

分担研究課題（小課題）：多様な生体由来信号へ統一的に対応可能な BMI システムの開発

#### A. 研究目的

筋萎縮性側索硬化症(ALS)など進行性の疾患においては、その進行度に応じて、ユーザが意思疎通や生活環境制御のために使える入力デバイスが変わってしまうという問題へと直面する。むしろ当初から脳波を用いていればその問題は起こらないが、現状の BCI/BMI とそれ以外の入力デバイスとは時間あたり入力情報量に隔たりがあり、使えるものなら運動出力を操作にあてたいと願うのが自然であろう。

得手不得手や残存運動部位などによる個人差はあるが、タッチスイッチや筋電位スイッチ、視線検出、まばたき検出と入力デバイスが推移し、やがて BCI/BMI に至るといのが大筋である。例えば『伝の心』(日立ケーイーシステムズ, 日本)のような意思伝達装置のユーザも、症状の進行次第で、我々が開発を行っているような BMI システムの導入をはからねばならなくなる。

しかし現状の意思伝達および環境制御装置においては、ユーザインターフェイス(UI)と入力デバイスとがおおよそ一対一にシステム構築されている。そのため、上記のように入力デバイスが推移する都度、UI はすべて挿げ替えとなるが、これはユーザに負担を強いること以外のなにものでもない。あえてパソコン操作に例えるなら、キーボード操作からマウスカーソル操作に変更した場合、OS ごとと交換し習熟し直すのに等しい。

もちろん殆どの洗練されたパソコン用 OS においては、統一的なグラフィカルユーザイ

ンターフェイス(GUI)を提供しながら、その操作はマウス(トラックボール)カーソルでもカーソルに依存しないキーボードでも行える。我々もこの考え方を範とし、BCIを含めた複数種の異なる入力デバイスを統一的な UI で利用可能となる、多様な生体信号に対応した BMI システムを開発することを本小課題の目的とする。

#### B. 研究方法

検討するのはすべて視覚の残存を前提とした UI であるため、先ず GUI の統一をはかる。生活環境制御であれば画面に「照明の点灯」「テレビのチャンネル切り替え」といった各機能を示すアイコン、意思伝達であれば仮名や数字といった文字——ここでは両者を『セル』と総称する——を縦横に格子状配置する(図 1)。これは特に近年、iPhone などスマートフォンの普及により一般化が進んできた GUI デザインであり、またももとは家電リモコンのボタン配置などのなぞりでもあるため、ひろく直感的に理解しやすいと考えられる。



図 1：セルの格子状配置による GUI

それを前提とした場合、問題は「どのセルをどのような操作で選択するか」に集約される。本小課題では、次に挙げる3通りの選択方式に対応したBMIシステムの拡張開発を行った。

### [1] 多チャンネル移動選択

入力が2チャンネル以上とれる場合、それぞれを上下および左右移動に割り当て、選択可能なセルを示す視覚的マーカ(例えばセルを囲む枠であったり、セル自体の色調反転であったり)を任意に動かすことが可能となる(図2a)。これには最低2ないし4チャンネルを要するが、もしも更にチャンネルを利用可能な場合、それを最終的なセル選択にあてることが出来る。利用可能でない場合は、マーカが一定時間おなじセルに滞留したことをもって選択と見なす。

これに該当する入力は、脳波ならば昨年度から実装の開始された定常視覚誘発電位(SSVEP)、それ以外の生体信号では視線および筋電を含む多チャンネル運動検出などであ

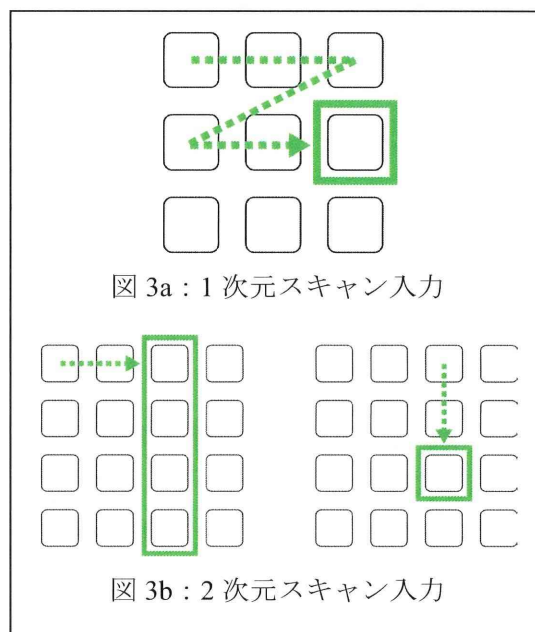
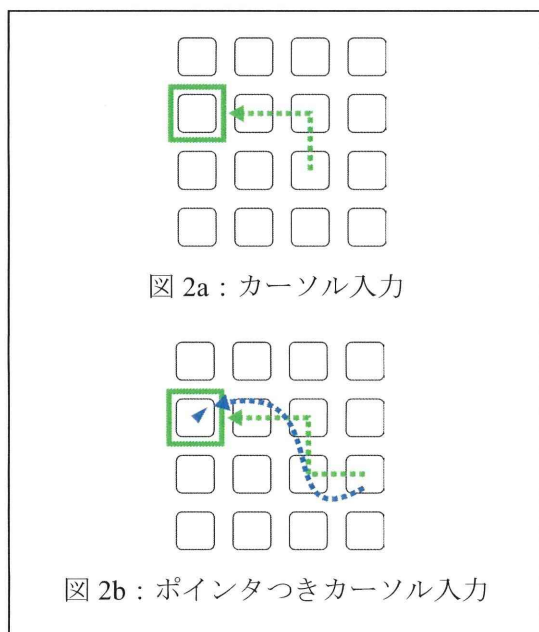
る。なお、視線入力のみはGUI上で絶対位置指定を行うという特性(視ている位置を検出することから)を強く持ちやすいため、それをもっていったんマウスカーソル状のポインタを操作し、ポインタが重畳したセルを選択可能とする(図2b)。

以下、本小課題報告ではこれらを『カーソル入力』と呼称する。

### [2] 単チャンネル移動選択

同様の移動選択を1チャンネル入力のみで行わせる場合には、選択可能なセルを示す視覚的マーカはGUI側で強制移動させ、その1チャンネルをもってセル選択を行わせる。1次元的に移動するもの(図3a)と、1回目の選択により移動方向を切り替えることで2次元的な移動を可能とするもの(図3b)がある。これらは市販の『伝の心』や、病室などで用いられる環境制御装置(ECS)で採用されている、わりあい一般的な入力方式である。

入力信号は、脳波およびそれ以外の生体由来信号ともおよそ[1]に準ずるが、それら



のうち何らかの理由により多チャンネルは取得出来ない場合が該当する。

以下、本小課題報告ではこれらを『スキャン入力』と呼称する。

### [3] 直接選択

これまでに開発済みの BMI システムは、上記 2 方式と異なり、選択可能なセルの移動を伴わないため全てのセルを等しい待ち時間で選択出来る(動作原理自体は過去の分担研究報告を参照のこと)。ただしセル選択の根拠となる P300 様脳波の誘発には、格子配置したセル単独あるいはそれを縦横にグループ化した視覚刺激提示を必要とするため、[1][2]とおなじ GUI を用いることが可能である。

フルカラーの判りやすいセルを用いることが出来ない(正確には原理上出来ない訳ではないが、過去の一連の分担研究においてフルカラーセルでの動作検証がなされていない) こと、選択可能なセルを示すマーカは不要であることが、[1][2]との差異である。

以下、本小課題報告ではこれを『フラッシュ入力』と呼称する。

## C. 結果

### [1] カーソル入力の実装

セルに重畳したマーカ表示が可能となるよう、OpenGL により構築された既存の BMI システムの GUI へ処理を追加することで拡張した。

入力デバイスとして、視線追跡装置である Tobii X120 アイトラッカー(図 4a, Tobii Technology AB, スウェーデン)、16ch 筋電計(図 4b, MIZOUE PROJECT JAPAN, 日本)、8bit I/O ボード FT245RL および 12bit I/O ボ

ード USB-IO2.0(秋月電子通商, 日本)への対応を行った。

Tobii については TT 社提供の API を呼び出すことで、他はドライバの直接制御により対象デバイスよりデータを取得している。いずれもデータ取得スレッドを追加することにより、実装済みシステムへの影響を最小限度にとどめている。

### [2] スキャン入力の実装

本入力方式もマーカ表示を必要とするが、これは[1]の処理を流用可能である。



図 4a : 視線追跡装置



図 4b : 筋電計



図 4c : デジタル I/O

入力デバイスについても、[1]からチャンネル数を制限したスモールセットにあたるので、上記筋電計およびデジタル I/O への対応をそのまま流用した(取得を1チャンネルに限ればよい)。)

また昨年度開発済みの SSVEP 用光刺激提示装置に加え、本年度は同装置をさらに小さく実装し(図 5)、健常被験者の脳波により動作確認を行った。国際 10/20 法における Cz を基準電極とし Oz より記録した脳波は、刺激提示下において明滅周波数(7Hz)の第二高調波近傍等でパワー増大が確認されたため、これを2値化し1チャンネルのスイッチとした。同被験者はこの様な SSVEP 型スイッチを操作した経験がなく、また特段の訓練を要することもなく延べ40回中38回のスイッチ操作に成功した(Ora, et al., 2011, Soc Neurosci Abstr)。

### [3] フラッシュ入力の実装

フラッシュ入力については、既に一昨年度および昨年度の分担研究より開発、運用、評価を継続して実施中である。それらの内訳は別項に譲る。

ただし、複数デバイスよりデータ取得を行った場合にも、脳波計測スレッドの動作遅れや入力デバイス間でのドライバ干渉が生じないことを確認した。これはカーソル入力およびスキャン入力単体であれば確認の不要な事項であるが、「カーソル入力でシステムを利用出来るうちにフラッシュ入力へ



図 5 : SSVEP 用光刺激提示装置

の習熟を開始する」といった状況、すなわち複数入力デバイスの並行接続を想定している。

### D. 考察

本小課題では SSVEP が1チャンネルスイッチとして運用可能であることを確認し、スキャン入力用デバイスの項にて成果報告を行った。

ただしセル選択方式にて概略を述べた通り、原理的に SSVEP はカーソル入力へあてることが可能である。例えば4チャンネル(4つの異なる明滅周波数)の入力をそれぞれ GUI の上下左右に配することで4方向へのマーカー移動が、また2チャンネルならば2方向へのマーカー移動が行える。予備実験としては複数チャンネルの判別を確認しているが、スイッチとしての実証は来年度以降に行う予定である。

SSVEP をその他のトリガとして運用した BCI/BMI の成果については、他の小課題報告を参照されたい。

## 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返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、金属性ピン電極等を作製している。それぞれの有効性については最低限の確認を行っているが、本年度は比較試験を行い、それぞれの優位性について検討した。

### B. 研究方法

#### 1) 電極及びヘッドキャップ

導電性ゲル電極、ピン電極、ペースト電極の三種類の電極の比較を行った。このうちゲル電極はカルボキシメチルセルロース、塩化カルシウム、グリセリン、純水を混合、加熱することで作製した。ピン電極の場合、7本の金属製のピンを円柱形の支持体の上に配置したものを作製した。それぞれのピンはバネにより押しつけると支持体の中に引き込む様になっている。また、ペースト電極は市販のペーストを使用した。いずれの電極も同一のヘッドキャップに取り付けられる様になっている。すなわち、具体的にはゲル電極、ピン電極、ペースト電極の支持部の形状は類似しており、直径も同一で、ヘッドキャップ上に設けられた孔にいずれも挿入して使用可能である（図1、図2）。

力が加わっても頭部に圧迫を加えにくくなる様に、ヘッドキャップ本体は布製で、電極の挿入口はシリコンラバーでできている。このため、寝た状態でも圧迫が少ない。

#### 2) 保水性試験



図1 開発した脳波キャップの一例

温度と湿度を共にコントロールされた環境下で各種電極材料の重量の経時変化を調べた。

### 3) インピーダンス評価試験

被験者の頭部にヘッドキャップを介して電極を取り付け、インピーダンスの経時変化を調べた。

### 4) BMI 実証試験

P300-BMI の実証試験を行った。ひらがなが 8x10 に配置された画面を見せ、ランダムにひらがなを点滅させ、計 8 個の電極から得られる脳波を記録した。

## C. 研究結果

保水性試験の結果、開発した導電性ゲルの重量変化は市販品ペーストに比べて圧倒的に小さかった。導電性ゲルから支持体である CMC を除いた液体（グリセリン+CaCl<sub>2</sub>+H<sub>2</sub>O からなる）の重量変化がゲルとほぼ等しく、また KCl 溶液の重量変化が市販ペーストとほぼ等しかった。

導電性ゲルから準備したゲルチップによる電極の取り付け時間はトータルで 10 分以内と、ペースト電極の取り付け時間と比べて 1/3 以下に短縮された。

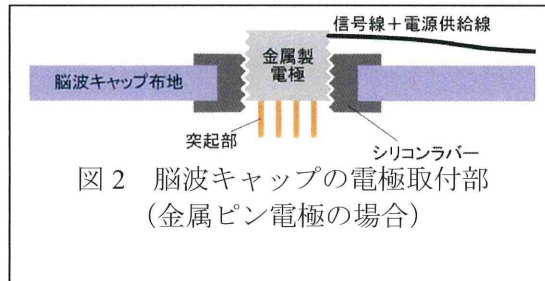


図2 脳波キャップの電極取付部 (金属ピン電極の場合)

電極インピーダンスの経時変化については、導電性ゲル電極のインピーダンスはペースト電極とほぼ同等であった。ペースト電極の場合は電極取り付けから数時間して乾燥する場面があったが、ゲル電極ではそうした事態は見られなかった。一方、金属ピン電極についてはゲル電極やペースト電極よりも大きなインピーダンスを示した。

P300-BMI のテストでは、導電性ゲル電極も金属ピン電極もどちらも実用上十分な結果が認められた。

## D. 考察

今回、2 種のオリジナル電極を開発し、従来より市販され使用されているペースト電極との比較を行った。その結果、導電性ゲル電極はペースト電極よりも優れた保水性を有しており、その理由は原料であるグリセリンや CaCl<sub>2</sub> によることが示唆された。さらに、インピーダンス測定でもゲル電極は優れた特性を示し、ペースト電極が長時間低インピーダンスを保てない場合があることを考慮すると最も優れていた。P300-BMI 実証試験では、導電性ゲル電極も金属製ピン電極もどちらも実用性があることがわかった。

ところで従来より脳波測定をより簡単に行える様にするための電極は種々開発されている。その一つは Griss らによるアレー化されたマイクロ電極に代表されるものであるが、これはマイクロなスパイクを非導電性の

表皮の下まで打ち込むものであり、非侵襲的とは言えない。また、我々が開発している金属製ピン電極に類似したコンセプトの電極もあるが、インピーダンスはいずれもやや高い。特に我々の導電性ゲル電極が優れているのは、ピン電極とは異なり、寝た状態でも痛みを伴わずに安定的に長時間使用可能なところである。ピン電極の場合は頭部と枕の間のピンが接触部に圧迫を加える可能性が否定できないが、ゲル電極の場合はこの様な問題が生じない。

#### E. 結論

以上、今回の実験の結果、BMI が家庭で

使用され、使用者が寝た状態でも使用できる様にすることを考慮すると導電性ゲル電極が最も実用性が高いのではないかとと思われる。

今後の予定としては、ゲル電極チップを安定に再現性良く供給する方法を検討する。具体的には粘弾性測定による材料の評価を行い、ゲルの再現性に与えるファクターについて調べ、材料や調整法の改良を行うこととする。

なお、本年度、新たに電極に関する特許の申請を TLO を介して行った（特願 2011-262032）。

## 分担研究課題（小課題）：BMI 用無線脳波計プロトタイプの開発

### A. 研究目的

本小課題の目的は、BMI 用に適した無線脳波計を開発するところにある。

すでにこれまでにを行った一連の分担研究から、PC の USB 周辺機器として動作する有線脳波計を開発し、その運用および評価を継続中である。今回はその仕様を基本的に踏襲しつつ、BMI クライアントとの接続を近距離無線通信により行う『無線脳波計』を開発する。

システムの全て（信号源である脳そのもの以外）が頭皮より外におかれる非侵襲型 BMI では、頭蓋内電極などを用いる侵襲型 BMI と異なり、無線通信を介在させる必要があるわけではない。しかし本分担研究の目的が、運動機能に制約を負った患者および障害者の自立支援である以上、実環境での幅広く柔軟な運用を考える必要がある。その点において、ユーザの頭部から BMI クライアントとなる小型 PC まですべてが“紐づけ”されている状態は望ましいものではない。

また、もとより脳波信号は可能なかぎり信号源の直近で A/D 変換するほうがノイズ耐性の点で望ましく、いったんデジタルデータ化されてしまえば以後の扱いは有線通信でも無線通信でも大差ない。そこで今回、これまでは脳波電極のみを装着していた脳波キャップに、小型化したデジタル脳波計、近距離無線通信モジュール、バッテリーまでを載せることにより、ユーザを“紐”から解放することを指向した。

（註：別アプローチとしては、BMI 処理系を組み込み機器ベースで実装することによ

り BMI クライアントまで頭に載せてしまい、そこから先を無線化することも考えられる。しかし小型情報機器の高性能化は放っておいても速やかに進む時流にあり、あえて本小課題で試みる性質のものではない）

さて、上記では通信媒体による大差はないとしたが、実際に無線化の可否を考えるにあたっては以下の 4 要素について検討が必要である。

- (1) 通信速度
- (2) 通信遅延
- (3) 速度の揺らぎ
- (4) 遅延の揺らぎ

最重要である(1)については、例えば無線 LAN として安価な『IEEE 802.11b』なら 11Mbps、『IEEE 802.11g』であれば 54Mbps におよび、BMI に必要な脳波データを送信するだけの帯域を確保してなお十分なマージンが得られる。

また近年は近距離無線通信技術の発達、普及ともなっていて、無線にはタイムラグが不可避という既成概念が覆りつつある状況である。民生用普及品クラスの無線 LAN 機器ですら、通信遅延そのものは実測数ミリ秒におさまっており、かつて問題とされた暗号化による遅延は、暗号化プロセスそのものがワンチップ化された結果、無視してよい長さに短縮された。

さらに例えば Bluetooth 接続のワイヤレスキーボードやマウス等でみられる、「ユーザに体感可能なレベルの遅れでさえなければ」



採用に問題ないとする発想は一考に値する。P300 様脳波に依るにせよ定常視覚誘発電位 (SSVEP) に依るにせよ、いずれも BMI 自体が秒単位の遅延を伴っており、無線化によってもユーザに更なる“遅延感”がもたらされな  
いという公算は充分にある。

ただし電波環境に左右される(3)、またそのアクセス制御方式に由来するパケットの遅延揺らぎ(4)については、外因性の要素が支配的であるため抑制が難しい。また通常  
の状況下であれば問題のない(1)(2)についても、カバレッジエリア（無線通信の可能は範囲）際では通信品質が悪化する。

つまり結局は「造って試験運用しなければ無線脳波計という概念に可否の結論が出ない」状況にあるということで、それ故、本小  
課題を行う意義がある。

## B. 研究方法

### [1] 主たる開発要素

本装置はその目的上、近距離（～数メートルないし数十メートル）での無線通信を必要とする。そのための通信規格としては無線 LAN、Bluetooth、ZigBee の 3 方式が検討の  
俎上にのぼり、以下の評価基準に従って選別された。

- (1) 脳波データの送信に十分な通信速度を持つこと
- (2) 消費電力が低いこと
- (3) 普及した技術であり導入障壁が低いこと

上述した通り無線 LAN は(1)(3)を充分に

満たすが、省電力性において 3 方式のなかで見劣りする。

Bluetooth は 3 方式のなかでは中間的な通信速度であるが、(1)は満たしている。消費電力が無線 LAN に較べれば小さく、この点でも 3 方式の中間に位置する通信規格である。

(2)に優れた ZigBee は 250kbps の理論通信速度を持つが、実質その半分程度しか出ないとの報告もあり、脳波データに対して不可逆圧縮等の処理を加えないかぎりまったく(1)に対するマージンが確保できないため、採用を見送った。

結局、無線 LAN および Bluetooth はいずれも本装置への採用に問題は無いと考えられたが、今回はローミングが可能である点に注目し、最終的に無線 LAN を選定するに至った。ローミングとは、無線クライアントが空間を移動した際、同一識別子をもつ複数のアクセスポイント(AP)間で接続を切り替える仕組みであり、このように AP 間を“渡り歩く”ことで、単独 AP のカバレッジエリアを超えた広範囲を見かけ上はひとつのカバレッジとして運用することが可能となる。

これは例えば BMI ヘッドセット（電極および無線脳波計）を装着したまま気軽に院内を移送、といった運用が可能であることを意味する。さらに複数 AP の領域を予め重畳させておくことで、不慮の事態により AP が 1 基ダウンした場合でもカバレッジホール（AP からの電波が届かず無線 LAN での通信が不能となる領域）の発生を防ぐことが可能となる。

それらの実効性を検証する意味でも、今回のプロトタイプ開発においては無線 LAN を採用すべきと判断した。

なお通信内容の暗号化には WPA2 Personal を用いた。本装置の IP アドレス、アクセスポイント識別子(SSID)、暗号鍵である PreSharedKey(PSK)は変更可能になっており、複数台混在での比較的安全な運用を想定した仕様である(比較的としたのは、例えば単純な PSK を設定しブルートフォースアタックで破られる等の危険が原理上無くなるものではないため)。ただし現時点において、IPv6 には対応していない。

## [2] 付加的な開発要素

一昨年度の USB 接続型脳波計に比して追加された仕様としては、利得を可変できるプログラマブルゲインアンプ(PGA)の導入が挙げられる。増幅段に PGA を用いることにより、ユーザ間および使用状況間で顕著に異なる脳波の電位分布を、一定の範囲内におさめやすくなっている。

同様に、デジタル入力端子についても拡張が行われた。これは同期信号や外部イベントタイミング等を生体信号とおなじ時系列にのせ、高度な制御を可能とするための拡張用入力である。有線脳波計には 2ch の TTL 入力が備えられていたが、今回は 8ch に拡張された。また特定小電力無線により、同じく外部からのイベントを受信し記録することが可能である。

## C. 結果

無線脳波計は、筐体 1 機あたり(W)55mm ×

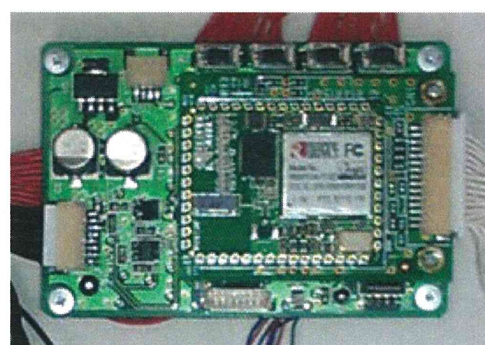
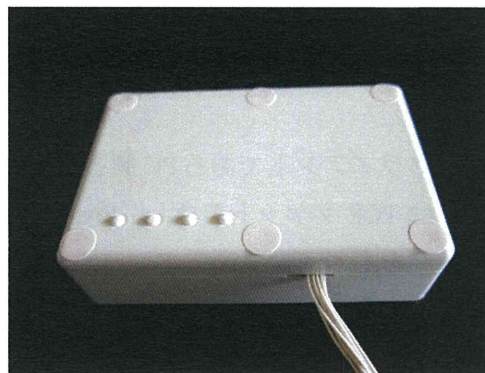


図 1：無線脳波計

(H)85mm × (D)25mm の 2 機構成とした(図 1)。甲筐体は生体信号用 PGA、A/D 変換部、主マイコン、第 1 無線部を搭載する。乙筐体はリチウムバッテリー、電源レギュレータ、副マイコン、第 2 無線部を搭載する。第 1 無線部とは無線 LAN モジュールおよびアンテナであり、第 2 無線部とは特定小電力無線受信部およびアンテナである。

この基本構成で約 5 時間の連続稼働が可能となる。さらに単純な P300 様脳波や SSVEP の利用だけであれば第 2 無線部が不要、また第 2 無線部の制御および受信イベント符号化にあたる副マイコンも不要なため、乙筐体を廃して直接甲筐体に電源供給(たとえば超大容量バッテリーをホルスター状に装着等)することにより、さらに BMI ヘッドセットの構成を小型化しつつ半日程度の

連続稼動を行うことも可能である。

以下、これら可変構成による機能単位としての無線脳波計をテレメータ側と呼称する。

BMIクライアントであるPC側とテレメータ側とはTCPソケットを介し、4byteの固定長ヘッダをもつ可変長通信フレームによりコマンドや測定データの送受を行う。なおデータにはビッグエンディアンを適用する。

クライアントからのコマンドフレームによってテレメータ側の動作が規定される。コマンドフレームにより、脳波測定ゲインの変更、測定開始、停止、システムリセットを行うことが可能であることを確認した。IPアドレス、SSID、WPA2-PSK設定の変更についても同様である。

これらコマンドフレームに対する応答が、レスポンスフレームとしてテレメータ側から送信される。また測定開始から1/4秒ごとに継続発信されるレスポンスフレームを受信することで、測定データの取得が可能となる。

脳波のサンプリングレートは1024Hzであり、測定1回ごとは20byteにデータ化される。内訳は、

- (1) 時間インデックス
- (2) 脳波入力 8ch
- (3) デジタル入力 16ch

からなる。時間インデックスは1回ごとにインクリメントされることで測定順列を担保する。1/4秒間の測定データは計5120byteにより構成される。

#### D. 考察

本小課題では、他の分担課題に組みこんで用いる、BMI用無線脳波計の開発を試みた。

その結果、脳波計としての基本機能は要求を満たすものであった。今後は既存の有線脳波計と相補的な運用を行い、さまざまな環境下でのデータを積み上げてゆく予定である。

今回実装されている通信フレーム自体には、誤り検出訂正の仕組みを含まない。しかし2byteで1巡する時間インデックスよりデータの欠落を検出可能である。有線脳波計の稼動実績より、両者によるチェックのみで問題なく運用可能であると判断される。

ただし目的に挙げた、良好とはいえない通信品質下での稼動試験は未だ実施出来ていない。特に、カバレッジエリア際での稼動や複数APによるローミングなどは早期の実施が予定されている。例えばローミングの起こる際には実効通信速度が急激に低下する場合もあり、そうした種々の変動に対してBMIシステムが抗しうるかは、まさに目的で述べたとおり実地で検証を積み重ねなければならない要素である。

また、今回の無線脳波計は性能として充分ではあるが、「本来可能である小型化を詰めきれていない」という問題を残した。

少なくとも長辺でおおよそ10mm程度の小型化は、回路構成をいじらず筐体の改設計のみで可能と考えられる。例えば甲乙筐体とも3mm厚のABSを外板としているが、頭部に装着する以上これは明らかに過剰(その外板でなければ支えられない荷重はそもそも頭部に損傷を与えてしまう)である。また内部支柱の配置も適切さを欠いている。

甲乙筐体サイズはそのままBMIヘッドセ

ットの装着感、すなわちユーザの使用感に直結するものであり、性能変化を伴わずに行えるそのような改善は早急に行われるべきであると考えている。

## 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

脳卒中や脊髄損傷などにより、上肢に麻痺のある方を対象とした本小課題では、脳波を利用した BMI 技術により制御され、使用者の動作補助を可能とする、動力付き外骨格装置を開発した。これを『BMI 型上肢アシストスーツ』と呼称する。

昨年度までにおいて、より多様な補助動作を実現するため、事前登録された教示動作の再生による手法に加え、アシストスーツの各関節を任意の角度変化量で動作させる手法をシステムソフトウェアのアップデートとして実現した。さらに、感覚運動リズムや P300 様脳波による BMI システムを構築し、健常者ならびに頸髄損傷による四肢麻痺の方による動作実験を行い、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た。

これらを踏まえて本年度は、より柔軟に装着者の運動機能に合わせた運動の補助を可能とするため、制御器に事前登録された教示動作の運動速度を調整可能とし、さらには昨年度実装した任意関節角度指定の動作実現手法について、これまでは一回の指令において単一関節のみ指定が可能であったが、これを複数関節同時制御可能とし、かつ制御対象関節の駆動順序を指定できるよう、システムソフトウェアアップデートを行った。また、装着者の運動意図を脳波より検出しアシストスーツに反映する際、その随意性を高める手法として定常視覚誘発電位（Steady State Visual Evoked Potential：SSVEP）と呼ばれる脳波を用いたシステムの実装を行った。以下

その詳細について記載する。

### B. 研究方法

本 BMI 型上肢アシストスーツは、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進めている。まず、ハードウェア仕様、安全性、制御用システムソフトウェア、脳波による駆動システムについて述べる。

#### ハードウェア仕様

本アシストスーツはリハビリテーション訓練用の上肢動作補助を主たる目的として設計されている。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構成され、商用 100V 電源により動作する。

片腕あたり 8 自由度の動作関節を有し、そのうち指屈曲－伸展、手首回内－回外、肘屈曲－伸展、肩屈曲－伸展の各動作について、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、作業療法様の把持運動や到達運動などを補助可能とする。

#### 安全性

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からの情報をモニタし、装着者に一定以上の負荷がかからないように設定されている。また、装着者の関節

可動域から運動空間を設定することで、無理のない範囲で到達運動などの軌道を設定できる機能を搭載した。ハードウェアとしては肘置きを設置による腕の自重を支える機構の追加、腕固定ベルトの装着感向上のための柔軟素材の取り付けなどを行い、より装着者への負荷を軽減するための工夫を凝らした。また、緊急停止スイッチや強度設計は従来からの仕様を踏襲し、装着者の人体が保護されるよう安全対策が施されている。

#### 制御用システムソフトウェア

##### [1] 角度変化量指定コマンドにおける複数関節同時制御手法の実装

アシストスーツを駆動させる際の指令コマンドは、事前に教示された（制御器に登録された）動作の再現が主な機能であったが、この動作再現機能のみによる運動補助では、多様な合目的的動作を実現するのは難しい場合があった。そこで、昨年度の開発において、ある時点における姿勢からの関節角度変化量を指定する機能が実装された。これにより姿勢の微調整や運動中の軌道修正などが実現可能となったが、その仕様として、一回のコマンドにおいて単一の関節にしか角度変化量を指定することができなかった。

そこで、本年度の開発では、一度に指定する関節を複数選択可能とし、より柔軟に運動軌道や姿勢を指定できるよう設計した。複数関節角度を指定した際には、それらの関節を同時に動作させるか、あるいは決められた順序によりシーケンシャルに動作させるかを選択することが可能となっている。このようなコマンドの実装により、アシストスーツに対する制御の柔軟性が増し、装着者の運動機能や関節可動域に応じたリハビリテーショ

ン課題を設定することが可能となっている。

##### [2] 動作速度調節機能の追加

これまでアシストスーツの駆動に関して主に使用されてきた動作再現コマンドや、先の関節変化量指定コマンドなどは、ある決められた関節角速度でしか動作させることができなかった。しかしながら、リハビリテーション訓練を行う際には、装着者の運動機能に合わせて適切な運動速度を設定する必要がある。従来のシステムでは、速度の設定を修正するためには、動作自体を登録し直さなければならず、リハビリテーション訓練に適用するには非常に作業量の多い手順を踏む必要があった。

そこで、本年度の開発では、アシストスーツを駆動するコマンド内に動作角速度を調整する機能を追加した。具体的には、事前に登録された時の動作速度を基準として、0.1～2.0倍の速度に調節する機能を実装した（調整分解能は0.1きざみとした）。

##### [3] 軌道生成アプリケーションの実装

これまでアシストスーツに動作を登録する際には、装着したうえで、アシストスーツを実際に動作させる必要があった。そこで、より容易に動作登録を行うため、シミュレーション二次元空間上における手先の運動開始ならびに運動終了位置を設定し、逆運動学を解くことにより、各関節の時系列データを算出するアプリケーションを実装した。また、装着者の関節可動域内でのみ手先の運動開始位置と終了位置を設定可能とした。

算出された各関節の時系列角度データはこれまでの開発で実装されたデータアップロードコマンドにより制御器に登録される。

#### [4] 脳波による駆動システム

BMI 型上肢アシストスーツとして、これまでのシステムでは、運動イメージによる感覚運動リズムや P300 様脳波由来の信号を利用するシステムが構築され、健常者 1 名による検証では、右上肢の運動イメージに由来する脳波からのアシストスーツ制御に成功した。また、頸髄損傷者 1 名、健常者 2 名が、P300 様脳波由来の信号によりアシストスーツを動作させることに成功している

(Komatsu et al., 2010, Soc Neurosci Abstr)。

しかしながら、運動イメージを利用するシステムでは、目的の脳波が検出できるようになるまで、使用者によっては数週間以上の訓練を要するという難点があり、リハビリテーション訓練への適用には不向きな側面があった。P300 様脳波によるアシストスーツの駆動は、脳波検出のための訓練はほとんど必要ない点において、実用的な手法といえる。しかし、装着者がアシストスーツを駆動するタイミングを制御しにくいというデメリットから、運動意図に基づいた操作随意性が十分でなかった。

そこで、本年度の開発では、装着者がアシストスーツを「動かしたい」という運動意図に同期させて駆動させるための、脳波検出システムを構築した (Sakurada et al., 2011, Soc Neurosci Abstr)。具体的には、SSVEP と呼ばれる視覚刺激誘発性の脳波を利用した。図 1 に示す LED フリッカーを用意し、装着者がこのフリッカーを注視すると視覚野周辺から LED の点滅周波数と同じ周波帯等に特異的な脳波が SSVEP として検出される。

装着者がアシストスーツを駆動させたいときに LED を見ることにより、SSVEP を動



図 1: SSVEP 用 LED フリッカー

作開始のトリガとして利用することができ、これにより運動意図に基づいたアシストスーツの駆動が容易となる (図 2)。さらに、SSVEP は P300 様脳波と同様、特段の訓練を必要としないため、将来的にリハビリテーション訓練に利用する際にも実用的な手法といえる。

#### C. 研究結果

昨年度までの開発に引き続き、合目的的動作を実現するための BMI 型上肢アシストスーツ開発を行った。制御コマンドの改良を行うことで、安全性を保持しつつ、より装着者ごとの運動機能に合わせた柔軟な運動課題設定が可能となった。

これまで、SSVEP を利用したアシストスーツ駆動実験において、健常者 9 名による検証では、平均して 3~5 秒程度で SSVEP を検

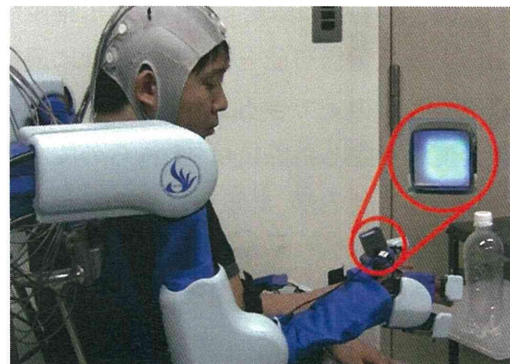
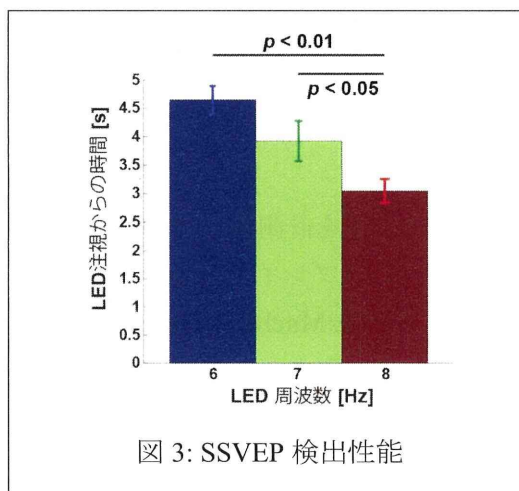


図 2: SSVEP によるアシストスーツ駆動

出しアシストスーツを駆動させることに成功した (図 3)。さらに、頸髄損傷者 3 名による検証においても、SSVEP によるアシストスーツ駆動が可能であり、健常者とほぼ同等のパフォーマンスを示すことが確認された。

#### D. 考察

本アシストスーツは現在のところ、片腕あたり数十 kg 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。現状、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) としてはその使用は可能であるが、将来的には軽量化を行い、装具に近い形で身につけることで、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。

さらには、BMI 技術を用いた装着者の運動意図を反映したシステムが、どの程度リハビリテーションとして効果的な手法となるか、基礎的な検証も併せて進めていきたい。



## 分担研究課分担研究課題（小課題）：BMI の最適化に向けた研究

### 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)」の技術の研究開発を行う際に、脳機能の作動原理に関する情報を用いることで、システムのさらなる最適化が可能となる。

本分担研究では特に、これまでに開発してきた P300-BMI 使用時の脳機能について脳磁図 (MEG) を用いて検討する研究を行った。さらに、将来的なニューロフィードバック・トレーニングの導入を考慮して、BMI 使用時の脳活動のリアルタイム解析のための系についての検討を行った。

### B. 研究方法

#### B-a MEG を用いた P300-BMI 使用時の脳活動の解析

BMI 機器を日常的に使用することを想定すると、使用のための時間短縮、精度の向上および設置電極数の削減など電極配置の効率化は重要な要素となる。BMI 機器使用時の脳活動について大型機械を用いて調査することで、現状より適した電極配置や解析法などが開発可能と考えられる。

ここでは MEG を使用し P300-BMI 使用時の脳活動について調査を行った。解析の流れについては、図 1 に示した通りである。解析方法としては、MEG のセンサ位置を基準としたものと、脳の 3 次元空間での部位に投射したものを使用した。解析対象の周波数帯には  $\alpha$  帯の 8-12Hz を使い、センサの信号から 3 次元空間への変換は narrow band

spatial filter を用いて行なった。その後任意の部位が他の部位とどの程度の機能的結合を有しているかについて、任意のボクセルと他の全てのボクセル間のコヒーレンスについて平均を取る Mean Imaginary Coherence(MIC)を用いて評価した。

#### B-b リアルタイム MEG を用いた BMI 系の開発

従来のシステムでは MEG のデータ解析はオフラインで行っていた。その理由として、1)データ転送方法の問題、2)計算速度の問題の二つが挙げられる。1については MEG からのデータ送受信の両方で対応する必要があり、2については MEG の特性に合わせた計算環境の構築が必要となる。系の全体図と

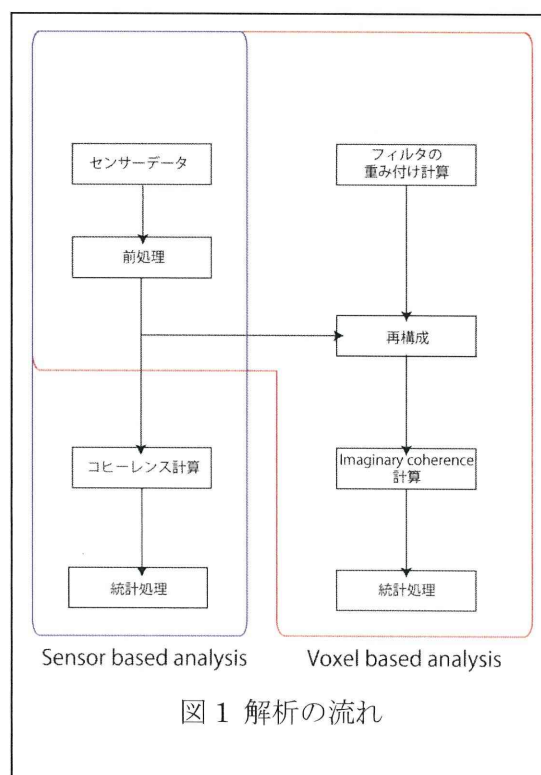
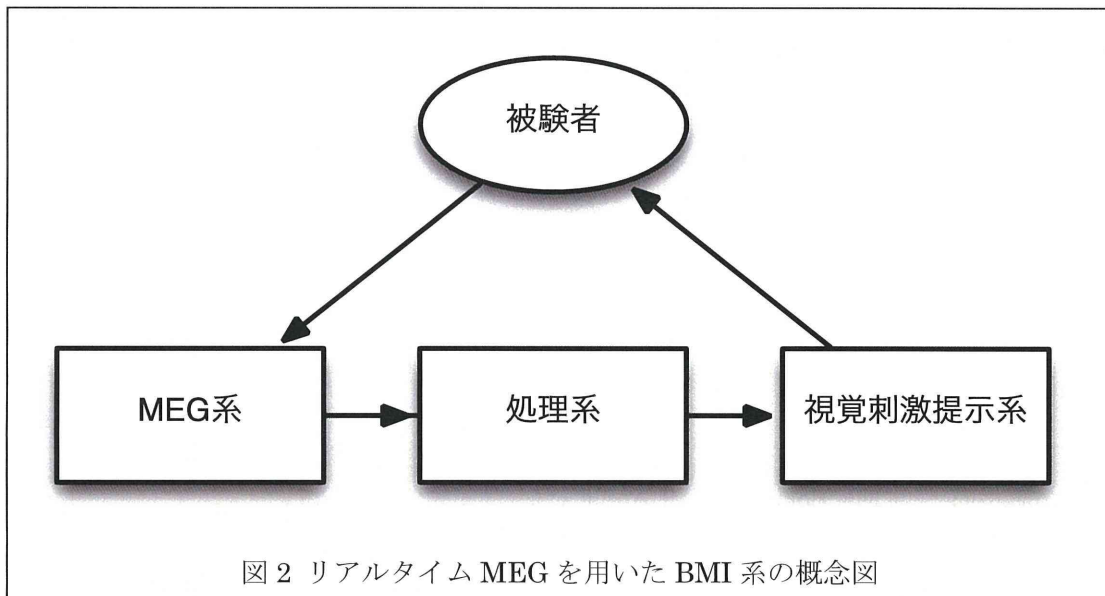


図 1 解析の流れ

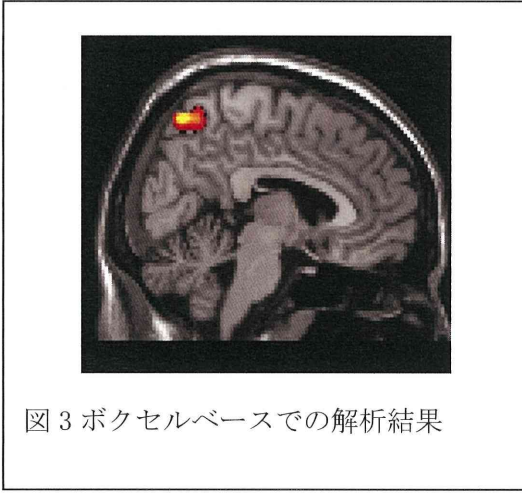


しては図 2 に示す。また、それぞれの系についての情報を表 1 に示す。

### C. 研究結果

#### C-a MEG を用いた P300-BMI 使用時の脳活動の解析

3次元空間での部位に投射した結果を図 3 に示す。いずれの結果においても、頭頂後頭部を中心とした MIC が観察された。特に図 3 に見られるように右頭頂後頭部が顕著であり、この領域に着目した電極配置が有用であることが示唆される (Takano et al. 2011, Soc Neurosci Abstr)。



視覚刺激は、プロジェクターから防磁室にあるスクリーンへと投影した。

これにより MEG から得られた脳活動を基準としたクローズドループを構成することが可能となり、脳の可塑性をより効果的に誘発することが可能となると考えられる。

#### C-b リアルタイム MEG を用いた BMI 系の開発

MEG から処理系へは TCP/IP を経由し MEG データ解析ソフトウェアである Fieldtrip の処理領域にデータを送信した。受け取ったデータを処理系で信号処理し、その結果にもとづいて視覚フィードバックを生成する視覚刺激提示系へと TCP/IP を経由し送信した。そして視覚刺激提示系からの

### D. 考察

本小課題では、P300-BMI 使用時の脳活動の解析および、MEG のリアルタイム解析系を構築することにより、より効率的な BMI に向けた研究開発を行った。その結果

表 1 リアルタイム MEG 系の構成

	型番	メーカー	スペック等
MEG 系	NeuroMag VectorView	Elekta	チャンネル数: 306ch 最大周波数: 4000Hz 計測ビット数: 32bit
処理系	PXI Express Controller 等	National Instruments	NI PXIe-8133 CPU: Core i7-820QM 1.73GHz OS: Windows7 for PXI Controller Memory: 2GB DDR3RAM
視覚刺激提示系	MacBook pro	Apple	CPU: 2.5GHz Core i7 Memory: 8GB DDR3RAM

P300-BMI 使用時に脳活動の同期を観察した。この結果から、これまでの P300-BMI では脳の電位変化を基準として、判別を行っていたが、それに加え同期についても考慮することで、より高い精度が実現される可能性が示唆される。また、MEG のリアルタイム

解析系を構築したことで、より効率的に脳の可塑性を誘発する系の構築が可能となると考えられる。

今後はこれらの結果を組み合わせることで、現在より効率的で使いやすい BMI 機器の開発を進めていきたい。

A. 研究発表

1. 論文発表

原著論文

Takano, K., Hata, N., Kansaku, K. Towards intelligent environments: an augmented reality-brain-machine interface operated with a see-through head-mount display. *Frontiers in Neuroscience*, 5:60, 2011.

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*, 122: 991-996, 2011.

総説

神作憲司. BMI による環境制御とコミュニケーションの補助. *ヒューマンインタフェース学会誌*. 13(3): 15-18, 2011

神作憲司. 神経画像手法の BMI への応用. *まぐね・日本磁気学会誌*. 6(4): 191-194, 2011.

神作憲司. BMI 技術を利用した障害者自立支援. *日本義肢装具学会誌*. 27(2): 80-83, 2011.

抄録・プロシーディング

Wada, M., Suzuki, M., Agarie, H., Takaki, A., Miyao, M., Kansaku, K. Tactile temporal order judgment in autistic children: an initial report. *The Journal of Physiological Sciences*, Suppl (in press)

Ora, H., Wada, M., Salat, D.H., Kansaku, K. Functional connectivity of the left posterior parietal cortex during arm crossing. *The Journal of Physiological Sciences*, Suppl (in press)

Takano, K., Sekihara, K., Iwaki, S., Kansaku, K. Mapping functional connectivity during P300-BCI: an MEG study. Program No.593. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.

Sakurada, T., Takano, K., Kansaku, K. A BCI-based OT-assist suit for paralyzed upper extremities: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. Program No.142. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.

Ora, H., Komatsu, T., Nakajima, Y., Kansaku, K. A BMI based environmental control system: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. Program No.594. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.

Wada, M., Kansaku, K. Effect of eyes opening and closing on tactile temporal order judgment. Program No.831. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.

Takano, K., Toyama, S., Komatsu, T., Nakajima, Y., Kansaku, K. Metal pin electrode