

については「どのファイルを印刷するかを選択」及び「そのうちのどのページを印刷するかを選択」の双方に必要となる。

さらに音声出力を考えた場合、テキストに混じった漢字をただの音である仮名へと解体せねばならない。よって以下の機能も必要となる。

[4] テキストの仮名変換

[5] 変換済みテキストの音声出力

【シーズ型アプリケーション拡張】

周辺機器との無線通信において、近年は Bluetooth が急速に普及しつつある。PC 環境では長年日の目をみない規格であったが、携帯電話とは異なる「ある程度の処理能力とそれに相応する拡張性をもった情報機器」、いわゆるスマートフォンやタブレット端末と足並みを揃えて急速な普及を遂げたという背景をもつ。

スマートフォンやタブレット端末は、携行つまりテーブル等に置かず宙ぶらりんの運用を前提としたものであるため、周辺機器との接続は必然的に無線化されざるをえず、ひとまず USB の出番は無いと考えてよい。無線 LAN はその名の通り無線であるうえその通信速度も充分だが、むしろ多くの用途にとって充分以上であり、その有り余る能力を支える消費電力が徒となるケースも少なくなかった。Bluetooth はその点、無線 LAN より

通信速度で劣るものの省電力性で優る。

事実、昨年度の小課題『BMI 用無線脳波計プロトタイプの開発』においては「無線 LAN および Bluetooth はいずれも本装置への採用に問題無い」と結論された同格の対抗馬であった。が、病院内など「比較的 BMI インフラの整った中大規模施設」において無線脳波計を運用することを考慮してローミングに注目し、ひとまず無線 LAN に軍配をあげて脳波計無線化に踏み切った経緯がある。

(※ローミングについては、以下に昨年度の小課題報告より説明を引用する)

====

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。

====

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。つまり昨年度は脇に置かれることとなった「省電力性」に的を絞っての追加開発を行う意義は充分にあると考えられる。その観点から調査を行ったところ、やや脳波計測スペックで劣るものの Bluetooth 接続の脳波計(図 1)が発売されていたため、その調達と接続のためのプログラム拡張、および稼動試験を行った。



図 1 : Bluetooth 脳波計

C. 結果

【ニーズ型アプリケーション拡張】

格子状セルを用いた GUI にブラウザ画面を割り当てた状態を図 2 に示す。ブラウザの一部を示すセルを選択した場合、当該画面領域が拡大表示されて再び 5×5 セルへと割り付け直される。

追加されるべき機能[1]～[3]に関しては、GhostScript、AcrobatReader 等の既存アプリケーションを呼び出して組み合わせることにより、下記の構成で実装を行った(図 3)。実装構造上で似通った部分が多かったため、[1]～[3]の機能はもともと考慮していた



図 2 : Web ブラウザ

テキストファイルだけでなく、イメージファイル(撮影したりメールに添付されてきたもの等)へも対応の拡張がなされた(図 4)。

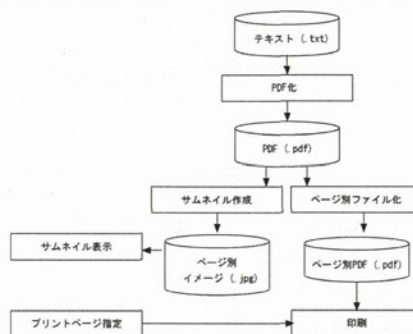


図 3 : テキスト処理概要

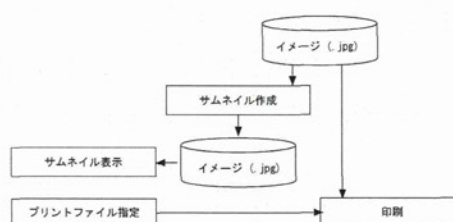


図 4 : イメージ処理概要

残る[4][5]については、まず既存のアプリケーション ibukiTenC を用いて日本語テキストを仮名変換し、Windows の DirectSound により音節ごとに音声を連続出力する方式を

とった。

患者ごとの仮名漢字変換辞書カスタマイズであるが、これは ATOK および Google IME の辞書機能に依存せず、外部にテキスト形式の辞書ファイルを持たせて変換パネル上で統合表示する方式をとった。

【シーズ型アプリケーション拡張】

次に脳波計について、一昨年度の USB 脳波計および昨年度の無線 LAN 脳波計は、ともに平均しておおよそ 1/4 秒ごとに 5,120bytes のデータを伝送する(図 5)。



図 5 : 受信データ構造(USB)



図 6 : 受信データ構造(Bluetooth)

(※おおよそとしたのは、データ通信方式それ自身が「2 点間を直結する専用道」ではなく「不特定多数が乗り入れ利用する一般道」であるため、送られるデータ自身の都合だけで受信完了までの時間遅れを決定出来ないことに由来する。これは現時点において原理的に回避不能であると理解されたい)

いっぽうの Bluetooth 脳波計は、平均しておおよそ 1/16 秒ごとにデータ伝送を行い、1 回あたりは 396bytes で構成される(図 6)。同一なのは最終的に BMI が必要とする 4 ないし 8 チャンルの脳波データを送り届けると

いうその点のみであり、データの受信と蓄積頻度はまったく異なるものである。くわえて OS 上での、無線 LAN と Bluetooth のデバイスとしての扱いも大きく異なる。無論のこと同じソースコードは使えない。

しかしながら今回、ソースコードにおいて変更せねばならない箇所は Model-View-Controller (MVC) におけるモデル(M)、それを構成するファイル群(小課題『BMI システムの刷新』を参照のこと)のうち僅か 8Kbytes ほどのクラスファイルのみであった。同ファイルを差し替えることで BMI 型環境制御装置は、USB、無線 LAN、Bluetooth という異なる経路からの脳波入力に対応することが可能となった。

D. 考察

本小課題にて、BMI アプリケーションの拡張を行った。

残念ながら今回の構成では、英字数字の音声出力がサポートされておらず、今後の課題として積み残された。

また DirectX8/9 をはじめとした幾つかの実行環境が音声出力に必須であるため OS への依存性が高くなっており、オープンソース化と並行して進められているクロスプラットフォーム化にいささか不適合な部分がある。

徹底してモジュール化のはかられたソフトウェア設計を活かすことにより、本小課題では短期間で BMI システムへの Bluetooth 脳波計の接続を達成できた。しかし Avatar EEG recorder を入力とした BMI 型環境制御装置の稼働実績は健常者のみでしか積めておらず、今後の追加検証が待たれる。

分担研究課題 (小課題) : BMI システムの刷新

A. 研究目的

本節では、本分担課題において開発および運用検証の行われている実環境指向 BMI システムにおける、ソフトウェア設計レベルからの刷新について報告する。

むろん良好な動作が報告されている機能については、刷新後もそのまま実装されねばならない。では何故、動作はそのままに内部アーキテクチャをわざわざ改めねばならないのか。それは本システムがいずれオープンソース化をはかる為である。厳密なオープンソースの定義とは異なるが、ここでは大まかに「仕様を完全公開した状態で世に出し、再頒布および改変を禁じない」こととする(その他の各条件については、それを達成可能であるか判断できる立場にないため)。

ここに先ず本システムのオープンソース化をはかる目的を記し、それを技術的に阻む障壁を低くせしめるべく行われた本小課題について報告を行うものである。

実環境での運用を指向し、運動機能に制約を負った患者および障害者の自立支援への寄与を目指したシステムを、オープンソースとするメリットとは何であろうか?

例えば昨年度に報告した『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』では、脳波に加え、筋電位も入力信号として用いることが可能となった。しかし筋機能が残存しており、長年にわた

って筋電位スイッチと PC からなる環境制御装置を使ってきたユーザーは、その「使い慣れた PC 上の操作画面とそっくりな使用感」を、新たな BMI 型環境制御装置にも求めようとする事がままある。そうした場合に BMI システムの内部がすべて公開されていれば、本分担研究グループでない者も動機と能力さえあればユーザーニーズを汲んだ操作画面のみ開発し、既存の画面と入れ替えることが可能となる。

確かに広大な市場を抱えた商品などでは、その規模を活かした企業体力に支えられる垂直統合開発がむしろユーザーの利益となる場合もあるが、ことパイの小さくならざるをえない障害者向けとしては、オープンソースが正しいアプローチであると考えられる。

なおオープンソースのメリットについては、国際 Linux 会議での講演に端を発する論文“The Cathedral and the Bazaar”

(<http://www.catb.org/~esr/writings/cathedral-bazaar/>)、あるいはその訳書『伽藍とバザール』

(<http://www.tlug.jp/docs/cathedral-bazaar/cathedral-paper-jp.html>)に詳しい。

しかしこの論には盲点がある。システム総てが一続きの巨大なプログラムとして実装されていた場合、上記のごときごく部分的な開発の為ですら、開発者はプログラムの全貌を理解するという過大な負担を突きつけられる。さもなければ自身の加え

た変更が、全体に望まざる副作用をもたらしてしまう為である。

つまりソフトウェア設計上、オープンソース化を目指す BMI システムはある機能が他の機能になるべく依存しない、“ブロックを持ってきて並べた”様な構造になっていなければならない(これを『モジュール』と称する)。しかし残念ながら、昨年度までの本分担研究における成果物ではそれが実現されていなかった。

システムを機能ごとのモジュールに切り分ける手だては、

- [1] プロセス段階での機能分離
- [2] スレッドおよびクラス段階での機能分離

に大別可能である。しかし[2]は部分的にしか行われておらず、[1]に至っては全く行われていない。プロセスとは非常に大まかにいえば所謂「ひとつの実行プログラム」であり、つまり脳波データの取得からコミュニケーションや生活環境制御の提供まで、すべてを巨大な 1 つのプログラムが提供していたのである。

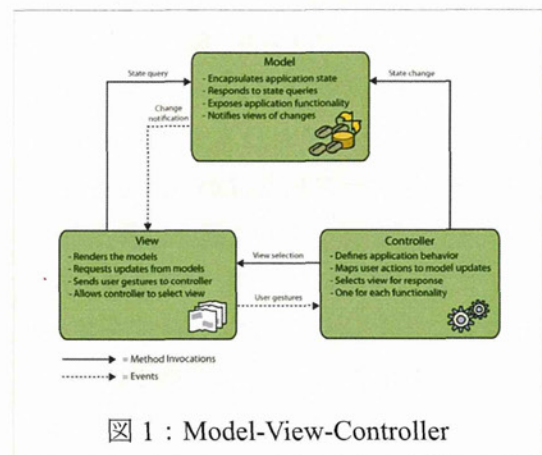
そこで本年度は、[1]を改めるべくソフトウェアの再設計およびその実装を行う。

B. 研究方法

ソフトウェア開発においてこうした問題への解の一つとされるのが、Model-View-Controller (MVC) として知られるソフトウェア設計モデルである(図 1)。元は Smalltalk を起りとする概念で、現在はその有効性から、大規模業務システムや Web アプリケーション等にひろく適

用されている。

MVC ではソフトウェアの果たすべき機能を 3 種のモジュール構造に分解する。すなわちデータ処理を担当するモデル、画面表示を担当するビュー、アプリケーションとして各モジュールを連携させるコントローラである。このアプローチに従い、本小課題では 1 プロセスであった在来システムを 3 プロセスへと分解できるよう再設計する。



確かに単一プロセスアプリケーションを複数プロセスアプリケーションに改めた場合、それらが連携して機能するためのデータ交換や同調が必要となり、それらを行うために(これまで必要のなかった)余分の処理能力が必要とされる。

しかしモジュールとして明確に分離されるということは、各モジュール開発において分業がしやすくなり、開発者それぞれが得意分野を活かしやすくなる。またモジュール間の依存性が最小限に抑えられるため、あるモジュールの機能変更が他モジュールに影響を及ぼしにくい実装とすることが可能になると期待され、まさに今回の目的に適合する。

C. 結果

昨年度までの単一プロセス型を、本年度は MVC すなわち

【Model】

「脳波データを取得および処理し符号化するプロセス」

【View】

「画面を提供するプロセス」

【Controller】

「各プロセスを連携させアプリケーションとして機能させるプロセス」

へと分解するべくソフトウェアを再設計し、実装した(図 2 上)。これにより冒頭述べた[1]が達成されている。

ただし画面には例えば「脳波誘発用の高速な視覚刺激」「アプリケーション操作画面」という、その性質を著しく異にするものが含まれる。よって View プロセスは、上記をそれぞれ提供する View スレッドおよびクラス、画面デザインを管理する Model スレッドおよびクラス、プロセス間通信データを管理する Model スレッドおよびクラス、それらを連動させる Controller クラス等のさらに一段階細かい MVC 構造をもつ(図 2 下)ことになり、冒頭述べた[2]の達成に相当する。

D. 考察

今回の再設計により、アプリケーションとして出来ることが今すぐ拡大する訳ではない。内部が MVC 化されても動作は従来通り、何一つ過不足なく行われている(オープンソースに向けたアーキテクチ

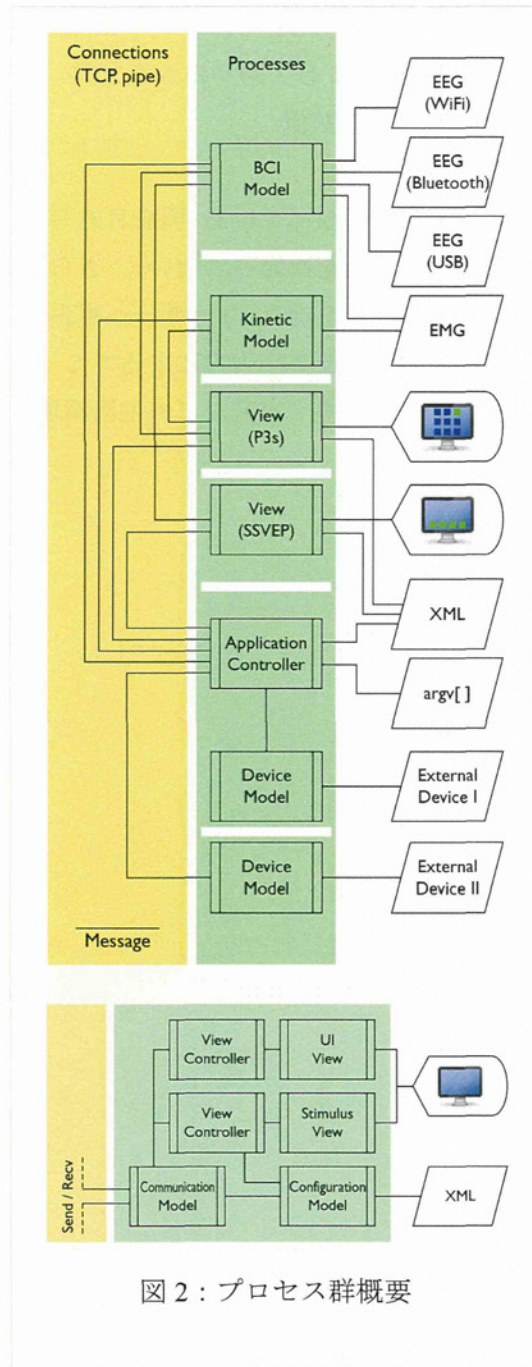


図 2：プロセス群概要

ャ見直しであったため、当然といえば当然である)。

しかし昨年度の小報告『多様な生体由来信号へ統一に対応可能な BMI システムの開発』『BMI 用無線脳波計プロトタイプの開発』に今年度分を合わせて、本システムは既に

[1] ユーザーによる 3 通りの入力方式

[2] 7 通りの入力装置

へに対応可能になっている(開発目的等の詳細は当該報告を参照されたい)。さらに前節で述べてきた通り、ユーザーへ提供される機能も単純な文字入力によるコミュニケーション支援や家電などの生活環境

制御から更なる拡大がはかられている。

それを鑑みれば今後も様々な機能拡張が行われてゆくはずであり、その折、必ずや開発効率の向上として MVC の寄与が顕れるであろう。

オープンソース化のための改設計および実装であったが、それ自体が今後のアプリケーション開発をも容易にせしめると期待されるものである。

分担研究課題 (小課題) : 簡易な BMI 装置としての SSVEP キットの開発

A. 研究目的

定常視覚誘発電位(SSVEP)は脳波を用いた BMI の中では S/N 比が最も高いものの一つであり、少ない電極数であっても高い性能が望めるため、重症の筋萎縮性側索硬化症(ALS)患者の使用に堪えることが期待される。本小課題は、これまでに開発してきた BMI 型環境制御装置の SSVEP 検出・処理部分を独立させ、それを 2 種の異なる視覚刺激提示方式と組み合わせた、2 つの SSVEP-BMI キットの開発を目的とする。これにより、少ない電極数の安価な脳波計を用いた BMI の構築が可能となることが期待される。

現在のところ、SSVEP 用の視覚刺激提示方式へ要求される

- [a] 充分かつ自由な応答速度
- [b] コストの安さ
- [c] 実装容積の小ささ

を考慮した場合、その明滅生成には発光ダイオード(LED)が最適解であると言って差し支えない。液晶や有機 EL は[a][b]の点で、機械的な手段は[b][c]の点で劣る。よって第 1 の提示方式には LED を用いることとする。

ただし今のところ BMI はノート PC 上で動作しており、ノート PC であれば表示装置としての液晶ディスプレイが備わっている。もしもこれが SSVEP 用視覚刺激提示装置を兼ねられるならば、「専用の提示装置を用意しない」という、[b][c]の点において最上の運用形態が考えられるのである。よってそれ

を第 2 の方式として実装し、実用可能性を検討する。

B. 研究方法

本小課題では、2 種類の SSVEP-BMI キットを開発する。一方は LED を用いることによって高い性能が望めるキットであり、他方は液晶ディスプレイを用いることでコストや設置容積を抑え、取り回しに優れたキットである。

B-a. LED を用いたキット

LED を用いた高機能 SSVEP-BMI キット(図 1)は、視覚刺激の明滅制御にマイコンを用いることにより、明滅周波数を 1~100Hz まで 1Hz 単位で変更できる。この視覚刺激装置は 5 つ用意した。それら視覚刺激装置は、フレキシブルアームに接続されたマウンタ(図 2)に設置されるが、マウンタ上の任意の位置で固定できる様にし、配置に一定の柔軟性を持たせた。

B-b. 液晶ディスプレイを用いたキット

液晶ディスプレイを用いた簡易 SSVEP-BMI キットは、脳波計からの信号を処理するノート PC のディスプレイを SSVEP 用視覚刺激の提示装置としても用いる。ディスプレイであるため刺激の大きさ、形状などには空間的柔軟性がある一方、一般に普及しているノート PC の液晶はリフレッシュレートが 60Hz であることから、1/60 秒を単位とした明滅による周波数のみの制御となるため、刺激の時間的柔軟性には欠ける。今回は 30.0,



図 1 : LED 視覚刺激提示装置

15.0, 10.0, 7.5, 6.0, 5.0Hz という 6 枠の周波数で、LED 型装置と同様に四角い発光部分 (OpenGL で描画されたポリゴン) の明滅を提示する。

なお 120Hz 対応の外部ディスプレイを用いればより上限周波数を高められるが、冒頭で述べた目的にはそぐわないうえ、それと引き換えに得られる周波数が 60, 40Hz の 2 枠である。これでは割に合わないと判断し外部ディスプレイを考慮しなかったが、同様に利用すること自体は可能である。

C. 結果

C-a. LED を用いたキット

図 1 に高機能 SSVEP-BMI キットを構成する LED 視覚刺激提示装置を示す。5 つある同提示装置の明滅制御はマイコンで行ない、各提示装置の周波数や輝度といった設定値は、無線によって PC より遠隔設定されマイコンに保存される。

C-b. 液晶ディスプレイを用いたキット

図 3 が簡易 SSVEP-BMI キットの最小機器構成であり、視覚刺激提示および脳波処理を行うノート PC、および Bluetooth 接続の無線脳波計 (小課題『BMI アプリケーションの拡張』を参照のこと) からなる。ノート PC および Bluetooth 脳波計は、ともにバッテリーにて稼動する。これを健常者 2 名および ALS 患者 1 名によって運用した。

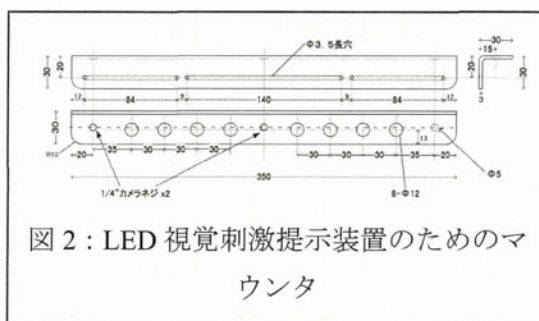


図 2 : LED 視覚刺激提示装置のためのマウンタ

必要であればこの構成に『介助者用押しボタンスイッチ』『赤外線リモコン送信部』などを付加して機能拡張が行える点は、昨年度に報告済みの BMI 型環境制御装置に準ずる。

本キットでは、視覚刺激の提示と同時に脳波信号の解析を行なう必要があるが、プロセスを分けることで対応した。視覚刺激提示と脳波信号処理を同時に行なうことによって、増加する処理負荷についても、CPU やバス資源の競合による問題は基本的に発生しなかった。

具体的には 24 年度末現在において普及価格帯と見なせる Core i5 (1.7GHz デュアルコア) を CPU とし、かつ CPU に統合されたオ

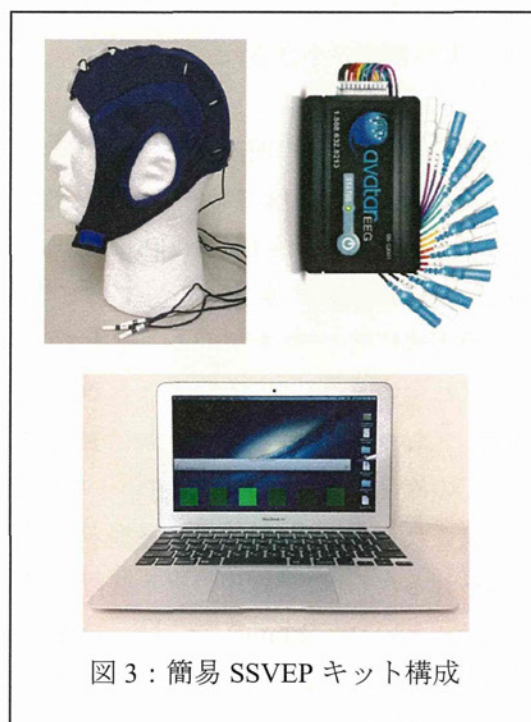


図 3 : 簡易 SSVEP キット構成

ンボードグラフィックスという安価な動作環境においても、CPU の演算負荷としては僅か 3%程度と極めて低負荷に、かつ不規則なチラつき等のない明滅を行わせることが可能であった。これはディスプレイの更新タイミングと同期描画 (OS コアに統合された CVDisplayLink および V-Sync を用いて実装) させた恩恵である。

脳波判別器を含めても常に CPU 資源の半分以上が安定的に空いており、ユーザーがアプリケーションのために用いることが充分可能である。参考までに、同環境でタブ型の Web ブラウザを利用し 8 タブ開いた状態の CPU 負荷は 5~10%ほど、1920×1080 の所謂 HD 動画を表示した場合であれば 30~40%ほどである。

ただし動画に明滅を重畳させた場合、点滅に遅れ、乱れの生じる場合があった。明滅領域が動画に被らない単なる同一画面内での再生ならこれらの問題は生じなかったため、動画ウィンドウを避けて設置するなど、運用上の工夫で十分に回避可能な問題であることが確認された。

D. 考察

本小課題では、2 種の SSVEP-BMI キットを開発した。これによって少ない電極数の安価な脳波計を用いた BMI 型環境制御装置を構成することが可能となった。今後は、居宅や病院等での実環境における患者を対象とした実証研究を経て、実用化・普及に繋げていく。

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、頭髮が電極と頭皮との間に挟まっても、ペーストが頭髮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髮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、金属性ピン電極等を作製した。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、本年度はあらためて導電性ゲルの物理的特性について評価するとともに、BMI 電極としての有効性について評価した。さらにその後、ゲルチップの加工を効率化する方法について検討したので報告する。

B. 研究方法

B-a. 電極及びヘッドキャップ

導電性ゲル電極は、まずカルボキシメチルセルロースナトリウム塩 (CMC, 分子量 700 kDa)、塩化カルシウム (CaCl_2)、グリセリン、純水を混合、加熱固化することでゲル塊を作製した。ただし、それらの成分の混合比は重量にして 10.9, 38.0, 7.6, 43.4%とした。続いて固化したゲル塊を抜き型によって型抜きすることで使い捨てチップを作製した。

評価実験の比較対象として、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。それぞれのピンは押しつけるとバネにより支持体の中に引き込む様になっている。また、同じく比較対象としたペースト電極には従来より使用されている市販のペースト (ABRALYT 2000m, EASY CAP 社, Munich, Germany) 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て用いた。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挿入して使用可能である。図 1 には専用に開発されたキャップと、そのキャップを使用した電極の装着方法について、ゲル電極の場合を例にして示す。

なお、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。

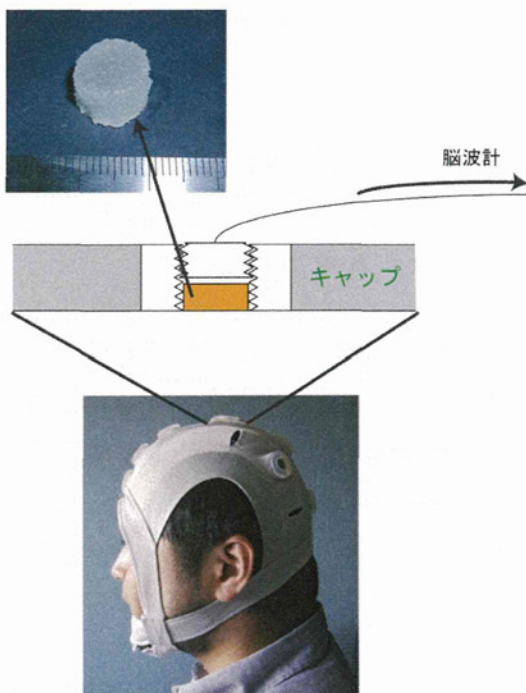


図 1 脳波キャップと電極装着方法
(ゲル電極の場合を例とする)
(Toyama et al. 2012 より改変)

B-b. ゲルの導電率試験

被検サンプルを直方体のセル(両サイドが電極板となっている)に充填し、周波数応答解析システム(S-5720B, NF 回路設計ブロック社)を用いて導電率を評価した。

B-c. 電極の粘弾性評価

ゲルの粘弾性評価試験には動的粘弾性測定装置(NDS-1000, 株式会社MKTタイセイ)を用いた(図 2)。図の中央のアルミ製の皿の上にゲルサンプルを置き、上部から一定周期(3Hz)で変位を加え、その時の圧力の動的変化から粘弾性値を得た。



図 2 ゲル粘弾性評価装置

B-d. 電極の保水性試験

温度と湿度を共にコントロールされた恒温恒湿槽(TPAV-48-20, 株式会社いすゞ製作所)にて各種電極材料の重量の経時変化を調べた。各被検サンプルは円筒型カップ(内径 19mm, 深さ 22.5mm) にすり切りまで充填し、上部にカバーを取り付けないオープン状態にて 2 時間毎に重量変化を調べた。その際、温度は 23℃、湿度は 40%とした。

B-e. 電極装着時の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。被験者は 11 人の健常成人(男性 6 人, 女性 5 人; 年齢 20-39(平均年齢 28.2))とした。測定はゲル電極、金属ピン電極、ペースト電極を P3, Pz, P4 の位置に取り付けて

同時に行った。

B-f. 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(Fz, Cz, Pz, P3, P4, Oz, PO7, PO8) から得られる脳波を記録した。その際、リファレンスは Fpz, グラウンドは AFz とした。被験者は健常成人(男性 4 人; 年齢 26-39) とした。

C. 結果と考察

保水性試験の結果を図 3 に示す。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+CaCl₂+H₂O 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。我々が開発した導電性ゲルは長時間にわたって乾燥せずその物理特性を保つので、単に長時間使えるばかりでなく、従来のペーストの様に使用後に髪の毛に固着する可能性が低いことがこの結果から示唆される。

導電性ゲルの粘弾性評価の結果、複合弾性率は 105.4 kPa であった。参考までに同様の試験によってシリコンゴム(化学実験などで用いるシリコン栓)の場合は 2088 kPa であったので、それと比べてかなり柔らかい。文献値(Boyer et al., 2009)によれば腕の皮膚は 7.17-10.7 kPa なので、導電性ゲルはシリコン栓と比べるとより皮膚に近い固さであると言える。

また、導電率試験によれば導電性ゲルの体積導電率は 13.2Ωcm と、従来の導電性ペースト(64.8Ωcm)と比べてより高い導電性を

示したので、導電率の観点から実用性に何ら遜色は無いものと思われる。

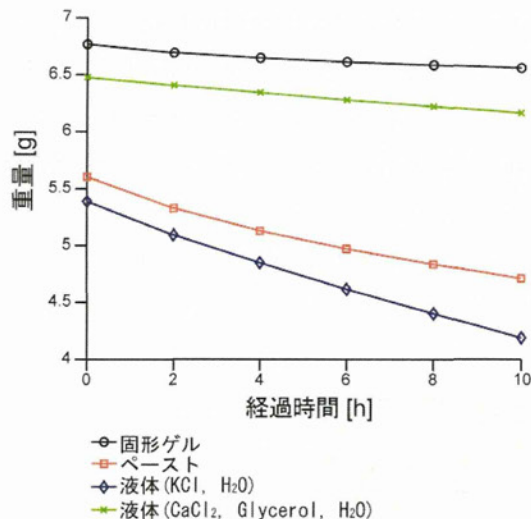


図 3 ゲル等の恒温恒湿環境下での重量の経時変化

(Toyama et al. 2012 より改変)

次に導電性ゲル電極、金属ピン電極、導電性ペースト電極の装着時のインピーダンス評価実験の結果を図 4 に示す。測定開始直後はゲル電極のインピーダンスはペースト電極よりも若干高い値を示したが、その値は直ぐに低下し一時間後には十分に低い値になった。特にゲル電極のインピーダンスでは経時的な低下を認めた。また、図には掲載されていないが、ゲル電極をさらに延長して 9 時間測定した例(2 例)ではほぼインピーダンスは一定値に達した。なお、金属ピン電極の場合は優位に他の電極と比べて高いインピーダンスを示した。

文献によれば、ポリマーフォーム電極では 4-26kΩ (Lin et al., 2011)、ピン束電極では 20kΩ 以下 (Zander et al, 2011)、アレー状スパイク型電極では 7-25kΩ (Ng et al., 2009) と報告されており、それらと比較してもゲル

電極の接触インピーダンスは同等かより優れていると思われる。

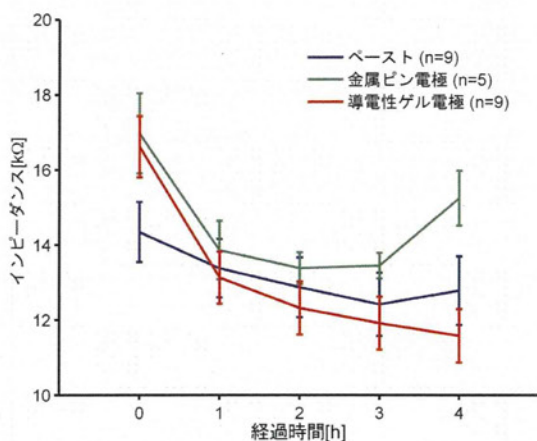


図 4 電極装着後のインピーダンスの経時変化

(Toyama et al. 2012 より改変)

なお、インピーダンス試験の後に測定した脳波の測定例を図 5 に示す。ゲル電極、ペースト電極ともに同程度に α 波と瞬きによるスパイク波形が測定されていることがわかる。

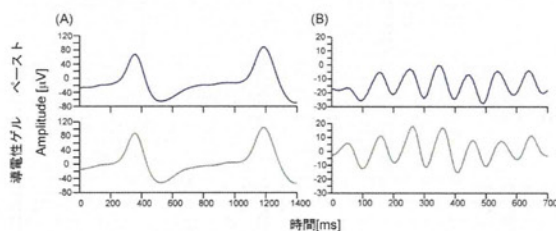


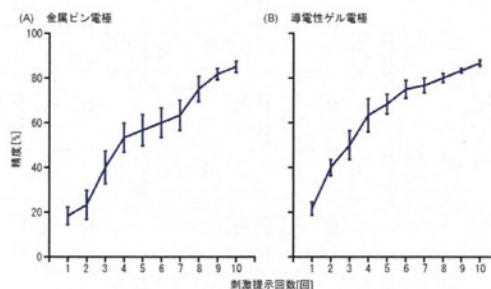
図 5 ゲル電極およびペースト電極により観測された脳波 (同時に計測)

(Toyama et al. 2012 より改変)

図 6 には P300-BMI のテストの結果を示す。金属ピン電極では 85% の平均正答率が、また導電性ゲル電極では 86.7% の平均正答率が得られており、BMI 電極の有用性が認め

られた。

なお、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。



(C)

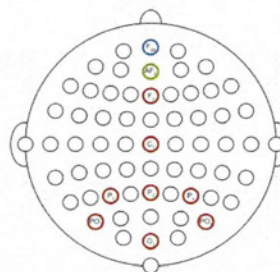


図 6 P300-BMI 実験の結果 (A) 金属ピン電極, (B) 導電性ゲル電極, (C) 電極の配置

(Toyama et al. 2012 より改変)

以上の結果を総合すると、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_2 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。しかし、BMI システムは寝た状態でも利用することから、ピン電極を後頭部に取り付ける際には

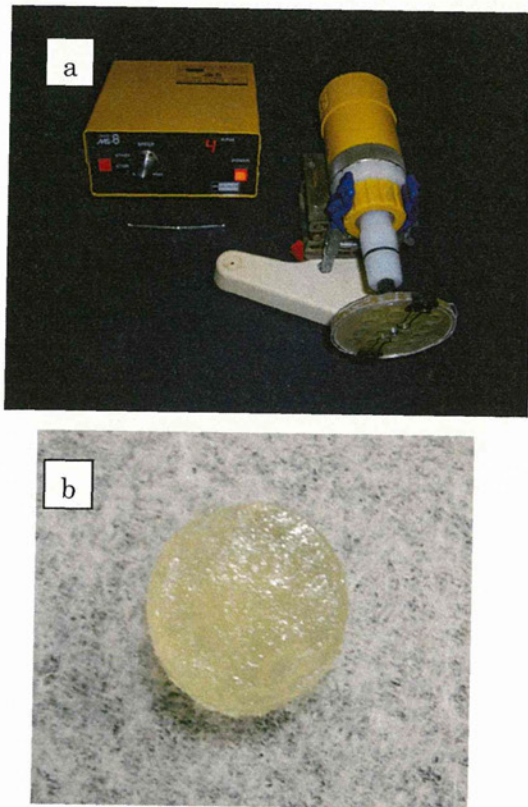


図 7 回転法によるゲルチップの作製
a) 回転式固形化装置
b) 作製したゲルチップ

邪魔になるばかりでなく、電極が接触している頭皮に圧迫を与え、最悪な場合は創傷を作る可能性が考えられる。そのため、柔らかな特性を有する導電性ゲル電極がより安全かつ実用性が高いものと思われる。

以上の様に導電性ゲル電極は BMI 用電極として有望なので、次の段階としてこれを普及させる方法を講じる必要がある。そのためには、最終的に企業が導電性ゲル電極を供給する体制を確立する必要があるが、その準備として、量産可能なゲル電極の加工プロセスを開発しなければならない。現在は抜き型を使った加工を行っているが、この方法は生産性が悪い。型の壁面にゲルが密着するので型

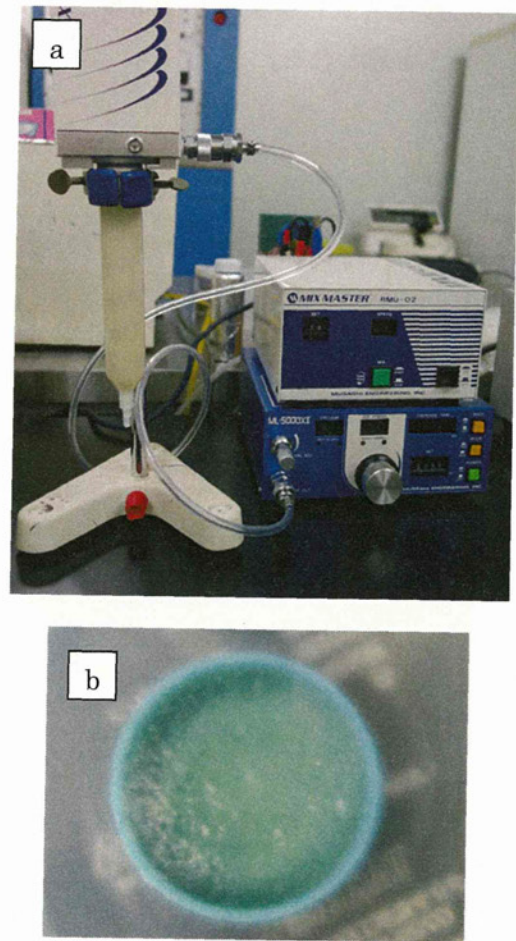


図 8 ディスペンサー法によるゲルチップの作製
a) ディスペンサーシステム
b) 作製したゲルチップ

崩れやすく型抜きに時間がかかるため、現在は型抜き作業によって 30 個のゲルチップを作製するのに 1 時間を要する。そこで、加工プロセスの改良を試みた。

まず、最初の試みは図 7a の様にゲルチップ用の型をローターで回転させる方法である。加熱前の液状のゲル材料を型に入れ、回転させることで成分の沈殿を抑え、同時に加熱固形化する方式である。この方法で図 7b の様に均一なゲルチップを得ることができた。しかし、この方法では、型に溶液を流し

込み、蓋をしてからローターにセットするという作業が必要なため、やはり作業効率は良くない。

そこで、次に図 8a に示す様なディスペンサー(一定量の溶液を吐出する装置)を用いる方法を試みた。あらかじめ液状のゲル材料を加温して粘度を上げ(成分の沈殿を防ぐため)、これをディスペンサーに充填して、型に一定量を流し込み、さらに型ごと再度加温して固化する方法である。この方法でも図 8b に示す様に均質なゲルチップが作製できることがわかった。ディスペンサーに高粘度の液状のゲル材料を充填するという作業が入るが、ディスペンサーの容量の大きいものを用いることで充填作業回数を減らすことができるので、より実用性の高い作製方法であるものと思われる。

さらに、こうした加工プロセスにより、デバイス電極の試作を行った(図 9)。



図 9 試作デバイス電極

D. まとめ

導電性ゲルの基礎特性、および応用評価をした結果、BMI システムが家庭で使用され、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ものと判断された。

そこで、さらに導電性ゲルチップを効率的に作製する方法を検討し、ディスペンサーを用いたゲルチップの作製法が有望であることを見いだした。

さらに、これらの知見に基づきデバイス電極を試作するとともに、市販化に向けた検討も始めた。これらにより、BMI 電極の実用化・普及へと繋げたい。

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

本小課題では、脳卒中や脊髄損傷などにより上肢に麻痺のある患者を対象に、脳波から患者の運動意図を読み取り、患者の上肢を動かすアシストスーツを開発している。

昨年度までにおいて、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や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に加え、より柔軟に装着者の運動機能に合わせた運動補助を可能とするため、運動速度の調整や手先運動軌道の自動生成を行うシステムソフトウェアのアップデートを行った。さらに、一昨年度までに実装されていた感覚運動リズムや P300 様脳波による BMI システムに加え、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制御系の実装を行った。この SSVEP による制御システムを利用し、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。我々は、以上の BMI 型上肢アシストスーツを BOTAS

(BMI-based Occupational Therapy Assist Suit) と名付け、研究開発を進めている。

昨年度実装した SSVEP による制御システムは、目的の脳波を誘発するため 6~8Hz の低周波帯域で点滅する視覚刺激を利用して。本年度は、より実用的で使いやすいシステムを構築するため、高周波視覚刺激を利用した制御系の実装を行った。さらに、BOTAS の操作をより随意的に行えるように

することを目的として、不全麻痺患者を対象とした表面筋電位による制御系を実装した。

また、BOTAS は大型の駆動力供給ボックスを必要とし、装着した状態での移動が困難であるため、より軽量で日常生活での使用が可能な、脳波・表面筋電位による制御を行うことができるアシストスーツ BRENDA

(BMI-based Robotic Exoskeleton for Neurorehabilitation and Daily Activities) を新たに開発した。

以下では、これら BOTAS 制御系の改良に関する本年度の研究および BRENDA の開発について詳細を述べる。

B. 研究方法

B-a. BOTAS 制御系の改良

BMI 型上肢アシストスーツ BOTAS 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。以下では、ハードウェア仕様、安全性、脳波による駆動システム、表面筋電位による駆動システムについてを紹介する。

ハードウェア仕様

BOTAS 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 9 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、アクチュエーター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や、装着感向上を目的として柔軟素材で作成された腕固定ベルト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ている。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。

脳波による駆動システム

これまでの BOTAS の BMI 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)。



図 1: 高周波点滅刺激用 LED フリッカー

昨年度の開発では、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、SSVEP と呼ばれる視覚刺激誘発性の脳波を利用した。健常者 12 名および頸髄損傷者 3 名による検証の結果、特段の訓練がなくとも高い精度で駆動が可能であることを確認した (Sakurada et al., 2011, Soc Neurosci Abstr)。

昨年度実装したシステムでは、6~8Hz の低周波帯域における視覚刺激を利用して SSVEP を誘発することを試みた。しかしながら、このような周波数帯域においてはヒトが点滅 (ちらつき) を知覚してしまうため、長時間利用する際には向いていないという点が解決すべき要素として挙げられた。そこで、本年度はより高周波の視覚刺激によるシステムの構築を行った (Sakurada et al., 2012, Soc Neurosci Abstr)。具体的には、60Hz および 65Hz による点滅刺激を利用し、BMI 型上肢アシストスーツの制御性能を検証した。また、視覚刺激の最適化のために、提示色ごとに輝度調整が可能な LED フリッカーを新規に開発した (図 1)。

表面筋電位による駆動システム

上記の脳波による駆動システムは、関節を

全く動かすことができない完全麻痺患者に対して適用できるため大きな価値があるが、装着者が動作を始めようとしてから実際に動作が始まるまでに数秒の遅れが生じること、アシスト対象とする運動の種類を限定する必要があることが、機能や性能を制限していた。一方で、上肢の運動機能がわずかにでも残存している不全麻痺患者が対象である場合は、パワーアシスト装置などで使用されている表面筋電位を用いた制御によって、動作の遅れを小さくしたり、対象とする運動の種類を大幅に増やしたりできる可能性がある。そこで本年度は、表面筋電位による関節角度推定手法(川瀬ら、2012、信学技法)を用い、8つの筋から測定した表面筋電位から肩・肘計2自由度における平衡位置(筋張力が釣り合う姿勢)を推定し、アシストスーツBOTASの肘関節を使用者の上肢の運動意図に合わせてリアルタイムに動かすシステムを開発した(Kawase et al., 2012, Soc Neurosci Abstr)。

B-b. BRENDA の開発

以上で説明したBOTAS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、装具に近い形で身につけることで、日常的に使用可能なBMI

機器として利用できる、より軽量なアシストスーツが求められていた。

本年度はこの要求に答えるアシストスーツとして、脳波と表面筋電位を用いて上肢麻痺患者のアシストを行うための、より軽量なBMI型上肢アシストスーツBRENDAを開発した。以下、そのハードウェア仕様と安全性について述べる。

ハードウェア仕様

BRENDAは、右上肢の肘と指(母指、示指+中指、薬指+小指)計4自由度をアシストし、肘については生体信号に基づき関節のインピーダンス(外力に対する硬さ)を調整することが可能な仕様としている。また、関節付近に装着されたLEDにより、表面筋電位および脳波によるアシストの大きさ、装着者自身が出力した力の大きさなどを可視化し、装着者やその周りにいる療法士などがアシストの効果を確認できるようにしている。これらを制御する基板などは、全体の制御を行うノートPC以外は上腕の下および腰部分に配置され、腰部分に装着するバッテリーにより動作する。ノートPCによる制御についても、将来的に小型の組み込み用PCに置き換えることを想定しており、その際には、小型の脳波・表面筋電位計測装置と組み合わせることで、アシストスーツに関する装置すべてを装着したまま移動を行うことができる。

安全性

各関節の角度とモーター出力はソフトウェアにより監視されており、これらが事前に設定した範囲を超えた場合には、自動的に安全範囲内になるように制御される。

緊急停止スイッチについては、装着者と付添人それぞれが押すことができるよう2つ用意される。緊急停止時およびその他の理由により電源供給が途絶えた場合は、急な脱力により装着者に大きな負荷がかからないよう、肘関節のブレーキと指部分のギアの摩擦力によって、すべての関節がその位置で固定される。

また、関節と逆方向に力がかかり続ける状態になった場合、装置を身体に装着するために使用される機構が外れるよう構成されている。

C. 研究結果 (BOTAS 制御系の改良)

これまで、高周波の視覚刺激により誘発されるSSVEPを利用したアシストスーツ駆動実験において、健常者4名による検証では、平均して3~5秒程度でSSVEPが誘発されてくることが確認された(図2)。さらに、実際にアシストスーツによって運動を補助された状態でボールを運ぶ課題を実施した結果、80~90%の高い精度で目的位置まで到達運動に成功した(図3)。このように、高周波帯域の視覚刺激を用いた条件においても、低周波帯域の条件と同等のパフォーマンスを示すことが確認され、より装着者が使いやすいシステムの構築に成功した。

また表面筋電位を使った駆動システムについては、健常者3名による検証実験を行った。その結果、各被験者は表面筋電位を用いたアシストを受けながら、肘の角度を目標角

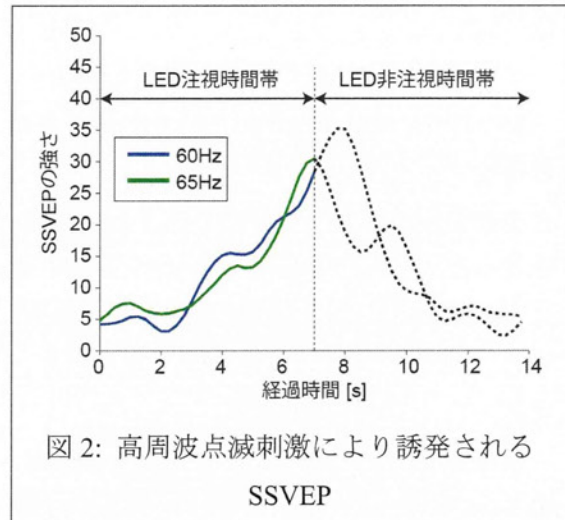


図2: 高周波点滅刺激により誘発されるSSVEP

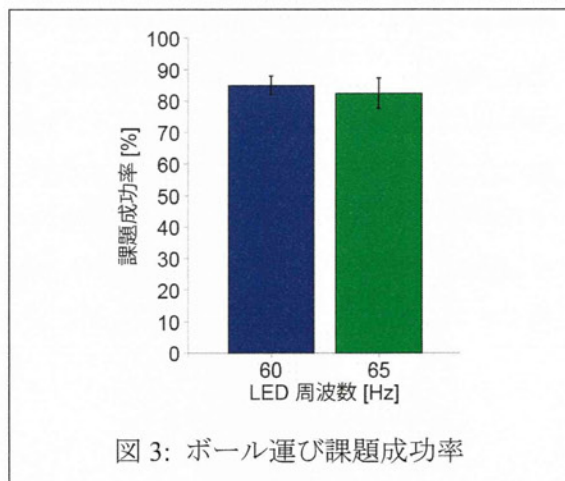


図3: ボール運び課題成功率

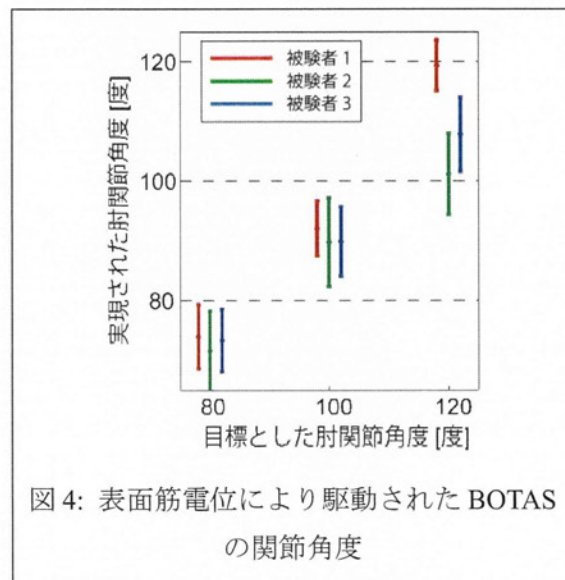


図4: 表面筋電位により駆動されたBOTASの関節角度

度に合わせることができた(目標角度と実現角度の相関: 0.92 ± 0.052) (図4)。