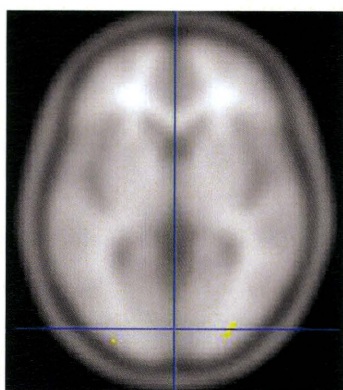


fMRI では、各条件において両側後頭-頭頂領域の有意な活動を認めた ( $P < 0.001$ , uncorrected) (図 7)。緑/青条件と白/灰条件を比較すると、両側後頭領域が緑/青条件でより強く活動していた (図 8、 $P < 0.001$ , uncorrected)。



$P < 0.001$  uncorrected

図 8 fMRI 計測で緑/青条件で白/灰条件より有意に高い活動が認められた部位

記録された脳波から、眼球運動、瞬きや残存撮像アーチファクトを除いた後に、それぞれの被験者の誘発電位を加算平均し、fMRI 結果の緑/青条件でより強く活動していた領域に近い O1、O2 に注目して総加算平均波形を求めた。両条件ともに刺激後 300-600ms に陽性波を認め、白/灰条件と比較して緑/青条件で有意に高い振幅を認めた (paired-t test,  $P < 0.05$ ) (Ikagami, et al., 2010, Soc Neurosci Abstr)。

d) MEG を用いた BMI 機器使用時の脳機能計測

BMI 使用時の脳の活動について、8-12Hz でのデータをセンサ座標から頭部座標に変換し、脳解剖画像に重畳したものおよび、その中の最も強く活動している部分とのコヒーレンスについて解析した。左の後頭においてコヒーレンスが観察され、従来の研究結果である、後頭、頭頂での強い活動と近いものとなっている。ただし、本結果は被験者 1 名分であり、現状は参考データに留め、今後も研究を続けていく。

#### D. 考察

本年度に行った研究、開発により、従来目標としてきた、インテリジェントハウスやインテリジェントホスピタルなどの実環境で BMI 機器を使用する際の問題となる、機器と操作パネルの結び付けや、装着可能な機器による刺激提示手法、また、自発的な機器の駆動についての端緒を掴むことができた。また、基礎研究として BMI 使用時の脳活動について調査した結果、これまで電極を付けていた領域の周辺で特徴的な脳活動が捉えられた。今後はこれらの結果から、さらに電極の位置や数の調整を行うなどし、さらなる最適化へと向けたい。

## 分担研究課題（小課題）：BMI 型環境制御システムの臨床評価

### A. 研究目的

脳からの信号を計測し、それを利用して機器操作を行う「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)」の技術を用いることで、筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、脊髄損傷、脳卒中などにより運動機能に後遺障害を負った患者や障害者のコミュニケーション補助、生活環境制御や運動機能補助等が可能となる。

Donchin らが報告した P300 スペラーで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 様の脳波変化 (odd-ball 効果) を検出する。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、解析することで、提示した記号や文字のうちどれを注目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している。

我々は、この P300 スペラーを家電制御に拡張して、視覚刺激に誘発された脳波信号を利用し、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を開発し (Komatsu, et al., 2007, Neurosci Res Suppl; Komatsu, et al., 2009, Soc Neurosci Abstr)、脳波変化から特定されたコマンドを赤外線や LAN 回線を通じて電化製品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した。当初は視覚刺激として輝度変化 (白/灰) を用いていたが、これに色

変化 (緑/青) を加えると、健常被験者の使用感および操作精度 (正答率) が有意に向上することを明らかとした (Takano, et al., 2009, Clin Neurophysiol; Takano, et al., 2009, Neurosci Res Suppl)。さらに、頸髄損傷者による視覚誘発型 BMI の実証評価でも、条件によっては 80%以上の正答率で、実用に耐えうる操作精度 (70%以上) を報告した (Ikegami, et al., 2009, Soc Neurosci Abstr)。

本分担研究では、BMI の実使用者と考えられる慢性期頸髄損傷者 (spinal cord injury: SCI) や、意思決定が可能でもそれを表出することが出来ない進行期の筋萎縮性側索硬化症 (amyotrophic lateral sclerosis: ALS) 患者を対象として、BMI の操作精度や視覚刺激による操作精度の違いを検討した。

### B. 研究方法

本研究で用いる視覚誘発型 BMI 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た脳波信号を頭皮上の脳波電極から抽出、解析することで、注目している記号や文字を判別し、外部機器にコマンド送信する。

被験者は、今回初めて BMI の実験に参加した慢性期頸髄損傷者 10 名 (表 1) および ALS 患者 8 名 (表 2) の合計 18 名であった。

#### B-a.慢性期頸髄損傷者による BMI 使用評価

対象は、受傷後 12 カ月以上の慢性期頸髄損傷者 10 名 (26-53 歳: 平均 41.9 歳、男性、受傷後 5.5-29.2 年: 平均 18.2 年) (表 1) および対照健常被験者 10 名 (27-52 歳: 平均 42.1 歳、男性) で、何れも今回初めて BMI の実験に参加した。

表 1 : 頸髓損傷者

年齢	性別	受傷高位	受傷後 (年)	ASIA 分類	車いす
37	男	C3/4	16.3	不完全	電動
45	男	C2/3	5.5	完全	電動
43	男	C5/6	25.3	完全	電動
40	男	C4/5	15.9	不完全	電動
42	男	C4/5	10.4	完全	電動
37	男	C3/4	20.5	不完全	電動
48	男	C4/5	27.1	完全	手動
48	男	C5/6	21.8	不完全	電動
26	男	C4/5	9.9	完全	電動
53	男	C5/6	29.2	不完全	手動

ASIA: American spinal Injury Association

表 2 : ALS 患者

	年齢	性別	ALSFRS-R	発症後 (年)	胃瘻	気管切開	呼吸器	意思伝達装置
ALS-1	65	女	0/48	6.2	有	有	有	有
ALS-2	61	男	0/48	16.2	有	有	有	有
ALS-3	66	女	13/48	2.9	有	無	無	有
ALS-4	67	男	1/48	7.2	有	有	有	有
ALS-5	78	男	0/48	3.8	有	有	無	使用不能
ALS-6	79	男	0/48	9.4	有	有	有	使用不能
ALS-7	63	女	8/48	5.3	有	有	有	有
ALS-8	68	男	6/48	2.2	有	有	有	有

ALSFRS: ALS Functional Rating Scale

実験には 8x10 マスの文字盤を用い、これらを白/灰条件（輝度変化のみ：灰→白に変化）、緑/青条件（輝度変化+色変化：青→緑に変化）にて強調表示する 2 条件間で比較した（図 1）。文字盤の行もしくは列は 1 つずつ強調され、全ての行・列がランダムに 1 回ずつ強調されるのを 1 周として、10 周すると文字が入力されるよう設定し、それぞれの刺激条件で 15 回の文字入力を行った。8 か所の脳波電極（図 2）から記録された脳波を解析することで（線形判別分析）、被験者がどの記号に注目していたかをオンラインで判定し、白/灰条件と緑/青条件の操作パネルによる正答率を評価した。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 は文字盤のアイコン数、RC は文字盤の行と列の合計数、S はアイコンの強調回数）。

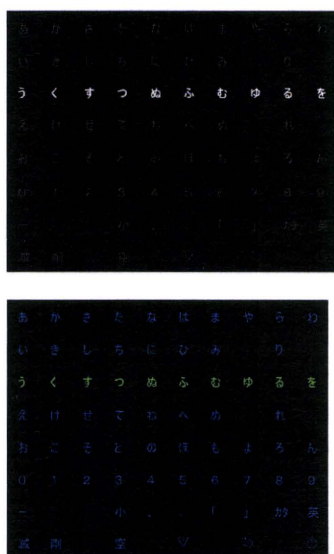


図 1：平仮名入力用パネル  
（上：白/灰 下：緑/青）

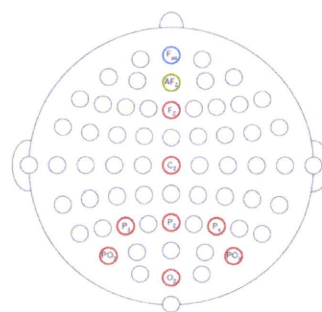


図 2：脳波電極配置図

### B-b.ALS 痺者による BMI 使用評価

対象は厚生労働省筋萎縮性側索硬化症の重症度分類 4-5 度に相当する公立八鹿病院通院もしくは入院中の ALS 患者とし、病院施設もしくは在宅環境にて実験を行った（図 3）。

B-a と同様の設定で、文字入力は 6x9 マスの文字盤の行・列毎の強調で、環境制御としてライト操作を 2x2 マスの操作パネルのアイコンを一つずつ強調する方式で、輝度変化に緑と青の色変化を加えた視覚刺激提示（図 4）による視覚誘発型 BMI の操作を行った。コマンド入力の為の強調回数は被験者毎に 5-10 回で設定した。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）、正答率を評価した。



図 3：実験風景（ALS-4）

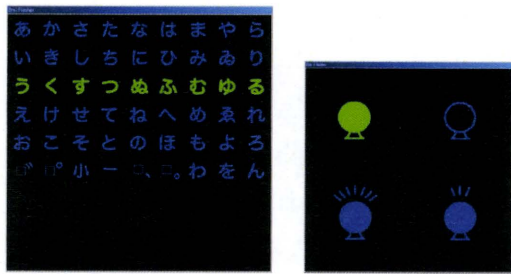


図4：入力用パネル  
(左：文字入力 右：ライト操作)

(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

### C-a. 慢性期頸髄損傷者による BMI 使用評価

オンライン実行時（強調回数 10 回で実験中に入力された結果）の全被験者平均での文字入力正答率は、白/灰条件で 82.7%、緑/青条件では 88.3%であった。頸髄損傷群では白/灰条件：88.0%、緑/青条件：90.7%で、健常対象群では白/灰条件：77.3%、緑/青条件：86.0%であった（図 5）。頸髄損傷群で正答率が高い傾向がみられたが、反復測定分散分析で主効果は有意でなく（ $F(1,9)=1.2, p=0.30$ ）、

緑/青条件の主効果のみが有意であった（ $F(1,9)=5.2, p<0.05$ ）。これらの結果は bit rate を指標としても傾向は同じだった。

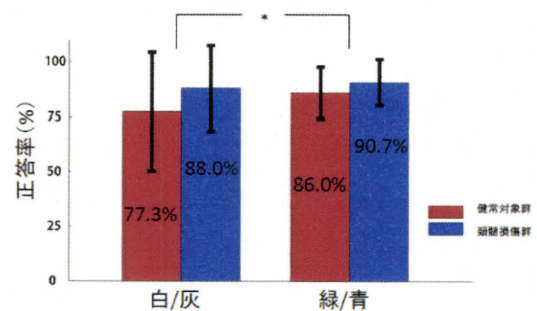


図5：オンライン正答率

オフラインの解析（オンライン実行時に記録されたデータを実験後に解析）においても反復測定分散分析で被験者群間の主効果は有意でなく（ $F(1,9)=1.9, p=0.20$ ）、緑/青条件（ $F(1,9)=9.4, p<0.05$ ）および強調回数（ $F(9,81)=93.2, p<0.0001$ ）の主効果が有意であった（図 5）。Bonferroni 補正による事後比較では、強調回数 10 回と比べて、8 回までは正答率に有意差を認めなかった。

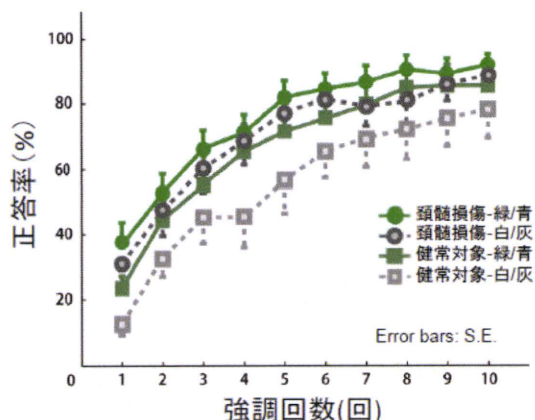


図 6 : オフライン解析

実用の指標として少なくとも 70%の正答率が必要とされており、頸髄損傷群では強調回数 5 回でこれを上回った (図 6)。そこで、頸髄損傷群の強調回数を 8 回、5 回まで削減した際のオフライン正答率と bit rate を強調回数 10 回 (オンライン正答率) のものと比較した (表 3)。強調回数を 5 回まで減らすと bit rate は有意に向上するが ( $p < 0.05$ , paired t-test)、正答率は有意に低下した ( $p < 0.05$ , paired t-test)。強調回数 8 回では正答率の低下は有意でなく、緑/青条件でのみ bit rate が有意に向上した ( $p < 0.05$ , paired t-test)

(Ikegami, et al., in press, Clin Neurophysiol; Ikegami, et al., 2010, Neurosci Res Suppl)。

強調回数 (回)	SCI				文字 / 分
	白/灰		緑/青		
	正答率 (%)	Bit rate (bit/min)	正答率 (%)	Bit rate (bit/min)	
10	88.0	9.8	90.7	10.2	1.9
8	80.4	10.9	90.4	12.8*	2.4
5	77.2*	16.2*	81.7*	17.5*	3.8

表 3 : 強調回数の削減

#### C-b. ALS 患者による BMI 使用評価

ALS 患者 8 名 (女性 3 名、男性 5 名) の

方に本システムを用いた実験を行った。ALS Functional Rating Scale (ALSFRS-R) は 0-13 で、発症後 2.2-16.2 年 (平均 6.6 年) の経過で、全員が胃瘻処置を受け、1 名を除いて気管切開術を施行されていた (表 2)。2 名 (ALS-4,6) は在宅自室にて、他 6 名は公立八鹿病院入院中の病室にて実験に参加した。ALS-5 および ALS-6 の 2 名は僅かな眼球運動や表情により、御家族や介護者との疎通は行えていたが、意思伝達装置 (Augmentative and Alternative Communication (AAC) device) は使用できず、実験者との疎通が不確定であったため、検討からは除外した。他の 6 名は、発語不能ではあったが文字盤や口の動き、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。

病室、在宅いずれにおいても人工呼吸器等の医療器具によるアーチファクトは明らかではなかったが、電動ベッドなどからの商用周波数由来のノイズの混入があり、測定のセッティングに注意を要した。

ALS 患者 (n=6) 平均では、アイコンが 1 つずつ強調されるライト操作では平均 67% の正答率と先行研究と同程度であったが、行と列による視覚刺激提示による文字入力では平均 39% の文字入力精度であった。

ALSFRS-R 低値の患者で正答率が低い傾向を認めた。また、文字が小さくて見難いといった訴えもあった。

#### 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たため、本研究では、BMI の実使用者と考えられる慢性期

頸髄損傷者や、意思決定が出来てもそれを表示することが困難な進行期 ALS 患者を対象に BMI の操作精度を検証した。

慢性期頸髄損傷者において、健常被験者同等に視覚誘発型 P300 BMI を操作可能で、健常者同様に輝度変化に色変化を導入した視覚刺激により操作精度が有意に向上することが明らかとなった。また、入力時間短縮のために強調回数を削減する際にも、輝度と色変化を組み合わせた視覚刺激が有用であることも示された (Ikegami, et al., in press, Clin Neurophysiol; Ikegami, et al., 2010, Neurosci Res Suppl)。

ALS 患者での予備的検討によると、アイコンが 1 つずつ強調されるライト操作では平均 67% の正答率と先行研究と同程度であったが、行と列による視覚刺激提示による文字入力では平均 39% の文字入力精度であった。文字が小さくて見難いといった訴えもあり、また、行と列による視覚刺激提示では、同一の行や列に間違いが生じることも知られており、今回、体位制限や眼瞼下垂などの視機能制限を認めたことも、文字入力での正答率低下の一因と考えられる。さらなる視覚刺激提示方法の工夫が必要と考えられた。

頸髄損傷者を対象とした先行研究では (Ikegami, et al., 2009, Soc Neurosci Abstr) 亜急性期頸髄損傷者において正答率が低い傾向を認めたが、今回の検討により回復期を経

た慢性期頸髄損傷者では、実用に耐えうる操作精度 (70%以上) が確認された。一方、Nijboer らの ALS 患者の検討によると、ALSFRS と BMI の使用成績の相関は明らかではないが、Kubler らのメタアナリシスでは完全閉じ込め症候群 (complete locked-in state: CLIS) を含めた検討では相関を示すといった報告もある。ALSFRS の低下した患者では視覚刺激提示方法により正答率が異なる傾向を認め、ALS などの進行性の病態では、その導入時期、方法も考慮する必要があることが示唆された。

#### E. 結論

臨床研究を継続し、使用者本人や御家族からのフィードバックを反映していくことで、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可能となる。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。

今後とも、BMI 技術を福祉機器として実用化するために、高精度で、操作感も良いシステムの開発を継続し、神経難病や神経外傷などにより、日常生活動作やコミュニケーションに支障をきたしている患者・障害の自立支援へとつなげたい。

## 分担研究課題（小課題）：BMI システムの開発

### A. 研究目的

BCI/BMI 自体の研究目的は別項に譲るとして、本分担研究（小課題）の目的は、医療施設および在宅といった現場で障害者が実際に運用しうよう、安定性と拡張性とを両立した実用的な BMI システムを構築するところにある。

本分担研究はその原点において、オーストリア企業より導入した市販の BCI 研究開発パッケージおよび既知の BCI アルゴリズムを参考にしつつ、それを新規のプログラムコードとして内製化することから開始された。しかし QoL を拡大する技術基盤として用いる段階に至った現在、そのように直截な手段を続けることは難しくなっている。何故なら障害者のニーズに即した実際的な BMI アプリケーションは、BCI/BMI 先端圏のひとつである北米においてすら、ワズワースセンターなどで現在進行中であり、そのまま参考に出来るノウハウが未だ存在しない領域である為だ。

本研究は非侵襲 BCI に的を絞っているため、そのカスケードは小型化のはかられた『脳波計』から、コミュニケーション手段や環境制御装置(ECS)としての機能などを提供する各種の『BMI アプリケーション』までを結ぶものとなる。また脳波計とアプリケーションとの中間には、計測された脳波を信号処理し、各アプリケーションを制御するために符号化する段階が必要であり、これが『BCI エンジン』である。これら三要素からなる BMI システムを、ハードウェアおよびソフトウェアの両輪について同時並行的に開発・改良する。

ただし同アプリケーションの一つである OT 向けパワーアシストスーツ（上肢用の動力外骨格）については独立の分担研究課題であるため、そちらの報告を参照されたい。また厳密には脳波計の上流として頭皮上電極なども存在するが、それらの報告も別立てとする。なお、昨年度までは独立な分担研究小課題だった脳波計の開発については、本年度は本稿に取り込んで扱う。

### B. 研究方法

BCI エンジンおよび BMI アプリケーションのコーディング言語は初年度から引き続きで C++ を用い、開発の継続性を確保するため徹底的なモジュール化を目指した。開発環境も昨年同様に、ラピッドプロトタイピングには Borland 社製の、本実装には Microsoft 社製の統合開発環境（RAD）を継続利用している。システムの実行環境も、当初選定された WindowsXP を引き継いだ。

各論[1]：新たな BCI アルゴリズムの適用

上記目的に沿って昨年度までに、脳波における P300 様電位および運動イメージ生起時の周波数成分変化を信号源としてもちいる 2 つのアルゴリズムが、BCI エンジンへと実装された。前者は「視覚提示された多数選択肢からの択一」を行えるが、その裏返しとして提示されない行動は選べない。後者は「視覚提示に依存しない任意のコマンド発行」を行えるが、利用できるチャンネル数の少なさ（現状で 3 ないし 4 チャンネル）および運用までに長期のトレーニング



グを要するという問題を抱えている。両者を組み合わせることでそれぞれ不得手とする要素が打ち消され、実際的な BMI アーキテクチャの実現が期待される。

一昨年度から手掛けられており実装および運用で先行する P300 型 BCI に対し、昨年度は、右上肢の運動をイメージした際の脳波を判別することで、健常者による BCI コアの動作を新たに確認している。

それらの運用実績なども鑑み、本年度はさらに定常状態視覚誘発電位 (SSVEP) を信号源としてもちいるアルゴリズムも、BCI コアに追加実装することを決定した (実装行程は来年度も引き続き行う予定)。SSVEP とは、100Hz 程度までを上限とした周期的な光刺激によって誘発される、それと同等の周波数成分を含んだ頭皮上電位の連続的な変化のことである。30Hz 程度より高周波での明滅は連続した点灯として認識されるため、常に視覚刺激を提示しておいてもユーザの負担となりにくく、さらに運動イメージよりトレーニングを要しないため、既存の 2 アルゴリズムをさらに実運用性の面で補完 (図 1) することが期待される。

#### 各論[2]: フィールドテスト指向の実装

昨年度までの段階で実装された、メールや Skype といった意思疎通のための一連のアプリケーション群にはテキスト入力が含まれており、それには予測変換機能が備わっている。これは健常者向け機器、例えば携帯等で一般的にみられるように使い勝手を向上せしめるという意図のほか、使用時間がそのまま疲労に直結しやすい身障者をユーザと想定した、負担軽減の策でもある。

しかし、制御された環境を離れたさらなるフィールドテストに向けて、介助者などオペレータの負担軽減も考慮する必要性については論を待たない。そこで本年度は、その問題を解消すべくアプリケーション開発を行った。

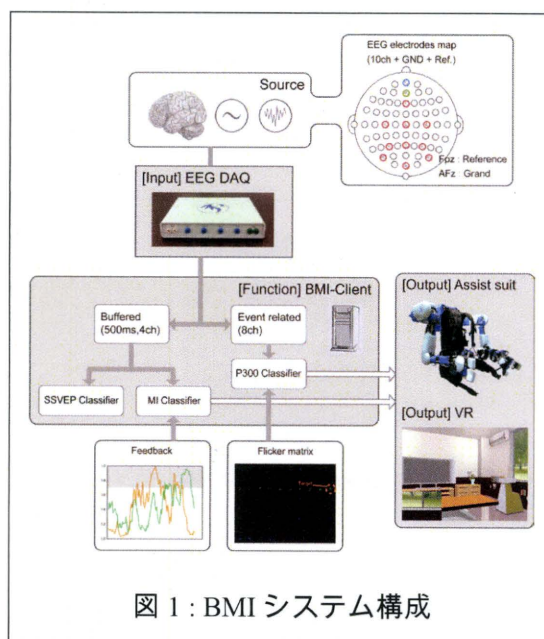


図 1: BMI システム構成

#### C. 結果

一昨年度および昨年度に引き続き、開発の一部は企業への委託として行った。本年度のシステム開発は昨年度以前のものを基本的に踏襲しているため、実装済み要素については昨年度の分担報告を参照されたい。

脳波計は一昨年度のプロトタイプ開発、昨年度の性能向上および小型化を経て、P300 型および運動イメージ型 BMI の研究ならびに実用機としてはおおよそ過不足ない機能を実装し得ていた。しかし上述の SSVEP を新たに BCI の源泉として用いた

め、SSVEP を生起する上限周波数のおおよそ 10 倍、1,024Hz の時間解像度を脳波計に与える機能拡張を行った。それにともない、脳波計のデバイスドライバおよびラッパークラスが更新された。

128 サンプルずつ脳波データを PC へ取り込むため、サンプリング周波数 512Hz の旧脳波計では平均 4 回毎秒の転送処理を行っていたが、本年度の仕様では 8 回のそれを行うよう改められた。対応するよう、BCI コアも更新を行った。

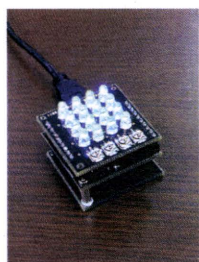


図 2 : SSVEP 用光刺激提示キューブ

またこの案件に付随して、来年度以降の SSVEP 型 BCI の研究開発に向け、光刺激提示用キューブ（約 30mm 立方。内部構造は図 2 参照）およびその母機を開発した。母機は LAN に接続され、COM ポートリダイレクタ経由で制御コマンドを受け付けることによって操作される。通常は BMI クライアントから脳波に基づいてコマンドを発行するが、任意の端末より手動でコマンド入力することも可能である。母機はキューブを無線（2.4GHz 帯）により複数台制御することが出来、それぞれに異なる発光周期を設定可能である。設定済みのキューブをバッテリーと接続することで、見かけ上は単能でスタンドアロンの SSVEP 用光刺激装

置として機能する。

既に一昨年度より、P300 型 BCI 用のパネルは階層構造（例えば、4×4 に格子配置された ECS パネルで TV アイコンを脳波により選択すると、チャンネルや音量調節などが並ぶ TV 操作専用パネルへと表示が切り替わる）化が可能となっている。それらのデザインは、実行ファイルへ手を加えることなく XML で記述された設定ファイルにより、パネルサイズを 3×3 から 4×4 へと変更する、新たに Skype 用のアイコンを追加する、TV 操作パネルに含まれるチャンネルアイコンを変更する、といったユーザの環境や要求にあわせたカスタマイズが可能である。

しかしその変更を行うためには、多少とも専門的な XML の知識および BMI システムのアーキテクチャに関する理解を要し、本 BMI システムが一時的にせよ研究開発スタッフの手を離れてフィールドテストへ投入される際には障害となることが予測されていた。

そこで今年度は、オペレータが XML の存在をまったく意識せず、P300 型 BCI 用パネルのデザインを変更することが出来る『BMI フラッシャー編集用ソフトウェア』を開発した（図 3）。本アプリはアイコンやパネルのデザインを目視しながら、その配置や機能あるいは表示サイズといった諸パラメータの変更を可能ならしめるものである。

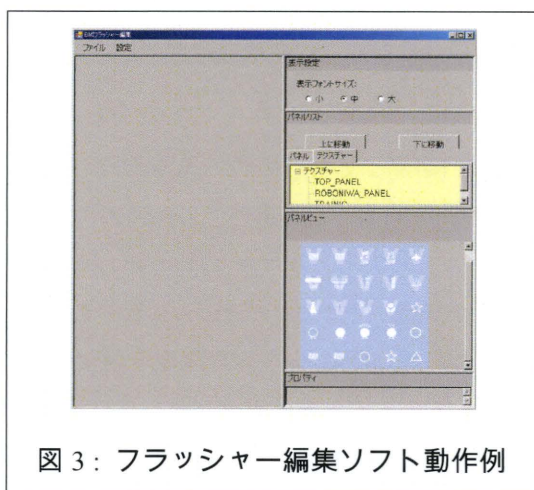


図 3：フラッシャー編集ソフト動作例

で医療・福祉スタッフなどが、特殊な知識なしに P300 型 BCI パネルのデザインを環境や要求にあわせてカスタマイズ可能となった。

#### D. 考察

今年度までに開発された一連の BMI システムのうち、BMI クライアントはこれまでのところ Windows 環境に縛られているが、特定のプラットフォームへの依存は望ましい事ではない。これは現状、脳波計用のデバイスドライバが Windows 用しかないこと（画面表示まわりは OpenGL で実装されているため、比較的移植性が保たれている）に因る。よって脳波計デバイスドライバの移植を目下検討中である。

#### E. 結論

これまで P300 型、運動イメージ型と 2 つのアルゴリズムにより動作してきた BCI コアへ、新たな脳機能信号として SSVEP を追加するアーキテクチャ拡張が行われた。また BMI システムの一環として、LAN 経由で制御可能な SSVEP 用光刺激装置が開発され、接続された。それにより来年度から、SSVEP 型 BCI の研究開発などが行われる目処がついた。

また、医療施設および在宅といった現場

## 分担研究課題（小課題）：BMI用脳波電極の開発

### A. 背景と目的

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に使用可能な電極の開発を行うことを目的とした。理想的には、目的とするペーストレス電極は以下の性質を満たすべきである。

- ①十分な柔軟性を有することで、頭皮上で加圧すると髪の毛の間を容易に通り抜けて頭皮に達すること。
- ②使用後に頭皮や髪の毛に残留しにくいこと。
- ③高い導電率を有するとともに使用中に成分の乾燥などにより導電率の低下が起こ

らないこと。

- ④頭皮に接触しても危険性がないこと。
- ⑤長期保存が可能であること。

我々は、昨年度までにこれらの条件を満たすものとして、導電性ゲル型電極を開発した。これは、カルボキシメチルセルロースをゲルの支持体とし、電解質として塩化カルシウムを用いたものである。開発の結果、ほぼ上記の条件は満たされ、実際にこのゲルを使用したところ、従来のペースト電極と比べて遜色の無い脳波測定が可能であった。このことから、ひとまずはBMI用途に向けた新しい電極が開発されたと言える。しかし、この電極は、使用毎に交換するため、やや手間がかかるという課題が残された。そこで、本年度は非交換式（繰り返し使用型）の電極の開発を目指した。ただし、その実現には様々な方式の電極が考えられ、実際に金属製の電極や導電性ゴム電極を検討した。以下、その開発状況や結果について報告する。

### B. 脳波キャップの開発

これは実際には昨年度から継続して開発されていたものであるが、今回あらためて報告する。ここで説明する脳波キャップとは、複数の電極の挿入口を有し、頭に被ることで電極を頭部に固定するものである（図1）。脳波キャップ自体は従来より外国製で同様のものがあるが、必ずしも日本人の頭部形状に適合したものではない。そこで、本研究ではより使いやすいものとするために自主的な開発を目指した。

脳波キャップは数種のものを開発、改良してきた。現在の物は電極を固定する部分には伸縮性の少ない素材を、その他の部分は伸縮性のある素材を用いている。また、顎の部分でマジックテープによりキャップを固定することも出来る構造となっている。これにより、多様な形状の頭部に対応しつつ、位置が大きくずれることなく電極をしっかりと頭部に固定できる様になった。

特に電極を取り付ける部分は、内径 15mm、厚さ 10mm の孔のあいたシリコンでできており、電極がしっかりと固定される様に、約 1mm のピッチの溝がらせん状に刻まれている。使い方としては、まずキャップを頭に被って固定し、次にキャップ上の複数の孔に電極を取り付けるという手順である。

導電性ゲル電極の場合は、あらかじめチップ化して準備されたゲルをこの孔に順点したのち、ケーブルの付いた蓋（ゲルとの接触面は Ag）で孔を押さえて用いる。蓋の側面には上記のシリコン製取付部と同じピッチの螺旋が刻まれている。また、金属製電極の場合は、電極にケーブルが直接接続されており、これを孔に挿入する（図 2）。導電性ゴムの場合、ゲルの場合と同様、チップ状の導電性ゴムを孔に入れて、上からケーブル付き蓋で押さえて用いる。



図 1 開発した脳波キャップの一例

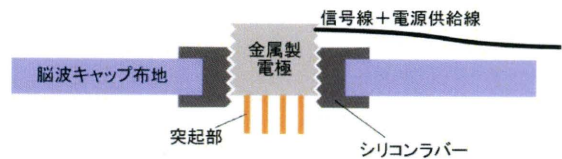


図 2 脳波キャップの電極取付部  
(断面構造)

### C. 伸縮型金属製電極

図 3 に開発した電極の写真を示す。この電極の構造は何度も改良を加えたが、結論から言えば、最終的に図 4 の様な構造になっている。電極には計 7 本の突起が設けられており、これらの突起内部にはバネが内蔵されていて、頭皮に突起の先端が突き当たると内部に押し込まれる様になっている。突起の反対側にはケーブルが接続されており、ここから脳波の測定信号が、電極内蔵のバッファ回路に送り込まれる。信号はバッファ回路で増幅はされないが、これにより電極から脳波計測器までの経路上でノイズを受けにくくなる（いわゆるアクティブ電極）。また、バッファ回路には 0.5Hz のハイパスフィルター回路も同時に組み込まれており、測定信号のドリフトがこの段階で除去される。

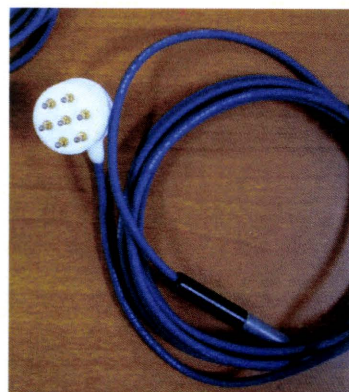


図 3 開発した伸縮型金属製電極

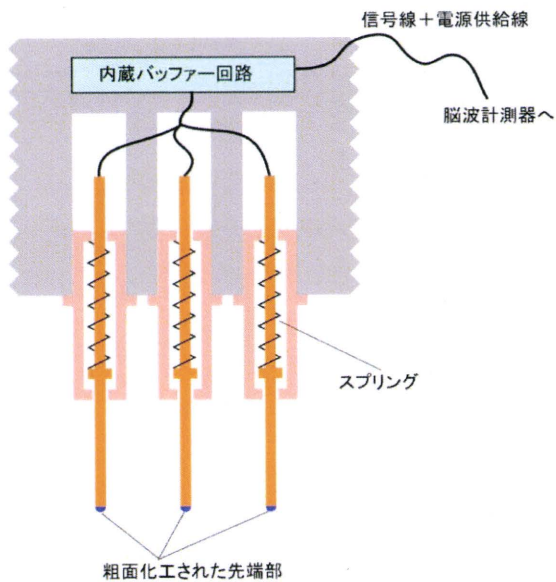


図4 伸縮型金属製電極の内部構造

電極の先端に突起を設けたのは、電極を頭部に押し当てる際に、髪の毛の間を通り抜けて頭皮に接触しやすくするためである。さらに細部の工夫として、突起と鞘との摺動によるノイズを避けるために、突起からバッファ回路へと配線した(当初は鞘に信号線を接続していた)。

また、突起の先端部は、サンドブラスト法により、凹凸に富んだ形状になっている(図5)。これは、電極の実効面積を増加することで、皮膚と電極との間に介在する電解質(頭皮から滲出したものなど)と、電極との接触面積が増加して測定電位の安定性が増すことを期待したものである(図6)。

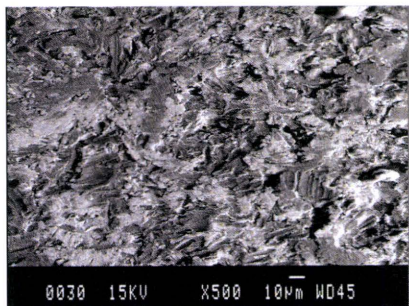


図5 粗面加工された突起先端部

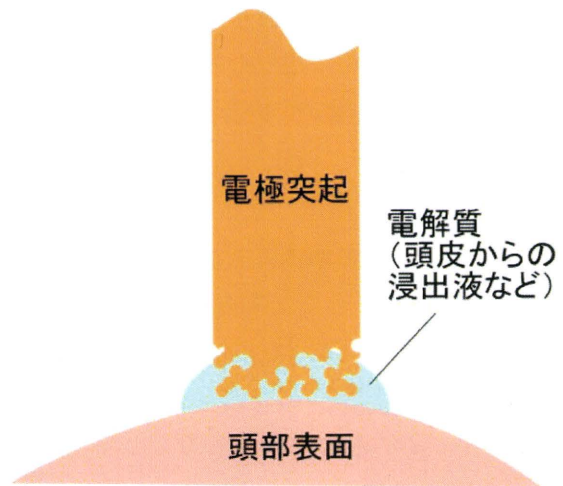


図6 突起先端部と頭皮との接触部分の想像図

#### D. 導電性ゴム電極

金属製電極は、上記の様に容易に取付が可能でかつ優れた導電性を示し、脳波の測定が可能であるものの、先端部が硬質であるため、取付方によっては頭皮を傷つける恐れがある。頭皮に接触する際にはより柔らかい素材が求められる。そのためカーボンを含有したゴム電極の開発を試みた。

最初にグラファイト含有シリコンゴムによる電極を外注により作製したが、十分な導電性が得られなかった。

そこで、同じ金型を用い、別途入手したカーボン粒子をシリコンに含有させ、独自に電極を作製した。カーボン粒子含有率 10%では、テスターで測っても数十  $\Omega$  程度と優れた導電性が得られた。しかし、含有率 10%では、カーボン粒子とシリコンとの均一な混練が困難であり加工性が悪かった。一方、含有率 5%では、混練は極めて容易であるものの導電性に問題があった。そこで、含有率

7.5%のものを作製したところ、加工性も良く、かつ優れた導電性を持つ物が得られた(図7)。

しかし、作製した電極を用いて脳波測定を試みたところ、実際には測定は困難であった。その理由は良くわからないが、導電性ゴムの先端にわずかに導電性ペーストを付けてから用いたところ、脳波が良好に測定できた。恐らく、ゴムの最表面と頭皮との間には何らかの理由で接触抵抗が生じるものと考えられる。



図7 カーボン粒子含有導電性シリコンゴム電極

#### E. まとめ

本研究では、BMIのための様々なタイプの脳波電極の開発を試みた。その結果、昨年度は使い捨て型電極として、導電性ゲル電極

を開発した。そして、本年度は繰り返し使用型電極として、伸縮型金属製電極、及びカーボン粒子を利用した導電性ゴム電極を開発した。また、それらの電極を共通して用いることのできる脳波キャップを開発した。

本研究により開発した複数のタイプの電極には一長一短があり、使用状況に応じて使い分けることでその長所を引き出せるものと考えられる。

導電性ゲル電極の様に使い捨て型の場合は、使用毎に交換するので衛生上優れている。一方、伸縮型金属製電極や導電性ゴム電極の場合は、交換不要なため、直ぐに装着して用いることができる、ランニングコストが安いなどのメリットがある。

なお、導電性ゲルを用いた電極の電極構造に関する特許の申請を昨年度にTLOを介して行っているが、本年度は伸縮性金属電極をも包含する内容で同特許の修正申告を行った(特願2009-257366; 特願2010-119930)。

## 分担研究課題（小課題）：BMI 型上肢アシストスーツの開発

### A. 研究目的

上肢に麻痺のある患者を対象としたこの課題では、BMIにより制御され、使用者の目的通りの動作およびその補助を可能とする、動力付き外骨格を開発した。これを『BMI型上肢アシストスーツ』と呼称する。

一昨年度においては、BMIにより制御され手指による把持動作を行えるアシストスーツ、BMIによる制御訓練に用いるためのバーチャルリアリティシステム、それら二者の作成を行った。そして、頸髄損傷による四肢麻痺の方および脳卒中による左半身片麻痺の方によるBMI機器としての動作実験を行ない、脳波のみによる高い精度での操作が実現可能であることを確認し、コメントを頂いた。昨年はそれらを踏まえて装着時の調整可能部分の追加、合目的動作を可能とするための自由度や駆動系の拡充、筋電計の開発等も行った。

これらを踏まえて本年度は、従来から可能であった教示動作（オペレータが機体を実際に動かして記憶させた動作）の再現に加えて、各関節を任意に動作可能とするシステムソフトウェアのアップデートを行った。以下その詳細について記載する。

### B. 研究方法

昨年度までの開発機について

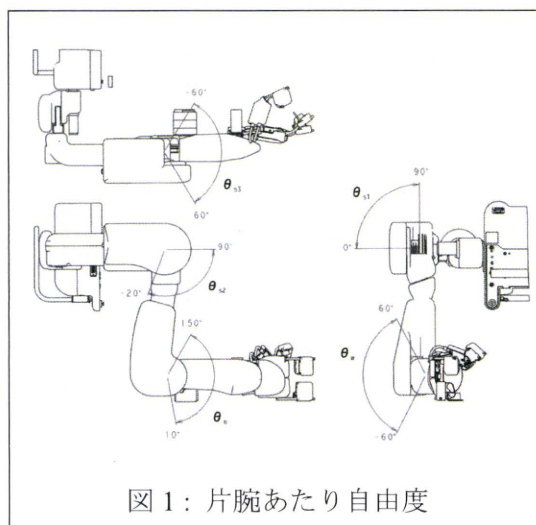
本開発機は、主に脳からの信号により、上肢の合目的動作およびその補助を行うものとして開発をすすめている。ここではまず、昨年度までの開発機に関して、ハー

ドウェアの設計思想と仕様、安全性、制御システムソフトウェアについて概略を述べる。

ハードウェアの設計思想と仕様

本開発機は上肢の動作および補助を目的として開発されている。また、使用者に触覚フィードバックを残せるように、手の平など身体の内側を可能な限り覆わない構造を採用している。

アシストスーツ一式は、背負い式の体幹フレーム、開リンク構造をもつ二対のアーム（腕状で屈伸可能な構造）およびエンドエフェクタ（手指状で開閉可能な構造）、それらへの駆動力供給ボックスから成り、商用100V電源により動作する。



動作の自由度は片腕あたり5+3を有する（図1）。そのうち6自由度（手指3、回内外、肘、肩各1）について、アクチュエータによる動作が可能となっている。それにより、装着者のリーチング（ある座標への、腕による到達運動）やグラスピング（把持



運動)を可能とする。出力バランスの要求水準は、成人男性の97.5パーセンタイルが500mlペットボトルを把持可能であることとした。

#### 安全性について

安全性についてはソフトウェア、ハードウェア両面からの対策を行っている。ソフトウェアとしては力覚センサを利用し、使用者に一定以上の負荷がかからないようにする機能、および、角度センサを利用し、事前に設定した可動域以上の角度での動作を防ぐ機能を搭載した。ハードウェアとしては緊急停止スイッチを設置、アシストスーツと人体との固定部分に面ファスナーを使用し、緊急時の装着解除を容易とした。他に各部位に極度の負荷がかかった際、ワイヤの破断等をもって装着者の保護を行うよう強度設計を行った。これによりアクチュエータが制御不能な状態に陥った場合でも機器が破損することで、人体が保護される。

#### 制御用システムソフトウェアについて

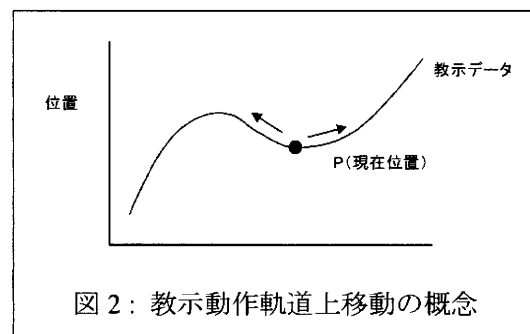
まず、昨年度までのシステムソフトウェアについて示し、その後に本年度の改良部分について示す。

本開発機の目標の一つとして、作業療法様の合目的的動作を可能とすることがあり、そのためシステムソフトウェアについても、既に教示された合目的的動作の再現を中心として機能を提供する。機能としては動作の教示、記録、外部機器間との動作データの読み書き、他に安全性の項目で触れた力覚センサや角度センサによる動作制限機能を提供する。

#### 昨年度の開発機における問題点

昨年度までの開発により実装された教示動作の再現は、そのみで合目的的動作を行わせることが困難である。例えば“パンを自分の手で食べる”という動作において、パンの場所が指の把持可能範囲から外れた場合の修正を教示動作に基づいて行うならば、任意の手先位置から別の位置への軌道をあらかじめ全て教示しておかねばならず、非現実的な運用となる。また、動作再現を中断し、他の動作へうつることなども困難であった。

そこで本年の開発では、システムソフトウェアの改良によって、昨年度に今後の予定としてあげた現在位置からの関節角度の微調整(新規機能[1])や、教示した動作軌道上を任意に移動する機能(新規機能[2])を実装し、より広汎な使用を可能とした。



#### 新規機能について

##### [1] 現在位置からの関節角度の微調整

本機能が実装されたことにより、従来は事前に教示された動作のみが実行可能であったのに対して、状況に合わせて動作の微調整を可能とする。機能としては各可動関節の角度を指定することで動作、その角度を実現する。この際動作の軌道生成は行わず手指3関節以外の動作は個別に行うこと

で不意の事故を防ぐ仕様になっている。

## [2] 教示動作軌道上移動

既に教示された動作軌道上の点を指定し、その場所までの動作を再現、および逆再生を可能とする(図2)。機能としては複数の教示した動作から一つを選択し、動作中の再現部分を指定することで動作し、長い動作の一部再現や、動かしづらい場所の集中的なりハビリテーションなどを実現する。この際、軌道途中での再現停止も可能となっているため、その部分から、前述した関節角度の微調整の機能を組み合わせることで、動作のバリエーションを増やすことが可能となっている。

## C. 研究結果

昨年度までの開発に引き続き、合目的動作を可能とするアシストスーツの開発を行った。新規機能を追加することで、安全性を保持しつつ、より広汎な状況に対応可能となった。

これまで、脊髄損傷被験者1名、健常被験者2名が、P300様脳波由来の制御符号によりアシストスーツを動作させることに成功した(図3)。また別の健常被験者1名が、右上肢の運動イメージにより生起する脳波

の1ch制御符号化に成功した(Komatsu, et al., 2010, Soc Neurosci Abstr)。

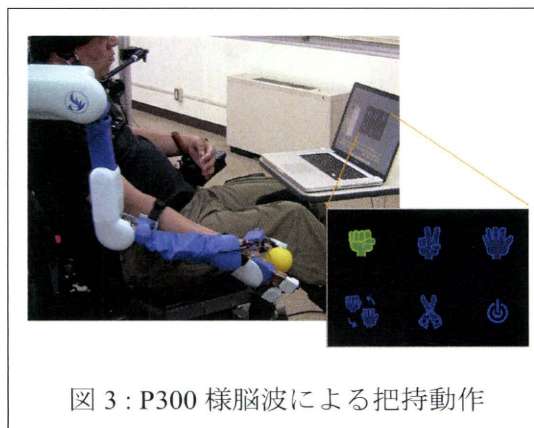


図3: P300様脳波による把持動作

## D. 考察

このアシストスーツは現在のところ、片腕あたり数10kgの駆動力供給ボックスを必要とし、再配置可能ではあるが持ち運びは困難である。体幹フレームも、背負い式ではあるが実運用上は車椅子の背面に接続して装着者の負担軽減をはかっている。

現状においても、作業療法様のリハビリテーション動作を行う装置(神作、松田、特許第4618795号、特願2005-206468)としてはその使用が可能であるが、将来的には身につける形で使用可能な軽量化を行ない、日常的に仕様可能なBMI機器を目指して開発を進めていきたい。

A. 研究発表

1. 論文発表

論文：原著

Ikegami, S., Takano, K., Saeki, N., Kansaku, K. Operation of a P300-based brain-computer interface by individuals with cervical spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*, (in press).

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

論文：総説

神作憲司. 発達と脳内機構. *小児の精神と神経*. 50(4): 368-371, 2010.

神作憲司. 脳波による家電操作：シリーズ・リハを支えるテクノロジー最前線 *Journal of Clinical Rehabilitation* 19(11): 1012-1016, 2010.

神作憲司. ブレイン・リーディング *Clinical Neuroscience*. 28(9): 1069-1071, 2010.

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*. 44(4): 292-297, 2010

神作憲司. 脳からの信号で家電を操作. *日本肢体不自由児協会報「はげみ」*. 335; 13-18, 2010.

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*. 80; 36-37, 2010.

論文：抄録・プロシーディング

Kansaku, K., Takano, K. AR-BMI for operating home electronics in a robot's environment. Program No. 295.22. *2010 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. San Diego: *Society for Neuroscience*, 2010. Online.

Takano, K., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K. AR-BMI operated with a HMD: effects of channel selection. Program No. 295.18. *2010 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. San Diego: *Society for Neuroscience*, 2010. Online.

Ikegami, S., Takano, K., Wada, M., Saeki, N., Kansaku, K. FMRI activities during P300-BCI: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. Program No. 688.13. *2010 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. San Diego: *Society for Neuroscience*, 2010. Online.

Komatsu, T., Takano, K., Ikegami, S., Kansaku, K. A development of a BCI-based OT-assist suit for paralyzed upper extremities. Program No. 295.9. *2010 Abstract Viewer/Itinerary Planner*. San Diego: *Society for Neuroscience*, 2010. Online.

Wada, M., Takano, K., Ikegami, S., Kansaku, K. Role of the left temporoparietal junction for arm crossing. *Neurosci Res, Suppl.* (in press)

Takano, K., Hata, N., Nakajima, Y.,

Kansaku, K. Augmented reality-brain-machine interface operated with a see-through head mount display. *Neurosci Res*, Suppl. (in press)

Ikegami, S., Takano, K., Saeki, N., Kansaku, K. Operation of the P300 brain-machine interface in individuals with chronic cervical spinal cord injury. *Neurosci Res*, Suppl. (in press)

Iwaki, S., Takano, K., Kansaku, K. Parieto-temporal activity is correlated with the sense of agency during visual target tracking. *NeuroImage*, Suppl, 141MT-AM, 2010.

#### 書籍

Kansaku, K. Brain-Machine Interfaces for environmental control and communication. *Systems Neuroscience and Rehabilitation*. (Eds) Kansaku, K., Cohen, L.G., Tokyo, Springer Verlag, (in press)

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, (in press)

## 2. 学会発表

### 一般口演・ポスター

Wada, M., Takano, K., Ikegami, S., Kansaku, K. fMRI activities in the left temporoparietal junction during arm crossing. *Conference on Systems Neuroscience and*

*Rehabilitation (SNR2011)*. March 2011; Tokorozawa, Japan.

Takano, K., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K. AR-BMI operated with a see-through HMD: effects of channel selection. *Conference on Systems Neuroscience and Rehabilitation (SNR2011)*. March 2011; Tokorozawa, Japan.

Ikegami, S., Takano, K., Saeki, N., Kansaku, K. P300 BMI performance in individuals with chronic cervical spinal cord injury. *Conference on Systems Neuroscience and Rehabilitation (SNR2011)*. March 2011; Tokorozawa, Japan.

Komatsu, T., Takano, K., Ikegami, S., Kansaku, K. A BCI-based OT-assist suit for paralyzed upper extremities. *Conference on Systems Neuroscience and Rehabilitation (SNR2011)*. March 2011; Tokorozawa, Japan.

池上史郎、高野弘二、小松知章、和田真、神作憲司、佐伯直勝. 頸髄損傷者を対象としたブレイン・マシン・インターフェイス (BMI) . 第40回 千葉大学脳神経外科医会研究会. 2010年11月; 千葉.

Kansaku, K., Takano, K. AR-BMI for operating home electronics in a robot's environment. *The 40th Annual Meeting of the Society for Neuroscience*. Nov 2010; San Diego, USA.

Takano, K., Hata, N., Nakajima, Y., Kansaku, K. AR-BMI operated with a HMD: