

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ような問題が生じない。

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子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。

(注: 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、普及にともなって、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。また通常の状態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(無線通信の可能範囲)際に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)を十分に

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 ×

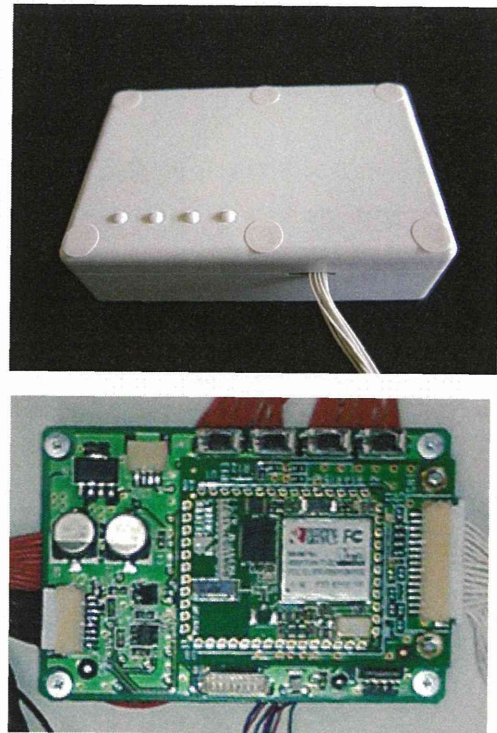


図 1：無線脳波計

(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いけない要素である。

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 を見ることで、SSVEP を動

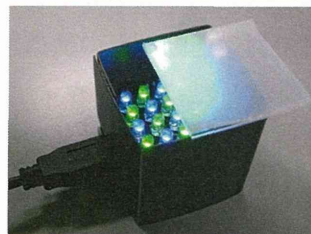


図 1: SSVEP 用 LED フリッカー

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

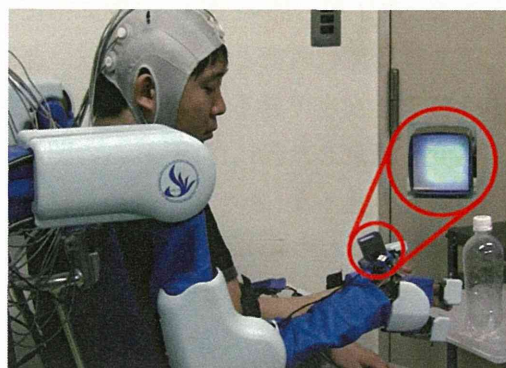
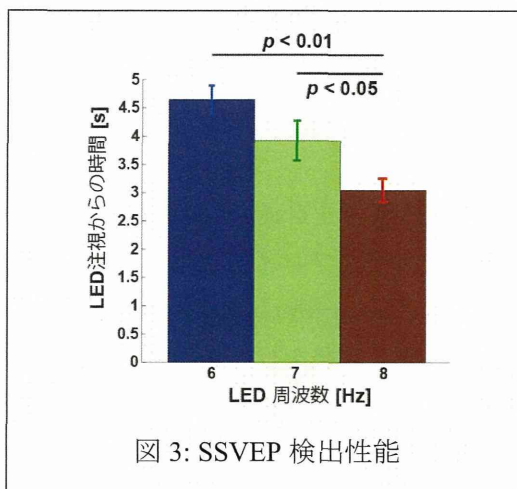


図 2: SSVEP によるアシストスーツ駆動

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りえるか、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 α 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

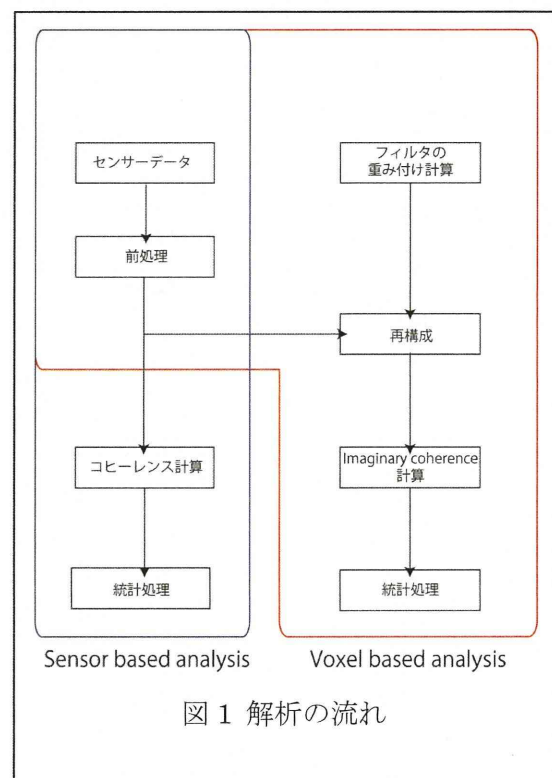
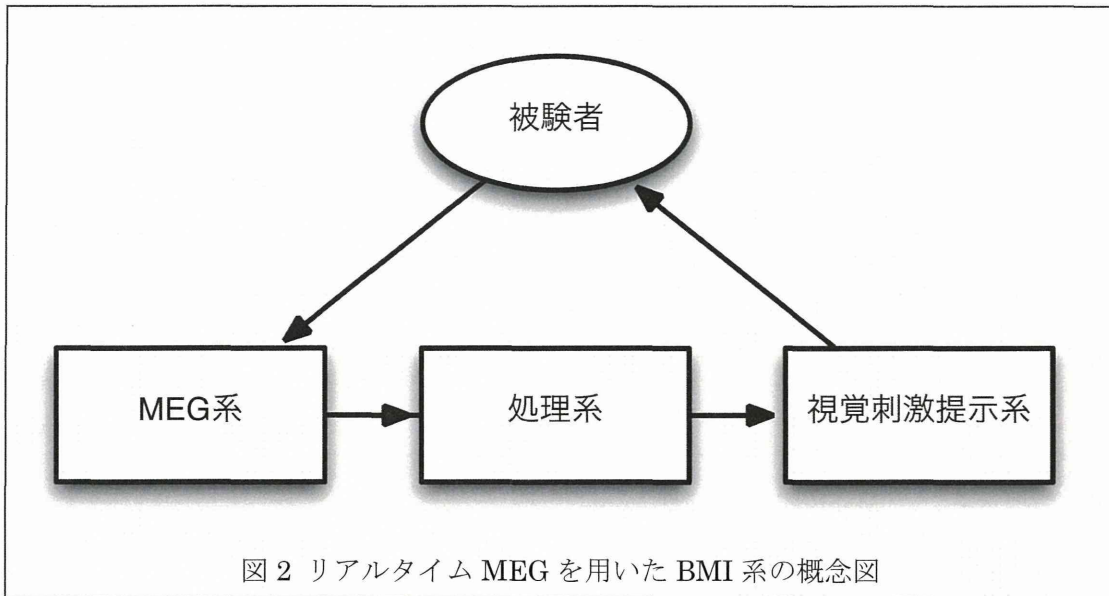


図 1 解析の流れ

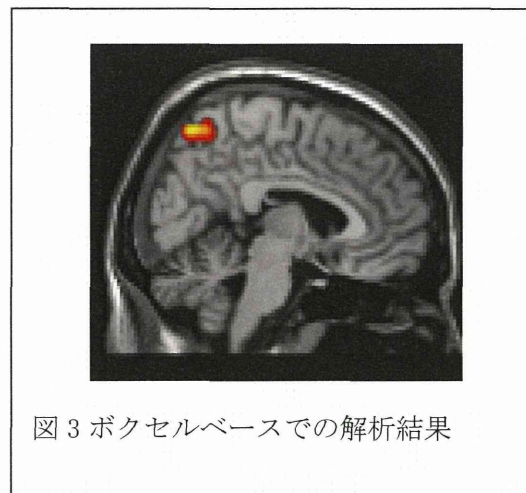


しては図 2 に示す。また、それぞれの系についての情報を表 1 に示す。

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呈示系へと TCP/IP を経由し送信した。そして視覚刺激呈示系からの

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込むことで、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

for brain-machine interface. Neurosci Res, Suppl. 2011. (P2-t13)

Toyama, S., Takano, K., Ikegami, S.,Kansaku, K.Gel-based EEG electrode for Brain-Machine Interface. Neurosci Res, Suppl. 2011. (P2-t10)

Wada, M., Takano, K., Ikegami, S.,Kansaku, K.FMRI activities in the left inferior parietal lobule with left arm over right arm crossing. Neurosci Res, Suppl. 2011. (P2-o17)

書籍

神作憲司. 神経難病の生活を支援する BMI. 「CLINICAL REHABILITATION」別冊: 神経難病疾患のリハビリテーション-ケーススタディーを通して学ぶ. 医歯薬出版, (印刷中)

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, (in press)

Kansaku, K. Brain-Machine Interfaces for persons with disabilities. Systems Neuroscience and Rehabilitation. (Eds) Kansaku, K., Cohen, L.G., Tokyo, Springer, pp. 19-33, 2011.

2. 学会発表

講演等

Kansaku, K.BCI applications to expand range of activities for persons with disabilities. Seminar. Tuebingen University. February 2012; Tuebingen, Germany.

神作憲司. 神経科学と倫理. 東京大学法科大学院・生命倫理と法. 2012 年 1 月; 東京.(講師)

神作憲司. BMI 技術のリハビリテーション分野への応用. 日本神経回路学会/神経科学・リハビリテーション・ロボット工学のシナジー効果に関する研究会+Brain-IS 研究会. 2011 年 6 月; 北九州. (基調講演)

シンポジウム等

神作憲司. 脳機能計測手法の障害者自立支援に向けた応用.第 2 回マルチモーダル脳機能研究会. 2011 年 11 月; 東京.

神作憲司. 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.第 48 回日本リハビリテーション医学会学術集会・パネルディスカッション. 2011 年 11 月; 千葉.

池上史郎、神作憲司、近藤清彦、佐伯直勝. ALS 患者に対する BMI 環境制御システムの開発.第 70 回日本脳神経外科学会総会・シンポジウム. 2011 年 10 月; 横浜

一般口演・ポスター

Wada, M., Suzuki, M., Agarie, H., Takaki, A., Miyao, M.,Kansaku, K.Tactile temporal order judgment in autistic children: an initial report. The 89th Annual Meeting of the Physiological

Society of Japan. March 2012; Matsumoto, Japan.

Ora, H., Wada, M., Salat, D.H., Kansaku, K. Functional connectivity of the left posterior parietal cortex during arm crossing. The 89th Annual Meeting of the Physiological Society of Japan. March 2012; Matsumoto, Japan.

池上史郎、佐伯直勝、高野弘二、和田真、神作憲司. 視覚誘発型 P300 ブレイン-マシン・インターフェイス (BMI) における背景脳活動. 第 51 回日本定位・機能神経外科学会. 2012 年 1 月; 東京.

和田真、鈴木繭子、東江浩美、高木晶子、宮尾益知、神作憲司. 触覚時間順序判断における自閉症者の応答特性. 第 28 回国立障害者リハビリテーションセンター業績発表会. 2011 年 12 月; 所沢.

櫻田武、川瀬利弘、高野弘二、神作憲司. 多様なリハビリ運動実現のための BMI 型女子アシストスーツ. 第 28 回国立障害者リハビリテーションセンター業績発表会. 2011 年 12 月; 所沢.

大良宏樹、小松知章、中島八十一、神作憲司. P300 と定常視覚誘発電位を併用した BMI 型環境制御装置. 第 28 回国立障害者リハビリテーションセンター業績発表会. 2011 年 12 月; 所沢.

池上史郎、佐伯直勝、高野弘二、小松知章、和田真、神作憲司. 視覚誘発型 BMI 使用時における背景脳活動の評価. 第 22 回千

葉臨床神経生理研究会. 2011 年 11 月; 千葉.

Takano, K., Sekihara, K., Iwaki, S., Kansaku, K. Mapping functional connectivity during P300-BCI: an MEG study. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

Sakurada, T., Takano, K., Kansaku, K. A BCI-based OT-assist suit for paralyzed upper extremities: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

Ora, H., Komatsu, T., Nakajima, Y., Kansaku, K. A BMI based environmental control system: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

Wada, M., Kansaku, K. Effect of eyes opening and closing on tactile temporal order judgment. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

池上史郎、高野弘二、近藤清彦、神作憲司. ALS 患者に対する視覚誘発型 BMI システムの開発. 第 48 回日本リハビリテーション医学会学術集会. 2011 年 11 月; 千葉.

Takano, K., Toyama, S., Komatsu, T., Nakajima, Y., Kansaku, K. Metal pin electrode for brain-machine interface. The 34th Annual

Meeting of Japan Neuroscience Society.
September 2011; Yokohama, Japan.

Toyama, S., Takano, K., Ikegami, S.,Kansaku, K.Gel-based EEG electrode for Brain-Machine Interface. The 34th Annual Meeting of Japan Neuroscience Society.September 2011; Yokohama, Japan.

Wada, M., Takano, K., Ikegami, S.,Kansaku, K.FMRI activities in the left inferior parietal lobule with left arm over right arm crossing. The 34th Annual Meeting of Japan Neuroscience Society.September 2011; Yokohama, Japan.

櫻田武、高野弘二、小松知章、神作憲司。
BMI 型上肢アシストスーツによる多様なリハビリ運動実現のための多関節制御手法.第 5 回 Motor Control 研究会. 2011 年 6 月; 岡崎.

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、脳波測定用部材、及び、脳波測定装置.(特願 2011-262032). 出願日 2011.11.30.

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金 (障害者対策総合研究事業)

分担研究報告書

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に関する研究

分担研究課題名 ロボットスーツ HAL の障害者自立支援機器への展開に関する研究

分担研究者 山海 嘉之 筑波大学大学院システム情報工学研究科教授

研究要旨

本研究は、活動領域拡張医療機器開発事業として、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に関して、研究を推進するものである。BMI に関しては、非侵襲型のインタフェースを用いることとし、また、障害者自立支援機器として、これまで研究開発を進めてきたロボットスーツ HAL を改良・活用する。本年度は、従来装置を改良することによって、下肢用試験システムの開発推進、ならびに、上肢用試験システム、把持動作支援用のハンド・フィンガー部を準備し、実験を行った。

A. 研究目的

本研究では、活動領域拡張医療機器開発事業として、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に関して、研究を推進することを目的としている。

従来装置を改良することによって、下肢用試験システムの開発推進、ならびに、上肢用試験システム、把持動作支援用のハンド・フィンガー部を準備し、基礎的実験を行う。

B. 研究方法

現状の BMI 技術による分解能を検討すると、侵襲型であっても非侵襲型であっても高い分解能を期待する事は現時点では困難であるため、検討の結果、本研究では非侵襲型の適用が当面は妥当であると判断し、これを想定して研究を進めている。また、運動機能障害者の自立支援機器として、これまで研究開発を進めてきたロボットスーツ HAL を改良・活用することで研

究推進の効率化をはかり、改良型試験装置の製作と基礎実験を行う。

(倫理面への配慮)

人支援技術の研究開発の推進には、被験者に対する適切な対応が求められるため、当該研究では、厚生労働省の臨床研究に関する倫理指針を遵守した。

C. 研究結果

研究開発方針に従って、従来から研究開発を進めてきた下肢用試験システムの開発推進、ならびに、上肢用試験システム、把持動作支援用のハンド・フィンガー部を当該研究開発推進のために改良を行い (機構的/電子的/制御論的機能の拡充)、動作試験等の実験を継続している。

従来より開発を進めてきた装着型サイバニックハンド・フィンガーに改良を加え (図 1)、さらなる小型軽量化や制御精度向上を目指し、現在改良試作および動作検証を進めている。準備を進めている上肢と接合すべく改良を加えている。

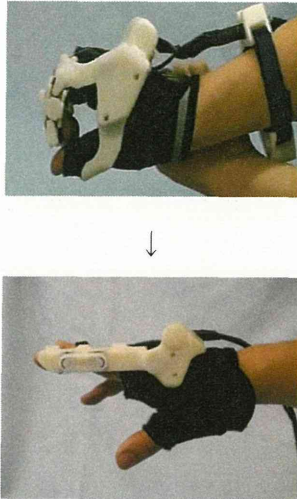


図1 装着型サイバニックハンド・フィンガー(改良版)

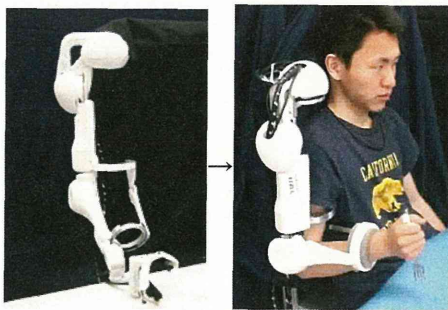


図2 上肢用 HAL

また、従来より開発を進めてきた上肢用 HAL についても図 2 に示すような改良を加え、動作検証を実施中である。

さらに、単関節下肢用 HAL のインタフェース部に対して、BMI との連動が可能となるよう、機構的／電子的／制御論的機能の改良を行っている。更に、BMI についても可能な範囲で試行を実施した。図 4 に示すような試作品を制作した。システム全体を組み上げてゆく過程で、要素技術が機能していることを確認するために、簡単なシステムを構成し、脳活動パターンの信号を用

いて基礎実験を試みている。

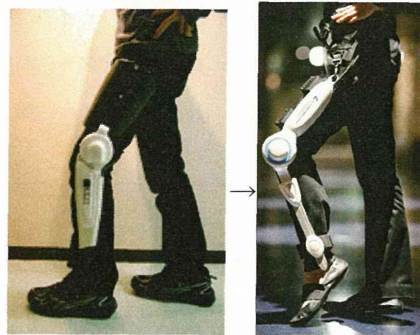


図3 単関節下肢用 HAL(インタフェース改良版)

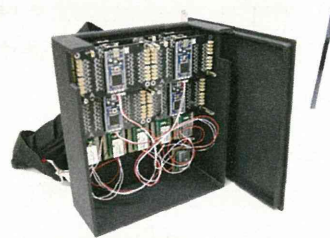
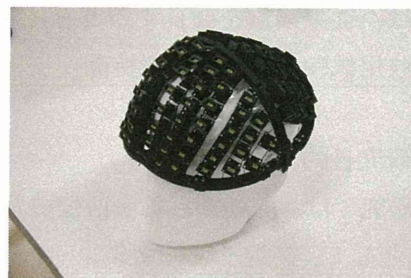


図4 新開発 BMI ヘッドセットと
コントロールボックス

D. 考察

各要素の技術的な改良を行なうことができた。システム全体については、現在、全体の動作検証を進めている。別途インタフェースユニットを構成することも検討する。

E. 結論

当該研究推進のため、機構的／電子的／制御論的機能を自律システムとして適用で

きるよう要素技術の研究開発を進めることができた。

F. 健康危険情報

該当なし

G. 研究発表

(関連研究の成果を含む)

1. 関連する論文発表

- 1) Atsushi Tsukahara, Yasuhisa Hasegawa and Yoshiyuki Sankai, "Gait Support for Complete Spinal Cord Injury Patient by Synchronized Leg-Swing with HAL," Proc. of the 2011 IEEE/RSJ Int' l Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS2011), San Francisco, CA, USA, pp. 1737 - 1742, 2011.
- 2) S.R. Taal and Y. Sankai, "Exoskeletal spine and shoulder girdle for full body exoskeletons with human versatility", Proc. of the International Conference on Robotics and Automation 2011, May 2011, pp. 2217-2222
- 3) Cota Nabeshima, Hiroaki Kawamoto, Yoshiyuki Sankai, Typical Risks and Protective Measures of Wearable Walking Assistant Robots, Proceedings of 2011 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, 2011 (in press)
- 4) Hiroaki Kawamoto, Tomoya Shiraki, Tasuku Otsuka and Yoshiyuki Sankai, Meal-Assistance by Robot Suit HAL using Detection of Food Position with Camera, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2011 (in press)
- 5) Tasuku Otsuka, Ko Kawaguchi, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, Development of Upper-limb type HAL and Reaching Movement for

- Meal-Assistance, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2011 (in press)
- 6) K. Hasebe, H. Kawamoto, K. Kamibayashi, A. Matsushita, and Y. Sankai. Stepwise Process of Clinical Trials in Safety-Conscious Development of Human Assistive Robots, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2011 (in press)
 - 7) K. Yamawaki, H. Kawamoto, K. Eguchi, Y. Nakata, Y. Sankai and N. Ochiai, Gait training for a spinal Canal Stenosis Patient using Robot Suit HAL -A Case Report-, Proceedings of the 5th world congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine, 2011 (in press)
 - 8) 山海嘉之, 鍋島厚太、河本浩明, ロボットスーツHALの安全技術, 日本ロボット学会誌 Vol. 29 No. 9 pp. 780~pp. 782 2011
 - 9) Shiori Oshima, Yoshiyuki Sankai, "Development of Red Blood Cell- Photon Simulator for Optical Propagation Analysis in Blood using Monte Carlo Method", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Volume: 15, Issue: 3.
 - 10) 林知広, 岩月幸一, 山海嘉之, "神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意思推定と歩行アシスト", 日本機械学会論文集C編, Vol. 77, No. 774 (2011), pp. 439-449
 - 11) 長谷部浩二, 河本浩明, 上林清孝, 松下明, 山海嘉之. 段階的な臨床試験プロセスによる人支援型ロボット開発の提案, 日本ロボット学会誌, vol. 29 (3), pp. 14-18, 2011
 - 12) 山田陽滋, 山海嘉之, 河本浩明, 李秀雄, 鍋島厚太, 山海嘉之: パワー