate for each sequence between each matrix was evaluated by a paired *t*-test.

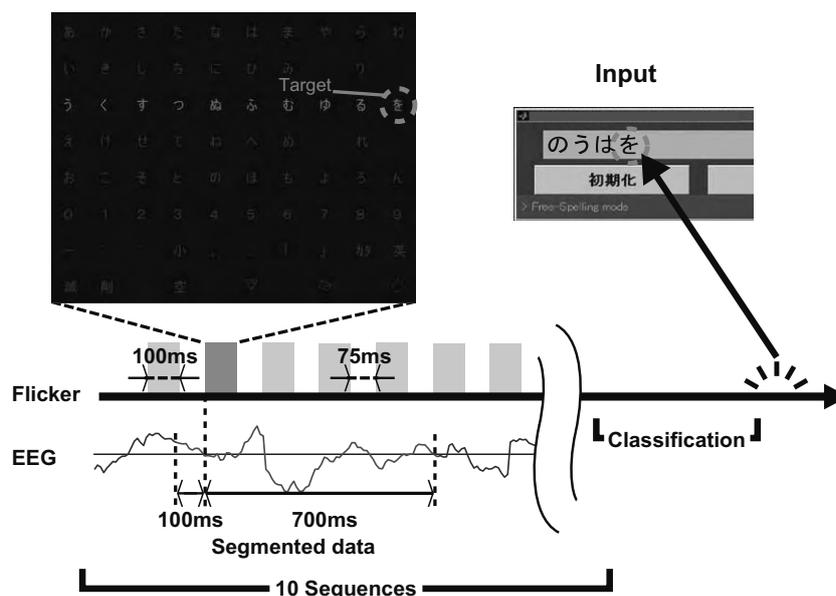


Fig 1. Hiragana matrix and experimental procedure. The row or column intensifications were presented, and ERP data were recorded. The red solid line of the EEG data indicates the segmented portion used for the classification. The target was predicted by Fisher's linear discriminant analysis after 10 sequences (180 intensifications).

The subject sat in an unshielded room 90 cm from a LCD display and was required to pay attention to a target, which was displayed in the 8 × 10 (hiragana spelling) matrix. The 8 × 10 matrix subtended 12.7°H × 15.8°W (20 × 25 cm). The distance between characters was 0.95° (1.5 cm) and the size of each character was 0.63° (1.0 cm) square.

2.3. EEG recording and analysis

Eight-channel (Fz, Cz, Pz, P3, P4, Oz, PO7, PO8, see Fig. 2) EEG data were recorded using a cap (Guger Technologies OEG, Graz, Austria) (Krusienski et al., 2007; Lu et al., 2008). All channels were referenced to the Fpz, and grounded to the AFz. The EEG was band-pass filtered at 0.1–50 Hz, amplified with a g.Usbamp (Guger Technologies OEG, Graz, Austria), digitized at a rate of 256 Hz, and stored.

In the analyses, recorded EEG data were down-sampled to 21 Hz. Data from 800 ms of the EEG were segmented according to the timing of the intensification. Data from the initial 100 ms were used for baseline correction. Data from the final 700 ms were used for classification purposes, using Fisher's linear discriminant analysis. First, we asked subjects to input six letters for training and for gathering data to derive the feature vectors for the subsequent test session. The EEG data were sorted using the information about flash timing, and Fisher's linear discriminant analysis was then performed to generate the feature vector to discriminate between target and nontarget. The 700 ms of baseline-corrected EEG using a sampling rate of 21 Hz correspond to 15 data points, and data were collected by 8 EEG channels. Thus, the feature vector had 120 dimensions. The feature vectors were derived for each condition. In the test session, visual evoked responses from EEG features were evaluated by the feature vectors. The result of classification was construed as the maximum of the summed scores for the respective rows and columns, and the target was located in the matrix at the intersection of the predicted row and column.

3. Results

3.1. Offline evaluation

We asked the subjects to focus on one of the characters displayed on an 8 × 10 matrix panel, and 15 letters were required for the spelling task involved in each experimental condition: L,

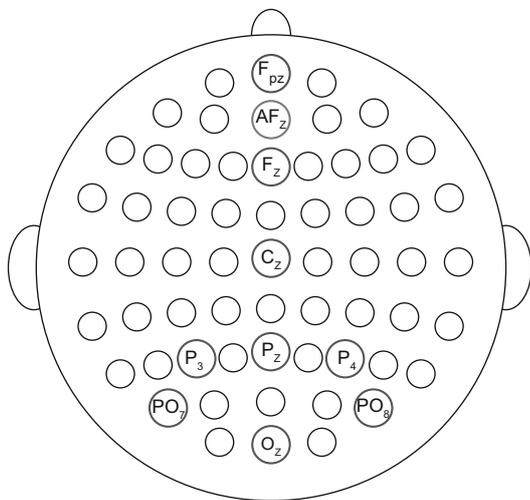


Fig. 2. Electrode montage and channel set. Eight channels used for analyses (red; Fz, Cz, Pz, P3, P4, Oz, PO7, PO8), a reference (blue; Fpz), and a ground (green; Apz).

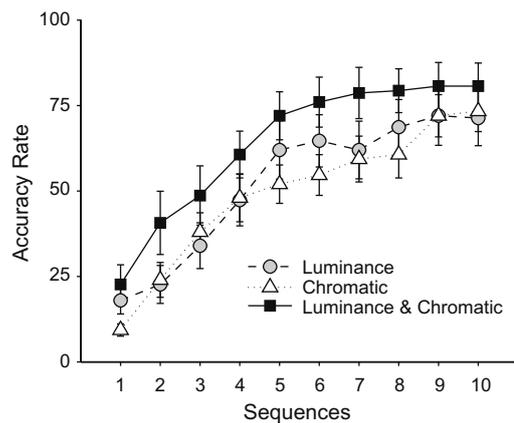


Fig. 3. Mean performance curves at each condition for all 10 sequences. Mean performances in L, C, and LC conditions are plotted by the broken line with gray circles, the dotted line with white triangles, and the solid line with black squares, respectively. Error bars indicate SE.

C, and LC. Fig. 3 shows the results of the offline analysis for each condition. It is noteworthy that accuracy was higher in the LC condition than in the two other conditions; a significant difference emerged between the LC and the two other conditions ($F(2, 270) = 12.9, p < 0.01$), and no significant interaction was observed ($F(18, 270) = 0.25, p = 0.99$). Post hoc testing revealed significant differences between the LC and the other conditions (Tukey–Kramer test, $p < 0.05$). A paired t -test was also applied for each sequence (Table 1). The LC and L conditions showed significant differences in regard to the sequences: [7, 9, 10]; the LC and C conditions showed significant differences on the sequences: [5, 6, 7, 8] (Paired t -test, $p < 0.05$, uncorrected). In contrast, there was no significant difference between the L and C conditions. These results indicate that a combination of luminance and chromatic characteristics of the visual stimuli proved most effective for increasing accuracy rates, and that chromatic and luminance flickers can be associated with similar levels of accuracy.

3.2. Online performance

Online performance was evaluated and each letter was selected in a series of 10 sequences. The accuracy rates were as follows: LC: 80.6% > C: 73.3% ≥ L: 71.3%, and transfer bit rates (bit/min) (Wolpaw et al., 2002) were: LC: 8.14 > C: 7.03 ≥ L: 6.75. A significant difference in the accuracy rate was observed between the LC and L conditions ($t(9) = 2.41, p < 0.05$, uncorrected).

Fig. 4 shows the online performance for each subject. One of 10 subjects performed most accurately in the L condition, four of 10 subjects did so in the C condition, and five of 10 subjects did so

Table 1
Significant differences between all sequences and conditions.

Sequences	L vs. C	L vs. LC	C vs. LC
1	0.070	0.487	0.058
2	0.726	0.065	0.835
3	0.329	0.068	0.175
4	0.928	0.130	0.208
5	0.165	0.130	0.018*
6	0.181	0.052	0.024*
7	0.705	0.021*	0.033*
8	0.288	0.074	0.036*
9	1.000	0.039*	0.258
10	0.758	0.020*	0.253

* $P < 0.05$.

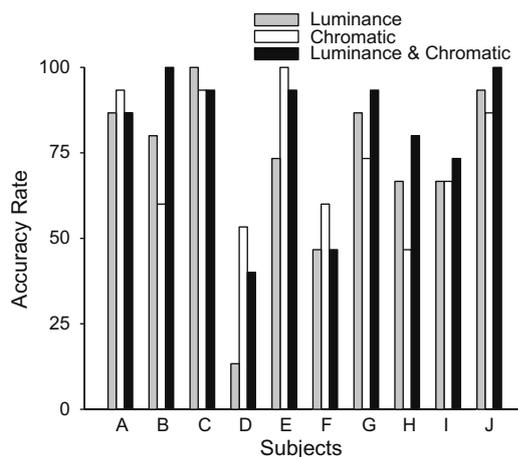


Fig. 4. Accuracy rates for each subject. The accuracy rates in L, C, and LC conditions for each subject (A–J) are indicated by gray bars, white bars, and black bars, respectively.

in the LC condition. Please note that the participants were not trained and had not previously participated in this experiment.

4. Discussion

In this study, we used a green/blue chromatic combination as visual stimuli to elicit visual evoked responses because it is possible that flickering visual stimuli induce discomfort. Following a previous study on photosensitivity in epilepsy (Parra et al., 2007), we used a green/blue chromatic combination.

We prepared a white/gray flicker (L condition) matrix for the luminance flicker, a green/blue isoluminance flicker (C condition) matrix for the chromatic flicker, and a green/blue luminance flicker (LC condition) for the luminance and chromatic flicker. We showed that accuracy rates were significantly higher in response to the luminance chromatic flicker condition (LC) than in response to the luminance (L) or chromatic (C) flicker condition.

In pursuit of increasing accuracy in operating the BCI system, as well as of developing better classification methods (Bostanov, 2004; Donchin et al., 2000; Kaper et al., 2004; Sellers and Donchin, 2006), some studies have attempted to identify better and more efficient experimental settings by manipulating such factors as the matrix size and the duration of intensification (Sellers et al., 2006), the channel set of the EEG (Krusienski et al., 2008), and random flashes (Sellers et al., 2008). This study proposed a method for combining luminance and chromatic information to increase the accuracy rate of performances in the P300 BCI, and this method can be applied with the proposed methods listed above.

Elucidation of the neuronal processes underlying the perception/cognition/attention with regard to visual stimuli might be helpful in clarifying why accuracy rates increased under the LC condition compared to the L or C condition. Unit recording studies exploring chromatic change among macaque monkeys found specialized color modules that showed specific color sensitivities in the parietal, occipital, and temporal areas (Conway et al., 2007); such studies also found color-selective neurons in the inferior temporal cortex (Koida and Komatsu, 2007). Previous unit recording studies of luminance change have reported activation at V1, V2 (Peng and Van Essen, 2005), and the pretectal olivary nucleus (Gamlin et al., 1995) in monkeys; and in the occipital and parietal areas in humans using MEG (Portin et al., 1998) and ERP (Johannes et al., 1995). It is conceivable that a wide range of neurons in the parietal, occipital, and temporal areas specialized for processing color information, and in the occipital and parietal areas

specialized for processing luminance information may be activated under the LC condition, thereby contributing information that enriches the recorded EEG signals. However, additional investigations are necessary to enhance understanding of the neuronal processing underpinning the perception/cognition/attention with regard to visual stimuli.

Our results indicate that chromatic and luminance flickers are associated with similar levels of accuracy. Each condition (L or C) was correlated with mean accuracy rates of over 70%. This online performance and the results of offline analysis suggest that the chromatic flicker can be of similar usefulness as the luminance flicker. The choice of luminance and chromatic values was arbitrary in this experiment; therefore, future research might identify the optimal combination of luminance values. Furthermore, identification of the optimal visual stimuli for each individual subject might be beneficial.

We conducted the experiments in an unshielded room in order to present better visual stimuli in a situation closely resembling the actual environments in which the BCI system will be used daily by potential users such as quadriplegic patients. The LC condition was associated with better performance. In addition, even by applying the isoluminance C condition, it provided similar results to the L condition. The relatively better performance under conditions including chromatic changes might derive from the greater constancy in the chromatic condition (Barbur and Spang, 2008), which may enable greater stability vis-a-vis environmental changes. Further investigation is necessary to evaluate how environmental light affects performances, and studies in this regard might contribute to determining the best visual stimuli for the situations in which the BCI system is actually used.

In this study, we investigated the effect of chromatic change in visual stimuli in a modified P300 BCI, which had primarily used luminance change in visual stimuli in previous research. We applied a green/blue chromatic flicker and showed that the green/blue flicker matrices, which might represent milder visual stimuli, were useful in improving performances in the operation of the P300 BCI. Additional studies applying interdisciplinary approaches from engineering and neuroscience might provide better and more practical ways to enhance the ability of the P300 BCI to help individuals with disabilities.

Acknowledgments

This study was partially supported by a Grant-in-Aid from the Ministry of Health, Labour and Welfare (Japan). We would like to thank Drs. G. Edlinger, H. Komatsu and T. Shimotomai for their help, and Dr. M. Suwa for his encouragement.

References

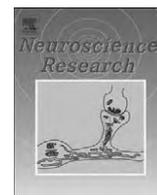
- Bai O, Mari Z, Vorbach S, Hallett M. Asymmetric spatiotemporal patterns of event-related desynchronization preceding voluntary sequential finger movements: a high-resolution EEG study. *Clin Neurophysiol* 2005;116(5):1213–21.
- Barbur JL, Spang K. Colour constancy and conscious perception of changes of illuminant. *Neuropsychologia* 2008;46(3):853–63.
- Birbaumer N. Brain–computer–interface research: coming of age. *Clin Neurophysiol* 2006;117(3):479–83.
- Birbaumer N, Cohen LG. Brain–computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis. *J Physiol* 2007;579(Pt 3):621–36.
- Blankertz B, Muller KR, Krusienski DJ, Schalk G, Wolpaw JR, Schlogl A, et al. The BCI competition. III: Validating alternative approaches to actual BCI problems. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2006;14(2):153–9.
- Bostanov V. BCI competition 2003 – data sets Ib and IIb: feature extraction from event-related brain potentials with the continuous wavelet transform and the *t*-value scalogram. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;51(6):1057–61.
- Conway BR, Moeller S, Tsao DY. Specialized color modules in macaque extrastriate cortex. *Neuron* 2007;56(3):560–73.
- Donchin E, Spencer KM, Wijesinghe R. The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain–computer interface. *IEEE Trans Rehabil Eng* 2000;8(2):174–9.

- Farwell LA, Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988;70(6):510–23.
- Gamlin PD, Zhang H, Clarke RJ. Luminance neurons in the pretectal olivary nucleus mediate the pupillary light reflex in the rhesus monkey. *Exp Brain Res Experimentelle Hirnforschung* 1995;106(1):169–76.
- Guger C, Edlinger G, Harkam W, Niedermayer I, Pfurtscheller G. How many people are able to operate an EEG-based brain–computer interface (BCI)? *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2003;11(2):145–7.
- Johannes S, Munte TF, Heinze HJ, Mangun GR. Luminance and spatial attention effects on early visual processing. *Brain Res Cogn Brain Res* 1995;2(3):189–205.
- Kaper M, Meinicke P, Grossekhoefer U, Lingner T, Ritter H. BCI competition 2003 – data set IIb: support vector machines for the P300 speller paradigm. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;51(6):1073–6.
- Koida K, Komatsu H. Effects of task demands on the responses of color-selective neurons in the inferior temporal cortex. *Nat Neurosci* 2007;10(1):108–16.
- Komatsu T, Nakajima Y, Takeuchi S, Sakihara K, Mori K, Kansaku K. Decoding of EEG signals for noninvasive BMI in an individual with cervical spinal cord injury (JPN). *Proc Ann Conf IEE Jpn Ind Appl Soc (JIASC07)* 2007;II:99–102.
- Komatsu T, Hata N, Nakajima Y, Kansaku K. A non-training EEG-based BMI system for environmental control. *Neurosci Res* 2008;61(Suppl 1):S251.
- Krusienski DJ, Sellers EW, Vaughan TM. Common spatio-temporal patterns for the P300 speller. In: 3rd International IEEE EMBS conference on neural engineering, Kohala Coast, Hawaii, USA. 2007; p. 421–24.
- Krusienski DJ, Sellers EW, McFarland DJ, Vaughan TM, Wolpaw JR. Toward enhanced P300 speller performance. *J Neurosci Methods* 2008;167(1):15–21.
- Lu S, Guan C, Zhang H. Unsupervised brain–computer interface based on inter-subject information. In: 30th Annual international IEEE EMBS conference, Vancouver, British Columbia, Canada; 2008. p. 638–41.
- Parra J, Lopes da Silva FH, Stroink H, Kalitzin S. Is colour modulation an independent factor in human visual photosensitivity? *Brain* 2007;130(Pt 6):1679–89.
- Peng X, Van Essen DC. Peaked encoding of relative luminance in macaque areas V1 and V2. *J Neurophys* 2005;93(3):1620–32.
- Pfurtscheller G, Brunner C, Schlogl A, Lopes da Silva FH. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. *NeuroImage* 2006;31(1):153–9.
- Piccione F, Giorgi F, Tonin P, Priftis K, Giove S, Silvoni S, et al. P300-based brain computer interface: reliability and performance in healthy and paralysed participants. *Clin Neurophysiol* 2006;117(3):531–7.
- Portin K, Salenius S, Salmelin R, Hari R. Activation of the human occipital and parietal cortex by pattern and luminance stimuli: neuromagnetic measurements. *Cereb Cortex* 1998;8(3):253–60.
- Sellers E, Townsend G, Boulay C, Lapallo K, Vaughan TM, Wolpaw JR. The P300 brain–computer interface: a new stimulus presentation paradigm. *Society for Neuroscience* 2008; Washington, DC, Program no.778.21.
- Sellers EW, Donchin E. A P300-based brain–computer interface: initial tests by ALS patients. *Clin Neurophysiol* 2006;117(3):538–48.
- 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(3):242–52.
- Takano K, Komatsu T, Hata N, Nakajima Y, Kansaku K. A non-training BMI system for environmental control: a comparison between white/gray and green/blue flicker matrices. *Society for Neuroscience* 2008; Washington, DC, Program no. 863.9.
- Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain–computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* 2002;113(6):767–91.
- Wolpaw JR, McFarland DJ. Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain–computer interface in humans. *Proc Nat Acad Sci USA* 2004;101(51):17849–54.



Contents lists available at ScienceDirect

Neuroscience Research

journal homepage: www.elsevier.com/locate/neures

Rapid communication

My thoughts through a robot's eyes: An augmented reality–brain–machine interface

Kenji Kansaku^{a,*}, Naoki Hata^{a,b}, Kouji Takano^a^a *Cognitive Functions Section, Department of Rehabilitation for Sensory Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, 4-1 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8555, Japan*^b *Mechatronics Section, Department of Rehabilitation Engineering, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Tokorozawa 359-8555, Japan*

ARTICLE INFO

Article history:

Received 18 August 2009

Received in revised form 8 October 2009

Accepted 10 October 2009

Available online 22 October 2009

Keywords:

BMI

BCI

Augmented reality

Human body

ABSTRACT

A brain–machine interface (BMI) uses neurophysiological signals from the brain to control external devices, such as robot arms or computer cursors. Combining augmented reality with a BMI, we show that the user's brain signals successfully controlled an agent robot and operated devices in the robot's environment. The user's thoughts became reality through the robot's eyes, enabling the augmentation of real environments outside the anatomy of the human body.

© 2009 Elsevier Ireland Ltd and the Japan Neuroscience Society. All rights reserved.

Technologies for direct functional interfaces between brains and artificial devices, the so-called brain–machine (BMI) or brain–computer (BCI) interfaces, have grown impressively in the last decade (Lebedev and Nicolelis, 2006; Birbaumer and Cohen, 2007). One research approach to BMI utilises neurophysiological signals, such as neuronal firing by a single cell. Electrophysiology studies using monkeys or rats have succeeded in multidimensional control of robot arms (Chapin et al., 1999; Moritz et al., 2008), aiming to control revolutionary prostheses that feel and act like the extremities. Another approach utilises neurophysiological signals from the brain, accessed non-invasively, primarily using electroencephalography (EEG), a technique for recording neurophysiological signals using electrodes placed on the scalp. An EEG-based BMI succeeded in achieving two-dimensional cursor control (Wolpaw and McFarland, 2004).

Extensive BMI research has enabled users to control external devices within their own environment; however, the use of brain signals to control devices outside the user's environment remains a new concept for BMI. In situations where humans acquire new visual perspectives, recent neuroscience studies have reported that our body scheme may change (Botvinick and Cohen, 1998; Ehrsson et al., 2004; Lenggenhager et al., 2007), e.g., manipulation of the visual perspective can affect the usual ongoing experience of being located inside our body, and the perceptual illusion of swapping

bodies with another person or an artificial body can occur (Petkova and Ehrsson, 2008). Therefore, one challenge for developing a new BMI is to place the user's visual perspective in another environment directly. This may also raise various points that have to be evaluated further. Another possible direction for new BMI is that of preparing a controllable agent robot that has a visual perspective, and then letting the user see what the robot "sees". Here, we describe a new BMI system that permits the control of devices outside the user's own body environment; we combined augmented reality (AR) with BMI techniques, and showed that brain signals not only controlled movements of an agent robot but also operated a light in the robot's environment, acting through its eyes. The user's thoughts became reality through the robot's eyes, enabling the augmentation of real environments outside the anatomy of the human body.

Ten healthy, non-trained naive subjects (aged 19–39 years; two females and eight males) who had not previously participated in this study were recruited as participants. All of the subjects were neurologically normal and strongly right-handed according to the Edinburgh Inventory. The study was approved by the Institutional Review Board. All subjects provided written informed consent according to institutional guidelines.

The AR-BMI system consists of a personal computer (PC), monitor, lab-made agent robot, USB camera (QCAM-200V, Logicoool, Tokyo, Japan), EEG amplifier (gUSBamp, Guger Technologies OEG, Graz, Austria), and EEG cap (g.EEGcap, Guger Technologies OEG, Graz, Austria) (Fig. 1). When the robot's eyes detect an AR marker (e.g., Fig. 2a), the pre-assigned infrared appliance becomes

* Corresponding author. Tel.: +81 4 2995 3100x2573; fax: +81 4 2995 3132.
E-mail address: kansaku-kenji@rehab.go.jp (K. Kansaku).

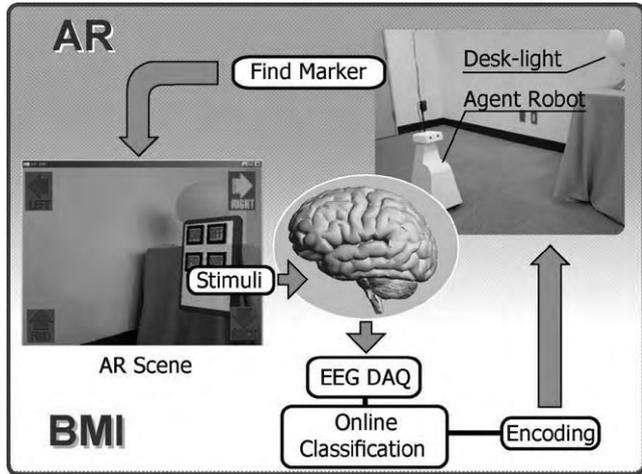


Fig. 1. The augmented reality–brain–machine interface. Subjects were required to watch a computer monitor that displays the scene detected by the USB camera on the agent robot. Four icons to control the robot's movements (forward, backward, right, and left) are shown in the corners of the monitor. When the robot's eyes detect an AR marker, the pre-assigned infrared appliance becomes controllable. A panel with four icons to control the light (turn on, turn off, make brighter, and make dimmer) is also shown on the monitor. Consequently, the subjects can operate the light in the agent robot's environment.

controllable. The position and orientation of the AR marker were calculated from the images detected by the camera, and a control panel for the appliance was created by the AR system and superimposed on the scene detected by the robot's eyes. In order to control our system by using brain signals, we modified a Donchin P300 speller. This uses the P300 paradigm, which presents a selection of icons arranged in a matrix. The subject focuses attention on one of the icons in the matrix as a target, and each row/column or single icon in the matrix is intensified in a random sequence. The target stimuli are presented as rare stimuli (Oddball Paradigm). A P300-related response to the target stimuli is elicited, and then this response can be extracted and classified to determine the target (Farwell and Donchin, 1988). Note that the direction of attention is needed to elicit the P300-related response, and not necessarily the direction of eye-gaze. Recently, our research group modified the Donchin P300 speller (Takano et al., 2009), and applied it through an environmental control system (ECS), enabling a C3/C4-level quadriplegic patient to use the system successfully (28 correct signals/28 trials) without significant training (Komatsu et al., 2008).

The AR-BMI system uses ARToolkit (Kato and Billinghurst, 1999) and OpenGL. The ARToolkit C-language library was used to detect and determine the location of the AR markers, and the OpenGL C-language library was used to draw the 3D control panels. Fig. 2b shows a 3D model of the control panel used to

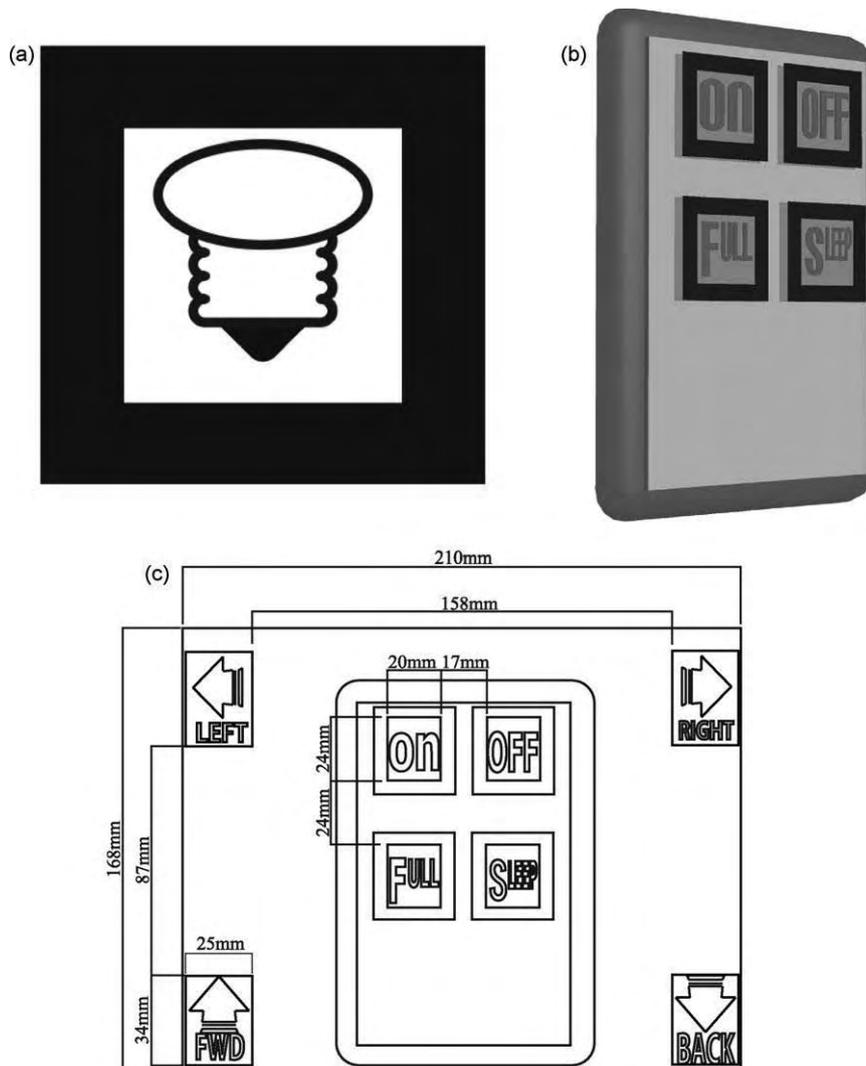


Fig. 2. An AR marker and panels for the AR-BMI. (a) An AR marker for the desk-light control. When the robot's eyes detect the AR marker, it becomes controllable. (b) A 3D model of the control panel used to control the desk light. (c) A drawing of the scene displayed on the PC monitor.

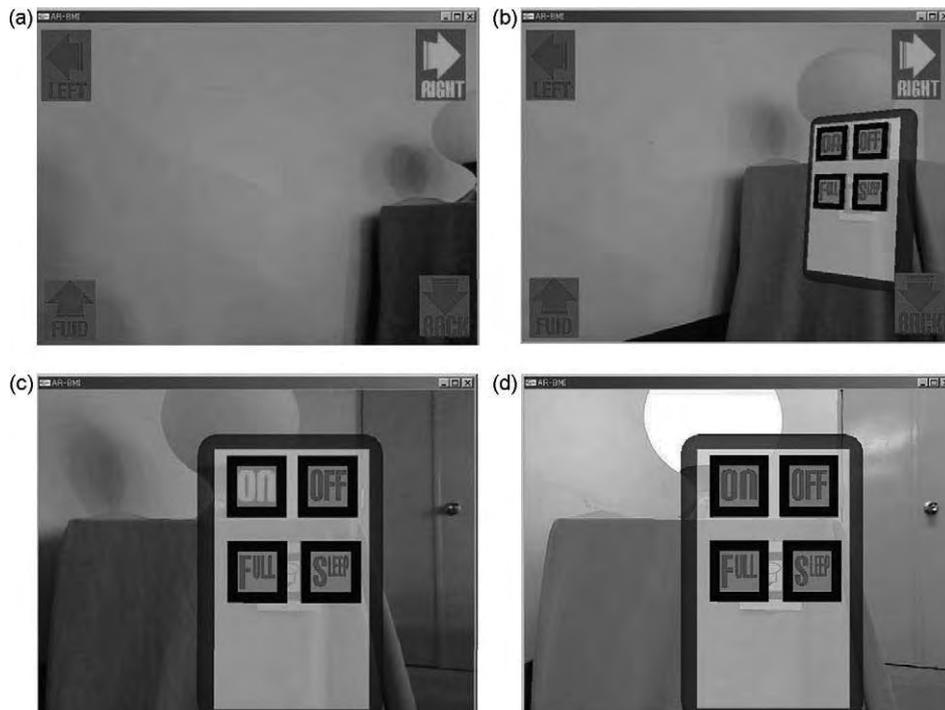


Fig. 3. Experimental scenes. Examples of scenes that the subjects saw during the experiments. (a) The robot approaching the light. (b) The AR marker is detected by the robot's eyes, and the light control panel is displayed. (c) The light control panel flickered. (d) A command to turn on the light was successfully sent.

control the desk light. Fig. 2c shows a drawing of the scene displayed on the PC monitor. Note that the AR-BMI system can control both the agent robot and the desk light. The robot control panel has four icons (forward, backward, right, and left), as does the light control panel (turn on, turn off, make brighter, and make dimmer). We prepared green/blue flicker icons (Takano et al., 2009), and the duration of the intensification/rest of the flicker was 100/50 ms. All of the icons flickered in random order, which formed a sequence (600 ms). One classification was carried out every 15 sequences. Subjects were required to send 15 command infrared signals to control both the robot and light. Before the trials, we checked the commands that the subjects were going to send, and then the information was used to evaluate the subjects' online performance. We also performed an offline evaluation using the recorded data.

Eight-channel (Fz, Cz, Pz, P3, P4, Oz, PO7, and PO8 of the extended International 10–20 System) EEG data (Krusienski et al., 2007; Lu et al., 2008) were recorded using the EEG cap. All channels were referenced to Fpz and grounded to AFz. The stored EEG data were passed through an eighth-order high-pass filter at 0.1 Hz and a fourth-order 48–52-Hz notch filter, and amplified/digitised at a rate of 128 Hz. A first-order band-pass filter (8.0–18.0 rad/s) was applied to the recorded EEG data. Then, 120 samples of event-related potential (ERP) data were recorded according to the timing of the intensification. Data from the first 20 samples (before intensification) were used for baseline correction. The last 100 samples (after intensification) were down-sampled to 25.6 Hz, and Fisher's linear discriminant analysis was used for classification. In the Fisher's linear discriminant analysis, we first collected data to derive the feature vectors for the subsequent test session. Four targets were assigned to make the feature vectors. The EEG data were sorted using the flash-timing information, and then Fisher's linear discriminant analysis was used to generate the feature vector (160 dimensions, 20 dimensions per EEG channel), to discriminate between target and non-target. Feature vectors were derived for each condition. In the test session, visual evoked responses from EEG features were evaluated using the feature

vectors. The result of the classification was construed as the maximum of the summed scores.

Using the EEG-based BMI system, the participants were first required to make the robot move to a desk light in the robot's environment (Fig. 3a and b). To control the robot, each command was selected in a series of 15 sequences, and the participants were required to send 15 commands. Online performance was evaluated, and the mean accuracy for controlling the robot was 90.0%.

When the robot's eyes detected the AR marker of the desk light, a flicker panel for controlling the appliance was displayed on the screen (Fig. 3c and d). Then, the participants had to use their brain signals to operate the light in the robot's environment through the robot's eyes. To operate the light, each command was selected in a series of 15 sequences, and the participants were required to send 15 commands. Online performance was evaluated, and the mean accuracy for light control was 80.7%.

Fig. 4 shows the offline evaluation of the performance of the participants under the robot-control (a) and light-control (b) conditions. The performance for controlling the robot and desk light differed significantly, and an interaction effect was observed by two-way repeated ANOVA ($F_{(1,280)} = 6.53, p < 0.05$). *Post hoc* testing revealed significant differences between the robot-control condition and the light-control condition (Tukey–Kramer test, $p < 0.05$). The difference might be related to the differences in the relative locations of the flicker icons on the screen (Cheng et al., 2002) (see also Fig. 2c).

By applying the AR technique with the BMI, we successfully showed that brain signals not only controlled an agent robot but also operated home electronics in the robot's environment. BMI research has developed revolutionary prostheses that feel and act like the user's extremities (Chapin et al., 1999; Moritz et al., 2008) or computer devices (Wolpaw and McFarland, 2004), but these have not yet controlled devices outside the user's environment. In this study, we applied the AR technique and succeeded in augmenting a real environment. We also applied the P300 speller algorithms, and succeeded in translating the subjects' thoughts as a command pre-assigned to each icon; the subjects' thoughts

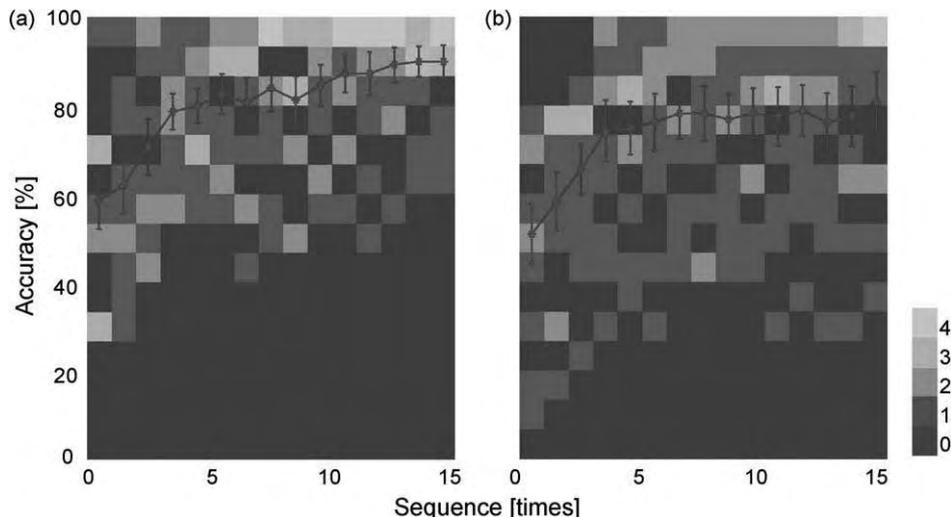


Fig. 4. Subjects' control accuracy. The accuracy for controlling the: (a) robot and (b) light are shown. The horizontal axes indicate the number of sequences, and the vertical axes indicate the accuracy. The red solid lines show the mean accuracy with the standard error (SE). The blue squares behind the red solid lines are two-dimensional histograms, and each blue square indicates the frequency of the subjects in each sequence and their accuracy.

successfully operated both the robot and the desk-light in the robot's environment.

In this study, humans succeeded in using an agent that has another perspective, external to the human body. Other possible approaches could include providing a new visual perspective to the user directly; careful application is needed in this respect, because this may easily alter the user's body scheme (Botvinick and Cohen, 1998; Ehrsson et al., 2004; Lenggenhager et al., 2007; Petkova and Ehrsson, 2008). The extension of the environment for human activities along these lines, using either non-invasive neurophysiological signals or neuronal firing data in the future could enable new daily activities for persons with physical disabilities and able-bodied persons.

Acknowledgements

This study was partly supported by a grant from the Ministry of Health, Labour and Welfare to K.K (H20-Kakucho-001). N.H. and K.T. are supported by NRCD fellowships. We thank Drs. T. Komatsu and G. Edlinger for their help and Drs. Y. Nakajima and M. Suwa for their continuous encouragement.

References

Birbaumer, N., Cohen, L.G., 2007. Brain–computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis. *J. Physiol.* 579, 621–636.
 Botvinick, M., Cohen, J., 1998. Rubber hands 'feel' touch that eyes see. *Nature* 391, 756.

Chapin, J.K., Moxon, K.A., Markowitz, R.S., Nicolelis, M.A., 1999. Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nat. Neurosci.* 2, 664–670.
 Cheng, M., Gao, X., Gao, S., Xu, D., 2002. Design and implementation of a brain–computer interface with high transfer rates. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 49, 1181–1186.
 Ehrsson, H.H., Spence, C., Passingham, R.E., 2004. That's my hand! Activity in premotor cortex reflects feeling of ownership of a limb. *Science* 305, 875–877.
 Farwell, L.A., Donchin, E., 1988. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 70, 510–523.
 Kato, H., Billinghurst, M., 1999. Marker tracking and HMD calibration for a video-based augmented reality conferencing system. In: *Proceedings of the International Workshop on Augmented Reality*, San Francisco, CA, USA.
 Komatsu, T., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K., 2008. A non-training EEG-based BMI system for environmental control. *Neurosci. Res. Suppl.* 61, S251.
 Krusienski, D.J., Sellers, E.W., Vaughan, T.M., 2007. Common spatio-temporal patterns for the P300 speller. In: *Proceedings of the 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*. Kohala Coast, HI, USA pp. 421–424.
 Lebedev, M.A., Nicolelis, M.A., 2006. Brain–machine interfaces: past, present and future. *Trends Neurosci.* 29, 536–546.
 Lenggenhager, B., Tadi, T., Metzinger, T., Blanke, O., 2007. Video ergo sum: manipulating bodily self-consciousness. *Science* 317, 1096–1099.
 Lu, S., Guan, C., Zhang, H., 2008. Unsupervised brain computer interface based on inter-subject information. In: *Proceedings of the 30th Annual International IEEE EMBS Conference*. Vancouver, BC, Canada, pp. 638–641.
 Moritz, C.T., Perlmutter, S.I., Fetz, E.E., 2008. Direct control of paralysed muscles by cortical neurons. *Nature* 456, 639–642.
 Petkova, V.I., Ehrsson, H.H., 2008. If I were you: perceptual illusion of body swapping. *PLoS ONE* 3, e3832.
 Takano, K., Komatsu, T., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K., 2009. Visual stimuli for the P300 brain–computer interface: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. *Clin. Neurophysiol.* 120, 1562–1566.
 Wolpaw, J.R., McFarland, D.J., 2004. Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain–computer interface in humans. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 101, 17849–17854.

平成 21 年度 障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト
「BMI 型生活環境制御装置の小型化と実証評価に関する研究開発」

総括・分担研究報告書

発行者 中島 八十一（研究代表者：国立障害者リハビリテーションセンター）
〒359-8555 埼玉県所沢市並木 4-1